



# DGUV Report 3/2020

## MEGAPHYS

Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen  
am Arbeitsplatz

## **Impressum**

**Herausgegeben von:**  
Deutsche Gesetzliche  
Unfallversicherung e. V. (DGUV)

Glinkastraße 40  
10117 Berlin  
Telefon: 030 13001-0 (Zentrale)  
Fax: 030 13001-9876  
E-Mail: [info@dguv.de](mailto:info@dguv.de)  
Internet:  
[www.dguv.de](http://www.dguv.de)

Titelbild: © Kaj Kandler/[kombinatrotweiss.de](http://kombinatrotweiss.de)

Stand: November 2020

# **DGUV Report 3/2020**

## **MEGAPHYS**

Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer  
Belastungen am Arbeitsplatz

Abschlussbericht zum Kooperationsprojekt von BAuA und DGUV

**Band 2**

# Inhaltsverzeichnis

## Teil A

### **Weiterentwicklung und Evaluierung von Ansätzen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen für die Methodenebene Experten-Screening**

Autoren: R. Bruder, K. Schaub, A. Sinn-Behrendt, M. Oberle,  
K. Berg, M. Nickolai, J. Wakula

Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD)

## Teil B

### **Weiterentwicklung und Evaluierung von Ansätzen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen für die Methodenebene Messtechnische Analyse im Feld**

Autoren: B. Weber, D. H. Seidel, M. Brütting, D. Ditchen, M. Eul,  
U. Glitsch, K. Heinrich, I. Hermanns-Truxius, U. Hoehne-  
Hückstädt, R. Lietz, M. Post, L. H. Barrero, R. Ellegast

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)

## Teil C

### **Gefährdungsbeurteilung „Muskel-Skelett-System – Weiterentwicklung und Evaluierung von Methoden und Werkzeugen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen hinsichtlich der biomechanischen Auswirkungen auf das Muskel-Skelett-System und insbesondere die Wirbelsäule“**

Autoren: M. Jäger und C. Jordan unter Mitarbeit von K. Lukaszewski,  
J. Voß, K. Kostarelos und A. Luttmann

Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo)

# Teil D

## **Ebenenübergreifende Evaluierung: Vergleich der Belastungsbewertungen aus der MEGAPHYS-Feldstudie (Methodenebenen Spezielles Screening, Experten-Screening und Messtechnische Analyse)**

### **Teil D.1: Vergleich der Belastungsbewertungen des Speziellen Screenings und des Experten-Screenings**

Autoren: M. Oberle<sup>1</sup>, M. Schust<sup>2</sup>, H. Märki<sup>1</sup>, K. Berg<sup>1</sup>, R. Bruder<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) / <sup>2</sup> Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA)

### **Teil D.2: Vergleich der Belastungsbewertungen des Speziellen Screenings und der Messtechnischen Analyse**

Autoren: M. Schust<sup>1</sup>, F. Liebers<sup>1</sup>, D. H. Seidel<sup>2</sup>, K. Heinrich<sup>2</sup>, B. Weber<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) / <sup>2</sup> Institut für Arbeitsschutz der DGUV (IFA)

### **Teil D.3: Vergleich der Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse**

Autoren: B. Weber<sup>1</sup>, D. H. Seidel<sup>1</sup>, I. Hermanns-Truxius<sup>1</sup>, K. Heinrich<sup>1</sup>,  
A. Sinn-Behrendt<sup>2</sup>, M. Oberle<sup>2</sup>, R. Bruder<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institut für Arbeitsschutz der DGUV (IFA) / <sup>2</sup> Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD)

# Fazit

**Band 2**

# Kurzfassung

Berufsbedingte körperliche Fehlbelastungen hängen eng mit der Entstehung von Beschwerden und Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems zusammen, die in Deutschland nach wie vor zu den häufigsten Ursachen für Arbeitsausfall zählen. Um Gefährdungen des Muskel-Skelett-Systems gezielt und systematisch zu ermitteln und zu beurteilen und daraus entsprechende Präventionsmaßnahmen abzuleiten und umzusetzen, sind geeignete Methoden zur Bewertung auftretender Belastungen und Beanspruchungen erforderlich. Im Rahmen des Gemeinschaftsprojektes MEGAPHYS der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) und der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) wurden Gefährdungsbeurteilungsmethoden für körperliche Belastungen mit unterschiedlichem Detaillierungsgrad entwickelt (Methodenebenen: Spezielles Screening, Experten-Screening, Messtechnische Analyse, Labormessungen/Simulation). Die Ergebnisse werden in zwei Bänden veröffentlicht.

Der vorliegende Band 2, herausgegeben von der DGUV, beschreibt die Neu- und Weiterentwicklungen auf den Methodenebenen Experten-Screening, Messtechnische Analyse und Labormessungen/Simulation.

Auf der Ebene des Experten-Screenings wurden bestehende Instrumente vom Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD) mit dem Ziel einer breiteren Anwendbarkeit überarbeitet, praktisch erprobt und evaluiert. Das IAD integrierte beispielsweise weitere Belastungsarten (Körperfortbewegung) und ergänzte die Bewertung von heterogenen Last- bzw. Kraftfällen und setzte diese in rechnergestützte Tools um („Megaphys-MonKras“, „Megaphys-MultipLa“). Darüber hinaus entstanden Ansätze zur Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Belastungen (Belastungsmatrix) sowie zur Körpersegment-bezogenen Bewertung.

Auf der Ebene der Messtechnischen Analyse erarbeitete und evaluierte das Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) Ansätze für die Beurteilung messtechnisch ermittelter Muskel-Skelett-Belastungsdaten. Die insgesamt 28 Ansätze umfassen biomechanische und leistungsphysiologische Betrachtungsweisen und beziehen sich auf die Körperregionen Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Hände/Handgelenke, unterer Rücken/LWS, Hüfte und Knie. Zusätzlich wurden Indikatoren zur Belastungsanalyse bzgl. des Herz-Kreislauf-Systems und des Arbeitsenergieumsatzes definiert. Hierdurch liegt nun auf der Ebene der Messtechnischen Analyse ein evaluiertes Erfassungs- und Bewertungssystem vor, das sowohl für einzelne Körperregionen als auch insgesamt für Mischbelastungen eine verlässliche Bewertung arbeitsbezogener Muskel-Skelett-Belastungen nach dem MEGAPHYS-Risikokonzept ermöglicht.

Auf der Ebene der Labormessung/-simulation wurden vom Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der Technischen Universität Dortmund (IfADo) Methoden und Werkzeuge zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen hinsichtlich der biomechanischen Auswirkungen auf das Muskel-Skelett-System und insbesondere die Wirbelsäule weiterentwickelt und evaluiert. Das IfADo aktualisierte und/oder ergänzte bestehende Übersichten, Verfahren und Kriterien. Besonders hervorzuheben ist die Kopplung der Systeme *Der Dortmunder* und CUELA, die Weiterentwicklung eines Lumbalbelastungsatlas, die Definierung geeigneter Kenngrößen und Bewertungskriterien der situativen und kumulativen Rückenbelastung, die lumbal-biomechanischen Evaluation von Screening-Werkzeugen sowie die Ableitung der Revidierten Dortmunder Richtwerte.

Weiterhin präsentiert dieser Band die Konvergenzbetrachtungen aus der MEGAPHYS-Feldstudie. Die Arbeitsschichtbewertungen der Methodenebenen Spezielles Screening, Experten-Screening und Messtechnische Analyse wurden paarweise einander gegenübergestellt und hinsichtlich des Zusammenhangs analysiert.

Insgesamt stehen dem präventiven Arbeitsschutz abgestimmte und evaluierte Methoden zur Verfügung, die auf die Prävention von körperlichen Fehlbelastungen im Beruf abzielen. Die unterschiedlichen Detaillierungsgrade der neu- und weiterentwickelten Verfahren gewährleisten, dass den Erfordernissen der Praxis hinsichtlich Genauigkeit und Komplexität der Gefährdungsanalyse entsprochen wird. Die Methoden des Experten-Screenings, der Messtechnischen Analyse im Feld und der Labormessungen bzw. -simulation ermöglichen Ergonomiefachkräften sowie Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftlern komplexe Belastungsfälle nach dem gemeinsamen MEGAPHYS-Risikokonzept zu analysieren und zu beurteilen, die mit einfachen Screeningverfahren nicht abzubilden sind.

# Abstract

Impairing physical stress of occupational origin is closely associated with the incidence of complaints and disorders of the musculoskeletal system. These continue to be among the most frequent causes of absence from work in Germany. In order for hazards to the musculoskeletal system to be identified and assessed selectively and systematically and the results used for formulation and implementation of appropriate preventive measures, suitable methods are required for assessment of the stresses and strains that arise. Within the MEGAPHYS project conducted jointly by the Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA) and the German Social Accident Insurance (DGUV), methods for risk assessment of physical stresses were developed with varying degrees of detail (method levels: special screening, expert screening, measurement-based analysis, laboratory measurements/simulation). The results have been published in two volumes.

The present Volume 2, published by the DGUV, describes the new and further developments on the method levels of expert screening, measurement-based analysis and laboratory measurements/simulation.

On the expert screening level, existing instruments were modified, trialled in practice and evaluated by the Institute of Ergonomics at Darmstadt University of Technology (IAD) with the aim of widening the scope of their application. For example, the IAD integrated further forms of stress (body locomotion), and also added assessment of heterogeneous load/force cases and implemented this evaluation in computer-aided tools (Megaphys-MonKras, Megaphys-MultipLa). Approaches were also developed for describing the sequence of loads (load matrix) and for assessment by body segment.

On the measurement-based analysis level, the Institute for Occupational Safety and Health of the DGUV (IFA) developed and evaluated approaches for the assessment of musculoskeletal load data obtained by measurements. These include approaches, totalling 28, from the perspective of biomechanics and performance physiology, and concern the following body regions: neck/cervical spine, shoulders/upper arms, elbows/lower arms, hands/wrists, lower back/lumbar spine, hips and knees. Indicators were also defined for stress analysis with regard to the cardiovascular system and energy expenditure. An evaluated recording and assessment system is thus now available at the level of measurement-based analysis with which work-related musculoskeletal stresses can be assessed reliably in accordance with the MEGAPHYS risk concept, both for individual body regions and overall for combined stress.

On the level of laboratory measurement/simulation, the Leibniz Research Centre for Working Environment and Human Factors at TU Dortmund University (IfADo) has further developed and evaluated methods and tools for risk analysis of physical stress with respect to the biomechanical effects upon the musculoskeletal system and in particular the spinal column. The IfADo updated and/or supplemented existing overviews, methods and criteria. Particularly noteworthy are coupling of the Dortmund and CUELA systems, further development of an atlas of lumbar stresses, definition of suitable parameters and assessment criteria for situational and cumulative back stress, lumbar/biomechanical evaluation of screening tools and setting of the revised Dortmund guideline values.

This volume also presents the convergence analyses from the MEGAPHYS field study. The assessments per working shift on the method levels of special screening, expert screening and measurement-based analysis were compared in pairs with analysis of their relationship.

Altogether, coordinated and evaluated methods are available for use in preventive occupational safety and health that are geared to prevention of impairing physical stress at work. The different levels of detail of the new methods and further developments of existing methods ensure that the requirements in the field with respect to accuracy and complexity of the risk analysis are met. The methods of expert screening, measurement-based analysis in the field and laboratory measurements/simulation enable ergonomics specialists and researchers to analyse and assess complex stress scenarios in accordance with the jointly produced MEGAPHYS risk concept when the scenarios in question cannot be described by simple screening methods.

# Résumé

Il existe un lien étroit entre les charges physiques élevées au travail et l'apparition de troubles et de maladies du système musculo-squelettique qui, en Allemagne, comptent toujours parmi les causes les plus fréquentes d'absentéisme. Afin d'identifier et d'évaluer systématiquement et de manière ciblée les risques auxquels est exposé le système musculo-squelettique, et d'en déduire et mettre en œuvre les mesures de prévention appropriées, on a besoin de méthodes adéquates permettant d'évaluer les charges et les contraintes qui s'exercent. Dans le cadre du projet commun MEGAPHYS, l'Institut fédéral de la sécurité et de la santé au travail (BAuA) et l'Assurance sociale allemande des accidents du travail et maladies professionnelles (DGUV) ont travaillé ensemble pour développer des méthodes d'évaluation des risques liés aux charges physiques, avec différents degrés de détail (niveaux screening spécial, screening expert, analyse métrologique, mesures/simulation en laboratoire). Les résultats sont publiés dans deux volumes.

Ce deuxième volume, publié par la DGUV, décrit les avancées et les perfectionnements des méthodes, pour les niveaux suivants : screening expert, analyse métrologique et mesures/simulation en laboratoire.

Pour le niveau du screening expert, les instruments existants ont été révisés, soumis à des essais pratiques et évalués par l'Institut de Science du travail de l'Université Technique de Darmstadt (IAD) dans le but d'élargir leurs possibilités d'utilisation. L'IAD a notamment intégré d'autres types de charge (déplacement corporel) et a complété l'évaluation des cas hétérogènes de charge ou de force, les convertissant en outils assistés par ordinateur ('Megaphys-MonKras', 'Megaphys-MultipLa'). Des pistes de solution ont été en outre élaborées pour la description du déroulement chronologique des charges (matrices de charges), ainsi que pour l'évaluation liée aux segments corporels.

Pour le niveau de l'analyse métrologique, l'Institut pour la sécurité et la santé au travail de la DGUV (IFA) a élaboré et évalué des pistes de solution pour l'évaluation des données de charge musculo-squelettique obtenues par des mesures. Les 28 pistes comprennent des approches axées sur la biomécanique et sur la physiologie de la performance et concernant certaines régions du corps : cou/colonne cervicale, épaules/bras, coudes/avant-bras, mains/poignets, bas du dos/colonne lombaire, hanche et genou. Des indicateurs ont été en outre définis pour l'analyse de charge concernant le système cardio-vasculaire et la dépense énergétique liée au travail. On dispose ainsi désormais, au niveau de l'analyse métrologique, d'un système évalué de saisie et d'évaluation qui permet d'évaluer fiablement les charges du système musculo-squelettique selon le concept MEGAPHYS en matière de risques, et ce tant pour les différentes régions corporelles que, d'une manière générale, pour l'exposition à plusieurs charges combinées.

Pour le niveau des mesures/simulation en laboratoire, l'Institut Leibniz pour la Recherche sur le travail auprès de l'Université technique de Dortmund (IfADo) a perfectionné et évalué des méthodes et des outils destinés à analyser les risques liés aux charges physiques pour ce qui est de leurs effets biomécaniques sur le système musculo-squelettique, et en particulier sur la colonne vertébrale. L'IfADo a actualisé et/ou complété les synthèses, méthodes et critères existants. Il convient de souligner particulièrement le couplage des méthodes Der Dortmunder et CUELA, le perfectionnement d'un atlas des charges lombaires, la définition de paramètres et de critères d'évaluation adéquats de la charge dorsale situationnelle et cumulative, l'évaluation biomécanique-lombaire des outils de screening, ainsi que l'élaboration des Revidierte Dortmunder Richtwerte.

Ce volume présente en outre les considérations de convergence de l'étude de terrain MEGAPHYS. Les évaluations effectuées durant les postes de travail pour les niveaux de la méthode screening spécial, screening expert et analyse métrologique ont été comparées par paires et analysées en fonction de leur interrelation.

La SST préventive dispose dans l'ensemble de méthodes coordonnées et évaluées visant à prévenir les charges physiques élevées dans la vie professionnelle. Les différents degrés de détail des méthodes nouvelles ou perfectionnées garantissent leur adéquation avec les exigences de la pratique en termes de précision et de complexité de l'analyse des risques. Les méthodes du screening expert, de l'analyse métrologique de terrain et des mesures et simulations en laboratoire permettent aux ergonomes et aux scientifiques d'analyser et d'évaluer, grâce au concept commun MEGAPHYS, les cas complexes de charge que les simples méthodes de screening ne permettent pas de représenter.

# Resumen

Las malas posturas en el trabajo están en estrecha relación con la aparición de molestias y enfermedades del sistema músculo-esquelético, que en Alemania siguen siendo una de las principales causas de absentismo laboral. Para estimar y valorar de manera detallada y sistemática los riesgos para el sistema músculo-esquelético y poder derivar de ello e implementar las medidas de prevención correspondientes, se requieren los métodos adecuados para la valoración de las cargas y los esfuerzos realizados. En el marco del proyecto conjunto MEGAPHYS del Instituto Federal de Seguridad en el Trabajo y Medicina Laboral (BauA) con el Seguro Social Alemán de Accidentes de Trabajo (DGUV) se establecieron métodos de evaluación del riesgo para cargas físicas con diverso grado de detalle (niveles metodológicos: cribado especial, cribado de expertos, análisis de medición, mediciones de laboratorio/simulación). Los resultados serán publicados en dos tomos.

Este segundo tomo, editado por el DGUV, describe las novedades y los avances en los niveles metodológicos de cribado de expertos, análisis de medición y mediciones de laboratorio/simulación.

A nivel del cribado de expertos, se retomaron, se probaron en la práctica y se evaluaron los instrumentos existentes del Instituto para a las Ciencias del Trabajo de la universidad técnica de Darmstadt (IAD) con el objetivo de obtener una aplicación más amplia. El IAD integró, por ejemplo, otros tipos de cargas (movimiento corporal), completó la evaluación de casos heterogéneos de cargas o aplicación de esfuerzo y las aplicó a herramientas computerizadas („Megaphys-MonKras“, „Megaphys-MultipLa“). Asimismo, se desarrollaron estrategias para describir la secuencia temporal de las cargas (matriz de cargas) así como para la evaluación referida a segmentos corporales.

A nivel del análisis de las mediciones, el Instituto de Seguridad en el Trabajo del DGUV (IFA) desarrolló y evaluó estrategias para valorar los datos de carga músculo-esquelética obtenidos en las mediciones. Un total de 28 enfoques estratégicos incluyeron perspectivas biomecánicas fisiológicas del rendimiento, y se centraron en las regiones corporales del cuello/vértebras cervicales, hombros/parte superior de los brazos, codos/antebrazos, manos/muñecas, parte inferior de la espalda/zona lumbar, caderas y rodillas. Además, se definieron indicadores para efectuar un análisis de cargas respecto al sistema cardiocirculatorio y el metabolismo energético. Sobre esta base se tiene ahora a nivel del análisis de mediciones un sistema evaluado de registro y valoración de datos que permite realizar tanto para las distintas regiones corporales como también para cargas mixtas una evaluación viable de las cargas músculo-esqueléticas a consecuencia del trabajo en aplicación del concepto de riesgo MEGAPHYS.

A nivel de las mediciones de laboratorio/simulación, el Instituto Leibniz de Investigación Laboral de la universidad técnica de Dortmund (IfADo) desarrolló y evaluó métodos y herramientas para analizar los riesgos de las cargas físicas respecto a sus repercusiones biomecánicas sobre el sistema músculo-esquelético y, en especial, la columna vertebral. El IfADo actualizó y/o completó las nociones, los procedimientos y los criterios existentes. Hay que destacar especialmente la combinación de los sistemas de Dortmund y CUELA, el perfeccionamiento de una clase de cargas lumbares, la definición de indicadores y criterios de evaluación adecuados sobre la carga de situación y acumulación sobre la espalda, la evaluación lumbar biomecánica de las herramientas de cribado así como la derivación de los valores orientativos revisados de Dortmund (Revidierte Dortmunder Richtwerte).

Asimismo, este volumen presenta las perspectivas de convergencia del estudio de campo de MEGAPHYS. Las valoraciones de los turnos de trabajo a nivel metodológico del cribado especial, el cribado de expertos y el análisis de medición se cotejaron por pares y fueron analizadas respecto a las posibles interrelaciones.

En conjunto, la seguridad laboral preventiva dispone de métodos coordinados y evaluados con el objeto de prevenir las malas posturas en el trabajo. Los distintos grados de detalle de los procedimientos nuevos y perfeccionados en este sentido garantizan una adaptación a los requisitos de la práctica respecto a la precisión y complejidad del análisis de riesgo. Los métodos del cribado de expertos, del análisis de medición de campo y de las mediciones de laboratorio/simulación permiten a los expertos de ergonomía así como a los científicos y científicas analizar y evaluar casos complejos de cargas según el concepto común de riesgos MEGAPHYS, que no podrían obtenerse con procedimientos de cribado sencillos.

# Vorwort

Mit den technischen Entwicklungen in der Arbeitswelt ergeben sich neue Möglichkeiten in der Arbeitsgestaltung, die zu einer Verbesserung der Prävention von gesundheitlichen Beeinträchtigungen bei körperlicher Arbeit beitragen können. Allerdings ist nicht davon auszugehen, dass physische Belastungen dadurch im Rahmen der Arbeitsgestaltung vernachlässigbar werden. So gab in der BIBB/BAuA Erwerbstätigenbefragung 2012 jeder Vierte an, häufig schwer heben oder tragen zu müssen und jeder Fünfte, häufig in Zwangshaltungen zu arbeiten. Weiterhin berichtete die Hälfte der Befragten, während der Arbeit häufig zu stehen oder mit den Händen Arbeiten auszuführen, die hohe Geschicklichkeit, schnelle Bewegungsabfolgen oder größere Kräfte erfordern. Physische Belastungen können kurz- und langfristig zu Beeinträchtigungen der Gesundheit führen, insbesondere zu Beschwerden und degenerativen Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems, auf die, laut Bericht Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2017, fast ein Viertel der 669 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage in Deutschland zurückgeht. Sie gehören damit zu den häufigsten Gründen für Arbeitsausfall und verursachen hohe volkswirtschaftliche Kosten durch Produktionsausfall. Hinzu kommen Ausgaben beispielsweise für medizinische Versorgung, Rehabilitation, Frühverrentung und Entschädigung.

Vor diesem Hintergrund ist die Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen seit 2013 ein Schwerpunkt der Deutschen Gemeinsamen Arbeitsschutzstrategie (GDA). Weiterhin verfolgt die europäische Agentur für Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz (EU-OSHA) im Zeitraum 2020 bis 2022 das Ziel, Instrumente bereitzustellen und Lösungen anzubieten, die auf Arbeitsplatzebene zur Prävention arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen beitragen können.

Die Gefährdungsbeurteilung bei physischer Belastung am Arbeitsplatz trägt wirksam zur Prävention arbeitsbedingter Gesundheitsgefahren bei. Sie umfasst die Analyse und Beurteilung der Arbeitsbedingungen, die Ableitung und Durchführung der jeweils notwendigen Maßnahmen sowie deren Wirksamkeitskontrolle. Es gibt verschiedene Methoden zur Gefährdungsbeurteilung, die unterschiedlich detailliert sind. Das Spektrum der Instrumente reicht von Grob-Screenings, wie der Checkliste aus der DGUV Information 250-453, über Spezielle Screenings wie den Leitmerkmalmethoden und Experten-Screenings, wie dem Ergonomic Assembly Worksheet (EAWS), bis hin zur messtechnischen Analyse im Betrieb mit dem CUELA-System oder im Labor mit der Möglichkeit von Belastungsschätzungen auf Grundlage biomechanischer Modelle (wie z. B. dem Simulationsmodell „Der Dortmund“). Alle dargestellten Ebenen der Gefährdungsbeurteilung weisen ihre spezifischen Anwendungsbereiche auf, sprechen unterschiedliche Zielgruppen an (betriebliche Praktiker, Ergonomie-Experten, Wissenschaftler) und decken in ihrer Kombination ein breites Feld an Belastungen, Arbeitsbereichen und notwendigen Bewertungsintensitäten ab.

Ein Defizit besteht darin, dass die verfügbaren Methoden überwiegend parallel entwickelt wurden und sich daher teilweise hinsichtlich der Bewertungsprinzipien und Schätzung des Risikos für gesundheitliche Beeinträchtigungen unterscheiden. Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) und die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) sahen daher gemeinsam die Notwendigkeit, auf Grundlage vorhandener Instrumente ein aufeinander abgestimmtes Methodeninventar zu entwickeln. Dieses sollte Gefährdungsbeurteilungsmethoden mit unterschiedlichem Detaillierungsgrad enthalten, um unterschiedlichen Anforderungen der Praxis an den Erhebungsaufwand und die Genauigkeit der ermittelten Belastung entsprechen zu können. Dazu vereinbarten die BAuA und die DGUV das Kooperationsprojekt „**ME**hrstufige **G**efährdungs**A**nalyse **PHYS**ischer Belastungen am Arbeitsplatz MEGAPHYS“. Die fachliche Arbeit erfolgte in Zusammenarbeit mit Projektpartnern aus den Bereichen Arbeitsmedizin, Ergonomie, Biomechanik, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. In einer Feldstudie wurden hierzu an rund 200 Arbeitsplätzen die Belastungsbedingungen analysiert und das Risiko für Beeinträchtigungen der Gesundheit bewertet. Gleichzeitig wurden über 800 Beschäftigte befragt und medizinisch untersucht.

Die Ergebnisse des MEGAPHYS Projekts sind in zwei Bänden publiziert.

In Band 1 werden die Ausgangssituation und die im Projekt eingesetzten Methoden beschrieben. Dazu gehört eine Zustandsanalyse physischer Belastungen in Deutschland und das Konzept zur Schätzung des Risikos für gesundheitliche Beeinträchtigungen. Darüber hinaus fokussiert Band 1 auf die Ergebnisdarstellung der Neu- und Weiterentwicklungen und Evaluierung der Methoden des Speziellen Screenings.

Band 2 umfasst die Ergebnisdarstellung der Neu- und Weiterentwicklungen und Evaluierung der Methoden des Experten-Screenings, der Messtechnischen Analyse und der Laborsimulation. Ferner werden die paarweisen Vergleiche der Belastungsbewertungen der im Feld eingesetzten Methoden Spezielles Screening, Experten-Screening und Messtechnische Analyse präsentiert.

In MEGAPHYS erarbeitete die BAuA in Kooperation mit dem Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie (ASER), der Ergonomieberatung Ulf Steinberg (Ebus) und mit ArbMedErgo Prof. Bernd Hartmann für die Ebene „Spezielles Screening“ sechs Leitmerkmalmethoden als Neu- bzw. Weiterentwicklung: Heben/Halten/Tragen, Ziehen/Schieben, manuelle Arbeitsprozesse, Ganzkörperkräfte, Körperfortbewegung, Körperzwangshaltung. Die in der Feldstudie vorzunehmenden medizinischen Untersuchungen der Beschäftigten wurden vom Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung (IASV) der Universität Tübingen in Zusammenarbeit mit Kern Medical Engineering (KME) durchgeführt. Die Firma Ergo.det (Detlef Trippler) unterstützte zusätzlich bei der Arbeitsplatzanalyse.

Das Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) koordinierte im Rahmen des MEGAPHYS-Projekts die Kooperationspartner Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD) und das Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo). Im Rahmen dieser Zusammenarbeit wurden vom IAD Experten-Screeningverfahren weiterentwickelt und deren Anwendungsbereiche erweitert. Das IFA entwickelte das CUELA-Messverfahren derart weiter, dass nun wesentliche Risikofaktoren für die Körperregionen Nacken/Halswirbelsäule, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/Hände, unterer Rücken/Lendenwirbelsäule, Hüfte und Knie sowie hinsichtlich des Herz-Kreislauf-Systems und des Energieumsatzes quantifiziert und bewertet werden können. Das IfADo koppelte das dort entwickelte biomechanische Menschmodell *Der Dortmunder* mit dem CUELA-Verfahren, um die Anwendung in der betrieblichen Praxis zu vereinfachen. Weiterhin überarbeitete das IfADo den Bewertungsansatz *Dortmunder Richtwerte* und verglich die Bewertung nach Screening-Methoden mit Modellrechnungen des *Dortmunders* (lumbale Bandscheibendruckkräfte, Laborsimulation).

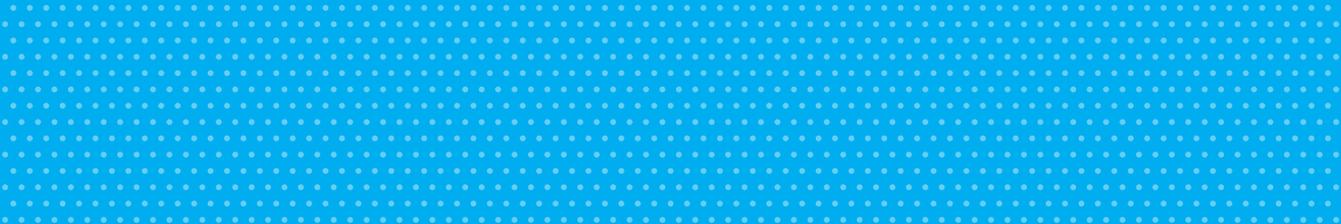
Mit dem Projekt wird Praktikern ein sowohl wissenschaftlich fundiertes als auch praktisch erprobtes Methodeninventar zur Analyse physischer Belastung zur Verfügung gestellt. Das Methodeninventar soll dabei unterstützen, ungünstige Arbeitsbedingungen besser zu identifizieren und somit den präventiven Arbeitsschutz zu verbessern. Damit können Planungen und Ist-Zustände von Arbeitssystemen analysiert werden, um Belastungsschwerpunkte zu erkennen. Mit den unterschiedlich detaillierten Methoden ist die Beurteilung von einfachen bis hin zu komplexen Arbeitsvorgängen möglich. Das Inventar erlaubt damit, eine in ihrem Detaillierungsgrad der jeweiligen praktischen Problemstellung angemessene Methode auszuwählen.

Wir danken allen, die so zahlreich und engagiert an diesem Projekt mitgewirkt haben. Insbesondere gilt unser Dank den Betrieben, die unser Projekt mit Interesse begleitet, den Zugang zu ihren Arbeitsplätzen gewährt und die Befragung und medizinische Untersuchung der Beschäftigten möglich gemacht haben. Weiterhin danken wir dem Projektbeirat, der uns von Anfang an mit seinem Fachwissen zur Seite stand.

Unser Dank gilt auch den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der BAuA und des IFA der DGUV ohne deren kompetenten und engagierten Einsatz der erfolgreiche Abschluss dieses Projekts nicht möglich gewesen wäre.

Isabel Rothe  
Präsidentin der Bundesanstalt  
für Arbeitsschutz und  
Arbeitsmedizin (BAuA)

Dr. Stefan Hussy  
Hauptgeschäftsführer der  
Deutschen Gesetzlichen  
Unfallversicherung (DGUV)



# Teil A

## Weiterentwicklung und Evaluierung von Ansätzen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen für die Methodenebene Experten-Screening

### Autoren

R. Bruder, K. Schaub, A. Sinn-Behrendt,  
M. Oberle, K. Berg, M. Nickolai, J. Wakula

Institut für Arbeitswissenschaft  
der TU Darmstadt (IAD)



# Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung .....	4
A. Methodenebene Experten-Screening.....	5
<b>1 Konzept der Methoden des Experten-Screenings .....</b>	<b>5</b>
1.1 Konzeptuelle Beschreibung .....	5
1.2 Fragestellungen und methodische Vorgehensweise .....	7
<b>2 Methoden des Experten-Screenings .....</b>	<b>10</b>
2.1 Beschreibung der Verfahren Stufe 2.....	10
2.1.1 Belastungsart Körperhaltung und -bewegung (Kh).....	13
2.1.2 Belastungsart Handhaben von Lasten (HvL).....	19
2.1.3 Belastungsart Aktionskräfte (AK) .....	26
2.1.4 Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten .....	30
2.2 Beschreibung Experten-Screenings Stufe 3 (IT-Tools) .....	35
2.2.1 Megaphys MonKras.....	35
2.2.2 Megaphys-MultiLa .....	37
2.3 Beschreibung Verfahren Stufe 4.....	41
2.4 Beschreibung Verfahren Stufe 5.....	44
<b>3 Datenerhebung, Arbeitsplatzanalysen und Ergebnisse zur Validierung des Experten-Screenings .....</b>	<b>47</b>
3.1 Ablauf der Arbeitsplatzbewertung in den Betrieben.....	47
3.2 Ergebnisse.....	49
3.2.1 Erhebungsverlauf.....	49
3.2.2 Übersicht der erhobenen Daten seitens des IAD Erhebungsverlauf.....	51
3.2.3 Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 1-3 Erhebungsverlauf .....	53
3.2.3.1 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Körperhaltung.....	54
3.2.3.2 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Aktionskräfte, Stufe 2 und 3 .....	55
3.2.3.3 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Lastenhandhabung, Stufe 2 und 3.....	57
3.2.3.4 Bewertungsergebnisse für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten .....	58
3.2.3.5 Bewertungsergebnisse für die summarische Betrachtung (Stufe 2 und 3) .....	60
3.2.4 Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 4.....	61
3.2.5 Bewertungsergebnis Verfahren Stufe 5 .....	62
3.2.6 Untersuchung der Konvergenzvalidität .....	65
3.2.7 Untersuchung der Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings.....	67
3.2.7.1 Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die summarische Bewertung .....	69

3.2.7.2	Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Handhaben von Lasten.....	71
3.2.7.3	Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Körperhaltung und Körperbewegung .....	74
3.2.7.4	Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung repetitiver Belastungen der oberen Extremitäten .....	75
3.3	Diskussion .....	77
3.3.1	Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 2-3.....	77
3.3.2	Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 4.....	77
3.3.3	Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 5.....	78
3.3.4	Revision der Verfahren Stufe 2-5.....	78
<b>4</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>80</b>
<b>5</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>82</b>
<b>6</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>84</b>
<b>7</b>	<b>IAD Anhang/Anhänge .....</b>	<b>86</b>
7.1	Fragebögen Erhebung Corlett-Bishop + Borg, etc. ....	86
7.1.1	Belastungen MA Corlett-Bishop und Borg.....	86
7.1.2	Frageb Teil A 2016-06-06 .....	87
7.1.3	Frageb Teil B 2016-06-06 .....	91
7.2	Anleitungen und Worksheets der Verfahren Stufe 2 .....	104
7.2.1	Allgemeine Regelungen Worksheets .....	104
7.2.2	Anleitung Körperhaltung Bewegung.....	109
7.2.3	Körperhaltung Bewegung WorksheetBestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe .....	130
7.2.4	Anleitung Lastenhandhabung .....	133
7.2.5	Lastenhandhabung Worksheet .....	146
7.2.6	Anleitung Aktionskräfte .....	150
7.2.7	Aktionskraft Worksheet.....	165
7.2.8	Anleitung repetitive Belastungen.....	175
7.2.9	Repetitive Belastungen Worksheet .....	197
7.2.10	Gesamtbewertung Worksheet.....	199
7.3	Anleitungen und Excelsheets der Verfahren Stufe 3 .....	201
7.3.1	Handlungshilfe Expertenscreening MonKras .....	201
7.3.2	MEGAPHYS MonKras 2018 (Screenshots) .....	215
7.3.3	Handlungshilfe Expertenscreening MultiLa .....	219
7.3.4	Megaphys-MultiLa 2018 (Screenshots).....	226
7.4	Verfahren Stufe 4 (Matrix).....	229

7.4.1	Leitfaden Belastungsmatrix.....	229
7.4.2	Belastungsmatrix Worksheet Seite 1 und 2.....	242
7.5	Stufe 5 – Gewichtungsmatrix Körperhaltung zu Körpersegment, Auszüge aus dem Tool .....	244
7.5.1	Stufe 5 Körpersegmentbasierte-sequentielle Bewertung P&P .....	244
7.5.2	Stufe 5 Körpersegmentbasierte-sequentielle Bewertung Bewertung Beispiel: AP698 .....	248
7.5.3	Zuordnung Belastung Körperhaltung zu Körpersegment.....	255

## Kurzfassung

In einem ersten Schritt wurden vorhandene Experten-Screenings für einzelne Belastungsarten (Körperhaltung und -bewegung (Kh), Aktionskräfte (AK), Manuelle Lasthandhabung (HvL), Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.)) um spezifische Belastungskriterien erweitert (Stufe 2). Es handelt sich dabei um die Kriterien Körperbewegung, Arbeitsorganisation und -dichteverteilung sowie die Ausführungsbedingungen bei den Tätigkeiten. Neben einer Einzelbewertung jeder Belastungskategorie ist es außerdem möglich, eine Gesamtbewertung über alle Kategorien durchzuführen. Die relevante Punktzahl ist das Maximum aus Ganzkörperbelastung (Kh + AK + HvL) und repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.). Weiterhin wurde für die Belastungsarten Manuelle Lasthandhabung (HvL) und Aktionskräfte (AK) eine Bewertung (Stufe 3) von heterogenen Last- bzw. Krafftällen ergänzt und in rechnergestützte Tools umgesetzt („Megaphys-MonKras“, „Megaphys-MultiLa“).

Für die Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Belastungsabschnitten wurde eine Erfassungsmethode („Belastungsmatrix“) entwickelt (Stufe 4). Eine Belastungsbewertung findet auf dieser Stufe nicht statt und ist für eine Weiterentwicklung vorgesehen.

Neu eingeführt wurde eine körpersegment bezogene Bewertung (Stufe 5). Mit dieser Methode können die Belastungen nicht nur zeit-, sondern auch körpersegmentbezogen bewertet werden. Dieser segmentbezogene Ansatz wurde in exemplarischer Weise zur Bewertung der Belastungskategorie „Körperhaltung und -bewegung“ (Kh) erprobt und stellt in der weiteren Entwicklung eine Schnittstelle zu den Ergebnissen der messtechnischen Analyse (z. B. CUELA) dar.

Ergebnisse des Experten-Screenings (summarisch) wurden hinsichtlich der Konvergenz mit den subjektiven Bewertungsdaten aus Fragebögen nach Corlett-Bishop (N=160 Personen) und BORG-RPE-Skala (N=135 Personen) analysiert. Die summarische Bewertung des Experten-Screenings (kategorial – Risikokategorien 1-4) korreliert signifikant mit der subjektiven Einschätzung der Beanspruchung nach Borg-Skala, sowohl für Männer ( $r_s$ , Männer = 0,245;  $p = 0,029$ ) als auch für Frauen ( $r_s$ , Frauen = 0,249;  $p = 0,027$ ). Für die subjektive Einschätzung nach Corlett-Bishop konnte keine signifikante Korrelation festgestellt werden.

Die Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings wurde anhand der Übereinstimmung der Bewertung (für einzelne Belastungsarten und summarische Belastung) mit den epidemiologischen Daten (z. B. Jahres-, Wochenprävalenz, subjektive Einschätzung nach Borg-RPE, lumbale Erkrankungen) überprüft und diskutiert.

Umsetzung für die Praxis: Heterogene Belastungssituationen, welche typisch für die Praxis sind, können mit den Experten-Screening-Verfahren (Stufe 2), insbesondere auch mit den rechnergestützten Tools (Stufe 3) gut analysiert werden. Aussichtsreich ist die Verknüpfung von Experten-Screening für die körpersegment bezogene Bewertung (Stufe 5) mit Messverfahren (z. B. CUELA). Hier ist eine erfolgsversprechende zukünftige Entwicklung möglich, da immer mehr gute Sensoren zum Einsatz in der Praxis kommen. In diesem Zusammenhang bietet sich an bei entsprechenden Messdaten, die auf eine erhöhte Belastung hinweisen, zunächst eine körpersegment bezogene Bewertung mit Experten-Screenings am Arbeitsplatz vorzunehmen, um den Handlungsbedarf zu prüfen und falls Bedarf besteht, durch eine anschließende Analyse der Bewertungsergebnisse konkrete Hinweise für Gestaltungsmöglichkeiten abzuleiten.

# 1 Konzept der Methoden des Experten-Screenings

## 1.1 Konzeptuelle Beschreibung

Im Rahmen von MEGAPHYS wurden die Methoden der Experten-Screenings basierend auf dem Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS) (Schaub, K., Caragnano, Britzke & Bruder, 2013) erweitert und weiterentwickelt. Diese Methoden wurden validiert und teilweise auf Gebrauchstauglichkeit überprüft.

Das Methodeninventar des Experten-Screenings enthält Methoden sowohl als Papierversion („p&p“) sowie rechnergestützt („IT“). Die Methoden adressieren die folgenden vier Belastungskategorien:

- Körperhaltung und -bewegung (Kh)
- Aktionskräfte (AK)
- Manuelle Lasthandhabung (HvL) (Heben/Halten/Tragen/ Ziehen/Schieben)
- Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.)

Das Konzept des Methodeninventars des Experten-Screenings ist in Abbildung 1.1 dargestellt.

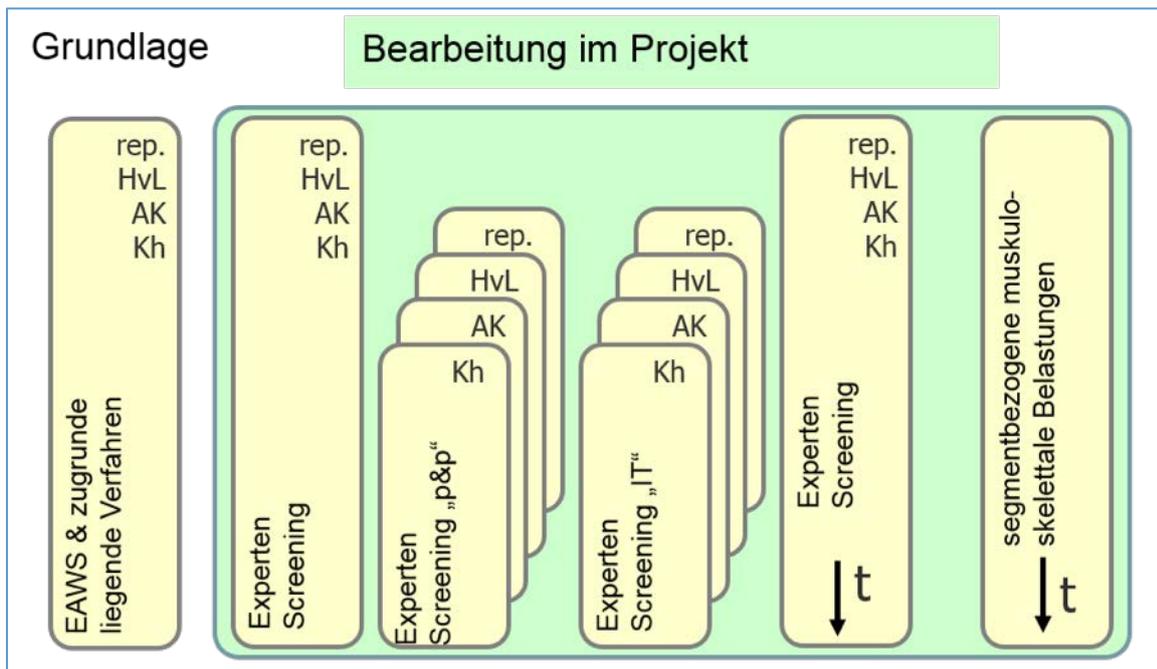


Abbildung 1.1: Konzept des Methodeninventars des Experten-Screenings

Abbildung 1.2 verdeutlicht die einzelnen Stufen der Entwicklung des Methodeninventars. Stufe 1 des Experten-Screenings enthält erste Anpassungen am Basisverfahren EAWS, z. B. durch die Ergänzung der Körper(fort)bewegung unter der Belastungsart Kh. Für Stufe 2 liegt für jede der vier Belastungsarten ein eigenständiges Verfahren vor. Zudem wurden die Verfahren im Vergleich zu Stufe 1 inhaltlich weiterentwickelt. Neben der Bewertung der jeweiligen Belastung

nach Höhe und Dauer werden in allen Belastungskategorien die Arbeitsorganisation und -dichteverteilung sowie die Ausführungsbedingungen der Arbeit beurteilt. Zudem liegt ein weiteres Verfahren zur Ermittlung einer summarischen Bewertung über alle Einzelbelastungen vor. Die rechnergestützten Verfahren in Stufe 3 sind mit komplexeren Rechenvorschriften zur Bestimmung körperlicher Belastungen hinterlegt. Im Rahmen von MEGAPHYS wurden zunächst die Belastungsarten HvL sowie AK weiterentwickelt, um in der Praxis vorkommende multiple Lastfälle und heterogene Kraftfälle bewerten zu können. Für die Belastungsarten Kh sowie rep. existieren bereits digitale Lösungen, z. B. IGEL (vgl. Wagner, Nickolai, Schaub & Bruder, 2013). Da für Kh lediglich eine Ergänzung der Belastungskategorien um die Komponente der Körperbewegung erfolgte, weisen beide Verfahren weiterhin hohe Ähnlichkeit zu den bestehenden Verfahren auf. Eine Digitalisierung im Rahmen von MEGAPHYS wurde daher zugunsten der Entwicklung und Validierung der anderen Methoden nicht verfolgt. Mit Stufe 4 wird die Erfassung des zeitlichen Verlaufs von Tätigkeiten über die Belastungskategorien hinweg mittels einer Belastungsmatrix („p&p“) ermöglicht. Das Methodeninventar beinhaltet mit der Stufe 5 den Entwurf für eine Bewertungsmethode, mit der die Belastung nicht nur zeit-, sondern auch körpersegmentbezogen bewertet werden kann. Dieser segmentbezogene Ansatz wurde in exemplarischer Weise zur Bewertung der Belastungskategorie Kh realisiert und stellt fortführend eine Schnittstelle zu den Ergebnissen der CUELA-Messung (s. z. B. BGIA-Report 2/2007) dar.

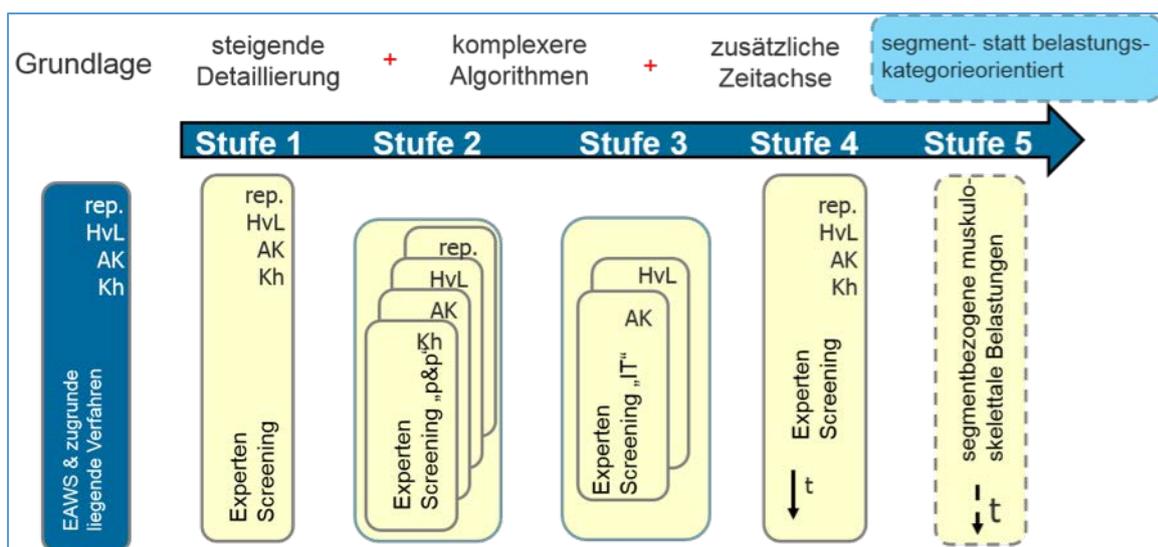


Abbildung 1.2: Entwicklungsstufen des Experten-Screenings in MEGAPHYS

Ziel des gesamten Methodeninventars ist die Durchführbarkeit einer Risikobeurteilung physischer Belastungen, nicht nur für kurzzyklische, sondern auch für langzyklische/ungetaktete Tätigkeiten.

Die Experten-Screenings wurden so gestaltet, dass sie auf dem aktuellen Stand der Forschung basieren, mit dem Ziel eine bestmögliche Übereinstimmung mit den relevanten CEN- und ISO-Normen zu erreichen.

Die Bewertung im Expertenscreening (Stufe 2) basiert auf dem Prinzip des **Belastungsindex (R)**, der sich aus dem Produkt von **Belastungshöhe** (Intensität I) und **-dauer** (D) ergibt (Abbildung 1.3).

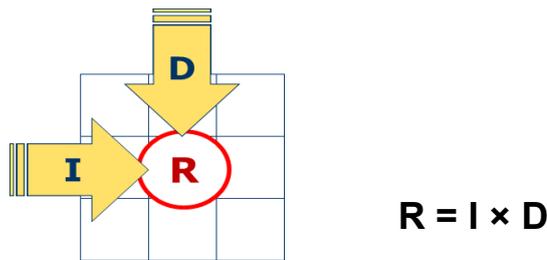


Abbildung 1.3: Zusammensetzung von Belastungsindex (R)

In jeder Belastungsart werden die Punkte für *Belastungshöhe* und *-dauer* für die jeweiligen Tätigkeiten nach definierten Regeln ermittelt und dann die Punkte für die *Belastungshöhe* mit den *Punkten für die Belastungsdauer* multipliziert, um den *Belastungsindex* zu erhalten.

Kapitel 2 beschäftigt sich mit den Methoden des Experten-Screenings. Hierzu werden zunächst die forschungsleitenden Fragestellungen seitens des Experten-Screenings und die darauf basierenden Thesen vorgestellt. Daran schließt sich eine ausführliche Vorstellung und Beschreibung der im Methodeninventar entwickelten Verfahren an. Folgend wird das Vorgehen bei der Datenerhebung dargestellt und ergänzende Erhebungsinstrumente erläutert.

Das Kapitel 3 behandelt die Ergebnisse basierend auf der Datenerhebung für alle angewendeten Methoden des Experten-Screenings. Nach der Vorstellung des Erhebungsverlaufs sowie der deskriptiven Darstellung der seitens des IADs erhobenen Daten folgt die Darstellung der Bewertungsergebnisse für die Stufen 2-3, 4 und 5. Dem schließt sich die Untersuchung der Konvergenz für ausgewählte Vergleichsverfahren und -datensätze sowie die Untersuchung der Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings an.

Abschließend werden in Unterkapitel 3.3 die vorgestellten Ergebnisse diskutiert. Dies erfolgt jeweils für die Stufen 2-3, 4 und 5. Abschließend wird das Potential zur Überarbeitung des Methodeninventars des Experten-Screenings basierend auf den diskutierten Ergebnissen ausgeführt.

Folgend werden die Resultate aus dem Projekt MEGAPHYS hinsichtlich des Methodeninventars des Experten-Screenings erläutert.

## 1.2 Fragestellungen und methodische Vorgehensweise

Als Basis für die weiteren Ausführungen werden zunächst die Fragestellungen sowie die Thesen zur (Weiter-)Entwicklung und Validierung des Methodeninventars dargestellt, wie sie im Studienprotokoll (Klußmann et al., 2015) beschrieben wurden.

### Fragestellungen

Zur Weiterentwicklung und Validierung des Methodeninventars des Experten-Screenings waren folgende Fragestellungen zu bearbeiten:

1. Welche Parameter sind zu erfassen, um physische Belastungen am Arbeitsplatz vollständig beschreiben zu können?
2. Welche Methoden sind einzusetzen, um derartige Parameter angemessen bewerten zu können?

3. Besteht ein Zusammenhang zwischen der mit den Methoden erhobenen Höhe und Dauer der jeweiligen physischen Belastung und den ausgewählten arbeitswissenschaftlichen Bewertungskriterien (Kriteriumsvalidität)?
4. Welche Korrelation besteht zwischen den über die messtechnischen Methoden, dem Experten-Screening und den unterschiedlichen Screening-Verfahren erhobenen körperlichen Belastungen, dem subjektiven Belastungsempfinden sowie den resultierenden Beschwerden?
5. Sind die Methoden des Experten-Screenings von den vorgesehenen Anwendern korrekt einsetzbar?
6. Mit welcher Zuverlässigkeit/Genauigkeit sind die Methoden des Experten-Screenings von den vorgesehenen Anwendern in der Praxis einsetzbar (Reliabilität)?

### **Thesen**

#### Vorgehensweise zu Fragestellung 1:

Zur Bewertung von Arbeitsplätzen ist es notwendig, diese über der Zeit in Tätigkeiten oder quasihomogene Abschnitte aufzuteilen. Dadurch wird es ermöglicht, die gesamte körperliche Belastung detailliert zu beschreiben und so eine genaue Aussage über die Belastungsdosis am Arbeitsplatz zu treffen. So lassen sich auch lang-zyklische/ungetaktete Tätigkeiten erheben und beurteilen. Hierzu ist ein Belastungs-/Entlastungsmodell notwendig. Dieses wird beispielhaft auf Grundlage der im Projekt erhobenen physischen Belastungen für die Belastungsart Kh entwickelt.

Zur Beschreibung der Tätigkeiten an einem Arbeitsplatz werden die Belastungen über die Zeit aufgenommen. Erfasst werden neben der Dauer der Belastung auch deren Höhe und Verteilung im Hinblick auf Körperhaltung/bewegung und äußerem Kraftaufwand (Aktionskräfte, Lastenhandhabung, Finger- und Handkräfte). Treten Besonderheiten wie Schwingungen oder Rückschlagkräfte auf, werden diese ebenso wie die wesentlichen Belastungen aus der Arbeitsumgebung zusätzlich qualitativ erfasst. Mithilfe dieser Informationen sowie zusätzlichen messtechnischen Daten (CUELA-Messung) oder physiologischen Messungen soll ein erweitertes Experten-Screening entwickelt werden. Ziel ist es, jede Tätigkeit bzw. Teiltätigkeit mit unterschiedlichster Belastungshöhe und Dauer zu erfassen und daraus eine Aussage über die körpersegmentbezogene physische Belastung am bewerteten Arbeitsplatz zu treffen.

#### Vorgehensweise zu Fragestellung 2:

Zur Bewertung physischer Belastungen sind Methoden auszuwählen, die geeignet sind, Belastungen, die in den vier Belastungskategorien des Experten-Screenings zu beschreiben und zu bewerten. Hierbei sind neben der Belastungshöhe auch die Belastungsdauer und deren zeitliche Komposition zu betrachten. Solche Methoden können bestehende Bewertungsmethoden des IAD sein (z. B. EAWS, IAD-BkA, IAD-BkB, MonKras, MultipLa), aber auch andere anerkannte Messmethoden (z. B. CUELA, OEMG), für segmentbezogene Beanspruchungsermittlung und -bewertung können hier eingesetzt werden. Zudem ist es möglich, auf arbeitswissenschaftliche Bewertungsansätze zurückzugreifen, welche bei der Entwicklung der Experten-Screenings benutzt wurden (z. B. Energieumsatz, gesamte physiologische Beanspruchung, lokale Muskelbeanspruchung, Biomechanik). Neben diesen soll das subjektive Belastungsempfinden bestimmt werden (z. B. Borg-Skala (CR10); Löllgen, 2004).

Vorgehensweise zu Fragestellung 3:

Mithilfe der im Studienprotokoll beschriebenen Verfahren der Konstruktvalidität, der Physiologie, der Biomechanik sowie psychophysischen Ansätzen und epidemiologischen Erkenntnissen (Klußmann et al., 2015) soll belegt werden, dass die arbeitswissenschaftlichen Theorien zur Bestimmung körperlicher Belastung mit den in der Evaluation festgestellten Belastungen übereinstimmen und das Experten-Screening eine korrekte Risikoabschätzung liefert.

Vorgehensweise zu Fragestellung 4:

Mithilfe des psychophysischen Ansatzes wird das subjektive Empfinden körperlicher Belastungen bestimmt (vgl. Klußmann et al., 2015). Die mit den messtechnischen Methoden, dem Experten-Screening und dem speziellen Screening erhobenen Belastungen dienen als Referenzwerte und werden mit dem erhobenen subjektiven Belastungsempfinden verglichen. Dies dient dazu, eine Korrelation zwischen der Höhe des subjektiven Belastungsempfindens und der Höhe der erhobenen Belastung zu erfassen.

Vorgehensweise zu Fragestellung 5:

Die weiterentwickelten Experten-Screening-Verfahren für körperliche Belastungen wurden von Experten in der betrieblichen Praxis angewendet. Diese Experten haben in den Methoden des Experten-Screenings eine anerkannte Schulung abgeschlossen und arbeiten betriebsintern in der Arbeitsplatzbewertung. Die Ergebnisse der Versionen stimmen mit den Ergebnissen der rechnergestützten sowie anderen Experten-Screening-Verfahren überein.

Vorgehensweise zu Fragestellung 6:

Die weiterentwickelten Versionen des Experten-Screenings werden von Experten in der betrieblichen Praxis angewendet. Diese Experten haben in den Methoden des Experten-Screenings eine anerkannte Schulung abgeschlossen und arbeiten betriebsintern in der Arbeitsplatzbewertung. Bei der Bewertung von Arbeitsplätzen gleicher Belastungsart erreicht ein Anwender gleiche Ergebnisse. Werden die Ergebnisse aller Anwender pro Arbeitsplatz miteinander verglichen, kann festgestellt werden, dass alle Experten mit den Methoden ähnliche Bewertungen generieren.

Auf Grund des erhöhten Aufwands der Datenerhebung und deren Auswertung konnten die Forschungsfragen 5 und 6 im Rahmen der erweiterten Projektlaufzeit nicht mehr adressiert werden. Daher wird im Rahmen des Abschlussberichts auf diese Forschungsfragen nicht weiter eingegangen

## 2 Methoden des Experten-Screenings

### 2.1 Beschreibung der Verfahren Stufe 2

Für das Experten-Screening liegen sechs Verfahren des IAD zur Bewertung physischer Belastungen vor, welche die in MEGAPHYS untersuchten Belastungsarten erfassen. Vier davon als Papier- und Bleistift-Versionen. Diese Screenings umfassen die vier Belastungskategorien *Körperhaltung und -bewegung (Kh)*, *Aktionskräfte (AK)*, *manuelle Lastenhandhabung (HvL, mit Heben/Halten/Tragen sowie Ziehen/Schieben von Lasten)* und *repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.)*. Außerdem wurden zwei rechnergestützte Verfahren /Tools – Megaphys MonKras und Megaphys-MultiLa – für die Belastungskategorien heterogene Aktionskräfte (AK) und multiple Lastenhandhabung (HvL) weiterentwickelt (Stufe 3).

Die Experten-Screenings der Stufe 2 sind alle ähnlich aufgebaut. Nach einer kurzen Beschreibung und Abgrenzung der Belastungsart folgen Merkmale, Bedingungen, Wirkungsprinzip sowie mögliche langzeitige Gesundheitsbeeinträchtigungen. Abschließend folgen Beispiele für Tätigkeiten mit der jeweiligen Belastungsart. Für jede Belastungskategorie der Stufe 2 liegt ein eigenes Worksheet (mind. 2 Seiten), mit dem die Analyse/Bewertung durchgeführt werden kann, sowie eine Durchführungsanleitung vor (s. Anlagen im Kapitel 7 zu Stufe 2). Die erste Seite aller Worksheets ist gleich aufgebaut. Hier werden die Gesamtpunkte der entsprechenden Belastungskategorie berechnet, die sich aus den Punktwerten der jeweiligen Belastungskategorie sowie der Arbeitsorganisation (außer bei Rep.), den Ausführungsbedingungen, der Arbeitsdichteverteilung und der Belastungsdauer zusammensetzen.

Mit dem Endergebnis kann anhand der Punktebewertungstabelle (s. Tabelle 2.1) das Risiko des betrachteten Arbeitsplatzes direkt eingestuft werden. Die Berechnung der Punktwerte der einzelnen Belastungskategorien wird in jeder Papierversion separat betrachtet und erläutert. Neben einer Einzelbewertung jeder Belastungskategorie ist es außerdem möglich, eine Gesamtbewertung über alle Kategorien durchzuführen. Die relevante Punktzahl ist das Maximum aus Ganzkörperbelastung (Kh + AK + HvL) und repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.) (s. Anlagen im Kapitel 7 zu Stufe 2). Die Bewertung repetitiver Belastungen der oberen Extremitäten fließt nicht in die Bewertung der Ganzkörperbelastungen mit ein. Die Bewertungsstufen (grün, gelb, rot) sowie die erforderlichen Handlungsmaßnahmen sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 2.1: Die Bewertungsstufen und die erforderlichen Handlungsmaßnahmen (Stand 2018)

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 - 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z.B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung / Risikobeherrschung überprüfen
> 25 - 50 Punkte	 gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung / Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	 rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Die rechnergestützten Verfahren **Megaphys MonKras** und **Megaphys-MultiLa** (Stufe 3) basieren auf dem Programm Excel. Mit ihnen sind Risikobewertungen von heterogenen Last- und Kraffällen möglich. Diese Fälle erhöhen den Rechenaufwand erheblich und sind deshalb nur mit Rechnerunterstützung bewertbar.

Die Durchführungsanleitungen (s. Anhang, Anlage 7.2) enthalten neben einer Erklärung der Belastungskategorie wichtige Rechenregeln und die Vorgehensweise beim Ausfüllen der Worksheets sowie bei der Berechnung der Gesamtbelastung- /risikopunkte.

Besondere Aufmerksamkeit ist der Anlage 7.2.1 gewidmet, wo die allgemeinen Regeln bei der Anwendung von Worksheets beschrieben sind. Zum Beispiel lautet **Regel G.2** :

Die Belastungsarten „**Körperhaltung und -bewegung (Kh)**“, „**Aktionskräfte (AK)**“ und „**Lastenhandhabung (HvL)**“ schließen sich gegenseitig aus. Eine Ausnahme dazu sind die *Finger-Handkräfte*. Hier gilt: wenn die Kraftanwendung in einer ungünstigen Körperhaltung ausgeübt wird, ist für dieselbe Bewegung **die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ zusätzlich zu der Belastungsart „Aktionskräfte“ Finger-Handkräfte** auszufüllen.

Z. B.: Wenn bei manueller *Lastenhandhabung* oder bei *Aktionskräften* ungünstige Körperhaltungen auftreten, werden diese nicht in der Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“, sondern in den Belastungsarten „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ berücksichtigt (s. Abb. 2.1).



\* Last: Eine Last kann auf die Füße fallen

Abbildung 2.1: Übersicht der Belastungsarten „Körperhaltung und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“; Auszug des Worksheets „Körperhaltung und -bewegung“ für die Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Körpers/ Rumpfes ist exemplarisch in der Abbildung 2.2 dargestellt

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung						
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)			Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme								Zeilensumme	Asymmetrie					
			Dauer [sec/min] = $\frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$									Kopfdreh- neigung 1)	Rumpf- drehung 1)	Rumpf- neigung 1)	Reichweite (RW) 2)		
Statische Körperhaltungen >4 sec Starken Rumpfbeugungen > 60°: Anzahl ≥ 2 / min Knien / Hocken: Anzahl ≥ 2 / min Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10 / min			[%]	5	7,5	10	15	20	27	33	50	67	83				
			[sec/min]	3	4,5	6	9	12	16	20	30	40	50	Höhe   Dauer	Höhe   Dauer	Höhe   Dauer	Höhe   Dauer
			[min/8h]	24	36	48	72	96	130	160	240	320	400	0-5   0-3	0-5   0-3	0-5   0-3	0-5   0-2
				Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer										
<b>Stehen (und Gehen)</b>																	
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2					
2		Stehen, keine Abstützung (nur andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13					
3		Nach vorn gebeugt (20-60°)	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40					
		Mit geeigneter Abstützung	13	2	3,5	5	6,5	8	12	15	20	25					
4		Stark gebeugt >60°	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63					
		Mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	31	38					
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63					
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100					

Abbildung 2.2: Auszug Worksheet „Körperhaltung und -bewegung“

Hinweise zur Interpolation zwischen Skalenwerten in den Worksheets (s. Abbildung 2.3)

$T_a$  und  $T_b$  sind Grenzwerte des Intervalls mit dem Wert  $T_x$ .

$T_x$  steht für Dauer, Häufigkeit oder eine andere Einflussgröße auf der Experten-  
screening-Bewertungsskala.

Der Punktwert „a“ bezieht sich auf den Wert  $T_a$

Der Punktwert „b“ bezieht sich auf den Wert  $T_b$

Welcher Punktwert „x“ bezieht sich auf den Wert  $T_x$ ?



Abbildung 2.3: Hinweise zur Interpolation

### 2.1.1 Belastungsart Körperhaltung und -bewegung (Kh)

Der Inhalt wurde größtenteils aus dem Studienprotokoll (Klußmann et al., 2015) übernommen und entsprechend dem IAD-Experten-Screenings in einzelnen Aspekten angepasst. Dies betrifft Angaben zur Mindestdauer der Körperhaltungen und zur Frequenz der Bewegungen sowie die Präzisierung der Abgrenzung zu den anderen Belastungsarten.

#### *Beschreibung der Belastungsart*

Diese Belastungsart berücksichtigt Tätigkeiten mit überwiegenden bzw. langanhaltenden und durch den Arbeitsprozess oder die persönliche Konstitution vorgegebenen (statischen) Körperhaltungen (> 4 Sekunden) und Bewegungen. Neben statischen Körperhaltungen werden in dieser Belastungsart auch häufige Bewegungen (mehr als zwei starke Körperbeugungen > 60° gegenüber der aufrechten Körperhaltung, mehr als 10 Mal/min Armanheben > 60° zur Senkrechten bezogen auf Schichtdauer) berücksichtigt. Die hier bewerteten Körperhaltungen/-bewegungen sind durch ein geringes Lastgewicht bzw. äußeren Kraftaufwand (< 3 kg, < 30-40 N Aktionskräfte; Wakula et al., 2009) gekennzeichnet.

**Definition:** Als „statisch“ werden alle Körperhaltungen eingestuft, in welchen die Beschäftigten für länger als 4 Sekunden verharren.

**Definition:** Die Eigenschaft „hochfrequent“ liegt etwa bei mehr als 10 extremen (> 60°) Armhuben bzw. mehr als 2 extremen (> 60°) Rumpfneigungen pro Minute.

**Definition:** Geringe Aktions- und Gewichtskräfte ( $\leq 30$  N für Fingerkräfte und  $\leq 40$  N für Arm-Schulterkräfte) sind in der Punktwertung bereits enthalten und werden nicht zusätzlich in den Abschnitten zur Aktionskräften (Modul 2) oder manuellem Handhaben von Lasten (Modul 3) eingestuft.

#### *Abgrenzung zu anderen Belastungsarten*

Sofern die zu analysierende Tätigkeit gleichbleibende, repetitive und/oder kurzzyklische Arbeiten mit oberen Extremitäten beinhaltet, ist alternativ das Verfahren „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ anzuwenden. Überschreiten die äußeren Belastungen 30 N (Fingerkräfte), 40 N (Ganzkörper oder Hand-/ Armkräfte) oder 3 kg (Lastgewicht), so sind die Experten-Screenings für die Belastungsarten „Aktionskräfte“ oder „Handhaben von Lasten“ anzuwenden.

#### *Belastungsartspezifische Bedingungen*

- exaktes Halten oder Bewegen des Körpers bzw. von Körperteilen an der Arbeitsstelle
- Bewegungsgeschwindigkeit und Zustand des Fahrwegs (nur bei Fahren mit Muskelkraft)

#### *Wirkungsprinzip*

Körperhaltungen und -bewegungen führen zu Reaktionskräften (Muskelkräften) des Nackens, des Rumpfes, der ganzen Arme oder der ganzen Beine.

- **Aktive Körperhaltung:** Die belastete Muskulatur wird dauerhaft so hoch angespannt, dass eine hohe statische Muskelbelastung auftritt, die nicht durch Entlastung oder Bewegungen hinreichend unterbrochen wird und sich auf Skelettstrukturen (Gelenke, Wirbelkörper mit Bandscheiben) überträgt.

- Passive Körperhaltung: Es werden Reaktionskräfte durch passive Strukturen (Sehnen und Bänder) aufgenommen und ebenfalls auf Skelettstrukturen (Gelenke, Wirbelkörper mit Bandscheiben) übertragen.

Körperbewegungen erfordern eine hohe Energiebereitstellung bei vorwiegend dynamischer Muskelarbeit großer Muskelgruppen (ganzer Körper, untere Extremitäten – in der Regel ab 60% der Muskelmasse einbezogen) und führen zu einer erhöhten kardiopulmonalen Beanspruchung. Hohe Belastungen sind vor allem im Bereich des Herz-Kreislauf-Systems zu erwarten.

In die biomechanische Stabilisierung des Körpers im Gleichgewicht werden auch angrenzende und funktionell mit der Einnahme von Körperhaltungen verbundene Strukturen (Muskeln, Sehnen, Bänder, Gelenke/ Gelenkkapseln, Knochen) einbezogen und belastet. Weitere Wirkungsmechanismen können je nach anatomischen und biomechanischen Beziehungen u. a. Beanspruchungen von peripheren Nerven (Mononeuropathien), Schleimbeuteln (Bursitiden), Sehnenscheiden (Tendovaginitiden) Sehnenansätzen (Epicondylitiden) oder peripheren Blutgefäßen (Varizen) sein. Überbelastungen sind vor allem im Bereich Nacken/Schulter, unterer Rücken und untere Extremitäten zu erwarten.

*Akute Gesundheitsbeeinträchtigungen* können entstehen durch Überlastungen der Muskel- und Bandstrukturen mit Funktionsstörungen der Kniegelenke sowie Reizungen und Entzündungen der Schleimbeutel.

*Langfristige Gesundheitsschäden* können beispielweise auftreten in Form von:

- Gelenkschäden (Arthrosen) der Kniegelenke oder
- Meniskusschäden der Kniegelenke,
- Chronifizierte Formen von Entzündungen der Schleimbeutel (Bursitis praepatellaris).

*Mögliche „messbare Outcomes“:*

- Biomechanische Betrachtung: Belastung des unteren Rückens mit bevorzugter Betrachtung der Druckkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule.
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz von Beschwerden/ Funktionseinschränkungen/ Erkrankungen bzw. Schmerzen/ Missempfindungen in den Bereichen Nacken/HWS, Schulter/Oberarm, oberer Rücken/HWS, unterer Rücken/LWS und im Bereich der unteren Extremitäten (Hüfte/Oberschenkel, Knie, Sprunggelenke/Füße). Betroffen sein können auch Schleimbeutel (Bursitis), Sehnenansätze (Tendinitis) oder Häufung von Varizen.
- Psychophysische Betrachtung: Betrachtung des subjektiven Beanspruchungsempfindens, wobei von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen wird.
- Muskelphysiologische Betrachtung: lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelspannung
- Energetische Betrachtung: Es wird keine hohe energetische Belastung erwartet, Betrachtung eher nachrangig.

*Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch Körperhaltung und -bewegung:*

Fliesenlegen, Eisenflechten (Betonbau), Handschweißen, Arbeiten an Fließbändern (Gewicht < 3 kg), Deckenmontage Trockenbau, Elektrik etc., Gurkenernte im Liegen, dauerhafte Arbeit am Mikroskop, Mikrochirurgie, Arbeiten im Inneren von Kesseln, Tanks, Schächten, Schiffsdoppelböden usw. Besteigen von Turmdrehkränen, Sendeanlagen, Kontrollbegehungen in

Kanälen, Gehen auf der Baustelle bzw. im Wasserbau, Wartungsarbeiten an Beleuchtungsanlagen, Wartungsarbeiten an Feuerstätten, Wartungsarbeiten in Schächten/ Tanks/Kanälen Industrielle Montagetätigkeiten in einem räumlich begrenzten Umfeld, auch in Kombination mit kurz getakteten, teils repetitiven Tätigkeiten.

Die Sektionen sind bei allen Experten-Screenings ähnlich aufgebaut. Sie beginnen bei den Worksheets mit den beschriebenen und bewerteten drei Gruppen von generellen Bedingungen (s. Abbildung 2.4):

- Arbeitsorganisation (z. B. Arbeitsablauf, Zeitdruck, Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)

1.2 Arbeitsorganisation	Punkte
Arbeitsablauf beeinflussbar / Pausen wählbar / Handlungsspielraum vorhanden / Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten / mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	0
Arbeitsablauf fest vorgegeben / wenige Einzelbewegungen / eingeschränkter Handlungsspielraum / Pausenmöglichkeit eingeschränkt / Zeitdruck / Taktbindung	2

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

1.3 Ausführungsbedingungen	Punkte
Gute Bedingungen: ausreichend Platz / keine Hindernisse im Arbeitsbereich / ebener rutschfester Boden / gute klimatische Bedingungen / „Haltungsstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	0
Eingeschränkt: eingegrenzter Bewegungsraum / Standsicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt / Gerüste / leichte Neigungen der Standfläche	2
Stark eingeschränkt: Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen / Kälte / Nässe / Wind / Glätte / stärkere Neigungen der Standfläche	4

1.4 Arbeitsdichteverteilung	Punkte
Gut: Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt / ausreichende Erholzeiten	1
Eingeschränkt: Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt / noch ausreichende Erholzeiten	1,5
Ungünstig: Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen / zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	2

Abbildung 2.4: Aspekte der generellen Bedingungen

Es folgt die Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer nach der Tabelle 2.2 sowie Punktbewertung und Interpretation der Ergebnisse:

Tabelle 2.2: Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Dauer [h/Schicht]	≤ 1	1,5	2	3	4	5	6	7	8	> 8
Zeitpunkte	1/8	1,5/8	2/8	3/8	4/8	5/8	6/8	7/8	1	1,2

Danach kommt das Worksheet (Abbildung 2.6) für die Analyse/Bewertung der:

- Körperhaltung und Bewegung unter besonderer Berücksichtigung von
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - unteren Extremitäten, insbesondere Knie
  - oberen Extremitäten, sowie Nacken/HWS und Schulter

*Merkmale von Körperhaltung/-bewegung:*

- Dauerhaftes oder häufig wiederholtes Arbeiten im Stehen oder im Sitzen (s. Abbildung 2.6, linker Teil) teilweise ohne die Möglichkeit zur Körperbewegung
- Dauerhaftes oder häufig wiederholtes Arbeiten in Rumpfvorbeuge, seitlicher Rumpfneigung oder Rumpfdrehung, teilweise ohne hinreichende Möglichkeit zur Erholung (s. Abbildung 2.6, rechter Teil)
- Dauerhafte oder häufige starke Kopfneigung insbesondere nach oben oder nach hinten oder seitliche Kopfdrehungen (s. Abbildung 2.6, rechter Teil)
- Dauerhaftes oder häufiges Halten der Arme auf oder über Schulterniveau
- Dauerhafte oder häufig wiederholte körperferne Armhaltungen
- Dauerhaftes oder häufiges Hocken, Knien, Fersensitz oder Kriechen und Liegen in erzwungener Haltung (s. Abbildung 2.6, linker Teil)
- Langzeitiges (erschwertes) Gehen oder Tragen im Gelände bzw. auf Treppen (ggf. Leitern) ab ca. 2 min mit geringen Lastgewichten (< 3 kg)
- Liegen, Steigen auf Treppen, Leitern oder Arbeitsobjekte, Klettern, Kriechen, Radfahren, Ein-/ Aussteigen und Verweilen in (räumlich begrenzten) Arbeitsobjekten.

Der letzte Schritt der Belastungsbewertung ist Bestimmung der Gesamtpunktzahl für die Belastungsart und Interpretation der Ergebnisse:

(	+		+	)	X		X		=	
(Körperhaltungspunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte)	X	Dichteverteilungspunkte	X	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

*Abbildung 2.5: Berechnung der Gesamtpunktzahl*

Detaillierte Informationen zur Vorgehensweise bei der Einstufung der Belastungen durch Arbeitshaltungen und Bewegungen sowie Regeln (K1 –K10) für die Punktbewertung sind in der Anlage 7.2.2 dargestellt. In dieser Anlage ist auch ein Beispiel der Bewertung von Körperhaltungen am Arbeitsplatz „Montieren von Kabeln“ mit einer Lösung enthalten (s. Punkt 3.2 in der Anlage 7.2.2).

In den Worksheet sind zusätzliche **Haltungsbelastungen** durch *asymmetrische Kopf-/Rumpfdrehungen* und seitliche *Kopf-/Rumpfneigungen* analysierbar und bewertbar:

Bewertung der (A)symmetrischen Kopfdrehneigung (s. Worksheet)

- Stehen, Kopfdrehung (Zeile 1 bis 6)
- Stehen, seitliche Kopfneigung (Zeile 1 bis 6)
- Sitzen, Kopfdrehung (Zeile 7 bis 11)
- Sitzen, seitliche Kopfneigung (Zeile 7 bis 11)

- Knien oder Hocken, Kopfdrehung (Zeile 12 bis 14)
- Knien oder Hocken, seitliche Kopfneigung (Zeile 12 bis 14)
- Liegen und Fortbewegung, Kopfdrehung (Zeile 15 bis 18)
- Liegen und Fortbewegung, seitliche Kopfneigung (Zeile 15 bis 18)

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung														
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec Starke Rumpfbiegungen > 60°: Anzahl ≥ 2 / min Knien / Hocken: Anzahl ≥ 2 / min Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10 / min											Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme										Zeilesumme	Asymmetrie			
											Dauer [sec/min] = $\frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$											Kopfdreh- neigung 1)	Rumpf- drehung 1)	Rumpf- neigung 1)	Reichweite (RW) 2)
												Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer						
												0-5	0-3	0-5	0-3	0-5	0-3	0-5	0-2						
												Höhe x Dauer													
<b>Stehen (und Gehen)</b>																									
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2													
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13													
3		Nach vorn gebeugt (20-60°) M it geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40													
4		Stark gebeugt >60° M it geeigneter Abstützung	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63													
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63													
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100													
<b>Sitzen</b>																									
7		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2														
8		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7													
9		Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13													
10		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	18	23	30	40	50													
11		Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75													
<b>Knien oder Hocken</b>																									
12		Aufrecht	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45													
13		Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75													
14		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135													
<b>Liegen u. Fortbewegung</b>																									
15		(Liegen auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113													
16		Klettern	6,7	10	22	33	50	66																	
17		(Treppen) steigen	6,7	10	22	33	50	66																	
18		Rad fahren	6,7	10	22	33	50	66																	

Abbildung 2.6: Worksheet „Körperhaltung und -bewegung“

Die Bewertung von statischen Kopfhaltungen /-bewegungen (Neigungen und Drehungen wird nach den Erkenntnissen aus EN 1005-4 durchgeführt (s. Anlage 7.2.2, Abbildung 2.7 und Abbildung 2.8).

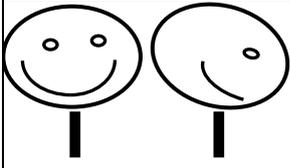
nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz( < 2 pro min )	hohe Frequenz( $\geq$ 2 pro min )
	1 <sup>a</sup>	Grün	Grün	Grün
	2	Rot	Gelb	Rot

Abbildung 2.7: Zonen für Blickrichtung nach oben/ unten(Flexion/Extension der HWS), symmetrisch

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

**Besonderheit für Gelb:** bedeutet **nicht akzeptabel**, falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

Zone 1<sup>a</sup> – Von 0° bis -40° Winkel

Zone 2 – Bei mehr als 0° oder weniger als -40° Blickwinkel

<sup>a</sup> Im Falle einer aufrechten Rumpfhaltung wird empfohlen, Blickrichtungen etwas unter der Horizontalen anzustreben, insbesondere, wenn die Maschine über eine längere Zeit von ein und derselben Person genutzt wird und eine statische Haltung ohne ausreichende Erholungszeit bzw. Körperunterstützung oder hochfrequente Bewegungen erforderlich sind.

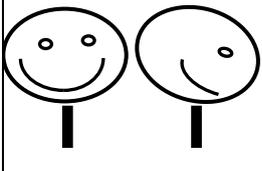
nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz ( < 2 pro min )	hohe Frequenz ( $\geq$ 2 pro min )
	1	Grün	Grün	Grün
	2	Rot	Gelb	Rot

Abbildung 2.8: Zonen für seitliche Halsneigung/ -drehung

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

Besonderheit für Gelb: bedeutet nicht akzeptabel, falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

Halsneigung: Zone 1 – nicht klar erkennbar (ca. 10° oder weniger)

Zone 2 – klar erkennbar /ca. 10° oder mehr)

Kopfdrehung: Zone 1 – Von 0° bis 45°in beide Richtungen

Zone 2 – Mehr als 45°

## 2.1.2 Belastungsart Handhaben von Lasten (HvL)

Der Inhalt wurde größtenteils aus dem Studienprotokoll (Klußmann et al., 2015) übernommen und entsprechend dem IAD-Experten-Screenings in einzelnen Aspekten angepasst. Insbesondere werden beim IAD-Experten-Screenings „HvL“ sowohl Heben/Halten und Tragen als auch Ziehen/Schieben zusammen bewertet.

Das papierbasierte Verfahren (HvL, Stufe 2) ist für einfache Lastfälle zur Bestimmung einer ersten Näherung gedacht. Auf Grund der häufig auftretenden Komplexität, insbesondere bei multiplen und differenten Lastgewichten, wird die Verwendung des MEGAPHYS multiple Lasten-Tool (MEGAPHYS – MultiLa, Stufe 3) empfohlen.

Im Gegensatz zur LMM (Steinberg et al., 2001; Steinberg et al., 2002) ist hier eine Bewertung mehrerer Belastungsarten möglich. Treten verschiedene Lastfälle einer Handhabungsart auf, so werden die Werte häufigkeitsgewichtet gemittelt. Dies gilt ebenfalls bei der Zusammenfassung von unterschiedlichen Körperhaltungspunkten. Wichtige Anmerkung: Lastfälle >25kg für Frauen bzw. >40kg für Männer sollen separat betrachtet werden

### Heben, Halten, Tragen (ohne heterogene Lastgewichte)

#### *Beschreibung der Belastungsart*

Diese Belastungsart berücksichtigt das manuelle Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen von Lasten  $\geq 3$  kg, bei Frauen  $\geq 2$  kg. Lasten können Gegenstände, Personen oder Tiere sein.

- Heben, Umsetzen oder Senken ist das Bewegen einer Last, von einer Position auf eine höhere, gleich hohe oder niedrigere Position, durch menschliche Kraft.
- Halten ist das Fixieren einer Last auf einer bestimmen Position durch menschliche Kraft als überwiegend statischer Vorgang.
- Tragen ist der horizontale Transport einer Last, die nicht den Untergrund berührt, mit menschlicher Kraft und durch Mitführen am Körper.

#### *Abgrenzung zu anderen Belastungsarten*

- Sofern die Last auch verändert wird, sind alternativ die Belastungsarten „Aktionskräfte“ und/oder „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ zu berücksichtigen.
- Sofern das Tragen der Last nicht ausschließlich horizontal oder in Verbindung mit erschwertem Gehen (z. B. Ackerboden, Schächte, Leitern, Steigungen/Gefälle  $> 10^\circ$ ) erfolgt, ist alternativ die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ zu berücksichtigen.
- Heben, Umsetzen, Senken, Halten und Tragen von Lasten mit Hilfsmitteln wie z. B. Zangen oder Schaufeln ohne Veränderung/Bearbeitung des Transportgutes oder das Fangen/Werfen von Lasten ist in Abhängigkeit des Kraftniveaus den Belastungsarten „Aktionskräfte“ oder „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ zuzuordnen.
- Pflgetätigkeiten, die über die, in dieser Belastungsart beschriebenen Definitionen von manuellem Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen hinausgehen, wie z. B. Patiententransfer, sind der Belastungsart „Aktionskräfte“ zuzuordnen.

## *Merkmale von Heben, Halten, Tragen*

### Hauptbelastungen

- Lastgewicht (manuelles Heben, Umsetzen, Senken, Halten und Tragen von Lasten  $\geq$  3 kg Frauen  $\geq$  2 kg)

### *Generelle Bedingungen*

- Arbeitsorganisation (z. B. Arbeitsablauf, Zeitdruck, Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung und -bewegung unter besonderer Berücksichtigung von
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - unteren Extremitäten, insbes. Knie
  - oberen Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter

### *Belastungsartspezifische Bedingungen*

- Positioniergenauigkeit
- Bewegungsgeschwindigkeit
- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Lastposition bezogen auf den Körper
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)
  - Höhe/Position Kraftangriffspunkt
  - Greifausgangshöhe/Greifendhöhe
  - Greifen über Schulterhöhe
  - Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsverstärkung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- 
- Eine/Mehrere Personen

### *Wirkungsprinzip*

Das manuelle Heben, Umsetzen, Senken, Halten und Tragen von Lasten führt zu motorisch-biomechanischen Beanspruchungen insbesondere der Lendenregion sowie zu energetischen und Herz-Kreislauf-Beanspruchungen des gesamten Organismus. Die Höhe der Beanspruchung und damit auch die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehl- und Überbeanspruchungen durch das manuelle Heben, Halten und Tragen von Lasten ist von der Höhe der o.g. Faktoren abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.

Abhängig von der Art, Dauer und der Intensität der Belastungen können akute Beeinträchtigungen und chronischen Gesundheitsschädigungen entstehen:

Akute Gesundheitsbeeinträchtigungen sind insbesondere:

- im unteren Rücken auftretende Überlastungen der Muskeln und Bänder sowie Verheerungsereignisse mit Rückenbeschwerden und Lumboschmerzen,
- an den oberen Extremitäten Überlastungen der Muskulatur, der Bänder, der Schleimbeutel, der Sehnen- sowie Sehnenansätze (Beschwerden, Schmerzen).
- Als Folgen von Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen von Lasten sind auch Verletzungen durch Unfälle (Quetschungen, Stauchungen, Prellungen usw.) zu beachten.

Chronische Gesundheitsschädigungen durch länger andauernde Expositionen sind insbesondere:

- Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges und regelmäßiges Heben und Tragen schwerer Lasten sowie der Halswirbelsäule durch das langjährige und regelmäßige Tragen schwerer Lasten auf der Schulter bzw. Nacken und Kopf
- Erkrankungen der Kniegelenke
- Darüber hinaus sind Veränderungen im Zusammenhang mit Druckerhöhungen im Bauchraum (z. B. Varizenbildung an den Beinen, Hernien) als Belastungsfolgen zu beachten.

*Mögliche „messbare Outcomes“*

- Biomechanische Betrachtung: Hohe Belastung des **unteren Rückens** mit bevorzugter Betrachtung der Druckkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule sowie die Asymmetrie-kennzeichnenden Belastungsgrößen (Scherkräfte, Torsions-/Seitbeugemomente).
- Medizinische Betrachtung: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen in den Bereichen **unterer Rücken, Hand-/Handgelenke** und **Schulter/Oberarm** verursachen. Bei Lastenhandhabungen auf der Schulter zusätzlich **Nackent/HWS**. Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen der unteren Extremitäten **Hüfte-/Oberschenkel, Sprunggelenk/Füße** und insbesondere **Knie** auftreten.
- Energetische Betrachtung: Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, höheren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen des **Herz-Kreislauf-Systems** (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) auftreten.
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden wobei von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen wird.

*Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch Heben, Umsetzen, Senken, Halten, Tragen*

Abladen von Säcken, Paketsortierung, Beladung von Maschinen ohne Hebehilfen, Kommissionieren von Objekten mit Lastgewicht  $\geq 3$  kg, Paletten umladen, Richtarbeiten am Dach von Hand.

## **Ziehen und Schieben**

*Beschreibung der Belastungsart*

Diese Belastungsart berücksichtigt das manuelle Ziehen und Schieben von Lasten  $\geq 3$  kg mit Körperfortbewegung ggfs. auch mit Hilfsmitteln (z. B. Flurförderzeuge wie Karren, Wagen, Roller, Trolleys, (Müll-)Container, Gleiswagen, Rollenbahnen, Kugelbahnen, Hängebahnsysteme) ohne Veränderung/Bearbeitung. Lasten können Gegenstände, Personen oder Tiere sein.

*Abgrenzung zu anderen Belastungsarten*

- Ohne Berücksichtigung von Kraftaufwendungen zum Bewegen von Werkzeugen oder Produkten innerhalb des Bereichs eines Arbeitsplatzes (sonst, abhängig vom Kraftniveau, Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“)

- Gleiten von Kisten, Material über den Boden oder Tisch sind - abhängig vom Kraftniveau - der Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“ zuzuordnen
- Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugelbahnen bei geringer Körperfortbewegung fällt in die Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“

### *Merkmale von Ziehen und Schieben*

#### Hauptbelastungen

- Lastgewicht/Hilfsmittel: manuelles ein- oder zweiarmiges Schieben, Ziehen, Lenken, Manövrieren, Bremsen von Lasten  $\geq 3$  kg incl.
  - Ankippen (z. B. bei Müllbehältern, Sackkarren)
  - Lenken/Manövrieren
  - Bremsen/Beschleunigen
- Beispiele für manuelles Bewegen von Flurförderzeugen mit Körperfortbewegung
  - Einrad-Karren (z. B. Schubkarren)
  - Zweirad-Karren (z. B. „Japaner“, Sackkarre, Müllbehälter)
  - Wagen ohne Bockrollen (nur Lenkrollen), z. B. Einkaufswagen
  - Roller (z. B. Rollbrett), Trolleys
  - Wagen mit Bockrollen (z. B. auch Krankenhausbetten, Müll-Containern)
    - mit und ohne Deichsel
    - in unterschiedlicher Rollenordnung
  - Schienengebundene Transportmittel
    - Gleiswagen
    - Hängebahnen (z. B. Schweinehälftentransport)
  - Rollend ohne Hilfsmittel (z. B. Reifen, Spulen, ...)

#### *Generelle Bedingungen*

- Arbeitsorganisation (z. B. Arbeitsablauf, Zeitdruck, Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - untere Extremitäten, insbes. Knie
  - obere Extremitäten, sowie Nacken/HWS und Schulter

#### *Belastungsartspezifische Bedingungen*

- Positioniergenauigkeit
- Bewegungsgeschwindigkeit
- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Lastposition bezogen auf den Körper
  - symmetrisch/asymmetrisch
  - Ziehen ODER Schieben
  - Vorwärts ODER Rückwärts
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)

- Höhe/Position Kraftangriffspunkt
- Greifhöhen (rechts/links, zeitlich veränderlich)
- Greifen über Schulterhöhe
- Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsstabilisierung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- Eine/Mehrere Personen
- Rollen/Räder bei Flurförderzeugen/Rollen/-Kugelbahnen
  - Zustand der Rollen (Verschleiß)
  - Art der Rollen (Gummi, Hartkunststoff, ...)
  - Anordnung der Rollen
  - Art der Lager

### *Wirkungsprinzip*

Das manuelle Ziehen und Schieben von Lasten führt durch Krafteinsatz des Körpers zu einer Beanspruchung mit Wirkungen auf

- die Gelenke der oberen und der unteren Extremitäten,
- die Wirbelsäule und
- das Herz-Kreislauf-System.

Die Höhe der Beanspruchung und damit auch die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehl- und Überbeanspruchungen durch das Ziehen und Schieben ist von der Höhe der o.g. Faktoren abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.

### *Mögliche „messbare Outcomes“*

- Biomechanische Betrachtung: Es kommt zu Belastungen insbesondere des **unteren Rückens**, so dass die durch Druck-, Schub- und Scherkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule sowie die Asymmetrie-kennzeichnenden Belastungsgrößen (Torsions-/Seitbeugemomente) bevorzugt betrachtet werden sollten.
- Medizinische Betrachtung, Prävalenz und Beschwerden/Erkrankungen: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen in den Bereichen **unterer Rücken, Hand-/Handgelenke, Ellenbogen/Unterarm** und **Schulter/Oberarm** verursachen. Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch Belastungen der unteren Extremitäten auftreten.
- Energetische Betrachtung: Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen des **Herz-Kreislauf-Systems** (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) auftreten
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden, wobei von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen werden kann.

### *Beispiele mit hohen Belastungen durch Ziehen, Schieben*

Postzustellung mit Karre, Kommissionieren mit Wagen, Rollcontainer im Handel, Müllentsorgung, Warenbereitstellung, Krankentransport außerhalb und im Krankenhaus

Die Algorithmen für die Ermittlung von häufigkeitsgewichteten Lastwerte sind in der folgenden Abbildung und Tabelle dargestellt. Die Lastwerte werden nach der LMM-HHT (Steinberg et al.,

2001) und LMM-ZS (Steinberg et al., 2002) bewertet. Das Vorgehen selbst sowie detaillierte Informationen sind in der Anlage 7.2.4 beschrieben.

Manuelles Handhaben von Lasten (pro Schicht)										Lasten									
<b>Lastgewichte [kg] für Umsetzen (Heben / Absetzen), Tragen und Halten sowie Ziehen und Schieben</b>																			
Umsetzen,		Männer	3	10	15	20	25	30	35	40	>40								
Tragen & Halten		Frauen	2	5	7	10	12	15	20	25	>25								
Lastpunkte			1	1,5	2	3	4	5,5	7	8,5	25								
+	Ziehen und Schieben	Männer		Karren, Seil-Balancer	<50	75	100	150	200	250									
		Frauen		Karren, Seil-Balancer	<40	60	80	115	155	195									
	Männer		Transportwagen ohne Bockrollen	<50	75	100	150	250	350	550									
	Frauen		Transportwagen ohne Bockrollen	<40	60	80	115	195	270	425									
	Männer		Transportwagen mit Bockrollen	<50	75	150	250	350	500	600	800	1250							
	Frauen		Transportwagen mit Bockrollen	<40	60	115	195	270	385	460	615	960							
Lastpunkte			Transportmittel			0,5	1	1,5	2	3	4	5	6	8					
<b>Körperhaltung, Position der Last (charakteristische Körperhaltung wählen)</b>																			
+				Oberkörper aufrecht und nicht verdreht, Last am Körper				geringes Rumpfneigen oder -drehen; Last am Körper oder körpfernah				tiefes Beugen oder weites Vorneigen; geringe Vorneigung mit gleichzeitigem Verdrehen des Oberkörpers; Last körpfernah o. über Schulterhöhe				weites Vorneigen und Verdrehen; Last körpfernah; eingeschränkte Haltungsvermögen beim Stehen, Hocken oder Knien			
	Haltungspunkte		1	2				4				8							
<b>Ausführungsbedingungen (nur bei Ziehen und Schieben von Wagen)</b>																			
(+)	sehr geringer Rollwiderstand		Wagen ziehen/schieben auf glattem Boden			auf rauem Boden; über kleine Fugen/Kanten		auf Riffelblech, unebenem Boden oder in/aus LKW		Wagen müssen b. Anfahren losgerisss. werden, stark beschädigter Fahrweg			sehr hoher Rollwiderstand						
	Ausführungspunkte		0	0-2			3		5		6			8					
<b>Häufigkeit der Lastenhandhabung [#Schicht], Haltedauer [min] oder Wegstrecke [Meter/Schicht]</b>																			
x	Häufigkeit Umsetzvorgänge / Ziehen & Schieben kurz					5	25	120	350	750	1000	1500	2000	2500	3000				
	Haltedauer [min]					2,5	10	37	90	180	>240								
	Strecke (Tragen, Ziehen & Schieben) [m]					300	650	2500	6500	12000	16000								
	Häufigkeits-, Dauer- bzw. Wegpunkte					1	2	4	6	8	10	11	13	14	15				
<b>Manuelles Handhaben von Lasten (Ergebnis)</b>																			
19	(Last + Haltung + (Ausführung))		Umsetzen 1)	(	+	)	Halten 1)	(	+	)	Tragen 1)	(	+	)	Ziehen & Schieben 1)	(	+	+	)
	x (#, Dauer o. Distanz)			x	=	x		=	x	=		x	=						
<b>Lasten = Σ Zeile 19</b>			1) Summe der Häufigkeits-, Zeit- und Wegpunkte für alle Tätigkeiten von Umsetzen, Halten, Tragen, Ziehen und Schieben maximal = 15 Pkt												<b>=</b>				

Abbildung 2.9: Seite aus dem Worksheet „Handhaben von Lasten (HvL) (Anlage 7.2.5)

Tabelle 2.3: Zusammenfassung der Ergebnispunkte von HHT und ZS

Handhabungsart		Zeitwichtung	Lastwichtung	Bewegungsgeschwindigkeit / Positioniergenauigkeit	Körperhaltung	Ausführungsbedingungen je Belastungsart	Ergebnis
LMM-HHT	Umsetzen	x	(	+	-	)	
	Halten	x	(	+	-	)	
	Tragen	x	(	+	-	)	
LMM-ZS	Ziehen / Schieben kurz	x	(	+	+	)	
	Ziehen / Schieben lang	x	(	+	+	)	
<b>Summe Ergebnispunkte:</b>							

Zur Bestimmung der Ausführungspunkte für die Berechnung der Gesamtpunktzahl werden hier die Ausführungspunkte gewichtet und summiert (s. Anlage 7.2.4). In dieser Anlage sind auch die Regeln beschrieben.

Tabelle 2.4: Zeitwichtung und Summierung der Ausführungspunkte von HHT und ZS

Handhabungsart		Ausführungsbedingungen Je Belastungsart		Zeitwichtung		Ergebnis Ausführung x Zeitwichtung	
LMM- HHT	Umsetzen		X		=		
	Halten		X		=		
	Tragen		X		=		
LMM- ZS	Ziehen / Schieben kurz		X		=		
	Ziehen / Schieben lang		X		=		
Summe Zeitwichtung:						Summe Ausführung:	
<b>Ausführungspunkte gesamt**:</b>							
<b>Summe Ausführung / Summe Zeit-</b>							
<b>wichtung</b>							

\*Hier wird auf ganze bzw. halbe Zahlen gerundet.

Treten mehrere Handhabungsarten auf, so können sie wie folgt zusammengefasst werden (s. Anlage 7.2.5 und Tabelle 2.5):

1. Es werden alle Zeitgewichtungen und Punktwerte aus den maximal fünf möglichen Handhabungsarten in die untenstehende Tabelle übertragen
2.  $Y$  = Summe aller Zeitgewichtungen berechnen.
3. Überschreitet  $Y$  die maximal mögliche Zeitgewichtung von 10, so ist der Quotient  $Z = 10/Y$  zu berechnen
4. Die Handhabungsart mit dem höchsten Punktwert erhält einen  $Z$ -Wert von 1
5. Die restlichen  $Z$ -Werte werden berechnet und in die 4. Spalte für alle vorliegenden Handhabungsarten eingetragen
6. Nun alle Punktwerte für alle vorliegenden Handhabungsarten mit  $Z$  multiplizieren und in die Spalte „korrigierter Punktwert“ eintragen.
7. Für alle Zeilen die „korrigierten Punktwerte“ addieren
8. Die Summe der korrigierten Punktwerte KPW ist die Gesamtbewertung aller manuellen Lastenhandhabungen

Tabelle 2.5: Zusammenfassung der Gesamtpunktzahl verschiedener Handhabungsarten

Handhabungsart	Punktwert aus speziellem Screening (LMM)	$Z = 10 / Y$	Korrigierter Punktwert KPW
Umsetzen			
Halten			
Tragen			
Ziehen / Schieben kurz			
Ziehen / Schieben lang			
Summe KPW			

In der Anlage 7.2.5 ist ein Beispiel zur Bewertung der Handhabung von Lasten an einem Arbeitsplatz dargestellt.

### 2.1.3 Belastungsart Aktionskräfte (AK)

Bei dieser Belastungsart werden homogene sowohl Ganzkörper-Aktionskräfte als auch Finger-/Hand-Aktionskräfte bewertet und die Angaben zu Mindestkräften und zur Frequenz von kurzzyklischen Arbeiten präzisiert sowie die Merkmale hinsichtlich dynamischer Kräfte angepasst. Für heterogene Kraftausübungen ist das rechnergestützte Tool MEGAPHYS-MonKras (s. Stufe 3) besser geeignet.

#### *Beschreibung der Belastungsart*

Diese Belastungsart berücksichtigt das Aufbringen von Kräften über 30 N (Finger-Handkräfte) sowie >40 N (Ganzkörper) beim Bearbeiten großer Werkstücke, bei der Maschinenbedienung, beim Positionieren von Arbeitsgegenständen oder bei der Benutzung von Werkzeugen, Armaturen und Vorrichtungen. Krafteinleitung überwiegend über Finger- Hände, aber Fortleitung über Rücken, Beine und Füße möglich. Die Kraftausübungsdauer sollte idealerweise im Bereich 3-4 Sekunden, nicht aber unter 1 Sekunde liegen (Wakula et al., 2009)

#### *Abgrenzung zu anderen Belastungsarten*

Sofern die Tätigkeit **Handhaben von Lasten** (das Heben, Umsetzen, Senken, Halten, Tragen, Ziehen und/oder Schieben von Lasten  $\geq 3$  kg) beinhaltet, sind alternativ die Belastungsarten „Heben, Halten, Tragen“ und/oder „Ziehen und Schieben“ zu berücksichtigen. Sofern die Tätigkeit gleichbleibende, kurzzyklische Arbeiten ( $> 15/\text{Min}$ ) mit überwiegend geringeren Aktionskräften ( $< 30\text{-}40$  N) und kleineren Werkzeugen beinhaltet ist alternativ die Belastungsart „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.)“ zu berücksichtigen.

#### *Merkmale von Aktionskräften*

Aufbringen von Ganzkörper- (beidhändig) und Finger-/Hand (einhändig) Aktionskräften (in Krafrichtungen und -haltungen s. Abbildung 2.10 und Abbildung 2.11) wie:

- Drehen und Kurbeln (schwergehend bzw. mit hoher Kraftaufwendung)
- Ziehen, Drücken, Schieben ohne Körperfortbewegung
- Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugelbahnen bei geringer Körperfortbewegung
- Patiententransfer bei geringer Körperfortbewegung
- Halten
- Pressen
- Hohe Kraft-, Druckeinwirkungen

#### *Generelle Bedingungen*

- Arbeitsorganisation (z. B. Arbeitsablauf, Zeitdruck, Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - untere Extremitäten, insbes. Knie
  - obere Extremitäten, sowie Nacken/HWS und Schulter
- Geschlecht

Montagespezifischer Kraftatlas																	
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in Newton [N]																
	Ganzkörperkräfte, beidhändig, Männer; (Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,5 für ±A; sonst 0,65) Die angegebenen Werte sind die Resultierenden der Kraftvektoren auf 5 N gerundet P15 : 15. Kraftperzentil (für Planungsanalysen) P 40: 40. Kraftperzentil (für Ist-Analysen)																
aufrecht			P15	P40	gebeugt			P15	P40	Überkopf			P15	P40			
	+A	380	480	↖		+A	320	435	↖		+A	360	430	↖			
	-A	405	500	↘		-A	305	370	↘		-A	410	495	↘			
	+B	260	320	→		+B	315	395	→		+B	245	305	↘			
	-B	380	485	↖		-B	440	605	↖		-B	395	480	↖			
	+C	205	290	↙		+C	225	310	↙		+C	160	210	↙			
	-C	170	255	↗		-C	140	205	↗		-C	150	210	↗			
stehen - aufrecht			h = 1500 mm			gebeugt			h = 1100 mm			Überkopf			h = 1700 mm		
	+A	320	420	↖		+A	275	380	↖		+A	345	425	↖			
	-A	345	430	↘		-A	290	345	↘		-A	410	495	↘			
	+B	335	445	→		+B	335	495	→		+B	320	410	↘			
	-B	370	495	↖		-B	340	445	↖		-B	340	425	↖			
	+C	225	300	↙		+C	220	290	↙		+C	200	275	↙			
	-C	180	245	↗		-C	160	205	↗		-C	200	280	↗			
knien - aufrecht			h = 800 mm			gebeugt			h = 600 mm			Überkopf			h = 1100 mm		
	+A	315	405	↖		+A	295	385	↖		+A	330	395	↖			
	-A	375	440	↘		-A	300	375	↘		-A	395	455	↘			
	+B	330	405	→		+B	380	455	→		+B	305	365	↘			
	-B	315	380	↖		-B	325	425	↖		-B	325	370	↖			
	+C	190	250	↙		+C	205	270	↙		+C	155	200	↙			
	-C	175	235	↗		-C	155	205	↗		-C	150	210	↗			
sitzen - aufrecht			h = 1000 mm			gebeugt			h = 800 mm			Überkopf			h = 1200 mm		

Abbildung 2.10: Tabelle mit maximalen Aktionskräften (P15, P40; Ganzkörper; aus Schaub, Wakula, Berg (2014))

Montagespezifischer Kraftatlas																						
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in [N]																					
	Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,65																					
Kraftfall	Engpass Hand-/Unterarmmuskulatur										Engpass: Ganzkörper /Skelett											
	Ø 40 mm		Greifweite 51 mm		Abstand 15 mm		Abstand 15 mm		Greifweite 65 mm													
Körperhaltung	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen						
15. Perzentil		255		90		85		80		245		175		335		100		125		65		70
40. Perzentil		340		110		105		95		320		235		420		135		155		80		85

Abbildung 2.11: Tabelle mit maximalen Aktionskräften (P15, P40; Finger-hand; aus Schaub, Wakula, Berg (2014))

### Belastungsartspezifische Bedingungen

- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Position des Kraftangriffspunkt bezogen auf den Körper
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)

- Höhe/Position Kraftangriffspunkt
- Greifausgangshöhe/Greifendhöhe
- Greifen über Schulterhöhe
- Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsstabilisierung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- Eine/ Mehrere Person(en)

Die Seite 2 des Worksheets zur Berechnung von Kraftpunkten (Scores) ist in der Abbildung 2.12 dargestellt:

1	a: Kraftausübendes Körperteil wählen	<input type="checkbox"/> Ganzkörper	<input type="checkbox"/> Finger-Hand	<b>Expertenscreening Aktionskräfte</b> Diese Unterlage beruht auf Vorarbeiten aus der beiden Projekten. „Die Montagespezifische Kraftlast“, gefördert von der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) und durchgeführt unter Mitarbeit des Institutes für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), St. Augustin. Siehe BGA Report 3 / 2009. „Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftfluss zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen“, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), Mainz. Siehe IAD Abschlussbericht: 2014.
	b: Häufigkeit der Kraftausübungen / Minute bestimmen	<input type="checkbox"/> [Anzahl / min]	<input type="checkbox"/> [Anzahl / min]	
c: Auszuübende Kraft $F_{\text{aktuell}}$ ermitteln [N]	<input type="checkbox"/> [N]	<input type="checkbox"/> [N]		
		Screening Ansatz Ganzkörperkräfte	Screening Ansatz Finger-Hand Kräfte	Analytiker: Datum: Arb. Platz:
2	a: Kraftperzentil wählen (P15=Planungsanalyse; P40 = Ist-Analyse)	<input type="checkbox"/> PP	<input type="checkbox"/> PP	Tätigkeit / Bemerkungen
	b: $F_{\text{max}} = f(\text{Körperhaltung, Krafrichtung})$ [Ganzkörper] $F_{\text{max}} = f(\text{Greifbedingung})$ [Finger-Hand] ablesen	Tabelle 1 <input type="checkbox"/> $F_{\text{max}}$ x	Tabelle 2 <input type="checkbox"/> $F_{\text{max}}$	
	c: Faktor für Alter wählen (fakultativ ab 45 Jahren)	Tabelle 3 <input type="checkbox"/> P1 x	x	
	d: Faktor für Geschlecht wählen (fakultativ)	Siehe Tabelle 1 <input type="checkbox"/> P2 x	Siehe Tabelle 2 <input type="checkbox"/> P2	
	e: Biomechanikfaktor wählen (analog 2b)	Tabelle 4 <input type="checkbox"/> T2 x	↓	
	f: Physiologiefaktor wählen (analog 2b)	Tabelle 5 <input type="checkbox"/> T3 =		
	g: $F_{\text{max\_empf}}$ berechnen (häufigkeitsunabhängig)	$F_{\text{max\_empf}} = F_{\text{max}} \cdot P1 \cdot P2 \cdot T2 \cdot T3$ <input type="checkbox"/>		
3	a: Kraftscore für $\%F_{\text{max}} = F_{\text{aktuell}} / F_{\text{max\_empf}} \cdot 100$ wählen	Tabelle 6 <input type="checkbox"/> Score F x	Tabelle 7 <input type="checkbox"/> Score F	
	b: Score für Häufigkeit der Kraftausübung wählen	Tabelle 8 <input type="checkbox"/> Score n =	Tabelle 9 <input type="checkbox"/> Score n	
	c: Aktionskraftpunkte (score F x Score n) berechnen	Score = <input type="checkbox"/> Score F x Score n	Score = <input type="checkbox"/> Score F x Score n	
4	Aktionskraftpunkte in Tabelle „Bestimmung der Gesamtpunktzahl“ unter "Aktionskraftpunkte" eintragen			

Abbildung 2.12: Worksheet für die Bewertung der Aktionskräfte (s. Schaub, Wakula, Berg (2014) (2. Seite, Anlage 7.2.7)

### *Wirkungsprinzip*

Hohe Kräfte der für bestimmte Aktionen eingesetzten Muskeln einschließlich co-kontrahierender Muskeln führen zu einer Beanspruchung mit Wirkungen auf

- Muskulatur in den oberen und unteren Extremitäten sowie dem Rücken,
- die Gelenke der oberen und der unteren Extremitäten,
- die Wirbelsäule,
- die Kontaktpunkte (z. B. Hände, Handballen) mit Kompressionswirkung und
- das Herz-Kreislauf-System (bei hohen Ausübungshäufigkeiten).

Die Höhe der Beanspruchung und damit auch die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehl- und Überbeanspruchungen durch das Ausüben von Aktionskräften ist von der Höhe der o.g. Bedingungen abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.

### *Mögliche „messbare Outcomes“*

- Muskelphysiologische Betrachtung: lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelverspannung
- Energetische Betrachtung: Bei hohen Ausübungshäufigkeiten wird von erhöhten Belastungen des Herz-Kreislauf-Systems (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) ausgegangen.
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz von Beschwerden/Erkrankungen bzw. Schmerzen/Missempfindungen im Bereich der oberen Extremitäten (Hände/Handgelenke, Ellenbogen/Unterarm und Schulter/Oberarm) sowie zusätzlich ggfs. in den Bereichen unterer Rücken/LWS und untere Extremitäten (Hüfte/ Oberschenkel, Knie, Sprunggelenke/Füße); Kompressionswirkung auf die Kontaktpunkte (z. B. Hände, Handballen).
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen.

### *Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch Aktionskräfte*

Gussputzer bei Einzelfertigung, Bewegen von Absperrschiebern, Arbeiten mit Winden/Flaschenzügen, Arbeiten mit Hebeln, Brechstangen oder Hebebäumen, Kuppeln von Eisenbahnfahrzeugen, Betonabziehen, Arbeiten mit Drucklufthämmern, Arbeiten mit Kettensägen, Fenster einbauen, Pflagetätigkeiten (Patiententransfer), Montagearbeiten, Verschrauben großer Bauteile, Schlagen mit der Hand, Hämmern, Bedienen von Pressen (Handhebel-), Schaufeln, Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugelbahnen bei geringer Körperfortbewegung, Festmachen (in Häfen).

## 2.1.4 Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

Der Inhalt wurde größtenteils aus dem Studienprotokoll (Klußmann et al., 2015) übernommen und entsprechend dem IAD-Experten-Screenings in einzelnen Aspekten angepasst. Dies betrifft unter anderem die Präzisierung von hohen Aktionskräften.

### *Beschreibung der Belastungsart*

Diese Belastungsart berücksichtigt gleichförmige, sich wiederholende Bewegungsabläufe und Kraftaufwendungen der oberen Extremitäten ggf. unter der Verwendung von Instrumenten, kleineren Werkzeugen oder handgeführten Maschinen, meist stationär im Sitzen oder Stehen. Arbeitsaufgabe ist die Bearbeitung (Veränderung) des Arbeitsgegenstandes oder die Bewegung (Handhabung) von kleinen Gegenständen zumeist bis 2 kg für Frauen und 3 kg für Männer.

Folgende Merkmale werden mit dem Worksheet (s. Abb. 2.6) analysiert und bewertet:

- Häufigkeiten der Kraftausübungen und Greifbedingungen (statisch und dynamisch)
- Hand-/Unterarm-/Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter);
- Zusatzfaktoren (z. B. Handschuhe, Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, Arbeit bei Kälte)

### *Abgrenzung zu anderen Belastungsarten*

Sofern die Tätigkeit das Bewegen von Lasten  $\geq 3$  kg bei Männern und  $\geq 2$  kg bei Frauen beinhaltet ist alternativ die Belastungsart „Lastenhandhabung“ zu berücksichtigen.

Sofern die Tätigkeit das häufige Aufbringen von hohen Kräften (über 30-40 N), z. B. bei der Benutzung von Werkzeugen, Armaturen und Vorrichtungen beinhaltet, ist alternativ die Belastungsart „Aktionskräfte“ zu berücksichtigen.

### *Merkmale repetitiver Belastungen der oberen Extremitäten*

- Häufigkeit/Repetition (quantitative Angaben für Repetitivität – s. BGIA-Bericht 02/2007; Heidl, 2018)
- Art der Kraftausübung, z. B. manuelles Fügen, Drehen, Schneiden, Verschieben, Drücken, Anheben, Halten, Umsetzen, Wickeln

### *Generelle Bedingungen*

- Arbeitsorganisation (z. B. Arbeitsablauf, Zeitdruck, Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - untere Extremitäten, insbes. Knie
  - obere Extremitäten, sowie Nacken/HWS und Schulter

### *Belastungsartspezifische Bedingungen*

- Greifbedingungen/Kraftübertragung
- Griffposition und Gestaltung
- Hand-Arm-Stellung und -bewegung
- Hohe Genauigkeit

- Bewegungsgeschwindigkeit
- Nutzung des Hand-Arm-Systems als Werkzeug, Schlagen mit der Handkante oder der Faust

#### *Wirkungsprinzip*

Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten sind gekennzeichnet durch sich wiederholende Bewegungsabläufe der Hände und Arme in Verbindung mit Kraftaufwendungen. Dabei werden überwiegend kleinere Muskelgruppen des Hand-Arm-Systems so belastet, dass es zu einer Kumulation der Beanspruchung oberhalb ihrer Dauerleistungsfähigkeit kommen kann. Training kann diese Dauerleistungsfähigkeit individuell stark verschieben (Beispiel Pianist, Geiger). Derartige Überbeanspruchungen können zu gesundheitsbeeinträchtigender Wirkung auf die Gelenke, Muskeln, Sehnenansätze und Sehnen an Hand und Unterarm und zu klar abgrenzbaren Krankheitsbildern führen. Das trifft besonders dann zu, wenn keine wirksamen Erholungspausen vorhanden sind.

Dazu zählen im Bereich der oberen Extremitäten insbesondere:

- degenerative Gelenkveränderungen (Arthrosen der Handgelenke)
- Kompressionssyndrom der Nerven (Karpaltunnelsyndrom und andere Kompressions-syndrome wie Guyon-Kanal-Syndrom, N. radialis- und N. ulnaris-Tunnelsyndrom),
- Erkrankungen der Sehnen und Sehnenscheiden (Tendinosen, Tendinitis, Tendovaginitis usw.) sowie Erkrankungen der Sehnenansätze (Epicondylitis ulnaris und radialis),
- degenerative Erkrankungen der Schulter (Rotatorenmanschettensyndrom, Impingement-Syndrom)
- Schmerzsyndrome des Nackens mit Ausstrahlung in die Schulter durch degenerative Veränderungen der Halswirbelsäule sowie durch Verspannungen der Schulter-Nacken-Muskulatur (Zervikalsyndrom, Zervikobrachialsyndrom, Zervikozevalsyndrom).

Dauerhafte Schmerzen in den Händen, Armen und im Schulter-Nacken-Bereich als Folge von Fehlbelastungen können auch ohne nachweisbare strukturelle Gewebeschäden bestehen.

#### *Mögliche „messbare Outcomes“*

- Biomechanische Betrachtung: Kombination aus Haltung, Bewegung und Kraftaufwand
- Medizinische Betrachtung, Prävalenz von Beschwerden/Erkrankungen: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen im Bereich der oberen Extremitäten (**Hände-/Handgelenke, Ellenbogen/Unterarm** und **Schulter/Oberarm**) verursachen. Bei manuellen Arbeitsprozessen, die einen hohen Anteil statischer Körperhaltung erfordern können zusätzlich ggfs. die Bereiche **Nacken/HWS** und **oberer Rücken/HWS** sowie **unterer Rücken/LWS** betroffen sein.
- Energetische Betrachtung: Es wird keine hohe energetische Belastung erwartet, Betrachtung eher nachrangig.
- Psychophysische Betrachtung, Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden bei Tätigkeiten mit schneller Handlungsabfolge und hohen Kräften ausgegangen.
- Muskelphysiologische Betrachtung: elektromyographische Aktivität, lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelverspannung

### *Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch repetitive Belastungen*

Montagetätigkeiten (z. B. Montage von Elektrogeräten), Löten, Nähen, Sortieren, Ausschneiden, Kassieren, händisch Kontrollieren, Pipettieren, Mikroskopieren, Musizieren (z. B. Piano, Geige), Fügen, Drehen, Schneiden, Verschieben, Drücken, Anheben, Halten, Umsetzen, Wickeln.

Das vorliegende Verfahren behandelt die Belastungen der oberen Extremitäten bei repetitiven manuellen Tätigkeiten, die durch hochfrequente Manipulation von Gegenständen oder Einsatz von Maschinen und Geräten entstehen.

**Definition obere Extremität:** Zu der oberen Extremität gehören der Schultergürtel (Schulterblatt und Schlüsselbein) sowie die freie obere Extremität – der Arm. Der Arm gliedert sich in Oberarm, Unterarm und die Hand mit Handwurzel, Mittelhand und Finger

Einflussfaktoren in dieser Belastungsart:

- Summe der Aktionen (siehe Anhang 7.2.8)
  - Dynamische Aktionen: Frequenz (reale Aktionen/Minute)
  - Statische Aktionen: Dauer (s pro min für das Halten der statischen Position)
- Kraftniveau
- Greifart (Fingerhaltung)
- Haltung des Handgelenks, des Ellbogens und der Schulter
- Zusätzliche Risikofaktoren
- Dauer:
  - Dauer der repetitiven Tätigkeiten
  - Anzahl der Pausen
  - Arbeitsorganisation
  - Die Belastungsart „repetitive Tätigkeiten der oberen Extremitäten“ beinhaltet viele der Belastungsfaktoren, die bereits in den Belastungsarten „Körperhaltungen und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ berücksichtigt wurden.
  - Die Belastungsart „repetitive Tätigkeiten der oberen Extremitäten“ behandelt jede Extremität für sich (links und rechts). Bewertet wird nur die am stärksten belastete Hand. Im Regelfall müsste für beide Hände Zeile 20a und Zeile 20b berechnet werden, um danach die dominante Extremität bestimmen zu können. Zur Vereinfachung schätzt der Anwender die dominierende Seite (obere Extremität) ein.

Der Punktwert für die Belastungsart „repetitive Tätigkeiten der oberen Extremitäten“ wird wie folgt berechnet (s. Abbildung 2.13).

Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten															Obere Extremitäten									
Kraft, Häufigkeit & Greifbedingung										Anzahl der realen Aktionen pro Min. bzw. Anteil stat. Aktionen (zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität)														
Kraft [N]	Berechnung stat.			Statische reale Aktionen					Greifbeding.			Dynamische reale Aktionen					Berechn. dyn.							
	FFS	GS	%	FFGp	≥45	30	20	10	5	3	0	2	4	2-5	10	15	20	25	30	35	≥40	FFG	%	FFGp
0 – 5					1	1	0	0	0	0	abc			0	0	0	1	2	3	4	7			
> 5 – 20					4	2	1	1	0	0	ab	bc		0	0	1	2	3	4	6	9			
> 20 – 35					7	5	3	2	1	1	ab	b	c	0	1	2	3	4	6	8	12			
> 35 – 90					11	8	5	3	2	1	a	b	b	1	2	3	5	7	9	12	18			
> 90 – 135					16	11	7	4	3	2	a	ab	b	2	3	5	7	9	12	15	24			
> 135 – 225					21	14	10	6	4	3	a	a	b	4	5	6	8	11	14	20	32			
> 225 – 300					28	18	12	8	5	4	a	a	b	5	6	7	9	12	16	26	40			
20a	FFGS = ∑ FFGp				FFG = FFGS + FFGD						FFGD = ∑ FFGp													
Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)																								
20b	Handgelenk (Flex/Ext, UI/Rad)			Ellbogen (Sup/Pron, Flex/Ext)					Schulter (Flex/Ext, Abduktion)															
														Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung oder mit ungünstiger Körperhaltung Punkte verdreifachen!										
Hand-/Armhaltungspunkte			10%	25%	33%	50%	65%	85%																
0			0,5	1	2	3	4																	
Zusatzfaktoren																								
20c	Ungeeignete Handschuhe (w welche die Handhabung beeinträchtigen) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden																				2	<input type="checkbox"/>		
	Arbeitsbew egungen implizieren Rückschläge mindestens 2 Mal pro Minute (z. B. Hämmern, Schlagen auf harter Oberfläche)																				2	<input type="checkbox"/>		
	Arbeitsbew egungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde																				2	<input type="checkbox"/>		
	Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit oder mehr																				2	<input type="checkbox"/>		
	Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit oder mehr																				2	<input type="checkbox"/>		
	Verwendung von stark vibrierenden Werkzeugen																				4	<input type="checkbox"/>		
	Die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwielen, Blasen etc.)																				2	<input type="checkbox"/>		
Präzisionsaufgaben (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr																				2	<input type="checkbox"/>			
Zwei oder mehr Zusatzfaktoren treten gleichzeitig und über die ganze Zeit hinweg auf																				3	<input type="checkbox"/>			
Zusatzpunkte (den höchsten auftretenden Wert wählen)																				=				
Dauer der repetitiven Bewegungen																								
20d	Dauer [h/Schicht]		< 1	1,5	3	5	7	> 8																
	Zeitanteilsunkte		1	1,5	3	5	7	10																
	Arbeitsorganisation		Arbeitsunterbrechungen jederzeit möglich			Unterbrechungen möglich innerhalb vorgegebener Rahmenbedingungen			Unterbrechungen führen zu Prozessunterbrechung															
			(i.d.R. Zykluszeit von mehr als 10 min)			(i.d.R. Zykluszeit zwischen 1 und 10 min)			(i.d.R. kürzere Zykluszeit von 1 min)															
	Organisationspunkte		0			1			2															
	Pausen (≥ 8 min) [#Schicht]		0	1	2	3	4	5	6	≥7														
Pausenpunkte		Takt ≤ 30 sec		3	2	1	0	-1	-2	-3	-4													
		Takt > 30 sec		0		-0,5		-1		-1,5	-2													
Dauerpunkte																						=		
Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten																								
20	(a) Fingerpunkte		(b) Hand- / Armhaltungspunkte		(c) Zusatzpunkte		(d) Dauerpunkte																	
(	+		+		)		X	=	Obere Extremitäten															

Abbildung 2.13: Seite 2 des Worksheets für Bewertung der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten (Anlage 7.2.9)

- Zeile 20a
  - Feststellen der kritischen Seite (links oder rechts) unter Berücksichtigung der Häufigkeit der Aktionen und des Kraftniveau pro Extremität;
  - dynamische Aktionen (DA) identifizieren und zählen;
  - statische Aktionen (SA) identifizieren, Dauer ermitteln und umrechnen bei Takt-/Zykluszeit  $\neq$  60 Sek;
  - Zuordnen des entsprechenden Kraftniveaus zu jeder Aktion;
  - Bestimmen der Häufigkeit\* und Greifarten zu jeder Aktion;
  - **Aktionspunkte (AP** auch *Kraft-Häufigkeit-Griff-Punkte (KHG-)*) bestimmen;
- Zeile 20b
  - Bestimmen der Haltungspunkte für die drei Abschnitte des Hand-Arm-Schulter-systems: Handgelenk, Ellbogen und Schulter -> **GS** (- *Gelenkstellungspunkte*);
- Zeile 20c
  - Bestimmen der Punkte durch zusätzliche Beeinträchtigungen -> **ZB** (*Zusatzbeeinträchtigungspunkte*);
- Zeile 20d
  - Berechnen der Nettodauer der repetitiven Tätigkeiten;
  - Auswahl der Pausenpunktescala in Abhängigkeit von der Zykluszeit ( $\leq$  oder  $>$  30 s);
  - Ermittlung der Pausenpunkte in Abhängigkeit von der Anzahl Pausen;
  - Bestimmung der Arbeitsorganisations-Punkte;
  - Berechnen der Dauerpunkte -> **DP** (*Dauerpunkte*);
  - Bestimmen des gesamten Risikowertes für die oberen Extremitäten **OE** (*Obere Extremitäten*) in dem Expertenscreening „rep.“ mithilfe der Formel (Belastungshöhe  $\times$  Belastungsdauer):  

$$\mathbf{OE = (AP + GS + ZB) \times DP}$$

Abkürzung/Deutsch	Englisch
AP Aktions-/ Kraft-Häufigkeit*-Griff-Punkte	FFG- Force-Frequency-Grip
GS Gelenkstellungs/ Haltungspunkte	PP- Posture points
ZB Zusatzbeeinträchtigungspunkte	AF- Additional factors
DP Dauerpunkte	DP Durations points
OE Obere Extremitäten	UL- Upper limbs

\* „Häufigkeit“ wird auch als „Frequenz“ bezeichnet.

Der letzte Schritt der Belastungsbewertung ist Bestimmung der Gesamtpunktzahl für die Belastungsart „Rep.“ (s. Anlage 7.2.9, 1. Seite des Worksheet) und Interpretation der Ergebnisse.

## 2.2 Beschreibung Experten-Screenings Stufe 3 (IT-Tools)

Als rechnergestützte Verfahren (IT) der Stufe 3 wurden für heterogene Krafftfälle das Excel-Tool Megaphys MonKras und für multiple Lastfälle das Excel-Tool Megaphys-MultiPLa in diesem Projekt weiterentwickelt und bei der Bewertung der Belastungen an den analysierten Arbeitsplätzen eingesetzt.

- Heterogene Krafftfälle sind gekennzeichnet durch (stark) unterschiedliche Kraftausübungsfälle mit (sehr) unterschiedlichen Kraftniveaus (über 20%) oder Krafftrichtungen/Greifarten bei Ganzkörper- und Hand-Arm-Kräften;
- Homogene Krafftfälle sind gekennzeichnet durch wenige unterschiedliche Kraftausübungsfälle in ähnlichen Kraftniveaus (Schwankungen bis  $\leq 20\%$ ), wie sie typischerweise bei getakteten industriellen Tätigkeiten auftreten;

### 2.2.1 Megaphys MonKras

Das Verfahren wurde basierend auf den vorliegenden Erkenntnissen und IAD-Verfahren aus den folgenden Projekten weiterentwickelt:

- „Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftatlas zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen“, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), Mainz. Siehe Schaub, Wakula, Berg: IAD Abschlussbericht 2014.
- „Der Montagespezifische Kraftatlas“, gefördert von der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) und durchgeführt unter Mitarbeit des Institutes für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) (s. Wakula u. a. 2009/BGIA Report 3/2009).

Darüber hinaus wurden IAD intern folgende Weiterentwicklungen zur Bewertung von heterogenen Aktionskräften vorgenommen:

#### *Anpassung der Bewertung (Kraftindex und Kraftscore):*

Der Kraftindex (FI) von 0,85 in der vorherigen Version (Wakula u. a., 2009) leitet sich aus ISO 11228-2 (2007) ab. Ein Kraftindex von 1,0 kennzeichnet in ISO 11228-2 den Beginn des roten Bereiches. Da die Verfahren nach Burandt (1978) und Schultetus (1987) „Grenzkräfte“ berechnen (d. h. keinen „gelben Risikobereich“ kennen) musste hier nachjustiert werden. Nach Burandt und Schultetus müssen die auszuübenden Kräfte stets kleiner als die ermittelten „Grenzkräfte“ sein. Beide Verfahren gehen bei der Berechnung dieser „Grenzkräfte“ ebenfalls von maximalen statischen Aktionskräften aus, welche durch tätigkeits- und personenspezifische Parameter korrigiert werden. Die wesentlichste tätigkeitsspezifische Einflussgröße ist die Häufigkeit der Kraftausübungen im Beurteilungszeitraum. Der zugehörige „Häufigkeitsfaktor“ kann maximal einen Wert von 0,8 erreichen, so dass auch in diesen Verfahren bei einem Vergleich von aktueller zu maximal empfohlener Kraft ein „Sicherheitsabstand“ von ca. 20% vorliegt. Im Sinne eines Ampelmodells wurde dieser „Sicherheitsabstand“ dem gelben Bereich zugeordnet, welcher nun den Bereich zwischen den Quotienten von 0,85 und 1,2 abdeckt.

Da mit steigendem Kraftindex (FI) bzw. Kraffttotal score (TS) die Gefährdung/das Risiko überproportional ansteigen, erschien es ratsam den grünen und gelben Bereich durch eine progressive Kurve anzunähern und auf einen „farbabschnittsweisen“ linearen Zusammenhang zu verzichten.

Abbildung 2.14 gibt einen Überblick über die Zuweisung der Risikobereiche im klassischen und Screening-Verfahren (Schaub, Wakula, Berg (2014)).

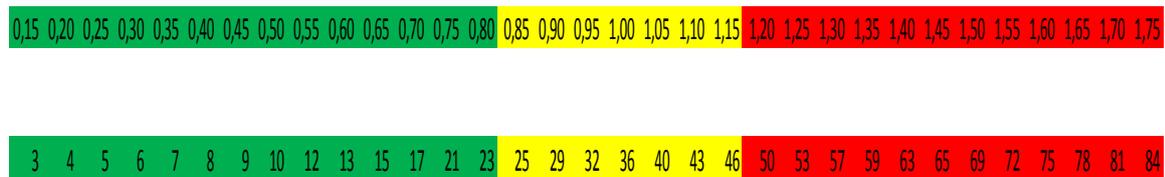


Abbildung 2.14: Ampelschema von klassischem (oben) und Screeningansatz (unten) (Schaub u. a., 2014)

Dieser Ansatz wurde zunächst auch im MEGAPHYS Experten-Screening Aktionskräfte verwendet. Damit werden größere Differenzen zwischen der Papier- und der EXCEL-Lösung vermieden. Dies führt allerdings dazu, dass im Bereich niedriger Häufigkeiten und „mittlerer“ Kraftniveaus (ca. 35-75 % Fmax) die Gefährdungssituation überschätzt wird. Praxistests bezüglich der Bewertung von Ganzkörperkräften zeigten, dass die Ergebnisabweichungen infolge der Verwendung der „sanften Diagonalen“ als deutlich störend empfunden wurden. Deshalb wurde für den Bereich der Ganzkörperkräfte der Screeningansatz überarbeitet. Die Hintergrundinformationen zur Bestimmung von Kraft- und Häufigkeitsscores wurden deshalb für Ganzkörper- und Finger-Handkräfte in folgenden Punkten bearbeitet. Im Rahmen dieses Projektes wurde eine Transferformel realisiert, welche es gestattet, den Kraftindex (FI) des klassischen Bewertungsansatzes (s. Wakula et al., 2009/BGIA Report 3/2009) in den Totalscore (TS) des Screeningansatzes (Schaub et al., 2014) zu überführen. Der Kraftscore (FI) lässt sich nun aus dem Quotienten von Totalscore und score n (Ausübungshäufigkeit) berechnen. Abbildung 2.15 zeigt die Kraftscores für Ganzkörperkräfte als Kurvenschar über der prozentualen Maximalkraft Fmax.

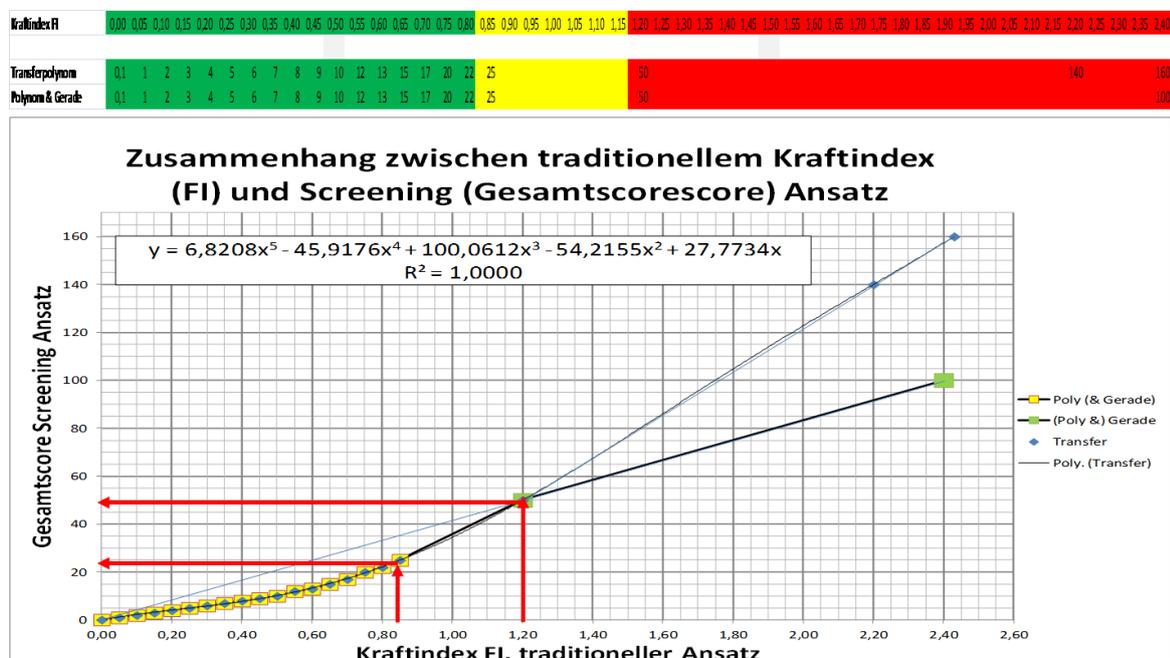


Abbildung 2.15: Zusammenhang zwischen traditionellem Ansatz (Kraftindex FI) und Screeningansatz (Total score TS). Gerade ( $x \geq 1,2$ ) Polynom ( $x \leq 1,2$ ) Transferpolynom ( $x \leq 1,2$ ) Linear (Gerade ( $x \geq 1,2$ )) Transferpolynom ( $x \leq 1,2$ )

Das EXCEL basierte Experten-Screening-Tool „Megaphys MonKras“ dient als Unterstützung bei Kraftbewertungen von heterogenen Krafftällen mit dem klassischen als auch mit dem Screeningverfahren. Mit dem Tool werden sowohl klassische als auch Ergebnisse aus dem Screening angezeigt:

- Gesamthäufigkeit der Kraftausübungen und häufigkeitsgewichteter Mittelwert der Kraftbeträge sowie
- Schwerste Belastungssituation - maximales Faktuell/Fmax\_empf. \* Häufigkeit + Inkremente der übrigen Krafftälle.

Während sich das erste Berechnungsverfahren gut für homogene Krafftälle eignet und vergleichbare Ergebnisse zur Papier- und Bleistiftvariante liefert, empfiehlt sich bei heterogenen Krafftällen die Verwendung des zweiten rechnergestützten Verfahrensansatzes.

Ein Vergleich beider Ergebnisse liefert einen guten Überblick, ab welchem Maß an Heterogenität der zweite Verfahrensansatz zu verwenden wäre (beide werden im Excel-Tool parallel angezeigt).

**Daten der Gesamttätigkeit**

Schichtdauer [min]	Einstufungsart	Taktdauer [min]	Alter [Jahre]	Geschlecht	Pushen schwerer Teile bei stehendem Band			Anzahl / Schicht $\Sigma$	Alter P1	Geschlecht P2
420,00	Schicht		30	Männer				384,00	1,0	1,00

Zeile	Tätigkeit	Faktuell [N]	Fmax [N]	Anzahl / Schicht	Anzahl / Schicht T1	Biomechanik T2	Physiologie T3	Klassisch Index (FI)	Screening Punkte (TS)	Verhältnis Faktuell / Fmax
1	Pushen	200,0	605,0	384,0	384,0	0,9	0,6	0,9	28,5	0,61
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										

**Analyse der Gesamttätigkeit**

Farbstufe	Klassisch	Screening	<p>Mögliches Risiko - Nicht empfehlenswert, Maßnahmen zur erneuten Gestaltung / Risikobeherrschung ergreifen.</p> <p>Für die in Frage kommenden Operatoren besteht insgesamt oder teilweise ein nicht vernachlässigbares Risiko einer Erkrankung oder Verletzung.</p>
	1,04	37,33	
Farbverlauf	1,04	37,33	

Abbildung 2.16: Screenshot von Megaphys-MonKras

### 2.2.2 Megaphys-MultiLa

Das Megaphys Multiple-Lasten-Tool entsprang den Bedürfnissen der Praxis multiple Lastenhandhabungen in den fünf Lastenhandhabungsarten einer gemeinsamen Bewertung zuzuführen. Es kann zur Belastungsbewertung von Tätigkeiten genutzt werden, bei denen eine Kombination von Umsetzen, Halten, Tragen, Ziehen und Schieben von Lasten den Tätigkeitsschwerpunkt (z. B. bei Kommissionierung) darstellt. Voraussetzung für die Anwendung des Verfahrens sind neben ergonomischen Grundkenntnissen eine Verfahrensschulung.

#### Entwicklung von MultiLa

Die Entwicklung von MultiLa begann im Projekt KoBRA (Kooperationsprogramm zu normativem Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit; s. Kugler et al. 2010).

Mögliche Anwendungsgebiete können neben der Logistik auch z. B. Tätigkeiten im Presswerk, Rohbau oder der Montage sein. Bei den Handhabungsarten Umsetzen, Halten und Tragen können Lastgewichte bis zu 40 Kilogramm und beim Ziehen und Schieben Lastgewichte von 25 kg bis 950 kg erfasst und bewertet werden. Die Methodik basiert auf den BAuA-Leitmerkmalmethoden Heben, Halten, Tragen (Steinberg et al., 2001) und Ziehen/Schieben (Steinberg et al., 2002).

#### Arbeiten des IAD im Anschluss von KoBRA – Megaphys-MultiPLa

Folgearbeiten am IAD zielten darauf ab, bekannt gewordene negative Phänomene zu eliminieren oder zumindest zu reduzieren. Dabei wurde in der dann realisierten Version ein Hauptaugenmerk auf folgende Punkte gerichtet:

- Priorisierung der Lastenhandhabungsarten nach der Schwere ihres Auftretens.
- Anschließende Zusammenfassung aller Punktwerte nach dieser Priorität, wobei die höchste Belastungsart in ihrer Zeitwichtung erhalten blieb und die anderen Handhabungsarten nach ihrer Belastungshöhe und einer reduzierten Häufigkeit (relative Häufigkeiten wie in Version 1, oder nach Belastungshöhe (Lastgewicht + Körperhaltung + Ausführungsbedingungen) gewichteten Zeitwichtung berücksichtigt wurden. Hierzu wurde eine Reihe von Modellen entwickelt (s. Abbildung 2.17). Die nach der schwersten Handhabungsart priorisierte zusammenfassende Gesamtbewertung führte allerdings zu dem negativen Effekt, dass Punktesprünge auftraten, wenn durch das Hinzufügen neuer Tätigkeiten die Hauptbelastungsart wechselte.

Quelle	Arbeitsplatz	Gesamt	Umsetzen	Halten	Tragen	ZS kurz	ZS lang
	114D		Anzahl	Dauer [min]	Strecke [m]	Anzahl	Strecke [m]
			2600,0	0,0	0,0	0,0	8700,0
<a href="#">Beispiele\114D\114D_Multilast_NPW.xlsm</a>	NPW	101,4	80,8	0,0	0,0	0,0	20,6
<a href="#">Beispiele\114D\114D_LH_MultiPLa.xlsx</a>	v. 2.0.1	293,2	227,1	0,0	0,0	0,0	66,1
<a href="#">Beispiele\114D\114D_LH_MultiPLa_neu.xlsx</a>	v. 2.0.2	166,2	140,1	0,0	0,0	0,0	26,1
<a href="#">Beispiele\114D\114D_MultiPLa_v2.0.3_2018-03-08.xlsx</a>	v. 2.0.3	203,5	145,5	0,0	0,0	0,0	58,0
<a href="#">Beispiele\114D\114D_MultiPLa_vHW_2018-03-20.xlsx</a>	v. HW 5	55,5	42,1	0,0	0,0	0,0	13,4
<a href="#">Beispiele\114D\114D_MultiPLa_vHW_2018-03-20.xlsx</a>	v. HW 3+2	112,8	54,8	0,0	0,0	0,0	58,0
<a href="#">Beispiele\114D\114D_MultiPLa_vHW_2018-03-20.xlsx</a>	v. HW 3+2 (höchster Wert übernommen)	159,4	101,4	0,0	0,0	0,0	58,0

Abbildung 2.17: Weiterentwickelte und getestete Versionen von Megaphys-MultiPLa

Die einzelnen Megaphys-MultiPLa-Versionen sind in folgender

Tabelle 2.6 beschrieben.

Tabelle 2.6 Unterschiede einzelner Versionen von Megaphys-MultiPLa

<p><b>Version 2.0.7 HW 3+2 09.07.2018</b>  -&gt; "Willkommen" Tabelle hinzugefügt  -&gt; In den Gesamtergebnissen bei "Halten" und bei "Tragen" wurde das Leerzeichen zwischen Zahl und Einheit entfernt  - "&gt;5 s" in "&gt;5s" und "&gt;5 m" in "&gt;5m"</p>
---

**Version 2.0.6 HW 3+2 28.06.2018**

- > Ziehen/Schieben kurz & lang wurden in der Ergebnisleiste umbenannt in Ziehen/Schieben Distanz  $\leq 5m$  & Distanz  $> 5m$ 
  - Die Überschriften im Berechnungsbereich wurden ebenfalls ähnlich so umbenannt, damit es einheitlich ist
- > Formel der Punktberechnung der Lastenhandhabungen wurde leicht abgeändert
  - Vorher wurde kein Fehler ausgegeben, wenn das Lastgewicht fehlte, aber eine Lastenhandhabung ausgefüllt war
  - Kommentare wurden dementsprechend angepasst

**Version 2.0.5 HW 3+2 26.06.2018**

- > Körperhaltung und Ausführbedingung von Umsetzen wurde umbenannt
  - Außerdem wurde die Spaltenbreite zum Text angepasst (damit es einheitlich ist, auch bei Halten und Tragen)
- > "Biomechanischer kritischer Lastfall" wurde überarbeitet
  - Umsetzen wurde so überarbeitet, dass "erhöht" erscheint, sobald die 1. Haltung/Ausführung ODER die 2. Haltung/Ausführung die Grenze erreicht
  - Die "erhöht"-Formel (die ursprünglich aus NPW kommt) wurde gekürzt
- > Die Zeilenanzahl der Tätigkeiten wurde auf 30 gesenkt (kann aber natürlich weiterhin erweitert werden)

**Version 2.0.4 HW 3+2 14.06.2018**

- > Alle Bedingte Formatierungen wurden entfernt, außer das Ampelsystem
  - Grund dafür ist, dass die Regeln aus Versehen beim Kopieren der Datei mit übernommen wurde und eigentlich zu NPW gehören
- > Von Version HW wurde nun die Berechnung HW 3+2 (mit höchster Wert) übernommen
  - Die anderen Berechnungen wurden entfernt
- > Neue Analysis hinzugefügt (Nummer 1) und die anderen aktualisiert
  - Wenn das Gesamtergebnis  $> 10 - 25$  Pkt. ist wird in der Risikobewertung ein neuer Text angezeigt
  - Die anderen Texte wurden verkürzt, damit man "biomechnischer kritischer Lastfall!" in die Risikobewertung einfügen kann
- > "Biomechanisch kritischer Lastfall" Wurde nun in die Risikobewertung eingefügt

**Alle Versionen HW 3+2 23.03.2018**

- > Die Häufigkeitspunkte-Formel von Ziehen/Schieben kurz wurde geändert
  - Vorher  $0,5782 \cdot (0,7536670444 \cdot x^{0,3855948704})^{0,4002}$  und nun (dieselbe wie für Umsetzen)  $0,5782 \cdot x^{0,4002}$

**Version HW 23.03.2018**

- > Die Anzahl/Meter/Sekunden und einhändig/Wagen NUR Lenkrollen der Lastenhandhabungen wurden im Entwicklerbereich hinzugefügt
  - Die Summen davon wurden unterhalb der letzten Zeile der jeweiligen Spalte berechnet
  - Die Summen der Lastenhandhabungen, die für den Benutzer sichtbar sind (Anzahl gesamt, Dauer gesamt[*min*], Stecke gesamt, etc.) werden nun von den berechneten Summen im Entwicklerbereich übernommen
- > Kommentar von "Wirksame Last (einhändig 1,7x)" leicht abgeändert
- > Absolute Zellbezüge vorerst entfernt (außer es handelt sich um einen Bereich, der fix sein muss. Bsp. Geschlecht)

**Version 2.0.3 08.03.2018**

- > Ziehen/Schieben wurde nun von den anderen Lastenhandhabungen getrennt
  - Eigene Spalte für Punktzahlberechnung, Hilfsspalte, Type und Umsetzen (Anzahl) erstellt und die Funktionen angepasst

- Funktion, Formel und Kommentar der Punktzahlberechnung für die anderen Lastenhandhabungen angepasst
- Bewertung von Z/S von den anderen Lastenhandhabungen getrennt und die Funktionen bei der Bewertungen angepasst

**Version 2.0.2 07.03.2018**

- > Neue Klassisch Bewertung hinzugefügt (Tdyn\*Punkte)
- >Gesamtergebnis und Ergebnisse der einzelnen Lastenhandhabung variieren nun je nachdem wie groß die Summe der Umsetzungsanzahl ist
  - Bei einer Umsetzungsanzahl ab 1250 wird die neue Bewertung (Tdyn\*Punkte) genutzt, sonst wieder mit dem Faktor 4
- >Lastwichtung geändert
  - Die Lastwichtung ist immer 0,5 bei "Männern" mit einem Gewicht von unter 3 kg und bei "Frauen" (und "Frauen und Männer") bei einem Gewicht von unter 2 kg
  - "einhändig" (Lastwichtung\*1,7) wird bei "Frauen" (und "Frauen und Männer") ab 2 kg berechnet und bei Männer ab 3 kg, sonst wird das Gewicht wie bei zweihändig übernommen

Bei der priorisierten Zusammenfassung unterschiedlicher Handhabungsarten erscheinen zwei prinzipielle Vorgehensweisen sinnvoll. Zum einen das Zusammenfassen aller 5 Handhabungsarten zu einem Gesamtergebnis. Dies erscheint sinnvoll aufgrund der Idee einer gemeinsamen Zeitachse für alle Lastfälle. Alternativ erscheint es auch sinnvoll, zunächst die Handhabungsarten Heben, Halten und Tragen und dann die Handhabungsarten Ziehen & Schieben zu einem Ergebnis zusammenzufassen und zu addieren. Bei Hebe-, Halte- und Tragevorgängen wirkt das komplette Lastgewicht als vertikale Gewichtskraft direkt auf die Wirbelsäule. Bei Zieh- und Schiebevorgängen kommen im Wesentlichen horizontale Zug- und Druckkräfte zum Einsatz, welche ein frontales Biegemoment in der Wirbelsäule generieren. Letzteres führt zu deutlich niedrigeren Kompressionskräften im Lumbalbereich. Dies würde dafür sprechen diese biomechanisch unterschiedlichen Belastungsarten auch getrennt zu behandeln.

*Beschreibung der Endfassung Megaphys-MultiLa*

Das Tabellenblatt „Bewertung“ (s. Abbildung 2.18) enthält einen Datenkopf für allgemeine Daten über den Arbeitsplatz und die einstufoende Person sowie die Personengruppe, die am Arbeitsplatz eingesetzt wird. Ein Freitextfeld ermöglicht weitere Angaben zum Arbeitsplatz.

Werkzeug zur Bewertung multipler Lastenhandhabungen																							
Werk	Bereich		Arbeitsplatz			Tätigkeit																	
Analyst	Datum		Geschlecht			Männer		Körpergröße [cm]															
<b>Risikobewertung</b>		<b>Gesamtergebnis</b>		<b>=</b>		<b>Umsetzen</b>		<b>+</b>		<b>Halten &gt;5</b>		<b>+</b>		<b>Tragen &gt;5m</b>		<b>+</b>		<b>Ziehen/Schieben Distanz &lt;= 5m</b>		<b>+</b>		<b>Ziehen/Schieben Distanz &gt; 5m</b>	
Niedriges Risiko - empfehlenswert, Maßnahmen nicht erforderlich		8,5				8,5				0,0				0,0				0,0				0,0	
<b>Biomechanisch kritischer Lastfall!</b>		<b>Einstufungshilfen</b>		Anzahl gesamt		Dauer gesamt [min]		Strecke gesamt [m]		Anzahl gesamt		Strecke gesamt [m]											
				2,00		0,00		0,00		0,00		0,00											
<b>Beschreibung / Grundlagen zur Analyse</b>										<b>Anmerkung zum Ergebnis (Empfehlung)</b>													
Zeile	Daten	Gewicht	Umsetzen				Halten				Tragen			Ziehen / Schieben									
			Lastgewicht [kg]	ein- händig	Anzahl gesamt	Körper- haltung	Ausfüh- rbeding.	2.Häkung optional	2.Ausführung optional	ein- händig	Halten/5s (etc)	Körper- haltung	Ausfüh- rbeding.	ein- händig	Tragen/5m [m]	Körper- haltung	Ausfüh- rbeding.	Distanz <= 5m Anzahl	Distanz > 5m [m]	Körper- haltung	Ausfüh- rbeding.	Positionier- genauigkeit	Vagen/MRF Lenkrollen
1		20,0	ja	2,0	4,0	2,0	2,0	1,0															
2																							

Abbildung 2.18: Screenshot von Megaphys-MultiLa

Die mehreren Tätigkeiten am Arbeitsplatz können mit den entsprechenden Werten in die einzelnen Zeilen unter „Daten“ eingetragen werden (derzeit bis zu 30 Tätigkeiten). Die Werte „Körperhaltung“, „Ausführungsbedingungen“ und „Positioniergenauigkeit“ können aus der Tabelle „Einstufungshilfen“ (s. unter dem „Ergebnis“) entnommen werden. Die Berechnung erfolgt getrennt nach HHT und Z/S. Punkte pro Belastungsart sowie Gesamthäufigkeiten, -wegstrecken bzw. -dauer werden ausgewiesen.

Das Gesamtergebnis, das sich aus den Punktwerten für Heben, Halten, Tragen sowie Ziehen und Schieben zusammensetzt, wird neben dem Punktwert zusätzlich über ein "Ampelsystem" farblich gekennzeichnet. Wobei die Farbe "grün" ein niedriges Risiko (s. Abbildung 2.18), die Farbe "gelb" ein erhöhtes Risiko und die Farbe "rot" ein hohes Risiko darstellt. Wesentlicher Rechenalgorithmus ist: Lastfall mit dem höchsten Wert fließt zu 100% ein, alle übrigen Lastfälle werden anteilig (prozentual) hinzugerechnet. Falls am Arbeitsplatz ein deutlich erhöhtes biomechanisches Risiko z. B. durch extreme Einzellasten oder sehr ungünstige Körperhaltungen bestehen, wird auf dieses Risiko gesondert hingewiesen und die entsprechenden Lastenhandhabungen gelb unterlegt. Sie fließt nur bedingt in die Gesamtbewertung ein.

Nachdem die Versionen gegenübergestellt wurden (s.

Tabelle 2.6 und Abbildung 2.17), wurde für die Version „v. HW 3+2 (höchster Wert übernommen)“ entschieden. Bei dieser Version wird die Berechnung der Punkte von Umsetzen, Halten, Tragen von Ziehen/Schieben kurz und lang getrennt (deshalb 3 + 2). Außerdem wird bei beiden Berechnungen, der höchste Punktwert nicht Häufigkeitsgewichtet gerechnet, sondern direkt übernommen. Die aktuellste Excel-Version ist „MultiLa\_v2.0.7\_2018-07-09.xls“ (s. Anhang).

## 2.3 Beschreibung Verfahren Stufe 4

Stufe 4 dient der Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Belastungen (Belastungsarten) über die Schicht in Abhängigkeit der Tätigkeitsabfolge. Hierzu wurde die Belastungsmatrix entwickelt. Sie wurde während der Arbeitsplatzerberhebungen insbesondere an ungetakteten bzw. langzyklischen Arbeitsplätzen eingesetzt. Mittels der Belastungsmatrix kann vor Ort direkt die zeitliche Abfolge von Tätigkeiten erfasst und hinsichtlich der enthaltenen Belastungskategorien vorsortiert sowie dokumentiert werden. Somit dient die Matrix als mögliche Grundlage zur Stufe 5, indem der Belastungsverlauf aufbereitet und folgend auf Grundlage der Methoden der Stufen 1-3 in eine körpersegmentbezogene Bewertung überführt werden kann.

Die Matrix bildet die Belastungsarten "Körperhaltungen und -(fort)bewegungen", Aktionskräfte, Lastenhandhabung sowie repetitive Belastungen der oberen Extremitäten sowie zusätzliche Belastungen aus z. B. Umgebungsbedingungen ab (Abbildung 2.19). Mittels der Matrix erfolgt zunächst die Untergliederung einer Gesamttätigkeit in einzelne (Teil)tätigkeiten. Somit lassen sich die physischen Belastungen dokumentieren und erfassen, sodass im Anschluss eine Bewertung mit den entsprechenden Verfahren (Experten, aber auch Screening) für einzelne Belastungsarten und insbesondere auch über den zeitlichen Verlauf erfolgen kann.

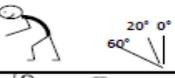
Matrix		Arbeitsplatz-CODE:		Mitarbeiter-Code:
Beschreibung		Teiltätigkeiten		
		Dauer (von: - bis:)		
<b>I. Körperhaltung/Bewegung</b>				
<b>Stehen</b>				
1		Stehen	mit Abstützung	
2			ohne Abstützung	
3		Nach vorne gebeugt	20° - 60°	
4			60°	
5			mit Abstützung	
6				
7		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe		
		Hände über Kopf		
<b>Sitzen</b>				
8		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt		
9		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)		

Abbildung 2.19: Auszug aus der Belastungsmatrix

Die Matrix besteht aus zwei Aufnahmebögen. In der Kopfzeile jedes Bogens werden die beobachteten Teiltätigkeiten sowie deren Gesamtdauern festgehalten. Mit dem ersten Bogen können die Körperhaltung und -bewegung sowie asymmetrische Körperhaltungen erfasst werden. Die Zuordnung wird durch Zahlencodes und die Unterteilung in statische und dynamische Anteile erleichtert. Die zweite Seite erfasst – ähnlich aufgebaut – Kräfte, Lasten und repetitive Belastungen der oberen Extremität. Dabei werden zum einen die Häufigkeit bzw. Dauer der einzelnen Belastungen aufgenommen, zum anderen werden weitere zur Gefährdungsbeurteilung notwendige Daten wie z. B. Abmessungen, Kraftanstrengungen oder Gewichte notiert.

Die Belastungsmatrix erfüllt demnach ähnlich zu einer nachträglichen Videoanalyse die Funktion den zeitlichen Verlauf der Tätigkeiten und entsprechend der vorkommenden Belastungen zu systematisieren (s. exemplarisch Abbildung 2.20). Im Gegensatz zu einer Videoanalyse wird bezüglich der Verwendung der Belastungsmatrix eine Reduktion der benötigten Bearbeitungszeit angestrebt. Die finale Version der Belastungsmatrix sowie eine ausführliche Anleitung zur Anwendung der Belastungsmatrix finden sich im Anhang.

Um das entwickelte Vorgehen in Stufe 4 für die Erstellung einer Belastungsabfolge über die Schicht zu verdeutlichen, folgt die Darstellung am Beispiel eines erfassten Arbeitsplatzes. Es handelt sich um einen Arbeitsplatz aus dem Tief- und Straßenbau, bei dem eine Gussasphaltdecke mit einer Kolonne von 6 Mitarbeitern auf der obersten Geschossdecke eines Parkhausrohbaus aufgebracht wurde. Die einzelnen Tätigkeiten des Probanden wurden im zeitlichen Ablauf mit der Belastungsmatrix erfasst.

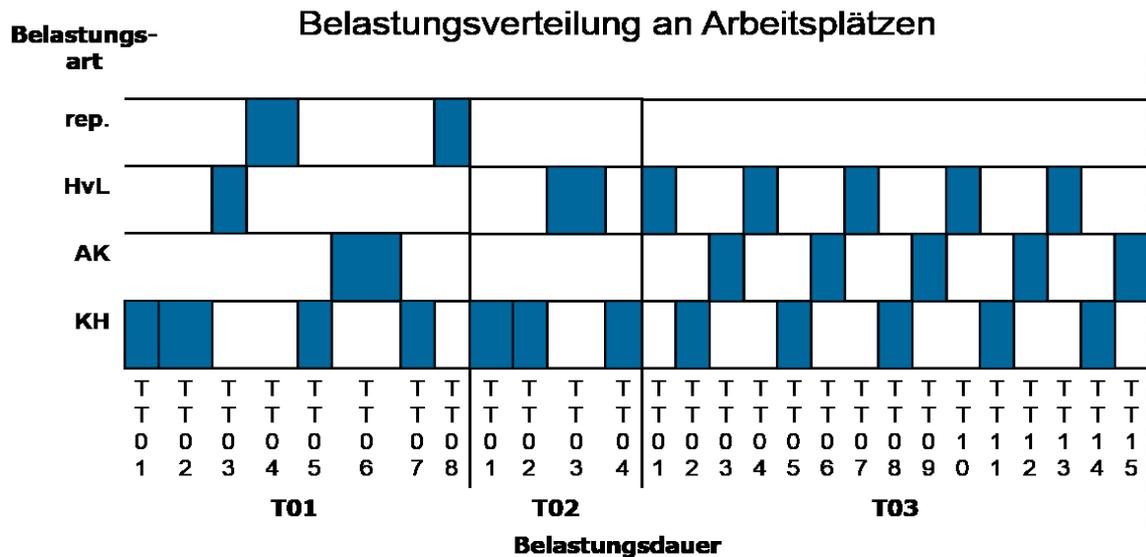


Abbildung 2.20: Exemplarische Systematisierung der zeitlichen Folge von Belastungen für an einem Arbeitsplatz vorkommende (Teil)Tätigkeiten

Anhand dieser Erfassung wurden den einzelnen Tätigkeiten die entsprechenden Belastungsarten zugeordnet und im zeitlichen Verlauf dargestellt. Die eingetragenen Belastungshöhen sind für die Darstellung zunächst abgeschätzt. Abbildung 2.21 zeigt die daraus abgeleitete Belastungsverteilung einzelner Arbeitsinhalte (Tätigkeiten) im zeitlichen Verlauf über die Schicht anhand der zugeordneten Belastungsarten.

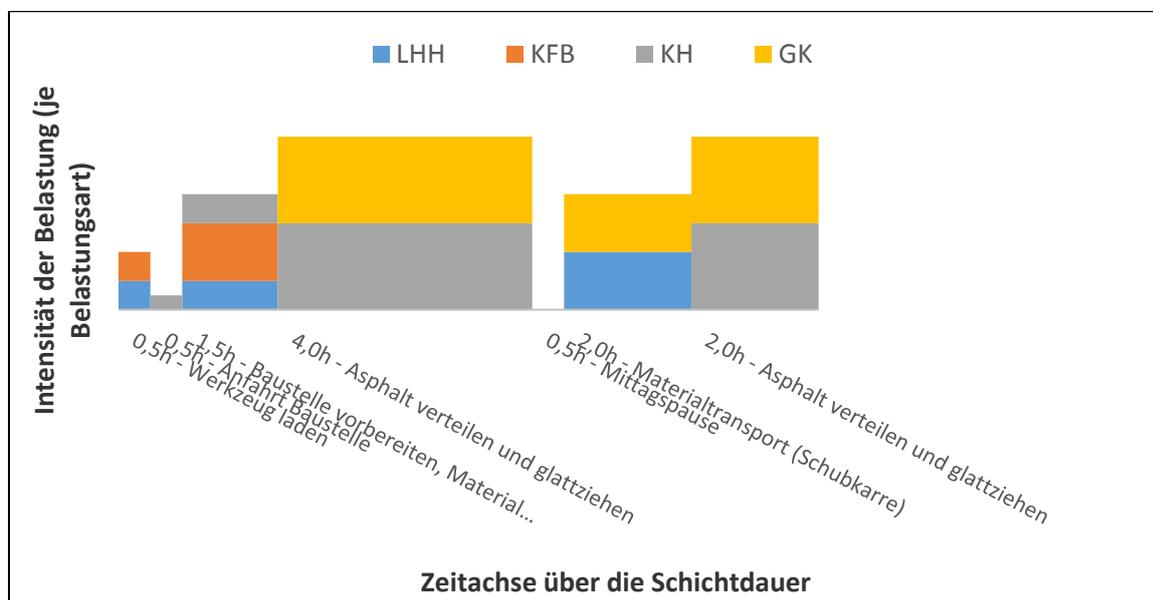


Abbildung 2.21: Zeitliche Verteilung der Belastungsarten über die Schicht

## 2.4 Beschreibung Verfahren Stufe 5

In Stufe 5 wird anhand des zeitlichen Verlaufs von Belastungen und deren Höhe eine Berechnung der Belastungshöhe pro Tätigkeit sowie Schicht für einzelne Körpersegmente ermöglicht. Die Ermittlung der Punktwerte (Belastungshöhe) erfolgt hierbei auf Basis der Expertenverfahren der Stufen 2-3. Neben der Möglichkeit einer sequentiellen und körpersegmentbezogenen Belastung beinhaltet das Verfahren der Stufe 5 auch einen Ansatz zur Integration eines Belastungs-/ Entlastungsmodells. Im Rahmen des MEGAPYHS Projektes wurde der Ansatz aus zeitlichen Gründen zunächst für die Belastungsart Körperhaltung umgesetzt. Entsprechend wird folgend der allgemeine Ansatz mit Fokus auf die Umsetzung für die Belastungsart Körperhaltung erläutert. Am Ende erfolgt eine kurze Skizzierung des allgemeinen Ansatzes für die weiteren Belastungsarten.

Grundlage für die Entwicklung des Verfahrens in Stufe 5 ist die Verknüpfung zwischen Belastungsart und Zielorganen (Körperregionen oder Körpersegmenten). Zur grundlegenden Differenzierung der Zielorgane wurde das Schema nach Corlett und Bishop (1976) (folgend Corlett-Bishop) verwendet, welches allgemein zwischen den Zielregionen Rücken sowie obere und untere Extremitäten unterscheidet. Zudem wurde das „Herz-Kreislauf-System“ ergänzt, womit die Zielregionen den Festlegungen im Projekt entsprechen (vgl. Klußmann et al., 2015). Die identifizierten Zielregionen wurden im nächsten Schritt mit den einzelnen Zeilen des Stufe 2-Verfahrens zur Bewertung von Körperhaltungen verknüpft, wobei für jede Zeile eine Einstufung hinsichtlich ihrer Auswirkung auf alle Zielregionen getätigt wurde. Hierbei wurden insgesamt vier unterschiedliche Graduierungen hinsichtlich der Auswirkung auf die Zielregion unterschieden (s. Tabelle 2.7). Die zeilenweise Einstufung basiert auf Erkenntnissen aus der Literatur. Herangezogen wurden unter anderem die Tabellen von Sämman (1970) bzw. die wissenschaftlichen Begründungen zu Berufskrankheiten 2101 bis 2114.

*Tabelle 2.7: Übersicht der Einstufungskategorien und der verknüpften Punktwertanrechnung für Körpersegmente*

<b>Einstufung</b>	<b>Verknüpfte Auswirkung auf betreffendes Körpersegment</b>	<b>% Anrechnung des ermittelten Punktwertes</b>
<b>1</b>	Keine direkte Auswirkung	0%
<b>2</b>	Geringe Auswirkung	50%
<b>3</b>	Mittlere Auswirkung	75%
<b>4</b>	Hohe Auswirkung	100%

Weiterhin wurden die Veröffentlichungen von Enríquez Díaz, Weichel und Frieling (2012), Kim und Yoo (2015), Maciukiewicz, Lang, Vidt, Grenier und Dickerson (2017), Shin und Yoo (2015), Kingston, Tennant, Chong und Acker (2016), Garcia, Läubli und Martin (2015) sowie Garcia, Läubli und Martin (2018) zur weiteren Differenzierung und Einstufung verwendet. Basierend auf diesen Angaben wurde mittels arbeitsmedizinischer Expertise eine Belastungsverteilung u. a. nach den Kriterien „Lokale Muskelermüdung“ sowie „Langzeitgefährdung“ z. B. hinsichtlich der biomechanischen Belastung im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule abgeschätzt. Die Festlegung des prozentualen Anteils der Anrechnung auf das jeweilige Körpersegment in Abhängigkeit der Einstufung wurde zunächst auf Basis von Experteneinschätzungen festgelegt. Da nicht für jede Zuordnung und Einstufung eine adäquate Quelle bzw. entsprechende

arbeitswissenschaftliche Grundlagen zur Verfügung standen, ist die Überprüfung der Einstufung sowie der damit verbundenen Festlegung der Punktwertanrechnungen Fokus der in Kapitel 3.2.5 dargestellten Evaluation.

Abbildung 2.22 zeigt eine Übersicht der resultierenden Zuordnungs- und Einstufungsmatrix für den Bereich Stehen (und Gehen) für die Belastungsart Kh. Hier sind links in der Spalte die unterschiedlichen Haltungen und in der Kopfzeile die einzelnen Körpersegmente (Hals, BWS, LWS, Schulter, Ellenbogen, ... Fuß und Herz-Kreislauf-system) abgebildet. Diese Zuteilung und Einstufung der Zeilen des Verfahrens zur Bewertung der Belastungsart Kh sowie ein dedizierter Quellennachweis bzw. eine dedizierte Begründung hinsichtlich der Einstufung ist im Anhang zu finden.

		Übersicht Punkte pro Körpersegment															
		Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System
Stehen (und Gehen)	Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, keine Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) mit gediegener Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, stark gebeugt (>60°) mit gediegener Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Sitzen	Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Knien oder Hocken	Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Liegen & Klettern	Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asymmetrie	Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Asym. Rumpfeigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asymmetrie	Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Abbildung 2.22: Übersicht der Segmentzuordnung und Belastungseinstufung zu den Bewertungszeilen der Körperhaltungen (Kh)

Als weiterer Entwicklungsschritt und in Vorbereitung einer ersten Evaluierung der Stufe 5 wurde in Excel ein Bewertungstool zur Berechnung der körpersegmentbezogenen Belastung basierend auf der Bewertung der Körperhaltung für einzelne Tätigkeiten sowie für eine gesamte Schicht bzw. einen Arbeitsplatz entwickelt (s. Anhang 7.5).

Das Vorgehen zur Bewertung in der Stufe 5 gliedert sich in folgende Schritte:

1. Untergliederung des Arbeitsplatzes bzw. der Schicht in passende, idealerweise belastungsartbezogene Tätigkeiten.
2. Bewertung jeder einzelnen Tätigkeit mittels der entsprechenden Verfahren der Stufen 2 bzw. 3.
3. Eintragung der resultierenden Punktwerte je Tätigkeit in das Excel-Tool (derzeit lediglich für Kh möglich).

Alle weiteren Berechnungsschritte werden nach Schritt drei innerhalb des Tools durchgeführt. Die pro Tätigkeit eingetragenen Punktwerte (s. Abbildung 2.23) werden durch Verwendung der oben erläuterten Zuordnungsmatrix zeilenweise entsprechend des hinterlegten Einstufungsfaktors auf alle Körpersegmente umgerechnet. Die Umrechnung erfolgt sowohl einzeln für jede Tätigkeit sowie aggregiert über alle Tätigkeiten zur Beurteilung der gesamten Schicht bzw. des Arbeitsplatzes. Hierbei wird ebenfalls pro Körpersegment über alle Zeilen hinweg ein summarischer Punktwert berechnet (Abbildung 2.24).

			T01	T02	T03
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung			0,6
		Stehen, keine Abstützung	4	1,75	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	12		1,5
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung			
		Stehen, stark gebeugt (>60°)			
Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung					

Abbildung 2.23: Exemplarische Darstellung für die Eingabe der Punktbewertungen für einzelne Tätigkeiten in Stufe 5

Anhand der resultierenden Punktwerte werden nach der im Projekt bekannten Risikoabschätzung ebenfalls die vier Risikokategorien pro Körpersegment bestimmt. Dies ermöglicht folgend die Identifizierung von hoch belasteten bzw. kritischen Körpersegmenten.

Übersicht Punkte pro Körpersegment			18,3	42,3	37,2	6,8	0	
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	EI
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0,45	0,6	0	0	
		Stehen, keine Abstützung	0	4,57	6,1	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	9,25	18,5	18,5	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	
Stehen, stark gebeugt (>60°)		0	0	0	0	0		

Abbildung 2.24: Exemplarische Ergebnisdarstellung resultierender, körpersegmentbezogener Belastungen in Stufe 5

Da der Bewertung der Körperhaltung ein Dosismodell zu Grunde liegt, spielt die Sequenz der einzelnen Tätigkeiten zunächst keine Rolle. Der sequentielle Einfluss auf die körpersegmentbezogene Belastung wird daher erst durch die Erweiterung der Stufe 5 um folgende drei weitere Verfahren relevant. Hierzu ist für jede Belastungsart zunächst eine eigene Zuordnungs- und Einstufungsmatrix zu erstellen. Konzeptionell ist hierfür die in Schritt drei entwickelte Eingabemaske um die weiteren Belastungsarten zu erweitern. Zudem ist zur Ermittlung der summativen, segmentbezogenen Bewertung ein Entlastungsmodell zu hinterlegen. Mittels des Entlastungsmodells wird die sequentielle Abfolge der Tätigkeiten berücksichtigt, wobei „negative“ Punktwerte für Belastungswechsel und daraus resultierenden Entlastungen Berücksichtigung finden. Demnach kann sich z. B. der Punktwert aus einer getätigten Aktionskraft für das Herz-Kreislauf-System reduzieren, wenn im Anschluss eine Tätigkeit der Belastungsart Kh folgt, welche selbst zu keiner weiteren Erhöhung des Punktwertes für das Herz-Kreislauf-System führt. Zur Berechnung der „negativen“ Punkte für Entlastungen wird als erste Näherung die Erholzeitformel (vgl. Martin, K., 1982, S. 202) verwendet.

Auf Grund der mit der Umsetzung verbundenen Komplexität der Datenanalyse, Datenauswertung sowie Funktionsimplementierung war eine Entwicklung über dieses Konzept hinaus im Rahmen der Projektlaufzeit nicht mehr möglich.

### 3 Datenerhebung, Arbeitsplatzanalysen und Ergebnisse zur Validierung des Experten-Screenings

#### Vorgehen bei der Rekrutierung

Insgesamt wurden fünf Tätigkeitsbereiche ausgewählt, mit dem Ziel sowohl kurz- als auch langzyklische Tätigkeiten zu beinhalten. Beispiele für mögliche Bereiche waren Montage und Produktion, Logistik sowie das Handwerk. Ein Kriterium zur Rekrutierung war die Möglichkeit zur Erhebung und Bewertbarkeit der vier Belastungsarten. Geplant war pro Belastungsart und Tätigkeitsbereich die Erhebung von 20 bis 40 Arbeitsplätzen mit anschließender Analyse mittels des Experten-Screenings.

Das allgemeine Studienkollektiv wird im folgenden Kapitel näher erläutert. Ergänzend hierzu wurden auch Beschäftigte befragt, die an Arbeitsplätzen arbeiten, an denen keine messtechnischen Methoden eingesetzt wurden.

#### Codierung der Arbeitsplätze und der Beschäftigten

##### 3.1 Ablauf der Arbeitsplatzbewertung in den Betrieben

Bei der Untersuchung der Arbeitsplätze vor Ort wurden zuerst die Daten über den Arbeitsplatz und falls vorhanden, über die Prozesse entsprechend dem Datenschutzkonzept (Klußmann et al., 2015) aufgenommen. Anschließend erfolgte die Erfassung der Belastungen sowie der Dauer der (Teil)Tätigkeiten mithilfe der Belastungsmatrix. Außerdem wurden die Beschäftigten mithilfe der Fragebögen befragt (s. Anhang 7.1). Zusätzlich wurden Interviews mit den Meistern, Gruppensprechern, Prozessplanern und der Arbeitssicherheit geführt, um deren Einschätzung zur Belastung an den untersuchten Arbeitsplätzen aufzunehmen. Über die Arbeitsmedizinerinnen/Arbeitsmediziner wurden korrelierende Beschwerden und Erkrankungen erfasst. Dieser Ablauf gilt für alle Arbeitsplätze, bei denen keine Daten der CUELA-Messung vorliegen.

Um an den Arbeitsplätzen alle für eine Bewertung mit Screening- und Konvergenzmethoden erforderlichen Daten hinreichend zu erfassen, wurde ein umfangreicher Ablauf- und Erfassungsplan im Rahmen der Piloterhebungen erstellt (s. Tabelle 3.1). Dieser wurde bei den Erhebungen angewendet und diente im Rahmen der Datenaufbereitung zur Überprüfung der Datenvollständigkeit. Fehlende Daten wurden, soweit möglich, nacherhoben.

Tabelle 3.1 Ablaufplan Datenerhebung am Arbeitsplatz

<b>Erfassung der Daten der Abteilung/des Unternehmens (Arbeitsplatz – Teil 1)</b>	
•	Anzahl Mitarbeiter, Leiharbeiter, Leistungsgewandelte MA
•	Arbeitsplätze
▪	Kurzbeschreibung über alle Arbeitsplätze und Tätigkeiten in der Abteilung
▪	Rotation zwischen den einzelnen Arbeitsplätzen
▪	Häufigkeit der einzelnen Tätigkeiten am jeweiligen Arbeitsplatz
•	Arbeitszeiten, Pausen (Dauern und Uhrzeiten)
•	Für den Arbeitsplatz relevante Unterlagen abfragen

<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ z. B. vorhandene Arbeitsplatzanalysen (ABATech,...), Arbeitspläne, ...</li> </ul>
<b>Erfassung arbeitsplatzspezifischer Daten (Arbeitsplatz – Teil 2)</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tätigkeiten am Haupt-Arbeitsplatz (grobe Sichtweise, s. oben) <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Teil-Tätigkeiten einzelner, komplexerer Tätigkeiten beschreiben</li> <li>▪ Dauer und Häufigkeit der Tätigkeiten und Teiltätigkeiten</li> </ul> </li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fotos, Video <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ der Arbeitsvorgänge (Tätigkeiten)</li> <li>▪ der Werkzeuge und Bauteile/Werkstoffe</li> </ul> </li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ermitteln von Gewichten und Kräften <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Werkzeuge: Gewicht, Drehzahl und Drehmoment/ Kräfte</li> <li>▪ Bauteile/Werkstoffe: Gewichte, Maße</li> </ul> </li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Skizzen des Arbeitsplatzes erstellen <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Maße</li> <li>▪ Teileanzahl</li> </ul> </li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Belastungsmatrix <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Tätigkeitserfassung über die Zeit mit Höhe und Dauer der Belastungen (z. B. Körperhaltungen, Finger-Handkräfte etc.)</li> </ul> </li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Expertenbefragungen <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fragebogen zur Einschätzung der Arbeitsschwere</li> <li>▪ Einschätzung arbeitsbedingter Belastungen in Anlehnung an Corlett Bishop</li> </ul> </li> </ul>
<b>Erfassung der Belastungen der Mitarbeiter (MA)/Proband</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mitarbeiterbefragung (Proband) <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Einverständniserklärung + Information</li> <li>▪ Fragebogen Teil A</li> <li>▪ Einschätzung arbeitsbedingter Belastungen in Anlehnung an Corlett Bishop</li> </ul> </li> </ul>

### **Erfassung der Arbeitsplatz- und Prozess(tätigkeits)daten**

Es wurden wesentliche Informationen des Arbeitsplatzes vor den jeweiligen Vor-Ort-Terminen aufgenommen und festgehalten, um welchen Arbeitsplatz es sich handelt und welche Teiltätigkeiten durchgeführt werden bzw. wie der Arbeitsprozess gegliedert ist. Vorliegende Daten aus Arbeitsplatzbeschreibungen, Datenblättern, MTM-Analysen oder anderer Unterlagen wurden erfasst und dokumentiert.

Um weitere Informationen über die Belastung des untersuchten Arbeitsplatzes und deren Einschätzung zu erhalten, wurden Befragungen mit Meistern, Gruppensprechern und evtl. Prozessplanern, die dem Arbeitsplatz zugeordnet sind, durchgeführt. Außerdem wurden Belastungsinformationen aus der Gefährdungsbeurteilung z. B. von der Arbeitssicherheit eingeholt. Diese Informationen wurden systematisch protokolliert und in die spätere Bewertung mit aufgenommen.

Um einen ersten Überblick über häufige Beschwerden im betrieblichen Umfeld zu erhalten, wurden die für den im Evaluationsprozess betrachteten Arbeitsplatz zuständigen Arbeitsmediziner über häufige Beschwerden und Erkrankungen den Arbeitsplatz betreffend befragt. Dies diente lediglich einer betrieblichen Einschätzung.

## **Ergänzendes Instrumentarium für die Feldstudie seitens des IAD**

Nachfolgend werden die seitens des IADs eingesetzten, ergänzenden Methoden und Fragebögen kurz erläutert. Die Auswahl und Form der ergänzenden Instrumente orientiert sich am Ansatz für subjektive Bewertung nach Dimov et al. (2000). Die nachfolgend vorgestellten Erhebungsinstrumente sind jeweils im Anhang zu finden.

### **Experteneinschätzung der körperlichen Belastung am Arbeitsplatz**

Bei der Experteneinschätzung erfolgt eine Bewertung des Arbeitsplatzes/ der Arbeitssituation hinsichtlich der Belastungshöhe/ Gestaltungsgüte durch mind. drei betriebliche Experten aus den Bereichen Ergonomie, Arbeitsmedizin, Planung und/ oder Arbeitssicherheit. Die Arbeitsplätze werden mithilfe einer Skala von 1 (sehr gut/ günstig/ geringe Belastung) bis 5 (sehr schlecht/ ungünstig/ sehr hohe Belastung) bewertet.

### **Fragebogen zum subjektiven Belastungsempfinden am Arbeitsplatz**

Das subjektive Empfinden der Belastung wird tätigkeitsabhängig körpersegmentbezogen (adaptiertes Körperschema nach Corlett und Bishop (1976), s. Anhang 7.1) bei Tätigkeitswechseln und zum Schichtende durch Befragung erhoben. Die Einstufung erfolgt anhand einer Skala zwischen sehr geringer bis sehr hoher Belastung.

### **Fragebogen zur Ermittlung arbeitsbezogener Beschwerden**

Zur Ermittlung arbeitsbezogener Beschwerden am Arbeitsplatz wurde ein Fragebogen basierend auf der von Corlett und Bishop (1976) entwickelten Beschwerdeskala für Körperregionen verwendet.

## **3.2 Ergebnisse**

Das folgende Kapitel behandelt die Ergebnisse basierend auf der Datenerhebung für alle angewendeten Methoden des Experten-Screenings. Nach der Vorstellung des Erhebungsverlaufs sowie der deskriptiven Darstellung der seitens des IADs erhobenen Daten folgt die Darstellung der Bewertungsergebnisse für die Stufen 1-3, 4 und 5. Dem schließt sich die Untersuchung der Konvergenz für ausgewählte Vergleichsverfahren und -datensätze sowie die Untersuchung der Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings an.

### **3.2.1 Erhebungsverlauf**

#### **Rekrutierung der Betriebe**

Erste Pilotuntersuchungen konnten im November 2015 stattfinden, der Großteil der Praxisuntersuchungen fand jedoch erst im Januar 2016 zunächst ohne arbeitsmedizinische Unterstützung statt.

#### **Verlauf der Arbeitsplatzbewertung in den Betrieben**

Nach der Pilotphase zeigte sich weiterer Abstimmungsbedarf hinsichtlich der Datenerhebung an den Arbeitsplätzen sowie bei den Mitarbeitern/ Mitarbeiterinnen. Die Fragebögen für die betriebsepidemiologische Erhebung wurden in mehreren Sitzungen Anfang 2016 gemeinsam mit ASER, ArbmedErgo, BAuA und IFA überarbeitet und modifiziert. Sie wurden letztlich in

dieser Version mit geringfügigen Veränderungen aus dem Juni 2017 bei den Erhebungen verwendet.

Die Feldstudie gliederte sich in zwei Teilbereiche, die hier gesondert betrachtet werden:

- Die Erfassung der Arbeitsplatzdaten sowie Expertenbefragungen zur geschätzten Belastungshöhe am Arbeitsplatz, tätigkeits- und körpersegmentbezogen (AP).
- Die betriebsepidemiologische Studie zur Erfassung der empfundenen Belastung der Mitarbeiter/innen (Befragung Teil A), arbeitsplatzbezogener Beschwerden (Teil B) sowie die arbeitsmedizinische Untersuchung (Teil C) (MA).

Wenn möglich wurde die Erfassung der Arbeitsplatzdaten (AP) und die betriebsepidemiologische Studie mit der Untersuchung der Mitarbeiter/innen (MA) innerhalb eines engen Zeitraums durchgeführt (bevorzugt bei einem oder zwei zeitlich nah beieinanderliegenden Betriebsbesuchen). Dies ließ sich insbesondere in der ersten Hälfte 2016 ohne arbeitsmedizinische Unterstützung nicht immer realisieren, sodass es hier mehrfach zu deutlich zeitversetzten Nacherhebungen kam. Die Erfassung der Arbeitsplatzdaten (AP) wurde soweit möglich gemeinsam mit den Messungen des IfA durchgeführt, um eine hohe Vergleichbarkeit der Daten aufgrund der gleichen Referenz Tätigkeiten zu erreichen. Die Befragung der MA (Teil A) erfolgte seit Beginn der Mitarbeit von KME (Mai 2016) gemeinsam mit den arbeitsmedizinischen Erhebungen (Teil B und C). Teil B wurde bis zu diesem Zeitpunkt von Seiten des IAD mit erhoben (insgesamt bei 114 MA). In der Pilotphase sowie in Ausnahmefällen auch in der weiteren Erhebungsphase wurde ebenfalls bei der Erhebung des Teils C unterstützt

Der Umfang der Datenerhebung vor Ort beanspruchte im Schnitt ca. 1-1,5 Personentage pro Arbeitsplatz (ohne Reisezeiten), wobei in der Anfangsphase der personelle Aufwand deutlich höher lag.

Im Anschluss an die Erhebungen erfolgte eine erste Überprüfung der gesammelten Daten auf Vollständigkeit. Fehlende Daten wurden, soweit möglich, nacherhoben.

### **Vorgehen zur Datenaufbereitung**

Auf Grund der Verzögerungen bei der Datenerhebung konnte die Aufbereitung und letztlich Bewertung der Daten erst verzögert ab Mai 2017 beginnen. Nach einigen Abstimmungen mit BAuA wurde im August 2017 zur allgemeinen Reduzierung des Aufwandes bei der Dateneingabe und zum vereinfachten Austausch der Daten von einer papierbasierten Datenübergabe direkt auf die Eingabe in eine von BAuA zur Verfügung gestellte Datenbank umgestellt. Auf Grund der umfangreichen Datenmenge sowie der Notwendigkeit zur exakten Dateneingabe auf die Erhebungsvideos zurückgreifen zu müssen, beanspruchte die Dateneingabe sowie der Austausch selbiger mehr Zeit als ursprünglich geplant. Der Abschluss der Dateneingabe der vom IAD erhobenen Arbeitsplätze erfolgte zeitgleich mit den Projektpartnern zu Ende Januar 2018.

Der Dateneingabe sowie dem Austausch der Daten schloss sich die Bewertung der Daten mittels der im Projekt entwickelten Experten-Screenings an. Im Verlauf zeigte sich, dass die in der Datenbank hinterlegten Daten zur Bewertung mit den Experten-Screenings oft nicht ausreichend detailliert vorlagen. Daher musste zur Bewertung der Arbeitsplätze zusätzlich auf die Erhebungsvideos zurückgegriffen werden, um fehlende Informationen zu ergänzen. Zusätzlich wurden einige komplexere Arbeitsplätze mit der Software Captiv videocodiert. Durch den damit

verbundenen Mehraufwand konnten innerhalb der verfügbaren Zeit nicht alle vorliegenden Daten (120 Arbeitsplätze) bewertet werden. In Abstimmung mit den Projektpartnern wurden alle Arbeitsplätze hinsichtlich der Güte und Anzahl der vorliegenden Personendaten priorisiert und entsprechend ihrer Relevanz bearbeitet. Insgesamt wurden 34 vom IAD erhobene Arbeitsplätze sowie 36 seitens der BAuA erhobene Arbeitsplätze mittels des Experten-Screenings bewertet, so dass letztlich 70 Bewertungen für die weitere Analyse vorlagen.

### 3.2.2 Übersicht der erhobenen Daten seitens des IAD Erhebungsverlauf

Seitens des IAD wurden insgesamt 58 Arbeitsplätze erhoben. Auf Grund nachträglicher Überprüfung der Daten sowie Abstimmungen innerhalb des Projektteams wurden einige Arbeitsplätze zusammengefasst. Abschließend liegen somit für 52 aggregierte Arbeitsplätze Daten vor, welche vom IAD erhoben wurden. Tabelle 3.2 zeigt die Verteilung der Belastungsarten anhand einer vor Ort getroffenen Abschätzung der an den Arbeitsplätzen und ihren relevanten Haupttätigkeiten beobachteten Belastungsarten.

*Tabelle 3.2: Verteilung der Belastungsarten an 52 Arbeitsplätzen*

	Körperhaltung [KH]	Körperfortbewegung [KFB]	Heben, Halten, Tragen [HHT]	Ziehen, Schieben [ZS]	Ganzkörperkräfte [GK]	Manuelle Arbeitsprozesse [MA]	Belastungen gesamt
<b>Arbeitsplatzbezogen (N=52)</b>	43	14	33	16	25	33	<b>164</b>
<b>Tätigkeitsbezogen (N=169) Hauptbelastungsarten</b>	87	18	50	15	41	59	<b>270</b>
<b>Tätigkeitsbezogen (N=169) weitere Belastungsarten</b>	9	11	6	4	6	20	<b>56</b>

Diese Zusammenstellung sagt noch nichts über die Höhe der Belastung sowie die Zusammensetzung der Belastungsarten pro Arbeitsplatz aus. Sie zeigt lediglich, dass an den Arbeitsplätzen selten nur eine dominante Belastungsart auftritt, sondern eher zwei bis drei oder mehr. Auf Tätigkeitsebene (im Schnitt drei Tätigkeiten pro Arbeitsplatz) häufig noch weitere, weniger relevante Belastungsarten (3. Zeile der Tabelle). Die Mehrzahl der erhobenen Arbeitsplätze zeigen demnach einen Belastungsmix.

Die Verteilung der Zykluslänge und Taktung ist für alle ursprünglichen 58 Arbeitsplätze in Tabelle 3.3 dargestellt.

Dabei wurde folgendes definiert:

Zyklus: kurz: <10 min; mittel: 10-60 min; lang: >1 h; nicht vorhanden

Taktung: getaktet; ungetaktet.

Tabelle 3.3: Verteilung der Zykluslänge und Taktung

<b>Summe AP "getaktet"</b>	31	<b>Zyklus "kurz"</b>	17	<b>Zyklus "mittel"</b>	7	<b>Zyklus "lang"</b>	7
<b>Summe AP "ungetaktet"</b>	27	<b>reine LHH</b>	12	<b>„Belastungsmix“</b>	15		

An den erhobenen Arbeitsplätzen wurden neben den für die Bewertung wesentlichen Parametern auch Experteneinschätzungen zur Arbeitsschwere auf einer Skala von 1 (gering) bis 5 (sehr hoch) zu den wesentlichen Tätigkeiten am Arbeitsplatz sowie eine Gesamtbewertung nach Borg CR10 abgefragt (s. Anhang 7.1). An 11 Arbeitsplätzen wurden diese Daten für den Gesamtarbeitsplatz sowie für dominante oder sehr belastende Tätigkeiten getrennt erhoben. Pro Arbeitsplatz konnten mindestens 1 bis maximal 5 Experten (durchschnittlich mindestens zwei) befragt werden. Abbildung 3.1 zeigt die Verteilung auf die unterschiedlichen Professionen, wobei Meister bzw. Personen in ähnlichen Funktionen am häufigsten (64 Personen) vertreten sind. Neben den MA war diese Gruppe am besten mit den Arbeitsplätzen vertraut, wie sich in der Praxis zeigte.

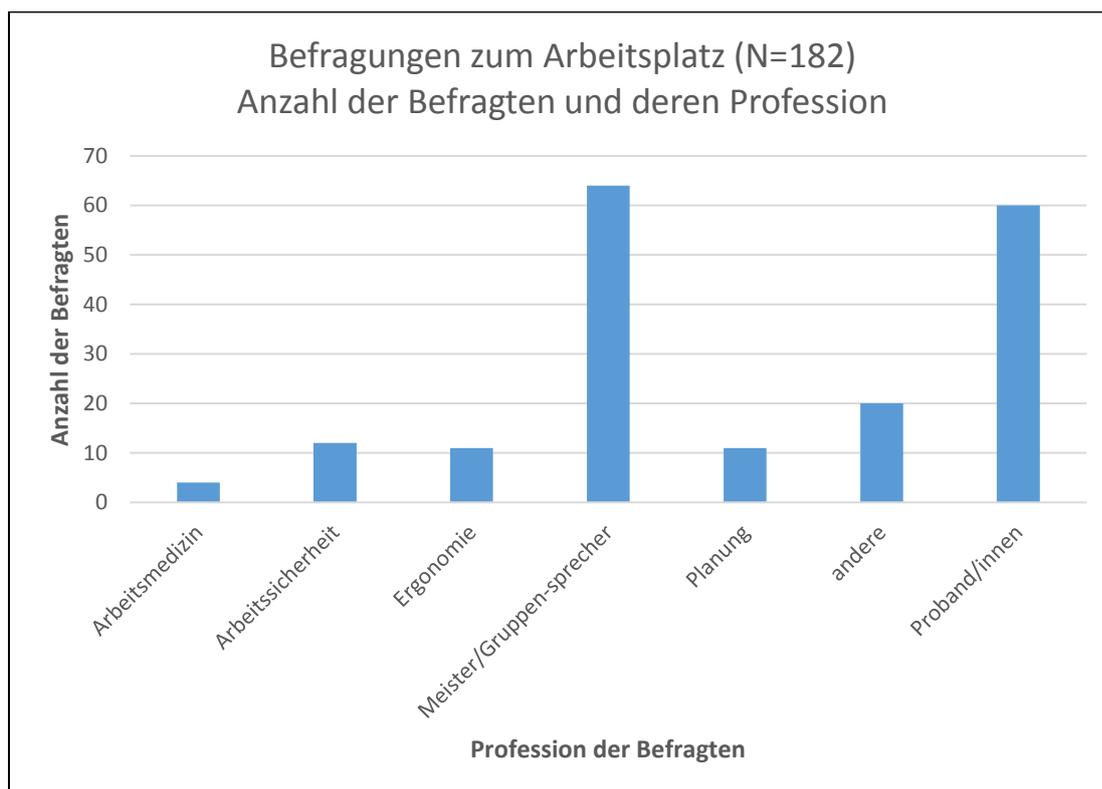


Abbildung 3.1: Experteneinschätzung und Befragung zur segmentalen Belastung

Außerdem wurde von denselben Experten die Einschätzung arbeitsbedingter Belastungen in Anlehnung an Corlett-Bishop, also die Zuordnung der Belastung am Arbeitsplatz oder durch bestimmte Tätigkeiten zu den Körpersegmenten der oberen und unteren Extremitäten sowie des Rückens erhoben.

Abbildung 3.2 gibt eine Übersicht über den Umfang der betriebsepidemiologischen Studie, welche seitens des IADs erhoben wurde. Dabei wurden insgesamt 376 Mitarbeiter an den 58 Arbeitsplätzen erfasst. Zudem gibt die Abbildung Aufschluss über die durchschnittliche Anzahl an befragten Mitarbeitern. Das Ziel pro Arbeitsplatz zehn Mitarbeiter zu befragen konnte nur bei etwa einem Drittel der Erhebungen erreicht werden. Ähnlich häufig waren nur 6-8 sowie 5 oder weniger Mitarbeiter zu befragen. Ebenfalls dargestellt ist die Anzahl von 6 Arbeitsplätzen, bei denen auf Grund der Datenlage keine Berücksichtigung der Mitarbeiterbefragungen möglich ist, weshalb wie eingangs beschrieben resultierend 52 Arbeitsplätze zur weiteren Verarbeitung vorliegen.

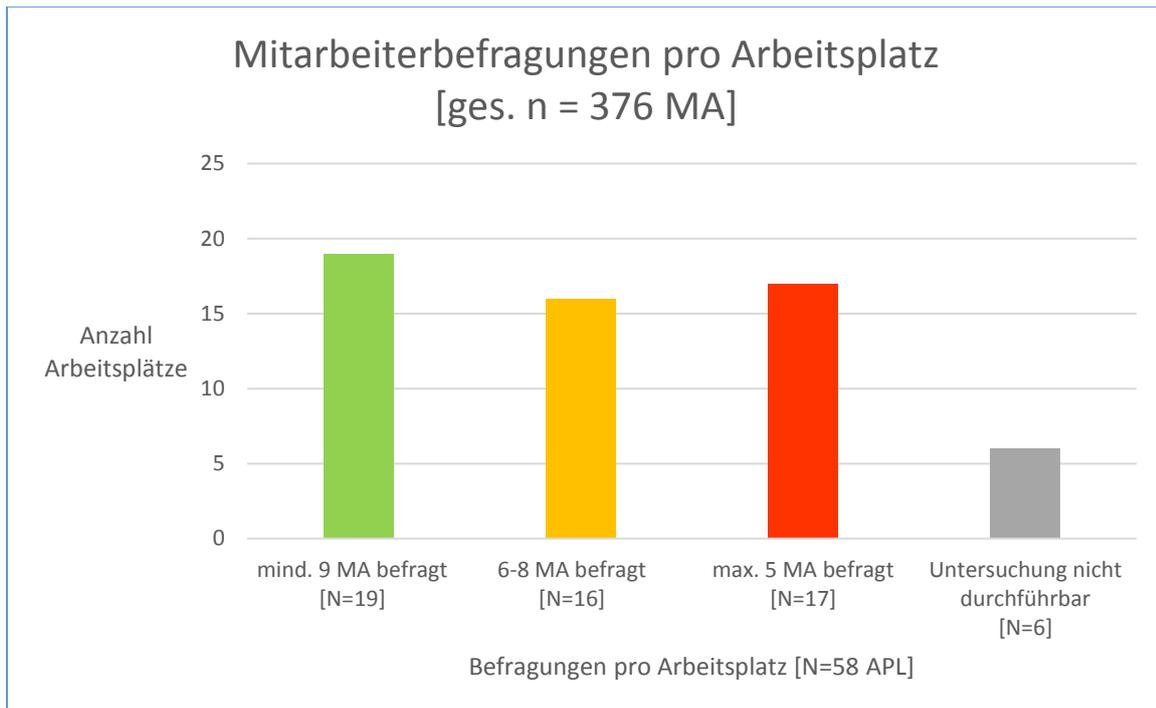


Abbildung 3.2: Übersicht über die Mitarbeiterbefragungen

Die Zielsetzung pro Arbeitsplatz mindestens zehn Mitarbeiter/innen in die Erhebung einzuschließen konnte aus unterschiedlichsten Gründen nicht erreicht werden, auf IAD Seite waren dies u. a.:

- An einigen Arbeitsplätzen (mobile Einsatzorte) ist häufig keine ausreichende Mitarbeiteranzahl anzutreffen.
- Mitarbeiter/innen standen krankheits- oder produktionsbedingt am festgelegten Untersuchungstermin nicht zur Verfügung.
- Mitarbeiter/innen haben sich nach der Aufklärung oder aus persönlichen Gründen kurzfristig gegen eine Teilnahme entschieden.

Dies erklärt die durchschnittliche Quote von ca. 6,5 Mitarbeiter/innen pro Arbeitsplatz. Selbst um diese Zahlen zu erreichen, waren in einigen Unternehmen mehrere Untersuchungstermine erforderlich.

### 3.2.3 Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 1-3 Erhebungsverlauf

Folgend werden die resultierenden Ergebnisse der Belastungsbewertungen mittels der Methoden des Experten-Screenings für die Stufen 1-3 dargestellt. Den Bewertungen liegen insgesamt 70 vollständig erfasste Arbeitsplätze (vgl. Kapitel 3.2.1) zu Grunde.

Da es sich bei Stufe 1 lediglich um eine erste Weiterentwicklung aus dem Basisverfahren EAWS handelt, wurden für Stufe 1 keine expliziten Bewertungen durchgeführt. Die nachfolgend dargestellten Ergebnisse basieren demnach auf den Stufen 2 und 3. Dabei wurden die Verfahren der Stufe 3 immer dann angewendet, wenn multiple Belastungen bei den Aktionskräften bzw. bei der Lastenhandhabung auftraten, die auf Grund der Komplexität nicht mehr mit den Verfahren der Stufe 2 bewertbar waren. Dieser Umstand trat für die Belastungsart Aktionskräfte bei 6 der insgesamt 7 als exponiert identifizierten Fälle auf; für die Belastungsart Lastenhandhabung in 49 der insgesamt 56 als exponiert identifizierten Fälle.

Nachfolgend werden die Bewertungsergebnisse gegliedert nach den Belastungsarten Körperhaltung, Aktionskräfte, Lastenhandhabung und Repetitive Tätigkeiten sowie der summarischen Bewertung vorgestellt. Je Belastungsart werden die Ergebnisse sowohl für die direkten Punktwerte als auch für die kategoriale Bewertung angegeben. Für Aktionskräfte, Lastenhandhabung sowie die summarische Bewertung werden beide Ergebnisse für Männer und Frauen getrennt dargestellt.

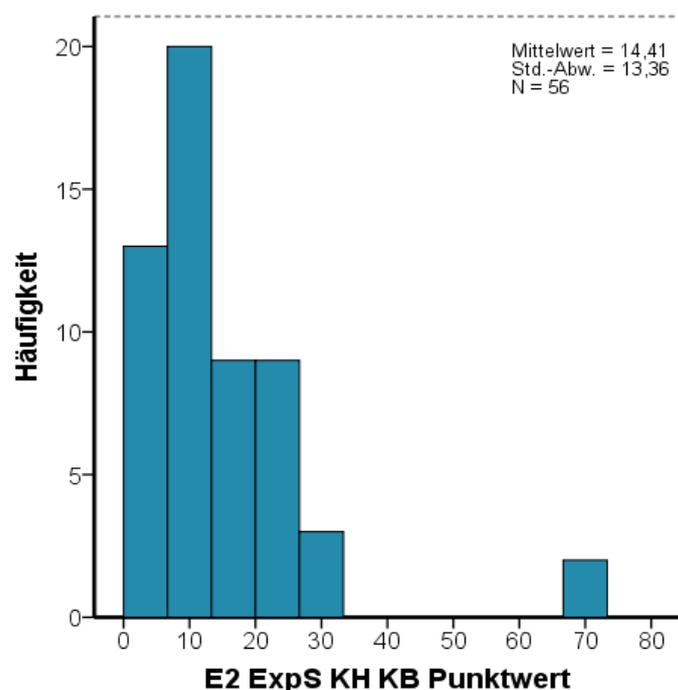
### 3.2.3.1 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Körperhaltung

Tabelle 3.4 gibt eine Übersicht über das Ergebnis der Punktbewertungen für die Belastungsart Körperhaltung. Insgesamt sind 56 der 70 untersuchten Fälle hinsichtlich der Belastungsart exponiert. Die Bewertungen reichen von 1 bis 72 Punkte, mit einem Median von 12 Punkten.

*Tabelle 3.4: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Körperhaltung*

N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
Gültig	Fehlend						
56	14	14,41	12	13,36	71	1	72

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Punktbewertungen zeigt sich eine überwiegend niedrige bis moderate Belastung (s. Abbildung 3.3).



*Abbildung 3.3: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Körperhaltung*

Entsprechend stellt sich die kategoriale Bewertung für die Körperhaltung dar (s. Tabelle 3.5). Hierbei wird das Risiko für 50 Fälle als gering bzw. erhöht eingeschätzt gegenüber 6 Fällen, in denen das Risiko als wesentlich erhöht bzw. hoch eingeschätzt wird.

Tabelle 3.5: Übersicht der kategorialen Bewertung für Belastungsart Körperhaltung

	nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch
Häufigkeit	14	23	27	4	2
Prozent	20	32,9	38,6	5,7	2,9

In Abbildung 3.4 ist die Verteilung der kategorialen Bewertung noch grafisch dargestellt.

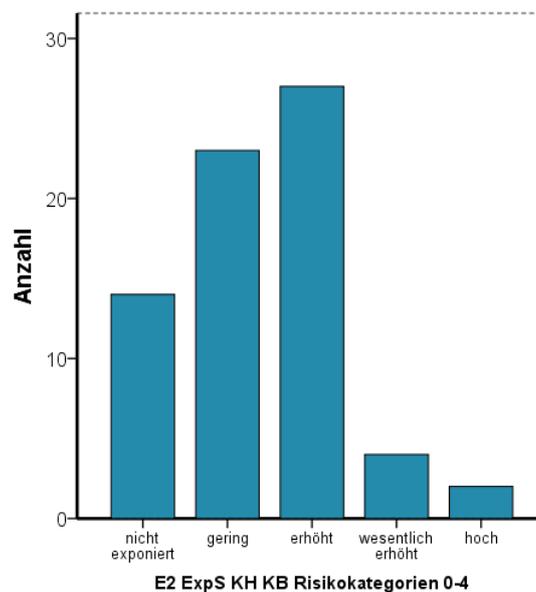


Abbildung 3.4: Kategorialen Bewertung für Belastungsart Körperhaltung

### 3.2.3.2 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Aktionskräfte, Stufe 2 und 3

Tabelle 3.6 gibt eine Übersicht über das Ergebnis der Punktbewertungen für die Belastungsart Aktionskräfte. Insgesamt sind 7 der 70 untersuchten Fälle hinsichtlich der Belastungsart exponiert. Die Bewertungen reichen von 39-164 Punkte für Frauen bzw. von 19-79 Punkte bei Männern, mit einem Median von 72,5 Punkten (Frauen) und 44,3 Punkten (Männer). Es zeigt sich deutlich, dass bei der Verwendung der Bewertungsvorschriften für Frauen eine wesentlich höhere Punktzahl erzielt wird.

Tabelle 3.6: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3)

	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
	Gültig	Fehlend						
♀	7	63	83,7	72,5	39,3	125	39	164
♂	7	63	46,3	44,3	20,8	61	19	79

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Punktbewertungen zeigt sich eine überwiegend moderate bis hohe Belastung (s. Abbildung 3.5). Insbesondere bei den Frauen liegt nur eine Bewertung unterhalb der hohen Belastungsgrenze.

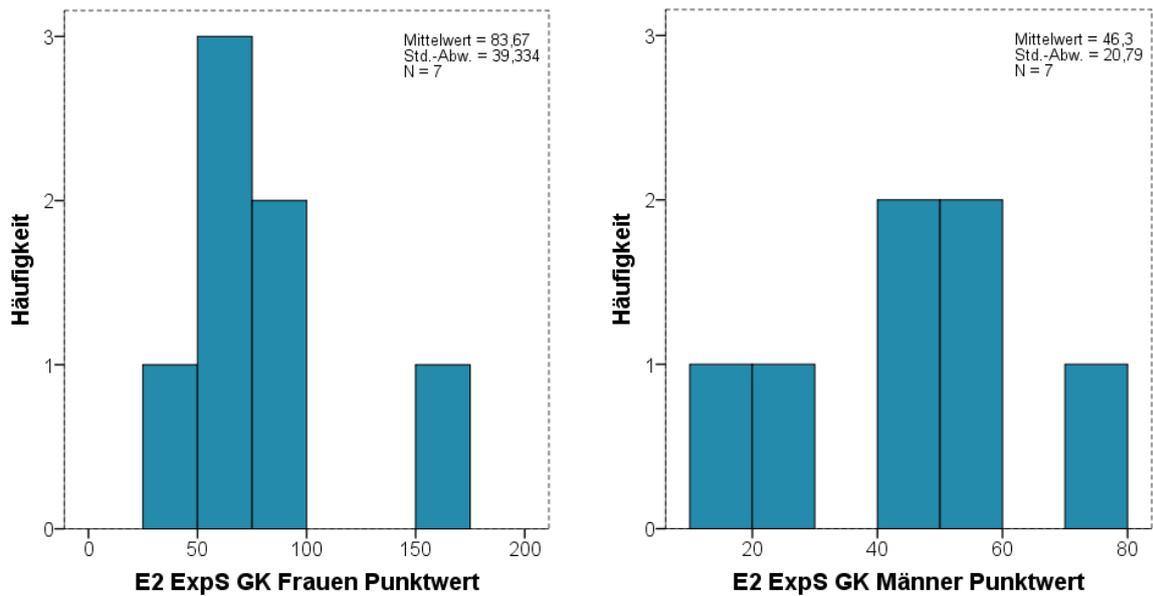


Abbildung 3.5: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3)

Entsprechend stellt sich die kategoriale Bewertung für die Aktionskräfte dar (s. Tabelle 3.7). Hierbei wird das Risiko bei 6 der 7 exponierten Fälle für Frauen als hoch eingeschätzt, wohingegen bei den Männern 2 der 7 Fälle als hoch eingeschätzt werden. In Abbildung 3.6 ist die Verteilung der kategorialen Bewertung grafisch dargestellt.

Tabelle 3.7 Übersicht der kategorialen Bewertung für Aktionskräfte (Stufe 2 & 3)

		nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch
♀	Häufigkeit	63	0	0	1	6
	Prozent	87,1	0	0	1,4	8,6
♂	Häufigkeit	63	0	2	2	3
	Prozent	87,1	0	2,9	2,9	4,3

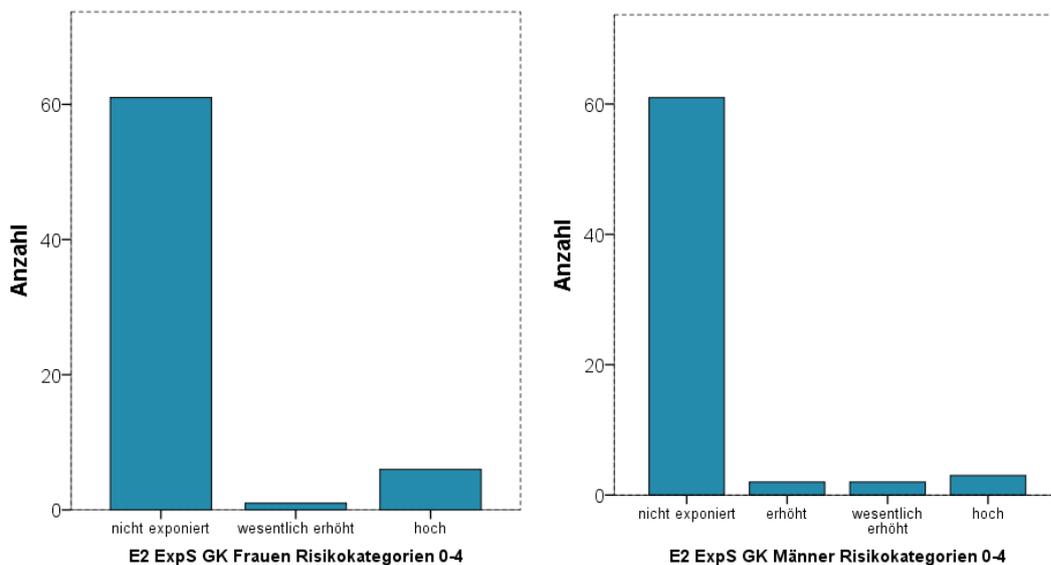


Abbildung 3.6: Kategorialen Bewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3)

### 3.2.3.3 Bewertungsergebnisse für Belastungsart Lastenhandhabung, Stufe 2 und 3

Tabelle 3.8 gibt eine Übersicht über das Ergebnis der Punktbewertungen für die Belastungsart Lastenhandhabung. Insgesamt sind 56 der 70 untersuchten Fälle hinsichtlich der Belastungsart exponiert. Die Bewertungen reichen von 3-349 Punkte für Frauen bzw. von 3-280 Punkte bei Männern, mit einem Median von 53,2 Punkten (Frauen) und 44,65 Punkten (Männer). Das Risiko wird entsprechend für Frauen als höher eingestuft.

Tabelle 3.8: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Lastenhandhabung (HvL, Stufe 2 & 3)

	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
	Gültig	Fehlend						
♀	56	14	77,5	53,2	73,2	346	3	349
♂	56	14	58,9	44,7	54,4	277	3	280

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Punktbewertungen liegen etwa ähnlich viele Fälle einer geringen bis wesentlich erhöhten Belastung, wie Fälle einer hohen Belastung vor (s. Abbildung 3.7).

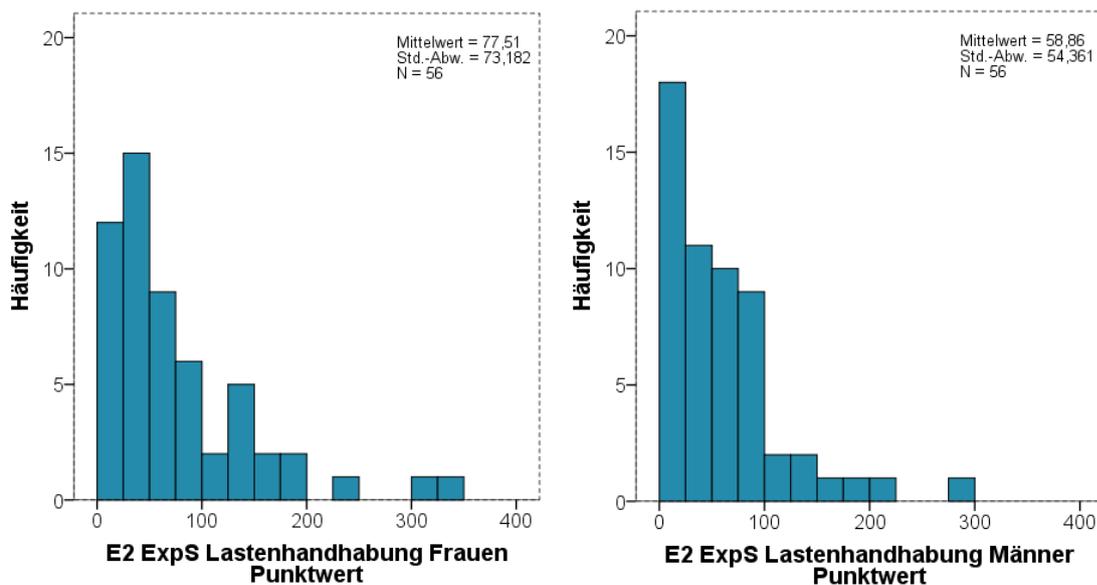


Abbildung 3.7: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3)

Entsprechend stellt sich die kategoriale Bewertung für die Lastenhandhabung dar (s. Tabelle 3.9). Hierbei wird das Risiko bei 29 der 56 exponierten Fälle für Frauen als hoch eingeschätzt, wohingegen bei den Männern 27 der 56 Fälle als hoch eingeschätzt werden. Es zeigt sich insgesamt, dass für Frauen eine recht gleichmäßige Verschiebung der Risikoeinschätzung hin zu hohen Kategorien auftritt.

Tabelle 3.9: Übersicht der kategorialen Bewertung für Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3)

		nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch
♀	Häufigkeit	14	2	10	15	29
	Prozent	17,1	2,9	14,3	21,4	41,4
♂	Häufigkeit	14	5	13	11	27
	Prozent	17,1	7,1	18,6	15,7	38,6

In Abbildung 3.8 ist die Verteilung der kategorialen Bewertung grafisch dargestellt.

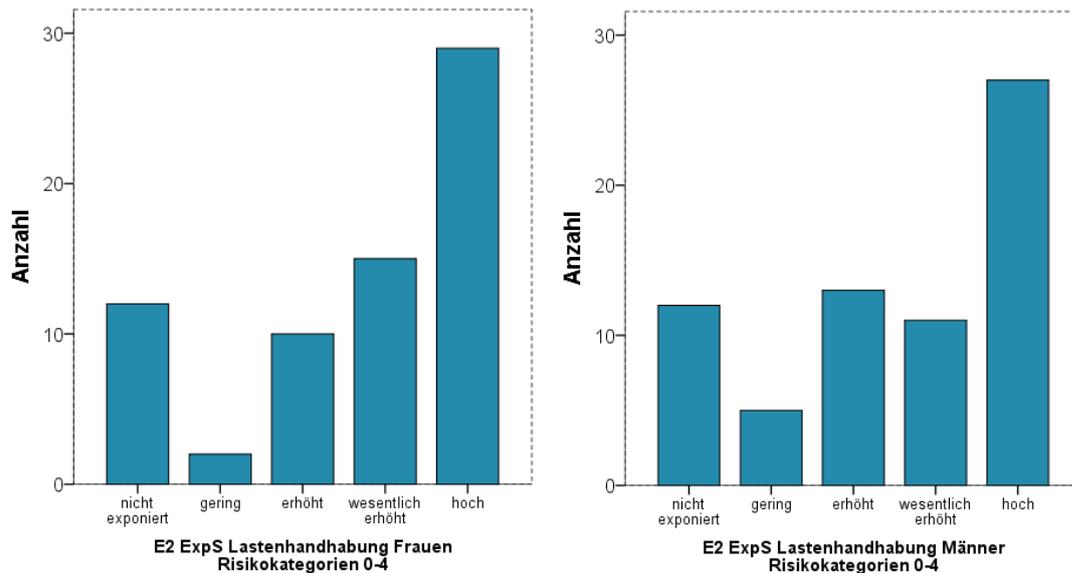


Abbildung 3.8: Kategorialen Bewertung für Belastung Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3)

### 3.2.3.4 Bewertungsergebnisse für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

Tabelle 3.10 gibt eine Übersicht über das Ergebnis der Punktbewertungen für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten. Insgesamt sind 34 der 70 untersuchten Fälle hinsichtlich der Belastungsart exponiert. Die Bewertungen reichen von 2 bis 86 Punkte, mit einem Median von 27,3 Punkten.

Tabelle 3.10: Übersicht der Punktbewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
Gültig	Fehlend						
34	36	29,4	27,3	21,1	83	2	86

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Punktbewertungen zeigt sich eine überwiegend moderate bis wesentlich erhöhte Belastung (s. Abbildung 3.9).

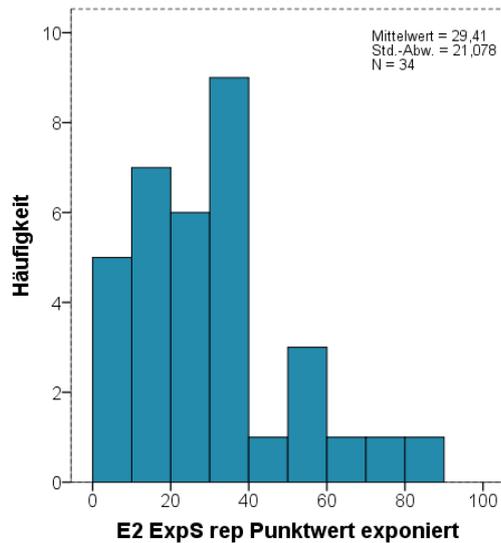


Abbildung 3.9: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3)

Entsprechend stellt sich die kategoriale Bewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten dar (s. Tabelle 3.11). Hierbei wird das Risiko für 23 Fälle als erhöht bzw. wesentlich erhöht eingeschätzt gegenüber 11 Fällen, in denen das Risiko als gering bzw. hoch eingeschätzt wird.

Tabelle 3.11: Übersicht der kategorialen Bewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3)

	nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch
<b>Häufigkeit</b>	<b>36</b>	<b>5</b>	<b>10</b>	<b>13</b>	<b>6</b>
<b>Prozent</b>	<b>51,4</b>	<b>7,1</b>	<b>14,3</b>	<b>18,6</b>	<b>8,6</b>

In Abbildung 3.10 ist die Verteilung der kategorialen Bewertung noch einmal grafisch dargestellt.

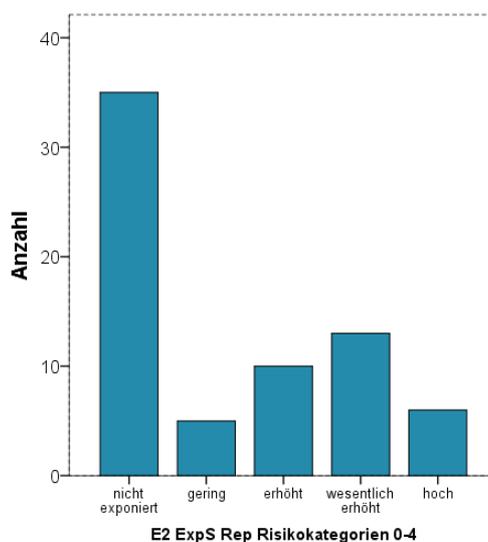


Abbildung 3.10: Kategoriale Bewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3)

### 3.2.3.5 Bewertungsergebnisse für die summarische Betrachtung (Stufe 2 und 3)

Tabelle 3.12 gibt eine Übersicht über das Ergebnis der Punktbewertungen für die summarische Betrachtung. Die Bewertungen reichen von 2,5-349 Punkte für Frauen bzw. von 2,5-280 Punkte bei Männern, mit einem Median von 63,6 Punkten (Frauen) und 56 Punkten (Männer). Entsprechend der Einzelbetrachtungen erfolgt auch bei der summarischen Betrachtung eine höhere Einschätzung des Risikos für Frauen.

In zwei Fällen ist keine summarische Betrachtung möglich, da auf Grund der Datenlage eine Bewertung der Arbeitsplätze nicht für alle Belastungsarten möglich war.

Tabelle 3.12: Übersicht der Punktbewertung die summarische Betrachtung (Stufe 2 und 3)

	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Spannweite	Minimum	Maximum
	Gültig	Fehlend						
♀	68	2	86,9	63,6	72,0	346,4	2,5	349
♂	68	2	68,6	56,0	51,3	277,3	2,5	280

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Punktbewertungen zeigt sich eine überwiegend hohe Belastung (s. Abbildung 3.11).

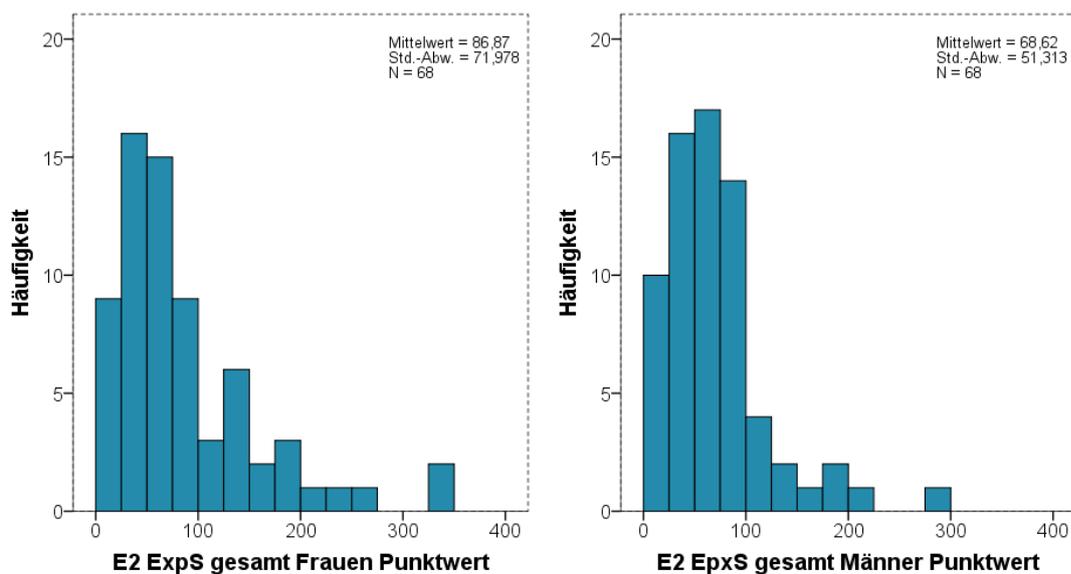


Abbildung 3.11: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für die summarische Betrachtung (Stufe 2 und 3)

Entsprechend stellt sich die kategoriale Bewertung für die summarische Betrachtung dar (s. Tabelle 3.13). Hierbei wird das Risiko in 43 Fällen (Frauen) bzw. 42 Fällen (Männer) als hoch eingeschätzt. Zudem liegen mit 16 Fällen jeweils mehr Fälle in der Kategorie wesentlich erhöht vor, als für die verbleibenden Kategorien (gering, erhöht) zusammen.

Tabelle 3.13: Übersicht der kategorialen Bewertung für die summarische Betrachtung

		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch
♀	Häufigkeit	4	5	16	43
	Prozent	5,7	7,1	22,9	61,4
♂	Häufigkeit	4	6	16	42
	Prozent	5,7	8,6	22,9	60,0

In Abbildung 3.12 ist die Verteilung der kategorialen Bewertung noch grafisch dargestellt.

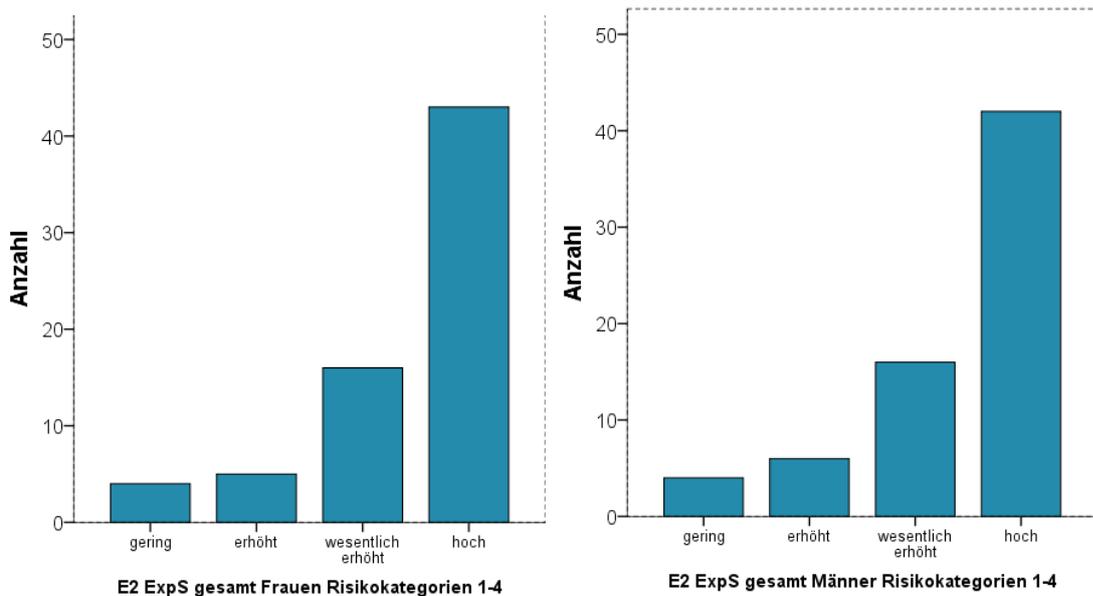


Abbildung 3.12: Kategorialen Bewertung für die summarische Betrachtung (Stufe 2 & 3)

### 3.2.4 Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 4

Da das Verfahren der Stufe 4 selbst nicht für eine Bewertung, sondern zur Erfassung der Sequenz von Arbeitsvorgängen gedacht ist, werden im Folgenden die Erkenntnisse aus der Anwendung kurz dargestellt.

Insgesamt wurde die Belastungsmatrix seitens des IADs an 15 verschiedenen Arbeitsplätzen (12 Betriebe im Bereich des Bauhandwerks, 3 Betriebe in der Fahrzeuginstandsetzung bei Bahn und Verkehrsbetrieben) zur Erhebung und Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Belastungen verwendet. Ein Beispiel ist in der Abbildung 3.13 dargestellt. Daraus ist ersichtlich in welchen Arbeitshaltungen gearbeitet wurde und deren zeitliche Dauer.

Kategorie	Beschreibung	Dauer (von: - bis:)		14:40 - 15:08		15:08 - 15:07		15:40 - 15:41	
		t > 4s	0s < t ≤ 4s	t > 4s	0s < t ≤ 4s	t > 4s	0s < t ≤ 4s		
1	I. Körperhaltung/Bewegung Stehen mit Abschrägung ohne Abschrägung 20°/60° 60° mit Abschrägung Ellenbogen auf/über Schulterhöhe Hände über Kopf	statisch	dynamisch			grif → Baarb. → Abgreifen		~ 110 / Schicht gest. d. 750g	
2									
3									
4									
5									
6									
7									
8	Sitzens Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/nutzen geneigt Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt) nach vorne gebeugt Ellenbogen auf/über Schulterhöhe Hände über Kopf			2 Arbeitsschritte → Baarb. zwei Seite : 50 sec → Baarb. Dunge Seite 1: 35 sec					
9				1:50 min					
10				UA auf OS abgelegt, BUS ~ 30° / Hüfte ~ 120°, Knie ~ 100°					
11				↳ eher dynamisch mit 20-30° Rot. OK, 1/2 Ell. hoch / UA					
12			↳ 70° abgelegt						
13	Fortbewegung Gehen Klettern (Treppen) steigen Radfahren Kriechen oder Hocken Aufrecht Nach vorne gebeugt Ellenbogen auf/ Hände über Kopf Liegend(Auf Rücken, Brust oder Seite)								
14									
15									
16									
17									
18									
19									
20									
21									
22									
23									
24									
25									
26									
27									
28	Asymmetrie Rumpf- Drehung Neigung Kopf- Drehung Neigung Reichweite								
29									
30									
31									

Abbildung 3.13: Ausgefüllte Belastungsmatrix

Die Matrix wurde durch insgesamt 10 unterschiedlich geschulte Anwender im Feld getestet. Hierbei konnte mit Hilfe der Belastungsmatrix in zwei Fällen keine vollständige Erfassung des jeweiligen Arbeitsplatzes erfolgen, womit letztlich 13 voll ausgefüllte Belastungsmatrizen zum Ende des Projektes vorliegen. Die Ergebnisse und Rückmeldungen sind in die finale Version eingeflossen. Diese überarbeitete Matrix ist in der Anlage 7.4.2 angegeben

Das Ausfüllen der Belastungsmatrix im Feld sollte, basierend auf den Erfahrungen aus der Erhebung, in jedem Fall vorab geübt sowie vorbereitet werden. Insbesondere die Erfassung von hoch variierenden bzw. komplexen Tätigkeiten stellt mittels der Belastungsmatrix eine Herausforderung dar. Hier ist die Zeit zur Dokumentation eines Arbeitsschrittes bzw. einer Teiltätigkeit oft nicht ausreichend, so dass das aktuelle oder folgende Aufzeichnungselement übersehen oder fehlerhaft notiert werden kann. Aus diesem Grund konnte in den oben genannten zwei Fällen keine vollständige Erfassung erfolgen. Die Belastungsmatrix empfiehlt sich daher eher für längere Tätigkeiten bzw. sich stark wiederholenden Tätigkeiten, bei denen ausreichend Zeit zur Beobachtung und Dokumentation zur Verfügung steht.

Ist ausreichend Zeit zur Datenaufnahme mittels der Belastungsmatrix vorhanden, kann gegenüber alternativen Verfahren, wie z. B. der Videocodierung, ein Zeitgewinn festgestellt werden. Hierbei entfällt entsprechend die nachträgliche Datenaufbereitung, die im Fall der Videocodierung durchschnittlich das 3- bis 4-fache der erhobenen Zeit in Anspruch nimmt.

### 3.2.5 Bewertungsergebnis Verfahren Stufe 5

Auf Grund des konzeptionellen Status der Stufe 5 und der Umsetzung des Verfahrens für die Belastungsart Körperhaltung, wurde im Rahmen des Projektes eine exemplarische Bewertung durchgeführt. Hierzu wurde das entwickelte Verfahren auf einen Arbeitsplatz angewendet, mit dem Ziel die Zuteilung und Einstufung der Belastungen auf die einzelnen Körpersegmente tendenziell zu überprüfen. Gesucht wurde hierzu ein Arbeitsplatz, an dem idealerweise lediglich die Belastungsart Körperhaltung auftritt. Wie in Kapitel 3.2.2 und Kapitel 3.2.3 dargestellt, treten jedoch fast ausschließlich Mischbelastungen auf, wobei die Belastung durch Körperhaltung mit niedrig bis moderat bewertet wird (vgl. Kapitel 3.2.3). Entsprechend wurde ein Arbeitsplatz ausgewählt, der die Anforderung nach einer spezifischen Belastung durch Körperhaltung gut erfüllt (s. Abbildung 3.14: Beispielhafte Darstellung der körpersegmentbezogenen Belastung durch die Körperhaltung am ausgewählten Arbeitsplatz. Bei dem ausgewählten Arbeitsplatz (AP\_698) handelt es sich um Gussasphaltarbeiten. Neben der Belastungsart Körperhaltung treten noch repetitive Belastungen der oberen Extremitäten auf, welche insgesamt die dominanten Belastungsarten darstellen.

Exemplarische Darstellungen für die Eingabe der Punktbewertungen für einzelne Tätigkeiten sowie resultierender, körpersegmentbezogener Belastungen in der Stufe 5 sind in Kapitel 2.4 (s. Abbildung 2.23 und Abbildung 2.24) dargestellt.

			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	2
			0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0,5
		Stehen, keine Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	3
			0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0,75
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	3
			0,5	1	1	0	0	0	0	0	0	0,75
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2
			0,5	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	3
			0,5	1	1	0	0	0	0	0	0	0,75
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	3	3	3	3	3	3	3	2
			0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	2	3	4	4	3	2	2	2	2	3
			0,5	0,75	1	1	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	3	3	4	4	4	3	3	3	3	3	
		0,75	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	

Abbildung 3.14: Beispielhafte Darstellung der körpersegmentbezogenen Belastung durch die Körperhaltung am ausgewählten Arbeitsplatz

In Tabelle 3.14 sind die summarischen Ergebnisse (über alle Tätigkeiten) pro Körpersegment als Punktwert sowie als kategoriale Bewertung dargestellt. Weiterhin ist auch die kategoriale Bewertung der Messung mittels des CUELA-Systems sowie die subjektiven Bewertungen nach Corlett-Bishop (hier auf einer Skala von 1-10 Punkten) zum Vergleich dargestellt. Die subjektive Bewertung stammt zur besseren Vergleichbarkeit vom gleichen Mitarbeiter, der auch der Messung zu Grunde liegt. Seitens des Verfahrens der Stufe 5 wird nicht zwischen linken und rechten Körperpartien differenziert. Entsprechend sind die Daten der Messung sowie der subjektiven Bewertung in diesem Fall arithmetisch gemittelt.

Die vollständigen Ergebnisse für die exemplarische Auswertung inklusive der körpersegmentbezogenen Bewertungen pro Tätigkeit finden sich im Anhang.

Tabelle 3.14: Übersicht der exemplarischen Auswertung der Stufe 5 im Vergleich zur Messung sowie zur subjektiven Einschätzung der Belastung

	Punkte pro Körpersegment	Kategorie pro Körpersegment	Bewertung Messung, Kategoriale	Subj. Bewertung (Corlett-Bishop)
Nacken	18,3	2	4	2
oberer Rücken (BWS)	42,3	3		3
unterer Rücken (LWS)	37,2	3	3,5	6
Schulter	6,8	1	2	5
Oberarm	0	1		2

Ellenbogen-gelenk	0	1	1	3
Unterarm	0	1	1	2
Handgelenk	0	1	2,5	6
Hand	0	1	2,5	5
Hüfte	24,8	2	-	3
Oberschenkel	18,8	2	-	2
Knie	18,8	2	-	5
Unterschenkel	18,8	2	-	2
Sprunggelenk	18,8	2	-	6
Fuß	18,8	2	-	8
Herz-Kreislauf-System	12,3	2	3,5	-

Im Bereich des Nackens zeigen sich größere Abweichungen zwischen den Bewertungen. Hierbei erzielt der Nacken bei der Messung bereits eine hohe Risikoeinstufung, während nach Stufe 5 lediglich ein erhöhtes Risiko vorliegt. Subjektiv betrachtet liegt mit einer Bewertung von 2 eine eher geringe bis erhöhte Belastung vor. Die Bewertung des Nackens stellt eine der Neuerungen im Rahmen der Belastungsart Körperhaltung dar, welche in MEGAPHYS ergänzt wurde. Entsprechend könnte im Vergleich zur Messung hier noch weiterer Anpassungsbedarf an der Grundbewertung bzw. an der Umrechnung auf das Körpersegment notwendig sein. Im Vergleich zur subjektiven Bewertung hingegen wäre das Ergebnis passend.

Im Bereich des unteren und oberen Rückens kommen sowohl das Experten-Screening als auch die Messung zu einer wesentlich erhöhten bis hohen Bewertung. Die subjektive Bewertung ist hier weniger bis ähnlich kritisch, wobei im Bereich des oberen Rückens eher eine erhöhte Belastung angegeben wird.

Für die Schulter liegen seitens der Messung keine Werte vor. Zwischen Stufe 5 (gering) und subjektiver Bewertung (erhöht bis wesentlich erhöht) zeigt sich eine Abweichung.

Für die Segmente Oberarm, Ellenbogengelenk und Unterarm kommen alle drei Bewertungsansätze zur einer sehr ähnlichen Risikoeinschätzung im Bereich gering bis erhöht.

Bei den Körpersegmenten Handgelenk und Hand wird nach Stufe 5 keine Exposition ausgewiesen, wohingegen sowohl die Messung als auch die subjektive Bewertung ein wesentlich erhöhtes Risiko feststellen. Inhaltlich ist dies nachvollziehbar, da im Experten-Screening keine dedizierte Bewertung für den Handbereich vorgesehen ist.

Für die unteren Körperregionen (Hüfte, Oberschenkel, Knie, Unterschenkel, Sprunggelenk und Fuß) liegen für die Messung keine Werte vor. Seitens des Experten-Screenings wird durchgängig ein erhöhtes Risiko eingestuft, wohingegen bei der subjektiven Bewertung für die Segmente Knie, Sprunggelenk und Fuß ein wesentlich erhöhtes bis hohes Risiko angegeben wurde.

Für das Herz-Kreislauf-System liegt keine subjektive Bewertung vor, da dies bei Corlett-Bishop nicht als zu bewertende Körperregion ausgewiesen ist. Das Experten-Screening stuft ein erhöhtes Risiko ein. Die Messung (mittels des CUELA-Systems) entgegen weißt ein hohes Risiko aus.

### 3.2.6 Untersuchung der Konvergenzvalidität

Im Folgenden Unterkapitel werden die Ergebnisse des Experten-Screenings (summarisch) mit den subjektiven Bewertungen (Corlett-Bishop und BORG) hinsichtlich der Konvergenz analysiert. Für eine Betrachtung der Konvergenz zwischen den Verfahren im Projekt MEGAPHYS wird auf die entsprechenden Kapitel im Abschlussbericht (Band 2 Teil D1 sowie Band 2 Teil D3) verwiesen.

#### **Vergleich mit den subjektiven Bewertungen/Einschätzungen**

Wie im Anhang dargestellt wurden zusätzlich subjektive Einschätzungen des Risikos an den Arbeitsplätzen von Mitarbeitern sowie Experten erhoben. Hierzu wurde u. a. ein Fragebogen nach Corlett-Bishop sowie eine Abfrage nach der BORG-Skala durchgeführt.

Bei Corlett-Bishop erfolgt die Einschätzung der Belastung explizit für einzelne Körperregionen. Da das Experten-Screening in den Stufen 2-3 keine differenzierte Bewertung für Körperregionen unternimmt, wird zunächst pro Befragung ein Mittelwert über alle Regionen gebildet. Da je nach Arbeitsplatz eine differente Anzahl an Personen mit unterschiedlichen Funktionen den Fragebogen ausgefüllt haben (vgl. Kapitel 3.2.2) werden die Bewertungen pro Arbeitsplatz erneut gemittelt und letztlich mit der summarischen Risikoabschätzung des Experten-Screenings verglichen.

Der Fragebogen nach Corlett-Bishop für die 70 im Rahmen des Experten-Screenings bewerteten Arbeitsplätze wurde von 160 Personen beantwortet. Nach Aggregation der Antworten ergeben sich insgesamt 64 gemittelte subjektive Belastungseinschätzungen für die ebenfalls eine summarische Bewertung für das Experten-Screening vorliegt.

Für die Bewertungen nach BORG werden insgesamt drei Werte abgeleitet. Einmal ein Mittelwert über alle BORG-Bewertungen, ein Mittelwert über alle Bewertungen, die nicht von Mitarbeitern getätigt wurden und letztlich ein Mittelwert nur aus Mitarbeitersicht. Hiermit soll untersucht werden, ob eventuell eine bessere Einschätzung der Belastung seitens der Mitarbeiter, die tatsächlich am Arbeitsplatz tätig sind, im Vergleich zu Experten und Bereichsleitern, die den Platz nur theoretisch kennen, vorliegt.

Insgesamt haben 135 Personen eine Bewertung nach BORG abgegeben. Nach Aggregation der Antworten ergeben sich insgesamt 62 gemittelte subjektive Belastungseinschätzungen für die ebenfalls eine summarische Bewertung für das Experten-Screening vorliegt. Separiert nach subjektiven Bewertungen von Mitarbeitern ergeben sich 61 Fälle, für alle anderen Personengruppen insgesamt 30 Fälle. Die geringere Fallzahl für die anderen Personengruppen ergibt sich, da für die von der BAuA erhobenen Daten jeweils nur Antworten von Mitarbeitern vorliegen.

Für beide Vergleiche werden die summarischen, kategorialen Bewertungsergebnisse des Experten-Screenings verwendet. Für alle Daten wird ein Test auf Normalverteilung durchgeführt (s. Tabelle 3.15: Tests auf Normalverteilung).

Da nur in zwei Fällen eine Normalverteilung angenommen werden kann, wird folgend die Korrelation mit dem nicht-parametrischen Test nach Spearman berechnet. Tabelle 3.16 zeigt das Ergebnis des Tests auf Korrelation.

Tabelle 3.15: Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
CB Subj. Bewertung Mittelwert AP	,110	29	,200*	,955	29	,249
BORG Subj. Bewertung MW	,129	29	,200*	,956	29	,261
BORG Subj. Bewertung MW alle außer MA	,087	29	,200*	,980	29	,847
BORG Subj. Bewertung MW nur MA	,183	29	,014	,899	29	,009
E2 EpxS gesamt Männer Punktwert	,221	29	,001	,915	29	,022
E2 ExpS gesamt Frauen Punktwert	,166	29	,041	,901	29	,010
E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	,251	29	,000	,798	29	,000
E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	,256	29	,000	,769	29	,000

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Tabelle 3.16: Korrelationstabelle zwischen der summarischen Bewertung (kategorial) des Experten-Screenings mit der subjektiven Einschätzung nach Borg sowie Corlett-Bishop

		CB Mittelwert AP	BORG MW	BORG MW alle außer MA	BORG MW nur MA
<b>E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4</b>	Korrelationskoeffizient	,103	,062	,098	,245*
	Sig. (1-seitig)	,209	,317	,303	,029
	N	64	62	30	61
<b>E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4</b>	Korrelationskoeffizient	,133	,075	,118	,249*
	Sig. (1-seitig)	,147	,280	,268	,027
	N	64	62	30	61

Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (einseitig).

Die summarische Bewertung des Experten-Screenings (kategorial) korreliert signifikant mit der subjektiven Einschätzung nach Borg der Mitarbeiter, sowohl für Männer ( $r_{s,\text{Männer}} = 0,245$ ;  $p = 0,029$ ) als auch für Frauen ( $r_{s,\text{Frauen}} = 0,249$ ;  $p = 0,027$ ). Für die anderen subjektiven Maße kann keine signifikante Korrelation festgestellt werden.

Hinsichtlich der subjektiven Einschätzung nach Corlett-Bishop könnte die für einen Vergleich notwendige Aggregation der Ergebnisse ausschlaggebend für eine fehlende Korrelation sein. Entsprechend werden Daten pro Körperregion abgefragt und für die Auswertung arithmetisch gemittelt, welche im Rahmen des Expertenverfahrens jedoch nicht zwingend gleichwertig zu

einer Risikoeinschätzung führen. Zudem weisen die Einschätzung nach Corlett-Bishop eine hohe Variation der Belastungseinschätzung innerhalb der Arbeitsplätze auf.

Hinsichtlich der subjektiven Einschätzung nach Borg besitzt die Einschätzung der Mitarbeiter die höchste Aussagekraft bzw. Übereinstimmung mit der Bewertung nach dem Experten-Screening.

### 3.2.7 Untersuchung der Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings

Für die Untersuchung der Kriteriumsvalidität des Experten-Screenings erfolgte eine Überprüfung der Übereinstimmung der Bewertung mittels des Experten-Screenings mit den epidemiologischen Daten (sogenannter Großer Datensatz).

Bei den statistischen Berechnungen wurde ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  verwendet.

Für alle Regressionen wurde immer die niedrigste Risikokategorie als Referenzkategorie für die Berechnungen verwendet.

Folgendes Vorgehen wurde gewählt:

- Sichtung der zur Verfügung stehenden Variablen sowie Anpassung der Stichprobe; weitere Auswertung für zwei unterschiedliche Stichprobenumfänge
- Auswahl der Abhängigen Variablen aus dem Großen Datensatz, für die eine Regressionsanalyse hinsichtlich der Aussage aus dem Experten-Screening durchgeführt werden soll. Folgende Variablen wurden ausgewählt:
  - Jahresprävalenz (über alle Körperregionen (summarische Bewertung, LWS (KH, HvL), HaG, EbG, SG (Rep)) – dichotome Variable
  - Wochenprävalenz (summarische Bewertung, LWS (KH, HvL), HaG, EbG, SG (Rep)) – dichotome Variable
  - Subjektiven Einschätzung nach Borg RPE – sowohl Skala als auch kategorial
  - Erkrankungen (über alle Krankheitsbilder D01 – D16 (summarische Bewertung), lumbale Erkrankungen D09-D11 (KH, HvL), Erkrankungen des Hand-Arm-Systems D03-D08 (Rep)) - kategorial
- Deskriptive Sichtung der Daten mittels Kreuztabellen sowie Überprüfung auf Unterschiede zwischen den Gruppen (gruppiert nach dem Belastungsrisiko der Bewertungen nach dem Experten-Screening) mittels Kruskal-Wallis-Test (KWT); im Falle einer dichotomen Aufteilung der Bewertung mittels Chi-Quadrat-Test (Chi)
- Im Falle signifikanter Unterschiede erfolgt eine Regressionsanalyse (grundsätzlich Verwendung von GENLIN – Generalisierten Linearen Modellen bzw. in SPSS als Verallgemeinerte Lineare Modelle bezeichnet)
  - Für Jahres- und Wochenprävalenz: Ordinal Logistische Regression
  - Für Borg-RPE kategorial sowie Erkrankungen: Ordinal Probit Regression
  - Für Borg-RPE Skala: Lineare Regression
  - Für addierte Jahres- und Wochenprävalenzen (summarisch sowie Rep): Poisson Regression
- Im Rahmen der Regressionsanalysen wurden neben der AV sowie der Risikobewertung folgende Confounder-Variablen berücksichtigt:
  - Wie alt sind Sie?
  - Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?
  - Wie viele Stunden arbeiten Sie derzeit durchschnittlich pro Tag (h/d)?
  - Treiben Sie regelmäßig Sport?

- Rauchen Sie?
- Hatten Sie in den letzten 12 Monaten eine Verletzung aufgrund eines Unfalls an Ihrem Arbeitsplatz, die ärztlich versorgt werden musste?
- Body-Mass-Index (kg/m<sup>2</sup>)
- Geschlecht 0 Männer/1 Frauen

Zur Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Prävalenzen sowie die Erkrankungen wurde ergänzend ein „addierter Wert“ berechnet, wenn mehr als eine Körperregion bzw. Krankheitsart für die Bewertung relevant war. Im Falle der Prävalenzen wurden hier alle „ja“-Antworten pro Proband hochgezählt. Ein Proband mit einer Prävalenz in den Regionen Schultergelenk (SG), Handgelenk (HaG) sowie Ellenbogengelenk (EbG) erhält demnach den Wert „3“ für die addierte Prävalenz. Für die Erkrankungen, bei denen die Werte „Nein“, „Ja, anamnestische Hinweise“ und „Ja, fkt-klin Hinweise“ vorkommen können, wurde für anamnestische Hinweise eine „1“ und für fkt-klin Hinweise eine „2“ vergeben und über die betrachteten Krankheiten addiert.

Folgend werden die Ergebnisse für die Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertungsergebnisse nach dem Experten-Screening dargestellt – zunächst für die summarische Bewertung sowie im Anschluss dediziert für die vier Belastungsarten. Eine Betrachtung der Belastungsart Aktionskräfte erfolgt nicht, da die Anzahl der exponierten Fälle in der Grunddatenmenge für eine statistische Analyse nicht ausreichend ist.

#### *Sichtung der Variablen und Auswahl des Stichprobenumfangs*

Nach Sichtung des Datensatzes (N = 458) werden zwei differente Stichproben gezogen, welche folgend als „weich“ und „hart“ bezeichnet werden. Für die Auswahl der beiden Datensätze wurden die in Tabelle 3.17 dargestellten Kriterien/ Variablen mit den jeweils definierten Parametern verwendet:

*Tabelle 3.17: Variablen und Auswahlparameter für die "weiche" sowie "harte" Stichprobe*

Variablenname	Auswahlparameter Stichprobe „weich“	Auswahlparameter Stichprobe „hart“
Passung des Probanden zum Arbeitsplatz (%)	Einschluss ab 50%	Einschluss ab 50%
Eignung des Probanden (Ja/Nein)	Nur „ja“	Nur „ja“
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	Alle > 0 Jahre	Alle >= 5 Jahre
Wie viele Stunden arbeiten Sie derzeit durchschnittlich pro Tag (h/d)?	Alle >= 6 h pro Tag	Alle >= 4 h pro Tag
Wie viele Stunden arbeiten Sie im Durchschnitt in der Woche (Regelarbeitszeit + Überstunden) (h/Wo)?	Alle >= 30 h pro Woche	Alle >= 20 h pro Woche
<b>N Stichprobe</b>	<b>406</b>	<b>223</b>

In den folgenden Darstellungen kann es pro Variable zu einer weiteren Reduzierung der Stichprobengröße kommen. Dies ist immer dann der Fall, wenn die betrachte Zielvariable (AV) fehlende Werte aufweist.

### 3.2.7.1 Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die summarische Bewertung

Tabelle 3.18 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die summarische Bewertung für die „weiche“ Stichprobe.

*Tabelle 3.18: Übersicht Voranalyse der summarischen Bewertung für die "weiche" Stichprobe*

	<b>E2 ExpS Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen</b>				<b>Sign. KWT</b>
	<i>gering</i>	<i>erhöht</i>	<i>wesentlich erhöht</i>	<i>hoch</i>	
<b>Jahresprävalenz</b>					
N	22	33	100	251	
Anteil Prävalenz "ja"	77,3%	78,8%	80,0%	74,1%	0,675
MW add. Prävalenzen	2,41	3,24	3,29	2,75	0,065
<b>Wochenprävalenzen</b>					
N	22	33	94	221	
Anteil Prävalenz "ja"	63,6%	72,7%	60,6%	62,9%	0,668
MW add. Prävalenzen	1,14	1,79	1,38	1,36	0,373
<b>Borg-RPE</b>					
N	22	33	94	221	
MW Skala	13,0	13,4	13,8	14,2	0,010
MW gewichtete Kat.	3,0	3,1	3,2	3,2	0,473
<b>Erkrankungen</b>					
N	20	28	78	219	
MW add. Krankheiten	1,9	3,1	2,9	3,1	0,401

Basierend auf der Voruntersuchung der Daten kann nur für die Borg-RPE-Skala ein signifikanter Unterschied in den Risikogruppen identifiziert werden. Entsprechend erfolgt für diese Variable eine Regressionsanalyse. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3.19 dargestellt.

Tabelle 3.19: Ergebnistabelle der Regression für die summarische Bewertung als Prädiktor für die subjektive Bewertung nach Borg-RPE Skala für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi-Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
[E2 ExpS Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	20,816	1	0,000	2,986	1,866	4,777
[E2 ExpS Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=3]	5,709	1	0,017	1,842	1,116	3,040
Wie alt sind Sie?	6,978	1	0,008	0,985	0,975	0,996
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	82,389	1	0,000	1,065	1,051	1,080
Wie viele Stunden arbeiten Sie derzeit durchschnittlich pro Tag (h/d)?	18,972	1	0,000	1,352	1,180	1,548
Rauchen Sie?	6,075	1	0,014	1,327	1,060	1,661
Body-Mass-Index (kg/m <sup>2</sup> )	5,349	1	0,021	0,973	0,951	0,996

#### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in den Kategorien 3 und 4 führt zu einer erhöhten Bewertung auf der Borg-Skala. Eine Bewertung in Risikokategorie 4 führt im Vergleich zu Kategorie 3 zu einer höheren Borg-Bewertung.
- Mit zunehmender Ausübung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der Einschätzung nach Borg.
- Eine zunehmende Arbeitszeit pro Tag (in Stunden) führt zu einer Erhöhung der Einschätzung nach Borg mit einer etwas höheren Wirkung als die bisherige Ausübung der Tätigkeit.
- Raucher geben eine etwas höhere Einschätzung nach Borg ab.
- Mit zunehmenden Alter sowie BMI sinkt die Einschätzung nach Borg geringfügig. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass ältere und korpulentere Probanden vorzugsweise weniger belastende Tätigkeiten ausüben.
- 

Tabelle 3.20 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die summarische Bewertung für die „harte“ Stichprobe.

Da für die „harte“ Stichprobe keine signifikanten Unterschiede zwischen den Risikokategorien feststellbar sind, entfällt folgend eine tiefere Analyse der Daten mittels Regression.

Tabelle 3.20 Übersicht Voranalyse der summarischen Bewertung für die "harte" Stichprobe

	<b>E2 ExpS Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen</b>				<b>Sign. KWT</b>
	<i>gering</i>	<i>erhöht</i>	<i>wesentlich erhöht</i>	<i>hoch</i>	
<b>Jahresprävalenz</b>					
N	10	24	61	133	
Anteil Prävalenz "ja"	70%	88%	89%	80%	
MW add. Prävalenzen	2,5	3,8	3,6	3,2	0,150
<b>Wochenprävalenzen</b>					
N	10	24	58	116	
Anteil Prävalenz "ja"	60%	83%	72%	66%	0,164
MW add. Prävalenzen	1,10	2,08	1,64	1,51	0,281
<b>Borg-RPE</b>					
N	10	24	59	130	
MW Skala	13,2	13,8	14,3	14,6	0,077
MW gewichtete Kat.	3,1	3,1	3,2	3,3	0,421
<b>Erkrankungen</b>					
N	9	21	48	115	
MW add. Krankheiten	2,0	3,7	3,5	3,7	0,381

### 3.2.7.2 Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Handhaben von Lasten

Tabelle 3.21 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Handhaben von Lasten.

Tabelle 3.21: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/ OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi-Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Borg-RPE kategorial</b>						
[E2 ExpS HvL Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	5,128	1	0,024	1,498	1,056	2,125
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	7,092	1	0,008	1,024	1,006	1,041
<b>Borg-RPE Skala</b>						
[E2 HvL Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	10,884	1	0,001	2,937	1,549	5,571
[E2 HvL Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=3]	4,417	1	0,036	2,145	1,053	4,370
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	19,575	1	0,000	1,073	1,040	1,107

#### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in der Kategorie 4 führt zu einer höheren kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Eine Risikobewertung in den Kategorien 3 und 4 führt zu einer erhöhten Bewertung auf der Borg-Skala. Eine Bewertung in Risikokategorie 4 führt im Vergleich zu Kategorie 3 zu einer höheren Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der kategorialen Einschätzung nach Borg.

Die Ergebnisse sind teilweise Deckungsgleich zur summarischen Bewertung. Allerdings ist für die Belastungsart HvL nur noch die bisherigen Jahre in der Tätigkeit als Confounder signifikant und relevant.

Tabelle 3.22 fasst die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der „Handhaben von Lasten“ für die "harte" Stichprobe zusammen.

Tabelle 3.22: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/ OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi- Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Jahresprävalenz LWS dichotom</b>						
[E2 ExpS HvL Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	7,549	1	0,006	0,415	0,221	0,777
<b>Borg-RPE kategorial</b>						
[E2 ExpS HvL Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	4,956	1	0,026	1,739	1,068	2,830
[E2 HvL Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=3]	7,665	1	0,006	2,035	1,231	3,366
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	6,493	1	0,011	1,348	1,071	1,695
<b>Borg-RPE Skala</b>						
[E2 HvL Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=4]	10,748	1	0,001	3,547	1,664	7,561
[E2 HvL Gesamt Risikokategorien 1-4 personenbezogen=3]	11,570	1	0,001	3,868	1,774	8,432
Wie viele Stunden arbeiten Sie derzeit durchschnittlich pro Tag (h/d)?	6,008	1	0,014	1,542	1,091	2,180

#### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in der Kategorie 4 führt zu einer geringen Wahrscheinlichkeit einer Prävalenz im Bereich LWS. Dies kann auf den Healthy-Worker-Effekt zurückzuführen sein.
- Eine Risikobewertung in den Kategorien 3 und 4 führt zu einer höheren kategorialen Einschätzung nach Borg. Eine Bewertung in Risikokategorie 3 führt im Vergleich zu Kategorie 4 zu einer höheren Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Eine Risikobewertung in den Kategorien 3 und 4 führt zu einer erhöhten Einschätzung auf der der Borg-Skala.
- Eine zunehmende Arbeitszeit pro Tag (in Stunden) führt zu einer Erhöhung der Einschätzung nach Borg.

### 3.2.7.3 Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Körperhaltung und Körperbewegung

Tabelle 3.23 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Körperhaltung und Körperbewegung in Bezug auf die „weiche“ Stichprobe.

*Tabelle 3.23: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren*

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi-Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Borg-RPE kategorial</b>						
[E2 ExpS KH&KB Risikokategorien 1-4=3]	3,834	1	0,050	0,584	0,340	1,001
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	7,494	1	0,006	1,025	1,007	1,043
<b>Erkrankungen D09 - Lumbalgie/Lumbagoa</b>						
[E2 HvL KH&KB Risikokategorien 1-4=4]	3,872	1	0,049	0,363	0,132	0,996
[E2 HvL KH&KB Risikokategorien 1-4=3]	6,701	1	0,010	1,829	1,158	2,889

#### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in der Kategorie 3 führt zu einer geringeren kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Eine Einordnung in Risikokategorie 4 führt zu einer Verringerung der Erkrankungen D09 - Lumbalgie/Lumbagoa
- Eine Einordnung in Risikokategorie 3 führt zu einer Erhöhung der Erkrankungen D09 - Lumbalgie/Lumbagoa

Tabelle 3.24 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart Körperhaltung und Körperbewegung in Bezug auf die „harte“ Stichprobe.

Tabelle 3.24: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/ OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi- Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Borg-RPE Skala</b>						
[E2 HvL KH&KB Risikokategorien 1-4=4]	25,586	1	0,000	0,282	0,173	0,461
[E2 ExpS KH&KB Risikokategorien 1-4=3]	14,886	1	0,000	0,540	0,395	0,738
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	5,712	1	0,017	1,023	1,004	1,042
Wie viele Stunden arbeiten Sie derzeit durchschnittlich pro Tag (h/d)?	12,743	1	0,000	1,376	1,155	1,640
Treiben Sie regelmäßig Sport?	5,711	1	0,017	1,239	1,039	1,476
Body-Mass-Index (kg/m <sup>2</sup> )	6,496	1	0,011	0,962	0,934	0,991
<b>Erkrankungen D09 - Lumbalgie/Lumbagoa</b>						
[E2 HvL KH&KB Risikokategorien 1-4=3]	5,334	1	0,021	1,917	1,103	3,330

#### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in den Kategorien 4 und 3 führt zu einer niedrigen Einschätzung nach Borg. Eine Bewertung in Risikokategorie 4 führt im Vergleich zu Kategorie 3 zu einer geringeren Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der Einschätzung nach Borg.
- Eine zunehmende Arbeitszeit pro Tag (in Stunden) führt zu einer minimalen Erhöhung der Einschätzung nach Borg mit einer etwas höheren Wirkung als die bisherige Ausführung der Tätigkeit.
- Regelmäßiges Sport treiben führt zu einer Erhöhung der Einschätzung nach Borg
- Eine Erhöhung des Body-Mass-Index führt zu einer minimalen Verringerung der Einschätzung nach Borg
- Eine Einordnung in Risikokategorie 3 führt zu einer Erhöhung der Erkrankungen D09 - Lumbalgie/Lumbagoa

#### 3.2.7.4 Überprüfung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung repetitiver Belastungen der oberen Extremitäten

Tabelle 3.25 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten für die "weiche" Stichprobe.

Tabelle 3.25: Ergebnistabelle der Regression für „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/ OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi- Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Jahresprävalenz LWS dichotom</b>						
[E2 ExpS Rep Risikokategorien 1-4=3]	13,828	1	0,000	1,559	1,234	1,970
Wie alt sind Sie?	5,445	1	0,020	1,011	1,002	1,020
<b>Borg-RPE kategorial</b>						
[E2 ExpS Rep Risikokategorien 1-4=3]	4,370	1	0,037	0,691	0,488	0,977
Seit wie vielen Jahren führen Sie Ihre aktuelle Tätigkeit aus (Jahre)?	5,435	1	0,020	1,020	1,003	1,038

**Interpretation:**

- Eine Risikobewertung in der Kategorie 3 führt zu einer höheren Wahrscheinlichkeit einer Prävalenz im Bereich LWS.
- Mit zunehmender Alter kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der Wahrscheinlichkeit einer Prävalenz im Bereich LWS.
- Eine Risikobewertung in der Kategorie 3 führt zu einer niedrigeren kategorialen Einschätzung nach Borg.
- Mit zunehmender Ausführung der aktuellen Tätigkeit (in Jahren) kommt es zu einem geringfügigen Anstieg der kategorialen Einschätzung nach Borg.

Tabelle 3.25 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse der deskriptiven und pre-analytischen Untersuchung der Kriteriumsvalidität für die Bewertung der Belastungsart der repetitiven Tätigkeiten“ für die "harte" Stichprobe.

Tabelle 3.26: Ergebnistabelle der Regression für „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren

Parameter	Hypothesentest			Exp(B)/ OR	95% Wald-Konfidenzintervall für Exp(B)	
	Wald-Chi- Quadrat	df	Sig.		Unterer Wert	Oberer Wert
<b>Jahresprävalenz LWS dichotom</b>						
[E2 ExpS Rep Risikokategorien 1-4=3]	7,029	1	0,008	0,386	0,191	0,780

### Interpretation:

- Eine Risikobewertung in der Kategorie 3 führt zu einer verringerten Wahrscheinlichkeit einer Prävalenz im Bereich LWS.

## 3.3 Diskussion

Abschließend werden die vorgestellten Ergebnisse diskutiert. Dies erfolgt jeweils für die Stufen 2-3, 4 und 5. Abschließend wird das Potential zur Überarbeitung des Methodeninventars des Experten-Screenings basierend auf den diskutierten Ergebnissen ausgeführt.

### 3.3.1 Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 2-3

IT-Tools (Stufe 3) sind immer dann eingesetzt worden, wenn heterogene Krafftfälle bzw. unterschiedliche Lastenhandhabungen bewertet wurden.

Die Kriteriumsvalidität wurde mit Daten der Stufen 2-3 zweier verschiedenen Gruppen überprüft:

- „weiche“ Stichprobe: Inklusion aller Probanden mit > 0 Berufserfahrung,  $\geq 6$  St. Durchschnitt Arbeitsstunden pro Tag,  $\geq 30$  St. Durchschnitt Arbeitsstunden in der Woche (N = 406)
- „harte“ Stichprobe: Inklusion aller Probanden ab 5 Jahren Berufserfahrung,  $\geq 4$  St. Durchschnitt Arbeitsstunden pro Tag,  $\geq 20$  St. Durchschnitt Arbeitsstunden pro Woche (N = 223)

Die Problematik lag hierbei darin, dass sowohl die Belastungsverteilung der Stichprobe als auch die Verteilung über die Belastungsarten nicht homogen waren.

Auch die Größe der Referenzgruppe war problematisch.

Bei der summarischen Bewertung konnten folgende Erkenntnisse gewonnen werden:

- Basierend auf den Daten - „weiche“ Stichprobe - konnte nur für die Borg-RPE-Skala ein signifikanter Unterschied in den Risikokategorien 1-4 identifiziert werden. Entsprechend erfolgte für diese Variable eine Regressionsanalyse;
- Ergebnisse der Regressionsanalyse zeigen: Eine Risikobewertung in den Kategorien 3 und 4 führt zu einer erhöhten Bewertung auf der Borg-Skala. Eine Bewertung in Risikokategorie 4 führt im Vergleich zu Kategorie 3 zu einer höheren Borg-Bewertung;
- Keine signifikanten Unterschiede in den Risikokategorien 1-4 für die geprüften Parameter: *Jahres- und Wochenprävalenz, Erkrankungen, Borg-RPE* für beide Stichproben - „weiche“ und „harte“.

### 3.3.2 Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 4

Die in Stufe 4 entwickelte Belastungsmatrix hat sich im Feld als anwendbar und zeitsparend gezeigt, solange ausreichend Zeit zur jeweiligen Datenaufnahme zur Verfügung steht sowie die Tätigkeit einen gewissen Zykluscharakter besitzt. Auch sonst kann die Matrix als erweitertes Tool der Datenaufnahme genutzt werden, um nachfolgende Verarbeitungsschritte vorzubereiten und so z. B. eine Videocodierung vorab zu strukturieren.

Im Rahmen des Projektes wurden die aus dem Feld gewonnenen Erkenntnisse, insbesondere zur Anwendbarkeit der Belastungsmatrix, bereits in die Arbeitsversion mit einbezogen.

Die im Projekt realisierte Fassung der Stufe 4 wurde in Form der Belastungsmatrix nur für die Beschreibung von Belastungsfolgen genutzt. Die Anwendbarkeit zur zeitlichen Folge von Teilbelastungen konnte gezeigt werden.

Sinnvoll ist darauf aufbauend eine Bewertung von Belastungsfolgen mit der Berücksichtigung von Entlastungseffekten. Eine solche Bewertung erfolgt mit Bezug zu Körpersegmenten, d.h. es ist zu bewerten, wie sich die Abfolge von Teilbelastungen mit Entlastungsphasen auf einzelne Körpersegmente auswirkt.

Durch die Einführung der Stufe 5 ist für das Experten-Screening eine solche körpersegmentbezogene Belastungsbewertung eingeführt worden.

In einem nächsten Schritt ist nun die zeitliche Abfolge von Teilbelastungen bei der Bewertung gemäß Stufe 5 zu berücksichtigen.

### 3.3.3 Diskussion Bewertungsergebnisse Verfahren Stufe 5

Insgesamt lässt sich in erster Näherung und im Rahmen des exemplarischen Vergleichs eine teilweise gute Übereinstimmung zwischen allen drei Bewertungsansätzen feststellen. Allerdings gibt es auch mehrere Unterschiede. Neben den genannten Gründen ist zu beachten, dass der betrachtete Arbeitsplatz im Rahmen der Stufe 2-3 als belastend für die oberen Extremitäten eingestuft wurde, was jedoch im Rahmen von Stufe 5 derzeit nicht bewertet wird. Sowohl die Messung als auch die subjektive Bewertung erfolgte jedoch über alle am Arbeitsplatz vorliegenden Belastungen, was z. B. die Abweichung bei Bewertung des Herz-Kreislauf-Systems, welches im Rahmen von Körperhaltungen als eher gering belastet einzustufen ist, erklären könnte. Zudem kann seitens der Stufe 5 eine Diskrepanz bei der Bewertung beispielsweise des Hand- und Fußbereiches, festgestellt werden. Dass der Stufe 5 zu Grunde liegende Verfahren berücksichtigt diese Bereiche nur bedingt. Zukünftig wäre es sinnvoll das zu Grunde liegende Verfahren anzupassen oder explizit in Stufe 5 die Zuteilung und insbesondere anteilige Umrechnung der Punktwerte zu erhöhen.

Für eine umfassende Evaluierung der Stufe 5 empfiehlt sich daher mindestens die Erweiterung auf alle erhobenen Arbeitsplätze, auf Grund der Mischbelastungen allerdings insbesondere die Weiterentwicklung hinsichtlich der fehlenden drei Belastungsarten.

In Bezug zur Bewertung der Belastungsart Körperhaltung bildet der aktuelle Stand der Stufe 5 einen ersten Ansatz zur weiteren Differenzierung der Belastung in Hinblick auf die einzelnen Körpersegmente.

### 3.3.4 Revision der Verfahren Stufe 2-5

Auf Grund des Projektverlaufs und der mehrfach notwendigen Anpassungen am Projektzeitplan ist letztlich eine ausführliche Revision der Verfahren nicht mehr erfolgt. Auch die Praxistauglichkeit konnte nur eingeschränkt überprüft werden. Daher werden folgend die Erkenntnisse aus dem Projekt hinsichtlich einer zukünftig geplanten Revision im Anschluss an das Projekt skizziert.

Bei der Analyse der Bewertungsergebnisse zeigte sich, dass durch die Erstellung von Einzelverfahren pro Belastungsart derzeit eine mehrfache und ggf. redundante Bewertung der Umgebungsbedingungen erfolgen kann. Die Problematik der wiederholten Bewertung der Umgebungsbedingungen kann zu einer Überschätzung hinsichtlich der Ausführungsbedingungen führen. Bei der Bildung eines summarischen Gesamtscores können die Umgebungsfaktoren

daher bis zu 3 Mal mit einbezogen werden (Kh + AK + HvL; rep. wird separat betrachtet). Für die Elemente Arbeitsorganisation und Arbeitsdichteverteilung ist dies unproblematisch, da sich diese jeweils auf die betrachtete Tätigkeit bzw. die Schicht bzw. den Arbeitsplatz beziehen. Eine Variation dieser Faktoren zwischen Tätigkeiten ist anzunehmen, weshalb eine separate Bewertung sinnvoll ist. Bei der Analyse der Ergebnisse bzw. der erhobenen Arbeitsplatzdaten zeigte sich jedoch, dass die Arbeitsumgebung im Regelfall konstant bleibt. Da dieser Wert jedoch additiv in das Gesamtergebnis einfließt, sind die Auswirkungen insgesamt im Rahmen der innerhalb einer subjektiven Arbeitsplatzbewertung üblichen Variation. Da der Einfluss der Arbeitsumgebung mit Anzahl der Unterteilungen in einzelne Tätigkeiten bzw. Teiltätigkeiten steigt, ist dieser Umstand insbesondere bei der Weiterentwicklung von Stufe 5 zu berücksichtigen.

Wie bereits in Kap 3.3.2 beschrieben, ist eine Weiterentwicklung von Stufe 4 in dem Sinne geplant, dass neben einer Beschreibung von Belastungsfolgen (im Sinne der Belastungsmatrix) auch eine Bewertung dieser Belastungsfolgen vorgesehen ist. Diese Bewertung bezieht sich dann auf einzelne Körpersegmenten und bewertet belastende, aber auch entlastende Belastungsabschnitte in ihrer Abfolge. So führt eine Belastungsfolge mit vielen entlastenden Abschnitten zu Beginn einer Tätigkeit und einer Häufung von belastenden Abschnitten zum Ende der Tätigkeit zu einer ungünstigeren Bewertung im Vergleich zu einer gleichmäßigen Verteilung von be- und entlastenden Abschnitten.

Die Entwicklung eines Bewertungsverfahrens mit Berücksichtigung von Belastungsfolgen ist aufwendig, da zunächst unterschiedliche Belastungsfolgen beschrieben und die jeweilige Wirkung von Entlastungsphasen in diesen Belastungsfolgen bewertet werden müssen. Für die Wirkung solcher Entlastungsphasen auf einzelne Körpersegmente müssen zudem die eingeschränkt vorhandenen Erkenntnisse aus der Literatur und experimentellen Studien gesammelt und ausgewertet werden.

Hinsichtlich der Weiterentwicklung der Verfahren des Experten-Screenings bietet insbesondere die Stufe 5 Potential. Neben der Erweiterung der Stufe um die weiteren drei Belastungsarten sowie der damit verbundenen sequentiellen Bewertung, konnten die in MEGAPHYS gesammelten Daten bisher kaum berücksichtigt werden. Auf Basis der Daten wäre sowohl eine erweiterte Evaluation des bestehenden Verfahrens als auch die Entwicklung weiterer Zuordnungs- und Einstufungsmatrizen möglich.

## 4 Literaturverzeichnis

- Corlett, E. N. & Bishop, R. P. (1976). A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19 (2), 175-182.
- Burandt, U.: Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978.
- BGIA-Report 2/2007: Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität - Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten.
- Dimov, M., Bhattacharya, A., Lemasters, G., Atterbury, M., Greathouse, L. & Ollila-Glenn, N. (2000). Exertion and body discomfort perceived symptoms associated with carpentry tasks: an on-site evaluation. *AIHAJ : a journal for the science of occupational and environmental health and safety*, 61 (5), 685-691.
- DIN EN 1005-4:2009-01: Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung - Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen; Deutsche Fassung EN 1005-4:2005+A1:2008
- Enríquez Díaz, J. A., Weichel, J. & Frieling, E. (2012). Analyse körperlicher Belastung beim Einbau des Kabelbaums in das Fahrzeug und Empfehlung zur Belastungsreduktion — eine Felduntersuchung in einem Werk der deutschen Automobilindustrie. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 66 (1), 13-24.
- Garcia, M.-G., Läubli, T. & Martin, B. J. (2015). Long-Term Muscle Fatigue After Standing Work. *Human factors*, 57 (7), 1162-1173.
- Garcia, M.-G., Läubli, T. & Martin, B. J. (2018). Muscular and Vascular Issues Induced by Prolonged Standing With Different Work-Rest Cycles With Active or Passive Breaks. *Human factors*, 18720818769261.
- Heidl, M (2018) Analyse und Bewertung der physischen Belastung und Beanspruchung des Oberkörpers bei repetitiven Montagetätigkeiten. Dissertation, TU Darmstadt,
- ISO 11228-2:2007-04: Ergonomie - Manuelle Handhabung - Teil 2: Ziehen und Schieben
- Kim, M.-H. & Yoo, W.-G. (2015). Effect of a worktable position on head and shoulder posture and shoulder muscles in manual material handling. *Work (Reading, Mass.)*, 51 (2), 289-292.
- Kingston, D. C., Tennant, L. M., Chong, H. C. & Acker, S. M. (2016). Peak activation of lower limb musculature during high flexion kneeling and transitional movements. *Ergonomics*, 59 (9), 1215-1223.
- Klußmann, A., Liebers, F., Schust, M., Brandstädt, F., Ditchen, D., Hoehne-Hückstädt, U. et al. (2015). *Studienprotokoll/Prüfplan zum Projekt MEGAPYHS*.
- Kugler, M.; Bierwirth, M.; Schaub, Kh.; Sinn-Behrendt, A.; Feith, A.; Ghezal-Ahmadi, K.; Bruder, R. (2010). Ergonomie in der Industrie - aber wie? Handlungshilfe für den schrittweisen Aufbau eines einfachen Ergonomiemanagements. <http://www.kobra-projekt.de>
- Löllgen, H. (2004). Das Anstrengungsempfinden (RPE, Borg-Skala). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 55 (11), 299-300.

- Maciukiewicz, J. M., Lang, A. E., Vidt, M. E., Grenier, S. G. & Dickerson, C. R. (2017). Characterization of cashier shoulder and low back muscle demands. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 59, 80-91.
- Martin, K. (1982). *Untersuchungen von Ermüdung und Erholungszeiten bei einseitig dynamischer Muskelarbeit* (Fortschrittberichte der VDI-Zeitschriften, Reihe 17,10). Düsseldorf: VDI-Verl.
- Sämman, W. (1970). *Charakteristische Merkmale und Auswirkungen ungünstiger Arbeitshaltungen* ((Arbeitswissenschaft u. Praxis)): Beuth-Vertrieb. Verfügbar unter <https://books.google.de/books?id=9nlXPAAACAAJ>
- Schaub, Kh., Caragnano, G., Britzke, B. & Bruder, R. (2013). The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14 (6), 616-639.
- Schaub, Kh., Wakula, J., Berg, K. (2014). Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftatlas zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), IAD Abschlussbericht 2014.
- Schultetus, W.; Lange, W. (Hrsg.); Doerken, W. (Hrsg.): *Montagegestaltung: Daten, Hinweise u. Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung*. TÜV Rheinland, 1987.
- Shin, S.-J. & Yoo, W.-G. (2015). Effects of overhead work involving different heights and distances on neck and shoulder muscle activity. *Work (Reading, Mass.)*, 51 (2), 321-326.
- Steinberg, U., Caffier, G., Jürgens, W.W., Liebers, F., Mohr, D., Pangert, R., Schultz, K.: *Handlungsanleitung zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen beim Heben und Tragen von Lasten*. LASI Veröffentlichung 9. Hrsg. Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik. 4. Überarbeitete Auflage 2001.
- Steinberg, U., Caffier, G., Jürgens, W.W., Liebers, F., Mohr, D., Pangert, R., Schultz, K.: *Handlungsanleitung zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen beim Ziehen und Schieben von Lasten*. LASI Veröffentlichung LV29. Hrsg. Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik. 2002.
- Wagner, T., Nickolai, M., Schaub, K. & Bruder, R. (2013). Digitalisierung des Bewertungsverfahrens EAWS am Beispiel der Softwarelösung IGEL. In GfA (Hrsg.), *GfA Frühjahrkongress 2013*. Verfügbar unter <http://tubiblio.ulb.tu-darmstadt.de/61221/>
- Wakula J., Berg K., Schaub Kh., Bruder R., Glitsch U., Ellegast R. (2009) *Der Montagespezifische Kraftatlas*. (BGIA Report 3/2009)

## 5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Konzept des Methodeninventars des Experten-Screenings .....	5
Abbildung 1.2: Entwicklungsstufen des Experten-Screenings in MEGAPHYS .....	6
Abbildung 1.3: Zusammensetzung von Belastungsindex (R) .....	7
Abbildung 2.1: Übersicht der Belastungsarten „Körperhaltung und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ .....	11
Abbildung 2.2: Auszug Worksheet „Körperhaltung und -bewegung“ .....	12
Abbildung 2.3: Hinweise zur Interpolation .....	12
Abbildung 2.4: Aspekte der generellen Bedingungen .....	15
Abbildung 2.5: Berechnung der Gesamtpunktzahl .....	16
Abbildung 2.6: Worksheet „Körperhaltung und -bewegung“ .....	17
Abbildung 2.7: Zonen für Blickrichtung nach oben/unten (Flexion/Extension der HWS), symmetrisch .....	18
Abbildung 2.8: Zonen für seitliche Halsneigung/ -drehung .....	18
Abbildung 2.9: Worksheet zum Handhaben von Lasten (HvL) .....	24
Abbildung 2.10: Tabelle mit maximalen Aktionskräften (P15, P40; Ganzkörper; aus Schaub, Wakula, Berg (2014)) .....	27
Abbildung 2.11: Tabelle mit maximalen Aktionskräften (P15, P40; Finger-Hand; aus Schaub, Wakula, Berg (2014)) .....	27
Abbildung 2.12: Worksheet für die Bewertung der Aktionskräfte (s. Schaub, Wakula, Berg (2014)) .....	28
Abbildung 2.13: Worksheet für Bewertung der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten .....	33
Abbildung 2.14: Ampelschema von klassischem (oben) und Screeningansatz (unten) (Schaub u. a., 2014) .....	36
Abbildung 2.15: Zusammenhang zwischen traditionellem Ansatz (Kraftindex FI) und Screeningansatz (Total score TS). Gerade ( $x \geq 1,2$ ) Polynom ( $x \leq 1,2$ ) Transferpolynom ( $x \leq 1,2$ ) Linear (Gerade ( $x \geq 1,2$ )) Transferpolynom ( $x \leq 1,2$ ) .....	36
Abbildung 2.16: Screenshot von Megaphys-MonKras .....	37
Abbildung 2.17: Weiterentwickelte und getestete Versionen von Megaphys-MultiPLa .....	38
Abbildung 2.18: Screenshot von Megaphys-MultiPLa .....	40
Abbildung 2.19: Auszug aus der Belastungsmatrix .....	42
Abbildung 2.20: Exemplarische Systematisierung der zeitlichen Folge von Belastungen für an einem Arbeitsplatz vorkommende (Teil)Tätigkeiten .....	43
Abbildung 2.21: Zeitliche Verteilung der Belastungsarten über die Schicht .....	43
Abbildung 2.22: Übersicht der Segmentzuordnung und Belastungseinstufung zu den Bewertungszeilen der Körperhaltungen (Kh) .....	45
Abbildung 2.23: Exemplarische Darstellung für die Eingabe der Punktbewertungen für einzelne Tätigkeiten in Stufe 5 .....	46
Abbildung 2.24: Exemplarische Ergebnisdarstellung resultierender, körpersegmentbezogener Belastungen in Stufe 5 .....	46
Abbildung 3.1: Experteneinschätzung und Befragung zur segmentalen Belastung .....	52
Abbildung 3.2: Übersicht über die Mitarbeiterbefragungen .....	53
Abbildung 3.3: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Körperhaltung .....	54
Abbildung 3.4: Kategorialen Bewertung für Belastungsart Körperhaltung .....	55
Abbildung 3.5: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3) .....	56

Abbildung 3.6: Kategoriale Bewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3)	56
Abbildung 3.7: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Belastungsart Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3)	57
Abbildung 3.8: Kategoriale Bewertung für Belastung Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3)	58
Abbildung 3.9: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3)	59
Abbildung 3.10: Kategoriale Bewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3)	59
Abbildung 3.11: Häufigkeitsverteilung der Punktbewertung für die summarische Betrachtung (Stufe 2 & 3)	60
Abbildung 3.12: Kategoriale Bewertung für die summarische Betrachtung (Stufe 2 & 3)	61
Abbildung 3.13: Ausgefüllte Belastungsmatrix	61
Abbildung 3.14: Beispielhafte Darstellung der körpersegmentbezogenen Belastung durch die Körperhaltung am ausgewählten Arbeitsplatz	63
Abbildung 7-1: Ampelschema von klassischem (oben) und Screeningansatz (unten)	204
Abbildung 7-2: Transferformel zum Umrechnen des klassischen in den Screeningansatz	205
Abbildung 7-3: Ausgewählter Kommentar auf der linken Bildschirmhälfte	207
Abbildung 7-4: Ausgewählter Kommentar auf der rechten Bildschirmhälfte	208
Abbildung 7-5: Bildschirmmaske des Expertenscreenings Aktionskräfte	208
Abbildung 7-6: Beispielrechnung mit Megaphys MonKras	209
Abbildung 7-7: Kraftausübungen auf geringen Niveaus ( $F_{\text{aktuell}}/F_{\text{max}}$ ) verfälschen die "Mittlere Belastung"	210
Abbildung 7-8: Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten - Planungsanalyse	211
Abbildung 7-9: Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten – Ist-Analyse	211
Abbildung 7-10: Beispiel B – Befestigungselemente eindrücken	212
Abbildung 7-11: Allgemeine Daten zur bewegten Last	221
Abbildung 7-12: Datenbereich für das Umsetzen, Halten und Tragen von Lasten	221
Abbildung 7-13: Datenbereich für das Ziehen und Schieben von Lasten	222
Abbildung 7-14: Eingabebeispiel	223
Abbildung 7-15: Eingabebeispiel mit biomechanisch kritischen Fällen	224
Abbildung 57: Seite 1 der Matrix zur Erfassung der Körperhaltung mit Kennzeichnung der verschiedenen Bereiche	231
Abbildung 58: Seite 2 zur Erfassung von Aktionskräften, Lastgewichten, Finger-Hand-Stellungen und Besonderheiten mit Kennzeichnung der verschiedenen Bereiche	232
Abbildung 18: Erfassung in der Matrix (Beispiel 1)	239
Abbildung 19: Erfassung in der Matrix, Seite 1 (Beispiel 2)	240
Abbildung 20: Erfassung in der Matrix, Seite 2 (Beispiel 2)	241

## 6 Tabellenverzeichnis

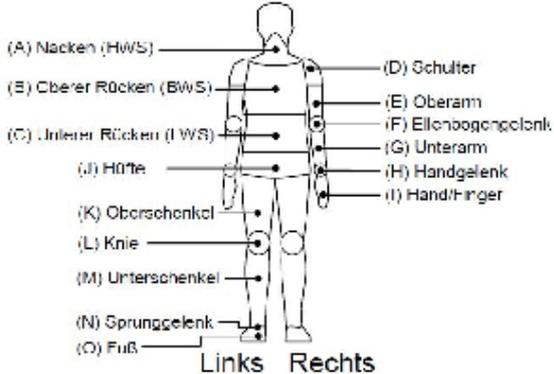
Tabelle 2.1: Die Bewertungsstufen und die erforderlichen Handlungsmaßnahmen (Stand 2018) .....	10
Tabelle 2.2: Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer .....	15
Tabelle 2.3: Zusammenfassung der Ergebnispunkte von HHT und ZS.....	24
Tabelle 2.4: Zeitwichtung und Summierung der Ausführungspunkte von HHT und ZS.....	25
Tabelle 2.5: Zusammenfassung der Gesamtpunktzahl verschiedener Handhabungsarten.....	25
Tabelle 2.6 Unterschiede einzelner Versionen von Megaphys-MultiPLa .....	38
Tabelle 2.7: Übersicht der Einstufungskategorien und der verknüpften Punktwertanrechnung für Körpersegmente .....	44
Tabelle 3.1 Ablaufplan Datenerhebung am Arbeitsplatz .....	47
Tabelle 3.2: Verteilung der Belastungsarten an 52 Arbeitsplätzen .....	51
Tabelle 3.3: Verteilung der Zykluslänge und Taktung .....	52
Tabelle 3.4: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Körperhaltung .....	54
Tabelle 3.5: Übersicht der kategorialen Bewertung für Belastungsart Körperhaltung...55	
Tabelle 3.6: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Aktionskräfte (Stufe 2 & 3).....	55
Tabelle 3.7 Übersicht der kategorialen Bewertung für Aktionskräfte (Stufe 2 & 3) .....	56
Tabelle 3.8: Übersicht der Punktbewertung für Belastungsart Lastenhandhabung (HvL, Stufe 2 & 3).....	57
Tabelle 3.9: Übersicht der kategorialen Bewertung für Lastenhandhabung (Stufe 2 & 3).....	57
Tabelle 3.10: Übersicht der Punktbewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten .....	58
Tabelle 3.11: Übersicht der kategorialen Bewertung für Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Stufe 2 & 3) .....	59
Tabelle 3.12: Übersicht der Punktbewertung die summarische Betrachtung (Stufe 2 & 3).....	60
Tabelle 3.13: Übersicht der kategorialen Bewertung für die summarische Betrachtung.....	60
Tabelle 3.14: Übersicht der exemplarischen Auswertung der Stufe 5 im Vergleich zur Messung sowie zur subjektiven Einschätzung der Belastung .....	63
Tabelle 3.15: Tests auf Normalverteilung .....	66
Tabelle 3.16: Korrelationstabelle zwischen der summarischen Bewertung (kategorial) des Experten-Screenings mit der subjektiven Einschätzung nach Borg sowie Corlett-Bishop .....	66
Tabelle 3.17: Variablen und Auswahlparameter für die "weiche" sowie "harte" Stichprobe .....	68
Tabelle 3.18: Übersicht Voranalyse der summarischen Bewertung für die "weiche" Stichprobe .....	69
Tabelle 3.19: Ergebnistabelle der Regression für die summarische Bewertung als Prädiktor für die subjektive Bewertung nach Borg-RPE Skala für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren .....	70
Tabelle 3.20 Übersicht Voranalyse der summarischen Bewertung für die "harte" Stichprobe .....	71

Tabelle 3.21: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren.....	72
Tabelle 3.22: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren.....	73
Tabelle 3.23: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren.....	74
Tabelle 3.24: Ergebnistabelle der Regression für die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren.....	75
Tabelle 3.25: Ergebnistabelle der Regression für „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ für die "weiche" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren .....	76
Tabelle 3.26: Ergebnistabelle der Regression für „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ für die "harte" Stichprobe; nur signifikante Prädiktoren .....	76
Tabelle 27: Ganzkörperkräfte .....	155
Tabelle 28: Finger-Handkräfte .....	155
Tabelle 29: Alterseinfluss (P1).....	155
Tabelle 30: Biomechanikfaktor (T2).....	156
Tabelle 31 Physiologiefaktor (T3) .....	156
Tabelle 32: Kraftscores für Ganzkörperkräfte .....	157
Tabelle 33: Kraftscores für Finger-Handkräfte .....	160
Tabelle 34: Häufigkeitsscores n für Ganzkörperkräfte .....	161
Tabelle 35: Ganzkörperkräfte .....	168
Tabelle 36: Finger-Handkräfte .....	168
Tabelle 37: Alterseinfluss (P1).....	168
Tabelle 38: Biomechanikfaktor (T2).....	169
Tabelle 39 Physiologiefaktor (T3) .....	169
Tabelle 40: Kraftscores für Ganzkörperkräfte .....	170
Tabelle 41: Kraftscores für Finger-Handkräfte .....	173
Tabelle: 42 Häufigkeitsscores n für Ganzkörperkräfte .....	174

# 7 Anhang/Anhänge

## 7.1 Fragebögen Erhebung Corlett-Bishop und Borg und andere

### 7.1.1 Belastungen MA Corlett-Bishop und Borg

Einschätzung arbeitsbedingter Belastungen - MA																																										
Code Arbeitsplatz:		ID-Etikett	Datum:																																							
Einstufung:		<input type="checkbox"/> Messung <input type="checkbox"/> Befragung																																								
<input type="checkbox"/> Arbeitsplatz <input type="checkbox"/> Tätigkeit: _____																																										
Subjektives Anstrengungsempfinden (BORG)																																										
Vor der Arbeit / Messung:		Nach der Arbeit / Messung:																																								
Stärke arbeitsbedingter Belastungen																																										
Welche Körperregionen werden an Ihrem aktuellen Arbeitsplatz am stärksten belastet? Tragen Sie die Stärke der Belastung anhand der Skala in die Tabelle unter belastete Körperregionen ein.																																										
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <span>keinerlei Belastung</span> <span>starke Belastung</span> <span>extrem starke Belastung</span> </div> <div style="text-align: center; margin-top: 5px;">             0    1    2    3    4    5    6    7    8    9    10           </div>																																										
Belastung unterschiedlicher Körperregionen																																										
Tragen Sie die Stärke der Belastungen (1-10) in die rechte Tabelle anhand des Körperschemas ein. Für Bereiche ohne Belastungen tragen sie die 0 ein.		<div style="border: 2px solid red; padding: 5px;"> <p>Für eine mäßige Belastung (3) in der linken Schulter</p> <p style="text-align: right;">Beispiel </p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Körperregion</th> <th colspan="2">Stärke der Belastung</th> </tr> <tr> <th>Links</th> <th>Rechts</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>D</td> <td>3</td> <td></td> </tr> </tbody> </table> </div>		Körperregion	Stärke der Belastung		Links	Rechts	D	3																																
Körperregion	Stärke der Belastung																																									
	Links	Rechts																																								
D	3																																									
		<table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="3">Körperregion</th> <th colspan="2">Stärke der Belastung</th> </tr> <tr> <th colspan="2"></th> </tr> <tr> <th>Links</th> <th>Rechts</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3">Rücken</td> <td>A</td> <td></td> </tr> <tr> <td>B</td> <td></td> </tr> <tr> <td>C</td> <td></td> </tr> <tr> <td rowspan="7">Arme</td> <td>D</td> <td></td> </tr> <tr> <td>E</td> <td></td> </tr> <tr> <td>F</td> <td></td> </tr> <tr> <td>G</td> <td></td> </tr> <tr> <td>H</td> <td></td> </tr> <tr> <td>I</td> <td></td> </tr> <tr> <td>J</td> <td></td> </tr> <tr> <td rowspan="5">Beine</td> <td>K</td> <td></td> </tr> <tr> <td>L</td> <td></td> </tr> <tr> <td>M</td> <td></td> </tr> <tr> <td>N</td> <td></td> </tr> <tr> <td>O</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	Körperregion	Stärke der Belastung				Links	Rechts	Rücken	A		B		C		Arme	D		E		F		G		H		I		J		Beine	K		L		M		N		O	
		Körperregion		Stärke der Belastung																																						
Links	Rechts																																									
Rücken	A																																									
	B																																									
	C																																									
Arme	D																																									
	E																																									
	F																																									
	G																																									
	H																																									
	I																																									
	J																																									
Beine	K																																									
	L																																									
	M																																									
	N																																									
	O																																									
<p><b>Wichtiger Hinweis:</b></p> <p style="color: red; text-align: center;">Ihre Teilnahme ist freiwillig! Die Daten werden anonym ausgewertet, vertraulich behandelt, nach der Auswertung 10 Jahre aufbewahrt und danach vernichtet!</p>																																										

## 7.1.2 Fragebogen Teil A 2016-06-06

Anlage 2 zum Studienprotokoll MEGAPHYS:  
Teil A: Beschäftigtenbefragung zur Tätigkeit

Stand: 06.06.2016

### Subjektive Einschätzungen der Belastung am Arbeitsplatz (Fragebogen nach SLESINA)

Bitte lesen Sie die Fragen aufmerksam durch und beantworten Sie jede Frage nach Ihrer Einschätzung. In Zweifelsfällen überlegen Sie bitte erneut und geben dann die am meisten zutreffende Antwort.

Bitte schätzen Sie die Arbeitsbelastungen Ihrer derzeitig ausgeübten beruflichen Tätigkeit ein! Kreuzen Sie hierzu die entsprechenden Felder an. Wichtig ist dabei ausschließlich Ihr persönliches Empfinden!

No.	Bitte überlegen Sie, ob folgende Merkmale oder Belastungsfaktoren an Ihrem Arbeitsplatz vorkommen!	Wie häufig oder wie stark trifft dieses Merkmal oder der Faktor auf Ihre Arbeit zu?				Nur ausfüllen, falls der Faktor „selten“, „manchmal“ oder häufig“ vorkommt. Fühlen Sie sich selbst dadurch körperlich oder geistig belastet oder beansprucht?	
		nie	selten	manchmal	häufig	nein	ja
SLA21 SLB01	Schwere körperliche Arbeit	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA22 SLB22	Heben, Halten oder Tragen schwerer Lasten (>20 kg bei Männern, >10 kg bei Frauen)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA25 SLB25	Ziehen/Schieben schwerer Lasten	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA51 SLB51	Hohe Körperkräfte bei anderen Tätigkeiten (z.B. große Hebel betätigen)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA27 SLB27	Mit den Händen über den Schultern arbeiten oder Über-Kopf-Arbeit	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA52 SLB52	Knien, Hocken, Kriechen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA53 SLB53	Gebückt/vorgebeugt arbeiten	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA03 SLB03	Stehen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA04 SLB04	Sitzen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA54 SLB54	Leitern steigen / Klettern	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA55 SLB55	Treppen steigen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA26 SLB26	Gehen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA56 SLB56	Mit den Händen Arbeiten ausführen, die hohe Geschicklichkeit, schnelle Bewegungsabfolgen oder größere Kräfte der Hände erfordern	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA07 SLB07	Einförmige Arbeit	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA05 SLB05	Bewegungsmangel	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA08 SLB08	Genaueres Detailsehen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA06 SLB06	Konzentration <small>Spalte 2 hier auch bei „ja“</small>	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA30 SLB30	Nachdenken (dito)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA11 SLB11	Selbständiges Entscheiden (dito)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA12 SLB12	Selbständige Arbeitseinteilung (dito)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1

No.	Bitte überlegen Sie, ob folgende Merkmale oder Belastungsfaktoren an Ihrem Arbeitsplatz vorkommen!	Wie häufig oder wie stark trifft dieses Merkmal oder der Faktor auf Ihre Arbeit zu?				Nur ausfüllen, falls der Faktor „selten“, „manchmal“ oder „häufig“ vorkommt.	
		nie	selten	manchmal	häufig	nein	ja
SLA154257 SLB154257	Schichtarbeit, Wochenendarbeit, Nachtarbeit	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA0 SLB0	Überstunden	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA13 SLB13	Taktgebundene Arbeit	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA02 SLB02	Zeitdruck	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA17 SLB17	Leistungsdruck	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA29 SLB29	Abhängig sein vom Tempo der Kollegen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA30 SLB30	Abhängig sein vom Maschinentempo	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA233 SLB233	Verantwortung für Maschinen und/oder Material und/oder die Gesundheit anderer	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA31 SLB31	Selbst Anweisungen geben	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA41 SLB41	Kontrolle durch Vorgesetzte	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA3534 SLB3534	Unterbrechung durch Kollegen oder Vorgesetzte	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA36 SLB36	Unterbrechung durch Maschinenstörungen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA339 SLB339	Ärger mit Kollegen oder Vorgesetzten	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA35 SLB35	Lärm	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA39 SLB39	Ungünstige Beleuchtung	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA47 SLB47	Vibrationen/Schwingungen beim Gebrauch von Werkzeugen oder Maschinen	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA001858 SLB001858	Zugluft /Nässe/Feuchtigkeit/Kälte	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA17 SLB17	Wärme/Hitze	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA44 SLB44	Gefährliche Chemikalien	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA4546 SLB4546	Staub/Schmutz/Gerüche/Dämpfe	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1
SLA59 SLB59	Tragen von persönlicher Schutzausrüstung (z. B. Arbeitshandschuhe, Atemschutz, spezielle Schutzkleidung)	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1

**Weitere Fragen zu Ihrer Tätigkeit**

**Quantitative Anforderungen (Copsoq Kurzversion)**

No.	Die folgenden Fragen betreffen die Anforderungen bei Ihrer Arbeit.	immer	oft	manchmal	selten	nie/ fast nie
COG.B01_1 COL.B01_1	Müssen Sie sehr schnell arbeiten?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COG.B01_2 COL.B01_2	Ist Ihre Arbeit ungleich verteilt, so dass sie sich aufhäuft?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COG.B01_3 COL.B01_3	Wie oft kommt es vor, dass Sie nicht genügend Zeit haben, alle Ihre Aufgaben zu erledigen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COG.B01_4 COL.B01_7	Müssen Sie Überstunden machen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0

**Kognitive Anforderungen (Copsoq Langversion)**

No.	Die folgenden Fragen betreffen die Anforderungen bei Ihrer Arbeit.	immer	oft	manchmal	selten	nie/ fast nie
COL.B01_8	Müssen Sie bei Ihrer Arbeit auf viele Dinge gleichzeitig achten?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_9	Erfordert es Ihre Arbeit, dass Sie sich viele Dinge merken?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_10	Erfordert es Ihre Arbeit gut darin zu sein, neue Ideen zu entwickeln?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_11	Erfordert es Ihre Arbeit, schnell Entscheidungen zu treffen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_12	Erfordert es Ihre Arbeit, schwierige Entscheidungen zu treffen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_13	Müssen Sie Entscheidungen von großer Bedeutung für Ihren Arbeitsbereich treffen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B01_14	Haben Sie eine verantwortungsvolle Arbeit?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COL.B02_1	Benötigen Sie für Ihre Tätigkeit ein breites Wissen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0

**Arbeitsplatzunsicherheit (Copsoq Kurzversion)**

No.	Machen Sie sich Sorgen, dass ... (Bitte je eine Angabe pro Zeile.)	In sehr hohem Maß	In hohem Maß	Zum Teil	In geringem Maß	In sehr geringem Maß	bin selbst- ständig
COG.B09_1 COL.B12_1	... Sie arbeitslos werden?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COG.B09_2 COL.B12_2	... neue Technologien Sie überflüssig machen	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	////
COG.B09_3 COL.B12_3	... es schwierig für Sie wäre, eine neue Arbeit zu finden, wenn Sie arbeitslos würden?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COG.B09_4 COL.B12_4	... man Sie gegen Ihren Willen auf eine andere Arbeitsstelle versetzen könnte?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1

**Arbeitszufriedenheit (Copsq Kurzversion)**

No.	Wenn Sie Ihre Arbeitssituation insgesamt betrachten, wie zufrieden sind Sie mit ...	sehr zufrieden	zufrieden	unzufrieden	sehr unzufrieden
COS.B11_1 COL.B14_1	... Ihren Berufsperspektiven?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_2 COL.B14_2	... den Leuten, mit denen Sie arbeiten?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_3 COL.B14_3	... den körperlichen Arbeitsbedingungen?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_4 COL.B14_4	... der Art und Weise, wie Ihre Abteilung geführt wird?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_5 COL.B14_5	... der Art und Weise, wie Ihre Fähigkeiten genutzt werden?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_6 COL.B14_6	... den Herausforderungen und Fertigkeiten, die Ihre Arbeit beinhaltet?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B11_7 COL.B14_7	... Ihrer Arbeit insgesamt, unter Berücksichtigung aller Umstände?	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0

**Einfluss auf die Arbeit (Copsq Kurzversion)**

No.	Die folgenden Fragen betreffen Ihre Einflussmöglichkeiten bei der Arbeit.	immer	oft	manchmal	selten	nie/ fast nie
COS.B03_1 COL.B03_2	Haben Sie großen Einfluss auf Ihre Arbeit?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B03_2 COL.B03_4	Haben Sie Einfluss darauf, mit wem Sie arbeiten?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B03_3 COL.B03_5	Haben Sie Einfluss auf die Menge der Arbeit, die Ihnen übertragen wird?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
COS.B03_4 COL.B03_8	Haben Sie Einfluss darauf, was Sie bei Ihrer Arbeit tun?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0

**Soziale Unterstützung (Copsq Kurzversion)**

No.	Die folgenden Fragen betreffen Ihr Verhältnis zu Ihren Kollegen/-innen und zu Ihrem/Ihrer Vorgesetzten.	immer	oft	manchmal	selten	nie/ fast nie	Ich habe keinen Vorgesetzten/ keinen Kollegen
COS.B08_1 COL.B08_1	Wie oft erhalten Sie Hilfe und Unterstützung von Ihren Kollegen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COS.B08_2 COL.B08_2	Wie oft sind Ihre Kollegen bereit, sich Ihre Arbeitsprobleme anzuhören?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COS.B08_3 COL.B08_3	Wie oft erhalten Sie Hilfe und Unterstützung von Ihrem unmittelbaren Vorgesetzten?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COS.B08_4 COL.B08_4	Wie oft ist Ihr unmittelbarer Vorgesetzter bereit, sich Ihre Arbeitsprobleme anzuhören?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1

**Soziale Beziehungen (Copsq Kurzversion)**

No.	Die folgenden Fragen betreffen Ihr Verhältnis zu Ihren Kollegen/-innen und zu Ihrem/Ihrer Vorgesetzten.	immer	oft	manchmal	selten	nie/ fast nie	Ich habe keinen Vorgesetzten/ keinen Kollegen
COS.B08_7 COL.B08_7	Arbeiten Sie getrennt von Ihren Kollegen?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1
COS.B08_8 COL.B08_8	Können Sie sich mit Kollegen unterhalten, während Sie arbeiten?	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> -1

Uhrzeit/Seite Ende der Befragung (z.B. 10:15 Uhr)

Uhr

## 7.1.3 Fragebogen Teil B 2016-06-06

Anlage 2 zum Studienprotokoll MEGAPHYS:  
Methoden in den Interviews und klinischen Untersuchungen

Stand: 06.06.2016

### Allgemeine Fragen zur Person

No.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
Alter_Jahre	Wie alt sind Sie?	Lebensalter in Jahren:
Gender_MWA	Welches Geschlecht haben Sie?	<input type="checkbox"/> 1 männlich <input type="checkbox"/> 2 weiblich <input type="checkbox"/> 3 anderes
Koerhoe_cm	Wie groß sind Sie?	cm
Koerwicht_kg	Was ist ihr derzeitiges Körpergewicht?	kg
Latéral_RHD	Sind Sie Links- oder Rechtshänder?	<input type="checkbox"/> 1 Rechtshänder <input type="checkbox"/> 2 Linkshänder <input type="checkbox"/> 3 beidseitig gleich
Sport_IN Sport_hproWo	Treiben Sie regelmäßig Sport?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja, gelegentlich. <input type="checkbox"/> 2 Ja, regelmäßig, ca. _____ Stunden pro Woche.
Sport_tst	Falls ja, welche Sportart(en):	
Raucher_IN	Rauchen Sie?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
Raucher_NZg		Wenn Ja, wie viele Zigaretten etwa pro Tag? <input type="checkbox"/> 1 1-5 Zigaretten <input type="checkbox"/> 2 5-10 Zigaretten <input type="checkbox"/> 3 10-20 Zigaretten <input type="checkbox"/> 4 mehr als 20 Zigaretten

### Arbeitsunfälle

No.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
AUnfall_NU	Hatten Sie in den letzten 12 Monaten einen oder mehrere Unfälle an Ihrem Arbeitsplatz mit Verletzungen, die ärztlich versorgt werden mussten?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
AUnfall_nprol	Wenn Ja, wie viele Unfälle an Ihrem Arbeitsplatz, die ärztlich versorgt werden mussten, hatten Sie in den letzten 12 Monaten?	Anzahl der Unfälle:
AUnfall_TB	Im Zusammenhang mit welcher Tätigkeit an Ihrem Arbeitsplatz sind die Unfälle aufgetreten? (Tätigkeitsliste vorlegen, „301A1“, sonst Freitext)	Tätigkeit:
AUnfall_Act	Welche Verletzung(en) sind aufgetreten (z.B. Quetschung, Schnittverletzung, Knochenbrüche)?	

### Einzelfragen aus dem WAI: Nur, falls keine medizinische Untersuchung! WAI mitgeben!

WAI1	Wenn Sie Ihre beste, je erreichte Arbeitsfähigkeit mit 10 Punkten bewerten: Wie viele Punkte würden Sie dann für Ihre derzeitige Arbeitsfähigkeit geben? (0 bedeutet, dass Sie derzeit arbeitsunfähig sind):	
	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10	völlig arbeitsunfähig <span style="float: right;">derzeit die beste Arbeitsfähigkeit</span>
WAI5	Glauben Sie, dass Sie, ausgehend von Ihrem jetzigen Gesundheitszustand, Ihre derzeitige Arbeit auch in den nächsten zwei Jahren ausüben können?	
	<input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 7	Nein, halte ich für unwahrscheinlich.   Ich bin mir nicht sicher.   Ja, ziemlich sicher.

1

---

ID-Etikett  
ID\_WM (Untersückerkürzel &  
fortlaufende Nummer)  
von Teil A bzw. Teil C

---

### **Work-Ability-Index - Fragebogen (Kurzversion)**

Sehr geehrte Probandin/sehr geehrter Proband,

wir möchten Sie bitten, zusätzlich zu unserem Interview die folgenden Fragen zu Ihrer Gesundheit schriftlich zu beantworten. Das Ausfüllen des Fragebogens ist in jedem Fall freiwillig. Sie können nicht zur Teilnahme verpflichtet werden. Ihre Angaben in dem Fragebogen werden vertraulich behandelt. Im Informationsschreiben, dass Sie während der Befragung von unseren Projektmitarbeitern erhalten haben, ist erklärt, wie der Datenschutz gewährleistet wird und wie die Daten verwendet werden.

Lesen Sie bitte die Fragen und kreuzen Sie die Antwort an, die für Sie am besten zutrifft.

Den ausgefüllten Fragebogen stecken Sie bitte in den beiliegend, frankierten Umschlag. Übergeben Sie den Umschlag entweder direkt an eine(n) unserer Studienmitarbeiter/innen oder schicken Sie ihn per Post an das Studienzentrum.

Hier nun unsere Fragen:

No.	Sind Sie bei Ihrer Arbeit...	Ihre Antwort
WA0	• vorwiegend geistig tätig?	<input type="checkbox"/> 1
WA0	• vorwiegend körperlich tätig?	<input type="checkbox"/> 2
WA0	• etwa gleichermaßen geistig und körperlich tätig?	<input type="checkbox"/> 3

---

#### **No. 1. Derzeitige Arbeitsfähigkeit im Vergleich zu der besten, je erreichten Arbeitsfähigkeit**

WA1 Wenn Sie Ihre beste, je erreichte Arbeitsfähigkeit mit 10 Punkten bewerten: Wie viele Punkte würden Sie dann für Ihre derzeitige Arbeitsfähigkeit geben? (0 bedeutet, dass Sie derzeit arbeitsunfähig sind):

0  1  2  3  4  5  6  7  8  9  10  
völlig derzeit  
arbeits- die beste  
unfähig Arbeitsfähigkeit

---

<b>No. 2. Arbeitsfähigkeit in Bezug auf die Arbeitsanforderungen</b>					
WA2a	Wie schätzen Sie Ihre derzeitige Arbeitsfähigkeit in Bezug auf die körperlichen Arbeitsanforderungen ein?				
	<input type="checkbox"/> 5 sehr gut	<input type="checkbox"/> 4 eher gut	<input type="checkbox"/> 3 mittelmäßig	<input type="checkbox"/> 2 eher schlecht	<input type="checkbox"/> 1 sehr schlecht
WA2b	Wie schätzen Sie Ihre derzeitige Arbeitsfähigkeit in Bezug auf die psychischen Arbeitsanforderungen ein?				
	<input type="checkbox"/> 5 sehr gut	<input type="checkbox"/> 4 eher gut	<input type="checkbox"/> 3 mittelmäßig	<input type="checkbox"/> 2 eher schlecht	<input type="checkbox"/> 1 sehr schlecht
<b>No. 3. Anzahl der aktuellen ärztlich diagnostizierten Krankheiten</b>					
	Kreuzen Sie in der folgenden Liste Ihre Krankheiten oder Verletzungen an. Geben Sie bitte auch an, ob ein Arzt diese Krankheiten diagnostiziert oder behandelt hat.	meine eigene Diagnose	Diagnose vom Arzt	Erkrankung liegt nicht vor	
WA3a	Unfallverletzungen (z.B. des Rückens, der Glieder, Verbrennungen)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3b	Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems von Rücken, Gliedern oder anderen Körperteilen (z.B. wiederholte Schmerzen in Gelenken oder Muskeln, Ischias, Rheuma, Wirbelsäulenerkrankungen)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3c	Herz-Kreislauf-Erkrankungen (z.B. Bluthochdruck, Herzkrankheit, Herzinfarkt)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3d	Atemwegserkrankungen (z.B. wiederholte Atemwegsinfektionen, chronische Bronchitis, Bronchialasthma)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3e	Psychische Beeinträchtigungen (z.B. Depressionen, Angstzustände, chronische Schlaflosigkeit, psychovegetatives Erschöpfungssyndrom)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3f	Neurologische und sensorische Erkrankungen (z.B. Tinnitus, Hörschäden, Augenerkrankungen, Migräne, Epilepsie)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3g	Erkrankungen des Verdauungssystems (z.B. der Gallenblase, Leber, Bauchspeicheldrüse, Darm)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3h	Erkrankungen im Urogenitaltrakt (z.B. Harnwegsinfektionen, gynäkologische Erkrankungen)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3i	Hautkrankheiten (z.B. allergischer Hautausschlag, Ekzem)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3j	Tumore/Krebs	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3k	Hormon-/Stoffwechselerkrankungen (z.B. Diabetes, Fettleibigkeit, Schilddrüsenprobleme)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3l	Krankheiten des Blutes (z.B. Anämie)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3m	Angeborene Leiden/Erkrankungen	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	
WA3n WA3not	Andere Leiden oder Krankheiten: Welche? (bitte hier eintragen)	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	

<b>No.</b>	<b>4. Geschätzte Beeinträchtigung der Arbeitsleistung durch die Krankheiten</b>
<b>WA64</b>	Behindert Sie derzeit eine Erkrankung oder Verletzung bei der Arbeit? Falls nötig, kreuzen Sie bitte mehr als eine Antwortmöglichkeit an.
	<ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/>6 Keine Beeinträchtigung/ich habe keine Erkrankung.</li> <li><input type="checkbox"/>5 Ich kann meine Arbeit ausführen, habe aber Beschwerden.</li> <li><input type="checkbox"/>4 Ich bin manchmal gezwungen, langsamer zu arbeiten oder meine Arbeitsmethoden zu ändern.</li> <li><input type="checkbox"/>3 Ich bin oft gezwungen, langsamer zu arbeiten oder meine Arbeitsmethoden zu ändern.</li> <li><input type="checkbox"/>2 Wegen meiner Krankheit bin ich nur in der Lage Teilzeitarbeit zu verrichten.</li> <li><input type="checkbox"/>1 Meiner Meinung nach bin ich völlig arbeitsunfähig.</li> </ul>

<b>No.</b>	<b>5. Krankenstand im vergangenen Jahr (12 Monate)</b>										
<b>WA65</b>	Wie viele ganze Tage blieben Sie auf Grund eines gesundheitlichen Problems (Krankheit, Gesundheitsvorsorge oder Untersuchung) im letzten Jahr (12 Monate) der Arbeit fern?										
	<table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td><input type="checkbox"/>5</td> <td><input type="checkbox"/>4</td> <td><input type="checkbox"/>3</td> <td><input type="checkbox"/>2</td> <td><input type="checkbox"/>1</td> </tr> <tr> <td>überhaupt keinen</td> <td>höchstens 9 Tage</td> <td>10 - 24 Tage</td> <td>25 - 99 Tage</td> <td>100 - 365 Tage</td> </tr> </table>	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	überhaupt keinen	höchstens 9 Tage	10 - 24 Tage	25 - 99 Tage	100 - 365 Tage
<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1							
überhaupt keinen	höchstens 9 Tage	10 - 24 Tage	25 - 99 Tage	100 - 365 Tage							

<b>No.</b>	<b>6. Einschätzung der eigenen Arbeitsfähigkeit in zwei Jahren</b>						
<b>WA66</b>	Glauben Sie, dass Sie, ausgehend von Ihrem jetzigen Gesundheitszustand, Ihre derzeitige Arbeit auch in den nächsten zwei Jahren ausüben können?						
	<table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td><input type="checkbox"/>1</td> <td><input type="checkbox"/>4</td> <td><input type="checkbox"/>7</td> </tr> <tr> <td>Nein, halte ich für unwahrscheinlich.</td> <td>Ich bin mir nicht sicher.</td> <td>Ja, ziemlich sicher.</td> </tr> </table>	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 7	Nein, halte ich für unwahrscheinlich.	Ich bin mir nicht sicher.	Ja, ziemlich sicher.
<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 7					
Nein, halte ich für unwahrscheinlich.	Ich bin mir nicht sicher.	Ja, ziemlich sicher.					

<b>No.</b>	<b>7. Psychische Leistungsreserven</b>										
<b>WA7A</b>	Haben Sie in der letzten Zeit Ihre täglichen Aufgaben mit Freude erledigt?										
	<table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td><input type="checkbox"/>4</td> <td><input type="checkbox"/>3</td> <td><input type="checkbox"/>2</td> <td><input type="checkbox"/>1</td> <td><input type="checkbox"/>0</td> </tr> <tr> <td>häufig</td> <td>eher häufig</td> <td>manchmal</td> <td>eher selten</td> <td>niemals</td> </tr> </table>	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	häufig	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals
<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0							
häufig	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals							
<b>WA7B</b>	Waren Sie in letzter Zeit aktiv und rege?										
	<table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td><input type="checkbox"/>4</td> <td><input type="checkbox"/>3</td> <td><input type="checkbox"/>2</td> <td><input type="checkbox"/>1</td> <td><input type="checkbox"/>0</td> </tr> <tr> <td>immer</td> <td>eher häufig</td> <td>manchmal</td> <td>eher selten</td> <td>niemals</td> </tr> </table>	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	immer	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals
<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0							
immer	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals							
<b>WA7C</b>	Waren Sie in der letzten Zeit zuversichtlich, was die Zukunft betrifft?										
	<table style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td><input type="checkbox"/>4</td> <td><input type="checkbox"/>3</td> <td><input type="checkbox"/>2</td> <td><input type="checkbox"/>1</td> <td><input type="checkbox"/>0</td> </tr> <tr> <td>ständig</td> <td>eher häufig</td> <td>manchmal</td> <td>eher selten</td> <td>niemals</td> </tr> </table>	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0	ständig	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals
<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0							
ständig	eher häufig	manchmal	eher selten	niemals							

Bitte stecken Sie nun den Fragebogen in den mitgegebenen Briefumschlag und übergeben diesen an eine(n) Projektmitarbeiter/in oder senden ihn per Post an das Studienzentrum.

Herzlichen Dank für Ihre Mitarbeit.  
Das Studienteam der Megaphys-Studie.

### Fragen zu Beschwerden in der Nackenregion/Halswirbelsäule

Unter Nackenbeschwerden/Beschwerden in der Nackenregion und Halswirbelsäule versteht man Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
IWS01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Nacken bzw. im Bereich der Halswirbelsäule verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>		
IWS02_Lm	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich des Nackens bzw. der Halswirbelsäule?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS04_HH	Wenn Ja, wie oft hatten Sie hier in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
IWS05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
IWS06_Red	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS07_Prov	Werden die Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich des Nackens bzw. der Halswirbelsäule?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich des Nackens bzw. der Halswirbelsäule?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
IWS11_Azt	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
IWS13_Tst	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
IWS14_Red	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
IWS16_Red	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja Wohin?
IWS17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
IWS18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden in den Schultern

Unter Schulterbeschwerden versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
SG01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden in den Schultern verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
SG02_Im	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden in den Schultern?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG04_HF	Wenn Ja, wie oft hatten Sie hier in den letzten 4 Wochen Schmerzen?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
SG05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
SG06_Red	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden in den Schultern?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden in den Schultern?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG10_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
	<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>	
SG11_Arzt	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
SG13_TBt	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
SG14_Red	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
SG16_Red	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja Wohin?
SG17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
SG18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden in den Ellenbogen/Unterarmen

Unter **Beschwerden in den Ellenbogen/Unterarmen** versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

<b>INo.</b>	<b>Aspekt/Frage</b>	<b>Notizen/Antwort</b>
ENG01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden in den Ellenbogen/Unterarmen verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>		
ENG02_Um	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden in den Ellenbogen/Unterarmen?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG04_HH	Wenn Ja, wie oft hatten Sie hier in den letzten 4 Wochen Schmerzen?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
ENG05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine ..... stärkste Beschwerden vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
ENG06_Red	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden in den Ellenbogen/Unterarmen?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich in den Ellenbogen/Unterarmen?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG10_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
ENG11_Arzt	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
ENG13_Tm	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
ENG14_Red	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
ENG16_Rad	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wohin?
ENG17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
ENG18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

**Fragen zu Beschwerden in den Händen/Handgelenken**

Unter Beschwerden in den Händen/Handgelenken versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
HAG01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden in den Händen/Handgelenken verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
HAG02_Lim	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden in den Händen/Handgelenken?	<input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/> Ja
HAG04_HI	Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
HAG05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
HAG06_Rnd	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden in den Händen/Handgelenken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG09_FP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich in den Händen/Handgelenken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG10_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
HAG11_Ant	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
HAG13_Tst	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
HAG14_Rnd	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HAG16_Rnd	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wohin?
HAG17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
HAG18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken

Unter Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/oberer Rücken versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
BWS01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/des oberen Rückens verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
BWS02_Lim	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/des oberen Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS04_HH	Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
BWS05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
BWS06_Rnd	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/des oberen Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/des oberen Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
BWS11_Ant	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
BWS13_Tst	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
BWS14_Rnd	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
BWS16_Rnd	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wohin?
BWS17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
BWS18_Ant	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken

Unter **Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken** versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
LWS01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Bereich des Kreuz/des unteren Rücken verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
LWS02_Lim	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich des Kreuz/des unteren Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS04_HF	Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
LWS05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine ..... stärkste Beschwerden vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
LWS06_Rnd	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich des Kreuz/des unteren Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS09_FP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich des Kreuz/des unteren Rücken?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
LWS11_Arzt	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
LWS13_Tot	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
LWS14_Rnd	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
LWS16_Rnd	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja Wohin?
LWS17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
LWS18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden im Bereich Hüftgelenke bzw. Oberschenkel

Unter Beschwerden im Bereich Hüftgelenke bzw. Oberschenkel versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
HD01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Bereich der Hüftgelenke bzw. Oberschenkel verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
HD02_Lhm	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich der Hüftgelenke bzw. Oberschenkel?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD04_HH	Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
HD05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
HD06_Rnd	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD07_Prv	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich der Hüftgelenke bzw. Oberschenkel?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich der Hüftgelenke bzw. Oberschenkel?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD10_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
<i>Zusätzliche anamnestiche Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
HD11_Art	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD12_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
HD13_Tot	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
HD14_Rnd	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
HD16_Rnd	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wohin?
HD17_Prv	Provokierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
HD18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden im Bereich der Knie

Unter Beschwerden im Bereich der Knie/Kniegelenk versteht man Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
KN001_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Bereich der Knie verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
KN002_Lim	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN003_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich der Knie?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN004_HH	Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
KN005_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine ..... stärkste Beschwerden ..... vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
KN006_Rnd	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachtruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN007_Prv	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN008_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich der Knie?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN009_FP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich der Knie?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN010_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
	<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>	
KN011_Arzt	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN012_OP	Diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?:
KN013_Tst	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
KN014_Rnd	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN015_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
KN016_Rnd	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja Wohin?
KN017_Prv	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
KN018_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	

### Fragen zu Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße

Unter Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße versteht man z.B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen sowie Schweregefühl und Anschwellen in diesem Körperbereich.

Bitte konzentrieren Sie sich auf diesen Bereich und berücksichtigen Sie nicht Beschwerden, die in benachbarten Körperteilen auftreten. In Zweifelsfällen versuchen Sie die am meisten zutreffende Antwort zu geben.

INo.	Aspekt/Frage	Notizen/Antwort
FUG01_IP	Bitte geben Sie an, ob und wenn ja wie lange Sie in den letzten 12 Monaten insgesamt Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße verspürt haben! Falls Sie mehrfach Beschwerden hatten, addieren Sie bitte alle Zeitabschnitte!	<input type="checkbox"/> 0 niemals <input type="checkbox"/> 1 an 1-7 Tagen <input type="checkbox"/> 2 an 8-30 Tagen <input type="checkbox"/> 3 an mehr als 30 Tagen <input type="checkbox"/> 4 (fast) jeden Tag.
	<b>Wenn ja, bitte ALLE nächsten Fragen beantworten.</b>	
FUG02_Lim	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG03_MP	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen irgendwann Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG04_HF	<b>Wenn Ja, wie oft hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden?</b>	<input type="checkbox"/> 1 An einigen Tagen <input type="checkbox"/> 2 An den meisten Tagen <input type="checkbox"/> 3 Jeden Tag
FUG05_Int	Wenn Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden hatten, geben Sie bitte auf einer Skala von 0 bis 10 die übliche Intensität an. Dabei bedeutet 0 „keine Beschwerden“ und 10 „stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)“. (Bitte kreisen Sie die Antwort ein).	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10 Keine Beschwerden ..... stärkste vorstellbare Beschwerden (Schmerzen)
FUG06_Red	Tritt in arbeitsfreien Zeiten (Nachruhe, Wochenende, Urlaub) eine Linderung der Beschwerden ein?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG07_Prov	Werden diese Beschwerden durch Ihre Arbeit verstärkt?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG08_WP	Hatten Sie in den letzten 7 Tagen irgendwann Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG09_PP	Haben Sie heute/aktuell Beschwerden im Bereich der Unterschenkel, Sprunggelenke und Füße?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG10_Lok	Wo traten die Beschwerden überwiegend auf?	<input type="checkbox"/> 1 rechts <input type="checkbox"/> 2 links <input type="checkbox"/> 3 beidseits
<i>Zusätzliche anamnestische Informationen (nur bei Dokumentation durch den Arzt)</i>		
FUG11_Art	Arztbesuche/Therapien (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG12_OP	Diagn. Erkrankungen, OPs, Unfälle, Varikosis, Ulzera	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Welche?
FUG13_Tot	Zusammenhang zur gegenwärtigen Tätigkeit	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
FUG14_Red	Schmerzreduktion in arbeitsfreier Zeit?	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG15_AU	Arbeitsunfähigkeit durch Beschwerden (letzte 12 Monate)	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja
FUG16_Red	Ausstrahlung der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja Wohin?
FUG17_Prov	Provozierbarkeit der Schmerzen	<input type="checkbox"/> 0 Nein <input type="checkbox"/> 1 Ja: Wie?
FUG18_Art	Beschreibung des Schmerzcharakters	
Uhr/Dat- Beitrag	Ende der Befragung (z.B. 10:15 Uhr)	Uhr

## 7.2 Anleitungen und Worksheets der Verfahren Stufe 2

### 7.2.1 Allgemeine Regelungen Worksheets

#### 7.2.1.1 Allgemeine Regeln für alle Teile des Expertenscreenings

##### 7.2.1.1.1 Einführung in das Expertenscreening Punktesystem

### Biomechanik und Physiologie

Biomechanik ist die Anwendung mechanischer Prinzipien auf lebende Organismen. Der Gebrauch des Begriffes „Biomechanik“ variiert dabei im internationalen Kontext. In Deutschland wird der Begriff der Biomechanik typischerweise um den Begriff Physiologie erweitert, wenn es darum geht, Arbeitssituationen hinsichtlich ihrer Belastung zu analysieren.

Zur Biomechanik zählt das Messen von Kräften ebenso wie das Modellieren von Kraftbewertungsverfahren, das Berechnen von Wirbelsäulenbelastungen, aber auch die Modellierung und Optimierung menschlicher Bewegungen, wie sie z. B. in den Sportwissenschaften betrieben werden.

Die Physiologie beschreibt im Kontext der Ergonomie das Zusammenwirken der einzelnen Organsysteme. Hier gilt ein besonderes Augenmerk der Belastung der Muskeln und des Herz-Kreislaufsystems.

Ziel der Betrachtung von Physiologie und Biomechanik ist es, gleichermaßen Überbeanspruchungen des menschlichen Körpers zu vermeiden und Erträglichkeit im Sinne einer Schädigungsfreiheit sicherzustellen. Nationale und internationale Verfahren zur Bewertung körperlicher Arbeit (hierzu zählen auch CEN und ISO Normen) beziehen sich typischerweise auf biomechanische und physiologische Bewertungskriterien.

Die Expertenscreenings wurden so gestaltet, dass sie auf dem aktuellen Stand der Forschung basieren, mit dem Ziel eine bestmögliche Übereinstimmung mit den relevanten CEN- und ISO-Normen zu erreichen.

### Expertenscreening Index Biomechanischer und physiologischer Belastungen

Die Bewertung im Expertenscreening basiert auf dem Prinzip des *Belastungsindex* (R), der sich aus dem Produkt von *Belastungshöhe* (Intensität I) und *-dauer* (D) ergibt:

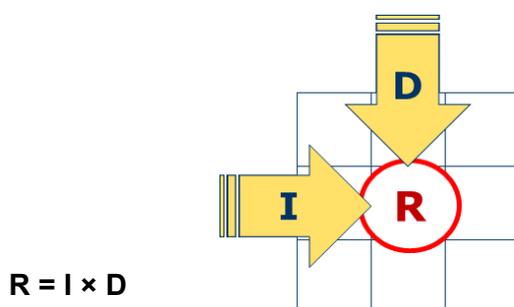


Abbildung 1: Zusammensetzung von R (Belastungsindex)

In der Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ (Teil 1) wird die Belastungshöhe über die betreffende Körperhaltung und die Dauer über die entsprechende Spalte berücksichtigt.

In den Belastungsarten „Aktionskräfte“ (Teil 2), „Lastenhandhabung“ (Teil 3), „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ (Teil 4) werden die Punkte für *Belastungshöhe* und *-dauer* für die jeweiligen Tätigkeiten nach spezifischen Regeln ermittelt und dann die Punkte für die *Belastungshöhe* mit den *Punkten für die Belastungsdauer* multipliziert, um den *Belastungsindex* zu erhalten.

In den nachfolgenden Kapiteln wird die Ermittlung der Expertenscreening-Punktwerte Schritt für Schritt beschrieben.

#### 7.2.1.1.2 Generelle Regeln

Die hier beschriebenen allgemeinen Grundsätze gelten für die Anwendung in allen vier Belastungsarten des Expertenscreenings. Sie werden nachfolgend als Regeln formuliert.

##### Regel G.1

Bei Belastungssituationen der gleichen Art im gleichen Takt wird die Dauer/Häufigkeit addiert. Daraus werden die Dauer-Punkte bestimmt.

Die Belastungshöhe-Punkte ergeben sich dabei aus dem gewichteten Durchschnitt der einzelnen Belastungshöhen.

Diese Regel wird in den vier Teilen des Expertenscreenings an Beispielen vertieft.

##### Regel G.2

Die Belastungsarten „Körperhaltung und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ schließen sich gegenseitig aus. Eine Ausnahme dazu sind die Finger-Handkräfte. Hier gilt: wenn die Kraftanwendung in einer ungünstigen Körperhaltung ausgeübt wird, ist für dieselbe Bewegung die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ zusätzlich zu der Belastungsart „Aktionskräfte“ Finger-Handkräfte auszufüllen.

Z. B.: Wenn bei manueller Lastenhandhabung oder bei Aktionskräften ungünstige Körperhaltungen auftreten, werden diese nicht in der Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“, sondern in den Belastungsarten „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ berücksichtigt.



\* Last: Eine Last kann auf die Füße fallen

Abbildung 2: Übersicht der Belastungsarten „Körperhaltung und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“

### Regel G.3

Eine Belastung wird ab einer tatsächlichen Dauer von 4 s als statisch bewertet.

#### Beispiele:

Dauer der Belastung in Taktzeit in s	Taktzeit in s	Normierte Dauer der Belastung in s	Bewertung als statisch	
			ja	nein
4	60	4	X	
4	30	8	X	
4	120	2	X	
3	30	6		X
2	60	2		X

### Regel G.4

Sind Zeilen bzw. Spalten durch eine gestrichelte Linie getrennt, ist eine lineare Interpolation möglich.

#### Beispiel:

Für die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ – Körperstellung **Stehen** (s. nachfolgende Abbildung) ist eine Interpolation der Dauer (horizontal) in allen Fällen möglich. Die Interpolation zwischen einzelnen Haltungen (vertikal) ist nur zwischen den Zeilen 3 und 4 sowie zwischen den Zeilen 5 und 6 möglich.

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung																	
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec Starke Rumpfbeugungen > 60°: Anzahl ≥ 2 / min Knien / Hocken: Anzahl ≥ 2 / min Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10 / min											Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme											Zeilensumme	Asymmetrie					
											$\text{Dauer [sec/min]} = \frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$												Kopfdreh- neigung 1)	Rumpf- drehung 1)	Rumpf- neigung 1)	Reichweite (RW) 2)		
[%] [sec/min] [min/8h]											5	7,5	10	15	20	27	33	50	67	83	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer
											3	4,5	6	9	12	16	20	30	40	50								
											24	36	48	72	96	130	160	240	320	400	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer				
Stehen (und Gehen)																												
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2																
2		Stehen, keine Abstützung (nur andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13																
3		Nach vorn gebeugt (20-60°)	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40																
		Mit geeigneter Abstützung	1,3	2	3,5	5	6,5	8	12	16	20	25																
4		Stark gebeugt >60°	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63																
		Mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	31	38																
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63																
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100																

Abbildung 3: Auszug Worksheet „Körperhaltung und -bewegung“

$T_a$  und  $T_b$  sind Grenzwerte des Intervalls mit dem Wert  $T_x$ .

$T_x$  steht für Dauer, Häufigkeit oder eine andere Einflussgröße auf der Expertenscreening-Bewertungsskala.

Der Punktwert „a“ bezieht sich auf den Wert  $T_a$

Der Punktwert „b“ bezieht sich auf den Wert  $T_b$

Welcher Punktwert „x“ bezieht sich auf den Wert  $T_x$ ?

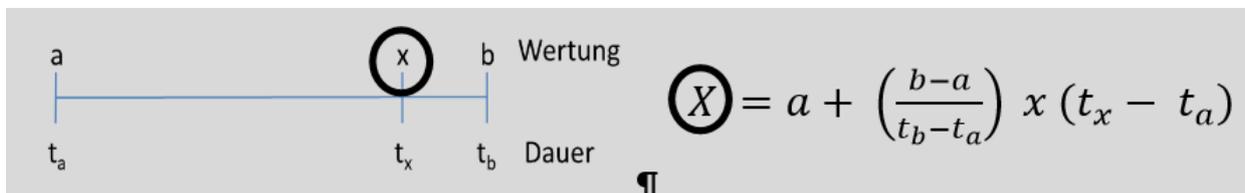


Abbildung 4: Hinweise zur Interpolation

### Regel G.5

Der endgültige Punktwert der einzelnen Teile wird aufgerundet auf den nächsten halben Punkt.

### 7.2.1.2 Vorgehensweise bei der Einstufung

Die Gesamtbewertung des Expertenscreenings ist für jede Belastungsart gleich strukturiert und im Folgenden abgebildet. Allgemein setzt sich die Gesamtpunktzahl für die Belastungshöhe aus den Punktwerten für die jeweilige Belastungsart, Punkte für die Arbeitsorganisation und den Ausführungsbedingungen zusammen. Diese werden dann mit den Punktwerten für die Arbeitsdichteverteilung und der Belastungsdauer multipliziert. Treten Abweichungen bei der Bestimmung der Punktzahl für die jeweiligen Komponenten auf, sind diese in den einzelnen Worksheets näher erläutert.

#### 7.2.1.2.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

##### **Bestimmung der Punktwerte der jeweiligen Belastungsart (separate Berechnung)**

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 - © IAD

<b>Arbeitsorganisation</b>	<b>Punkte</b>
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/ Bewegungen	<b>0</b> <b>1</b>
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/ingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	<b>2</b>

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

<b>Ausführungsbedingungen</b>	<b>Punkte</b>
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen/„Haltungsstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	<b>0</b>
<b>Eingeschränkt:</b> eingegengter Bewegungsraum/Standsicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	<b>2</b>
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	<b>4</b>

<b>Arbeitsdichteverteilung</b>	<b>Punkte</b>
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	<b>1</b>
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	<b>1,5</b>
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	<b>2</b>

### 7.2.1.2.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Dauer [h/Schicht]	≤ 1	1,5	2	3	4	5	6	7	8	> 8
<b>Zeitpunkte</b>	<b>1/8</b>	<b>1,5/8</b>	<b>2/8</b>	<b>3/8</b>	<b>4/8</b>	<b>5/8</b>	<b>6/8</b>	<b>7/8</b>	<b>1</b>	<b>1,2</b>

### 7.2.1.2.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	=		
(Punkte für die Belastungshöhe	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

### 7.2.1.2.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	 gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	 rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

## 7.2.2 Anleitung Körperhaltung Bewegung

### 7.2.2.1 Belastungsart: Körperhaltung und -bewegung

#### 7.2.2.1.1 Beschreibung der Belastungsart

Diese Belastungsart berücksichtigt Tätigkeiten mit überwiegenden bzw. langanhaltenden und durch den Arbeitsprozess oder die persönliche Konstitution vorgegebenen (statischen) Körperhaltungen (> 4 Sekunden) und Bewegungen. Neben statischen Körperhaltungen werden in dieser Belastungsart auch hochfrequente Bewegungen (mehr als zwei starke Körperbeugungen >60° gegenüber der aufrechten Körperhaltung, mehr als 10 Mal starkes Armanheben >60° zur Senkrechten/min) berücksichtigt. Die hier bewerteten Körperhaltungen/-bewegungen (Stehen (und Gehen), Sitzen, Knien oder Hocken, Liegen, Klettern, Treppen steigen und Rad fahren) sind durch einen geringen äußeren Kraftaufwand (< 3 kg, < 30-40N Aktionskräfte) gekennzeichnet.

### 7.2.2.1.2 Abgrenzung zu anderen Belastungsarten

Sofern die zu analysierende Tätigkeit gleichbleibende, repetitive und/oder kurzzyklische Arbeiten beinhaltet ist alternativ die Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ anzuwenden.

Überschreiten die äußeren Belastungen 30N (Fingerkräfte), 40N (Ganzkörper oder Hand-Armkräfte) oder 3 kg, so sind die Belastungsarten „Aktionskräfte“ oder „Lastenhandhabung“ anzuwenden.

### 7.2.2.1.3 Merkmale von Körperhaltung und -bewegung

#### Hauptbelastungen

- Dauerhaftes oder häufig wiederholtes Arbeiten im Stehen oder im Sitzen, teilweise ohne die Möglichkeit zur Körperbewegung
- Dauerhaftes oder häufig wiederholtes Arbeiten in Rumpfvorbeuge, seitlicher Rumpfneigung oder Rumpfdrehung, teilweise ohne hinreichende Möglichkeit zur Erholung
- Dauerhafte oder häufige starke Kopfneigung insbesondere nach oben oder nach hinten oder seitliche Kopfdrehungen
- Dauerhaftes oder häufiges Halten der Arme auf oder über Schulterniveau
- Dauerhafte oder häufig wiederholte körperferne Armhaltungen
- Dauerhaftes oder häufiges Hocken, Knien, Fersensitz oder Kriechen und Liegen in erzwungener Haltung
- Langzeitiges (erschwertes) Gehen oder Tragen im Gelände bzw. auf Treppen (ggf. Leitern) ab ca. 2 min mit geringen Lastgewichten (< 3 kg)
- Steigen auf Treppen, Leitern oder Arbeitsobjekte (PKW, LKW, Busse, auch Flugzeuge, Schiffe, Waggonen, oder Triebfahrzeuge aber auch Schaltschränke oder andere räumlich begrenzte Arbeitssituationen), Klettern, Kriechen, Radfahren, Ein-/ Aussteigen und Verweilen in (räumlich begrenzten) Arbeitsobjekten.
- Sonstige ungünstige Körperhaltungen oder -bewegungen

#### Generelle Bedingungen

- Arbeitsorganisation (z. B. Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung und Bewegung unter besonderer Berücksichtigung von
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - unteren Extremitäten, insbes. Knie
  - oberen Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter

#### Belastungsartspezifische Bedingungen

- exaktes Halten oder Bewegen des Körpers bzw. von Körperteilen an der Arbeitsstelle
- Bewegungsgeschwindigkeit und Zustand des Fahrwegs (nur bei Fahren mit Muskelkraft)

#### 7.2.2.1.4 Wirkungsprinzip

Körperhaltungen und -bewegungen führen zu Reaktionskräften (Muskelkräften) des Nackens, des Rumpfes, der ganzen Arme oder der ganzen Beine.

- Aktive Körperhaltung: Die belastete Muskulatur wird dauerhaft so hoch angespannt, dass eine hohe statische Muskelbelastung auftritt, die nicht durch Entlastung oder Bewegungen hinreichend unterbrochen wird.
- Passive Körperhaltung: Es werden Reaktionskräfte durch passive Strukturen (Sehnen und Bänder) aufgenommen und auf Skelettstrukturen (Gelenke, Wirbelkörper mit Bandscheiben) übertragen.
- Körperbewegungen erfordern eine hohe Energiebereitstellung bei vorwiegend dynamischer Muskelarbeit großer Muskelgruppen (ganzer Körper, untere Extremitäten – in der Regel ab 60% der Muskelmasse einbezogen) und führen zu einer kardiopulmonalen Beanspruchung.

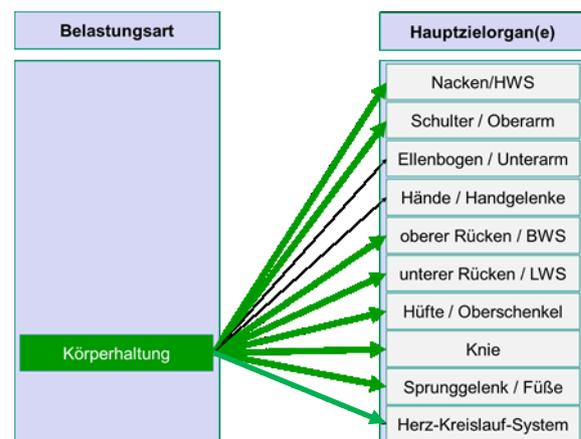


Abbildung 1: Zusammenhang zwischen Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ und den Zielregionen. Dicke/Farbige Pfeile kennzeichnen die Hauptzielregionen (hier Nacken/HWS, Schulter/ Oberarm, oberer Rücken/ BWS, unterer Rücken/ LWS, Hüfte/ Oberschenkel, Knie, Sprunggelenk/ Füße).

In die biomechanische Stabilisierung des Körpers im Gleichgewicht werden auch angrenzende und funktionell mit der Einnahme von Körperhaltungen verbundene Strukturen (Muskeln, Sehnen, Bänder, Gelenke/ Gelenkkapseln, Knochen) einbezogen und belastet. Weitere Wirkungsmechanismen können je nach anatomischen und biomechanischen Beziehungen u. a. Beanspruchungen von peripheren Nerven (Mononeuropathien), Schleimbeuteln (Bursitiden), Sehnenscheiden (Tendovaginitiden) Sehnenansätzen (Epicondylitiden) oder peripheren Blutgefäße (Varizen) sein. Überbelastungen sind vor allem im Bereich Nacken/Schulter, unterer Rücken und untere Extremitäten zu erwarten.

Körperbewegungen erfordern eine hohe Energiebereitstellung bei vorwiegend dynamischer Muskelarbeit großer Muskelgruppen (ganzer Körper, untere Extremitäten – in der Regel ab 60% der Muskelmasse einbezogen) und führen zu einer kardiopulmonalen Beanspruchung.

Hohe Belastungen sind vor allem im Bereich des Herz-Kreislauf-Systems zu erwarten. Auch untere Extremitäten (Hüfte/Oberschenkel, Knie und Sprunggelenk/Füße) sowie unterer Rücken können betroffen sein. Nacken/Schulter und obere Extremitäten sind tendenziell eher weniger betroffen.

Akute Gesundheitsbeeinträchtigungen können entstehen durch Überlastungen der Muskel- und Bandstrukturen mit Funktionsstörungen der Kniegelenke sowie Reizungen und Entzündungen der Schleimbeutel.

Langfristige Gesundheitsschäden können auftreten in Form von:

- Gelenkschäden (Arthrosen) der Kniegelenke oder

- Meniskusschäden der Kniegelenke,
- Chronifizierte Formen von Entzündungen der Schleimbeutel (Bursitis praepatellaris).

#### 7.2.2.1.5 Mögliche „messbare Outcomes“

- Biomechanische Betrachtung: Belastung des unteren Rückens mit bevorzugter Betrachtung der Druckkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule.
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz von Beschwerden, Funktionseinschränkungen, Erkrankungen bzw. Schmerzen/Missempfindungen in den Bereichen **Nacken/HWS, Schulter/Oberarm, oberer Rücken/HWS, unterer Rücken/LWS** und im Bereich der unteren Extremitäten (**Hüfte/Oberschenkel, Knie, Sprunggelenke/Füße**). Betroffen sein können auch Schleimbeutel (Bursitis), Sehnenansätze (Tendinitis) oder Häufung von Varizen.
- Psychophysische Betrachtung: Betrachtung des Subjektiven Beanspruchungsempfinden wobei von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen wird.
- Muskelphysiologische Betrachtung: lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelverspannung
- Energetische Betrachtung: Es wird keine hohe energetische Belastung erwartet, Betrachtung eher nicht sinnvoll.

#### 7.2.2.1.6 Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch Körperhaltungen und -bewegungen

Fliesenlegen, Eisenflechten (Betonbau), Handschweißen, Arbeiten an Fließbändern, Deckenmontage Trockenbau, Elektrik etc., Gurkenernte im Liegen, dauerhafte Arbeit am Mikroskop, Mikrochirurgie, Arbeiten im Inneren von Kesseln, Tanks, Schächten, Schiffsdoppelböden usw.

Besteigen von Turmdrehkränen, Sendeanlagen, Kontrollbegehungen in Kanälen, Gehen auf der Baustelle bzw. im Wasserbau, Wartungsarbeiten an Beleuchtungsanlagen, Wartungsarbeiten an Feuerstätten, Wartungsarbeiten in Schächten/Tanks/Kanälen

Industrielle Montagetätigkeiten in einem räumlich begrenzten Umfeld, auch in Kombination mit kurz getakteten, teils repetitiven Tätigkeiten.

## 7.2.2.2 Vorgehensweise bei der Einstufung

### 7.2.2.2.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### Bestimmung der Körperhaltungs- und -bewegungspunkte

(s. Worksheet nächste Seite und weitere Erläuterungen im Folgenden)

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 - © IAD	
Arbeitsorganisation	Punkte
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	0 1
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	2

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

Ausführungsbedingungen	Punkte
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen „Haltungsstabilität“/durch Gleichgewicht begrenzt	0
<b>Eingeschränkt:</b> eingengter Bewegungsraum/Standicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	2
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	4

Arbeitsdichteverteilung	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	1
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	1,5
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	2

#### 7.2.2.2.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Dauer [h/Schicht]	≤ 1	1,5	2	3	4	5	6	7	8	> 8
Zeitpunkte	1/8	1,5/8	2/8	3/8	4/8	5/8	6/8	7/8	1	1,2

### 7.2.2.2.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	=	
(Körperhaltungs- punkte	+	Organisa- tions- punkte	+	Ausfüh- rungs- punkte)	x	Dichtever- teilungs- punkte	x	Zeit- punkte	= Gesamtpunkt- zahl

### 7.2.2.2.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	 gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	 rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung														
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec Starke Rumpfbeugungen > 60°: Anzahl ≥ 2 / min Knien / Hocken: Anzahl ≥ 2 / min Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10 / min											Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme										Zeilesumme	Asymmetrie			
											$\text{Dauer [sec/min]} = \frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$											Kopfdreh- neigung 1)	Rumpf- drehung 1)	Rumpf- neigung 1)	Reichweite (RW) 2)
[%] 5 7,5 10 15 20 27 33 50 67 83 [sec/min] 3 4,5 6 9 12 16 20 30 40 50 [min/8h] 24 36 48 72 96 130 160 240 320 400															Höhe : Dauer	Höhe : Dauer	Höhe : Dauer	Höhe : Dauer							
											0-5 : 0-3	0-5 : 0-3	0-5 : 0-3	0-5 : 0-2	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer	Höhe x Dauer							
<b>Stehen (und Gehen)</b>																									
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2													
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13													
3		Nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40													
4		Stark gebeugt >60° Mit geeigneter Abstützung	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63													
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63													
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100													
<b>Sitzen</b>																									
7		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2														
8		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7													
9		Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13													
10		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	16	23	30	40	50													
11		Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75													
<b>Knien oder Hocken</b>																									
12		Aufrecht	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45													
13		Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75													
14		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135													
<b>Liegen u. Fortbewegung</b>																									
15		(Liegen auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113													
16		Klettern	6,7	10	22	33	50	66																	
17		(Treppen) steigen	6,7	10	22	33	50	66																	
18		Rad fahren	6,7	10	22	33	50	66																	
1) Kopf / Rumpf Höhe leicht <10° mittel 15° stark 25° extrem >30°			2) Reichweite (RW) Höhe körpfernah 60% 80% Arm gestreckt 0 1 1,5 2				Σ	Σ (max.=15)	Σ (max.=15)	Σ (max.=10)	Σ (max.=15)	Σ (max.=55)	(a)	(b)											
Achtung: Max. Einstufungsdauer = Taktzeit bzw. Dauer der Tätigkeit oder 100%!											Achtung: Werte korrigieren, wenn Takt-/Zykluszeit ≠ 60s														
<b>Haltung / Bewegung = Σ Zeilen 1 - 18</b>											(a)	+	(b)	=											

### 7.2.2.3 Punktbewertung und Interpretation

#### 7.2.2.3.1 Körperstellungen und -bewegungen sowie Rumpf- und Armhaltungen

Die bei der manuellen Arbeit dominierenden Körperstellungen sind Stehen und Sitzen. Für solche Arbeitsplätze gibt es in der Literatur vollständige Maßvorschläge. Bereits bei der Entwicklung, Konstruktion und Einrichtung von Arbeitsplätzen ist die Entscheidung zu treffen, ob im Stehen, Sitzen oder in beiden Haltungen gearbeitet werden soll.

#### Definition Körperstellung: Die Körperstellung legt die Stellung des Körpers bei der Ausführung der Arbeitsaufgabe fest

Der Sitzplatz ist dem Steharbeitsplatz vorzuziehen, da diese Körperhaltung energetisch weniger aufwendig ist. Falls technologisch möglich, sollte ein Wechsel zwischen den Körperhaltungen realisiert werden. Es werden vier Körperstellungen unterschieden:

- Stehen (Zeile 1 – 6)
- Sitzen (Zeile 7 – 11)
- Knien/Hocken (Zeile 12 – 14)
- Liegen/Klettern/ Fortbewegung (Zeile 15 – 18)

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht) (inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec Hochfrequente Bewegungen: 2 Rumpfbewegungen oder 10 mal Arme heben >60° pro Minute		Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme										Körperhaltung									
		Dauer [sec/min] =					Dauer Körperhaltung(en) x 60 Taktzeit					Asymmetrie									
[%] [sec/min] [min/8h]	5	7,5	10	15	20	27	33	50	67	83	Zeilensumme	Kopfh.- neigung 1)		Rumpf- drehung 1)		Rumpf- neigung 1)		Reichweite (RW) 2)			
	3	4,5	6	9	12	16	20	30	40	50		Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer	Höhe	Dauer		
<b>Stehen (und Gehen)</b>																					
1	Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1,5	2											
2	Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13										
3	Nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40										
4	Stark gebeugt >60° Mit geeigneter Abstützung	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63										
5	Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63										
6	Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100										
<b>Sitzen</b>																					
7	Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2											
8	Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7										
9	Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13										
10	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	16	23	30	40	50										
11	Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75										
<b>Knien oder Hocken</b>																					
12	Aufrecht	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45										
13	Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75										
14	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	106	135										
<b>Liegen &amp; Klettern</b>																					
15	(Liegen auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113										
16	Klettern	6,7	10	22	33	50	66														
17	(Treppen) steigen	6,7	10	22	33	50	66														
18	Rad fahren	6,7	10	22	33	50	66														
1) leicht mittel stark extrem <10° 15° 25° >30°		0 1 3 5		2) 0 1 3 5		Körpermaße 60% 80%		Arm gestreckt				Σ (max.=15)		Σ (max.=15)		Σ (max.=15)		Σ (max.=10)			
Kopf / Rumpf / Dauer		nie 4 sec 10 sec 13 sec 0% 6% 15% 20%		Reichweite (RW) Dauer (min)		nie 4 sec 10 sec 13 sec 0% 6% 15% 20%						Σ (max. = 65)									
Achtung: Max. Einstufungsdauer = Taktzeit bzw. Dauer der Tätigkeit oder 100%!																					
Achtung: Werte korrigieren, wenn Takt-Zykluszeit ≠ 60s																					
Haltung / Bewegung = Σ Zeilen 1 - 18		(a)					+					(b)					=				

Abbildung 1: Körperstellungen: Stehen, Sitzen, Knien/Hocken; Liegen/Klettern/ Fortbewegen

## Definition Körperhaltung: Die Körperhaltung ist eine mögliche Variante innerhalb der Körperstellung

Beispiele:

- Stehen aufrecht abgestützt & Gehen,
- Stehen nach vorne gebeugt (20° – 60°),
- Stehen stark gebeugt > 60°
- Sitzen abgestützt mit Rückenstütze,
- Sitzen aufrecht, Arme auf/über Schulterhöhe,
- Knien/Hocken aufrecht,
- usw.

Durch die Beinstellung (z. B. gehend, Beine durchgestreckt, Beine gebeugt, etc.) wird die Körperhaltung beeinflusst.

## Definition Haltungsdauer (s. Worksheet)

Haltungsdauer kann wie folgt ausgedrückt werden

Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme	
Dauer [sec/min] = $\frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$	
[%]	5 7,5 10 15 20 27 33 50 67 83
[sec/min]	3 4,5 6 9 12 16 20 30 40 50
[min/8h]	24 36 48 72 96 130 160 240 320 400

1. Prozent der Taktzeit
2. Sekunde pro Minute
3. Minuten pro Schicht



Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)		Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme		Körperhaltung	
(inkl. Lasten <math>\leq 3\text{ kg}</math> und Aktionskräfte von 30-40 N)		Dauer [sec/min] = $\frac{\text{Dauer Körperhaltung(en)} \times 60}{\text{Taktzeit}}$		Auswertungen	
Statische Körperhaltungen <math>\leq 4\text{ sec}</math> Hochfrequente Bewegungen <math>\leq 2</math> Rumpfbewegungen oder <math>10</math> auf Arme heben <math>\times 100</math> pro Minute		Taktzeit		Zusammenhang	
		[%]		Körperhaltung	
		[sec/min]		Körperhaltung	
		[min/8h]		Körperhaltung	
Stehen (und Gehen)					
1	Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0
2	Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2
3	Nach vorn gebeugt (20-50°) mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7
4	Stark gebeugt >60° mit geeigneter Abstützung	3,5	5	8,5	12
5	Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,5	5	8,5	12
6	Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,5	8	14	20
Sitzen					
7	Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0
8	Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1
9	Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2
10	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10
11	Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14
Knien oder Hocken					
12	Aufrecht	3,5	5	7	9
13	Nach vorn gebeugt	4	6	10	14
14	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23
Liegen & Ruhen					
15	Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	6	9	15	21
16	Klettern	6,7	10	22	33
17	(Treppen) steigen	6,7	10	22	33
18	Rad fahren	6,7	10	22	33

Abbildung 2: Bestimmung der Haltungsdauer

**Definition:** Nach EN 1005 Teil 4 ist eine **statische Körperhaltung**, die länger als vier Sekunden eingehalten wird. Dies gilt für ein gleichbleibendes oder gering veränderliches Kraftniveau, das von den Muskeln oder anderen Körperstrukturen ausgeübt wird. Eingestuft werden nur die statischen Anteile der betrachteten Körperhaltung, nicht jedoch die Bewegungen die zu diesen Haltungen oder aus diesen Haltungen herausführen.

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)		Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme										Körperhaltung					
(PK) Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N Statische Körperhaltungen 14 sec Hochfrequente Bewegungen: > 3 Rumpfbewegungen oder 10 mal Arme heben >60° pro Minute		Dauer (sec/min) +					Dauer Körperhaltung(en) 60 Taktzeit					Asymmetrie					
		[N]	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
[m/min]	[m/min]	24	36	48	72	96	120	150	240	320	400	Symmetrie: 1 (H), 2 (D), 3 (S), 4 (A) Asymmetrie: 1 (H), 2 (D), 3 (S), 4 (A)					
<b>Stehen (und Gehen)</b>																	
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2					
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	4	8	11	15					
3		Nach vorn gebeugt (20-60°) mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	8,5	12	18	23	32	40					
4		Stark gebeugt >60° mit geeigneter Abstützung	3,5	5	8,5	12	17	21	30	38	51	65					
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3	3	3	3	3,5	4	4	4	4	4					
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,5	8	14	19	25	33	47	60	80	100					
<b>Sitzen</b>																	
7		Aufrecht mit Rückensstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2						
8		Aufrecht ohne Rückensstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7					
9		nach vorn gebeugt	2,1	1	1,5	2	3	4	5	8	11	13					
10		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	15	23	30	40	50					
11		Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75					
<b>Knien oder Hocken</b>																	
12		Aufrecht	3,5	5	7	9	12	15	21	27	36	45					
13		Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75					
14		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	0	3	10	23	35	43	62	80	108	135					
<b>Liegen &amp; Klettern</b>																	
15		Liegen auf Rücken, Brust/oder Seite	6	9	15	21	29	37	53	68	81	113					
16		Klettern	5,7	10	22	33	50	65									
17		(Treppe) steigen	5,7	10	22	33	50	65									
18		Platz fahres	5,7	10	22	33	50	65									

Stehen (und Gehen)		
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)
3		Nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung
4		Stark gebeugt >60° Mit geeigneter Abstützung
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe

Abbildung 3: Ausschnitt Belastungsart Körperhaltung und -bewegung

## Bewertung der symmetrischen Körperhaltungen

**Definition Rumpfhaltungen:** Die Rumpfhaltung muss bezüglich der Rumpfneigung vorwärts/rückwärts (symmetrische Körperhaltung), der seitlichen Rumpfneigung und der Rumpfverdrehung (asymmetrische Körperhaltung) bewertet werden. Dies gilt für die stehende und sitzende Haltung, Knien oder Hocken sowie Liegen & Klettern

## Symmetrische Rumpfneigung vorwärts/rückwärts

- Stehen, Rumpf nach vorn gebeugt (Zeile 3),
- Stehen, Rumpf stark gebeugt (Zeile 4),
- Sitzen, nach vorn gebeugt (Zeile 9),
- Knien oder Hocken, nach vorn gebeugt (Zeile 13)

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)		Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequentierender Bewegungen des Rumpfes/der Arme		Körperhaltung													
(inkl. Lasten < 3 kg und Aktionshöhe von 30-40 N)		Dauer (sec/min) = ... Dauer Körperhaltungen in 60°		Asymmetrie													
Statische Körperhaltungen > 4 sec		Dauer (sec/min) = ... Dauer Körperhaltungen in 60°		symmetrisch					Asymmetrie								
Hochfrequente Bewegungen: > 2 Rumpfhebungen oder 10 mal Arme haben > 90° pro Minute		Dauer (sec/min) = ... Dauer Körperhaltungen in 60°		symmetrisch					Asymmetrie								
		Dauer (sec/min) = ... Dauer Körperhaltungen in 60°		symmetrisch					Asymmetrie								
		Dauer (sec/min) = ... Dauer Körperhaltungen in 60°		symmetrisch					Asymmetrie								
<b>Stehen (und Gehen)</b>				symmetrisch					Asymmetrie								
1	Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2						
2	Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13						
3	Nach vorn gebeugt (20-60°) mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40						
4	Stark gebeugt > 60° mit geeigneter Abstützung	3,3	6	9,5	12	17	21	30	38	51	63						
5	Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	6	9,5	12	17	21	30	38	51	63						
6	Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100						
<b>Sitzen</b>				symmetrisch					Asymmetrie								
7	Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorn/nach hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2							
8	Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7						
9	Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13						
10	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	16	23	30	40	50						
11	Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75						
<b>Knieen oder Hocken</b>				symmetrisch					Asymmetrie								
12	Aufrecht	3,3	6	7	9	12	15	21	27	36	45						
13	Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75						
14	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135						
<b>Liegen &amp; Klettern</b>				symmetrisch					Asymmetrie								
15	Liegen auf Rücken, Brust oder Seite / Arme über Kopf	0	0	15	21	29	37	53	68	91	113						
16	Klettern	6,7	10	22	33	50	66										
17	(Treppen) steigen	6,7	10	22	33	50	66										
18	Rad fahren	6,7	10	22	33	50	66										

3		Nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung
4		Stark gebeugt > 60° Mit geeigneter Abstützung
9		Nach vorn gebeugt
13		Nach vorn gebeugt

Abbildung 4: Symmetrische Rumpffneigung vorwärts/rückwärts

Im Folgenden ist die Rumpffneigung vorwärts/rückwärts zu bestimmen und einer Zone s. Abbildung 6 zuzuordnen.

Zone 1 bis 4 nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz (< 2 pro min)	hohe Frequenz (≥ 2 pro min)
	1	Green	Green	Green
	2	Yellow	Green	Red
	3	Red	Yellow	Red
	4	Yellow	Yellow	Red

Abbildung 4.1: Zonen für Rumpffneigung vorwärts/rückwärts (symmetrische Körperhaltung)

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

Besonderheit für Gelb: Bedeutet bei vollständiger Rumpfunterstützung akzeptabel.

Voraussetzung: Das Gesundheitsrisiko für nahezu alle gesunden Erwachsenen angesichts der möglichen Nutzungsdauer der Maschine ist nachweislich niedrig oder vernachlässigbar.

## Akzeptabel nach EN 1005-4

Es sollten Arbeitshaltungen mit aufrechtem Rumpf angestrebt werden, insbesondere, wenn die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird und eine statische Haltung ohne ausreichende Erholungszeit bzw. Körperunterstützung oder hochfrequente Bewegungen erforderlich ist.

Zusätzliche **Haltungsbelastungen** (*asymmetrische Kopf-/Rumpfhaltungen*), welche bei den Körperhaltungen auftreten können, sind *Kopf-/Rumpfdrehungen* und seitliche *Kopf-/Rumpfneigungen*.

## Bewertung der asymmetrischen Körperhaltungen

### (A)symmetrische Kopfdrehneigung

- Stehen, Kopfdrehung (Zeile 1 bis 6)
- Stehen, seitliche Kopfneigung (Zeile 1 bis 6)
- Sitzen, Kopfdrehung (Zeile 7 bis 11)
- Sitzen, seitliche Kopfneigung (Zeile 7 bis 11)
- Knien oder Hocken, Kopfdrehung (Zeile 12 bis 14)
- Knien oder Hocken, seitliche Kopfneigung (Zeile 12 bis 14)
- Liegen & Fortbewegung, Kopfdrehung (Zeile 15 bis 18)
- Liegen & Fortbewegung, seitliche Kopfneigung (Zeile 15 bis 18)

nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz ( < 2 pro min )	hohe Frequenz ( $\geq$ 2 pro min )
	1 <sup>a</sup>	Grün	Grün	Grün
	2	Rot	Gelb	Rot

**Abbildung 4.2:** Zonen für Blickrichtung nach oben/ unten (Flexion/Extension der HWS), symmetrisch

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

**Besonderheit für Gelb:** bedeutet **nicht akzeptabel**, falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

Zone 1<sup>a</sup> – Von 0° bis -40° Winkel

Zone 2 – Bei mehr als 0° oder weniger als -40° Blickwinkel

<sup>a</sup> Im Falle einer aufrechten Rumpfhaltung wird empfohlen, Blickrichtungen etwas unter der Horizontalen anzustreben, insbesondere, wenn die Maschine über eine längere Zeit von ein und derselben Person genutzt wird und eine statische Haltung ohne ausreichende Erholungszeit bzw. Körperunterstützung oder hochfrequente Bewegungen erforderlich sind.

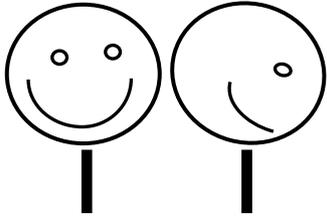
nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz ( < 2 pro min )	hohe Frequenz ( $\geq$ 2 pro min )
	1	Grün	Grün	Grün
	2	Rot	Gelb	Rot

Abbildung 4.3: Zonen für seitliche Halsneigung/ -drehung

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

Besonderheit für Gelb: bedeutet nicht akzeptabel, falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

Halsneigung: Zone 1 – nicht klar erkennbar (ca. 10° oder weniger)

Zone 2 – klar erkennbar /ca. 10° oder mehr)

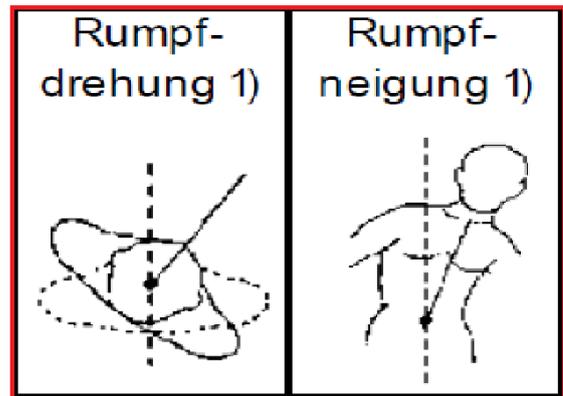
Kopfdrehung: Zone 1 – Von 0° bis 45° in beide Richtungen

Zone 2 – Mehr als 45°

### Asymmetrische Rumpfhaltungen

- Stehen, Rumpfdrehung (Zeile 1 bis 6)
- Stehen, seitliche Rumpfneigung (Zeile 1 bis 6)
- Sitzen, Rumpfdrehung (Zeile 7 bis 11)
- Sitzen, seitliche Rumpfneigung (Zeile 7 bis 11)
- Knien oder Hocken, Rumpfdrehung (Zeile 12 bis 14)
- Knien oder Hocken, seitliche Rumpfneigung (Zeile 12 bis 14)
- Liegen & Fortbewegung, Rumpfdrehung (Zeile 15 bis 18)
- Liegen & Fortbewegung, seitliche Rumpfneigung (Zeile 15 bis 18)

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung									
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N) Statische Körperhaltungen >4 sec Hochfrequente Bewegungen: 2 Rumpfbewegungen oder 10 mal Arme heben >60° pro Minute											Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme									
											Dauer (sec/min)					Dauer Körperhaltungen x 60 / Zeitzeit				
%		[sec/min]		[min/8h]		%		[sec/min]		[min/8h]		Körperneigung 1)		Rumpfdrehung 1)		Rumpfneigung 1)		Rumpfhöhe 1)		
0	1	2	3	4	5	0	1	2	3	4	5	nie	0-1	nie	0-1	nie	0-1	nie	0-1	
24	36	48	72	96	120	130	160	200	240	300	400	nie	0-1	nie	0-1	nie	0-1	nie	0-1	
<b>Stehen (und Gehen)</b>																				
1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2					
2	1	1	1	1	1	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13					
3	1	1	1	1	1	2	3	6	7	10,5	12	18	23	32	40					
4	1	1	1	1	1	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63					
5	1	1	1	1	1	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63					
6	1	1	1	1	1	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100					
<b>Sitzen</b>																				
7	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2						
8	1	1	1	1	1	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7					
9	1	1	1	1	1	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13					
10	1	1	1	1	1	2,7	4	7	10	15	18	23	30	40	50					
11	1	1	1	1	1	4	6	10	14	20	25	30	45	60	75					
<b>Knieen oder Hocken</b>																				
12	1	1	1	1	1	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45					
13	1	1	1	1	1	4	6	10	14	20	25	30	45	60	75					
14	1	1	1	1	1	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135					
<b>Liegen &amp; Klettern</b>																				
15	1	1	1	1	1	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113					
16	1	1	1	1	1	6,7	10	22	33	50	66									
17	1	1	1	1	1	6,7	10	22	33	50	66									
18	1	1	1	1	1	6,7	10	22	33	50	66									



1)		0	1	3	5
Rumpf Höhe		leicht	mittel	stark	extrem
		<10°	15°	25°	>30°
Dauer		0	1,5	2,5	3
		nie	4 sec	10 sec	13 sec
		0%	6%	15%	20%

Abbildung 4.4: Asymmetrische Rumpfhaltungen

Im Folgenden sind sowohl die seitliche Rumpfneigung (nach links oder nach rechts) als auch die Rumpfverdrehung (nach links oder nach rechts) zu bestimmen und jeweils einer der Zonen in Abbildung 10 zuzuordnen.

nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz (< 2 pro min)	hohe Frequenz (≥ 2 pro min)
	1		Grün	Grün
	2		Rot	Rot

Abbildung 4.5: Zonen für Rumpfverdrehung und seitliche Rumpfneigung

Legende:

Zone 1 – nicht klar erkennbar (ungefähr 10° oder weniger)

Zone 2 – klar erkennbar (ungefähr 10° oder mehr)

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

Besonderheit für Gelb: bedeutet nicht akzeptabel, falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

# Körperferne Armhaltungen

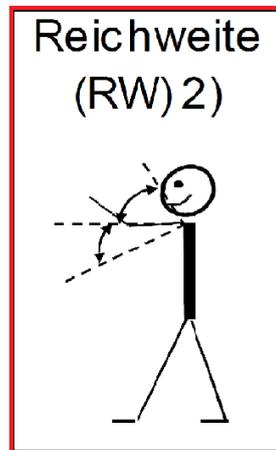
**Definition** körperferne Armhaltungen: Eine Armhaltung wird als körperfern eingestuft, wenn der Winkel zwischen Rumpf und Oberarm größer 60 Grad ist

## Asymmetrische Körperhaltung (körperferne Armhaltungen)

- Stehen (Zeile 1 bis 5)
- Sitzen (Zeile 7 bis 10)
- Knien (Zeile 12 und 13)

Für die grauen Felder (Zeile 6, 11, 14, 15 und 16) sind die asymmetrischen Punktbewertungen bezüglich der Reichweite bereits in den symmetrischen Bewertungen enthalten.

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)		Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme		Körperhaltung															
[s]	[min]	Dauer prozent = ... dieser Körperhaltungs- / 60' Taktzeit										symmetrisch				asymmetrisch			
		0	7,5	10	15	20	27	33	50	67	83	0/4	0/3	0/2	0/1	0/4	0/3	0/2	0/1
<b>Stehen (und Gehen)</b>																			
1	Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2								
2	Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	15								
3	Nach vorn gebeugt (20-90°) mit geringerer Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40								
4	Stark gebeugt >90° mit geringerer Abstützung	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63								
5	Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63								
6	Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100								
<b>Sitzen</b>																			
7	Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorn/links geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2									
8	Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7								
9	Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	15								
10	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	16	23	30	40	50								
11	Hände über Kopfhöhe	4	8	10	14	20	25	35	45	60	75								
<b>Knien oder Hocken</b>																			
12	Aufrecht	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45								
13	Nach vorn gebeugt	4	8	10	14	20	25	35	45	60	75								
14	Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135								
<b>Liegen &amp; Klettern</b>																			
15	Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113								
16	Klettern	0,7	10	22	33	50	66												
17	(Treppen) steigen	0,7	10	22	33	50	66												
18	Rad fahren	0,7	10	22	33	50	66												



Reichweite (RW)	Höhe	0	1	3	5
	körpernah		60%	80%	Arm gestreckt
Dauer	0	1	1,5	2	
	nie	4 sec	10 sec	13 sec	
	0%	6%	15%	20%	

Abbildung 4.6: Asymmetrische Körperhaltung (körperferne Arme)

Im Folgenden soll die Reichweite der Arme klassifiziert werden. Abbildung 12 zeigt die Zonen der Schulterbewegungen (Abduktion und Flexion).

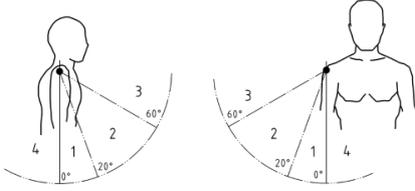
Zone 1 bis 4 nach EN 1005-4:	Zone	statische Haltung	Bewegung	
			niedrige Frequenz ( < 10 pro min )	hohe Frequenz ( ≥ 10 pro min )
	1	Grün	Grün	Grün
	2	Gelb	Grün	Gelb
	3	Rot	Gelb	Rot
	4	Rot	Gelb	Rot

Abbildung 4.7: Zonen für Oberarmhaltung (asymmetrische Körperhaltung)

Legende:

Grün = akzeptabel/Gelb = bedingt akzeptabel/Rot = nicht akzeptabel

akzeptabel: - falls vollständige Armunterstützung vorliegt;

- liegt keine vollständige Armunterstützung vor, hängt die Akzeptanz von der Dauer der Haltung und der Erholungszeit ab.

nicht akzeptabel: bei Frequenzen  $\geq 10$  pro Minute und/oder falls die Maschine über längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird.

Akzeptabel nach EN 1005-4 bei optimaler Reichweite

Es sollten Arbeitshaltungen mit herabhängenden Oberarmen angestrebt werden, insbesondere, wenn die Maschine über eine längere Zeit von ein und derselben Person benutzt wird und eine statische Haltung ohne ausreichende Erholungszeit bzw. Körperunterstützung oder hochfrequente Bewegungen (mehr als 10 extreme ( $>60^\circ$ ) Armhübe) erforderlich sind.

# Regeln für die Punktbewertung der Körperhaltung und -bewegung

## Regel K.1

Sind Zeilen bzw. Spalten durch eine gestrichelte Linie getrennt, ist eine lineare Interpolation möglich.

**Beispiel:** Für Körperhaltung und -bewegung – Körperstellung **Stehen** (s. nachfolgende Abbildung) ist eine Interpolation der Dauer (horizontal) in allen Fällen möglich. Die Interpolation zwischen einzelnen Haltungen (vertikal) ist nur zwischen den Zeilen 3 und 4 sowie zwischen den Zeilen 5 und 6 möglich.

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung								
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec  Hochfrequente Bewegungen: 2 Rumpfbiegungen oder 10 mal Arme heben >60° pro Minute			Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme								Zeilensumme	Asymmetrie							
			$Dauer [sec/min] = \frac{Dauer\ Körperhaltung(en) \times 60}{Taktzeit}$									Kopfdreh.-neigung 1)	Rumpfdrehung 1)	Rumpfneigung 1)	Reichweite (RW) 2)				
			[%]		[sec/min]		[min/8h]					Höhe x Dauer		Höhe x Dauer		Höhe x Dauer			
		5	7,5	10	15	20	27	33	50	67	83								
		3	4,5	6	9	12	16	20	30	40	50								
		24	36	48	72	96	130	160	240	320	400								
<b>Stehen (und Gehen)</b>																			
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung		0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2						
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)		0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13						
3		Nach vorn gebeugt (20-60°)		2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40						
		Mit geeigneter Abstützung		1,3	2	3,5	5	6,5	8	12	15	20	25						
4		Stark gebeugt >60°		3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63						
		Mit geeigneter Abstützung		2	3	5	7	9,5	12	18	23	31	38						
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe		3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63						
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe		5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100						

Abbildung 5: Auszug Körperhaltung und -bewegung

$T_a$  und  $T_b$  sind Grenzwerte des Intervalls mit dem Wert  $T_x$ .

$T_x$  steht für Dauer, Häufigkeit oder eine andere Einflussgröße auf der Expertenscreening-Bewertungsskala.

Der Punktwert "a" bezieht sich auf den Wert  $T_a$

Der Punktwert "b" bezieht sich auf den Wert  $T_b$

Welcher Punktwert „x“ bezieht sich auf den Wert  $T_x$ ?



Abbildung 6: Hinweise zur Interpolation

## Regel K.2

Tritt **dieselbe statische Haltung mehr als einmal** auf (mind. jeweils 4 s), ergibt sich die **Gesamtdauer** aus der **Summe der Einzeldauern**.

*Beispiel:* Zwei gleiche Haltungen von jeweils 5 s →  $5\text{ s} + 5\text{ s} = 10\text{ s}$  für die entsprechende Körperhaltung

## Regel K.3

Haben **zwei oder mehr aufeinander folgende Haltungen** eine einzelne Dauer  $< 4\text{ s}$ , aber eine **Gesamtdauer  $\geq 4\text{ s}$** , und sind diese im Analysenblatt durch gestrichelte Linien getrennt (z. B. Zeile 3 und 4), wird diesen Haltungen **ein** Wert zugewiesen. Dieser wird als **gewichteter Durchschnittswert** berechnet. Das Verfahren ist dabei wie folgt:

- Gesamtzeit berechnen
- Zugehörige Dauerspalte und entsprechende Werte ermitteln und daraus
- entsprechend der Einzeldauern den gewichteten Durchschnittswert berechnen.

## Regel K.4

Bei Haltungen mit Armen auf oder über Schulterhöhe wird für die Ermittlung der Dauer nicht zwischen linkem und rechtem Arm unterschieden.

*Beispiel:* Ausführen einer Tätigkeit im Stehen mit dem rechten Arm über Schulterhöhe für 5 s und Ausführen einer weiteren Tätigkeit im Stehen mit dem linken Arm über Schulterhöhe für 4 s.

*Bewertung:* 9 s in Zeile 5

Ein Arbeiter befestigt mit dem linken Arm (Ellbogen auf Schulterniveau) ein Teil (Dauer 4 s). 10 s später befestigt er ein anderes Teil (Dauer 4 s) mit dem rechten Arm (Ellbogen auf Schulterniveau).

*Bewertung:* 8 s in der Zeile 5.

## Regel K.5

Bei **aufeinanderfolgenden** „Knien/Hocken“-Haltungen (Zeilen 12/13/14) mit individueller Dauer  $< 4\text{ s}$ , aber einer Gesamtdauer  $\geq 4\text{ s}$  werden die Haltungen in Zeile 12 eingruppiert, und zwar mit einer Gesamtdauer gleich der Summe der einzelnen Zeiten.

*Beispiele:* 3 s Aufrecht Hocken, anschließend 3s Hocken nach vorn gebeugt

Bewertung: 6 s in Zeile 12

2 s Hocken nach vorn gebeugt anschließend 3 s Hocken mit Armen auf Schulterhöhe

Bewertung: 5 s in Zeile 12

**Aber:** 5 s Aufrecht Hocken und anschließend 4s Hocken nach vorn gebeugt

Bewertung: 5 s in Zeile 12 und 4s in Zeile 13

### Regel K.6

**Zeile 2** wird nur dann berücksichtigt, wenn der Mitarbeiter/die Mitarbeiterin kontinuierlich an einem Arbeitsplatz arbeitet, an dem der **horizontale Bewegungsspielraum begrenzt** ist (i.d.R. max. Arbeitsplatzmaße < 1,5 m<sup>2</sup> einschließlich der Entfernung zu der Materialbereitstellung)

### Regel K.7

Körperhaltung und -bewegung wird auch bei **hochfrequenten Körperbewegungen** angewendet. Liegen hochfrequente Körperbewegungen vor, so ist Ihnen ein Punktwert von 50 zuzuordnen. Es handelt sich um hochfrequente Körperbewegungen, bei:

- Starken Rumpfbeugungen > 60°: Anzahl ≥ 2/min (Zeile 4a und 4b)
- Knien/Hocken: Anzahl ≥ 2/min (Zeilen 12 und 13)
- Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10/min (Zeilen 5 und 6; 10 und 11; 14 und 15)

*Beispiel 1:* In einer Taktzeit von 90 s muss sich der Werker 3-mal stark nach vorn beugen und wieder aufrichten. Normiert auf eine Taktzeit von 60 s ergibt das eine Frequenz von 2 pro Minute. Da ein Beugen von ≥ 2 pro Minute nach Regel K.7 als hochfrequente Körperbewegung zu werten ist, muss diese Situation mit 50 Punkten bewertet werden.

*Beispiel 2:* In einer Taktzeit von 40 s muss sich der Werker einmal knien und wieder aufrichten. Normiert auf eine Taktzeit von 60 s ergibt dies eine Frequenz von 1,5-mal knien. Da  $1,5 \leq 2$ , darf die Zeit (Dauer knien und wieder aufrichten) nach Regel K.7 nicht als hochfrequente Körperhaltung bewertet werden.

### Regel K.8

Die Punkte für die asymmetrische Haltung werden in der Zeile der symmetrischen Körperhaltungen eingetragen, mit der sie verbunden ist.

*Beispiel:* Eine statische Rumpfdrehung, die während des Sitzens ausgeführt wird, muss in Zeile 7 bzw. 8 (Sitzen mit oder ohne Rückenstütze) bewertet werden.

## Regel K.9

Die Werte für *asymmetrische* Körperhaltung ergeben sich aus dem **Produkt** von **Belastungshöhe** und **-dauer**.

Falls es notwendig ist, **mehr als einmal** dieselbe *asymmetrische* Haltung in derselben Zeile einzutragen, ergibt sich die **Dauer** aus der **Summe** der einzelnen Dauern und die **Belastungshöhe** durch den **gewichteten Durchschnittswert** über die einzelnen Belastungshöhen. Die Einzeldauern dienen dabei als Gewichtungsfaktoren.

**Beispiel:** Während einer Tätigkeit von 10 s im Stehen, muss der Werker eine Rumpfdrehung nach links von 25 Grad für 4 s und im Anschluss daran eine Rumpfdrehung nach rechts von 15 Grad für 6 s ausführen.

**Bewertung:** Es werden 10 s in Zeile 2 bewertet.

Für die asymmetrische Haltung (Rumpfdrehung):

**Dauer:**  $4\text{ s} + 6\text{ s} = 10\text{ s} \rightarrow 2,5\text{ Punkte}$

**Intensität:**  $(25^\circ \times 4\text{ s} + 15^\circ \times 6\text{ s}) / (4\text{ s} + 6\text{ s}) = 19^\circ$   
 $19^\circ = 1,8\text{ Punkte (Interpolieren)}$

## Regel K.10

Wenn **gleichzeitig** Bedingungen für Zeile 4 (**stark gebeugt**) und Zeile 6 (**Hände über Kopf**) vorliegen, wird die Haltung in **Zeile 4 bewertet** und **zusätzlich** die *asymmetrische* Körperhaltung Reichweite (**körperferne Arme**) berücksichtigt.

In der Zeitskala der Dauer für die *symmetrischen* Haltungen ist die obere Interpolationsgrenze „50 s/min“ oder „83 % des Taktes“. Bei größeren Werten werden die Punkte nicht extrapoliert.

## Summe der symmetrischen Körperhaltungen sowie der Bewegungen

Σ				
	Σ (max. = 15)	Σ (max. = 15)	Σ (max. = 15)	Σ (max. = 10)
	Σ (max. = 55)			
(a)	(b)			

Summe der Punkte für die **symmetrische** Körperhaltung

**Abbildung 7:** Summenbildung der symmetrischen Körperhaltungen

## Summe der asymmetrischen Körperhaltungen

Die Gesamtpunktzahl der *asymmetrischen* Haltungen ist die Summe der Zwischensummen der Punkte in den 4 Spalten, wie unten abgebildet:

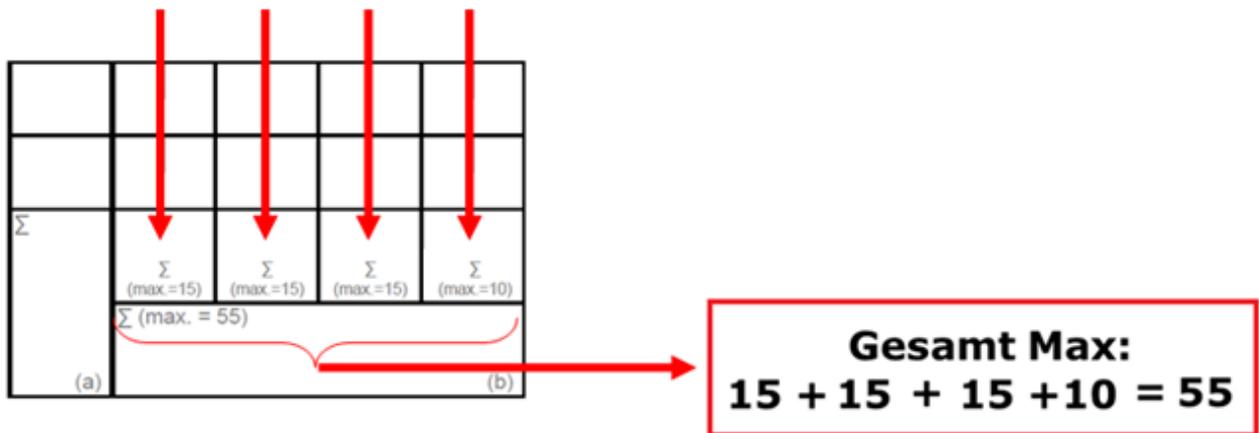


Abbildung 8: Summenbildung der asymmetrischen Körperhaltungen

## Gesamtpunktwert Haltung Körperhaltung und -bewegung

Der Gesamtpunktwert von Körperhaltung und -bewegung ergibt sich aus der Summe der Punkte der *symmetrischen* Körperhaltungen und der Punkte der *asymmetrischen* Körperhaltungen:

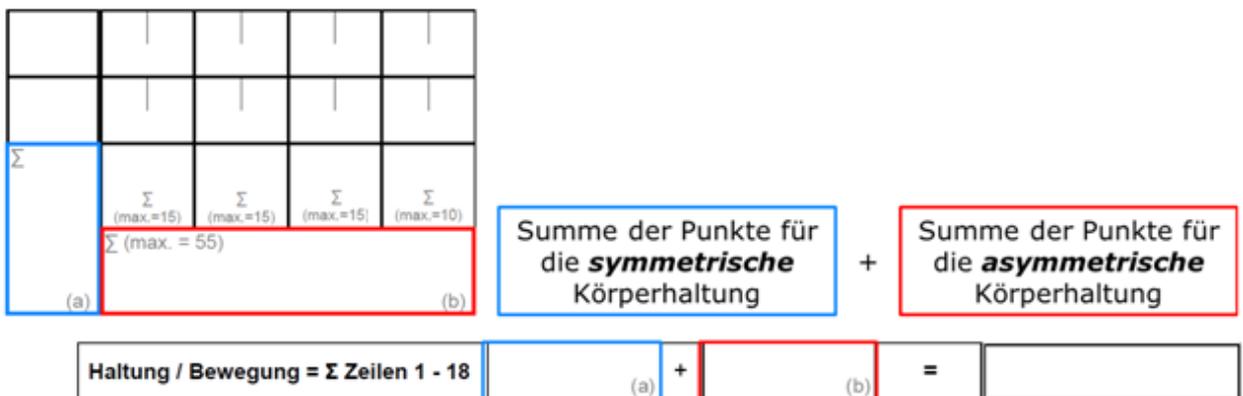


Abbildung 9: Summenbildung Körperhaltung und -bewegung

## 7.2.3 Körperhaltung Bewegung Worksheet Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

### 7.2.3.1.1 Bestimmung der Körperhaltungs- und -bewegungspunkte (s. nächste Seite)

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD	
7.2.3.1.2 <i>Arbeitsorganisation</i>	Punkte
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	0 1
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	2

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

7.2.3.1.3 <i>Ausführungsbedingungen</i>	Punkte
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen „Haltungsstabilität“/durch Gleichgewicht begrenzt	0
<b>Eingeschränkt:</b> _eingengter Bewegungsraum/Standicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	2
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	4

7.2.3.1.4 <i>Arbeitsdichteverteilung</i>	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	1
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	1,5
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	2

### 7.2.3.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Dauer [h/Schicht]	≤ 1	1,5	2	3	4	5	6	7	8	> 8
<b>Zeitpunkte</b>	<b>1/8</b>	<b>1,5/8</b>	<b>2/8</b>	<b>3/8</b>	<b>4/8</b>	<b>5/8</b>	<b>6/8</b>	<b>7/8</b>	<b>1</b>	<b>1,2</b>

### 7.2.3.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	=	
(Körperhaltungs/ bewegungspunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	= Gesamtpunktzahl

### 7.2.3.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	 gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	 rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Körperstellung / Rumpf- und Armhaltungen (pro Schicht)											Körperhaltung					
(inkl. Lasten <3 kg und Aktionskräfte von 30-40 N)  Statische Körperhaltungen >4 sec Starken Rumpfbeugungen > 60°: Anzahl ≥ 2 / min Knien / Hocken: Anzahl ≥ 2 / min Starkes Anheben der Oberarme > 60°: Anzahl ≥ 10 / min			Bewertung statischer Körperhaltungen und/oder hochfrequenter Bewegungen des Rumpfes/der Arme  $Dauer [sec/min] = \frac{Dauer\ Körperhaltung(en) \times 60}{Taktzeit}$								Zeilensumme	Asymmetrie				
			[%]    5    7,5    10    15    20    27    33    50    67    83 [sec/min]    3    4,5    6    9    12    16    20    30    40    50 [min/8h]    24    36    48    72    96    130    160    240    320    400									Kopfdreh- neigung 1) 	Rumpf- drehung 1) 	Rumpf- neigung 1) 	Reichweite (RW) 2) 	
											Höhe   Dauer 0-5   0-3 Höhe x Dauer	Höhe   Dauer 0-5   0-3 Höhe x Dauer	Höhe   Dauer 0-5   0-3 Höhe x Dauer	Höhe   Dauer 0-5   0-2 Höhe x Dauer		
<b>Stehen (und Gehen)</b>																
1		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen mit Abstützung	0	0	0	0	0,5	1	1	1	1,5	2				
2		Stehen, keine Abstützung (für andere Einschränkungen s. Extrapunkte)	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13				
3		Nach vorn gebeugt (20-60°)	2	3	5	7	9,5	12	18	23	32	40				
		Mit geeigneter Abstützung	1,3	2	3,5	5	6,5	8	12	15	20	25				
4		Stark gebeugt >60°	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63				
		Mit geeigneter Abstützung	2	3	5	7	9,5	12	18	23	31	38				
5		Aufrecht, Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	3,3	5	8,5	12	17	21	30	38	51	63				
6		Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	5,3	8	14	19	26	33	47	60	80	100				
<b>Sitzen</b>																
7		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0,5	1	1,5	2					
8		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkungen s. Extrapunkte)	0	0	0,5	1	1,5	2	3	4	5,5	7				
9		Nach vorn gebeugt	0,7	1	1,5	2	3	4	6	8	11	13				
10		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	2,7	4	7	10	13	16	23	30	40	50				
11		Hände über Kopfhöhe	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75				
<b>Knien oder Hocken</b>																
12		Aufrecht	3,3	5	7	9	12	15	21	27	36	45				
13		Nach vorn gebeugt	4	6	10	14	20	25	35	45	60	75				
14		Ellenbogen auf / über Schulterhöhe	6	9	16	23	33	43	62	80	108	135				
<b>Liegen u. Fortbewegung</b>																
15		(Liegen auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf	6	9	15	21	29	37	53	68	91	113				
16		Klettern	6,7	10	22	33	50	66								
17		(Treppen) steigen	6,7	10	22	33	50	66								
18		Rad fahren	6,7	10	22	33	50	66								
1) Kopf / Rumpf Höhe leicht    mittel    stark    extrem <10°    15°    25°    >30° 0    1,5    2,5    3 Dauer nie    4 sec    10 sec    13 sec 0%    6%    15%    20%			2) Reichweite (RW) Höhe körpernah    60%    80%    Arm gestreckt 0    1    1,5    2 Dauer nie    4 sec    10 sec    13 sec 0%    6%    15%    20%								Σ	Σ (max.=15)	Σ (max.=15)	Σ (max.=10)	Σ (max.=15)	
											Σ (max. = 55)					
Achtung: Max. Einstufungsdauer = Taktzeit bzw. Dauer der Tätigkeit oder 100%											Achtung: Werte korrigieren, wenn Takt-/Zykluszeit ≠ 60s					
Haltung / Bewegung = Σ Zeilen 1 - 18											(a)	+	(b)	=		

## 7.2.4 Anleitung Lastenhandhabung

### 7.2.4.1 Belastungsart: Lastenhandhabung

#### 7.2.4.1.1 Heben, Halten, Tragen

#### **Beschreibung der Belastungsart**

Diese Belastungsart berücksichtigt das manuelle Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen von Lasten  $\geq 3$  kg, bei Frauen  $\geq 2$  kg. Lasten können Gegenstände, Personen oder Tiere sein.

- Heben, Umsetzen oder Senken ist das Bewegen einer Last, von einer Position auf eine höhere, gleich hohe oder niedrigere Position, durch menschliche Kraft.
- Halten ist das Fixieren einer Last auf einer bestimmten Position durch menschliche Kraft als überwiegend statischer Vorgang.
- Tragen ist der horizontale Transport einer Last, die nicht den Untergrund berührt, mit menschlicher Kraft und durch Mitführen am Körper.

#### **Abgrenzung zu anderen Belastungsarten**

- Sofern die Last auch verändert wird, sind alternativ die Belastungsarten „Aktionskräfte“ und/oder „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ zu berücksichtigen.
- Sofern das Tragen der Last nicht ausschließlich horizontal oder in Verbindung mit erschwerem Gehen (z. B. Ackerboden, Schächte, Leitern, Steigungen/Gefälle  $> 10^\circ$ ) erfolgt ist alternativ die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ zu berücksichtigen.
- Heben, Umsetzen, Senken, Halten und Tragen von Lasten mit Hilfsmitteln wie z. B. Zangen oder Schaufeln ohne Veränderung/Bearbeitung des Transportgutes oder das Fangen/Werfen von Lasten ist in Abhängigkeit des Kraftniveaus den Belastungsarten „Aktionskräfte“ oder „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ zuzuordnen.
- Pflegetätigkeiten, die über die, in dieser Belastungsart beschriebenen Definitionen von manuellem Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen hinausgehen, wie z. B. Patiententransfer, sind der Belastungsart „Aktionskräfte“ zuzuordnen.

#### **Merkmale von Heben, Halten, Tragen**

##### Hauptbelastungen

- Lastgewicht (manuelles Heben, Umsetzen, Senken, Halten und Tragen von Lasten  $\geq 3$  kg Frauen  $\geq 2$  kg)

##### Generelle Bedingungen

- Arbeitsorganisation (z. B. Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung und -bewegung unter besonderer Berücksichtigung von
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - unteren Extremitäten, insbes. Knie
  - oberen Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter

## Belastungsartspezifische Bedingungen

- Positioniergenauigkeit
- Bewegungsgeschwindigkeit
- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Lastposition bezogen auf den Körper
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)
  - Höhe/Position Kraftangriffspunkt
  - Greifausgangshöhe/Greifendhöhe
  - Greifen über Schulterhöhe
  - Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsstabilisierung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- Eine/Mehrere Personen

## Wirkungsprinzip

Das manuelle Heben, Halten und Tragen von Lasten führt zu motorisch-biomechanischen Beanspruchungen insbesondere der Lendenregion sowie zu energetischen und Herz-Kreislauf-Beanspruchungen des gesamten Organismus. Die Höhe der Beanspruchung und damit auch die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehl- und Überbeanspruchungen durch das manuelle Heben, Halten und Tragen von Lasten ist von der Höhe der o.g. Faktoren abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.

Abhängig von der Art, Dauer und der Intensität der Belastungen können akute Beeinträchtigungen und chronischen Gesundheitsschädigungen entstehen:

Akute Gesundheitsbeeinträchtigungen sind insbesondere:

- im unteren Rücken plötzlich auftretende Überlastungen der Muskeln und Bänder des Rückens wie Verhebeereignisse mit Rückenbeschwerden und Lumboschalgien,
- an den oberen Extremitäten Überlastungen der Muskulatur, der Bänder, der Schleimbeutel, der Sehnen- sowie Sehnenansätze (Beschwerden, Schmerzen).
- Als Folgen von Heben, Umsetzen, Senken, Halten und/oder Tragen von Lasten sind auch Verletzungen durch Unfälle (Quetschungen, Stauchungen, Prellungen usw.) zu beachten.

Chronische Gesundheitsschädigungen durch länger dauernde Expositionen sind insbesondere:

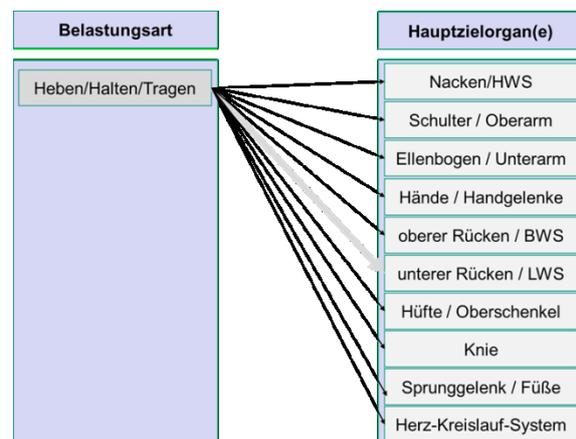


Abbildung 9.1: Zusammenhang zwischen Belastungsart „Heben/ Halten/ Tragen“ und den Zielregionen. Dicke/ Farbige Pfeile kennzeichnen die Hauptzielregionen (hier unterer Rücken/LWS).

- Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges und regelmäßiges Heben und Tragen schwerer Lasten sowie der Halswirbelsäule durch das langjährige und regelmäßige Tragen schwerer Lasten auf der Schulter bzw. dem Kopf
- Erkrankungen der Kniegelenke
- Darüber hinaus sind Veränderungen im Zusammenhang mit Druckerhöhungen im Bauchraum (z. B. Varizenbildung an den Beinen, Hernien) als Belastungsfolgen zu beachten.

### Mögliche „messbare Outcomes“

- Biomechanische Betrachtung: Hohe Belastung des **unteren Rückens** mit bevorzugter Betrachtung der Druckkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule sowie die Asymmetrie-kennzeichnenden Belastungsgrößen (Torsions-/Seitbeugemomente).
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz und Beschwerden/Erkrankungen: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen in den Bereichen **unterer Rücken, Hand-/Handgelenke** und **Schulter/Oberarm** verursachen. Bei Lastenhandhabungen auf der Schulter zusätzlich **Nacken/HWS**. Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen der unteren Extremitäten **Hüfte-/Oberschenkel, Sprunggelenk/Füße** und insbesondere **Knie** auftreten.
- Energetische Betrachtung: Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, höheren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen des **Herz-Kreislauf-Systems** (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) auftreten.
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen.

### Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch Heben, Halten, Tragen

Abladen von Säcken, Paketsortierung, Beladung von Maschinen ohne Hebehilfen, Kommissionieren, Paletten umladen, Richtarbeiten am Dach von Hand, Kinderbetreuung in KITAs sowie Krankentransport

#### 7.2.4.1.2 Ziehen und Schieben

### Beschreibung der Belastungsart

Diese Belastungsart berücksichtigt das manuelle Ziehen und Schieben von Lasten  $\geq 3$  kg mit Körperfortbewegung ggfs. auch mit Hilfsmitteln (z. B. Flurförderzeuge wie Karren, Wagen, Roller, Trolleys, (Müll-)Container, Gleiswagen, Rollenbahnen, Kugelbahnen, Hängebahnsysteme) ohne Veränderung/Bearbeitung. Lasten können Gegenstände, Personen oder Tiere sein.

### Abgrenzung zu anderen Belastungsarten

- Ohne Berücksichtigung von Kraftaufwendungen zum Bewegen von Werkzeugen oder Produkten innerhalb des Bereichs eines Arbeitsplatzes (sonst, abhängig vom Kraftniveau, Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“)

- Gleiten von Kisten, Material über den Boden oder Tisch sind - abhängig vom Kraftniveau - der Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“ zuzuordnen
- Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugelbahnen bei geringer Körperfortbewegung fällt in die Belastungsart „repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ oder „Aktionskräfte“

## **Merkmale von Ziehen und Schieben**

### Hauptbelastungen

- Lastgewicht/Hilfsmittel: manuelles ein- oder zweiarmiges Schieben, Ziehen, Lenken, Manövrieren, Bremsen von Lasten  $\geq 3$  kg incl.
  - Ankippen (z. B. bei Müllbehältern, Sackkarren)
  - Anheben (z. B. bei Schubkarren)
  - Lenken/Manövrieren
  - Bremsen/Beschleunigen
- Beispiele für manuelles Bewegen von Flurförderzeugen mit Körperfortbewegung
  - Einrad-Karren (z. B. Schubkarren)
  - Zweirad-Karren (z. B. „Japaner“, Sackkarre, Müllbehälter)
  - Wagen ohne Bockrollen (nur Lenkrollen), z. B. Einkaufswagen
  - Roller (z. B. Rollbrett), Trolleys
  - Wagen mit Bockrollen (z. B. auch Krankenhausbetten, Müll-Containern)
    - mit und ohne Deichsel
    - in unterschiedlicher Rollenanordnung
  - Schienengebundene Transportmittel
    - Gleiswagen
    - Hängebahnen (z. B. Schweinehälftentransport)
  - Rollend ohne Hilfsmittel (z. B. Reifen, Spulen, ...)

### Generelle Bedingungen

- Arbeitsorganisation (z. B. Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - untere Extremitäten, insbes. Knie
  - obere Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter

### Belastungsartspezifische Bedingungen

- Positioniergenauigkeit
- Bewegungsgeschwindigkeit
- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Lastposition bezogen auf den Körper
  - symmetrisch/asymmetrisch
  - Ziehen ODER Schieben
  - Vorwärts ODER Rückwärts
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)
  - Höhe/Position Kraftangriffspunkt
  - Greifhöhen (rechts/links, zeitlich veränderlich)

- Greifen über Schulterhöhe
- Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsstabilisierung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- Eine/Mehrere Personen
- Rollen/Räder bei Flurförderzeugen/Rollen-/Kugelbahnen
  - Zustand der Rollen (Verschleiß)
  - Art der Rollen (Gummi, Hartkunststoff, ...)
  - Anordnung der Rollen
  - Art der Lager

## Wirkungsprinzip

Das manuelle Ziehen und Schieben von Lasten führt durch Krafteinsatz des Körpers zu einer Beanspruchung mit Wirkungen auf

- die Gelenke der oberen und der unteren Extremitäten,
- die Wirbelsäule und
- das Herz-Kreislauf-System.

Die Höhe der Beanspruchung und damit auch die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehl- und Überbeanspruchungen durch das Ziehen und Schieben ist von der Höhe der o.g. Faktoren abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.

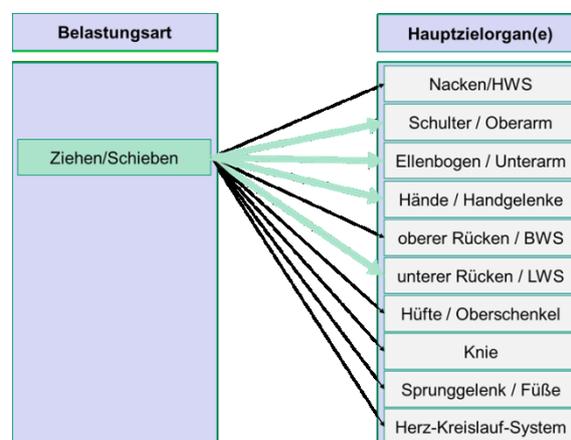


Abbildung 9.2: Zusammenhang zwischen Belastungsart „Ziehen/ Schieben“ und den Ziel-regionen. Dicke/Farbige Pfeile kennzeichnen die Hauptziel-regionen (hier unterer Rücken/ LWS und obere Extremitäten).

## Mögliche „messbare Outcomes“

- Biomechanische Betrachtung: Es kommt zu Belastungen insbesondere des **unteren Rückens**, so dass die durch Druck-, Schub- und Scherkräfte auf die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule sowie die Asymmetrie-kennzeichnenden Belastungsgrößen (Torsions-/Seitbeugemomente) bevorzugt betrachtet werden sollten.
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz und Beschwerden/Erkrankungen: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen in den Bereichen **unterer Rücken, Hand-/Handgelenke, Ellenbogen/Unterarm** und **Schulter/ Oberarm** verursachen. Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch Belastungen der unteren Extremitäten auftreten.
- Energetische Betrachtung: Bei höheren Häufigkeiten/Dauern, schwereren Lasten und längeren Wegstrecken können auch erhöhte Belastungen des **Herz-Kreislauf-Systems** (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) auftreten
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen

## Beispiele mit hohen Belastungen durch Ziehen, Schieben

Postzustellung mit Karre, Kommissionieren mit Wagen, Rollcontainer im Handel, Müllentsorgung, Warenbereitstellung, Krankentransport außerhalb und im Krankenhaus.

### 7.2.4.2 Vorgehensweise bei der Einstufung

#### 7.2.4.2.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### Bestimmung der korrigierten Lastenhandhabungspunkte (KPW)

(Berechnung unter 7.2.4.3.3)

Arbeitsorganisation	Punkte
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	0 1 2
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

#### Ausführungsbedingungen

(Berechnung unter 7.2.4.3.2)

Arbeitsdichteverteilung	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	1
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	1,5
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	2

#### 7.2.4.2.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei Aktionskräften wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen. Erläuterungen finden sich unter 7.2.4.4.2.

#### 7.2.4.2.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	1	=	
(korrigierte Lastenhandhabungspunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte gesamt)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

#### 7.2.4.2.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

#### 7.2.4.3 Berechnung

Das papierbasierte Verfahren ist für einfache Lastfälle zur Bestimmung einer ersten Näherung gedacht. Auf Grund der häufig auftretenden Komplexität, insbesondere bei multiplen und differierenden Lastgewichten, wird die Verwendung des MEGAPYHS multiple Lasten-Tool (MultiLa) empfohlen.

##### 7.2.4.3.1 Bestimmung der Punktwerte für die einzelnen Handhabungsarten

Im Gegensatz zur LMM ist hier eine Bewertung mehrerer Belastungsarten möglich.

Treten verschiedene Lastfälle einer Handhabungsart auf, so werden die Werte häufigkeitsgewichtet gemittelt. Dies gilt ebenfalls bei der Zusammenfassung von unterschiedlichen Körperhaltungspunkten.

Wichtig: Lastfälle >25kg für Frauen bzw. >40kg für Männer sind separat zu betrachten!

Im Folgenden werden die häufigkeitsgewichteten Lastwerte nach dem aktuellen Punktesystem der LMM-HHT und LMM-ZS bewertet:

Handhabungsart		Zeitwichtung		Lastwichtung		Bewegungsgeschwindigkeit/Positioniergenauigkeit		Körperhaltung		Ausführungsbedingungen je Belastungsart		Ergebnis
LMM-HHT	Umsetzen		x	(	+		-		+		)	
	Halten		x	(	+		-		+		)	
	Tragen		x	(	+		-		+		)	
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		x	(	+			+		+	)	
	Ziehen/Schieben lang		x	(	+			+		+	)	
										Summe Ergebnispunkte:		

#### 7.2.4.3.2 Berechnung der Ausführungspunkte gesamt

Zur Bestimmung der Ausführungspunkte für die Berechnung der Gesamtpunktzahl werden hier die Ausführungspunkte gewichtet und summiert. Das Ergebnis wird in das Kästchen für die Ausführungspunkte eingetragen.

Handhabungsart		Ausführungsbedingungen Je Belastungsart		Zeitwichtung		Ergebnis Ausführung x Zeitwichtung		
LMM-HHT	Umsetzen		X		=			
	Halten		X		=			
	Tragen		X		=			
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		X		=			
	Ziehen/Schieben lang		X		=			
Summe Zeitwichtung:						Summe Ausführung:		
							Ausführungspunkte gesamt*:	
							Summe Ausführung/Summe Zeitwichtung	

\*Hier wird auf ganze bzw. halbe Zahlen gerundet.

### 7.2.4.3.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl für die betroffenen Handhabungsarten

Treten mehrere Handhabungsarten auf, so können sie wie folgt zusammengefasst werden:

1. Es werden alle Zeitwichtungen und Punktwerte aus den maximal fünf möglichen Handhabungsarten in die untenstehende Tabelle übertragen
2.  $Y$  = Summe aller Zeitwichtungen berechnen.
3. Überschreitet  $Y$  die maximal mögliche Zeitwichtung von 10, so ist der Quotient  $Z = 10/Y$  zu berechnen
4. Die Handhabungsart mit dem höchsten Punktwert erhält einen  $Z$ -Wert von 1
5. Die restlichen  $Z$ -Werte werden berechnet und in die 4. Spalte für alle vorliegenden Handhabungsarten eingetragen
6. Nun alle Punktwerte für alle vorliegenden Handhabungsarten mit  $Z$  multiplizieren und in die Spalte „korrigierter Punktwert“ eintragen.
7. Für alle Zeilen die „korrigierten Punktwerte“ addieren
8. Die Summe der korrigierten Punktwerte KPW ist die Gesamtbewertung aller manuellen Lastenhandhabungen.

Handhabungsart	Punktwert aus speziellem Screening (LMM)	$Z = 10/Y$	Korrigierter Punktwert KPW
Umsetzen			
Halten			
Tragen			
Ziehen/Schieben kurz			
Ziehen/Schieben lang			
Summe KPW			

### 7.2.4.4 Punktbewertung und Interpretation

#### 7.2.4.4.1 Allgemeines Vorgehen

Zur Durchführung des Expertenscreenings „Handhaben von Lasten“ sind zu Beginn die einzelnen Handhabungsarten, die dabei aufgetretenen Lastfälle sowie die Häufigkeit der Handhabungsart bzw. die dabei zurückgelegte Wegstrecke für den gesamten Arbeitstag zu bestimmen. Treten mehrere Lastfälle einer Handhabungsart auf, werden diese häufigkeitsgemittelt gewichtet. Hierbei muss es sich um eine homogene Lastverteilung handeln (vgl. Regel L.2).

Lastfälle mit Einzellasten über 25 kg bei Frauen und über 40 kg bei Männern sind gesondert zu betrachten und dürfen nicht in die Mittelwertberechnung einbezogen werden!

Es folgt die Berechnung der einzelnen Lasthandhabungspunkte für die unterschiedlichen Handhabungsarten mit den Punktwerten der Leitmerkmalmethode „Heben, Halten, Tragen“

sowie „Ziehen und Schieben“. Die Berechnungsvorschriften finden sich in der dafür vorgesehenen Tabelle (vgl. Kapitel 7.2.4.3.1).

Der nächste Schritt ist die Berechnung der Ausführungspunkte für die Gesamtpunktzahl. Hierfür werden die Ausführungspunkte der einzelnen Handhabungsarten gewichtet. Die Summe dieser Wichtungen ergibt die Ausführungspunkte für die Gesamtbewertung und ist in Kapitel 7.2.4.2.3 unter Ausführungspunkte einzutragen. Die Tabelle mit den Berechnungsvorschriften und Vorgabe der Wichtungsfaktoren findet sich in Kapitel 7.2.4.3.2.

Abschließend werden die Punktbewertungen der einzelnen Handhabungsarten zusammengefasst und die der Punktwert für die Gesamtpunktzahl ermittelt. Die dafür notwendigen Schritte und Berechnungsvorschriften sind in Kapitel 7.2.4.3.3 genau erläutert. Das Ergebnis wird dann in Kapitel 7.2.4.2.3 unter „korrigierte Lasthandhabungspunkte“ eingetragen.

Die hier beschriebene Vorgehensweise kann in Kapitel 7.2.4.4.5 an einem Rechenbeispiel nachvollzogen werden.

#### 7.2.4.4.2 Regel L.1

Bei der Berechnung der Belastungsdauer für die Gesamtpunktzahl ist immer der Wert 1 einzutragen.

Die Berechnung der korrigierten Lastenhandhabungspunkte (KPW) erfolgt aus Punktwerten, die auf den gesamten Arbeitstag bezogen sind. Auch die Zeitwichtung wird über die Bestimmung von Häufigkeiten bzw. zurückgelegten Strecken über den gesamten Arbeitstag bestimmt. Somit ist die Belastungsdauer über die gesamte Schicht schon in den Aktionspunkten berücksichtigt, eine zusätzliche Multiplikation der Belastungsdauer in der Gesamtpunktzahl ist nicht notwendig.

#### 7.2.4.4.3 Regel L.2

Beim Auftreten mehrerer Lastfälle wird das gesamte Lastgewicht einer Belastungsart mit dem häufigkeitsgewichteten Mittelwert berechnet. Dies gilt auch für die Berechnung des Punktwertes bei mehreren Körperhaltungen.

**Beispiel:** Im Beobachtungszeitraum erfolgt das Umsetzen einer Kiste von 9 kg mit einer Häufigkeit von 20 sowie das Umsetzen einer weiteren Kiste von 10 kg mit einer Häufigkeit von 11.

$$\rightarrow \frac{9 \text{ kg} * 20 + 10 \text{ kg} * 11}{20 + 11} = 9,35 \text{ kg}$$

Die hier vorliegende Papier- und Bleistiftmethode für die Lastenhandhabung gilt nur bei homogenen Lastfällen, d.h. wenn die Lastfälle in ähnlichen Lastniveaus auftreten (Schwankungen um den Mittelwert der Lastgewichte maximal  $\pm 10\%$ ). **Bei Schwankungen über 10%** liegt ein heterogener Lastfall vor. Dann ist die Berechnung der Lastenhandhabung über die **rechnergestützte Methode** durchzuführen!

#### 7.2.4.4.4 Regel L.3

Bei der Bestimmung der Wichtungen kann interpoliert werden. (vgl. LMM-HHT)
--

Die einzelnen Wichtungen liegen den Punkteverteilungen der Leitmerkmalmethode zugrunde. Dementsprechend ist bei deren Bestimmung die Handlungsanleitungen der Leitmerkmalmethode „Heben, Halten, Tragen“ und „Ziehen und Schieben“ zu beachten. (vgl. LMM-HHT und LMM-ZS). Eine Ausnahme bildet die Zusammenfassung des Mittelwertes der Lastfälle und der Körperhaltungspunkte. Hier tritt Regel L.2 in Kraft.

#### 7.2.4.4.5 Beispiel zur Bestimmung der Gesamtpunktzahl

Während einer Schicht (8h) wurde an einem Arbeitsplatz folgendes aufgezeichnet:

Hier arbeiten ausschließlich Männer an einem Steharbeitsplatz.

Arbeitsorganisation: gut

Arbeitsdichteverteilung: eingeschränkt

- 8 Umsetzungsvorgänge mit je 25kg vom Regal zum Tisch (gleiche Höhe), Oberkörper aufrecht, Last am Körper
- 32 Umsetzungsvorgänge mit je 10kg vom Tisch zum Boden

Für alle Umsetzungsvorgänge herrschen gute ergonomische Bedingungen

- 1h Halten eines Geräts mit 6kg auf Brusthöhe, körpernah, leichte Drehbewegung des Oberkörpers
- Bewegungsraum hierfür eingeschränkt ( $<1,5 \text{ m}^2$ )
- Tragevorgänge täglich mit je 15kg 160 m auf weichem, unebenem Boden
- 2x Schieben eines Karrens über 100 m (Hin- und Rückweg) mit Material von 50 kg Gewicht, langsam mit geringer Positioniergenauigkeit, Rumpf leicht vorgeneigt, ebener Fußboden und keine Hindernisse

## Notizen

- Umsetzen  
(hier wird häufigkeitsgewichtet gemittelt):  
 $8+32 = 40$  Vorgänge  
 $(8 \times 25\text{kg} + 32 \times 10\text{kg}) : 40 = (200\text{kg} + 320\text{kg}) : 40 = 13$  kg  
 40 Vorgänge mit je 13 kg  
 40 Vorgänge -> Zeitwichtung: 3  
 13 kg -> Lastwichtung: 2  
 Körperhaltung  
 (häufigkeitsgemittelte Punkte):  $(8 \times 1 + 32 \times 4) : 40 = (8 + 128) : 40 = 3,4$  (hier wird auf halbe bzw. ganze Werte gerundet) =>3,5
- Tragen:  
 $4 \times 160\text{m} = 640\text{m}$
- Ziehen/Schieben:  
 $2 \times 100\text{m} = 200\text{m}$ , Einzelweg 50 m > 5m

Handhabungsart		Zeitwichtung		Lastwichtung		Bewegungsgeschwindigkeit/Positioniergenauigkeit		Körperhaltung		Ausführungsbedingungen je Belastungsart		Ergebnis
LMM-HHT	Umsetzen	3	x	(	2	+	-	3,5	+	0)	16,5	
	Halten	5	x	(	1	+	-	2	+	1)	20	
	Tragen	2	x	(	2	+	-	2	+	1)	10	
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		x	(		+		+		)		
	Ziehen/Schieben lang	1	x	(	1	+	1	2	+	0)	4	
Summe Ergebnispunkte:										50,5		

Anmerkung: Auf Grund des Komplexitätsgrades ist hier die Verwendung von MultiLa zu empfehlen.

Handhabungsart		Ausführungsbedingungen		Zeitwichtung		Ergebnis Ausführung x Zeitwichtung	
		Je Belastungsart					
LMM-HHT	Umsetzen	0	X	3	=	0	
	Halten	1	X	5	=	5	
	Tragen	1	X	2	=	2	
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		X		=		
	Ziehen/Schieben lang	0	X	1	=	0	
Summe Zeitwichtung:				11		Summe Ausführung:	7
Ausführungspunkte gesamt*:						7/11≈1	
Summe Ausführung/Summe Zeitwichtung							

\*Hier wird auf ganze bzw. halbe Zahlen gerundet.

Die Summe der Zeitwichtung Y ist größer 10, die Werte müssen korrigiert werden. Der höchste Punktwert erhält den Faktor Z=1. Alle anderen werden über die Formel gerechnet und gerundet.

Handhabungsart	Punktwert aus speziellem Screening (LMM)	Z = 10/Y	Korrigierter Punktwert KPW
Umsetzen	16,5	10/11	16,5*10/11=15
Halten	20	1	20
Tragen	10	10/11	10*10/11=9,5
Ziehen/Schieben kurz			
Ziehen/Schieben lang	4	10/11	4*10/11=4
Summe KPW			48,5

Anstelle der ursprünglich 50,5 Punkte ergibt sich nach der Korrektur ein Gesamtwert der Lastenhandhabungspunkte von 48,5.

Gesamtpunktzahl

(48,5	+	0	+	1)	x	1,5	x	1	=	74,25 ≈74,5
(korrigierte Lastenhandhabungspunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte gesamt)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

## 7.2.5 Lastenhandhabung Worksheet

### 7.2.5.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### 7.2.5.1.1 Bestimmung der korrigierten Lastenhandhabungspunkte (KPW)

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD	
<i>Arbeitsorganisation</i>	<b>Punkte</b>
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	<b>0</b>
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	<b>2</b>

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

#### 7.2.5.1.2 Ausführungsbedingungen

<i>Arbeitsdichteverteilung</i>	<b>Punkte</b>
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	<b>1</b>
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	<b>1,5</b>
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	<b>2</b>

### 7.2.5.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei Aktionskräften wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen. Erläuterungen finden sich in der Anleitung.

Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	1	=	
(korrigierte Lastenhandhabungspunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte gesamt)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

### Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung		Erforderliche Maßnahmen
0 - 10 Punkte		grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte		grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte		gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte		rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

#### 7.2.5.3 Berechnung

##### 7.2.5.3.1 Bestimmung der Punktwerte für die einzelnen Handhabungsarten

Im Gegensatz zur LMM ist hier eine Bewertung mehrerer Handhabungsarten möglich.

Treten verschiedene Lastfälle einer Handhabungsart auf, so werden die Werte häufigkeitsgewichtet gemittelt. Dies gilt ebenfalls bei der Zusammenfassung von unterschiedlichen Körperhaltungspunkten.

Wichtig: Lastfälle >25kg für Frauen bzw. >40kg für Männer sind separat zu betrachten!

Im Folgenden werden die häufigkeitsgewichteten Lastwerte nach dem aktuellen Punktesystem der LMM-HHT und LMM-ZS bewertet:

Handhabungsart		Zeitgewichtung		Lastgewichtung		Bewegungsgeschwindigkeit/Positioniergenauigkeit		Körperhaltung		Ausführungsbedingungen Je Belastungsart	Ergebnis
LMM-HHT	Umsetzen		x	(	+		-		+	)	
	Halten		x	(	+		-		+	)	
	Tragen		x	(	+		-		+	)	
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		x	(	+			+	+	)	
	Ziehen/Schieben lang		x	(	+			+	+	)	
Summe Ergebnispunkte:											

### 7.2.5.3.2 Berechnung der Ausführungspunkte gesamt

Zur Bestimmung der Ausführungspunkte für die Berechnung der Gesamtpunktzahl werden hier die Ausführungspunkte gewichtet und summiert. Das Ergebnis wird in das Kästchen für die Ausführungspunkte eingetragen.

Handhabungsart		Ausführungsbedingungen		Zeitgewichtung		Ergebnis
		Je Belastungsart			=	Ausführung x Zeitgewichtung
LMM-HHT	Umsetzen		X		=	
	Halten		X		=	
	Tragen		X		=	
LMM-ZS	Ziehen/Schieben kurz		X		=	
	Ziehen/Schieben lang		X		=	
Summe Zeitgewichtung:						Summe Ausführung:
<b>Ausführungspunkte gesamt*:</b>						
Summe Ausführung/Summe Zeitgewichtung						

\*Hier wird auf ganze bzw. halbe Zahlen gerundet.

### 7.2.5.3.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl für die betroffenen Handhabungsarten

Treten mehrere Handhabungsarten auf, so können sie wie folgt zusammengefasst werden:

1. Es werden alle Zeitgewichtungen und Punktwerte aus den maximal fünf möglichen Handhabungsarten in die untenstehende Tabelle übertragen
2.  $Y$  = Summe aller Zeitgewichtungen berechnen.
3. Überschreitet  $Y$  die maximal mögliche Zeitgewichtung von 10, so ist der Quotient  $Z = 10/Y$  zu berechnen
4. Die Handhabungsart mit dem höchsten Punktwert erhält einen  $Z$ -Wert von 1
5. Die restlichen  $Z$ -Werte werden berechnet und in die 4. Spalte für alle vorliegenden Handhabungsarten eingetragen
6. Nun alle Punktwerte für alle vorliegenden Handhabungsarten mit  $Z$  multiplizieren und in die Spalte „korrigierter Punktwert“ eintragen.
7. Für alle Zeilen die „korrigierten Punktwerte“ addieren
8. Die Summe der korrigierten Punktwerte KPW ist die Gesamtbewertung aller manuellen Lastenhandhabungen.

Handhabungsart	Punkt看wert aus speziellem Screening (LMM)	$Z = 10/Y$	Korrigierter Punktwert KPW
Umsetzen			
Halten			
Tragen			
Ziehen/Schieben kurz			
Ziehen/Schieben lang			
Summe KPW			

#### Hinweis

Das papierbasierte Verfahren ist für einfache Lastfälle zur Bestimmung einer ersten Näherung gedacht. Auf Grund der häufig auftretenden Komplexität, insbesondere bei multiplen und differenteren Lastgewichten, wird die Verwendung des MEGAPYHS multiple Lasten-Tool (MultiLa) empfohlen.

## 7.2.6 Anleitung Aktionskräfte

### 7.2.6.1 Belastungsart: Aktionskräfte (Ganzkörper-/Fingerhandkräfte)

#### 7.2.6.1.1 Beschreibung der Belastungsart

Diese Belastungsart berücksichtigt das Aufbringen von Kräften über 30 N (Finger-Handkräfte) sowie >40 N (Ganzkörper) beim Bearbeiten großer Werkstücke, bei der Maschinenbedienung, beim Positionieren von Arbeitsgegenständen oder bei der Benutzung von Werkzeugen, Armaturen und Vorrichtungen. Kraffteinleitung überwiegend über Finger- Hände, aber Fortleitung über Rücken, Beine und Füße möglich. Die Kraftausübungsdauer sollte idealerweise im Bereich 3-4 Sekunden, nicht aber unter 1 Sekunde liegen (Wakula et al., 2009).

#### 7.2.6.1.2 Abgrenzung zu anderen Belastungsarten

Sofern die Tätigkeit **Handhaben von Lasten** (das Heben, Umsetzen, Senken, Halten, Tragen, Ziehen und/oder Schieben von Lasten  $\geq 3$  kg) beinhaltet, sind alternativ die Belastungsarten „Heben, Halten, Tragen“ und/oder „Ziehen und Schieben“ zu berücksichtigen. Sofern die Tätigkeit gleichbleibende, kurzzyklische Arbeiten ( $> 15/\text{Min}$ ) mit überwiegend geringeren Aktionskräften ( $< 30 -40$  N) und kleineren Werkzeugen beinhaltet ist alternativ die Belastungsart „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.)“ zu berücksichtigen.

#### 7.2.6.1.3 Merkmale von Aktionskräften

##### Hauptbelastungen

- Drehen und Kurbeln (schwergehend bzw. mit hoher Kraftaufwendung)
- Ziehen, Drücken, Schieben ohne Körperfortbewegung
- Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugelbahnen bei geringer Körperfortbewegung
- Patiententransfer bei geringer Körperfortbewegung
- Halten
- Pressen
- Hohe Kraft-, Druckeinwirkungen

##### Generelle Bedingungen (s. Worksheet)

- Arbeitsorganisation (z. B. Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - untere Extremitäten, insbes. Knie
  - obere Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter
- Geschlecht

## Belastungsartspezifische Bedingungen (sind im Verfahren teilweise /indirekt berücksichtigt)

- Greifbedingungen/Kraftübertragung/Griffgestaltung
- Position des Kraftangriffspunkt bezogen auf den Körper
  - Art der Krafteinleitung/Kraftübertragungspunkt (z. B. Hand, Arm, Schulter)
  - Höhe/Position Kraftangriffspunkt
  - Greifausgangshöhe/Greifendhöhe
  - Greifen über Schulterhöhe
  - Körperfernes/Seitliches Greifen
- Haltungsstabilisierung/Kraftfluss (intern /extern)
- Einhändig/Beidhändig
- Eine/Mehrere Person(en)

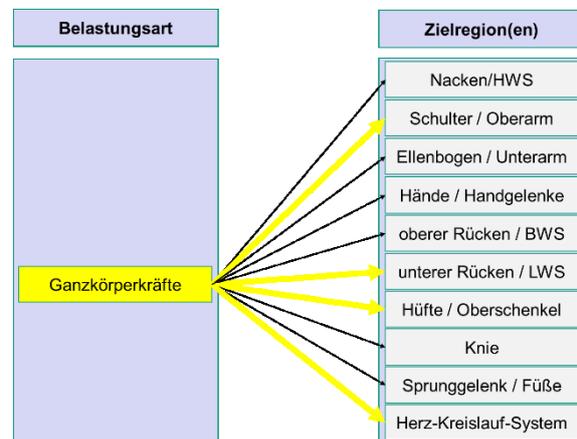
### 7.2.6.1.4 Wirkungsprinzip

Hohe Ganzkörperkräfte können zu einer Beanspruchung mit Wirkungen auf

- Muskulatur in den oberen und unteren Extremitäten sowie dem Rücken,
- die Gelenke der oberen und der unteren Extremitäten,
- die Wirbelsäule,
- Kompressionswirkung auf die Kontaktpunkte (z. B. Hände, Handballen) und
- das Herz-Kreislauf-System (bei hohen Ausübungshäufigkeiten).

führen.

Die Höhe der Beanspruchung ist von der Höhe der o. g. Bedingungen abhängig sowie den persönlichen Voraussetzungen wie konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand, Erfahrung in der ausgeübten Tätigkeit.



**Abbildung 1:** Zusammenhang zwischen Belastungsart „Aktionskräfte“ und den Zielregionen. Dicke/ Farbige Pfeile kennzeichnen die Hauptzielregionen (hier unterer Rücken/LWS, Schulter/Oberarm, Hüfte/Oberschenkel, Herz-Kreislauf-System).

### 7.2.6.1.5 Mögliche „messbare Outcomes“

- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden ausgegangen.
- Muskelphysiologische Betrachtung: lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelspannung
- Energetische Betrachtung: Bei hohen Ausübungshäufigkeiten wird von erhöhten Belastungen des **Herz-Kreislauf-Systems** (erhöhte Herzschlagfrequenz, O<sub>2</sub>-Verbrauch) ausgegangen.
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz von Beschwerden/Erkrankungen bzw. Schmerzen/Missempfindungen im Bereich der **oberen Extremitäten** (Hände/Handgelenke,

Ellenbogen/Unterarm und Schulter/Oberarm) sowie zusätzlich ggfs. in den Bereichen **unterer Rücken/LWS** und **untere Extremitäten** (Hüfte/ Oberschenkel, Knie, Sprunggelenke/Füße); Kompressionswirkung auf die Kontaktpunkte (z. B. Hände, Handballen).

7.2.6.1.6 *Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch „Aktionskräfte“*

Gussputzer bei Einzelfertigung, Bewegen von Absperrschiebern, Arbeiten mit Winden/Flaschenzügen, Arbeiten mit Hebeln, Brechstangen oder Hebebäumen, Kuppeln von Eisenbahnfahrzeugen, Betonabziehen, Arbeiten mit Drucklufthämmern, Arbeiten mit Kettensägen, Fenster einbauen, Montagearbeiten, Verschrauben großer Bauteile, Schlagen mit der Hand, Hämmern, Bedienen von Pressen (Handhebel-), Schaufeln, Arbeit mit Manipulatoren und vergleichbaren technischen Hilfsmitteln oder das Bewegen von Lasten auf Rollenbahnen/Kugellbahnen bei geringer Körperfortbewegung, Festmachen (in Häfen).

7.2.6.2 Vorgehensweise bei der Einstufung

7.2.6.2.1 *Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe*

**Bestimmung der Punkte für die Belastungsart „Aktionskräfte“**

(s. nächste Seiten)

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD	
<b>Arbeitsorganisation</b>	<b>Punkte</b>
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	<b>0</b>
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	<b>1</b> <b>2</b>

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

<b>Ausführungsbedingungen</b>	<b>Punkte</b>
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen/„Haltungsstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	<b>0</b>
<b>Eingeschränkt:</b> eingengter Bewegungsraum/Standsicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	<b>2</b>
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	<b>4</b>

Arbeitsdichteverteilung	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	<b>1</b>
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	<b>1,5</b>
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	<b>2</b>

#### 7.2.6.2.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei Aktionskräften wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen.

#### Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+		+	)	x		x	1	=	
(Aktionskraftpunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

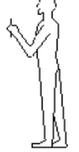
#### Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

<p><b>1</b> a: Kraftausübendes Körperteil wählen</p> <p>b: Häufigkeit der Kraftausübungen / Minute bestimmen</p> <p>c: Auszuübende Kraft <math>F_{\text{aktuell}}</math> ermitteln [N]</p>	<p><input type="text"/> Ganzkörper</p> <p><input type="text"/> [Anzahl / min]</p> <p><input type="text"/> [N]</p>	<p><input type="text"/> Finger-Hand</p> <p><input type="text"/> [Anzahl / min]</p> <p><input type="text"/> [N]</p>	<p><b>Expertenscreening Aktionskräfte</b>          Diese Unterlage beruht auf Vorarbeiten aus der beiden Projekten:          „Der Montagespezifische Kraftatlas“, gefördert von der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) und durchgeführt unter Mitarbeit des Institutes für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), St. Augustin. Siehe BGIA Report 3 / 2009.          Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftatlas zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen“, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), Mainz. Siehe IAD Abschlussbericht 2014.</p>
	<p>Screening Ansatz Ganzkörperkräfte</p>	<p>Screening Ansatz Finger-Hand Kräfte</p>	<p>Analytiker: Datum: Arb. Platz:</p>
<p><b>2</b> a: Kraftperzentil wählen (P15=Planungsanalyse; P40 = Ist-Analyse)</p> <p>b: <math>F_{\text{max}} = f(\text{Körperhaltung, Krafrichtung})</math> [Ganzkörper]  <math>F_{\text{max}} = f(\text{Greifbedingung})</math> [Finger-Hand] ablesen</p> <p>c: Faktor für Alter wählen (fakultativ ab 45 Jahren)</p> <p>d: Faktor für Geschlecht wählen (fakultativ)</p> <p>e: Biomechanikfaktor wählen (analog 2b)</p> <p>f: Physiologiefaktor wählen (analog 2b)</p> <p>g: <math>F_{\text{max\_empf.}}</math> berechnen (häufigkeitsunabhängig)</p>	<p><input type="text"/> PP</p> <p>Tabelle 1 <input type="text"/> <math>F_{\text{max}}</math></p> <p>x</p> <p>Tabelle 3 <input type="text"/> P1</p> <p>x</p> <p>Siehe Tabelle 1 <input type="text"/> P2</p> <p>x</p> <p>Tabelle 4 <input type="text"/> T2</p> <p>x</p> <p>Tabelle 5 <input type="text"/> T3</p> <p>=</p> <p><math>F_{\text{max\_empf.}} = F_{\text{max}} * P1 * P2 * T2 * T3</math></p> <p><input type="text"/></p>	<p><input type="text"/> PP</p> <p>Tabelle 2 <input type="text"/> <math>F_{\text{max}}</math></p> <p>x</p> <p>Siehe Tabelle 2 <input type="text"/> P2</p> <p>↓</p> <p>=</p> <p><math>F_{\text{max\_empf.}} = F_{\text{max}} * P2</math></p> <p><input type="text"/></p>	<p>Tätigkeit / Bemerkungen</p>
<p><b>3</b> a: Kraftscore für <math>\%F_{\text{max}} = F_{\text{aktuell}} / F_{\text{max\_empf.}} * 100</math> wählen</p> <p>b: Score für Häufigkeit der Kraftausübung wählen</p> <p>c: Aktionskraftpunkte (score F x Score n) berechnen</p>	<p>Tabelle 6 <input type="text"/> Score F</p> <p>x</p> <p>Tabelle 8 <input type="text"/> Score n</p> <p>=</p> <p>Score = <input type="text"/> Score F x Score n</p>	<p>Tabelle 7 <input type="text"/> Score F</p> <p>x</p> <p>Tabelle 9 <input type="text"/> Score n</p> <p>=</p> <p>Score = <input type="text"/> Score F x Score n</p>	
<p><b>4</b> Aktionskraftpunkte in Tabelle „Bestimmung der Gesamtpunktzahl“ unter "Aktionskraftpunkte" eintragen</p>			

Tabelle 27: Ganzkörperkräfte (Tabelle 1 im Worksheet)

Montagespezifischer Kraftatlas												
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in Newton [N]											
	Ganzkörperkräfte, beidhändig, Männer; (Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,5 für ±A; sonst 0,65)											
Die angegebenen Werte sind die Resultierenden der Kraftvektoren auf 5 N gerundet												
P15 : 15. Kraftperzentil (für Planungsanalysen)												
P 40: 40. Kraftperzentil (für Ist-Analysen)												
	aufrecht		P15		P40		gebeugt		P15		P40	
	+A	380	480	↗	+A	320	435	↗	+A	360	430	↗
	-A	405	500	↘	-A	305	370	↘	-A	410	495	↘
	+B	260	320	→	+B	315	395	→	+B	245	305	→
	-B	380	485	↖	-B	440	605	↖	-B	395	480	↖
	+C	205	290	↘	+C	225	310	↘	+C	160	210	↘
-C	170	255	↙	-C	140	205	↙	-C	150	210	↙	
stehen - aufrecht		h = 1500 mm		gebeugt		h = 1100 mm		Überkopf		h = 1700 mm		
	+A	320	420	↗	+A	275	380	↗	+A	345	425	↗
	-A	345	430	↘	-A	290	345	↘	-A	410	495	↘
	+B	335	445	→	+B	335	495	→	+B	320	410	→
	-B	370	495	↖	-B	340	445	↖	-B	340	425	↖
	+C	225	300	↘	+C	220	290	↘	+C	200	275	↘
-C	180	245	↙	-C	160	205	↙	-C	200	280	↙	
knien - aufrecht		h = 800 mm		gebeugt		h = 600 mm		Überkopf		h = 1100 mm		
	+A	315	405	↗	+A	295	385	↗	+A	330	395	↗
	-A	375	440	↘	-A	300	375	↘	-A	395	455	↘
	+B	330	405	→	+B	380	455	→	+B	305	365	→
	-B	315	380	↖	-B	325	425	↖	-B	325	370	↖
	+C	190	250	↘	+C	205	270	↘	+C	155	200	↘
-C	175	235	↙	-C	155	205	↙	-C	150	210	↙	
sitzen - aufrecht		h = 1000 mm		gebeugt		h = 800 mm		Überkopf		h = 1200 mm		

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle 28: Finger-Handkräfte (Tabelle 2 im Worksheet)

Montagespezifischer Kraftatlas														
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in [N]													
	Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,65													
Kraftfall	Engpass Hand-/Unterarmmuskulatur						Engpass: Ganzkörper /Skelett							
	Ø 40 mm	Greifweite 51 mm		Abstand 15 mm		Abstand 15 mm		Greifweite 65 mm		Stehen		Sitzen		Stehen
Körperhaltung	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen	Sitzen/	Stehen
15. Perzentil	255		90		85		80		245		175		335	
40. Perzentil	340		110		105		95		320		235		420	

Tabelle 29: Alterseinfluss (P1) (Tabelle 3 im Worksheet)

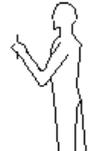
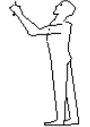
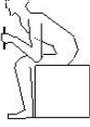
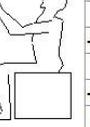
Alterseinfluss (richtungsabhängige Mittelwerte)											
	aufrecht		gebeugt		Überkopf						
	+A	0,8	+A	0,9	+A	0,9					
	-A	1,0	-A	0,9	-A	1,0					
	+B	1,0	+B	0,9	+B	1,0					
	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9					
	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,9					
-C	1,0	-C	0,9	-C	0,9						
stehen - aufrecht		gebeugt		Überkopf							
	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9					
	-A	1,0	-A	0,9	-A	0,9					
	+B	0,9	+B	0,8	+B	1,0					
	-B	0,9	-B	0,8	-B	0,8					
	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8					
-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9						
knien - aufrecht		gebeugt		Überkopf							
	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9					
	-A	0,9	-A	1,0	-A	0,9					
	+B	0,9	+B	0,9	+B	1,0					
	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9					
	+C	0,9	+C	0,8	+C	0,9					
-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9						
sitzen - aufrecht		gebeugt		Überkopf							

Tabelle 30: Biomechanikfaktor (T2) (Tabelle 4 im Worksheet)

Biomechanik-Gesamtfaktor zur Berücksichtigung von						muskulärer Anspannung & asymmetrischer Rumpf-/Beinhaltung & ein-/beidhändiger Kraftausübung											
aufrecht	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	gebeugt	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	Überkopf	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig
	+A	0,9	0,4	1,0	0,4		+A	0,8	0,5	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,4
	-A	0,9	0,4	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,4	1,0	0,7
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,7	0,9	0,7		+B	1,0	1,0	1,0	1,0
	-B	0,9	0,5	1,0	0,6		-B	0,9	0,4	0,9	0,5		-B	0,9	0,5	1,0	0,6
	+C	0,9	0,5	0,9	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,5		+C	1,0	0,5	1,0	0,5
	-C	1,0	0,5	1,0	0,5		-C	0,9	0,5	1,0	0,5		-C	1,0	0,5	1,0	0,5
stehen - aufrecht	h = 1500 mm					gebeugt	h = 1100 mm					Überkopf	h = 1700 mm				
	+A	0,9	0,4	0,9	0,4		+A	0,8	0,4	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,5
	-A	0,9	0,6	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,8	0,9	0,8		+B	0,9	0,9	1,0	1,0
	-B	0,9	0,6	1,0	0,6		-B	0,8	0,6	0,9	0,7		-B	0,9	0,6	1,0	0,7
	+C	1,0	0,6	1,0	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,6		+C	0,9	0,5	1,0	0,6
	-C	1,0	0,6	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6
knien - aufrecht *	h = 800 mm					gebeugt	h = 600 mm					Überkopf	h = 1100 mm				
	+A	0,9	0,4	0,9	0,4		+A	0,8	0,4	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,5
	-A	0,9	0,6	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,8	0,9	0,8		+B	0,9	0,9	1,0	1,0
	-B	0,9	0,6	1,0	0,6		-B	0,8	0,6	0,9	0,7		-B	0,9	0,6	1,0	0,7
	+C	1,0	0,6	1,0	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,6		+C	0,9	0,5	1,0	0,6
	-C	1,0	0,6	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6
sitzen - aufrecht	h = 1000 mm					gebeugt	h = 800 mm					Überkopf	h = 1200 mm				

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle 31 Physiologiefaktor (T3) (Tabelle 5 im Worksheet)

Physiologie-Faktoren zur Berücksichtigung						- von häufigen Kraftausübungen <sup>1)</sup> in jeweils ungünstigen Körperhaltungen - oder Kraftausübungen innerhalb lang andauernder <sup>2)</sup> ungünstiger											
aufrecht	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	gebeugt	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	Überkopf	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig
	+A	1,0	1,0	1,0	1,0		+A	0,6	0,6	0,6	0,6		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	1,0	1,0	1,0	1,0		-A	0,6	0,6	0,6	0,6		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	1,0	1,0	1,0	1,0		+B	0,6	0,6	0,6	0,6		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	1,0	1,0	1,0	1,0		-B	0,6	0,6	0,6	0,6		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	1,0	1,0	1,0	1,0		+C	0,6	0,6	0,6	0,6		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	1,0	1,0	1,0	1,0		-C	0,6	0,6	0,6	0,6		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
stehen - aufrecht	h = 1500 mm					gebeugt	h = 1100 mm					Überkopf	h = 1700 mm				
	+A	0,4	0,4	0,4	0,4		+A	0,4	0,4	0,4	0,4		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	0,4	0,4	0,4	0,4		-A	0,4	0,4	0,4	0,4		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	0,4	0,4	0,4	0,4		+B	0,4	0,4	0,4	0,4		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	0,4	0,4	0,4	0,4		-B	0,4	0,4	0,4	0,4		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	0,4	0,4	0,4	0,4		+C	0,4	0,4	0,4	0,4		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	0,4	0,4	0,4	0,4		-C	0,4	0,4	0,4	0,4		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
knien - aufrecht	h = 800 mm					gebeugt	h = 600 mm					Überkopf	h = 1100 mm				
	+A	1,0	1,0	1,0	1,0		+A	0,6	0,6	0,6	0,6		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	1,0	1,0	1,0	1,0		-A	0,6	0,6	0,6	0,6		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	1,0	1,0	1,0	1,0		+B	0,6	0,6	0,6	0,6		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	1,0	1,0	1,0	1,0		-B	0,6	0,6	0,6	0,6		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	1,0	1,0	1,0	1,0		+C	0,6	0,6	0,6	0,6		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	1,0	1,0	1,0	1,0		-C	0,6	0,6	0,6	0,6		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
sitzen - aufrecht	h = 1000 mm					gebeugt	h = 800 mm					Überkopf	h = 1200 mm				

<sup>1)</sup> Mehr als 5 Kraftausübungsfälle pro Minute

<sup>2)</sup> Länger als 50% der Takt- / Schichtzeit

Häufigkeit	≤ 4	5	5,1	5,2	5,3	5,4	5,5	5,6	5,7	5,8	5,9	6 ≥ 7
T3	1	0,9	0,9	0,8	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,2

Tabelle 32: Kraftscores für Ganzkörperkräfte (Tabelle 6 im Worksheet)

Kraftscores für Ganzkörperkräfte																						
		% F <sub>max</sub> /100																				
Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
1	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	34
2	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35
3	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35
4	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35
5	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35
6	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	18	20	22	25	28	32	35
7	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	18	20	23	25	28	32	35
8	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	15	18	20	23	25	29	32	35
Kraftscores für Ganzkörperkräfte																						
		% F <sub>max</sub> /100																				
Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
9	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	15	18	20	23	26	29	32	35
10	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	35
12	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	36
15	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	36
20	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	21	23	26	30	33	37
25	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	21	24	27	30	33	37
30	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	16	19	21	24	27	30	34	38
35	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	16	19	21	24	27	31	34	38
40	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	17	19	22	25	28	31	35	39
45	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	17	19	22	25	28	31	35	39
50	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	19	22	25	28	32	36	39
55	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	22	25	29	32	36	40
60	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	32	36	40
65	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	33	37	41
70	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	33	37	41
75	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	26	30	33	37	41
80	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	27	30	34	38	42
85	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	27	30	34	38	42
90	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	15	18	21	24	27	30	34	38	42
95	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	15	18	21	24	27	31	34	38	42
100	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	16	18	21	24	27	31	35	39	42
110	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	16	18	21	24	28	31	35	39	42

120	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	14	16	18	21	25	28	32	36	40	42
130	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	28	32	36	40	42
140	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	32	36	40	42
150	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	33	37	40	42
160	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	33	37	40	42
170	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	19	22	26	29	33	37	40	42
180	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	19	23	26	30	33	38	40	42
190	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
200	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
210	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
220	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	27	30	34	38	40	42
230	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	15	17	20	23	27	30	34	38	40	42
240	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	15	17	20	23	27	31	35	38	40	42
250	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	15	17	20	24	27	31	35	38	40	42
360	0,8	0	1	2	3	4	5	6	7	9	11	13	15	18	21	25	29	33	35	38	40	42

Kraftscores für Ganzkörperkräfte

		% F <sub>max</sub> /100																				
Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
480	1,0	0	1	2	3	4	5	6	7	9	11	13	16	19	23	26	30	33	35	38	40	42
720	1,5	0	1	2	3	4	5	6	8	9	12	14	17	20	24	28	31	33	35	38	40	42
960	2,0	0	1	2	3	4	5	6	8	10	12	15	18	21	25	29	31	33	35	38	40	42
1200	2,5	0	1	2	3	4	5	6	8	10	13	16	19	23	27	29	31	33	35	38	40	42
1440	3,0	0	1	2	3	4	5	6	8	11	13	16	20	24	27	29	31	33	35	38	40	42
1680	3,5	0	1	2	3	4	5	7	9	11	14	17	21	25	27	29	31	33	35	38	40	42
1920	4,0	0	1	2	3	4	5	7	9	11	14	18	22	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2160	4,5	0	1	2	3	4	5	7	9	12	15	19	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2400	5,0	0	1	2	3	4	5	7	10	12	16	19	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2640	5,5	0	1	2	3	4	5	7	10	13	16	20	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2880	6,0	0	1	2	3	4	6	8	10	13	17	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3120	6,5	0	1	2	3	4	6	8	11	14	18	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3360	7,0	0	1	2	3	4	6	8	11	15	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3600	7,5	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3840	8,0	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4080	8,5	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4320	9,0	0	1	2	3	4	7	9	13	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4560	9,5	0	1	2	3	5	7	10	13	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4800	10,0	0	1	2	3	5	7	11	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5040	10,5	0	1	2	3	5	8	12	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42

5280	11,0	0	1	2	3	5	8	12	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5520	11,5	0	1	2	3	6	9	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5760	12,0	0	1	2	3	6	9	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6000	12,5	0	1	2	4	6	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6240	13,0	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6480	13,5	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6720	14,0	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6960	14,5	0	1	2	5	8	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
7200	15,0	0	1	3	6	8	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42

*In Analogie zu EN 1005-3 sollten keine Ausübungshäufigkeiten von mehr als 12 pro Minute (graue Zellen) Berücksichtigung finden.*

Tabelle 33: Kraftscores für Finger-Handkräfte (Tabelle 7 im Worksheet)

Kraftscores für Finger-/Handkräfte																							
%Fmax /100																							
Anzahl/ Minute	0,03	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,33	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,67	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
n = 1	0,0	0,0	0,0	0,5	1,0	1,5	2,5	3,0	3,5	5,0	6,5	8,0	10,0	12,0	14,0	15,0	16,5	19,0	21,5	25,0	27,5	31,0	34,5
n = 2-3	0,0	0,0	0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	4,5	5,0	6,5	8,0	9,5	11,5	13,5	15,5	16,5	18,0	20,0	23,0	25,5	28,0	31,5	34,5
n = 4	0,0	0,5	1,0	2,0	2,5	4,0	5,0	5,5	6,5	7,5	9,5	11,0	13,0	14,5	17,0	17,5	19,0	21,5	24,0	26,5	29,0	32,0	35,0
n = 5	0,0	0,5	1,5	2,5	3,5	4,5	6,0	6,5	7,0	8,5	10,5	12,0	14,0	16,0	18,0	18,5	20,0	22,5	24,5	27,0	29,5	32,5	35,0
n = 6-7	0,0	0,5	1,5	2,5	4,0	5,0	6,5	7,5	8,0	9,5	11,0	13,0	14,5	16,5	18,5	19,5	21,0	23,0	25,5	28,0	30,0	32,5	35,5
n = 8-9	0,0	0,5	1,5	3,0	4,0	5,5	7,0	8,0	8,5	10,0	11,5	13,5	15,5	17,5	19,5	20,0	21,5	23,5	26,0	28,0	30,5	33,0	35,5
n = 10	0,0	0,5	2,0	3,0	4,5	6,0	7,5	8,5	9,0	10,5	12,0	14,0	16,0	18,0	20,0	20,5	22,0	24,0	26,0	28,5	30,5	33,5	36,0
n = 11-12	0,0	0,5	2,0	3,0	4,5	6,0	7,5	8,5	9,0	11,0	12,5	14,5	16,5	18,0	20,0	21,0	22,5	24,5	26,5	29,0	31,0	33,5	36,0
n = 13-14	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,0	9,0	9,5	11,0	13,0	15,0	16,5	18,5	20,5	21,5	22,5	24,5	27,0	29,0	31,0	33,5	36,0
n = 15-17*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,0	9,0	9,5	11,5	13,0	15,0	17,0	19,0	21,0	21,5	23,0	25,0	27,0	29,5	31,5	34,0	36,0
n = 18-19*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,5	9,5	10,0	11,5	13,5	15,5	17,0	19,0	21,0	22,0	23,0	25,0	27,5	29,5	31,5	34,0	36,0
n = 20*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,5	9,5	10,0	12,0	13,5	15,5	17,5	19,5	21,5	22,0	23,5	25,5	27,5	29,5	31,5	34,0	36,5

\*Ab einer Häufigkeit von 15/min sollte auch immer ein Verfahren zur Bewertung von repetitiven Belastungen eingesetzt werden.

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle 34: Häufigkeitsscores n für Ganzkörperkräfte (Tabelle 8 im Worksheet)

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,0	1	0,0
1,0	2	0,0
1,0	3	0,0
1,0	4	0,0
1,0	5	0,0
1,0	6	0,0
1,0	7	0,0
1,0	8	0,0
1,0	9	0,0
1,0	10	0,0
1,0	12	0,0
1,0	15	0,0
1,1	20	0,0
1,1	25	0,1
1,1	30	0,1
1,1	35	0,1
1,1	40	0,1
1,1	45	0,1
1,1	50	0,1

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,1	55	0,1
1,2	60	0,1
1,2	65	0,1
1,2	70	0,1
1,2	75	0,2
1,2	80	0,2
1,2	85	0,2
1,2	90	0,2
1,2	95	0,2
1,2	100	0,2
1,3	110	0,2
1,3	120	0,3
1,3	130	0,3
1,3	140	0,3
1,3	150	0,3
1,3	160	0,3
1,3	170	0,4
1,3	180	0,4
1,3	190	0,4

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,4	200	0,4
1,4	210	0,4
1,4	220	0,5
1,4	230	0,5
1,4	240	0,5
1,4	250	0,5
1,5	360	0,8
1,5	480	1,0
1,6	720	1,5
1,7	960	2,0
1,8	1200	2,5
1,9	1440	3,0
2,0	1680	3,5
2,1	1920	4,0
2,2	2160	4,5
2,2	2400	5,0
2,3	2640	5,5
2,4	2880	6,0
2,5	3120	6,5

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
2,7	3360	7,0
2,8	3600	7,5
2,9	3840	8,0
2,9	4080	8,5
3,0	4320	9,0
3,2	4560	9,5
3,5	4800	10,0
3,7	5040	10,5
3,9	5280	11,0
4,0	5520	11,5
4,2	5760	12,0
4,5	6000	12,5
4,9	6240	13,0
5,0	6480	13,5
5,2	6720	14,0
6,0	6960	14,5
7,4	7200	15,0

In Analogie zu EN 1005-3 sollten keine Ausübungshäufigkeiten von mehr als 12 pro Minute (graue Zellen) Berücksichtigung finden.

Tabelle 9: Häufigkeitsscores für Finger-Handkräfte\* (Tabelle 9 im Worksheet)

Häufigkeit/min.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15*	16*	17*	18*	19*	20*
Score n	1,3	1,5	1,55	1,6	1,65	1,7	1,75	1,8	1,85	1,9	1,95	2	2	2,1	2,1	2,2	2,2	2,3	2,3	2,4

\*Ab einer Häufigkeit von 15/min. sollte auch immer ein Verfahren zur Bewertung von repetitiven Belastungen eingesetzt werden.

### 7.2.6.3 Punktbewertung und Interpretation

#### 7.2.6.3.1 Allgemeines Vorgehen

Zur Durchführung des Expertenscreenings „Aktionskräfte“ sind folgende Werte zu ermitteln:

- Die auszuübende Kraft  $F_{\text{aktuell}}$
- Die Häufigkeit der Kraftausübungen pro Minute
- Sowie das kraftausübende Körperteil (Ganzkörper oder Finger-Hand)

Diese Werte werden in Spalte 1 des Beiblattes zur Berechnung der Aktionskraftpunkte (Seite 7) eingetragen. Anschließend wird das Kraftperzentil gewählt und die Werte für Spalte 2 aus den angefügten Tabellen abgelesen. Hierbei sind auch Regel A.4 zu beachten. Die Berechnungsvorschriften können dem Beiblatt entnommen werden.

Abschließend erfolgt die Berechnung der Aktionskraftpunkte durch Bestimmung der Punktwerte für Krafthöhe und -dauer aus den Tabellen 6-9. Die ermittelten Aktionskraftpunkte werden dann in Kapitel 7.2.1.2.3 eingetragen.

#### 7.2.6.3.2 Regel A.1

Die Belastungsarten „Körperhaltung und -bewegung“, „Aktionskräfte“ und „Lastenhandhabung“ schließen sich gegenseitig aus. Eine Ausnahme dazu sind die Finger-Handkräfte. Hier gilt: wenn die Kraftanwendung in einer ungünstigen Körperhaltung ausgeübt wird, ist für dieselbe Bewegung **die Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ zusätzlich zu der Belastungsart „Aktionskräfte“ Finger-Handkräfte** auszufüllen.

**Beispiel:** Gedrückt halten eines Knopfes mit einem Finger (Belastungsart „Aktionskräfte“, Finger-Handkräfte) aufrecht stehend mit gedrehtem Rumpf (Belastungsart „Körperhaltung und -bewegung“ asymmetrische Körperhaltungen).

#### 7.2.6.3.3 Regel A.2

Bei der Berechnung der Belastungsdauer für die Gesamtpunktzahl ist immer der Wert 1 einzutragen.

Die Berechnung der Aktionskraftpunkte setzt sich aus Belastungshöhe und Belastungsdauer zusammen. Bei Kräften wird für die Belastungsdauer die Häufigkeit der Kraftausübungen über den gesamten Beobachtungszeitraum eingesetzt (s. auch Seite 7 Spalte 3b Score n). Somit ist die Belastungsdauer über die gesamte Schicht schon in den Aktionspunkten berücksichtigt, eine zusätzliche Multiplikation der Belastungsdauer in der Gesamtpunktzahl ist somit nicht notwendig.

#### 7.2.6.3.4 Regel A.3

Beim Auftreten mehrere Kräfte wird die auszuübende Kraft  $F_{\text{aktuell}}$  mit dem häufigkeitsgewichteten Mittelwert berechnet.

**Beispiel:** Im Beobachtungszeitraum tritt eine Kraft von 35 N mit einer Häufigkeit von 15 auf und eine Kraft von 40 N mit einer Häufigkeit von 10

$$\rightarrow 35\text{N} \times 15 + 40\text{N} \times 10 / (15+10) = 37\text{N}$$

Die hier vorliegende Papier- und Bleistiftmethode für Aktionskräfte gilt nur bei homogenen Kraftfällen, d.h. wenn wenige unterschiedliche Kräfte in ähnlichen Kraftniveaus auftreten (Schwankungen maximal  $\pm 20\%$ ). **Bei Schwankungen über 20%** liegt ein heterogener Kraftfall vor. Dann ist die Berechnung der Aktionskräfte über die **rechnergestützte Methode** durchzuführen!

#### 7.2.6.3.5 Regel A.4

Für Ist-Analysen wird das 40. Perzentil (P40) und für Planungsanalysen das 15. Perzentil (P15) verwendet. Diese wird in Spalte 2a der Berechnung der Aktionskraftpunkte angegeben.

Die angegebenen Maximalwerte in Tabelle 1 für Ganzkörperkräfte und Tabelle 2 für Finger-Hand-Kräfte sind perzentilierte Kraftwerte. Mit dem Perzentil kann eine Aussage getroffen werden, wieviel Prozent der Beschäftigten die angegebenen Maximalwerte erreichen können. Bei Planungsanalysen wird das 15. Perzentil verwendet (P15). So ist gewährleistet, dass ein Anteil der Mitarbeiter über 85% diese Kräfte während der Tätigkeit ausüben kann. Für Ist-Analysen sind durchschnittliche Kraftwerte anzunehmen, daher wurde hier das P40 festgelegt (Wakula et al., 2009). Alle angegebenen Kraftwerte sind auf 5 Newton gerundet und resultieren aus den Messwerten der drei Sensoren für die Raumrichtungen A, B und C. Aufgrund des Kraftschluss für die Krafrichtung +C und -C darf jeweils nur der halbe Kraftwert zur Berechnung benutzt werden, wenn keine Abstützung verfügbar ist oder nur eine Hand eingesetzt wird.

#### 7.2.6.3.6 Beschreibung der Parameter zur Berechnung der Aktionskraftpunkte

Im Nachfolgenden sind die einzelnen Parameter der Spalten auf Seite 7 für die Berechnung der Aktionskraftpunkte näher erläutert. Die Beschreibungen stammen aus dem BGIA-Report des montagespezifischen Kraftatlas (Wakula et al., 2009).

#### Alterseinfluss

Je älter die Mitarbeiter, desto weniger Maximalkraft kann aufgebracht werden. Der Alterseinfluss berücksichtigt die durch das Alter auftretenden Kraftunterschiede für die einzelnen Krafrichtungen und Körperhaltungen. Er wird in Tabelle 3 abgelesen.

## **Biomechanikfaktor**

Die Aktionskräfte sind von den Muskelkräften abhängig, die innerhalb des Körpers wirken. Je nach ein- oder beidhändiger Kraftausübung sowie asymmetrischer oder symmetrischer Körperhaltung werden mehr oder weniger Muskelkräfte innerhalb des Körpers aufgebracht. Die Beanspruchung des Mitarbeiters variiert dementsprechend. Um diese Unterschiede zu berücksichtigen, ist der Biomechanikfaktor in Tabelle 4 zu bestimmen und in die Berechnung miteinzubeziehen.

## **Physiologiefaktor**

Während Tätigkeiten sollten ergonomisch ungünstige Körperhaltungen (z. B. Hände Überkopf) über längere Zeit vermieden werden. Treten sie dennoch während der Beobachtungszeit auf, sind sie bei der Berechnung der Aktionskraftpunkte zu berücksichtigen. Diese werden in Tabelle 5 bestimmt.

### 7.2.6.4 Literatur

Rohmert, W. (1960). Statische Haltearbeit des Menschen: mit Tabellen zur Ermittlung der Erholungszuschläge. (Berlin, Köln, Frankfurt am Main.

Schaub, Kh., Wakula, J., Berg, K. (2014). Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftatlas zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), IAD Abschlussbericht 2014.

Wakula, J.; Berg, K.; Schaub, K.; Bruder, R.; Glitsch, U.; Ellegast, R.P.: Der montagespezifische Kraftatlas. BGIA-Report 3/2009. 275 S., zahlr. Tab. und Abb. Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2009. ISBN: 978-3-88383-788-8

## 7.2.7 Aktionskraft Worksheet

### 7.2.7.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### 7.2.7.1.1 Bestimmung der Punkte für die Belastungsart „Aktionskräfte“

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD	
7.2.7.1.2 <i>Arbeitsorganisation</i>	Punkte
Arbeitsablauf beeinflussbar/Pausen wählbar/Handlungsspielraum vorhanden/Belastungswechsel durch andere Tätigkeiten/mehrere unterschiedliche Haltungen/Bewegungen	0 1
Arbeitsablauf fest vorgegeben/wenige Einzelbewegungen/eingeschränkter Handlungsspielraum/Pausenmöglichkeit eingeschränkt/Zeitdruck/Taktbindung	2

In der Tabelle nicht genannte Merkmale sind sinngemäß zu berücksichtigen.

7.2.7.1.3 <i>Ausführungsbedingungen</i>	Punkte
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen/„Haltusstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	0
<b>Eingeschränkt:</b> eingengter Bewegungsraum/Standicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	2
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	4

7.2.7.1.4 <i>Arbeitsdichteverteilung</i>	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	1
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	1,5
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	2

### 7.2.7.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei Aktionskräften wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen. Erläuterungen finden sich in der Anleitung.

### 7.2.7.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

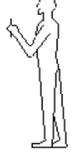
(	+		+	)	x		x	1	=	
(Aktionskraftpunkte	+	Organisationspunkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	x	Zeitpunkte	=	Gesamtpunktzahl

### 7.2.7.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

1	a: Kraftausübendes Körperteil wählen	<input type="checkbox"/> Ganzkörper	<input type="checkbox"/> Finger-Hand	<b>Expertenscreening Aktionskräfte</b> Diese Unterlage beruht auf Vorarbeiten aus der beiden Projekten:  „Der Montagespezifische Kraftatlas“, gefördert von der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) und durchgeführt unter Mitarbeit des Institutes für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), St. Augustin. Siehe BGIA Report 3 / 2009.  „Erstellung einer Handlungsanleitung zum Montagespezifischen Kraftatlas zur Unterstützung der Gefährdungsbeurteilung bei montagespezifischen Muskel-Skelett-Belastungen“, gefördert von der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), Mainz. Siehe IAD Abschlussbericht 2014.
	b: Häufigkeit der Kraftausübungen / Minute bestimmen	<input type="checkbox"/> [Anzahl / min]	<input type="checkbox"/> [Anzahl / min]	
c: Auszuübende Kraft $F_{\text{aktuell}}$ ermitteln [N]	<input type="checkbox"/> [N]	<input type="checkbox"/> [N]		
		<b>Screening Ansatz Ganzkörperkräfte</b>	<b>Screening Ansatz Finger-Hand Kräfte</b>	Analytiker: Datum: Arb. Platz:
2	a: Kraftperzentil wählen (P15=Planungsanalyse; P40 = Ist-Analyse)	<input type="checkbox"/> PP	<input type="checkbox"/> PP	Tätigkeit / Bemerkungen
	b: $F_{\text{max}} = f(\text{Körperhaltung, Krafrichtung})$ [Ganzkörper] $F_{\text{max}} = f(\text{Greifbedingung})$ [Finger-Hand] ablesen	Tabelle 1 <input type="checkbox"/> $F_{\text{max}}$ x	Tabelle 2 <input type="checkbox"/> $F_{\text{max}}$ x	
c: Faktor für Alter wählen (fakultativ ab 45 Jahren)	Tabelle 3 <input type="checkbox"/> P1 x	x		
d: Faktor für Geschlecht wählen (fakultativ)	Siehe Tabelle 1 <input type="checkbox"/> P2 x	Siehe Tabelle 2 <input type="checkbox"/> P2 ↓		
e: Biomechanikfaktor wählen (analog 2b)	Tabelle 4 <input type="checkbox"/> T2 x			
f: Physiologiefaktor wählen (analog 2b)	Tabelle 5 <input type="checkbox"/> T3 =	=		
g: $F_{\text{max\_empf}}$ berechnen (häufigkeitsunabhängig)	$F_{\text{max\_empf}} = F_{\text{max}} \cdot P1 \cdot P2 \cdot T2 \cdot T3$ <input type="checkbox"/>	$F_{\text{max\_empf}} = F_{\text{max}} \cdot P2$ <input type="checkbox"/>		
3	a: Kraftscore für $\%F_{\text{max}} = F_{\text{aktuell}} / F_{\text{max\_empf}} \cdot 100$ wählen	Tabelle 6 <input type="checkbox"/> Score F x	Tabelle 7 <input type="checkbox"/> Score F x	
	b: Score für Häufigkeit der Kraftausübung wählen	Tabelle 8 <input type="checkbox"/> Score n =	Tabelle 9 <input type="checkbox"/> Score n =	
	c: Aktionskraftpunkte (score F x Score n) berechnen	Score = <input type="checkbox"/> Score F x Score n	Score = <input type="checkbox"/> Score F x Score n	
4	Aktionskraftpunkte in Tabelle „Bestimmung der Gesamtpunktzahl“ unter "Aktionskraftpunkte" eintragen			

Tabelle 35: Ganzkörperkräfte (Tabelle 1 im Worksheet)

Montagespezifischer Kraftatlas												
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in Newton [N]											
	Ganzkörperkräfte, beidhändig, Männer; (Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,5 für ±A; sonst 0,65)											
Die angegebenen Werte sind die Resultierenden der Kraftvektoren auf 5 N gerundet												
P15 : 15. Kraftperzentil (für Planungsanalysen)												
P 40: 40. Kraftperzentil (für Ist-Analysen)												
	aufrecht		gebeugt		Überkopf		aufrecht		gebeugt		Überkopf	
	P15	P40	P15	P40	P15	P40	P15	P40	P15	P40	P15	P40
	+A	380	480	↗	+A	320	435	↗	+A	360	430	↗
	-A	405	500	↘	-A	305	370	↘	-A	410	495	↘
	+B	260	320	→	+B	315	395	→	+B	245	305	→
	-B	380	485	↖	-B	440	605	↖	-B	395	480	↖
	+C	205	290	↘	+C	225	310	↘	+C	160	210	↘
	-C	170	255	↙	-C	140	205	↙	-C	150	210	↙
stehen - aufrecht	h = 1500 mm		gebeugt	h = 1100 mm		Überkopf	h = 1700 mm					
	+A	320	420	↗	+A	275	380	↗	+A	345	425	↗
	-A	345	430	↘	-A	290	345	↘	-A	410	495	↘
	+B	335	445	→	+B	335	495	→	+B	320	410	→
	-B	370	495	↖	-B	340	445	↖	-B	340	425	↖
	+C	225	300	↘	+C	220	290	↘	+C	200	275	↘
	-C	180	245	↙	-C	160	205	↙	-C	200	280	↙
knien - aufrecht	h = 800 mm		gebeugt	h = 600 mm		Überkopf	h = 1100 mm					
	+A	315	405	↗	+A	295	385	↗	+A	330	395	↗
	-A	375	440	↘	-A	300	375	↘	-A	395	455	↘
	+B	330	405	→	+B	380	455	→	+B	305	365	→
	-B	315	380	↖	-B	325	425	↖	-B	325	370	↖
	+C	190	250	↘	+C	205	270	↘	+C	155	200	↘
	-C	175	235	↙	-C	155	205	↙	-C	150	210	↙
sitzen - aufrecht	h = 1000 mm		gebeugt	h = 800 mm		Überkopf	h = 1200 mm					

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle 36: Finger-Handkräfte (Tabelle 2 im Worksheet)

Montagespezifischer Kraftatlas															
F <sub>max</sub>	Alle Kräfte in [N]														
	Korrekturfaktor P2 für Frauenwerte: 0,65														
Kraftfall	Engpass Hand-/Unterarmmuskulatur						Engpass: Ganzkörper /Skelett								
	Ø 40 mm	Greifweite 51 mm		Abstand 15 mm		Abstand 15 mm		Greifweite 65 mm		Stehen		Sitzen		Stehen	
15. Perzentil	255	90	85	80	245	175	335	100	125	65	70				
40. Perzentil	340	110	105	95	320	235	420	135	155	80	85				

Tabelle 37: Alterseinfluss (P1) (Tabelle 3 im Worksheet)

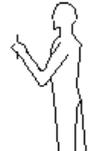
Alterseinfluss (richtungsabhängige Mittelwerte)												
	aufrecht		gebeugt		Überkopf		aufrecht		gebeugt		Überkopf	
	+A	0,8	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9
	-A	1,0	-A	0,9	-A	0,9	-A	1,0	-A	0,9	-A	1,0
	+B	1,0	+B	0,9	+B	0,9	+B	1,0	+B	0,9	+B	1,0
	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9
	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,9	+C	0,8	+C	0,9
	-C	1,0	-C	0,9	-C	0,9	-C	1,0	-C	0,9	-C	0,9
stehen - aufrecht			gebeugt			Überkopf						
	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9
	-A	1,0	-A	0,9	-A	0,9	-A	1,0	-A	0,9	-A	1,0
	+B	0,9	+B	0,8	+B	0,8	+B	1,0	+B	0,8	+B	1,0
	-B	0,9	-B	0,8	-B	0,8	-B	0,8	-B	0,8	-B	0,8
	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,8
	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9
knien - aufrecht			gebeugt			Überkopf						
	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9	+A	0,9
	-A	0,9	-A	1,0	-A	1,0	-A	0,9	-A	0,9	-A	0,9
	+B	0,9	+B	0,9	+B	0,9	+B	1,0	+B	0,9	+B	1,0
	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9	-B	0,9
	+C	0,9	+C	0,8	+C	0,8	+C	0,9	+C	0,8	+C	0,9
	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9	-C	0,9
sitzen - aufrecht			gebeugt			Überkopf						

Tabelle 38: Biomechanikfaktor (T2) (Tabelle 4 im Worksheet)

Biomechanik-Gesamtfaktor zur Berücksichtigung von						muskulärer Anspannung & asymmetrischer Rumpf-/Beinhaltung & ein-/beidhändiger Kraftausübung											
aufrecht	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	gebeugt	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	Überkopf	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig
	+A	0,9	0,4	1,0	0,4		+A	0,8	0,5	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,4
	-A	0,9	0,4	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,4	1,0	0,7
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,7	0,9	0,7		+B	1,0	1,0	1,0	1,0
	-B	0,9	0,5	1,0	0,6		-B	0,9	0,4	0,9	0,5		-B	0,9	0,5	1,0	0,6
	+C	0,9	0,5	0,9	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,5		+C	1,0	0,5	1,0	0,5
	-C	1,0	0,5	1,0	0,5		-C	0,9	0,5	1,0	0,5		-C	1,0	0,5	1,0	0,5
stehen - aufrecht	h = 1500 mm					gebeugt	h = 1100 mm					Überkopf	h = 1700 mm				
	+A	0,9	0,4	0,9	0,4		+A	0,8	0,4	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,5
	-A	0,9	0,6	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,8	0,9	0,8		+B	0,9	0,9	1,0	1,0
	-B	0,9	0,6	1,0	0,6		-B	0,8	0,6	0,9	0,7		-B	0,9	0,6	1,0	0,7
	+C	1,0	0,6	1,0	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,6		+C	0,9	0,5	1,0	0,6
	-C	1,0	0,6	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6
knien - aufrecht*	h = 800 mm					gebeugt	h = 600 mm					Überkopf	h = 1100 mm				
	+A	0,9	0,4	0,9	0,4		+A	0,8	0,4	0,9	0,5		+A	0,9	0,4	1,0	0,5
	-A	0,9	0,6	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6		-A	0,9	0,5	1,0	0,6
	+B	0,9	0,9	0,9	0,9		+B	0,9	0,8	0,9	0,8		+B	0,9	0,9	1,0	1,0
	-B	0,9	0,6	1,0	0,6		-B	0,8	0,6	0,9	0,7		-B	0,9	0,6	1,0	0,7
	+C	1,0	0,6	1,0	0,5		+C	0,9	0,5	1,0	0,6		+C	0,9	0,5	1,0	0,6
	-C	1,0	0,6	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6		-C	0,9	0,5	1,0	0,6
sitzen - aufrecht	h = 1000 mm					gebeugt	h = 800 mm					Überkopf	h = 1200 mm				

Die Werte in den Tabellen 6 bis 9 können sich in der Testphase noch ändern

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle 39 Physiologiefaktor (T3) (Tabelle 5 im Worksheet)

Physiologie-Faktoren zur Berücksichtigung						- von häufigen Kraftausübungen <sup>1)</sup> in jeweils ungünstigen Körperhaltungen - oder Kraftausübungen innerhalb lang andauernder <sup>2)</sup> ungünstiger											
aufrecht	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	gebeugt	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	Überkopf	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig
	+A	1,0	1,0	1,0	1,0		+A	0,6	0,6	0,6	0,6		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	1,0	1,0	1,0	1,0		-A	0,6	0,6	0,6	0,6		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	1,0	1,0	1,0	1,0		+B	0,6	0,6	0,6	0,6		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	1,0	1,0	1,0	1,0		-B	0,6	0,6	0,6	0,6		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	1,0	1,0	1,0	1,0		+C	0,6	0,6	0,6	0,6		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	1,0	1,0	1,0	1,0		-C	0,6	0,6	0,6	0,6		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
stehen - aufrecht	h = 1500 mm					gebeugt	h = 1100 mm					Überkopf	h = 1700 mm				
	+A	0,4	0,4	0,4	0,4		+A	0,4	0,4	0,4	0,4		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	0,4	0,4	0,4	0,4		-A	0,4	0,4	0,4	0,4		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	0,4	0,4	0,4	0,4		+B	0,4	0,4	0,4	0,4		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	0,4	0,4	0,4	0,4		-B	0,4	0,4	0,4	0,4		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	0,4	0,4	0,4	0,4		+C	0,4	0,4	0,4	0,4		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	0,4	0,4	0,4	0,4		-C	0,4	0,4	0,4	0,4		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
knien - aufrecht	h = 800 mm					gebeugt	h = 600 mm					Überkopf	h = 1100 mm				
	+A	1,0	1,0	1,0	1,0		+A	0,6	0,6	0,6	0,6		+A	0,2	0,2	0,2	0,2
	-A	1,0	1,0	1,0	1,0		-A	0,6	0,6	0,6	0,6		-A	0,2	0,2	0,2	0,2
	+B	1,0	1,0	1,0	1,0		+B	0,6	0,6	0,6	0,6		+B	0,2	0,2	0,2	0,2
	-B	1,0	1,0	1,0	1,0		-B	0,6	0,6	0,6	0,6		-B	0,2	0,2	0,2	0,2
	+C	1,0	1,0	1,0	1,0		+C	0,6	0,6	0,6	0,6		+C	0,2	0,2	0,2	0,2
	-C	1,0	1,0	1,0	1,0		-C	0,6	0,6	0,6	0,6		-C	0,2	0,2	0,2	0,2
sitzen - aufrecht	h = 1000 mm					gebeugt	h = 800 mm					Überkopf	h = 1200 mm				

<sup>1)</sup> Mehr als 5 Kraftausübungsfälle pro Minute

<sup>2)</sup> Länger als 50% der Takt- / Schichtzeit

Häufigkeit	≤ 4	5	5,1	5,2	5,3	5,4	5,5	5,6	5,7	5,8	5,9	6	≥ 7
T3	1	0,9	0,9	0,8	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,4	0,2

Tabelle 40: Kraftscores für Ganzkörperkräfte (Tabelle 6 im Worksheet)

Kraftscores für Ganzkörperkräfte		% F <sub>max</sub> /100																					
Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00	
1	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	34	
2	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35	
3	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35	
4	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35	
5	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	17	20	22	25	28	31	35	
6	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	18	20	22	25	28	32	35	
7	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	13	15	18	20	23	25	28	32	35	
8	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	15	18	20	23	25	29	32	35	
Kraftscores für Ganzkörperkräfte		% F <sub>max</sub> /100																					
Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00	
9	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	15	18	20	23	26	29	32	35	
10	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	35	
12	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	36	
15	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	20	23	26	29	32	36	
20	0,0	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	21	23	26	30	33	37	
25	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	14	16	18	21	24	27	30	33	37	
30	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	16	19	21	24	27	30	34	38	
35	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	16	19	21	24	27	31	34	38	
40	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	17	19	22	25	28	31	35	39	
45	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	14	17	19	22	25	28	31	35	39	
50	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	19	22	25	28	32	36	39	
55	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	22	25	29	32	36	40	
60	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	32	36	40	
65	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	33	37	41	
70	0,1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	17	20	23	26	29	33	37	41	
75	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	26	30	33	37	41	
80	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	27	30	34	38	42	
85	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	13	15	18	20	23	27	30	34	38	42	
90	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	15	18	21	24	27	30	34	38	42	
95	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	15	18	21	24	27	31	34	38	42	
100	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	16	18	21	24	27	31	35	39	42	
110	0,2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	13	16	18	21	24	28	31	35	39	42	
120	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	14	16	18	21	25	28	32	36	40	42	
130	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	28	32	36	40	42	

140	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	32	36	40	42
150	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	33	37	40	42
160	0,3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	16	19	22	25	29	33	37	40	42
170	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	19	22	26	29	33	37	40	42
180	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	19	23	26	30	33	38	40	42
190	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
200	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
210	0,4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	26	30	34	38	40	42
220	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	14	17	20	23	27	30	34	38	40	42
230	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	15	17	20	23	27	30	34	38	40	42
240	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	15	17	20	23	27	31	35	38	40	42
250	0,5	0	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	15	17	20	24	27	31	35	38	40	42
360	0,8	0	1	2	3	4	5	6	7	9	11	13	15	18	21	25	29	33	35	38	40	42

Kraftscores für Ganzkörperkräfte

Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute	% F <sub>max</sub> /100																				
		0,00	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
480	1,0	0	1	2	3	4	5	6	7	9	11	13	16	19	23	26	30	33	35	38	40	42
720	1,5	0	1	2	3	4	5	6	8	9	12	14	17	20	24	28	31	33	35	38	40	42
960	2,0	0	1	2	3	4	5	6	8	10	12	15	18	21	25	29	31	33	35	38	40	42
1200	2,5	0	1	2	3	4	5	6	8	10	13	16	19	23	27	29	31	33	35	38	40	42
1440	3,0	0	1	2	3	4	5	6	8	11	13	16	20	24	27	29	31	33	35	38	40	42
1680	3,5	0	1	2	3	4	5	7	9	11	14	17	21	25	27	29	31	33	35	38	40	42
1920	4,0	0	1	2	3	4	5	7	9	11	14	18	22	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2160	4,5	0	1	2	3	4	5	7	9	12	15	19	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2400	5,0	0	1	2	3	4	5	7	10	12	16	19	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2640	5,5	0	1	2	3	4	5	7	10	13	16	20	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
2880	6,0	0	1	2	3	4	6	8	10	13	17	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3120	6,5	0	1	2	3	4	6	8	11	14	18	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3360	7,0	0	1	2	3	4	6	8	11	15	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3600	7,5	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
3840	8,0	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4080	8,5	0	1	2	3	4	6	9	12	16	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4320	9,0	0	1	2	3	4	7	9	13	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4560	9,5	0	1	2	3	5	7	10	13	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
4800	10,0	0	1	2	3	5	7	11	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5040	10,5	0	1	2	3	5	8	12	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5280	11,0	0	1	2	3	5	8	12	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
5520	11,5	0	1	2	3	6	9	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42

5760	12,0	0	1	2	3	6	9	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6000	12,5	0	1	2	4	6	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6240	13,0	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6480	13,5	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6720	14,0	0	1	2	4	7	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
6960	14,5	0	1	2	5	8	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42
7200	15,0	0	1	3	6	8	10	13	15	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	38	40	42

*In Analogie zu EN 1005-3 sollten keine Ausübungshäufigkeiten von mehr als 12 pro Minute (graue Zellen) Berücksichtigung finden.*

Tabelle 41: Kraftscores für Finger-Handkräfte (Tabelle 7 im Worksheet)

Kraftscores für Finger-/Handkräfte																							
% F <sub>max</sub> /100																							
Anzahl/Mi- nute	0,03	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	0,30	0,33	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,67	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00
n = 1	0,0	0,0	0,0	0,5	1,0	1,5	2,5	3,0	3,5	5,0	6,5	8,0	10,0	12,0	14,0	15,0	16,5	19,0	21,5	25,0	27,5	31,0	34,5
n = 2-3	0,0	0,0	0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	4,5	5,0	6,5	8,0	9,5	11,5	13,5	15,5	16,5	18,0	20,0	23,0	25,5	28,0	31,5	34,5
n = 4	0,0	0,5	1,0	2,0	2,5	4,0	5,0	5,5	6,5	7,5	9,5	11,0	13,0	14,5	17,0	17,5	19,0	21,5	24,0	26,5	29,0	32,0	35,0
n = 5	0,0	0,5	1,5	2,5	3,5	4,5	6,0	6,5	7,0	8,5	10,5	12,0	14,0	16,0	18,0	18,5	20,0	22,5	24,5	27,0	29,5	32,5	35,0
n = 6-7	0,0	0,5	1,5	2,5	4,0	5,0	6,5	7,5	8,0	9,5	11,0	13,0	14,5	16,5	18,5	19,5	21,0	23,0	25,5	28,0	30,0	32,5	35,5
n = 8-9	0,0	0,5	1,5	3,0	4,0	5,5	7,0	8,0	8,5	10,0	11,5	13,5	15,5	17,5	19,5	20,0	21,5	23,5	26,0	28,0	30,5	33,0	35,5
n = 10	0,0	0,5	2,0	3,0	4,5	6,0	7,5	8,5	9,0	10,5	12,0	14,0	16,0	18,0	20,0	20,5	22,0	24,0	26,0	28,5	30,5	33,5	36,0
n = 11-12	0,0	0,5	2,0	3,0	4,5	6,0	7,5	8,5	9,0	11,0	12,5	14,5	16,5	18,0	20,0	21,0	22,5	24,5	26,5	29,0	31,0	33,5	36,0
n = 13-14	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,0	9,0	9,5	11,0	13,0	15,0	16,5	18,5	20,5	21,5	22,5	24,5	27,0	29,0	31,0	33,5	36,0
n = 15-17*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,0	9,0	9,5	11,5	13,0	15,0	17,0	19,0	21,0	21,5	23,0	25,0	27,0	29,5	31,5	34,0	36,0
n = 18-19*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,5	9,5	10,0	11,5	13,5	15,5	17,0	19,0	21,0	22,0	23,0	25,0	27,5	29,5	31,5	34,0	36,0
n = 20*	0,0	0,5	2,0	3,5	5,0	6,5	8,5	9,5	10,0	12,0	13,5	15,5	17,5	19,5	21,5	22,0	23,5	25,5	27,5	29,5	31,5	34,0	36,5

\*Ab einer Häufigkeit von 15/min sollte auch immer ein Verfahren zur Bewertung von repetitiven Belastungen eingesetzt werden.

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Tabelle: 42 Häufigkeitsscores n für Ganzkörperkräfte (Tabelle 8 im Worksheet)

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,0	1	0,0
1,0	2	0,0
1,0	3	0,0
1,0	4	0,0
1,0	5	0,0
1,0	6	0,0
1,0	7	0,0
1,0	8	0,0
1,0	9	0,0
1,0	10	0,0
1,0	12	0,0
1,0	15	0,0
1,1	20	0,0
1,1	25	0,1
1,1	30	0,1
1,1	35	0,1
1,1	40	0,1
1,1	45	0,1
1,1	50	0,1

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,1	55	0,1
1,2	60	0,1
1,2	65	0,1
1,2	70	0,1
1,2	75	0,2
1,2	80	0,2
1,2	85	0,2
1,2	90	0,2
1,2	95	0,2
1,2	100	0,2
1,3	110	0,2
1,3	120	0,3
1,3	130	0,3
1,3	140	0,3
1,3	150	0,3
1,3	160	0,3
1,3	170	0,4
1,3	180	0,4
1,3	190	0,4

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
1,4	200	0,4
1,4	210	0,4
1,4	220	0,5
1,4	230	0,5
1,4	240	0,5
1,4	250	0,5
1,5	360	0,8
1,5	480	1,0
1,6	720	1,5
1,7	960	2,0
1,8	1200	2,5
1,9	1440	3,0
2,0	1680	3,5
2,1	1920	4,0
2,2	2160	4,5
2,2	2400	5,0
2,3	2640	5,5
2,4	2880	6,0
2,5	3120	6,5

Score n	Anzahl pro Schicht	Anzahl pro Minute
2,7	3360	7,0
2,8	3600	7,5
2,9	3840	8,0
2,9	4080	8,5
3,0	4320	9,0
3,2	4560	9,5
3,5	4800	10,0
3,7	5040	10,5
3,9	5280	11,0
4,0	5520	11,5
4,2	5760	12,0
4,5	6000	12,5
4,9	6240	13,0
5,0	6480	13,5
5,2	6720	14,0
6,0	6960	14,5
7,4	7200	15,0

In Analogie zu EN 1005-3 sollten keine Ausübungshäufigkeiten von mehr als 12 pro Minute (graue Zellen) Berücksichtigung finden.

Tabelle 9: Häufigkeitsscores für Finger-Handkräfte\* (Tabelle 9 im Worksheet)

Häufigkeit/min.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15*	16*	17*	18*	19*	20*
Score n	1,3	1,5	1,55	1,6	1,65	1,7	1,75	1,8	1,85	1,9	1,95	2	2	2,1	2,1	2,2	2,2	2,3	2,3	2,4

\*Ab einer Häufigkeit von 15/min. sollte auch immer ein Verfahren zur Bewertung von repetitiven Belastungen eingesetzt werden.

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

## 7.2.8 Anleitung repetitive Belastungen

### 7.2.8.1 Belastungsart: Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

#### 7.2.8.1.1 Beschreibung der Belastungsart

Diese Belastungsart berücksichtigt gleichförmige, sich wiederholende Bewegungsabläufe und Kraftaufwendungen der oberen Extremitäten ggf. unter der Verwendung von Instrumenten, kleineren Werkzeugen oder handgeführten Maschinen, meist stationär im Sitzen oder Stehen. Arbeitsaufgabe ist die Bearbeitung (Veränderung) des Arbeitsgegenstandes oder die Bewegung (Handhabung) von kleinen Gegenständen zumeist bis ca. 2-3 kg.

#### 7.2.8.1.2 Abgrenzung zu anderen Belastungsarten

Sofern die Tätigkeit das Bewegen von Lasten  $\geq 3$  kg bei Männern und  $\geq 2$  kg bei Frauen beinhaltet ist alternativ die Belastungsart „Lastenhandhabung“ zu berücksichtigen. Sofern die Tätigkeit das häufige Aufbringen von hohen Kräften, z. B. bei der Benutzung von Werkzeugen, Armaturen und Vorrichtungen beinhaltet, ist alternativ die Belastungsart „Aktionskräfte“ zu berücksichtigen.

#### 7.2.8.1.3 Merkmale repetitiver Belastungen der oberen Extremitäten

##### Hauptbelastungen

- Häufigkeit/Repetition
- Art der Kraftausübung, z. B. manuelles Fügen, Drehen, Schneiden, Verschieben, Drücken, Anheben, Halten, Umsetzen, Wickeln

##### Generelle Bedingungen

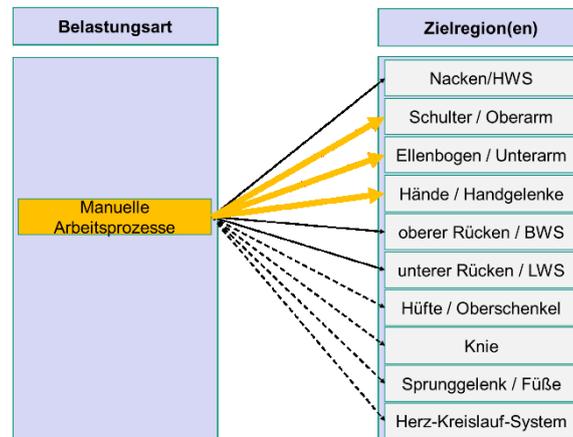
- Arbeitsorganisation (z. B. Belastungswechsel)
- Arbeitsdichteverteilung (z. B. Belastungsverteilung über die Schicht)
- Ausführungsbedingungen (z. B. unebener Boden, Nässe/Zugluft, fehlender Bewegungsspielraum)
- Körperhaltung
  - Rumpf: Flexion, Torsion, Extension
  - unteren Extremitäten, insbes. Knie
  - oberen Extremitäten, insbes. Nacken/HWS und Schulter

##### Belastungsartspezifische Bedingungen

- Greifbedingungen/Kraftübertragung
- Griffposition und Gestaltung
- Hand-Arm-Stellung und -bewegung
- Hohe Genauigkeit
- Bewegungsgeschwindigkeit
- Nutzung des Hand-Arm-Systems als Werkzeug, Schlagen mit der Handkante oder der Faust

#### 7.2.8.1.4 Wirkungsprinzip

Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (im Nachfolgenden auch: Manuelle Arbeitsprozesse) sind gekennzeichnet durch sich wiederholende Bewegungsabläufe der Hände und Arme in Verbindung mit Kraftaufwendungen. Dabei werden überwiegend kleinere Muskelgruppen des Hand-Arm-Systems so belastet, dass es zu einer Kumulation der Beanspruchung oberhalb ihrer Dauerleistungsfähigkeit kommen kann. Training kann diese Dauerleistungsfähigkeit individuell stark verschieben (Beispiel Pianist, Geiger). Derartige Überbeanspruchungen können zu gesundheitsbeeinträchtigender Wirkung auf die Gelenke, Muskeln, Sehnenansätze und Sehnen an Hand und Unterarm und zu klar abgrenzbaren Krankheitsbildern führen. Das trifft besonders dann zu, wenn keine wirksamen Erholungspausen vorhanden sind.



**Abbildung 9.3:** Zusammenhang zwischen Belastungsart „manuelle Arbeitsprozesse“ und den Zielregionen. Dicke/Farbige Pfeile kennzeichnen die Hauptzielregionen (hier Schulter/ Oberarm, Ellenbogen/ Unterarm, Hände/ Handgelenke).

Dazu zählen im Bereich der oberen Extremitäten insbesondere:

- degenerative Gelenkveränderungen (Arthrosen der Handgelenke)
- Kompressionssyndrom der Nerven (Karpaltunnelsyndrom und andere Kompressionssyndrome wie Guyon-Kanal-Syndrom, N. radialis- und N. ulnaris-Tunnelsyndrom),
- Erkrankungen der Sehnen und Sehnenansätze (Tendinosen, Tendinitis, Tendovaginitis usw.) sowie Erkrankungen der Sehnenansätze (Epicondylitis ulnaris und radialis),
- degenerative Erkrankungen der Schulter (Rotatorenmanschettersyndrom, Impingement-syndrom)
- Schmerzsyndrome des Nackens mit Ausstrahlung in die Schulter durch degenerative Veränderungen der Halswirbelsäule sowie durch Verspannungen der Schulter-Nacken-Muskulatur (Zervikalsyndrom, Zervikobrachialsyndrom, Zervikozeval-syndrom).

Dauerhafte Schmerzen in den Händen, Armen und im Schulter-Nacken-Bereich als Folge von Fehlbelastungen können auch ohne nachweisbare strukturelle Gewebeschäden bestehen.

#### 7.2.8.1.5 Mögliche „messbare Outcomes“

- Biomechanische Betrachtung: Kombination aus Haltung, Bewegung und Kraftaufwand
- Medizinische Betrachtung: Prävalenz von Beschwerden/Erkrankungen: Die Belastungen können insbesondere Beschwerden/Erkrankungen im Bereich der oberen Extremitäten (**Hände-/Handgelenke, Ellenbogen/Unterarm** und **Schulter/Oberarm**) verursachen. Bei manuellen Arbeitsprozessen, die einen hohen Anteil statischer Körperhaltung erfordern können zusätzlich ggfs. die Bereiche **Nacken/HWS** und **oberer Rücken/HWS** sowie **unterer Rücken/LWS** betroffen sein. Die krankhaften Veränderungen werden hierbei an den Sehenscheiden (Tendovaginitiden) oder Sehnenansätze (Epicondylitiden) sowie evtl. vorhandenen Schleimbeuteln (Bursitiden), an peripheren Nerven (Mononeuropathien) oder Blutgefäßen (z. B. Thenar-/Hypothenar-Hammer-Syndrom) symptomatisch.
- Energetische Betrachtung: Es wird keine hohe energetische Belastung erwartet, Betrachtung eher nicht sinnvoll.
- Psychophysische Betrachtung: Subjektives Beanspruchungsempfinden: Es wird von einem erhöhtem Anstrengungsempfinden bei Tätigkeiten mit schneller Handlungsabfolge und hohen Kräften ausgegangen.
- Muskelphysiologische Betrachtung: elektromyographische Aktivität, lokale Muskelermüdung und gehäufte Muskelverspannung

#### 7.2.8.1.6 Beispiele für Tätigkeiten mit hohen Belastungen durch repetitive Belastungen

Montagetätigkeiten (z. B. Montage von Elektrogeräten), Löten, Nähen, Sortieren, Ausschneiden, Kassieren, händisch Kontrollieren, Pipettieren, Mikroskopieren, Musizieren (z. B. Piano, Geige), Fügen, Drehen, Schneiden, Verschieben, Drücken, Anheben, Halten, Umsetzen, Wickeln

#### 7.2.8.2 Vorgehensweise bei der Einstufung

##### 7.2.8.2.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

Bestimmung der Punktwerte für repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

(siehe Worksheet nächste Seite und weitere Erläuterungen im Folgenden)

Arbeitsorganisation

(wird auf der nächsten Seite berücksichtigt und ist schon in den Punktwerten der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten enthalten)

Ausführungsbedingungen	Punkte
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen „Haltungsstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	<b>0</b>
<b>Eingeschränkt:</b> eingeengter Bewegungsraum/Standicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	<b>2</b>
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	<b>4</b>

Arbeitsdichteverteilung	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholzeiten	<b>1</b>
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholzeiten	<b>1,5</b>
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholzeiten	<b>2</b>

#### 7.2.8.2.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen. Erläuterungen finden sich in Kapitel 7.2.8.3.1.

#### 7.2.8.2.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+	)	-	=	
(obere Extrem. punkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	= Gesamtpunktzahl

#### 7.2.8.2.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

# Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten

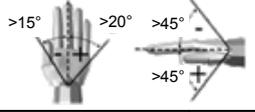
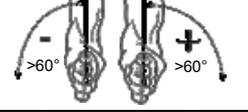
# Obere Extremitäten

**Kraft, Häufigkeit & Greifbedingung** Anzahl der realen Aktionen pro Min. bzw. Anteil stat. Aktionen (zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität)

  	<b>Kraft &amp; Dauer</b> <b>Greifbedingungen</b> <b>Relativer Zeitanteil</b> <b>((Kraft &amp; Dauer) * (Griff * x Zeitanteil))</b> Sehr lang dauernde stat. Aktionen; fast 75% Lang dauernde statische Aktionen; fast 50% Erheblicher Umfang stat. Aktionen; ~35% Mittlerer Umfang statischer Aktionen; ~15% Geringer Umfang statischer Aktionen; ~10% Sehr geringer Umfang stat. Aktionen; ~5% Gute Greifbedingungen Mittlere Greifbedingungen Schlechte Greifbedingungen Armbewegungen selten Langsame Armbewegungen; regelmäßige kurze Unterbrechungen Keine sonderlich schnellen Armbewegungen; kurze Unterbrechungen Relativ schnelle Armbewegungen; kurze oder gelegentl. unregelm. Unterbrechungen Schnelle Armbewegungen; gelegentliche und unregelmäßige kurze Pausen Sehr schnelle Armbew.; Mangel an Unterbrechungen erschwert Schritt zu halten Sehr hohe Frequenzen; absolut keine Unterbrechungen Noch höhere Frequenzen <b>((Kraft &amp; Frequenz) + Griff)</b> <b>Relativer Zeitanteil</b> <b>((Kraft &amp; Frequenz) + Griff) x Anteil</b>	<b>Berechnung stat.</b> <b>Statische reale Aktionen</b> <b>Greifbeding.</b> <b>Dynamische reale Aktionen</b> <b>Berechn. dyn.</b>													
		FFS   GS   %   FFGp	≥45   30   20   10   5   3	0   2   4	2-5   10   15   20   25   30   35   ≥40	FFG   %   FFGp									
		0 – 5 > 5 – 20 > 20 – 35 > 35 – 90 > 90 – 135 > 135 – 225 > 225 – 300	1   1   0   0   0   0 4   2   1   1   0   0 7   5   3   2   1   1 11   8   5   3   2   1 16   11   7   4   3   2 21   14   10   6   4   3 28   18   12   8   5   4	abc ab   bc ab   b   c a   b   b a   ab   b a   a   b a   a   b	0   0   0   1   2   3   4   7 0   0   1   2   3   4   6   9 0   1   2   3   4   6   8   12 1   2   3   5   7   9   12   18 2   3   5   7   9   12   15   24 4   5   6   8   11   14   20   32 5   6   7   9   12   16   26   40	FFG   %   FFGp									

20a **FFGS = ∑ FFGp**    **FFG = FFGS + FFGD**    **FFGD = ∑ FFGp**

**Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)**

20b   	Handgelenk (Flex/Ext, UI/Rad)	Ellbogen (Sup/Pron, Flex/Ext)	Schulter (Flex/Ext, Abduktion)	Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung oder mit ungünstiger Körperhaltung Punkte verdreifachen!
	>15°   >20°   >45° >45°	>60°   >60°	>60°	>60°

**Zusatzfaktoren**

20c	Ungeeignete Handschuhe (w welche die Handhabung beeinträchtigen) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden	2	<input type="checkbox"/>
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge mindestens 2 Mal pro Minute (z. B. Hämmern, Schlagen auf harter Oberflächen)	2	<input type="checkbox"/>
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde	2	<input type="checkbox"/>
	Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit oder mehr	2	<input type="checkbox"/>
	Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit oder mehr	2	<input type="checkbox"/>
	Verwendung von stark vibrierenden Werkzeugen	4	<input type="checkbox"/>
	Die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwellen, Blasen etc.)	2	<input type="checkbox"/>
	Präzisionsaufgaben (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr	2	<input type="checkbox"/>
Zwei oder mehr Zusatzfaktoren treten gleichzeitig und über die ganze Zeit hinweg auf	3	<input type="checkbox"/>	
<b>Zusatzpunkte (den höchsten auftretenden Wert wählen)</b>		=	<input type="text"/>

**Dauer der repetitiven Bewegungen**

20d	Dauer [h/Schicht]	< 1   1,5   3   5   7   > 8	+
	Zeitanteilsunkte	1   1,5   3   5   7   10	
	Arbeitsorganisation	Arbeitsunterbrechungen jederzeit möglich    Unterbrechungen möglich innerhalb vorgegebener Rahmenbedingungen    Unterbrechungen führen zu Prozessunterbrechung	
	Organisationspunkte	(i.d.R. Zykluszeit von mehr als 10 min)    (i.d.R. Zykluszeit zwischen 1 und 10 min)    (i.d.R. kürzere Zykluszeit von 1 min)	
	Pausen (≥ 8 min) [# / Schicht]	0   1   2   3   4   5   6   ≥7	
	Pausenpunkte Takt ≤ 30 sec Takt > 30 sec	3   2   1   0   -1   -2   -3   -4 0   -0,5   -1   -1,5   -2	
<b>Dauerpunkte</b>		=	<input type="text"/>

**Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten**

20	(a) Fingerpunkte	+	(b) Hand- / Armhaltungspunkte	+	(c) Zusatzpunkte	) x	(d) Dauerpunkte	=	Obere Extremitäten
----	------------------	---	-------------------------------	---	------------------	-----	-----------------	---	--------------------

### 7.2.8.3 Punktbewertung und Interpretation

#### 7.2.8.3.1 Regel R.1

Bei der Berechnung der Belastungsdauer für die Gesamtpunktzahl ist immer der Wert 1 einzutragen.

Die Berechnung der Dauer der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten erfolgt über die gesamte Schicht (vgl. Zeile 20d auf Seite 7). Somit ist die Belastungsdauer über die gesamte Schicht schon in den Punktwerten der repetitiven Belastungen der oberen Extremitäten berücksichtigt, eine zusätzliche Multiplikation der Belastungsdauer in der Gesamtpunktzahl ist somit nicht notwendig.

#### 7.2.8.3.2 Regel R.2

Das Expertenscreening „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ wurde entworfen, um die repetitiven Tätigkeiten der oberen Extremität abbilden zu können. Das Expertenscreening „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“ (Teil 4) wird zusätzlich zu den Belastungsarten „Körperhaltungen und -bewegungen“ (Teil 1), „Aktionskräfte“ (Teil 2) und „Lastenhandhabung“ (Teil 3) bewertet.

#### 7.2.8.3.3 Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten

Das vorliegende Verfahren behandelt die Belastungen der oberen Extremitäten bei repetitiven manuellen Tätigkeiten, die durch hochfrequente Manipulation von Gegenständen oder Einsatz von Maschinen und Geräten entstehen.

Definition obere Extremitäten

**Obere Extremitäten:** Zu den oberen Extremitäten gehören der Schultergürtel (Schulterblatt und Schlüsselbein) sowie die freie obere Extremität – der Arm. Der Arm gliedert sich in Oberarm, Unterarm und die Hand mit Handwurzel, Mittelhand und Finger

Einflussfaktoren in dieser Belastungsart:

Intensität der Belastung:

- Summe der Aktionen
  - Dynamische Aktionen: Frequenz (reale Aktionen/Minute;)
  - Statische Aktionen: Dauer (in Sekunden pro Minute für das Halten der statischen Position)
- Krafniveau
- Greifart (Fingerhaltung)
- Haltung des Handgelenks, des Ellbogens und der Schulter
- Zusätzliche Risikofaktoren

Dauer der Belastung:

- Dauer der repetitiven Tätigkeiten
- Anzahl der Pausen
- Arbeitsorganisation

- Die Belastungsart „repetitive Tätigkeiten der oberen Extremitäten“ (**rep**) beinhaltet viele der Belastungsfaktoren, die bereits in den Belastungsarten „Körperhaltungen und -bewegung“, „Aktionskräfte (>30 N)“ und „HvL (> 3 kg)“ berücksichtigt wurden.
- Die Belastungsart „repetitive Tätigkeiten der oberen Extremitäten“ (**rep.**) behandelt jede Extremität für sich (links und rechts). Bewertet wird nur die am stärksten belastete Hand-Arm-Schulter.
- Im Regelfall müsste für beide Hände Zeile 20a und Zeile 20b berechnet werden, um danach die dominante Extremität bestimmen zu können. Zur Vereinfachung schätzt der Anwender die dominierende Seite ein.

Der Punktwert für die Belastungsart „**rep.**“ (siehe Abbildung 2) wird wie folgt berechnet (Vorgehensweise):

- Zeile 20a
  - Feststellen der kritischen Seite (links oder rechts) unter Berücksichtigung der Häufigkeit der Aktionen und des Kraftniveaus pro Extremität;
  - dynamische Aktionen (DA) identifizieren und zählen;
  - statische Aktionen (SA) identifizieren, Dauer ermitteln und umrechnen bei Takt-/Zykluszeit  $\neq$  60 Sek;
  - Zuordnen des entsprechenden Kraftniveaus zu jeder Aktion;
  - Bestimmen der Häufigkeit\* und Greifarten zu jeder Aktion;
  - **Aktionspunkte (AP** auch *Kraft-Häufigkeit-Griff-Punkte (KHG-)*) bestimmen;
- Zeile 20b
  - Bestimmen der Haltungspunkte für die drei Abschnitte des Hand-Arm-Schulter-systems: Handgelenk, Ellbogen und Schulter -> **GS (Gelenkstellungspunkte)**;
- Zeile 20c
  - Bestimmen der Punkte durch zusätzliche Beeinträchtigungen -> **ZB (Zusatzbeeinträchtigungspunkte)**;
- Zeile 20d
  - Berechnen der Nettodauer der repetitiven Tätigkeiten;
  - Auswahl der Pausenpunktescala in Abhängigkeit von der Zykluszeit ( $\leq$  oder  $>$  30 s);
  - Ermittlung der Pausenpunkte in Abhängigkeit von der Anzahl Pausen;
  - Bestimmung der Arbeitsorganisations-Punkte;
  - Berechnen der Dauerpunkte -> **DP (Dauerpunkte)**;
  - Bestimmen des gesamten Risikowertes für die oberen Extremitäten **OE (Obere Extremitäten)** in dem Expertenscreening „rep.“ mithilfe der Formel (Belastungshöhe  $\times$  Belastungsdauer):  
**OE = (AP + GS + ZB)  $\times$  DP**

wobei: OE - Obere Extremitäten AP – Aktionspunkte (Kraft-Häufigkeit\*-Griff-Punkte), GS – Gelenkstellungs-Haltungspunkte, ZB- Zusatzbeeinträchtigungspunkte; DP-Dauerpunkte

\* „Häufigkeit“ wird auch als „Frequenz“ bezeichnet.

### Vorgehensweise (Zeile 20)

Zur Beurteilung der Belastung von oberen Extremitäten bei manuellen und repetitiven Tätigkeiten mit dem Experten-Screening (rep.) sind fünf Schritte erforderlich:

1. Wichten der realen Aktionen (Zeile 20a)
2. Wichten von Hand-, Arm- und Gelenkstellungen (Zeile 20b)
3. Wichten von zusätzlichen Belastungen (Zeile 20c)
4. Wichten der Dauer (Zeile 20d)
5. Bewertung (Zeile 20)

#### **1. Schritt: Bestimmung der Wichtung der realen Aktionen (Zeile 20a)**

- A) Prozessbeschreibung in tabellarischer Form
- B) Bestimmung der Anzahl bzw. Dauer der Aktionen
- C) Identifizierung der am stärksten belasteten (dominante) Extremität
- D) Bestimmung der prozentualen Anteile für statische und reale Aktionen
- E) Berechnung der Gesamtanzahl (dynamisch) bzw. Gesamtdauer (statische)
- F) Einordnung der statischen und dynamischen Aktionen je Kraftniveau
- G) Bestimmung des prozentualen Anteiles je Kraftniveau (stat. u. dynam. Aktionen)
- H) Definition der Greifbedingungen in jedem Kraftniveau (stat. u. dynam. Aktionen)
- I) Festlegung der Punkte für das jeweilige Kraftniveau (stat. u. dynam. Aktionen)
- J) Berechnung der Fingerpunkte je Kraftniveau ( $J = G \times I$ ) aus prozentualer Anteil je Kraftniveau multipliziert mit der Summe aus Punkte für das Kraftniveau plus Punkte für Greifbedingung
- K) Summe der Fingerpunkte für statische und dynamische Aktionen
- L) Addition der Fingerpunkte für statische und dynamische Aktionen

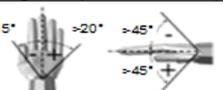
Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten													Obere Extremitäten																								
Kraft, Häufigkeit & Greifbedingung				Anzahl der realen Aktionen pro Min. bzw. Anteilstat. Aktionen (zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität)																																	
 a  b  c				Kraft & Dauer		Greifbedingung		Relativer Zeitanteil		(Kraft & Dauer) * (Griff + Zeitanteil)																											
				Berechnung stat.			Statische reale Aktionen					Greifbeding.				Dynamische reale Aktionen					Berechn. dyn.																
Kraft [N]				FFS	GS	%	FFGp	≥45	30	20	10	5	3	0	2	4	2-5	10	15	20	25	30	35	≥40	FFG	%	FFGp										
0 - 5								1	1	0	0	0	0	abc			0	0	0	1	2	3	4	7													
> 5 - 20								4	2	1	1	0	0	ab	bc		0	0	1	2	3	4	6	9													
> 20 - 35								7	5	3	2	1	1	ab	b	c	0	1	2	3	4	6	8	12													
> 35 - 90								11	8	5	3	2	1	a	b	b	1	2	3	5	7	9	12	18													
> 90 - 135								16	11	7	4	3	2	a	ab	b	2	3	5	7	9	12	15	24													
> 135 - 225								27	14	10	6	4	3	a	a	b	4	5	6	8	11	14	20	32													
> 225 - 300								28	18	12	8	5	4	a	a	b	5	6	7	9	12	16	26	40													
20a				FFGS = Σ FFGp				FFG = FFGS + FFGD					AP		Zeile 20a					FFGD = Σ FFGp																	
Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)																																					
Handgelenk (Flex/Ext, UVRad)				Ellbogen (Sup/Pron, Flex/Ext)				Schulter (Flex/Ext, A. Abduktion)																													
													Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung oder mit ungünstiger Körperhaltung Punkte verdreifachen! 																								
Hand-/Armhaltungspunkte				10%				25%				33%				50%				65%				85%				GS									
				0				0,5				1				2				3				4				Zeile 20b									
Zusatzfaktoren																																					
Ungeeignete Handschuhe (w. welche die Handhabung beeinträchtigen) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge mindestens 2 Mal pro Minute (z. B. Hämmern, Schlagen auf harter Oberfläche) Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit oder mehr Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit oder mehr Verwendung von stark vibrierenden Werkzeugen Die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwielen, Blasen etc.) Präzisionsaufgaben (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr Zwei oder mehr Zusatzfaktoren treten gleichzeitig und über die ganze Zeit hinweg auf													2		<input type="checkbox"/>	2		<input type="checkbox"/>	2		<input type="checkbox"/>	2		<input type="checkbox"/>	3		<input type="checkbox"/>	Zeile 20c					=		ZB		
Dauer der repetitiven Bewegungen																																					
Dauer [h/Schicht]				< 1				1,5				3				5				7				> 8													
Zeitanteilsunkte				1				1,5				3				5				7				10				+									
Arbeitsorganisation				Arbeitsunterbrechungen jederzeit möglich				Unterbrechungen möglich innerhalb vorgegebener Rahmenbedingungen				Unterbrechungen führen zu Prozessunterbrechung																									
Organisationspunkte				(i.d.R. Zykluszeit von mehr als 10 min)				(i.d.R. Zykluszeit zwischen 1 und 10 min)				(i.d.R. kürzere Zykluszeit von 1 min)																									
Pausen (≥ 8 min) [#]/Schicht				0				1				2				3				4				5				6				≥7					
Pausenpunkte Takt ≤ 30 sec				3				2				1				0				-1				-2				-3				-4				+	
Pausenpunkte Takt > 30 sec				0								-0,5				-1				-2				-1,5				-2									
Dauerpunkte				Zeile 20d														=		DP																	
Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten																																					
(a) Fingerpunkte				(b) Hand- / Armhaltungspunkte				(c) Zusatzpunkte				(d) Dauerpunkte									Obere Extremitäten																
20 (				)				X				=				20					OE																
Zeile 20a				Zeile 20b				Zeile 20c				Zeile 20d				Zeile 20					Zeile 20																

Abbildung 9.4: Überblick Expertenscreening „Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten“

## zu A) Prozessbeschreibung in tabellarischer Form

In einer Taktzeit von 90 Sekunden werden mit beiden Händen folgende Montagetätigkeiten ausgeführt:

- 2 Schrauben mit rechter und linker Hand gleichzeitig aufnehmen (2 x)
- 3 Aktionen für das Stecken der Schrauben mit der rechten und linken Hand (2 x)
- Akkuschauber aufnehmen, mit Schrauber zur Schraubstelle (4 x) und anschließend Schrauber ablegen (rechte Hand mit 20 N)
- 4 Schrauben festziehen (rechte Hand mit 30 N, je Schraube 5 sec Prozesszeit)
- 4 Abdeckungen mit Druck auf Schraubenköpfe platzieren (rechte Hand mit 30 N)
- anschließend Schalter drücken, 5 sec Halten (rechte Hand mit 25 N)

Beschreibung	Dauer [sec]	Frequenz [Aktionen]	LH	RH	F [N]
2 Schrauben in Bohrung		2	2	2	3
Schrauben eindrehen		6	6	6	3
Handhaben Akkuschauber		5		5	20
Prozesszeit (Befestigen)	20				30
Montage Abdeckung		4		4	30
Schalter betätigen	5				25

## zu B) Bestimmung der Anzahl bzw. Dauer der Aktionen

Anhand der Prozessbeschreibung werden 17 reale Aktionen mit der rechten Hand und 8 reale Aktionen mit der linken Hand ausgeführt. Weiterhin sind der Tabelle 25 Sekunden für statische Aktionen zu entnehmen.

**Definition Reale Aktionen:** Eine Reale Aktion (RA) ist ein abgeschlossener Bewegungsablauf der oberen Extremitäten (Finger, Hand, Arm, Ellbogen oder Schulter) zur Erreichung eines geplanten Zustands (z. B. einen Gegenstand aufnehmen und an einen bestimmten Ort platzieren). Die exakte Relation zwischen RA und ausgeführten Bewegungen basiert auf einer Verlinkung mit definierten MTM-Bausteinen (z. B. mit MTM-UAS-Bausteinen)

Folgende Regeln sind zu beachten

### Regel 4.1

Bei der Analyse von Ist-Abläufen wird die Anzahl aller realen Aktionen (*Faustregel: jedes manipulierte bzw. montierte Teil bedingt eine reale Aktion*) innerhalb eines Zyklus/Taktes und getrennt für jede Extremität festgehalten

### Regel 4.2

In der Planungsphase und mit dem Vorliegen von MTM-Prozess-bausteinen, kann die folgende Tabelle zur Einschätzung der Anzahl aller realen Aktionen (RA) innerhalb vom Zyklus/ eines Taktes und getrennt für jede Extremität angewendet werden

UAS	Bedeutung	RA
Axx	Aufnehmen und Platzieren	1
Pxx	Platzieren, Hilfsmittel anschalten	1
Hxx	Hilfsmittel Aufnehmen, Platzieren und Hilfsmittel ablegen	2
EHx	Hilfsmittel aufnehmen und ablegen	1
ZAx	Bewegungszyklen	1
ZBx	1 Bewegung, Bewegungsfolge,	
ZD	Festmachen und Lösen	
ZCx	Umsetzen und Bewegung	2
Bxx	Betätigen	1
Kx	Körperbewegungen, z. B. Gehen, Setzen, Knien, etc.	0
VA	Visuelle Kontrolle	0

### zu C) Identifizierung der am stärksten belasteten Extremität

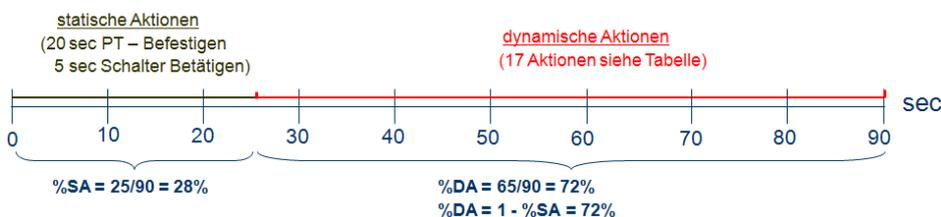
Hier ist herauszufinden, welches der am meisten belastete Arm ist, da nur dieser in die Bewertung eingeht. Wenn es schwierig ist das zu entscheiden, sollten mindestens die realen Aktionen beider Hände gezählt werden, denn diese sind normalerweise der bestimmende Faktor, um den Arm mit der meisten Belastung herauszufinden. Ist Unterschied zwischen beiden Händen gering, wird empfohlen, beide Extremitäten komplett zu analysieren, d. h. auch die Haltungen, die Greifbedingungen und mögliche andere Faktoren einzubeziehen.

Sollte es bei der Bewertung darum gehen, ergonomische Problempunkte herauszuarbeiten und den Ablauf umzugestalten, sollten dringend beide Arme analysiert werden ungeachtet dessen, welcher der meist belastete ist.

Aus der Tabelle auf der vorherigen Seite ergeben sich 17 reale Aktionen für **RH** und 8 reale Aktionen für **LH**. Somit ist die rechte Hand die dominierende obere Extremität.

### zu D) Bestimmung der prozentualen Anteile für statische und reale Aktionen

Die Wichtung wird aus der Kombination Anzahl [n/min] (dynamische reale Aktionen) bzw. Dauer [sec/min] (statische reale Aktionen (> 4 Sek)) ermittelt.



Den Anteil der statischen Aktionen (**%SA**) und der dynamischen Aktionen (**%DA**) in dem Zyklus gemäß der folgenden Definition berechnen:

- Statische Aktion: dieselbe Hand-/Arm-Haltung wird für mindestens 4 aufeinanderfolgende Sekunden gehalten.
- Der Prozentsatz der statischen Aktionen (%**SA**) ist der Teil des Zyklus, der nur durch statische Aktionen abgedeckt wird.
- Der Prozentsatz der dynamischen Aktionen (%**DA**) ist der Teil des Zyklus, der nicht durch statische Aktionen abgedeckt wird (%**DA** = 1 - %**SA**).

#### zu E) Berechnung der Gesamtanzahl (dynamische Aktionen) bzw. Gesamtdauer (statische Aktionen)

Ermittlung der Gesamtfrequenz der realen dynamischen Aktionen für den dominanten Arm [Anzahl n pro Takt bzw. Zyklus] und Normierung auf der Basis von einer Minute [n/min].

##### **Regel 4.3**

Normierungsregel für die Berechnung der Gesamtfrequenz der dynamischen realen Aktionen **HDA** [dynamische reale Aktionen/min]:

$$\text{Gesamtfrequenz } f_{\text{dynamisch/min}} = \frac{\sum n_{\text{dynamische reale Aktionen/Takt}}}{t_{\text{Takt}} - \sum t_{\text{statische reale Aktionen}}} \times 60$$

$$\text{Gesamtfrequenz } f_{\text{dynamisch/min}} = \frac{17}{90 \text{ sec} - 25 \text{ sec}} \times 60 \text{ sec}$$

$$\text{Gesamtfrequenz } f_{\text{dynamisch/min}} = 15,7 \text{ dynamische reale Aktionen/min}$$

Ermittlung der Gesamtdauer der statischen realen Aktionen innerhalb eines Zeitabschnittes (Zyklus, Takt) und Normierung der Gesamtdauer auf die Dauer von einer Minute [%/min].

##### **Regel 4.4**

Normierungsregel für die Berechnung der Gesamtdauer statischen realen Aktionen **DSA** [statische reale Aktionen/min]:

$$\text{Gesamtdauer } f_{\text{statisch/min}} = \frac{\sum t_{\text{statische reale Aktionen/Takt}}}{t_{\text{Takt}}} \times 60$$

$$\text{Gesamtdauer } f_{\text{statisch/min}} = \frac{25 \text{ sec}}{90 \text{ sec}} \times 60 \text{ sec}$$

$$\text{Gesamtdauer } f_{\text{statisch/min}} = 16,7 \text{ sec/min}$$

## zu F) Einordnung der statischen und dynamischen Aktionen je Kraftniveau

Einordnung der Dauer-Wichtungen und Frequenz-Wichtungen und für das/die repräsentative(n) Kraftniveau(s). Beim Aufkommen von unterschiedlichen Kraftniveaus im gleichen Zyklus/Takt werden die ermittelten Wichtungen nach „relativer Häufigkeitsanteilen“ gewichtet.

Zur Vereinfachung wird in dem Experten-Screening-Analysenblatt mit folgenden sieben verschiedenen Kraftbereichen gearbeitet:

- Niveau 1: 0 bis 5 N
- Niveau 2: > 5 bis 20 N
- Niveau 3: > 20 bis 35 N
- Niveau 4: > 35 bis 90 N
- Niveau 5: > 90 bis 135 N
- Niveau 6: > 135 bis 225 N
- Niveau 7: > 225 bis 300 N

Es ist möglich, den Kraft-Häufigkeits-Wert vertikal zu interpolieren. Das kann nützlich sein, um Kraftwerte, die an Grenzen eines Kraftbereichs liegen, genauer zu erfassen.

Beschreibung	Dauer [sec]	Frequenz [Aktionen]	F [N]	F-Niveau
2 Schrauben in Bohrung		2	3	1
Schrauben eindrehen		6	3	1
Handhaben Akkuschauber		5	20	2
Prozesszeit (Befestigen)	20		30	3
Montage Abdeckung		4	30	3
Schalter betätigen	5		25	3

Zusammenfassend die Einordnung der dynamischen und statischen Aktionen:

- 8 dynamische Aktionen: 3 N Niveau 1
- 5 dynamische Aktionen: 20 N Niveau 2
- 4 dynamische Aktionen: 30 N Niveau 3
- 2 statische Aktionen: 30, 25 N Niveau 3

**zu G) Bestimmung des prozentualen Anteiles je Kraftlevel (stat. u. dynam. Aktionen)**

prozentualer Anteil je Kraftlevel für statische und dynamische Aktionen:

Beschreibung	Dauer [sec]	Frequenz [Aktionen]	Summe Aktionen	proz. Anteil	F [N]	F_L.
2 Schrauben in Bohrung		2	8	$8/17 \times 72\% = 34\%$	3	1
Schrauben eindrehen		6			3	1
Handhaben Akkuschauber		5	5	$5/17 \times 72\% = 21\%$	20	2
Prozesszeit (Befestigen)	20		1		30	3
Montage Abdeckung		4	4	$4/17 \times 72\% = 17\%$	30	3
Schalter betätigen	5		1		25	3
Dauer/ Taktzeit	<b>25</b>					
Aktionen/ Taktzeit		<b>17</b>				
[Dauer/ Aktionen]/ min	<b>16,7</b>	<b>15,7</b>				

**zu H) Definition der Greifbedingungen in jedem Kraftlevel (stat. u. dynam. Aktionen)**

Greifbedingung(en) für statische und dynamische Aktionen je Kraftlevel:

Beschreibung	Dauer [sec]	Frequenz [Aktionen]	Summe Aktionen	Greif-bedingungen	F [N]	L.
2 Schrauben in Bohrung		2	8	a	3	1
Schrauben eindrehen		6		a	3	1
Handhaben Akkuschauber		5	5	a	20	2
Prozesszeit (Befestigen)	20		1	b	30	3
Montage Abdeckung		4	4	c	30	3
Schalter betätigen	5		1	c	25	3
Dauer/ Taktzeit	<b>25</b>					
Aktionen/ Taktzeit		<b>17</b>				
[Dauer/ Aktionen]/ min	<b>16,7</b>	<b>15,7</b>				

### zu I) Festlegung der Punkte für das jeweilige Kraftlevel (stat. u. dynam. Aktionen)

Belastung d. oberen Extremitäten bei (hoch)repetitiven Tätigkeiten												Obere Extremitäten									
20 Anzahl der realen Aktionen [min <sup>-1</sup> ] bzw. prozentuale Anteile { zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität }																					
a		sehr lang dauernde statische Aktionen, fast 75%										16,7	15,7	relativer Zeitanteil	((Kraft & Frequenz - Dauer) + Griff) x Anteil						
	b	lang dauernde statische Aktionen, fast 50%																			
	c	starker Fingerzufassungsgriff (Daumen auf 1 oder 2 Finger)																			
Tätigkeit		stat. reale Aktionen (sec/min)					dynam. reale Aktionen (n/min)					Greifbeding.	Berechnungen								
[N]		45	30	20	10	5	3	2-5	10	15	20	25	30	35	>35	0	2	4	%		
0	sehr leichter Druck durch Finger oder Hand	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,14*	3	4	7	b	x	x	0,1			
5	leichter Druck durch Finger oder Hand	4	2	1	1	0	0	0	0	1	1,14*	4	6	9	0	b	c	x	1,1		
20	Handhabung kleiner Lasten	7	5	3	2,67*	1	1	0	1	2	2,14*	6	8	12	a	b	b	4	6,1		
35	Handhabung kleiner Lasten oder kleiner manueller Werkzeuge	statisch					dynamisch														
90	Kraftausübung manueller Werkzeuge	I (Kraftklasse 3) = 2,67 + 2,4 = 5,07					I (Kraftklasse 1) = 0,14 + 0 = 0,14 I (Kraftklasse 2) = 1,14 + 0 = 1,14 I (Kraftklasse 3) = 2,14 + 4 = 6,14					I									
135	Kraftausübung beim Greifen	2,4 = (20 x 2 + 5 x 4) / 25																			
225	Kraftausübung mit großen manuellen Werkzeugen	28	18	12	8	5	4	5	6	7	9	12	16	20	25	30	a	a	b		
Fingerpunkte												* Werte sind interpoliert!									

### zu J) Berechnung der Fingerpunkte je Kraftlevel (J = G x I) aus proz. Anteil je Kraftlevel x Summe Punkte Kraftlevel plus Punkte für Greifbedingung

Belastung d. oberen Extremitäten bei (hoch)repetitiven Tätigkeiten												Obere Extremitäten									
20 Anzahl der realen Aktionen [min <sup>-1</sup> ] bzw. prozentuale Anteile { zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität }																					
a		sehr lang dauernde statische Aktionen, fast 75%										16,7	15,7	relativer Zeitanteil	((Kraft & Frequenz - Dauer) + Griff) x Anteil						
	b	lang dauernde statische Aktionen, fast 50%																			
	c	starker Fingerzufassungsgriff (Daumen auf 1 oder 2 Finger)																			
Tätigkeit		stat. reale Aktionen (sec/min)					dynam. reale Aktionen (n/min)					Greifbeding.	Berechnungen								
[N]		45	30	20	10	5	3	2-5	10	15	20	25	30	35	>35	0	2	4	%		
0	sehr leichter Druck durch Finger oder Hand	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,14*	3	4	7	b	x	x	0,1	34	0,0	
5	leichter Druck durch Finger oder Hand	4	2	1	1	0	0	0	0	1	1,14*	4	6	9	0	b	c	x	1,1	21	0,2
20	Handhabung kleiner Lasten	7	5	3	2,67*	1	1	0	1	2	2,14*	6	8	12	a	b	b	4	6,1	17	1,1
35	Handhabung kleiner Lasten oder kleiner manueller Werkzeuge	statisch					dynamisch														
90	Kraftausübung manueller Werkzeuge	J (Kraftklasse 3) = 5,07					J (Kraftklasse 1) = 0,14 x 0,34 = 0,05 J (Kraftklasse 2) = 1,14 x 0,21 = 0,24 J (Kraftklasse 3) = 6,14 x 0,17 = 1,04					J									
135	Kraftausübung beim Greifen	J (Kraftklasse 3) = 5,07 x 0,28 = 1,4																			
225	Kraftausübung mit großen manuellen Werkzeugen	28	18	12	8	5	4	5	6	7	9	12	16	20	25	30	a	a	b		
1,4 Fingerpunkte												* Werte sind interpoliert!									
												1,3									

zu K) Summe der Fingerpunkte für statische und dynamische Aktionen

Teilergebnisse ( $K_{\text{statisch}} = 1,4$ ;  $K_{\text{dynamisch}} = 1,3$ )

Handgriff (inger)	sehr lang dauernd	lang dauernd	starker Urfang	mittlerer Urfang	geringer Urfang	sehr geringer Urfang	Armbewegung	langsame Armbewegung	regelmäßige, kontinuierliche Unterbrechung	stetig schnell über gelegentliche schnelle Armbewegungen	sehr schnelle Armbewegungen	sehr hohe Frequenz	absolut keine Unterbrechung	höher	gute Greifbedingung	mittlere Greifbedingung	schlechte Greifbedingung	(Kraft & Frequenz)	relativer Zeitanteil	((Kraft & Frequenz) Anteil)	
	stat. reale Aktionen (sec/min)						dynam. reale Aktionen (n/min)								Greifbeding.			Berechnungen			
	45	30	20	10	5	3	2-5	10	15	20	25	30	35	>35	0	2	4		%		
1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,14*	3	4	7	0	b	X	X		0,1	34	0,0	
4	2	1	1	0	0	0	0	1	1,14*	4	6	9	0	b	c	X		1,1	21	0,2	
7	5	3	2,67*	1	1	0	1	2	2,14*	6	8	12	a	b	b	4		6,1	17	1,1	
11	8	5	3	2	1	1	2	3	5	7	9	12	18	a	b	b					
<b>K</b>	7	4	3	2	2	3	<b>K</b>	7	9	12	15	21	a	a	b						
den &	$(2,67 + 2,4) \times 0,28 = 1,4$						5	$0,05 + 0,24 + 1,04 = 1,3$						a	a	b					
28	18	12	8	5	4	5	6	7	9	12	16	26	40	a	a	b					

zu L) Addition der Fingerpunkte für statische und dynamische Aktionen

Gesamtergebnis Zeile 20a (L) = 2,7

Handgriff (der 2 Finger)	sehr lang dauernd	lang dauernd	starker Urfang	mittlerer Urfang	geringer Urfang	sehr geringer Urfang	Armbewegung	langsame Armbewegung	regelmäßige, kontinuierliche Unterbrechung	stetig schnell über gelegentliche schnelle Armbewegungen	sehr schnelle Armbewegungen	sehr hohe Frequenz	absolut keine Unterbrechung	höher	gute Greifbedingung	mittlere Greifbedingung	schlechte Greifbedingung	(Kraft & Frequenz)	relativer Zeitanteil	((Kraft & Frequenz) Anteil)	
	stat. reale Aktionen (sec/min)						dynam. reale Aktionen (n/min)								Greifbeding.			Berechnungen			
	45	30	20	10	5	3	2-5	10	15	20	25	30	35	>35	0	2	4		%		
and	1	1	0	0	0	0	0	0	0,14*	3	4	7	0	b	X	X		0,1	34	0,0	
and	4	2	1	1	0	0	0	0	1	1,14*	4	6	9	0	b	c	X		1,1	21	0,2
Lasten	7	5	3	2,67*	1	1	0	1	2	2,14*	6	8	12	a	b	b	4		6,1	17	1,1
er Lasten oder Werkzeuge	11	8	5	3	2	1	1	2	3	5	7	9	12	18	a	b	b				
einen	16	11	7	4	3	2	2	3	5	7	9	12	15	21	a	a	b				
Schneiden & wegen	$(2,67 + 2,4) \times 0,28 = 1,4$						<b>L</b>	$0,0 + 0,2 + 1,1 = 1,3$						3	a	a	b				
roßen	28	18	12	8	5	4	5	6	7	9	12	16	26	40	a	a	b				
$1,4 + 1,3 = 2,7$																					

\* Werte sind interpoliert!

**Schritt 2: Bestimmung der Wichtung von Hand-, Arm- und Schultergelenkstellungen (Zeile 20b)**

Um die Haltungspunkte für Handgelenk/Unterarm/Schulter zu bestimmen, ist es notwendig, alle Momente eines Taktes zu betrachten, in denen sich der analysierte Arm in einer ungünstigen Stellung befindet. Allgemeine Definitionen von Haltungen sind in der folgenden Tabelle beschrieben:

Beugung (Flexion)	Bewegung, die den Winkel zwischen zwei Körperteilen verringert. Beispiele sind: Beugen des Ellenbogens oder Beugung des Handgelenks in Richtung Handfläche.
Streckung (Extension)	Das Gegenteil von Beugen, eine Bewegung, die den Winkel zwischen Körperteilen erweitert. Beispiel: Streckung des Handgelenks in Richtung Handrücken.
Spreizen (Abduktion)	Das Abspreizen z. B. das seitliche Abspreizen eines Armes, das Heben eines Armes nach vorne oder eine Bewegung eines Körperteils (z. B. Daumen) von der Körpermitte oder Gliedmaßenachse weg. Das Abspreizen des Handgelenks zur Kleinfingerseite hin wird ulnare Abduktion genannt.
Anziehen (Adduktion)	Das Heranführen eines Körperteils an die Körper- bzw. Gliedmaßenachse, das Fallenlassen der Arme von den Seiten oder das Krümmen von Fingern sind Beispiele für die Adduktion. Das Heranführen des Handgelenks zur Daumenseite wird radiale Adduktion genannt.
Unterarm-Pronation	Eine Drehung des Unterarms, bei der sich die Handfläche nach innen oder unten dreht.
Unterarm-Supination	Das Gegenteil der Pronation; Drehung des Unterarms, durch die die Handfläche nach außen oder oben zeigt.

Um die Haltungsanalyse zu vereinfachen, berücksichtigt das Experten-Screening nur hohe Gelenkbelastungen, die auftreten, wenn 50 % des Gelenkbeweglichkeitsbereichs überschritten werden.

Reale Aktionen werden als ungünstig bezeichnet, wenn während der Aktion die in der nachfolgend dargestellten Abbildung dargestellten Gelenkwinkel überschritten werden, zum Beispiel eine Flex-Streckung des Unterarms mit einem Winkel des Ellbogens  $> 60^\circ$ .

Ermittlung des Aufkommens [% der Takt bzw. Zyklus] der extremen Lage und Bewegungen von Körperteilen und /oder Gelenken, die zur Ausübung von Teiltätigkeiten (realen Aktionen) erforderlich sind

Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)						
20b	Handgelenk (Flex/Ext, U/Rad)	Ellbogen (Sup/Pron, Flex/Ext)			Schulter (Flex/Ext, Abduktion)	
						Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung oder mit ungünstiger Körperhaltung Punkte verdreifacht
<b>Hand-/Arm-haltungspunkte</b>	10%	25%	33%	50%	65%	85%
	0	0,5	1	2	3	4

Die Werte werden mit linearer Interpolation zwischen den Bezugswerten auf dem Experten-Screening-Analysenblatt (10 %, 25 %, 33 %, 50 %, 80 %) berechnet. Der Minimumwert für Haltungspunkte ist 10 %.

Die stärkste Belastung auf die Hand oder den Unterarm oder die Schulter wird eingestuft. Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung werden die eingestuft Punkte verdreifacht.

### Berechnungsmodell Haltungspunkte

Die Dauern/Häufigkeiten der ungünstigen dynamischen und statischen Stellungen werden für den jeweiligen Bereich (Handgelenk/Hand, Unterarm/Ellbogen und Schulter) addiert und der prozentuale Anteil an der Zykluszeit daraus berechnet. Daraus ergeben sich 3 Prozentsätze: 1 pro Bereich.

Wie wird die Prozentzahl von ungünstigen Haltungen bestimmt:

- Summe der Dauern der ungünstigen statischen Haltungen geteilt durch die Gesamtdauer der statischen Aktionen;
- Summe der ungünstigen dynamischen Aktionen geteilt durch die Gesamtzahl der dynamischen Aktionen;
- Gewichteter Mittelwert der beiden erhaltenen Prozentsätze mit folgenden Gewichtungsfaktoren:
- Für statische Aktionen: Anteil der statischen Aktionen an der Taktzeit %SA aus Zeile 20a
- Für dynamische Aktionen:
  - Die auf 100 % fehlenden Anteile des Zyklus nach Abzug der Wartezeit. (Wenn keine Wartezeit, dann %DA aus Zeile 20a)
  - Die Berücksichtigung der Wartezeit (Taktausgleichszeit) reduziert die Durchschnittsdauer der dynamischen Aktionen und somit die Hand-/Armhaltungspunkte der dynamischen Aktionen.

**Schritt 3: Bestimmung der Wichtung von zusätzlichen Faktoren (Zeile 20c)**

Berücksichtigung finden in Zeile 20c Risikofaktoren, die in einem kausalen oder erschwerenden Zusammenhang mit durch Arbeit verursachten muskulo-skelettalen Erkrankungen der oberen Gliedmaßen stehen, z. B. Schwingungen, örtlicher Druck, kalte Umgebung, kalte Oberflächen, etc.

zusätzliche Beeinträchtigungen {nur eine Antwort auswählen}		
c	ungeeignete Handschuhe (unbequem, zu dick, zu groß etc.) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden	2
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (z. B. Hämmern, Schlagen auf harte Oberflächen mit einer Hacke etc.), mindestens 2 Mal pro Minute	
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde	
	Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit	
	Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit; bei stark vibrierenden Werkzeugen ist die Punktezahl = 4	
	die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwielen, Blasen etc.)	
	Präzisionsarbeit (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr	
treten mehrere Einflussfaktoren gleichzeitig und über die gesamte Zeit hinweg auf, so ist die Punktezahl = 3		
Zusatzpunkte		

Treten mehrere Einflussfaktoren gleichzeitig und über die gesamte Schicht (ca. 480 min) werden 3 Punkte eingestuft. Arbeit mit stark vibrierenden Werkzeugen wird mit 4 Punkten bewertet.

**Schritt 4: Bestimmung von Wichtung der Dauer (Zeile 20d)**

In Zeile 20d werden Dauerpunkte vergeben. Es erfolgt erstmalig ein Abzug bei positiver Arbeitsorganisation, oder wenn die Anzahl Erholungspausen länger 8 min ausreichend ist.

Dauer der repetitiven Bewegungen									
Dauer [h/Schicht]	<1	1,5	3	5	7	>8			
Zeitanteilspunkte	1	1,5	3	5	7	10	+		
Arbeitsorganisation	Arbeitsunterbrechungen jederzeit möglich			Unterbrechungen möglich innerhalb vorgegebener Rahmenbedingungen			Unterbrechungen führen zu Prozessunterbrechung		
	(i.d.R. Zykluszeit von mehr als 10 min)			(i.d.R. Zykluszeit zwischen 1 und 10 min)			(i.d.R. kürzere Zykluszeit von 1 min)		
20d Organisationspunkte	0			1			2		
Pausen (≥ 8 min) [# / Schicht]	0	1	2	3	4	5	6	≥7	
Pausenpunkte	Takt ≤ 30 sec	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4
	Takt > 30 sec	0		-0,5		-1		-1,5	

Die Interpolation bei gestrichelten Linien ist möglich. So werden bei z. B. sechs Erholungspausen länger 8 min in einer Schicht 1,5 Punkte von der Summe aus Zeitanteilspunkte und Organisationspunkte abgezogen.

**Schritt 5: Bewertung (Summe Zeile 20)**

Die Bewertung der Belastungen der oberen Extremitäten ergibt sich aus der Belastungsintensität (Frequenz und Dauer von realen Aktionen, Kraftniveau, Greifbedingungen sowie Zusammensetzung des simultanen und/oder sukzessiven Aufkommens), Hand-Armgelenkstellungen und Ausführungsbedingungen (Zusatzbedingungen) multipliziert mit der Dauer der repetitiven Tätigkeiten pro Arbeitstag.

**European Assembly Worksheet (V.1.3.2c-06)**

**Belastung d. oberen Extremitäten bei (hoch)repetitiven Tätigkeiten | Obere Extremitäten**

20 Anzahl der realisierten Aktionen (min) bzw. prozentualer Anteil (z.B. 20%) zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität

**a** Umfassungs- oder Kontaktgriff  
**b** Daumenkontaktgriff oder moderater Fingerzufassungsgriff  
**c** starker Fingerzufassungsgriff (Daumen auf 1 oder 2 Finger)

**Zeile 20a**

Tätigkeit	Stat. reale Aktionen (se/min)					Dynam. reale Aktionen (se/min)					Greifbeding.	Berechnungen		
	45	30	15	10	5	25	15	10	5	5				
sehr leichter Druck durch Finger oder Hand	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1
leichter Druck durch Finger oder Hand	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
Handhabung kleiner Lasten	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
Handhabung kleiner Lasten oder kleiner manueller Werkzeuge	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
Kraftaufwendung mit kleinen manuellen Werkzeugen	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
Kraftaufwendung beim Schneiden & Kraft für Drehen / Bewegen	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
Kraftaufwendung mit großen manuellen Werkzeugen	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1

**Zeile 20b**

Hand-/Unterarm-/Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)

**Zeile 20c**

Zusätzliche Beeinträchtigungen (nur eine Antwort auswählen)

**Zeile 20d**

Dauer der repetitiven Bewegungen

**Zeile 20e**

Gesamtbewertung der Belastungen der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten

**(AP + GS + ZB) x DP = OE**

20 (Fingerpunkte) + Hand-/Armhaltungspunkte + Zusatzpunkte x Dauerpunkte = Obere Extremitäten

**APs (statisch)**

= Dauer der statischen Aktionen [sec] / Taktzeit x 60  
 + Greifbedingungen [Punkte]  
 x prozentualer Anteil statische Aktionen (Dauer/Taktzeit [%])

**APs (dynamisch)**

= Anzahl dynamischer Aktionen  
 : (Taktzeit – Dauer der statischen Aktionen [sec]) x 60  
 + Greifbedingungen [Punkte]  
 x prozentualer Anteil dynamische Aktionen  
 (= 100% - Dauer der statischen Aktionen [%])

**AP = Aktionspunkte aus APs (statisch) + APd (dynamisch)**

**GS = Gelenkstellungen von Hand-, Unterarm- und Schulter**

**ZB = Zusätzliche Beeinträchtigungen**

**DP = Dauerpunkte der repetitiven Bewegungen**

**Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten** → **OE = (AP + GS + ZB) \* DP**

**Gesamtbewertung der Belastungen der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten**

20	( Fingerpunkte	+	Hand- / Arm- haltungspunkte	+	Zusatzpunkte)	x	Dauerpunkte	=	Obere Extrem.
	<b>( AP +</b>		<b>GS +</b>		<b>ZB )</b>	<b>x</b>	<b>DP</b>	<b>=</b>	<b>OE</b>

Legende zur Berechnung der Aktionspunkte der Oberen Extremitäten (OE)

Abkürzung	
%SA	% Statische Aktionen
%DA	% Dynamische Aktionen
FDA	Häufigkeit dynamischer Aktionen
DSA	Dauer statischer Aktionen
%FLD	% Kraftniveau der dynamischen Aktionen
%FLS	% Kraftniveau der statischen Aktionen
FFDj	Kraft-Häufigkeit-Punkte für dyn. Aktionen im Kraftniveau j
FFSi	Kraft-Häufigkeit-Punkte für stat. Aktionen im Kraftniveau i
GDj	Greifbedingungen der dynamischen Aktionen im Kraftniveau j
GSi	Greifbedingungen der statischen Aktionen im Kraftniveau i
DCj	Dynamischer Anteil im Kraftniveau j
Sci	Statischer Anteil im Kraftniveau i
APd (KHGD/FFGD)	Kraft-Häufigkeit-Griff - Punkte für dynamische Aktionen
APs (KHGS/FFGS)	Kraft-Häufigkeit-Griff - Punkte für statische Aktionen
AP (KHG/FFG)	Aktionspunkte (Kraft-Häufigkeit-Griff - Punkte)
#	Anzahl

## Beispiel

Schichtdauer = 480 min, Mittagspause = 30 min, 2 Pausen von je 15 min

Montagelinie mit getakteten Arbeitsplätzen mit Puffer; Taktzeit = 90 s

In jedem Takt, für den meist belasteten Arm:

- 10 dynamische Aktionen im Kraftniveau 1, alle mit Greifart a
- 10 dynamische Aktionen im Kraftniveau 2, alle mit Greifart b, alle Aktionen werden mit ungünstiger Handgelenkstellung ausgeführt
- 10 dynamische Aktionen im Kraftniveau 3, alle mit Greifart c
- 18 s statische Kraftausübung (Belastungshöhe = 10 N, Kraftniveau 2, Greifart b)

## Lösung Beispiel

Zeile 20a:

Anteil statischer RA =  $\frac{18 \text{ s}}{90 \text{ s}} = 20 \% \rightarrow$  Anteil dynamischer RA =  $100 \% - 20 \% = 80 \%$

Häufigkeit der dynamischen RA pro Minute =  $\frac{30 \times 60}{(90-18)} = 25 \text{ RA/min}$

Dauer der statischen RA pro Minute =  $\frac{18 \times 60}{90} = 12 \text{ s/min}$

Zeile 20b:

10 ungünstige RA, 72 s für dynamische RA

$25 \text{ RA} < 30 \text{ RA} \rightarrow \frac{10 \times 2}{72} = 27,8\%$

$27,8\% \times 80 \% = 22,2\% \rightarrow 0,4 \text{ Punkte}$

**Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten** **Obere Extremitäten**

Kraft, Häufigkeit & Greifbedingung		Anzahl der realen Aktionen pro Min. bzw. Anteil stat. Aktionen (zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität)																													
			Kraft & Dauer	Greifbedingungen	Kontakt-Zustell	(Kraft & Dauer) * (Griff 1-Zustell)	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	Beitrag der realen stat. Aktionen: 100%	Beitrag der realen dynam. Aktionen: 100%	
Kraft [N]	Berechnung stat.				Statische reale Aktionen												Dynamische reale Aktionen												Berechn. dyn.		
	FFS	GS	%	FFGp	≥45	30	20	10	5	3	0	2	4	2-10	10	15	20	25	30	35	≥40	FFG	%	FFGp							
0-5					1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	3	4	7	2	26,7	0,5						
> 5-20	1	1	100	1,2	4	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	2	3	4	6	9	4	26,7	1,1							
> 20-35					7	5	3	2	1	1	0	0	0	0	1	2	3	4	6	8	12	8	26,7	2,1							
> 35-90					11	8	5	3	2	1	a	b	b	1	2	3	5	7	9	12	18										
> 90-135					16	11	7	4	3	2	a	ab	b	2	3	5	7	9	12	15	24										
> 135-225					21	14	10	6	4	3	a	a	b	4	5	6	8	11	14	20	32										
> 225-300					28	18	12	8	5	4	a	a	b	5	6	7	9	12	16	26	40										
20a	FFGS = Σ FFGp				FFG = FFGS + FFGD				4,9				FFGD = Σ FFGp				80				3,7										
<b>Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)</b>																															
<b>Handgelenk (Flex/Ext, UlnRad)</b>								<b>Ellbogen (Sup/Fron, Flex/Ext)</b>								<b>Schulter (Flex/Ext, Abduktion)</b>															
<b>Hand-/Armhaltungspunkte</b>								<b>Hand-/Armhaltungspunkte</b>								<b>Hand-/Armhaltungspunkte</b>															
10%								25%								33%															
0								0,5								2															
																0,4															
<b>Zusatzfaktoren</b>																															
Ungesegnete Handschuhe (welche die Handhabung beeinträchtigen) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden																															
Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge mindestens 2 Mal pro Minute (z. B. Hämmern, Schlagen auf harter Oberfläche)																															
Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde																															
Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit oder mehr																															
Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit oder mehr																															
Verwendung von stark vibrierenden Werkzeugen																															
Die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwelen, Blasen etc.)																															
Präzisionsaufgaben (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr																															
Zwei oder mehr Zusatzfaktoren treten gleichzeitig und über die ganze Zeit hinweg auf																															
Zusatzpunkte (den höchsten auftretenden Wert wählen)																															
= 0																															
<b>Dauer der repetitiven Bewegungen</b>																															
<b>Dauer [h/Schicht]</b>																															
Zeitanteilspunkte																															
Arbeitsorganisation																															
Organisationspunkte																															
Pausen (≥ 8 min) [h/Schicht]																															
Pausenpunkte																															
Dauerpunkte																															
= 7,3																															
<b>Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten</b>																															
20																															
(a) Fingerpunkte																															
4,9																															
+																															
(b) Hand-/Armhaltungspunkte																															
0,4																															
+																															
(c) Zusatzpunkte																															
0																															
x																															
(d) Dauerpunkte																															
7,3																															
=																															
Obere Extremitäten																															
38,7																															

Abbildung 10: Lösung für Beispiel

## 7.2.9 Repetitive Belastungen Worksheet

### 7.2.9.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### 7.2.9.1.1 Bestimmung der Punktwerte für repetitive Belastungen der oberen Extremitäten

(s. nächste Seite)

#### 7.2.9.1.2 Arbeitsorganisation

(wird auf der nächsten Seite berücksichtigt und ist schon in den Punktwerten der repetitiven Belastung enthalten)

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

7.2.9.1.3 Ausführungsbedingungen	Punkte
<b>Gute Bedingungen:</b> ausreichend Platz/keine Hindernisse im Arbeitsbereich/ebener rutschfester Boden/gute klimatische Bedingungen/„Haltungsstabilität“ durch Gleichgewicht begrenzt	<b>0</b>
<b>Eingeschränkt:</b> _eingengter Bewegungsraum/Standicherheit durch unebenen, weichen Boden eingeschränkt/Gerüste/leichte Neigungen der Standfläche	<b>2</b>
<b>Stark eingeschränkt:</b> Behinderung der Bewegungsmöglichkeit durch Gefahrenstellen/Kälte/Nässe/Wind/Glätte/stärkere Neigungen der Standfläche	<b>4</b>

7.2.9.1.4 Arbeitsdichteverteilung	Punkte
<b>Gut:</b> Belastungen kontinuierlich, gleichmäßig über die Schicht verteilt/ausreichende Erholungszeiten	<b>1</b>
<b>Eingeschränkt:</b> Belastungen sind ungleichmäßig über die Schicht verteilt/noch ausreichende Erholungszeiten	<b>1,5</b>
<b>Ungünstig:</b> Stark schwankender Arbeitsablauf mit hohen Belastungsspitzen/zu wenig oder zu kurze Erholungszeiten	<b>2</b>

### 7.2.9.2 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungsdauer

Bei manuellen Arbeitsprozessen wird bei der Belastungsdauer ein Punktwert von 1 angenommen. Erläuterungen finden sich in der Anleitung.

### 7.2.9.3 Bestimmung der Gesamtpunktzahl

(	+	)	x	=	
(obere Extrem. punkte	+	Ausführungspunkte)	x	Dichteverteilungspunkte	= Gesamtpunktzahl

#### 7.2.9.4 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 – 10 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	 grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	 gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	 rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD

Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten															Obere Extremitäten																										
Kraft, Häufigkeit & Greifbeding.			Anzahl der realen Aktionen pro Min. bzw. Anteil stat. Aktionen (zu betrachten ist die am meisten belastete Extremität)																																						
			Kraft & Dauer	Greifbedingungen	Relativer Zeitanteil	(Kraft & Dauer) + (Griff x Zeitanteil)	Statische reale Aktionen										Dynamische reale Aktionen							Berechn. dyn.																	
		Sehr lang dauernde stat. Aktionen; fast 75%					Lang dauernde statische Aktionen; fast 50%		Erheblicher Umfang stat. Aktionen; ~35%		Mittlerer Umfang statischer Aktionen; ~15%		Geringer Umfang statischer Aktionen; ~10%		Sehr geringer Umfang stat. Aktionen <5%		Gute Greifbedingungen		Mittlere Greifbedingungen		Schlechte Greifbedingungen		Armbewegungen selten		Langsame Armbewegungen; regelmäßige kurze Unterbrechungen		Keine sonderlich schnellen Armbewegungen; kurze Unterbrechungen		Relativ schnelle Armbewegungen; kurze oder gelegentl. unregelm. Unterbrechungen		Schnelle Armbewegungen; gelegentliche und unregelmäßige kurze Pausen		Sehr schnelle Armbew.; Mangel an Unterbrechungen erschwert Schritt zu halten		Sehr hohe Frequenzen; absolut keine Unterbrechungen		Noch höhere Frequenzen		(Kraft & Frequenz) + Griff		Relativer Zeitanteil
Kraft [N]		FFS	GS	%	FFGp	≥45	30	20	10	5	3	0	2	4	2-5	10	15	20	25	30	35	≥40	FFG	%	FFGp																
0 – 5						1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	3	4	7																		
> 5 – 20						4	2	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	3	4	6	9																		
> 20 – 35						7	5	3	2	1	1	0	0	0	0	1	2	3	4	6	8	12																			
> 35 – 90						11	8	5	3	2	1	0	0	0	0	1	2	3	5	7	9	12	18																		
> 90 – 135						16	11	7	4	3	2	1	0	0	0	2	3	5	7	9	12	15	24																		
> 135 – 225						21	14	10	6	4	3	2	1	0	0	4	5	6	8	11	14	20	32																		
> 225 – 300						28	18	12	8	5	4	3	2	1	0	5	6	7	9	12	16	26	40																		
20a	FFGS = ∑ FFGp				FFG = FFGS + FFGD							FFGD = ∑ FFGp																													
Hand- / Unterarm- / Schultergelenkstellungen (Zeitanteil der stärksten Belastung von Hand-, Unterarm- oder Schulter)																																									
20b	Handgelenk (Flex/Ext, U/Rad)			Ellbogen (Sup/Pron, Flex/Ext)					Schulter (Flex/Ext, Abduktion)																																
									Bei Aktionen auf oder über Schulterhöhe ohne Abstützung oder mit ungünstiger Körperhaltung Punkte verdreifachen!																																
Hand-/Armhaltungspunkte			10%	25%	33%	50%	65%	85%																																	
			0	0,5	1	2	3	4																																	
Zusatzfaktoren																																									
20c	Ungeeignete Handschuhe (welche die Handhabung beeinträchtigen) müssen für über die Hälfte der Zeit verwendet werden																										2	<input type="checkbox"/>													
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge mindestens 2 Mal pro Minute (z. B. Hämmern, Schlagen auf harter Oberfläche)																										2	<input type="checkbox"/>													
	Arbeitsbewegungen implizieren Rückschläge (Hand wird als Werkzeug benutzt), mindestens 10 Mal pro Stunde																										2	<input type="checkbox"/>													
	Arbeit bei Kälte oder Kühlung/Kühlströmen (unter 0° C), über die Hälfte der Zeit oder mehr																										2	<input type="checkbox"/>													
	Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen, über ein Drittel der Zeit oder mehr																										2	<input type="checkbox"/>													
	Verwendung von stark vibrierenden Werkzeugen																										4	<input type="checkbox"/>													
	Die verwendeten Werkzeuge verursachen Kompressionen der Haut (Rötungen, Schwellen, Blasen etc.)																										2	<input type="checkbox"/>													
	Präzisionsaufgaben (Aufgaben mit einer räumlichen Genauigkeit von < 2-3 mm), über die Hälfte der Zeit oder mehr																										2	<input type="checkbox"/>													
Zwei oder mehr Zusatzfaktoren treten gleichzeitig und über die ganze Zeit hinweg auf																										3	<input type="checkbox"/>														
Zusatzpunkte (den höchsten auftretenden Wert wählen)																										=															
Dauer der repetitiven Bewegungen																																									
20d	Dauer [h/Schicht]		< 1	1,5	3	5	7	> 8																																	
	Zeitanteilspunkte		1	1,5	3	5	7	10																																	
	Arbeitsorganisation		Arbeitsunterbrechungen jederzeit möglich			Unterbrechungen möglich innerhalb vorgegebener Rahmenbedingungen			Unterbrechungen führen zu Prozessunterbrechung																																
	Organisationspunkte		0			1			2																																
	Pausen (≥ 8 min) [#]/Schicht		0	1	2	3	4	5	6	≥7																															
	Pausenpunkte Takt ≤ 30 sec		3	2	1	0	-1	-2	-3	-4																															
Takt > 30 sec		0		-0,5		-1		-1,5		-2																															
Dauerpunkte		=																																							
Gesamtbewertung der Belastung der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten																																									
20	(a) Fingerpunkte		(b) Hand- / Armhaltungspunkte					(c) Zusatzpunkte					(d) Dauerpunkte					Obere Extremitäten																							
																		=																							

## 7.2.10 Gesamtbewertung Worksheet

### 7.2.10.1 Bestimmung der Punktwerte für die Belastungshöhe

#### 7.2.10.1.1 Übertragung der Gesamtpunktwerte einzelner Belastungsarten

Körperhaltungen/-bewegungen (Kh)	<input type="text"/>
Aktionskräfte (Ak)	<input type="text"/>
Lastenhandhabungen (HvL)	<input type="text"/>
Repetitive Belastungen (rep)	<input type="text"/>

#### 7.2.10.1.2 Bestimmung der Gesamtpunktzahl für Ganzkörperbelastungen

	<b>+</b>		<b>+</b>		<b>=</b>	
<b>Kh</b>	+	<b>Ak</b>	+	<b>HvL</b>	=	<b>Ganzkörperbelastung</b>

grün  
 gelb

#### 7.2.10.1.3 Gesamtpunktzahl für repetitive Belastungen

Die Bewertung repetitiver Belastungen fließt nicht in die Bewertung der Ganzkörperbelastungen mit ein.

Deshalb kann der Wert hier direkt übernommen werden.

Repetitive Belastung (rep)	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/> grün <input type="checkbox"/> gelb <input type="checkbox"/> rot
----------------------------	----------------------	--

#### 7.2.10.2 Bewertung der Gesamtpunktzahl

Die relevante Punktzahl ist das Maximum aus Ganzkörperbelastung und Repetitive Belastung.

Entwurf zur Praxiserprobung – Stand 04.2019 – © IAD		
Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 - 10 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

## 7.3 Anleitungen und Excelsheets der Verfahren Stufe 3

### 7.3.1 Handlungshilfe Expertenscreening MonKras

#### Abbildungen

Abbildung 7.1:	Ampelschema von klassischem (oben) und Screeningansatz (unten).....	204
Abbildung 7.2:	Transferformel zum Umrechnen des klassischen in den Screeningansatz.....	205
Abbildung 7.3:	Ausgewählter Kommentar auf der linken Bildschirmhälfte.....	207
Abbildung 7.4:	Ausgewählter Kommentar auf der rechten Bildschirmhälfte .....	208
Abbildung 7.5:	Bildschirmmaske des Expertenscreenings Aktionskräfte .....	208
Abbildung 7.6:	Beispielrechnung mit Megaphys MonKras .....	209
Abbildung 7.7:	Biomechanisch kritische Lastfälle einzeln eingeben ( $FI > 0,8$ ) .....	210
Abbildung 7.8:	Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten – Planungsanalyse .....	211
Abbildung 7.9:	Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten – Ist-Analyse .....	211
Abbildung 7.10:	Beispiel B – Befestigungselemente eindrücken .....	212

### 7.3.1.1 Einleitung

Diese Handlungshilfe unterstützt die Benutzung des rechnergestützten MEGAPHYS Expertenscreenings für Ganzkörper- und Finger-Handkräfte. Sie baut auf der Handlungsanleitungen zum „klassischen Kraftbewertungsverfahren“ (BGIA Report 3/2009, Wakula et al. 2009) und der „Handlungsanleitung für das Screeningverfahren zum montagespezifischen Kraftatlas für das Testen in einem begrenzten Anwenderkreis“ (Projekt Weiterführung Kraftatlas; Schaub et al. 2014). Letztere werden als bekannt vorausgesetzt.

Der Geltungsbereich des rechnergestützten Expertenscreenings Aktionskräfte liegt – ebenso wie bei den Papier- und Bleistiftverfahren – bei kurzzyklischen Tätigkeiten von ca. 1 bis 6 oder max. 8 Minuten Dauer. Eine Anwendung ist auch bei längeren Taktzeiten möglich, solange sichergestellt ist, dass die Belastungen gleichmäßig über die Schicht verteilt sind und keine Belastungsspitzen vorliegen.

Diese Handlungshilfe dient der Bewertung von quasi-statischen Krafterhebungen des Arm-Schulter- sowie Ganzkörper-Systems (Ganzkörperkräfte ab ca. 40 N) einerseits und des Hand-Finger-Systems (ab ca. 30 N) andererseits. Die Krafterhebungsdauer sollte idealerweise im Bereich 3-4 Sekunden, nicht aber unter 1 Sekunde liegen. Bei Wirkungsdauern von deutlich unter 1 s haben die Aktionskräfte meist eine erhebliche dynamische Komponente und die Bewertung auf Basis des Kraftatlas könnte zu konservativ ausfallen. Bei langen statischen Krafterhebungen von ca. 6 s (siehe Rohmert'sche Definition statischer Haltearbeit (1963)) und mehr (Krömer, 1977) ist dieses Kraftbewertungsverfahren nicht mehr sinnvoll anwendbar. Hierzu ist beispielsweise eine Abschätzung nach Rohmert (1963), die Dauerleistungsgrenze liegt für statische Aktionskräfte von nicht parallelen Muskelgruppen bei ca. 15% der Maximalkraft) vorzunehmen. Die Bewertung einer Krafterhebungssituation erfolgt wiederum auf Basis eines Ampelmodells.

Dabei ist den Ampelfarben (Risikobereiche) folgende Bedeutung zugeordnet:

- ❑ „Grün“: Niedriges Risiko - empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich.
- ❑ „Gelb“: Mögliches Risiko – nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen.
- ❑ „Rot“: Hohes Risiko - vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich.

Die Zuweisung der Ampelfarben erfolgt analog der Papier- und Bleistiftvariante in Abhängigkeit von der Höhe des Kraftindex FI (analog zu Waters 1994, ISO 11228-1). FI ist der Quotient aus auszuübender Kraft  $F_{\text{aktuell}}$  und maximal empfohlener Kraft  $F_{\text{max\_empf.}}$ .  $F_{\text{max\_empf.}}$  leitet sich im montagespezifischen Kraftatlas aus einer isometrischen Maximalkraft (abhängig von Körperhaltung und Krafterrichtung) ab, welche um tätigkeits- und evtl. personenspezifische Parameter korrigiert (verringert) wird. Wichtigster tätigkeitspezifischer Parameter ist die Häufigkeit der Krafterhebung (T1). T1 wurde in Analogie zu EN 1005-3 und den Kraftbewertungsverfahren nach Burandt (1978) und Schultetus (1987) gewählt. Die Häufigkeit der Krafterhebungen wird in allen drei Verfahren sehr ähnlich bewertet; wegen der höheren Zahl der Stützstellen wurde der Ansatz nach Schultetus gewählt.

### 7.3.1.2 Anwendungshinweis

#### 7.3.1.2.1 Ganzkörperaktionskräfte

Der Ansatz zur Bewertung von Ganzkörperaktionskräften zielt momentan auf den Engpass der lokalen Muskelermüdung bzw. der zentralphysiologischen Ermüdung (Herz-Kreislauf System) beim Einsatz großer Muskelgruppen ab. Kraftausübungen in ungünstigen Körperhaltungen lassen sich durch einen Physiologiefaktor berücksichtigen.

Biomechanische Engpässe (wie z. B. die Wirbelsäulenkompression oder Momente im Schulterbereich), die durch asymmetrische Rumpfhaltungen (seitliche Neigung, Verdrehung) oder asymmetrische Kraftausübungen (beidhändig vs. einhändig) entstehen können, finden in einem Biomechanikfaktor Berücksichtigung.

#### 7.3.1.2.2 Finger-Handkräfte

Der Ansatz zur Bewertung von Finger-Handkräften zielt momentan auf den Engpass der lokalen Muskelermüdung ab. Treten hohe Ausübungshäufigkeiten auf (ca. 10 – 20 pro Minute je nach Kraftniveau), so kann die Repetition und daraus resultierende biomechanische Belastungen von muskulo-skelettalen Strukturen aber auch von Weichteilen der limitierende Engpass sein. Dies gilt auch für Belastungen, welche aus ungünstigen Greifbedingungen resultieren können (z. B. hohe Flächenpressung der Haut durch zu geringe Kontaktflächen oder scharfkantige oder ungeeignete Geometrien oder Profilierungen). So ist insbesondere die Beurteilung von Kraftausübungen im Kontext mit Steckern, Clipsen, Kabeln/Schläuchen etc. mit großer Umsicht zu betreiben.

Stellen letztgenannte Bedingungen den limitierenden Engpass dar, so ist eine Bewertung mit dem in dieser Handlungsanleitung beschriebenen Kraftscreenings für Finger-Handkräfte nicht statthaft.

### 7.3.1.3 Der klassische und der Screeningansatz

#### 7.3.1.3.1 Allgemeine Information

Der Screeningansatz beruht auf der Grundphilosophie, dass für Belastungen Punkte (scores) vergeben werden. Belastungen setzen sich hierbei im üblichen arbeitswissenschaftlichen Sinne aus der Belastungshöhe (hier Höhe des Kraftbetrages) und der Belastungsdauer (hier üblicherweise Anzahl der Kraftausübungen im Beurteilungszeitraum) zusammen. Die Gesamtbelastung ergibt sich typischerweise als Produkt aus Belastungsdauer und Belastungshöhe. Je höher die (Gesamt)belastung desto höher die Punktzahl. Screening bedeutet hier – wie auch bei den anderen IAD Verfahren – nicht, dass die Ergebnisgenauigkeit hinter dem eines „klassischen“ Verfahrens zurücksteht; Screening bezieht sich in diesem Zusammenhang auf das Ermitteln von „Scores“ anstellen von Quotienten. Der Screeningansatz ist damit so etwas wie eine „inverse Funktion“ des klassischen Ansatzes. Dies zeigt sich deutlich in der Definition des „Häufigkeits-scores“ des Screeningverfahrens, welcher die inverse Funktion von T1 (Häufigkeitsfaktor für die Kraftausübung im klassischen Verfahrensansatz) darstellt. Beim Screeningverfahren wie auch beim klassischen Ansatz finden die gleichen Einflussparameter Berücksichtigung.

Der Screeningansatz wurde vor allem deshalb realisiert, weil er sich an der Screeningphilosophie der Leitmerkmalmethoden der BAuA und diverser Bewertungsverfahren des IAD

orientiert. Bei Misch Tätigkeiten bietet der Screeningansatz gute Möglichkeiten diverse Belastungssituationen (Aktionskräfte, Lastenhandhabungen und Körperhaltungen mit geringem Kraftaufwand) zu kombinieren und einer ganzheitlichen Bewertung zuzuführen.

Beim Screeningverfahren sind die Ampelfarben von der Höhe der Punktbewertungen abhängig. Analog zu den Leitmerkmalmethoden und zum EAWS gelten Punktwerte < 25 als grüner, Punktwerte > 50 als roter Bereich.

Der Kraftindex FI (auszuübende Kraft  $F_{\text{aktuell}}$ /maximal empfohlene Kraft  $F_{\text{max\_empf.}}$ ) des klassischen Bewertungsansatzes und die Punktwerte des Screening Ansatzes sind aufeinander abgestimmt (s. Abbildung 7.1). Ein Punktwert von 25 Punkten entspricht einem Kraftindex von 0,85; ein Punktwert von 50 Punkten einem Kraftindex von 1,2 (siehe Handlungsanleitung zum klassischen Kraftbewertungsverfahren).

### 7.3.1.3.2 Hintergrundinformationen zum MEGAPHYS Expertenscreening Aktionskräfte

Der Kraftindex von 0,85 leitet sich aus ISO 11228-2 ab. Ein Kraftindex von 1,0 kennzeichnet in ISO 11228-2 den Beginn des roten Bereiches. Da die Verfahren nach Burandt/Schultetus „Grenzkräfte“ berechnen (d. h. keinen „gelben Risikobereich kennen) musste hier nachjustiert werden. Nach Burandt/Schultetus müssen die auszuübenden Kräfte stets kleiner als die ermittelten „Grenzkräfte“ sein. Beide Verfahren gehen bei der Berechnung dieser „Grenzkräfte“ ebenfalls von maximalen statischen Aktionskräften aus, welche durch tätigkeits- und personenspezifische Parameter korrigiert werden. Die wesentlichste tätigkeitsspezifische Einflussgröße ist die Häufigkeit der Kraftausübungen im Beurteilungszeitraum. Der zugehörige „Häufigkeitsfaktor“ kann maximal einen Wert von 0,8 erreichen, so dass auch in diesen Verfahren bei einem Vergleich von aktueller zu maximal empfohlener Kraft ein „Sicherheitsabstand“ von ca. 20% vorliegt. Im Sinne eines Ampelmodelles wurde dieser „Sicherheitsabstand“ dem gelben Bereich zugeordnet, welcher nun den Bereich zwischen den Quotienten von 0,85 und 1,2 abdeckt (s. Abbildung 7.1).

Hintergründe zur Entwicklung und Ausprägung eines Screening-Verfahrens „kraftbetonte Tätigkeiten“ finden sich in Kapitel 7.3.1.4.3 des BGIA Reportes 3/2009 sowie im Abschlussbericht zur „Weiterführung des montagespezifischen Kraftatlas“. Der Ablauf des Bewertungsverfahrens ist in Kap. 7.3.1.3.3 dieser Handlungsanleitung kurz dargestellt.

Bedingt durch diese Risikodefinition ist der gelbe Risikobereich des klassischen Ansatzes deutlich schmaler als im Screeningansatz. Grundsätzlich ist jedoch von einem proportionalen Zusammenhang zwischen Kraftindex FI und Totalsscore TS auszugehen. Aufgrund der Definitionsgrenzen der Risikobereiche ließe sich allerdings nur ein „farbabschnittsweise proportionaler“ Zusammenhang zwischen klassischem und Screeningansatz realisieren. Da mit steigendem FI bzw. TS die Gefährdung/das Risiko überproportional ansteigen, erschien es ratsam den grünen und gelben Bereich durch eine progressive Kurve anzunähern und auf einen „farbabschnittsweisen“ linearen Zusammenhang zu verzichten (s. Abbildung 7.2).

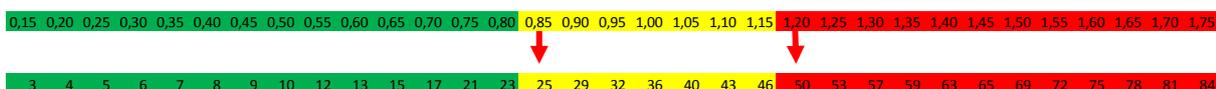


Abbildung 7.1: Ampelschema von klassischem (oben) und Screeningansatz (unten)

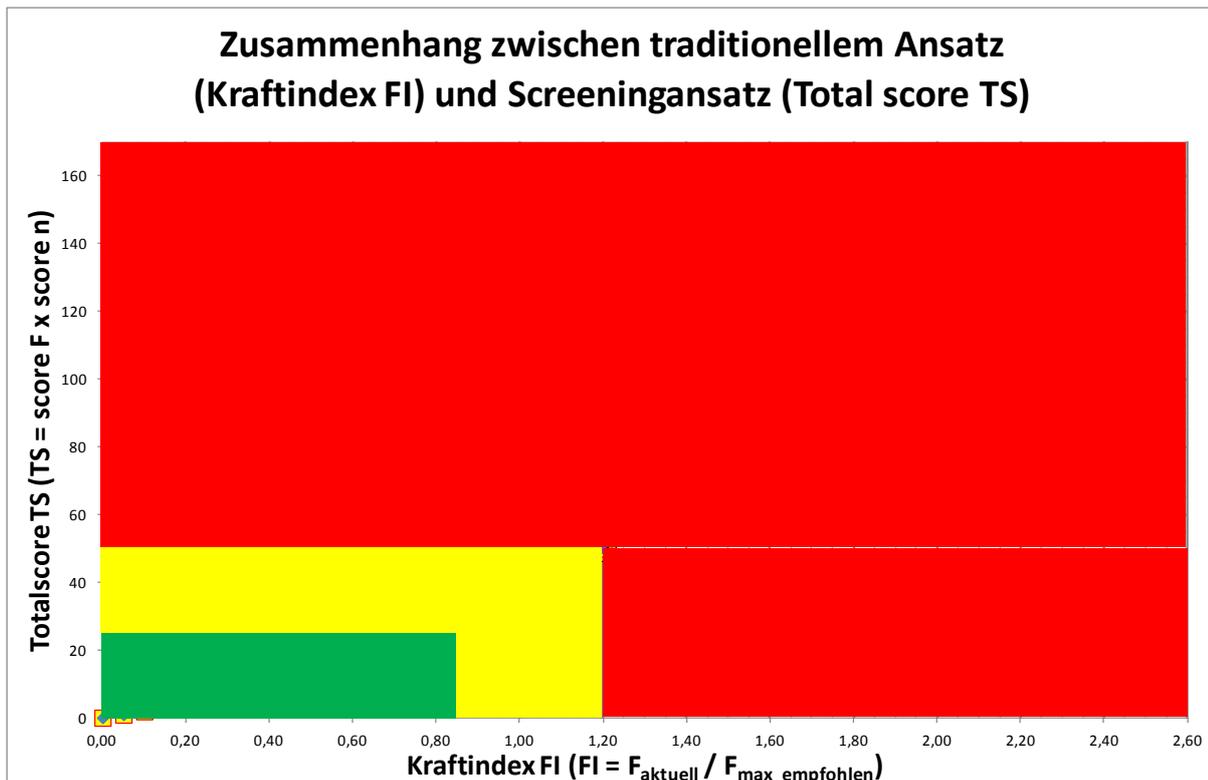


Abbildung 7.2: Transferformel zum Umrechnen des klassischen in den Screeningansatz

Im Bereich niedriger FI bzw. TS ergibt sich bei geringen Ausübungshäufigkeiten und insbesondere bei geringen auszuübenden Kraftniveaus ( $\%F_{\max}$ ) eine asymptotische Annäherung an die Dauerleistungsgrenze, was einen solchen Modellierungsansatz rechtfertigt. Insgesamt wird mit dieser Vorgehensweise das „Risiko“ im gelben Bereich des Screening Verfahrens konservativ abgeschätzt.

Im Rahmen der Weiterentwicklung des montagespezifischen Kraftatlas zur Bewertung von Ganzkörperkräften wurde eine Transferformel entwickelt, welche die direkte Umrechnung des klassischen in den Screening-Ansatz ermöglicht (s. Abbildung 7.2).

### 7.3.1.3.3 Verfahrensablauf des MEGAPHYS Expertenscreenings Aktionskräfte

Der Ablauf des Screening Verfahrens ähnelt dem des klassischen Verfahrens. Der Berechnungsmodus ist lediglich in Schritt 3 unterschiedlich. Die Bewertung in Schritt 4 erfolgt dann im klassischen Fall auf Basis des Kraftindex FI, beim Screening auf Basis des Total Scores TS. In einer vierstufigen Vorgehensweise wird der Risikobereich und die zu treffenden Maßnahmen ermittelt (S. Methodenvorentwurf zum Expertenscreening Aktionskräfte).

#### 7.3.1.4 Das EXCEL gestützte MEGAPHYS Expertenscreening Aktionskräfte

Das EXCEL basierte Expertenscreening Aktionskräfte dient als Unterstützung bei Kraftbewertungen mit dem klassischen als auch mit dem Screeningverfahren. Es ist primär für die Testung der Verfahrensansätze konzipiert und weißt daher nicht überall den Komfort auf, den man von einer kommerziellen Software erwarten dürfte. Auch werden nicht nur klassisches und Screeningergebnis angezeigt, vielmehr werden zwei Verfahrensansätze „Gesamthäufigkeit der Kraftausübungen und häufigkeitsgewichteter Mittelwert der Kraftbeträge“ sowie „Schwerste Belastungssituation (maximales Faktuell/Fmax\_empf.) \* Häufigkeit + Inkremente der übrigen Krafftfälle)“ angezeigt. Während sich das erste Berechnungsverfahren gut für homogene Krafftfälle eignet und vergleichbare Ergebnisse zur Papier- und Bleistiftvariante liefert, empfiehlt sich bei heterogenen Krafftfällen die Verwendung des zweiten Verfahrensansatzes. Ein Vergleich beider Ergebnisse liefert einen guten Überblick, ab welchem Maß an Heterogenität der zweite Verfahrensansatz zu verwenden wäre.

- Homogene Krafftfälle sind gekennzeichnet durch wenige unterschiedliche Kraftausübungsfälle in ähnlichen Kraftniveaus (Schwankungen bis  $\leq 20\%$ ), wie sie typischerweise bei getakteten industriellen Tätigkeiten auftreten
- Heterogene Krafftfälle sind gekennzeichnet durch (stark) unterschiedliche Kraftausübungsfälle mit (sehr) unterschiedlichen Kraftniveaus (über 20%) oder Kraftrichtungen/Greifarten bei Ganzkörper- und Hand-Arm-Kräften

##### 7.3.1.4.1 Übersicht

Lassen sich einfache/homogene Kraftausübungsfälle auf Basis einer Papier- und Bleistiftmethode bewerten, so sind komplexe /heterogene Kraftausübungsfälle nur rechnergestützt sinnvoll zu bewerten. Hierbei hilft das EXCEL basierte Tool Expertenscreening Aktionskräfte. Es ermöglicht gleichermaßen die Bewertung von homogenen und heterogenen Kraftausübungsfällen mit Hilfe des klassischen und des Screening-Ansatzes.

Das Tool hat fünf Blätter: „Willkommen“, „Ganzkörper“, „Finger-Hand“, „Maximalkräfte“ und „Faktoren“

Alle Eingabefelder des Tools sind weiß hinterlegt. Alle Eingabefelder einer Zeile (außer „Beschreibung“) müssen mit Zahlen  $> 0$  hinterlegt sein. Nichtausgefüllte Felder oder Leerzeilen führen zu Fehlern.

Mögliche Eingabefelder sind:

- Beschreibung der Tätigkeit und des Krafftalles
- Auszuübende Kraft ( $F_{\text{aktuell}}$ )
- Maximalkraft ( $F_{\text{max.}}$ )
- Anzahl der Kraftausübungen pro Schicht oder pro Takt
- Taktdauer (in Minuten), Angabe fakultativ
- Schichtdauer (in Minuten)
- Biomechanikfaktor T2 (Berücksichtigung von asymmetrischen und einhändigen Kraftausübungen) – nur bei Ganzkörperkräften verfügbar.

- ❑ Physiologiefaktor T3 (Berücksichtigung von ungünstigen Körperhaltungen während der Kraftausübungen) – nur bei Ganzkörperkräften verfügbar.
- ❑ Faktor P1 für das Alter (fakultativ und alternativ/ergänzend zur Benutzung eines Kraftperzentils)
- ❑ Faktor P2 für das Geschlecht (fakultativ und alternativ ergänzend zur Benutzung eines Kraftperzentils)

Alle grau hinterlegten Felder stellen Zwischenergebnisse (Kraftindex FI (klassischer Ansatz), Screening (Punkte, Screening Ansatz),  $F_{\text{aktuell}}/F_{\text{max}}$  (Verhältnis)) dar. Alle Eingabefelder besitzen einen weißen Hintergrund.

Viele Zellen enthalten oben rechts ein kleines rotes Dreieck. Bewegt sich der Cursor über diese Zelle, so wird ein erläuternder Kommentar zu dieser Zelle eingeblendet, welcher den Inhalt dieser Zelle beschreibt (s. Abbildung 7.3 und Abbildung 7.4). Die nachfolgend gezeigten Kommentare beziehen sich auf das Arbeitsblatt „Ganzkörperkräfte“. Die Kommentare für die Bewertung von „Finger-Handkräften“ sind analog aufgebaut.

The screenshot shows a spreadsheet application with the following sections:

- Daten der Gesamttätigkeit:** A table with columns: Schichtdauer [min], Einstufungsart, Taktdauer [min], Alter [Jahre], Geschlecht. Values: 420,00, Schicht, Männer. A tooltip is displayed over a cell, containing the text: "Beschreibung: Der Arbeitsablauf, sowie Informationen und Hinweise zum Arbeitsplatz können hier notiert werden. Eingaben wirken sich nicht auf die Bewertung aus." Below the tooltip, the value "1,00" is visible in the "Geschlecht" column.
- Table with 15 rows and 10 columns:**

Zelle	Tätigkeit	Faktuell [N]	Fmax [N]	Anzahl / Schicht	Anzahl / Schicht T1	Biomechanik T2	Physiologie T3	Index (FI)	Punkte (TS)	Verhältnis Faktuell / Fmax
1										
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										
- Analyse der Gesamttätigkeit:** A section with a color-coded grid for "Farbstufe" and "Farbverlauf" under "Klassisch" and "Screening" methods. Values are 0.

Abbildung 7.3: Ausgewählter Kommentar auf der linken Bildschirmhälfte

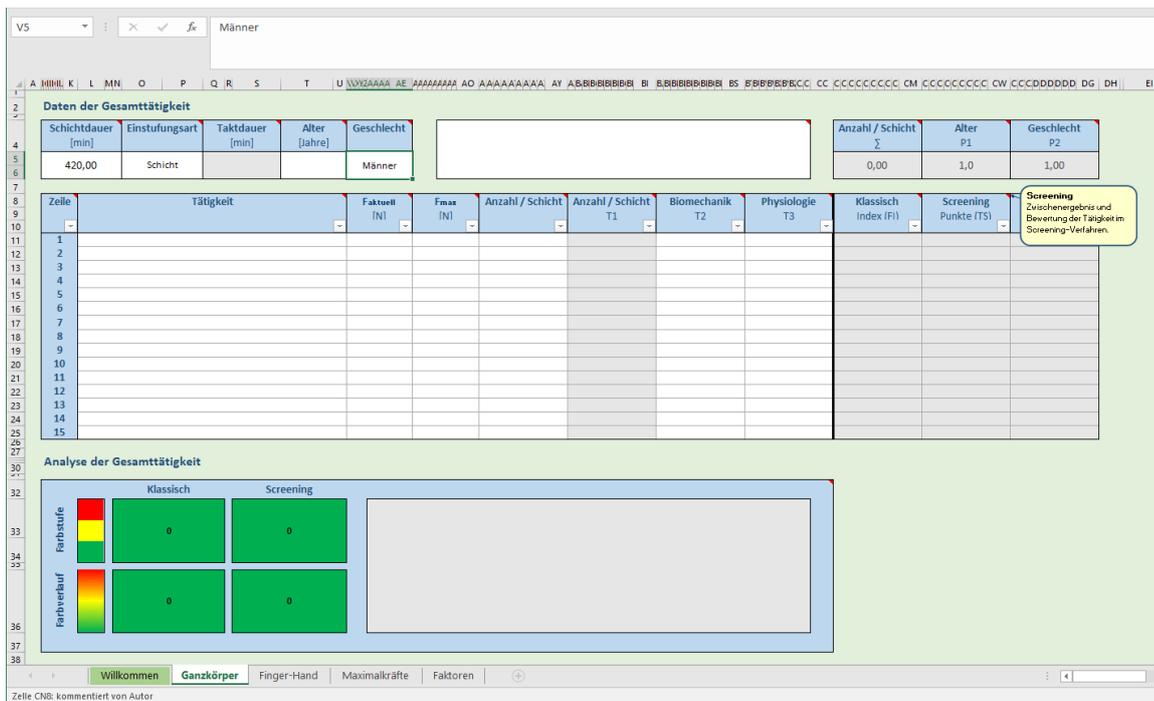


Abbildung 7.4: Ausgewählter Kommentar auf der rechten Bildschirmhälfte

Die Bewertungsergebnisse werden sowohl für das klassische als auch für das Screeningverfahren angezeigt (s. Abbildung 7.5). Neben FI und Score werden die Hintergründe in den Ampelfarben angezeigt. Die jeweils linken Spalten stellen einen Farbverlauf von dunkelgrün nach dunkelrot dar; die jeweils rechten Spalten den Ampelbereich.

Neben den jeweils vier Bewertungsfeldern für klassisches und Screening-Verfahren) werden auch im Eingabebereich jeweils der Kraftindex FI (klassisch) und der Punktwert „Screening“ angezeigt.

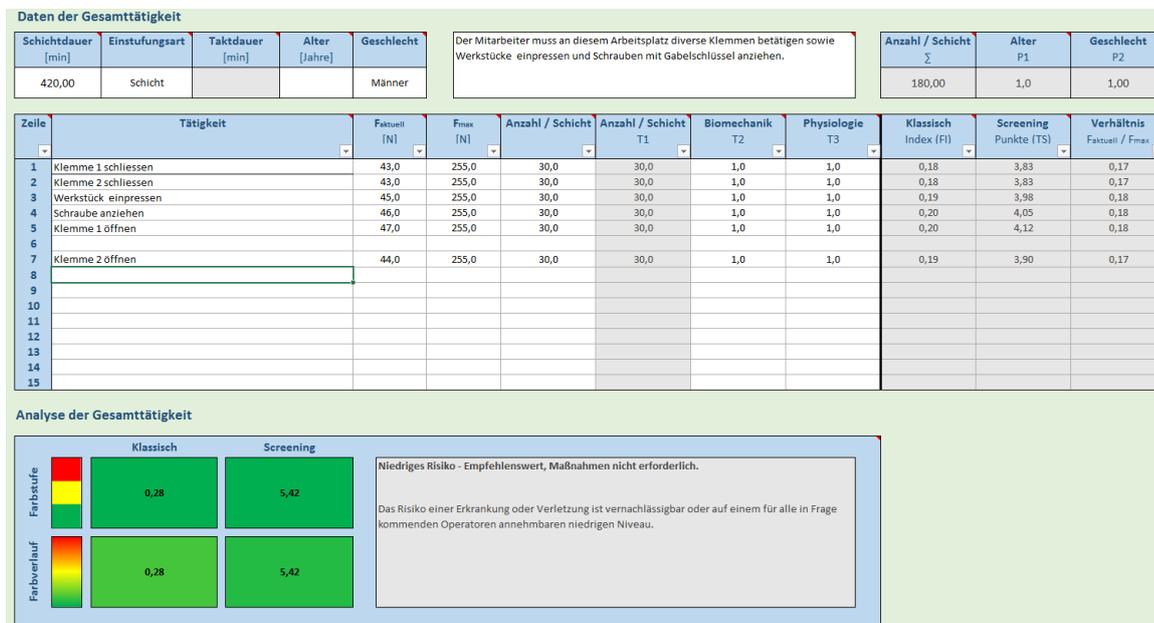


Abbildung 7.5: Bildschirmmaske des Expertenscreenings Aktionskräfte

### 7.3.1.4.2 Vorgehensweise bei der Bewertung

Zunächst sind alle Kraftausübungsfälle /Tätigkeiten – am besten in der tatsächlich stattfindenden Reihenfolge – einzutragen. Es ist darauf zu achten, dass keine Leerzeilen eingegeben werden und alle weiß hinterlegten Spalten ausgefüllt sind (Zahlenwerte > 0) (s. Abbildung 7.5).

Ein beispielhaft ausgefülltes Excelsheet zeigt Abbildung 7.6.

Daten der Gesamttätigkeit												
Schichtdauer [min]	Einstufungsart	Taktdauer [min]	Alter [Jahre]	Geschlecht	Der Mitarbeiter muss an diesem Arbeitsplatz 20 Radmuttern mit Drehmomentschlüssel sowie kleinere Schrauben mit Gabelschlüssel anziehen und den Manipulator betätigen.					Anzahl / Schicht $\Sigma$	Alter P1	Geschlecht P2
420,00	Schicht			Männer						950,00	1,0	1,00

Zeile	Tätigkeit	Faktuell [N]	F <sub>max</sub> [N]	Anzahl / Schicht	Anzahl / Schicht T1	Biomechanik T2	Physiologie T3	Klassisch Index (FI)	Screening Punkte (TS)	Verhältnis Faktuell / F <sub>max</sub>
1	Radmuttern anziehen	150,0	255,0	800,0	800,0	1,0	1,0	0,98	33,16	0,59
2	Schraube 1 anziehen	43,0	255,0	30,0	30,0	1,0	1,0	0,18	3,83	0,17
3	Schraube 2 anziehen	45,0	255,0	30,0	30,0	1,0	1,0	0,19	3,98	0,18
4	Schraube 3 anziehen	46,0	255,0	30,0	30,0	1,0	1,0	0,20	4,05	0,18
5	Schraube 4 anziehen	47,0	255,0	30,0	30,0	1,0	1,0	0,20	4,12	0,18
6										
7	Manipulator betätigen	44,0	255,0	30,0	30,0	1,0	1,0	0,19	3,90	0,17
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										

Analyse der Gesamttätigkeit					
Farbstufe	Klassisch		Screening		Mögliches Risiko - Nicht empfehlenswert, Maßnahmen zur erneuten Gestaltung / Risikobeherrschung ergreifen. Für die in Frage kommenden Operatoren besteht insgesamt oder teilweise ein nicht vernachlässigbares Risiko einer Erkrankung oder Verletzung.
	1,13	44,32	1,13	44,32	
Farbverlauf					

Abbildung 7.6: Beispielrechnung mit Megaphys MonKras

Die Bewertung von Kraftausübungsfällen bezieht sich in der Regel auf die komplette Schichtdauer (in der Einstufungsart : „Schicht“).

Dies könnte bei getakteten Tätigkeiten immer ein Hochrechnen der Kraftausübungen eines Taktes auf die Schichtdauer erfordern. Wird die Taktdauer > 0 gesetzt (in der Einstufungsart: „Takt“), so können einzelne Takte bewertet werden, ohne dass man die Häufigkeiten der Kraftausübungen auf die Schichtdauer hochrechnen muss. In diesem Fall wird die Taktdauer auf die angegebene Schichtdauer hochgerechnet. In allen anderen Fällen (auch für Taktdauer = 0) findet die Taktdauer bei den Berechnungen keine Berücksichtigung.

Tritt ein Krafftall nur bei jedem n-ten Takt auf, so kann auch eine Häufigkeit 1/n eingegeben werden.

Generell ist im Sinne einer flexiblen Anwendbarkeit die Eingabe von Kraftausübungshäufigkeiten auf zwei Nachkommastellen möglich.

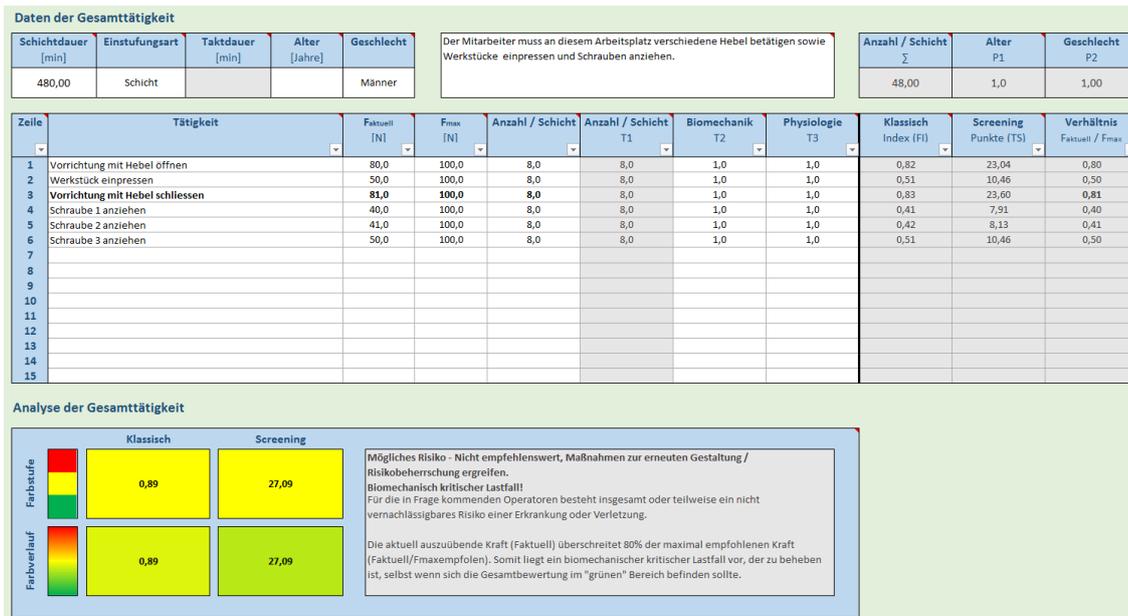


Abbildung 7.7: Biomechanisch kritische Lastfälle einzeln eingeben (FI > 0,8)

Treten in eine Krafrichtung Kraftausübungen mehr als einmal auf, so sollten bei stark unterschiedlichen Kraftniveaus diese separat eingegeben werden. So bleiben biomechanisch kritische Krafftälle stets sichtbar (siehe Abbildung 7.7).

Bei komplexeren Kraftausübungsfällen empfiehlt es sich nur die „wesentlichen“ Krafftälle zu berücksichtigen. Das Expertenscreening bewertet quasi-statische Kraftausübungsfälle. Kurzzeitige Kräfte (< 1 Sekunde) oder statische Kräfte (> 6 Sekunden) sollten mit diesem Tool nicht bewertet werden.

### 7.3.1.4.3 Beispiele

Die nachfolgenden Beispiele sollen die Anwendung des MEGAPHYS Expertenscreenings Aktionskräfte kurz aufzeigen. Es wird ein Beispiel für Ganzkörper- und Finger-Handkräfte aufgezeigt.

#### Beispiel A: Einrasten eines Bauteils in einer Maschine (Ganzkörperkräfte)

Im Rahmen von Montagetätigkeiten wird ein Bauteil geringen Gewichtes in einer Maschine auf eine Führungsschiene gesetzt und anschließend vor dem Körper mit einer horizontalen Druckkraft (-B) mit beiden Händen eingerastet.

Dieser Vorgang wiederholt sich 480-mal pro Schicht.

Die Kraftausübung erfolgt aufrecht stehend in Brusthöhe. Die Fügekraft beträgt 100N.

Wegen Vibrationsgeräuschen ist eine Erhöhung der Fügekraft um 30N geplant.

Wie sind aktueller und künftiger Krafftall zu bewerten?

*Es ergibt sich – analog zu den Berechnungen mit der „Papier und Bleistift“ Version - ein Ergebnis im „mittleren grünen“ Bereich für die Ist- Analyse und ein Ergebnis im „oberen grünen“ Bereich für die Planungsanalyse (s. Abbildung 7.8 und Abbildung 7.9).*

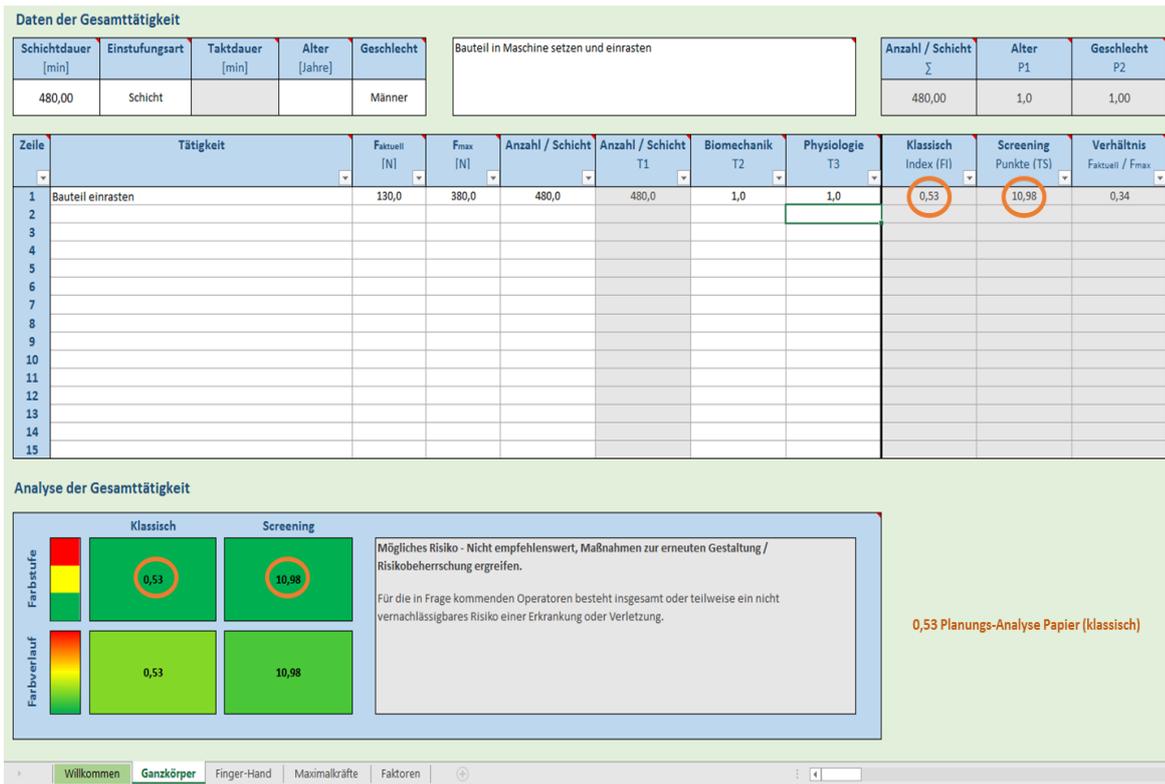


Abbildung 7.8: Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten - Planungsanalyse

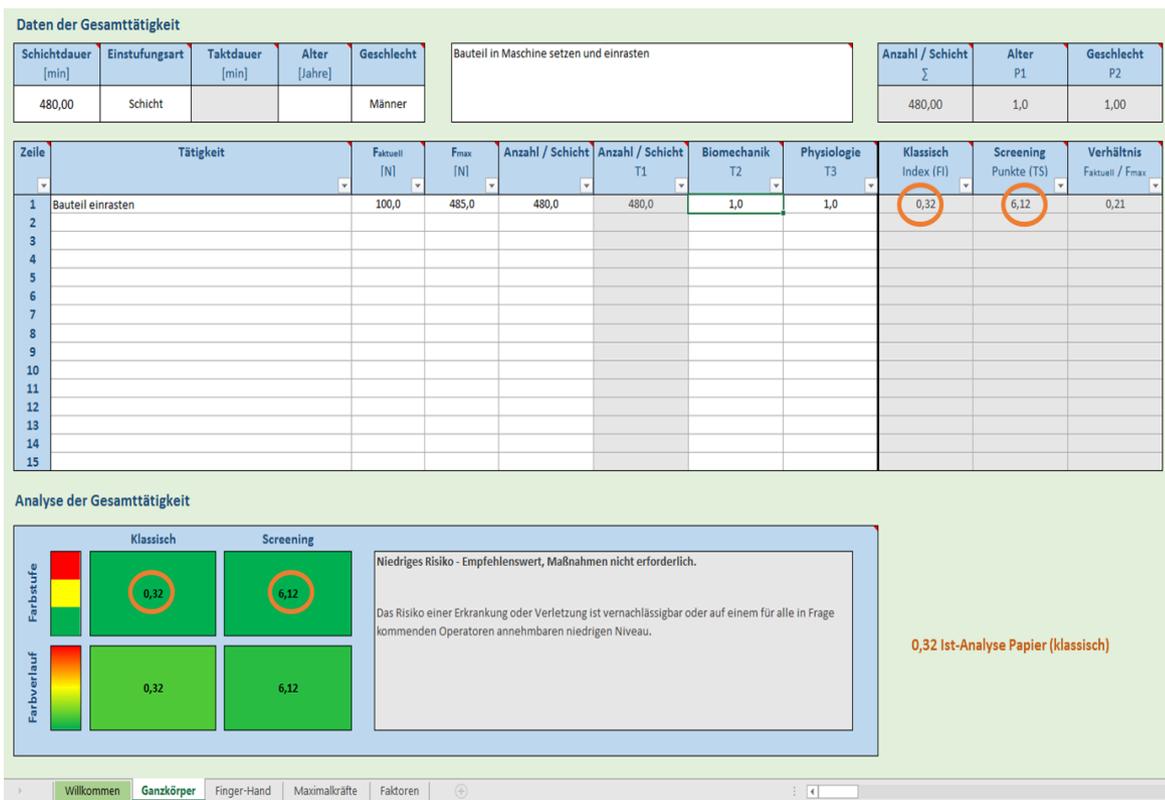


Abbildung 7.9: Beispiel A: Bauteil in Maschine einrasten – Ist-Analyse

## Beispiel B: Eindrücken von Befestigungselemente für eine Türdichtung (Finger-Handkräfte)

Im Rahmen von Montagetätigkeiten werden von einem Werker:

- 3 Befestigungselemente mit einer Kraft von 40 N (Daumen) und
- 2 Befestigungselemente mit einer Kraft von 30 N (Zeigefinger) eingedrückt.

Dieser Vorgang wiederholt sich 480-mal pro Schicht.

Wie ist dieser Kraftfall zu bewerten?

Es ergibt sich ein Ergebnis im „unteren gelben“ Bereich (s. Abbildung 7.10).

Die Berechnung mit dem rechnergestützten Tool zeigt einen leicht höheren Wert wie die „Papier und Bleistift“ Version. „

Weil hierbei mit „Spitzenbelastung und Inkremente“ gerechnet wird ergibt sich ein Unterschied, wegen der höheren Belastung des Zeigefingers.

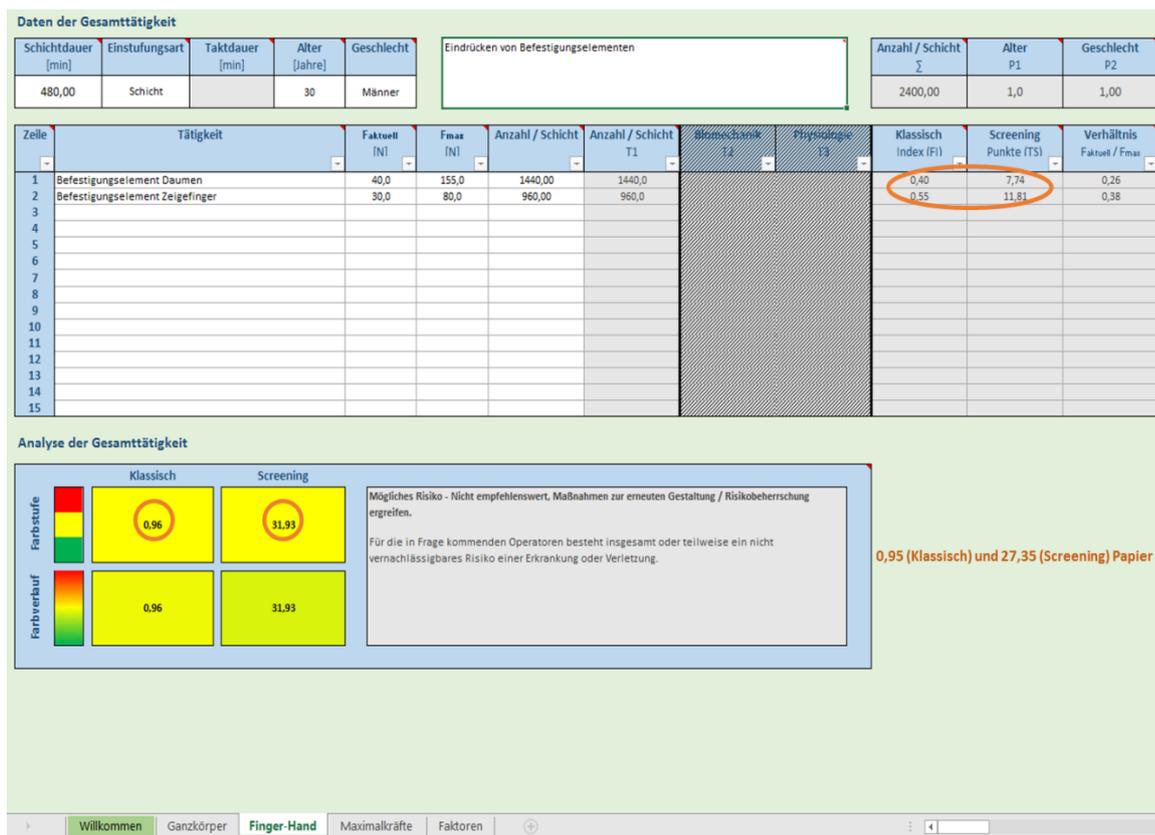


Abbildung 7.10: Beispiel B – Befestigungselemente eindrücken

### 7.3.1.5 Literatur

- Burandt, U.: Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978
- DIN EN 1005-3: Sicherheit von Maschinen-Menschliche körperliche Leistung- Empfohlene Kraftgrenzen bei Maschinenbetätigung. Beuth, Berlin 2002
- DIN EN 1005-5: Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung - Teil 5: Risikobeurteilung für kurzzyklische Tätigkeiten bei hohen Handhabungsfrequenzen; Deutsche Fassung EN 1005-5:2007
- EAWS <http://ergo-mtm.it/wp-content/uploads/2013/09/EAWS-form-v1.3.4-EN.pdf>
- ISO 11228-1: Ergonomics -- Manual handling -- Part 1: Lifting and carrying
- ISO 11228-2: Ergonomics - Manual handling - Part 2: Pushing and pulling.
- ISO 11228-3: Ergonomics - Manual handling Part 3: Handling of low loads at high frequency
- Krömer KHE: Die Messung der Muskelstärke des Menschen. BAuA, Fb. 161, 1977
- LMM-MA <http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/Physische-Belastung/pdf/LMM-Manuelle-Arbeit-2.pdf?blob=publicationFile&v=7>
- Occhipinti E & Colombini D. Proposal of a concise index for the evaluation of the exposure to repetitive movements of the upper extremity (OCRA index)]. Med Lav. 1996;87(6):526-548
- Occhipinti E & Colombini D. Updating reference values and predictive models of the OCRA method in the risk assessment of work-related musculoskeletal disorders of the upper limbs. Ergonomics. 2007;50(11):1727-1739.
- Rohmert, W.; Statische Haltearbeit des Menschen : Mit Tabellen zur Ermittlung d. Erholungszuschlages. Verband f. Arbeitsstudien REFA, Darmstadt 1963
- Schaub, K.; Wakula, J.; Berg, K.: Der montagespezifische Kraftatlas – Weiterführung. Abschlussbericht des IAD für die BGHM. Darmstadt 2014.
- Schaub, K.; Wakula, J.; Berg, K.; Kaiser, B.; Bruder, R.; Glitsch, U.; Ellegast, R.. The Assembly Specific Force Atlas. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries. Volume 25, Issue 3, pages 329–339, May/June 2015. Article first published online: 22 AUG 2014 DOI: 10.1002/hfm.20545
- Schultetus, W.; Lange, W. (Hrsg.); Doerken, W. (Hrsg.): Montagegestaltung : Daten, Hinweise u. Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung. TÜV Rheinland, 1987.
- Wakula, J.; Berg, K.; Schaub, K.; Bruder, R.; Glitsch, U.; Ellegast, R.P.: Der montagespezifische Kraftatlas. BGIA-Report 3/2009. 275 S., zahlr. Tab. und Abb. Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2009. ISBN: 978-3-88383-788-8
- Waters, T. et al.: Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. ERGONOMICS 1993, Vol. 36, No. 7 749-776



### Einführung

MonKras ist ein Excel-Tool, das Tätigkeiten bzw. ausgeübte Kräfte am Arbeitsplatz bewertet, um die Ergonomie zu verbessern.

Zunächst müssen Daten über den Arbeitsplatz und die auszuführenden Personen eingegeben werden. Danach können die einzelnen Tätigkeiten mit den entsprechenden Daten beschrieben werden.

MonKras berechnet aus den eingegebenen Werten ein Ergebnis mithilfe des Klassisch-Verfahren und daraus einen Punktwert äquivalent zu Screening-Verfahren. Das Ergebnis wird zusätzlich über ein "Ampelsystem" farblich gekennzeichnet und bewertet. Wobei die Farbe "grün" ein niedriges Risiko, die Farbe "gelb" ein erhöhtes Risiko und die Farbe "rot" ein hohes Risiko der Verletzungsgefahr darstellt.

### Tabellenblätter

#### *Ganzkörper*

Tätigkeiten, bei denen die Kräfte vom Ganzkörper ausgehen, können hier bewertet werden.

Die weißen Zellen sind mit Werten auszufüllen. Graue Zellen sind Ergebnisse und sind nicht editierbar. Zellen, die mit einem kleinen roten Dreieck in der oberen rechten Ecke gekennzeichnet sind, enthalten eine Beschreibung zu der jeweiligen Angabe. Um die Beschreibung zu öffnen, fahren Sie mit dem Mauszeiger auf die Zelle mit dem Dreieck.

#### *Finger-Hand*

Tätigkeiten, bei denen die Kräfte von den Fingern oder der ganzen Hand ausgehen, können hier bewertet werden.

Die Finger-Hand-Tabelle entspricht der Ganzkörper-Tabelle, ohne den Einfluss des Biomechanikfaktors und des Physiologiefaktors.

#### *Maximalkräfte*

Hier können die Maximalkraftwerte (Fmax) entsprechend der Körperhaltung und Krafrichtung für die Ganzkörperkräfte und die Finger-Handkräfte ausgelesen werden.

#### *Faktoren*

Hier sind die Faktoren angegeben, um die Maximalkraftwerte individuell anzupassen. Dazu gehört der Biomechanikfaktor (T2), Physiologiefaktor (T3), Altersfaktor (P1) und Tdyn.

### Systemanforderungen

- Windows 7 und neuer  
*Geprüft mit: Windows 7 64-Bit*
- Microsoft Office Excel 2007 und neuer  
*Geprüft mit: Excel 2007, 2016 32-Bit*
  
- *Version 4.1.3*

**Daten der Gesamttätigkeit**

Schichtdauer [min]	Einstufungsart	Taktdauer [min]	Alter [Jahre]	Geschlecht
420,00	Schicht		30	Männer

Anzahl / Schicht $\Sigma$	Alter P1	Geschlecht P2
0,00	1,0	1,00

Zeile	Tätigkeit	Faktuell [N]	Fmax [N]	Anzahl / Schicht	Anzahl / Schicht T1	Biomechanik T2	Physiologie T3	Klassisch Index (FI)	Screening Punkte (TS)	Verhältnis Faktuell / Fmax
1										
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										

**Analyse der Gesamttätigkeit**

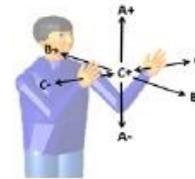
	Klassisch	Screening	
Farbstufe	 0	0	
Farbverlauf	 0	0	

## Ganzkörper

Die Maximalkraftwerte (Fmax) für das Ganzkörper-System sind für beidhändige Kraftausübungen von Männern angegeben. Ausgenommen davon sind die Kraftrichtungen A+ und A-, hier sind jeweils die Maximalkräfte für Frauen | Männer angegeben. Der entsprechende Korrekturfaktor P2 für die Frauenwerte ist im Tabellenblatt "Faktoren" abgebildet und genauer erläutert.

Die Kraftwerte unter P15 gelten für die Planungsphase und die Werte unter P40 für geschlechtsneutrale Analysen von bereits vorhandenen Arbeitsplätzen. Das "P" steht jeweils für Perzentil.

Alle angegebenen Kraftwerte sind auf 5 Newton gerundet und resultieren aus den Messwerten der drei Sensoren für die Raumrichtungen A, B und C. Aufgrund vom Kraftschluss ist für C+ und C- jeweils nur der halbe Kraftwert bzw. der von einer Hand



Stehen aufrecht, Arme über Kopfhöhe Kraftangriffspunkt: 170 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	306 360	366 430	
A-	349 410	421 495	
B+	245	305	
B-	395	480	
C+	160	210	
C-	150	210	

Stehen aufrecht, Arme auf Brusthöhe Kraftangriffspunkt: 150 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	323 380	408 480	
A-	344 405	425 500	
B+	260	320	
B-	380	485	
C+	205	290	
C-	170	255	

Stehen gebeugt Kraftangriffspunkt: 110 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	272 320	370 435	
A-	259 305	315 370	
B+	315	395	
B-	440	605	
C+	225	310	
C-	140	205	

Knien aufrecht, Arme auf / über Schulterhöhe Kraftangriffspunkt: 110 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	293 345	361 425	
A-	349 410	421 495	
B+	320	410	
B-	340	425	
C+	200	275	
C-	200	280	

Knien aufrecht, Arme auf Brusthöhe Kraftangriffspunkt: 80 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	272 320	357 420	
A-	293 345	366 430	
B+	335	445	
B-	370	495	
C+	225	300	
C-	180	245	

Knien gebeugt Kraftangriffspunkt: 60 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	234 275	323 380	
A-	247 290	293 345	
B+	335	495	
B-	340	445	
C+	220	290	
C-	160	205	

Sitzen aufrecht, Arme über Kopfhöhe Kraftangriffspunkt: 120 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	281 330	336 395	
A-	336 395	387 455	
B+	305	365	
B-	325	370	
C+	155	200	
C-	150	210	

Sitzen aufrecht, Arme auf Brusthöhe Kraftangriffspunkt: 100 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	268 315	344 405	
A-	319 375	374 440	
B+	330	405	
B-	315	380	
C+	190	250	
C-	175	235	

Sitzen gebeugt Kraftangriffspunkt: 80 cm			
Krafrichtung	P15 [N]	P40 [N]	
A+	251 295	327 385	
A-	255 300	319 375	
B+	380	455	
B-	325	425	
C+	205	270	
C-	155	205	

## Finger-Hand

Die Maximalkraftwerte (Fmax) für das Finger-Hand-System sind für beidhändige Kraftausübungen von Männern angegeben. Der entsprechende Korrekturfaktor P2 für die Frauenwerte ist im Tabellenblatt "Faktoren" abgebildet und genauer erläutert.

Die Kraftwerte unter P15 gelten für die Planungsphase und die Werte unter P40 für geschlechtsneutrale Analysen von bereits vorhandenen Arbeitsplätzen. Das "P" steht jeweils für Perzentil.

Alle angegebenen Kraftwerte sind auf 5 Newton gerundet. Die Messwerte wurden eindimensional erfasst.

### Engpass: Hand-/Unterarmmuskulatur

Umfassungsgriff Durchmesser: 4 cm			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	255	340	
Sitzen			

Zangen und Scheren Greifweite: 6,5 cm			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	245	320	
Sitzen			

Handzufassung Greifweite 5,1 cm			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	90	110	
Sitzen			

Zufassungsgriff, 2-3 Finger Abstand zwischen Fingern: 1,5 cm			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	80	95	
Sitzen			

Daumen gegen Zeigefinger Abstand zwischen Daumen und Zeigefinger: 1,5 cm			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	85	105	
Sitzen			

### Engpass: Ganzkörper/Skelett

Handballenkraft			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	335	420	
Sitzen	175	235	

Daumenkraft			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	125	155	
Sitzen	100	135	

Zeigefingerkraft			
Körperhaltung	P15 [N]	P40 [N]	
Stehen	70	85	
Sitzen	65	80	

## Biomechanikfaktor (T2)

Berücksichtigung des Ausübens von Kräften mit muskulärer Anspannung, asymmetrischer Kumpf- / Beinhaltung sowie einhändiges Arbeiten.

Alle angegebenen Faktoren sind auf eine Nachkommastelle gerundet. In den Tabellen erfolgt eine Unterteilung in asymmetrische und symmetrische Halbtagen. Der Kraftstrahl und Hebel entsprechend erfolgt jeweils die Unterteilung in beidhändige oder einhändige Arbeit.

T000 - Formulierung und ggf. Inhalt überarbeiten!



Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	1,0
A-	0,3	0,4	1,0	0,7
B+	1,0	1,0	1,0	1,0
B-	0,3	0,5	1,0	0,6
C+	1,0	0,5	1,0	0,5
C-	1,0	0,5	1,0	0,5

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	1,0
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,3	0,3	0,3
B-	0,3	0,5	1,0	0,6
C+	0,3	0,5	0,3	0,5
C-	1,0	0,5	1,0	0,5

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,5	0,3
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,7	0,3	0,7
B-	0,3	0,4	0,3	0,5
C+	0,3	0,5	1,0	0,5
C-	0,3	0,5	1,0	0,5

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	1,0
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,3	1,0	1,0
B-	0,3	0,6	1,0	0,7
C+	0,3	0,5	1,0	0,6
C-	0,3	0,5	1,0	0,6

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	0,3
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,3	0,3	0,3
B-	0,3	0,6	1,0	0,6
C+	1,0	0,6	1,0	0,5
C-	1,0	0,6	1,0	0,6

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	0,3
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,8	0,3	0,8
B-	0,3	0,6	0,3	0,7
C+	0,3	0,5	1,0	0,6
C-	0,3	0,5	1,0	0,6

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	1,0
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,3	1,0	1,0
B-	0,3	0,6	1,0	0,7
C+	0,3	0,5	1,0	0,6
C-	0,3	0,5	1,0	0,6

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	0,3
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,3	0,3	0,3
B-	0,3	0,6	1,0	0,6
C+	1,0	0,6	1,0	0,5
C-	1,0	0,6	1,0	0,6

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,3	0,4	0,3
A-	0,3	0,5	1,0	0,6
B+	0,3	0,8	0,3	0,8
B-	0,3	0,6	0,3	0,7
C+	0,3	0,5	1,0	0,6
C-	0,3	0,5	1,0	0,6

## Physiologiefaktor (T3)

Berücksichtigung des Ausübens von Kräften in ergonomisch ungünstigen Körperhaltungen bei einer Anzahl von mehr als 4 pro Minute oder Dauer länger als 50% der Zeit- / Schichtzeit mit zusätzlicher Hebelarbeit.



Kraftrichtung	Anzahl pro Minute				
	<=4	5	5,5	6	>7
	A+	0,3	0,4	1,0	0,5
A-	0,3	0,5	1,0	0,6	
B+	0,3	0,3	1,0	1,0	
B-	0,3	0,6	1,0	0,7	
C+	0,3	0,5	1,0	0,6	
C-	0,3	0,5	1,0	0,6	

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	1,0	1,0	1,0
A-	1,0	1,0	1,0	1,0
B+	1,0	1,0	1,0	1,0
B-	1,0	1,0	1,0	1,0
C+	1,0	1,0	1,0	1,0
C-	1,0	1,0	1,0	1,0

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,6	0,6	0,6
A-	0,6	0,6	0,6	0,6
B+	0,6	0,6	0,6	0,6
B-	0,6	0,6	0,6	0,6
C+	0,6	0,6	0,6	0,6
C-	0,6	0,6	0,6	0,6

Kraftrichtung	Anzahl pro Minute				
	<=4	5	5,5	6	>7
	A+	0,3	0,4	1,0	0,5
A-	0,3	0,5	1,0	0,6	
B+	0,3	0,3	1,0	1,0	
B-	0,3	0,6	1,0	0,7	
C+	0,3	0,5	1,0	0,6	
C-	0,3	0,5	1,0	0,6	

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,4	0,4	0,4
A-	0,4	0,4	0,4	0,4
B+	0,4	0,4	0,4	0,4
B-	0,4	0,4	0,4	0,4
C+	0,4	0,4	0,4	0,4
C-	0,4	0,4	0,4	0,4

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,4	0,4	0,4
A-	0,4	0,4	0,4	0,4
B+	0,4	0,4	0,4	0,4
B-	0,4	0,4	0,4	0,4
C+	0,4	0,4	0,4	0,4
C-	0,4	0,4	0,4	0,4

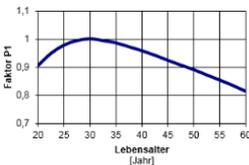
Kraftrichtung	Anzahl pro Minute				
	<=4	5	5,5	6	>7
	A+	0,3	0,4	1,0	0,5
A-	0,3	0,5	1,0	0,6	
B+	0,3	0,3	1,0	1,0	
B-	0,3	0,6	1,0	0,7	
C+	0,3	0,5	1,0	0,6	
C-	0,3	0,5	1,0	0,6	

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	1,0	1,0	1,0
A-	1,0	1,0	1,0	1,0
B+	1,0	1,0	1,0	1,0
B-	1,0	1,0	1,0	1,0
C+	1,0	1,0	1,0	1,0
C-	1,0	1,0	1,0	1,0

Kraftrichtung	asymmetrisch		symmetrisch	
	beidhändig	einhandig	beidhändig	einhandig
	A+	0,6	0,6	0,6
A-	0,6	0,6	0,6	0,6
B+	0,6	0,6	0,6	0,6
B-	0,6	0,6	0,6	0,6
C+	0,6	0,6	0,6	0,6
C-	0,6	0,6	0,6	0,6

## Altersfaktor (P1)

Die Angabe des Alters [Jahren] ist auf den ausführenden Mitarbeiter bezogen und wird zur Bestimmung des Faktors "P1" benötigt.



## Geschlechtsfaktor (P2)

In der Regel werden Arbeitsplätze von mehreren Personen benutzt und können deshalb nicht individualisiert werden. Besonders bei der Planung sind die Personen bedingten Faktoren noch nicht bekannt. Dennoch sollte der Arbeitsplatz nicht für einen "Durchschnittsmenschen", sondern für die erwartenden Benutzergruppe möglichst gut angepasst werden. Wenn z.B. feststeht, dass eine Arbeit nur von Männern verrichtet werden wird, sollte der Arbeitsplatz nicht für Frauen und Männer ausgelegt werden.

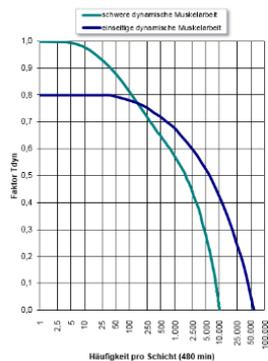
Frauen und Männer = 0,65  
 Frauen = 0,65  
 Männer = 1,0

## Tdyn

Die dynamische Muskelarbeit umfasst alle Tätigkeiten, die mit einer Bewegung bzw. Verkürzung des kraftausübenden Muskels verbunden sind. Während der Arbeit können größere Kräfte auch über längere Zeiträume aufgebracht werden. Die maximal ausübende Kraft richtet sich dabei nach Dauer und Häufigkeit der Kraftausübungen. Bemerkung wird der Faktor "Tdyn" über die Anzahl der Kraftanstrengungen bei dynamischer Muskelarbeit bestimmt.

**Einseitige dynamische Arbeit**  
 Hierbei sind hauptsächlich kleinere bzw. lokal begrenzte Muskelgruppen im Einsatz, die bei hoher Belastung schnell ermüden. Der Engpass liegt hierbei also primär im Muskel, wobei das Herz-Kreislauf-System nicht zwangsläufig spürbare Beanspruchungsreaktionen zeigen muss (z.B. beim Schrauben Eindrehen/Montieren von kleinen Teilen).

**Schwere dynamische Arbeit**  
 Hierbei kommen mehrere, in der Regel große Muskelgruppen gleichzeitig zum Einsatz. Bei hoher Belastung kommt es primär zu einem Versorgungsgang durch die begrenzte Leistungsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems. Beispiele hierfür sind manuelle Transporttätigkeiten oder Lastenhandhabung.



### 7.3.3 Handlungshilfe Expertenscreening MultiLa

#### Abbildungen

Abbildung 7.11: Allgemeine Daten zur bewegten Last .....	221
Abbildung 7.12: Datenbereich für das Umsetzen, Halten und Tragen von Lasten .....	221
Abbildung 7.13: Datenbereich für das Ziehen und Schieben von Lasten.....	222
Abbildung 7.14: Eingabebeispiel .....	223
Abbildung 7.15: Eingabebeispiel mit biomechanisch kritischen Fällen (Ausschnitt)...	224

### 7.3.3.1 Einleitung

Diese Handlungshilfe unterstützt die Benutzung des rechnergestützten MEGAPHYS Expertenscreenings für multiple manuelle Lastenhandhabungen – MultiLa in Verbindung mit einer Schulung. Sie baut auf den Anleitungen zum Multiple-Lasten-Tool\* auf (Einstufungshilfe und Hintergrundinformation siehe <http://www.kobra-projekt.de/download/multiple-lasten-tool>).

\*Das Multiple-Lasten-Tool: Bewertung multipler (manueller) Lastenhandhabungen, entwickelt im Rahmen von KoBRA (Kooperationsprogramm zu normativem Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit), gefördert durch das Bundesministerium für Arbeit und Soziales (BMAS) und fachlich begleitet durch die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA). 2010. Siehe auch „Handlungshilfe“ und „Bewertungsverfahren“ unter <http://www.kobra-projekt.de/page/downloads>

### 7.3.3.2 Anwendung von MultiLa

Das Multiple-Lasten-Tool kann zur Belastungsbewertung von Tätigkeiten genutzt werden, bei denen u. a. eine Kombination von Umsetzen, Heben/Halten, Tragen sowie Ziehen/Schieben von Lasten den Tätigkeitsschwerpunkt darstellt.

Mögliche Anwendungsgebiete können neben der Logistik auch die Automobilindustrie z. B. Tätigkeiten im Presswerk, Rohbau oder der Montage sein. Bei den Handhabungsarten Umsetzen, Heben/ Halten und Tragen können Lastgewichte bis zu 40 Kilogramm und beim Ziehen /Schieben Lastgewichte von 25kg bis 950kg erfasst und bewertet werden.

Das Tool basiert auf den von der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) herausgegebenen Leitmerkmalmethoden Heben, Halten, Tragen (2001) und Ziehen/Schieben (2002).

Voraussetzung für die Anwendung des Verfahrens/Tools sind, neben ergonomischen Grundkenntnissen, Kenntnisse im Umgang mit den Leitmerkmalmethoden oder eine vergleichbare Schulung.

#### 7.3.3.2.1 Aufbau und Funktionalität von MEGAPHYS - MultiLa

Das Tool ist in MS-Excel als einfache Tabelle aufgebaut, in der für jede bewegte Last die entsprechenden Leitmerkmale der Lastenhandhabung erfasst und dokumentiert werden. Leitmerkmale für die Lastenhandhabung sind gemäß den Leitmerkmalmethoden der BAuA das Lastgewicht, die Zeitdauer, Häufigkeit oder Wegstrecke (je nach Handhabungsart), die Körperhaltung, die Ausführungsbedingungen und für das Ziehen und Schieben das Transportmedium sowie die Anforderungen an die Positioniergenauigkeit der bewegten Last. Auf Basis der Ausprägungen dieser Leitmerkmale werden über spezifische Algorithmen sogenannte Wichtungen bestimmt und ein Risikowert errechnet, der nach dem Ampelschema (DIN EN 614-1) bewertet wird.

MultiLa-Tabelle besteht aus drei Hauptbereichen:

- Willkommen
- Daten
- Einstufungshilfe

### 7.3.3.2.2 Daten: Beschreibung der Lastenhandhabungen

Um die Belastung bei Tätigkeiten mit gemischter Lastenhandhabung ermitteln zu können, müssen für die einzelnen (manuellen) Lastenhandhabungen die Ausprägungen der Leitmerkmale erfasst werden.

Pro Lastgewicht (Behälter, Wagen, Teil etc.) ist mindestens eine Zeile zu nutzen. Dabei können alle Handhabungsarten, ablauforientiert in eine eigene Zeile (unter Angabe des Lastgewichts) angegeben werden.

### 7.3.3.2.3 Allgemeine Daten zur bewegten Last

Felder für die allgemeinen Daten zur bewegten Last sind der Abbildung 7.11:

Allgemeine Daten zur bewegten Last Abbildung 7.11 zu entnehmen. Die erste Spalte gibt die jeweilige Zeilennummer an. In der zweiten Spalte kann die Beschreibung der Tätigkeit angegeben werden und in der dritten Spalte das jeweilige Lastgewicht (bei Zieh- und Schiebevorgängen: Ladung zzgl. Gewicht des Transportwagens) in Kilogramm dazu.

Eingabegrenzen des Tools liegen zwischen von 2 kg bis 950kg. Nach den zu Grunde liegenden Methoden sollten für Umsetzen, Halten und Tragen Lastgewichte zwischen 2 bis 40 kg betragen und für die Handhabungsarten Ziehen/Schieben zwischen 25kg und 950kg liegen.

Zeile	Daten	Gewicht
		Lastgewicht [kg]
1		
2		
3		
4		
5		

Abbildung 7.11: Allgemeine Daten zur bewegten Last

- **Anmerkung:** Pro Zeile ist immer ein Lastgewicht (in Kilogramm) einzugeben.

### 7.3.3.2.4 Daten zum Umsetzen, Halten, Tragen der Last

Für jedes Lastgewicht sind dann die weiteren Leitmerkmale zu erfassen (s. Abbildung 7.12). Wird die Last in einer der drei Handhabungsarten Umsetzen, Halten oder Tragen bewegt, sind dabei folgende Spalten relevant:

Umsetzen						Halten				Tragen			
ein- händig	Anzahl gesamt	Körper- haltung	Ausführ- beding.	2. Haltung optional	2. Ausführung optional	ein- händig	Halten > 5s [sec]	Körper- haltung	Ausführ- beding.	ein- händig	Tragen > 5m [m]	Körper- haltung	Ausführ- beding.

Abbildung 7.12: Datenbereich für das Umsetzen, Halten und Tragen von Lasten

**Umsetzen:** alle Umsetzvorgänge (Heben und Absetzen) über eine Distanz bis zu 5 Metern

- Angabe ob, einhändige Handhabung der Last („ja“ oder „nein“ bzw. leer lassen)
- Anzahl der Umsetzvorgänge
- Wichtungswert für die charakteristische Körperhaltung (mehr hierzu s. Einstufungsregeln)
- Wichtungswert für die Ausführungsbedingungen (mehr hierzu s. Einstufungsregeln)

Bei bestimmten Tätigkeiten kann es vorkommen, dass sich Körperhaltungen und/oder Ausführungsbedingungen bei Lastaufnahme und -abgabe stark unterscheiden. Dann besteht die Möglichkeit die Körperhaltung und/oder Ausführungsbedingung der Lastaufnahme unter „Körperhaltung“ und „Ausführbeding.“ anzugeben und die der Lastabgabe unter „2. Haltung optional“ und „2. Ausführung optional“.

**Halten:** alle Vorgänge, bei denen die Last länger als 5 Sekunden (statisch) gehalten werden muss

- Angabe, ob einhändige Handhabung der Last („ja“ oder „nein“ bzw. leer lassen)
- Gesamtdauer, über welche die Last gehalten wird (in Sekunden)
- Wichtungswert für die charakteristische Körperhaltung (s. Einstufungsregeln)
- Wichtungswert für die Ausführungsbedingungen (s. Einstufungsregeln)

**Tragen:** Umsetzvorgänge über eine Distanz von mehr als 5 Metern

- Angabe ob, einhändige Handhabung der Last („ja“ oder „nein“ bzw. leer lassen)
- Gesamte Wegstrecke, über welche die Last getragen wird (in Metern)
- Wichtungswert für die charakteristische Körperhaltung (s. Einstufungsregeln)
- Wichtungswert für die Ausführungsbedingungen (s. Einstufungsregeln)

➤ **Anmerkung:** Bei einhändiger Lastenhandhabung wird bei allen drei Handhabungsarten das Lastgewicht jeweils um den Faktor 1,7 erhöht.

### Ziehen und Schieben der Last

Wird eine Last auf einem Transportwagen gezogen oder geschoben, sind diese Vorgänge in folgenden Spalten zu erfassen (s. Abbildung 7.13). Dabei ist zu unterscheiden, ob die Distanz, über die gezogen oder geschoben wird, bis 5 Meter (ZS kurze Distanz) oder größer 5 Meter (ZS lange Distanz) beträgt.

Ziehen / Schieben					
Distanz <= 5m	Distanz > 5m	Körper-	Ausführ.-	Positionier-	Wagen NUR
Anzahl	[m]	haltung	beding.	genauigkeit	Lenkrollen

Abbildung 7.13: Datenbereich für das Ziehen und Schieben von Lasten

## Ziehen oder Schieben

Pro Zieh- oder Schiebevorgang ist eine Zeile mit folgenden Informationen auszufüllen:

- Anzahl der Zieh/Schiebevorgänge bis 5 Meter (ZS kurz) oder
- Gesamtstrecke aller Zieh/Schiebevorgänge über 5 Meter (in Metern) (ZS lang) und
- Wichtungswert für die charakteristische Körperhaltung (s. Einstufungsregeln)
- Wichtungswert für die Ausführungsbedingungen (s. Einstufungsregeln)
- Wichtungswert für die einzuhaltende Positioniergenauigkeit (s. Einstufungsregeln)
- Angabe, ob der Transportwagen nur auf Lenkrollen fährt (erhöhter Stabilisierungsaufwand) (Drop-Down-Menü: „ja“, wenn nur Lenkrollen/„nein“, wenn auch starre Bockrollen)

➤ **Anmerkung:** Bei Wagen, die nur Lenkrollen haben und keine stabilisierenden, nicht lenkbaren Bockrollen, ist ein erhöhter Stabilisierungsaufwand beim Ziehen und Schieben nötig. Ist ein entsprechender Eintrag erfolgt, wird dies in der Bewertung berücksichtigt.

### 7.3.3.2.5 Eingabebeispiel

Zur Verdeutlichung des Prinzips finden Sie hier ein einfaches Eingabebeispiel (s. Abbildung 7.14). Ausführliche Beispiele zu verschiedenen Anwendungsgebieten finden sich in der Handlungshilfe.

Beispiel: Bewertung für männliche Arbeitspersonen, Kleinladungsträger, Gewicht = 10Kg

1. Aufladen (2 Behälter): Umsetzen aus dem Lager auf den Transportwagen, Körperhaltung = 1, Ausführungsbedingungen = 0
2. Abladen 1. Behälter (Körperhaltung bei Lastaufnahme und -abgabe gleich): Umsetzen an der Linie 1. Rollenregal, Körperhaltung = 1, Ausführungsbedingungen = 4
3. Abladen 2. Behälter (Körperhaltung bei Aufnahme und -abgabe unterschiedlich: 2. Rollenregal, Körperhaltung bei Aufnahme = 1/ bei Abgabe 4, Ausführungsbedingungen = 1.

Zeile	Daten	Gewicht	Umsetzen					
			Lastgewicht [kg]	ein- händig	Anzahl gesamt	Körper haltung	Ausführ- beding.	2. Haltung optional
1	Aufladen	10,0		2,0	1,0	0,0		
2	Abladen 1	10,0		1,0	1,0	4,0		
3	Abladen 2	10,0		1,0	1,0	1,0	4,0	
4								

Abbildung 7.14: Eingabebeispiel

### 7.3.3.2.6 Bewertung

Die Risikobewertung berechnet sich automatisch aus den Einträgen in den einzelnen Datenzeilen. Die Summe der Risikowerte der einzelnen Lastenhandhabungsarten wird nach dem Ampelschema analog zu den Leitmerkmalmethoden eingestuft.

Punktebereich	Bewertung	Erforderliche Maßnahmen
0 - 10 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich
>10 - 25 Punkte	grün	Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich Mögliches Risiko für bestimmte Personengruppen (z. B. leistungsgewandelte Menschen): Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung überprüfen.
> 25 - 50 Punkte	gelb	Mögliches Risiko: nicht empfehlenswert; Maßnahmen zur erneuten Gestaltung/Risikobeherrschung ergreifen"
> 50 Punkte	rot	Hohes Risiko: vermeiden; Maßnahmen zur Risikobeherrschung erforderlich

Sollte beim Umsetzen, Halten oder Tragen eine biomechanisch relevante besonders ungünstige Kombination aus Last- und/oder Haltungswichtungen vorliegen, wird die entsprechende Zeile gelb markiert und im Feld Risikobewertung durch einen entsprechenden Hinweis ergänzt (s. Abbildung 7.15, Ausschnitt). In diesem Fall besteht unabhängig von der Gesamtpunktzahl Handlungsbedarf.

Risikobewertung	Gesamtergebnis	=	Umsetzen
Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich	<b>9,8</b>		<b>9,8</b>
<b>Biomechanisch kritischer Lastfall!</b>	<b>Einstufungshilfen</b>		Anzahl gesamt 4,00

Beschreibung / Grundlagen zur Analyse

Zeile	Daten	Gewicht	Umsetzen					
			Lastgewicht [kg]	ein- händig	Anzahl gesamt	Körper haltung	Ausführ- beding.	2. Haltung optional
1	Aufladen	40,0		2,0	1,0	0,0		
2	Abladen 1	10,0		1,0	1,0	4,0		
3	Abladen 2	10,0		1,0	1,0	1,0	4,0	
4								

Abbildung 7.15: Eingabebeispiel mit biomechanisch kritischen Fällen (Ausschnitt)

Im Feld „Anmerkungen“ können ergänzend Beobachtungen aus der Erfassung, Rückmeldungen der Mitarbeiter oder ähnliche Informationen notiert werden, welche die Interpretation des Bewertungsergebnisses unterstützen. Darüber hinaus besteht hier die Möglichkeit, Hinweise zum weiteren Vorgehen zu vermerken.

### 7.3.3.3 Literatur

DIN EN 614-1: Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Gestaltungsgrundsätze – Teil 1: Begriffe und allgemeine Leitsätze, 2009

Kugler, Michaela; Bierwirth, Max; Sinn-Behrendt, Andrea; Schaub, Karlheinz; Feith, Alexandra; Ghezal-Ahmadi, Kazem; Bruder, Ralph; Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (Hrsg): Ergonomie in der Industrie – aber wie? Handlungshilfe für den schrittweisen Aufbau eines einfachen Ergonomiemanagements. Erstellt im Rahmen von KoBRA - Kooperationsprogramm zu normativem Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit. Meindl Druck München. 1. Auflage, September 2010. ISBN 978-3-00-032123-8

MultipLa V 1.4, Einstufungshilfe <http://www.kobra-projekt.de/download/multiple-lasten-tool>

MultipLa V 1.4, Hintergrundinformationen <http://www.kobra-projekt.de/download/multiple-lasten-tool>

Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Heben und Tragen (Version 2001), Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Internet: <http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/Physische-Belastung/Gefaehrdungsbeurteilung.html>

Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Ziehen und Schieben (Version Sept. 2002), Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Internet: <http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/Physische-Belastung/Gefaehrdungsbeurteilung.html>

Schaub, K.; Haaß, P.; Bierwirth, M.; Kugler, M.; Steinberg, U.; Kaltbeitzel, J.; Toledo, B.; Bruder, R.: Das Multiple-Lasten-Tool: integrierte Bewertung unterschiedlicher Arten manueller Lastenhandhabung. In: Mensch- und prozessorientierte Arbeitsgestaltung im Fahrzeugbau. GfA-Herbstkonferenz, 23.-24. September 2010 in Wolfsburg.

Schaub, K., Steinberg, U.; Bierwirth, M.; Kugler, M.; Bruder, R.: MultipLa - a tool for the combined overall estimation of various types of manual handling tasks. In: Work (41) pp. 4433-4435. (2012)

Steinberg, U.; Behrendt, S.; Caffier, G.; Schultz, K.; Jakob, M.: Leitmerkmalmethode Manuelle Arbeitsprozesse. Erarbeitung und Anwendungserprobung einer Handlungshilfe zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 2007.

### Einführung

Arbeitsplätze, bei denen in hohem Maße verschiedene Gewichte in unterschiedlichen Körperhaltungen zu bewegen sind (wie z. B. Kanban-Tätigkeiten, Arbeitsplätze in der Logistik, Montage- oder Verpackungsarbeitsplätze mit hohem Lastenhandhabungsumfang) waren bisher schwierig zu bewerten. Hier liegt eine Weiterentwicklung des excelbasierten Tools „MultiPLa“ im Rahmen des Projekts MEGAPHYS vor.

MultiPLa ist als MS-Excel-Tabelle gestaltet, in die für jede bewegte Last die entsprechenden Leitmerkmale der Lastenhandhabung (d. h. Lastgewicht, Körperhaltung, Häufigkeit, Dauer oder Wegstrecke, Ausführungsbedingungen und beim Ziehen oder Schieben die Anforderungen an die Positioniergenauigkeit der bewegten Last) eingetragen werden können. Über spezifische Algorithmen werden aus den Daten dann Punktwerte (Wichtungen) ermittelt und daraus ein Risikowert errechnet, der ähnlich der Leitmerkalmethode nach dem Ampelschema bewertet wird.

Das Tabellenblatt enthält einen Datenkopf für allgemeine Daten über den Arbeitsplatz und die einstufige Person sowie die Personengruppe, die am Arbeitsplatz eingesetzt wird. Ein Freitextfeld ermöglicht weitere Angaben zum Arbeitsplatz. Das Gesamtergebnis, das sich aus den Punktwerten für Heben, Halten, Tragen sowie Ziehen und Schieben zusammensetzt, wird neben dem Punktwert zusätzlich über ein "Ampelsystem" farblich gekennzeichnet. Wobei die Farbe "grün" ein niedriges Risiko, die Farbe "gelb" ein erhöhtes Risiko und die Farbe "rot" ein hohes Risiko darstellt. Falls am Arbeitsplatz ein deutlich erhöhtes biomechanisches Risiko z.B. durch extreme Einzellasten oder sehr ungünstige Körperhaltungen bestehen, wird auf dieses Risiko gesondert hingewiesen und die entsprechenden Lastenhandhabungen gelb unterlegt. Es fließt nur bedingt in die Gesamtbewertung ein.

### Tabellenblätter

#### *Bewertung*

Pro Lastfall / Teiltätigkeit (unterschiedliche Gewichte, unterschiedliche Häufigkeiten, Körperhaltungen, Ausführungsbedingungen etc.) ist jeweils eine Zeile auszufüllen, ebenso bei unterschiedlichen Belastungsarten (Heben, Halten, Tragen etc.)

Häufigkeiten und Strecken (Ziehen/Schieben lang) werden direkt eingetragen. Für einhändig oder mit/ohne Bockrollen stehen Auswahlkästen zur Verfügung. Für Körperhaltungen und Ausführungsbedingungen sind die Punktwerte (Wichtungen) im Tabellenblatt „Einstufungshilfe“ abzulesen und einzutragen.

#### *Einstufungshilfe*

Hier liegen getrennt nach „Heben, Halten, Tragen“ und „Ziehen, Schieben“ Wichtungen für Körperhaltung und Ausführungsbedingung vor. Außerdem die Positioniergenauigkeit bei Ziehen und Schieben.

### Systemanforderungen

- Windows 7 und neuer  
*Geprüft mit: Windows 7 64-Bit*
- Microsoft Office Excel 2007 und neuer  
*Geprüft mit: Excel 2007, 2016 32-Bit*

Version 2.0.7

# MultipLa

MEGAPHYS 2018

Werkzeug zur Bewertung multipler Lastenhandhabungen

<b>Werk</b>		<b>Bereich</b>		<b>Arbeitsplatz</b>		<b>Tätigkeit</b>	
<b>Analyst</b>		<b>Datum</b>		<b>Geschlecht</b>	Männer	<b>Körpergröße [cm]</b>	

<b>Risikobewertung</b> Niedriges Risiko: empfehlenswert; Maßnahmen nicht erforderlich	<b>Gesamtergebnis</b>	=	<b>Umsetzen</b>	+	<b>Halten &gt;5 s</b>	+	<b>Tragen &gt;5 m</b>	+	<b>Ziehen Schieben Distanz &lt;= 5m</b>	+	<b>Ziehen Schieben Distanz &gt; 5m</b>
	0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		0,0
	<b>Einstufungshilfen</b>		Anzahl gesamt 0,00		Dauer gesamt [min] 0,00		Strecke gesamt [m] 0,00		Anzahl gesamt 0,00		Strecke gesamt [m] 0,00

<b>Beschreibung / Grundlagen zur Analyse</b>	<b>Anmerkung zum Ergebnis (Empfehlung)</b>

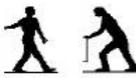
Zeile	Daten	Gewicht Lastgewicht [kg]	Umsetzen					Halten				Tragen				Ziehen / Schieben							
			ein- händig	Anzahl gesamt	Körper- haltung	Ausführ- beding.	2. Haltung optional	2. Ausführung optional	ein- händig	Halten >5s [sec]	Körper- haltung	Ausführ- beding.	ein- händig	Tragen >5m [m]	Körper- haltung	Ausführ- beding.	Distanz <= 5m Anzahl	Distanz > 5m [m]	Körper- haltung	Ausführ- beding.	Positionier- genauigkeit	Wagen NUR Lenkrollen	
1																							
2																							
3																							
4																							
5																							
6																							
7																							
8																							
9																							
10																							
11																							
12																							
13																							
14																							
15																							
16																							
17																							
18																							
19																							
20																							
21																							
22																							
23																							
24																							
25																							
26																							
27																							
28																							
29																							
30																							

### Körperhaltung Heben, Halten, Tragen

Charakteristische Körperhaltungen und Lastposition	Körperhaltung, Position der Last	Haltungswichtung
	Oberkörper aufrecht, nicht verdreht Last am Körper	1
	geringes Vorneigen oder Verdrehen des Oberkörpers Last am Körper oder körpfernah	2
	tiefes Beugen oder weites Vorneigen geringe Vorneigung mit gleichzeitigem Verdrehen des Oberkörpers Last körfernah oder über Schulterhöhe	4
	weites Vorneigen mit gleichzeitigem Verdrehen des Oberkörpers Last körfernah eingeschränkte Haltungsstabilität beim Stehen Hocken oder Knien	8

Für die Bestimmung der Haltungswichtung ist die bei der Lastenhandhabung eingenommene charakteristische Körperhaltung einzusetzen; z.B. bei unterschiedlichen Körperhaltungen mit der Last sind mittlere Werte zu bilden – keine gelegentlichen Extremwerte verwenden!

### Körperhaltung Ziehen Schieben

	Körperhaltung	Haltungswichtung
	Rumpf aufrecht, keine Verdrehung	1
	Rumpf leicht vorgeneigt und oder leicht verdreht (einseitiges Ziehen)	2
	Stärkere Neigung des Körpers in Bewegungsrichtung Hocken, Knien, Bücken	4
	Kombination von Bücken und Verdrehen	8

Es ist die typische Körperhaltung zu berücksichtigen. Die beim Anfahren, Abbremsen und Rangieren möglicherweise deutlichere Rumpfneigung ist zu vernachlässigen, wenn sie nur gelegentlich auftritt.

### Ausführungsbedingungen Umsetzen, Halten, Tragen

Ausführungsbedingungen	Ausf.-wichtung
<b>Gute ergonomische Bedingungen</b> z.B. ausreichend Platz, keine Hindernisse im Arbeitsbereich, ebener rutschfester Boden, ausreichend beleuchtet <b>Gute Greifbedingungen</b> Teilegeometrie bewirkt neutrale Handgelenkstellung Entnahme Kleinteile (ohne größeres Verklammen) aus dem Großbehälter Teil liegt frei auf "Rutsche", auf Förderband oder in Roboterstation KLT steht "frei" und kann mit beiden Händen gut gepackt werden	0
<b>Leichte Behinderungen bei Greifbedingungen</b> Teilegeometrie bewirkt 1/2 Abweichung der neutralen Handgelenkstellung Ungeeignete Handschuhe (zu dick, zu groß) Entnahme Kleinteile (Teile verklammen) aus dem Großbehälter KLT's stehen eng nebeneinander im Regal oder auf Dolly (Platz für Hände ausreichend)	1
<b>Verschlechterte ergonomische Bedingungen</b> z.B. Eingeschränkter Bewegungsfreiraum, kleinere Hindernisse im Arbeitsbereich wirken sich auf Standsicherheit aus <b>Ungünstige Greifbedingungen</b> Teilegeometrie bewirkt 2/3 Abweichung der neutralen Handgelenkstellung Entnahme Kleinteile aus Großbehälter (Teile müssen teilweise losgebrochen werden) KLT's stehen so eng nebeneinander, dass kaum Freiraum für Hände besteht	2-3
<b>wesentliche Verschlechterung der ergonomischen Bedingungen</b> z.B. Standsicherheit eingeschränkt (Boden uneben, weich, rutschig, abschüssig), Rückwärts oder seitwärts mitlaufen bei Arbeitsausführung <b>Schlechte Greifbedingungen</b> Teilegeometrie führt zu stark abweichender Handgelenkstellung Teile verhaken ständig ineinander, müssen ständig losgebrochen werden KLT-Blockstapel, KLT kann nur mit Fingerspitzen gepackt werden (Kein Freiraum Hände)	4-5
<b>Extrem schlechte ergonomischen Bedingungen</b> Stark eingeschränkte Bewegungsfreiheit (Stolpergefahr durch Bodenbeschaffenheit), Instabilität des Lastenschwerpunktes, Arbeitsaufgabe am Rand Ausführbarkeit Mehrfaches Nach- und Umgreifen erforderlich <b>Sehr schlechte Greifbedingungen</b> Teilegeometrie führt zu maximal abweichender Handgelenkstellung Kein Griff, keine "richtige" Anpackstelle	6-8

### Ausführungsbedingungen Ziehen und Schieben

Ausführungsbedingungen	Ausf.-wichtung
<b>Gut:</b> → Fußboden oder andere Fläche eben, fest, glatt, trocken, → ohne Neigung, → keine Hindernisse im Bewegungsraum, → Rollen oder Räder leichtgängig, kein erkennbarer Verschleiß der Radlager	0
<b>Eingeschränkt:</b> → Fußboden verschmutzt, etwas uneben, weich, → geringe Neigung bis 2° → Hindernisse im Bewegungsraum, die umfahren werden müssen, → Rollen oder Räder verschmutzt, nicht mehr ganz leichtgängig, Lager ausgeschlagen	2
<b>Schwierig:</b> → unbefestigter oder grob gepflasterter Fahrweg, Schlaglöcher, starke Verschmutzung, → Neigungen 2 bis 5°, → Flurförderzeuge müssen beim Anfahren "Josgerissen" werden → Rollen oder Räder verschmutzt, schwergängig	4
<b>Kompliziert:</b> → Stufen, Treppen, Absätze, → Neigungen > 5°, → Kombinationen der Merkmale von „Eingeschränkt“ und „Schwierig“	8

### Positioniergenauigkeit Ziehen und Schieben

Positioniergenauigkeit	Bewegungsgeschwindigkeit	
	langsam (< 0,8 m/s)	schnell (0,8 -1,3 m/s)
Gering	1	2
Hoch	2	4

- keine Vorgabe des Fahrweges  
 - Last kann ausrollen oder wird an Anschlag gestoppt  
 - Last ist exakt zu positionieren und anzuhalten  
 - Fahrweg ist exakt einzuhalten  
 - häufige Richtungsänderungen

## 7.4 Verfahren Stufe 4 (Matrix)

### 7.4.1 Leitfaden Belastungsmatrix

#### 7.4.1.1 Grundidee der Belastungsmatrix

Langzyklische bzw. ungetaktete Tätigkeiten zeichnen sich durch wechselnde Tätigkeiten und Teiltätigkeiten aus, die durch eine Belastungsabfolge unterschiedlicher Belastungsarten wie Körperhaltungen und -(fort)bewegungen, manuelle Lastenhandhabung, hohe Kräfte oder repetitive Belastungen der oberen Extremität in unterschiedlicher Intensität und Dauer geprägt sind. Diese Abfolge lässt sich sehr gut durch Messungen oder Videoaufnahmen abbilden. Dies ist jedoch nicht immer möglich und praktikabel. Hier setzt die Belastungsmatrix an.

Die Arbeitsplatzerberhebung mit Hilfe der Belastungsmatrix ermöglicht die ganzheitliche Erfassung von Arbeitsabläufen über die gesamte Dauer einer Schicht. Ziel ist es, einen hohen Detaillierungsgrad zu erreichen, um eine umfangreiche Dokumentation zu ermöglichen. Die mit der Matrix erhobenen Daten sollen ausreichen, um eine Arbeitsplatzbewertung mit etablierten Methoden (Experten/Screening) in unterschiedlichen Verfahrenstiefen durchführen zu können. Der Aufbau der zweiseitigen Erfassungsmatrix ermöglicht eine ausführliche Datenerhebung des zu beobachteten Arbeitsplatzes.

#### 7.4.1.2 Vor- und Nachbereitung für das Ausfüllen der Matrix

In den folgenden Kapiteln sind die notwendigen Schritte zum Ausfüllen der Matrix näher erläutert. Zunächst wird ein Überblick über die im Vorfeld bzw. in der Nachbereitung zu erhebenden Daten gegeben. Darauf aufbauend wird die Grundstruktur der Matrix beschrieben und in Kapitel 3.3 Hinweise zur korrekten Bearbeitung gegeben.

Einige zur Bewertung notwendige Informationen können schon im Vorfeld zusammengetragen werden. Durch ein Vorgespräch mit Vorgesetzten und/oder Mitarbeiter/innen des zu betrachtenden Arbeitsplatzes oder eine vorherige Besichtigung des Arbeitsumfeldes lassen sich beschreibungsrelevante Fakten wie Tätigkeitsbeschreibungen, verwendete Arbeitsmittel oder Ähnliches zusammentragen. Häufig variieren der Umfang und der Detaillierungsgrad der möglichen Informationen, so ist es z. B. auf Baustellen schwierig, vorab geeignete Tätigkeitsbeschreibungen, Ablaufpläne etc. zu erhalten.

Nachfolgend soll eine Übersicht notwendiger Daten gegeben werden, um aus der Matrixbeschreibung eine Arbeitsplatzbeschreibung im zeitlichen Verlauf abzuleiten. Dabei ist ausdrücklich zu beachten, dass einige Informationen, abhängig vom zu betrachteten Arbeitsplatz, nicht vor der Begehung erhalten werden können. Sie müssen also während des Beobachtungszeitraums, in den Pausen bzw. nach Beendigung der Schicht ermittelt werden. Andere Informationen, maßgeblich die Dauer bzw. die Häufigkeit der jeweiligen Belastungsart, sind zwingend während der Beobachtung zu dokumentieren, um eine problemlose Bewertung gewährleisten zu können.

##### 7.4.1.2.1 Datenerhebung vor bzw. nach Ausfüllen der Matrix

Die nachfolgenden Punkte sollten sequentiell schon vor der Beobachtung gesammelt und erfasst werden.

Es bietet sich an, den Werkzeugen oder Maschinen eine Nummerierung oder Vergleichbares zuzuordnen, um die spätere Eintragung in die Matrix bei wiederholter Verwendung zu vereinfachen.

### **Arbeitsbereich**

- Abmessungen des Arbeitsbereichs (in Metern)
- Bodenbeschaffenheit
- Neigung (in Grad)
- 

### **Werkzeuge**

- Bezeichnung (Hersteller)
- Gewicht (in Kilogramm)
- Abmessungen
- Besonderheiten

### **Maschinen**

- Bezeichnung (Hersteller)
- Gewicht (in Kilogramm)
- Abmessungen
- Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

### **Schutzkleidung**

- Handschuhe
- Arbeitsschuhe
- Gehörschutz

#### *7.4.1.2.2 Feld IV. Besonderheiten*

Hier sind zu erfassen:

- besondere (extreme) Gelenkstellungen
- Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration
- Arbeiten an sich bewegenden Objekten
- Zugänglichkeit
- Umgebungstemperatur
- Bodenbeschaffenheit
- Unpassende oder gar keine Handschuhe
- Chemikalien
- sonstige Besonderheiten im Arbeitsumfeld

#### *7.4.1.2.3 Hilfestellung zur Datenerhebung*

Zusätzlich zu diesen Daten müssen für die Berechnungsvorschriften des EAWS während der gesamten Beobachtungsdauer für jede Belastung

- Dauer oder Häufigkeit (abhängig von statischer oder dynamischer Belastung)
- bei Bewegungen die zurückgelegten Strecken während der jeweiligen Teiltätigkeit

erfasst werden. Genaueres hierzu findet sich in den folgenden Kapiteln.

### 7.4.1.3 Erläuterungen zum Ausfüllen der Matrix

Die nachfolgenden Hinweise zum Ausfüllen der Matrix sind entsprechend des Aufbaus der Matrix geordnet. Sie sollen dazu dienen, bei der Bearbeitung einheitliche und vergleichbare Ergebnisse zu generieren.

#### 7.4.1.3.1 Aufbau der Matrix

Die Matrix besteht aus 2 Seiten. Abbildung 1 zeigt die erste Seite. Sie umfasst den Bereich „I. Körperhaltung/Bewegung“. Die die zweite Seite der Matrix (Abb. 2) umfasst die Bereiche „II. Aktionskräfte“, „III. Manuelles Handhaben von Lasten“ und „IV. Besonderheiten“.

Die **Kopfzeilen** sowie die Spalten zur Unterscheidung zwischen statischen und dynamischen Belastungen sind auf beiden Seiten identisch aufgebaut. In der ersten Zeile werden grundlegende Daten (Arbeitsplatz-CODE, Mitarbeiter/innen-CODE, Datum und erhoben durch...) notiert. Die nächsten Zeilen beschreiben die Teiltätigkeit und die jeweilige Dauer. Linksseitig befinden sich die unterschiedlichen **Belastungsarten**. Jeder Belastungsausprägung ist eine Ziffer zugeordnet (s. **Ziffern der Zuordnung**), welche in die Spalte der Tätigkeiten eingetragen wird. Eine genaue Erläuterung zur Verwendung der Ziffern findet sich in Kapitel 7.4.1.3.2.

<b>Kopfzeile</b>		Arbeitsplatz-CODE:	Mitarbeiter-Code:	Datum:	Institut:
Matrix	Teilaktivitäten				
Beschreibung	Dauer (von - bis:)				
<b>I. Körperhaltung/Bewegung</b>					
<b>Stehen</b>					
1	Stehen	ohne Abstützung			
2		20° - 60°			
3	Nach vorne gebeugt	60°			
4		mit Abstützung			
5	Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe				
6	Hände über Kopf				
7					
<b>Sitzzen</b>					
8	Aufrecht mit Rückenstütze				
9	leicht nach vorne/hinten geneigt				
10	Aufrechte ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)				
11	nach vorne gebeugt				
12	Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe				
13		vorwärts			
14	Gehen	rückwärts			
15		sehrwärts			
16		aufwärts			
17		abwärts			
18	(Treppen) steigen	aufwärts			
19		abwärts			
20		aufwärts			
21	Radfahren	abwärts			
22		eben			
<b>Knieen der Hocken</b>					
23		Aufrecht			
24		Nach vorne gebeugt			
25		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe			
26		Hände über Kopf			
27		Liegend (Auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf			
<b>Asymmetrie</b>					
27	Rumpf-	Drehung	<b>Notizen</b>		
28		Neigung			
29	Kopf-	Drehung			
30		Neigung			
31		Reichweite			

Abbildung 16: Seite 1 der Matrix zur Erfassung der Körperhaltung mit Kennzeichnung der verschiedenen Bereiche

## Kopfzeile

Matrix	Arbeitsplatz-CODE: Teiltätigkeiten von: - bis: (Dauer)	Mitarbeiter-Code:	Datum:	Institut:
<b>II. Aktionskräfte</b>				
<b>Fingerkräfte</b>				
21	Umfassunggriff			
22	Kontaktgriff			
23	Zufassunggriff			
24	Daumenkontaktgriff			
25	Zeigefinger-Daumen			
26	Daumen auf 2 Finger			
<b>Arm- und Ganzkörperkräfte</b>				
26	 <b>Bewegungs- richtung</b>	A+		
27		A-		
28		B+		
29		B-		
30		C+		
31		C-		
<b>III. Manuelles Handhaben von Lasten</b>				
<b>Umsetzen, Halten und Tragen</b>				
<b>Ziehen und Schieben</b>				
33	<b>Belastungsart</b>			
34	Transport- wagen	ohne Bockrollen		
35	mit Bockrollen			
<b>IV. Besonderheiten</b>				
36	Besondere Gelenkstellung (insb. Handgelenk)			Notizen
37	Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration			
38	Zugänglichkeit; Umgebungstemperatur			
39	Nutzung von Handschuhen; Bodenbeschaffenheit usw.			

Ziffern zur Zuordnung

*Abbildung 17: Seite 2 zur Erfassung von Aktionskräften, Lastgewichten, Finger-Hand-Stellungen und Besonderheiten mit Kennzeichnung der verschiedenen Bereiche*

### 7.4.1.3.2 Allgemein

#### Erläuterung zur Kopfzeile

In der Zeile „Teiltätigkeit“ werden die einzelnen Teiltätigkeiten über die gesamte Beobachtungsdauer eingetragen. Durch Gespräche oder Arbeitsablaufpläne kann die Reihenfolge der Tätigkeiten schon vor dem Erfassungstermin aufgenommen und eingetragen werden.

In der Zeile „Dauer“ werden Anfangs- und Endzeit der jeweiligen Tätigkeit eingetragen (z. B. 08:00 Uhr – 8:20 Uhr). Die Dauer der einzelnen Belastungsfälle wird separat notiert.

#### Erfassung von Körperhaltung und -bewegung (Seite 1)

Eine Bewegung gilt als dynamisch, wenn eine Person in einem Zeitbereich  $t$  von  $0 \text{ s} < t \leq 4 \text{ s}$  ihre Haltung/Position ändert. Bei einer Haltung, die länger als  $t > 4 \text{ s}$  eingenommen wird, erfolgt der Eintrag in der Spalte statisch.

	Zeitbereich $t$ der ausgeführten Bewegung
statisch	$t > 4 \text{ s}$
dynamisch	$0 \text{ s} < t \leq 4 \text{ s}$

## Erfassung von Kräften/ Gewichten

Kräfte und Gewichte werden im Allgemeinen auf Seite 2 erfasst. Wenn die Möglichkeit besteht, sollten die für eine Belastungsart aufzubringenden Kräfte, beispielsweise bei der Handhabung eines Werkzeugs, mittels Messgeräte (Kraftdosen, Waagen etc.) erfasst werden. Sind Typschilder an den Werkzeugen/Maschinen angebracht, kann darüber das Gewicht nachträglich über die Datenblätter der verwendeten Arbeitsmittel ermittelt werden. Ansonsten müssen Kräfte bzw. Gewichte durch Ausprobieren oder durch Befragen abgeschätzt werden. Die Kräfte werden in Newton angegeben, Gewichte in Kilogramm.

Wird eine Last über eine Distanz transportiert (Tragen), muss zusätzlich zum Gewicht die zurückgelegte Wegstrecke angegeben werden.

## Eintragung der Ziffer (Codierung)

Die entsprechende Ziffer der Körperhaltung/Bewegung, der Aktionskraft, des manuellen Handhabens von Lasten bzw. der Besonderheiten wird in die jeweilige Spalte statisch und/oder dynamisch eingetragen. Innerhalb einer Teiltätigkeit werden in dieser Spalte alle beobachteten Belastungsfälle eingetragen, **es ist also ausdrücklich möglich, mehrere Ziffern pro Zeile zu nennen**. Zusätzlich zur Ziffer ist auch immer die Häufigkeit bzw. Dauer der Belastungsart anzugeben. Bei Tätigkeiten mit Fortbewegung muss außerdem die zurückgelegte Wegstrecke eingetragen werden.

### 7.4.1.3.3 Umfang der Datenerfassung

In diesem Kapitel werden alle Faktoren beschrieben, die während der Erfassung mit der Matrix erhoben werden sollen, um eine fehlerfreie Weiterverarbeitung der Daten gewährleisten zu können.

## I. Körperhaltung/Bewegung (Seite 1)

Es werden zunächst die einzelnen Abschnitte der ersten Seite beschrieben.

Für den Bereich **Körperhaltung** müssen folgende Daten erfasst werden:

### Stehen (1 – 7)

Für den Bereich „Stehen“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- Dauer
- Häufigkeit
- Maschine/Werkzeug
  - Verweis auf Seite 2
  - Bezeichnung
  - optional (falls die Daten nicht auf Seite 2 aufgenommen werden):
    - Gewicht
    - Abmessungen
    - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Stehen			
1		Stehen	mit Abstützung
2			ohne Abstützung
3		Nach vorne gebeugt	20° - 60°
4			60°
5			mit Abstützung
6		Ellenbogen auf über Schulterhöhe	
7		Hände über Kopf	

## Sitzen (8 – 12)

Für den Bereich „Sitzen“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- **Dauer**
- **Häufigkeit**
- **bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs**
  - **Verweis auf Seite 2**
  - Bezeichnung **optional (falls die Daten nicht auf Seite 2 aufgenommen werden):**
  - Gewicht
  - Abmessungen
  - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Sitzen		
8		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt
9		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)
10		nach vorne gebeugt
11		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe
12		Hände über Kopf

## Fortbewegung (13 – 22)

Für den Bereich „Fortbewegung“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- **Distanz (in Metern)**
- **Dauer (in Minuten)**
- **Häufigkeit**
- **Höhenunterschied (in Metern)**
- **Neigung von schrägen Ebenen (in Grad)**
- **bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs**
  - **Verweis auf Seite 2**
  - Bezeichnung **optional (falls die Daten nicht auf Seite 2 aufgenommen werden):**
  - Gewicht
  - Abmessungen
  - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Fortbewegung			
13		Gehen	vorwärts
14			rückwärts
15			seitwärts
16		Klettern	aufwärts
17			abwärts
18		(Treppen) steigen	aufwärts
19			abwärts
20		Radfahren	aufwärts
21			abwärts
22			eben

**Gehen:** Es wird unterschieden nach der Bewegungsrichtung: **vorwärts**, **rückwärts** und **seitwärts**. Zudem ist unbedingt die **Distanz** der zurückgelegten Strecke zu erfassen.

**Klettern:** Gilt zum Beispiel für die Nutzung einer Leiter oder ähnlichem. Die Bewegungsrichtung ist in **aufwärts** und **abwärts** zu unterscheiden. Der zurückgelegte **Höhenunterschied** ist abzuschätzen. Die Höhenstrecken können ggf. vor, nach oder während der Erfassung mit der Matrix ermittelt werden.

**(Treppen) steigen:** Es werden ebenfalls zurückgelegte **Höhenunterschiede** erfasst. Die Bewegungsrichtung ist ebenfalls in **aufwärts** und **abwärts** zu trennen.

Bei der Nutzung von Treppen ist es naheliegend die **Anzahl der Stufen** aufzunehmen. Zudem ist zu beachten, ob es sich um „standardmäßige“ Stufenhöhe- und Abstände handelt, falls dominante Abweichungen ersichtlich sind, werden diese notiert. Ein fehlendes Geländer ist außerdem zu vermerken.

Bei der Begehung von Schrägen sind die Wegstrecken und der **Neigungswinkel der Ebene** zu bestimmen. Notwendige Distanzen oder ähnliches können wie vorangegangen vor, nach oder während der Erfassung mit der Matrix ermittelt werden.

**Radfahren:** Die Bewegungsrichtung ist in **aufwärts**, **abwärts** und **eben** zu trennen. Die zurückgelegte Strecke bzw. der Höhenunterschied sind abzuschätzen. Zur Hilfe bei der Überwindung von Höhenunterschieden kann auch die Distanz auf der schrägen Ebene und der Neigungswinkel erfasst werden.

**Knien oder Hocken (23 – 27)**

Für den Bereich „Knien und Hocken“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- **Dauer (in Minuten)**
- **Häufigkeit**
- **bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs**
  - **Verweis auf Seite 2**
  - Bezeichnung **optional (falls die Daten nicht auf Seite 2 aufgenommen werden):**
    - Gewicht
    - Abmessungen
    - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Knien oder Hocken		
23		Aufrecht
24		Nach vorne gebeugt
25		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe
26		Hände über Kopf
27		Liegend(Auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf

**Asymmetrie (27 – 31)**

Für den Bereich „Asymmetrie“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- **Dauer (in Sekunden)**
- **Häufigkeit**
- **Drehung (in Grad)**
- **Neigung (in Grad)**
- **Reichweite (in Prozent der Armstreckung)**
- **bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs**
  - **Verweis auf Seite 2**
  - Bezeichnung **optional (falls die Daten nicht auf Seite 2 aufgenommen werden):**
    - Gewicht
    - Abmessungen
    - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

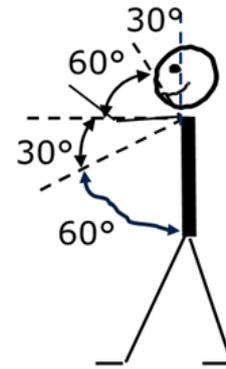
Asymmetrie			
27		Rumpf-	Drehung
28			Neigung
29		Kopf-	Drehung
30			Neigung
31		Reichweite	

**Rumpf:** Es wird unterschieden in Drehung und Neigung. Dabei ist die Stärke der Verdrehung in Form eines geschätzten Winkels zu erfassen.

**Kopf:** Es wird ebenfalls unterschieden in Drehung und Neigung. Dabei ist auch die Stärke der Verdrehung in Form eines geschätzten Winkels und die Drehrichtung zu erfassen. Zusätzlich wird bei der Neigung die Bewegungsrichtung nach oben und nach unten unterschieden.

**Reichweite:** Hier werden Streckungen der Arme zur Erreichung einer bestimmten Position eingetragen. Man unterscheidet folgende Abstufungen:

- Körpfernah
- 60% gestreckt
- 80% gestreckt
- Arm gestreckt



**II. Aktionskräfte (Seite 2)**

Für den Bereich **Aktionskräfte** müssen folgende Daten erfasst werden:

**Fingerkräfte (21 – 25)**

Für den Bereich „Fingerkräfte“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- Kraft (in Newton)
- Dauer (in Minuten)
- Einhändig/beidhändig
- Häufigkeit
- bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs
  - Bezeichnung
  - Gewicht
  - Abmessungen
  - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Fingerkräfte		
21		Umfassungsgriff
22		Kontaktgriff
23		Zufassungsgriff Daumenkontaktgriff
24		Zeigefinger-Daumen
25		Zeigefinger
25		Daumen auf 2 Finger

**Arm- und Ganzkörperkräfte (26 – 31)**

Für den Bereich „Arm- und Ganzkörperkräfte“ müssen folgende Informationen bereitstehen:

- Kraft (in Newton)
- Masse/Gewicht (in Kilogramm)
- Dauer (in Minuten)
- Häufigkeit
- Einhändig/beidhändig
- bei der Nutzung einer Maschine/eines Werkzeugs
  - Bezeichnung
  - Gewicht
  - Abmessungen
  - Besonderheiten (Schwingungen/Vibrationen)

Arm- und Ganzkörperkräfte			
26		<b>Bewegungsrichtung</b>	A+
27			A-
28			B+
29			B-
30			C+
31			C-

Die Bewegungsrichtung wird entsprechend der Skizze eingetragen und die jeweilige Kraft oder das Gewicht angeben.

### III. Manuelles Handhaben von Lasten (Seite 2)

**Hinweis:** Die Kategorie III. Manuelles Handhaben von Lasten wird bei einer manuellen Lastenhandhabung für Umsetzen, Tragen, Halten, Ziehen und Schieben (Lasttypen) von Lasten ab 3 kg verwendet.

Für den Bereich **Manuelles Handhaben von Lasten** müssen folgende Daten erfasst werden:

#### Allgemein

- Gewicht
- Größe
- Form
- mögliche Griffhaltung
- Oberfläche
- Art der Griffe
- Bestimmung des **Lasttyps**:
  - **Umsetzen:** Aufnehmen und Abstellen einer Last innerhalb 5 m
  - **Halten:** Halten einer Last für 5 s, kein Tragen
  - **Tragen:** Aufnehmen, Tragen und Abstellen über eine Entfernung größer 5 m
  - **Ziehen und Schieben:** Transport einer Last mit Transportmittel
    - kurz: Entfernung kleiner 5 m
    - lang: Entfernung größer 5 m

III. Manuelles Handhaben von Lasten			
32	Umsetzen, Trage und Halten		
Ziehen und Schieben			
33	 Werkzeug/Maschine, Karre		
34	 Transportwagen <table border="1" style="float: right; margin-left: 10px;"> <tr> <td>ohne Bockenrolle</td> </tr> <tr> <td>mit Bockenrollen</td> </tr> </table>	ohne Bockenrolle	mit Bockenrollen
ohne Bockenrolle			
mit Bockenrollen			
35	 Transportwagen <table border="1" style="float: right; margin-left: 10px;"> <tr> <td>mit Bockenrollen</td> </tr> </table>	mit Bockenrollen	
mit Bockenrollen			

#### Umsetzen, Halten und Tragen:

- Lastgewicht
- mit welcher Hand (links, rechts, beidhändig)
- zusätzlich für Umsetzen: Häufigkeit
- zusätzlich für Halten: Haltedauer in Minuten
- zusätzlich für Tragen: Strecke in Metern

#### Ziehen und Schieben:

- Lastgewicht
- Gewicht des Transportmittels
- Art des Transportmittels (33, 34, 35)
- Rollwiderstand
- Bodenbeschaffenheit
- Zustand des Transportmittels
- Strecke in Metern
- Häufigkeit

(Hinweis: Berechnung der Haltungspunkte erfolgt anhand der Daten von Seite 1 der Matrix)

#### IV. Besonderheiten (Seite 2)

Wie zu Beginn beschrieben, bietet sich vorab eine Besichtigung oder Befragung bzgl. der Gegebenheiten im Arbeitsumfeld an.

	IV. Besonderheiten
36	Besondere Gelenkstellung (insb. Handgelenk)
37	Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration
38	Zugänglichkeit

Bei den **Besonderheiten** müssen folgende Daten, falls erforderlich, erfasst werden:

- besondere (extreme) Gelenkstellungen (in Grad)
- Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration (gering, sichtbar, stark, sehr stark)
- Arbeiten an sich bewegenden Objekten (keine, mittel, stark, sehr stark)
- Zugänglichkeit (gut, erschwert, schlecht, sehr schlecht)
- Umgebungstemperatur (in Grad Celsius)
- Bodenbeschaffenheit
- Unpassende oder gar keine Handschuhe
- Chemikalien
- **sonstige Besonderheiten** im Arbeitsumfeld

Auf Seite 2 ist zusätzlich das Feld „Notizen“ hinterlegt, dass zur freien Verfügung steht um etwaige Ergänzungen zu der Matrix vorzunehmen.

Mit den Daten aus der Matrix ist es möglich, weiterführende Untersuchungen vorzunehmen und eine Arbeitsplatzbewertung durchzuführen.

#### Beispiele zur Erfassung

Im Nachfolgenden sollen zwei Beispiele das Vorgehen bei der Dokumentation der Tätigkeiten verdeutlichen.

##### Beispiel 1

Die Dokumentation der Teiltätigkeit „Gehen“ z. B. bei der Inspektion eines Baustellenabschnitts im Zeitraum zwischen 08:00 Uhr und 08:20 Uhr ist nachfolgend in **Abbildung 18** dargestellt.

Ausführung:

- ebene Strecke
- Distanz ca. 1000 Meter.

Beschreibung	Teiltätigkeiten		Gehen	
	Dauer (von: - bis:)		08:00 bis 08:20	
I. Körperhaltung/Bewegung			t > 4 s	0 s < t ≤ 4 s
<b>Stehen</b>			statisch	dynamisch
1		Stehen		13: ebene Strecke ca. 1000m (10 min)
2		mit Abstützung		
3	Nach vorne gebeugt	ohne Abstützung		
4		20° - 60°		
5		60°		
6		mit Abstützung		
7		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe		
		Hände über Kopf		
<b>Sitzen</b>				
8		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt		
9		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)		
10		nach vorne gebeugt		
11		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe		
12		Hände über Kopf		
<b>Fortbewegung</b>				
13		Gehen	vorwärts	
14			rückwärts	
15			seitwärts	

Abbildung 18: Erfassung in der Matrix (Beispiel 1)

## Beispiel 2

Verschweißen einer Dachplane mit einer Maschine (Maschine XYZ, Gewicht 50 kg, Größe 0,5m x 0,5m x 0,5m, Griffe für beidhändige Umfassung mit 10 Newton Griffkraft, Bewegungsrichtung B+ und B-) von 11:00 bis 11:45. Dabei gehen und gebückt stehen (mit mehr als 60° Beugung) im Wechsel (pro Bahn 12 Meter, insgesamt 12 Bahnen). Heiße Umgebungstemperatur (mehr als 30°C) mit direkter Sonneneinstrahlung auf dem Dach.

In den nachstehenden Abbildungen 19 und 20 werden die Eintragungen auf Seite 1 und Seite 2 der Matrix aufgezeigt.

Beschreibung	Teiltätigkeiten		Dachplane verschweißen		
	Dauer (von: - bis:)		11:00 bis 11:45		
<b>I. Körperhaltung/Bewegung</b>			<b>t &gt; 4 s</b>	<b>0 s &lt; t ≤ 4 s</b>	
<b>Stehen</b>			statisch	dynamisch	
1		Stehen	mit Abstützung	13 und 4 wechselnd: ebene Strecke, Bahnlänge 12 m, insgesamt 12 Bahnen	
2			ohne Abstützung		
3		Nach vorne gebeugt	20° - 60°		
4			60°		
5			mit Abstützung		
6		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe	Hände über Kopf		
7			Hände über Kopf		
<b>Sitzen</b>					
8		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt			
9		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)			
10		nach vorne gebeugt			
11		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe	Hände über Kopf		
12			Hände über Kopf		
<b>Fortbewegung</b>					
13		Gehen	vorwärts		
14			rückwärts		
15			seitwärts		

Abbildung 19: Erfassung in der Matrix, Seite 1 (Beispiel 2)

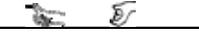
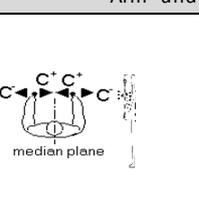
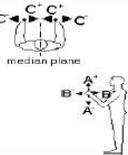
Beschreibung	Teiltätigkeiten		Dachplane verschweißen					
	von: - bis: (Dauer)		11:00 bis 11:45					
II. Aktionskräfte			t > 4 s	0 s < t ≤ 4 s				
Fingerkräfte			statisch	dynamisch				
21		Umfassungsgriff		21 beidhändig (jeweils ca. 10 N) an der Maschine XYZ (Gewicht: 50 kg, Maße: 0,5m x 0,5m x 0,5m)				
22		Kontaktgriff						
23		Zufassungsgriff Daumenkontaktgriff						
24		Zeigefinger-Daumen Zeigefinger						
25		Daumen auf 2 Finger						
Arm- und Ganzkörperkräfte						28, 29 wechselnd an der Maschine XYZ		
26							A+	
27							A-	
28		Bewegungsrichtung						B+
29								B-
30				C+				
31				C-				
III. Manuelles Handhaben von Lasten				32 der Maschine XYZ				
32	Umsetzen, Trage und Halten							
Ziehen und Schieben								
33		Werkzeug/Maschine, Karre			34 Ziehen und Schieben der Maschine XYZ im Wechsel			
34		Transportwagen, Werkzeug/Maschine				ohne Bockenrolle		
35			mit Bockenrollen					
IV. Besonderheiten			Notizen					
36	Besondere Gelenkstellung (insb. Handgelenk)							
37	Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration		* direkte Sonneneinstrahlung					
38	Zugänglichkeit		* Temperatur von über 30°C					

Abbildung 20: Erfassung in der Matrix, Seite 2 (Beispiel 2)

## 7.4.2 Belastungsmatrix Worksheet Seite 1 und 2

Matrix		Arbeitsplatz-CODE:		Mitarbeiter-Code:	Datum:	Institut:
Beschreibung	Teiltätigkeiten					
	Dauer (von: - bis:)					
<b>I. Körperhaltung/Bewegung</b>						
<b>Stehen</b>						
1		Stehen	mit Abstützung			
2			ohne Abstützung			
3		Nach vorne gebeugt	20° - 60°			
4			60°			
5			mit Abstützung			
6		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe				
7		Hände über Kopf				
<b>Sitzen</b>						
8		Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt				
9		Aufrecht ohne Rückenstütze (für Einschränkung siehe Extrapunkt)				
10		nach vorne gebeugt				
11		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe				
12		Hände über Kopf				
<b>Fortbewegung</b>						
13		Gehen	vorwärts			
14			rückwärts			
15			seitwärts			
16		Klettern	aufwärts			
17			abwärts			
18		(Treppen) steigen	aufwärts			
19			abwärts			
20		Radfahren	aufwärts			
21			abwärts			
22			eben			
<b>Knien oder Hocken</b>						
23		Aufrecht				
24		Nach vorne gebeugt				
25		Ellenbogen auf/ über Schulterhöhe				
26			Hände über Kopf			
27		Liegend (Auf Rücken, Brust oder Seite) Arme über Kopf				
<b>Asymmetrie</b>						
27		Rumpf-	Drehung	Notizen		
28			Neigung			
29		Kopf-	Drehung			
30			Neigung			
31		Reichweite				

Matrix	Arbeitsplatz-CODE:		Mitarbeiter-Code:	Datum:	Institut:
Beschreibung	Teiltätigkeiten				
	von: - bis: (Dauer)				
<b>II. Aktionskräfte</b>					
<b>Fingerkräfte</b>					
21		Umfassungsgriff			
22		Kontaktgriff			
23		Zufassungsgriff Daumenkontaktgriff			
24		Zeigefinger-Daumen Zeigefinger			
25		Daumen auf 2 Finger			
<b>Arm- und Ganzkörperkräfte</b>					
26		Bewegungs- richtung	A+		
27			A-		
28			B+		
29			B-		
30			C+		
31			C-		
<b>III. Manuelles Handhaben von Lasten</b>					
32	Umsetzen, Halten und Tragen				
<b>Ziehen und Schieben</b>					
33		Werkzeug/Maschine, Karre			
34		Transport- wagen	ohne Bockenrollen		
35			mit Bockenrollen		
<b>IV. Besonderheiten</b>					
36	Besondere Gelenkstellung (insb. Handgelenk)		Notizen		
37	Rückschlagkraft, Impuls, Schwingung, Vibration				
38	Zugänglichkeit; Umgebungstemperatur				
39	Nutzung von Handschuhen; Bodenbeschaffenheit usw.				

## 7.5 Stufe 5 – Gewichtungsmatrix Körperhaltung zu Körpersegment, Auszüge aus dem Tool

### 7.5.1 Stufe 5 Körpersegmentbasierte-sequentielle Bewertung P&P

Punkteingabe Kh nach Tätigkeiten

			Teiltätigkeiten									
			T01	T02	T03	T04	T05	T06	T07	T08	T09	
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung										
		Stehen, keine Abstützung										
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)										
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung										
		Stehen, stark gebeugt (>60°)										
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung										
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe										
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe											
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt										
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze										
		Sitzen, Nach vorn gebeugt										
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe										
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe										
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht										
		Knien, Nach vorn gebeugt										
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe										
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf										
		Klettern										
		(Treppe) steigen										
		Rad fahren										
Asymmetrie		Asym. Kopfdrehung/-neigung										
		Asym. Rumpfdrehung										
		Asym. Rumpfneigung										
		Reichweite										
Punktübersicht Gesamt			0	0	0	0	0	0	0	0	0	

Gesamt

		Übersicht Punkte pro Körpersegment	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System	
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, keine Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Asymmetrie		Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfneigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

		Übersicht Punkte pro Körpersegment	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogengelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Oberschenkel	Knie	Unterschenkel	Sprunggelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System	
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, keine Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) <i>Mit geeigneter Abstützung</i>	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°) <i>Mit geeigneter Abstützung</i>	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asymmetrie		Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Rumpfneigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Definition Punktwerte (1-4) zur anstelligen Umrechnung der Punkte  
 Punktwert  
 Anteil

1 2 3 4  
 0% 50% 75% 100%

			Nacken	Obere Rücken (BWS)	Untere Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Höfte	Oberschenkel	Knie	Unterschenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Hand-Krallen-System	
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen im Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	
		0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0	
		Stehen, keine Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	2
		0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,5	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-40°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	2
		0,5	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,5	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-40°) mit geeigneter Abstützung	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
		0,5	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	
	Stehen, stark gebeugt (40°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	4	
	0,5	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1		
	Stehen, stark gebeugt (40°) mit geeigneter Abstützung	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	
	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5		
	Stehen, Aufrecht, überlagert auf/über Schulterhöhe	2	3	4	4	3	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	
	0,5	0,75	1	1	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75		
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	3	3	4	4	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	
	0,75	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1		
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenlehne, ggf. leicht nach vorn/Neigen geneigt	1	2	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
		0	0,5	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenlehne	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
		0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, nach vorn gebeugt	3	4	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	2
0,75		1	1	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0	0,5		
	Sitzen, überlagert auf/über Schulterhöhe	3	3	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	2	
	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0	0,5		
	Sitzen, Hände über Kopfhöhe	4	3	4	4	4	3	3	3	3	3	2	2	2	2	2	2	3	
	1	0,75	1	1	1	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,5	0,5	0,75	0,5	0,5	0,5	0,75		
Kriechen oder Kriechen		Kriechen, Aufrecht	1	2	3	1	1	1	1	1	1	3	3	4	3	3	3	3	
		0	0,5	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	0,75	
		Kriechen, nach vorn gebeugt	4	3	4	4	4	2	2	2	2	3	3	4	3	3	3	3	4
	Kriechen, überlagert auf/über Schulterhöhe	1	0,75	1	1	1	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1		
	1	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1		
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	1	2	2	4	4	3	3	4	4	1	1	1	1	1	1	2	
		0	0,5	0,5	1	1	0,75	0,75	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	
		Matratze	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	4
		0,5	0,75	0,75	1	1	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	1	
	(Trapez) klettern	1	3	3	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	3	
	0	0,75	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75		
	Bei Klettern	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	3	
	0,5	0,75	0,75	1	1	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75		
Asymmetrie und Richtwende		Asym. Kopfbewegung/Neigen	4	3	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
		1	0,75	0	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Kopfbewegung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Kopfbewegung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	
	Asymmetrie	3	2	2	4	4	4	4	4	4	2	2	1	1	1	1	1	1	
	0,75	0,5	0,5	1	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0		

### 7.5.2 Stufe 5 Körpersegmentbasierte-sequentielle Bewertung Bewertung Beispiel: AP698

		Teiltätigkeiten									
		T01	T02	T03	T04	T05	T06	T07	T08	T09	
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung			0,6						
		Stehen, keine Abstützung	4	1,75		0,35					
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	12		1,5	5					
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung									
		Stehen, stark gebeugt (>60°)									
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung									
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe									
	Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe										
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt									
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze									
		Sitzen, Nach vorn gebeugt									
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe									
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe									
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht									
		Knien, Nach vorn gebeugt									
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe									
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf									
		Klettern									
		(Treppe) steigen									
		Rad fahren									
Asymmetrie		Asym. Kopfdrehung/-neigung	9								
		Asym. Rumpfdrehung	6								
		Asym. Rumpfneigung	6								
		Reichweite									
Punktübersicht Gesamt		37	1,8	2,1	5,4	0	0	0	0	0	46,3

Subj. Bewertung (Corlett-Bishop)	2	3	6	5	2	3	2	6	5	3	2	5	2	6	8	-
Bewertung E3 (Messung), Kategorial	4	4	3,5	?	2	1	1	2,5	2,5	?	?	?	?	?	?	3,5
<b>Gesamt</b>	4	4	3	4?	3	1	1	3	3	?	?	?	?	?	?	3
Kategorie eigene Bewertung	2	3	3	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2
Differenz Kategoriale Bewertung	-2	-1	-0,5		-1	0	0	-1,5	-1,5							-1,5

Übersicht Punkte pro Körpersegment		18,3	42,3	37,2	6,8	0	0	0	0	0	24,8	18,8	18,8	18,8	18,8	18,8	12,3
		Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System
Stehen (und Gehen)	 Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0,45	0,6	0	0	0	0	0	0	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0
	 Stehen, keine Abstützung	0	4,57	6,1	0	0	0	0	0	0	4,57	4,57	4,57	4,57	4,57	4,57	3,06
	 Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	9,25	18,5	18,5	0	0	0	0	0	0	13,88	13,88	13,88	13,88	13,88	13,88	9,25
	 Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Stehen, Aufrecht, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Sitzen	 Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Knien oder Hocken	 Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Liegen & Klettern	 Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 (Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asymmetrie	 Asym. Kopfdrehung/-neigung	9	6,75	0	6,75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	 Asym. Rumpfdrehung	0	6	6	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0
	 Asym. Rumpfneigung	0	6	6	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0
	 Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

		Übersicht Punkte pro Körpersegment	15	33,8	28	6,8	0	0	0	0	0	18	12	12	12	12	12	8			
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System			
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Stehen, keine Abstützung	0	3	4	0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	2		
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	6	12	12	0	0	0	0	0	0	9	9	9	9	9	9	9	9	6	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Asymmetrie		Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Kopfdrehung/-neigung	9	6,75	0	6,75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfdrehung	0	6	6	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfneigung	0	6	6	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

		Übersicht Punkte pro Körpersegment	0	1,3	1,8	0	0	0	0	0	0	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	0,9			
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogengelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Oberschenkel	Knie	Unterschenkel	Sprunggelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System			
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Stehen, keine Abstützung	0	1,31	1,75	0	0	0	0	0	0	1,31	1,31	1,31	1,31	1,31	1,31	1,31	0,88		
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Asymmetrie		Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Asym. Rumpfneigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

		Übersicht Punkte pro Körpersegment	0,8	2	2,1	0	0	0	0	0	0	1,4	1,4	1,4	1,4	1,4	1,4	0,8		
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System		
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0,45	0,6	0	0	0	0	0	0	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0	0	
		Stehen, keine Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	0,75	1,5	1,5	0	0	0	0	0	0	1,13	1,13	1,13	1,13	1,13	1,13	1,13	0,75	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asymmetrie		Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Rumpfneigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

		Übersicht Punkte pro Körpersegment															2,5	5,3	5,4	0	0	0	0	0	0	0	4	4	4	4	4	4	2,7
		Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System																
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Stehen, keine Abstützung	0	0,26	0,35	0	0	0	0	0	0,26	0,26	0,26	0,26	0,26	0,26	0,18																
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	2,5	5	5	0	0	0	0	0	3,75	3,75	3,75	3,75	3,75	3,75	2,5																
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Stehen, stark gebeugt (>60°)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Stehen, Aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
Sitzen		Sitzen, Aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Sitzen, Aufrecht ohne Rückenstütze	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Sitzen, Hände über Kopfhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Knien, Nach vorn gebeugt	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Klettern	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		(Treppe) steigen	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
Asymmetrie		Rad fahren	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Asym. Kopfdrehung/-neigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Asym. Rumpfdrehung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Asym. Rumpfneigung	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																
		Reichweite	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0																

Definition Punktwerte (1-4) zur anteiligen Umrechnung der Punkte

Punktwert	1	2	3	4
Anteil	0%	50%	75%	100%

			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System		
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel	1	3	4	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	1	
		keine Abdrift	0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0
		nach vorn gebeugt	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	2
		nach vorn gebeugt, stark	0	0,75	1	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,5
		nach vorn gebeugt, stark	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
		Aufrecht, Ellenbogen	0,5	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
		Aufrecht, Ellbogen	2	4	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	4
		Aufrecht, Ellbogen	0,5	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1
		Aufrecht, Ellbogen	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	2	2	2	3
		Aufrecht, Ellbogen	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75
		Sitzen, Aufrecht	2	3	4	4	3	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3
		Sitzen, Aufrecht	0,75	0,75	1	1	1	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
Sitzen		Sitzen, Aufrecht	3	3	4	4	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	0,75	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,5
		Sitzen, Ellbogen auf Höhe	3	3	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	2	
		Sitzen, Ellbogen auf Höhe	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0	0,5	
		Hände über Kopfhöhe	4	3	4	4	4	2	2	2	3	3	2	2	3	2	2	2	3	
		Knie, Aufrecht	1	0,75	1	1	1	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,5	0,5	0,75	0,5	0,5	0,5	0,75	
		Knie, Nach vorn gebeugt	0	0,5	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	0,75	
		Knie, Nach vorn gebeugt	4	3	4	4	4	2	2	3	3	3	3	3	4	3	3	3	4	
		Knie, Aufrecht	1	0,75	1	1	1	1	0,5	0,5	0,75	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1	
		Knie, Aufrecht	4	3	4	4	4	3	3	3	3	3	3	3	4	3	3	3	4	
		Knie, Aufrecht	1	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1	
		Knie, Aufrecht	1	0,75	1	1	1	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1	
Liegen & Klettern		Rücken, Brust oder	1	2	2	4	4	3	3	4	4	1	1	1	1	1	1	1	2	
		Klettern	0	0,5	0,5	1	1	1	0,75	0,75	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5
		Klettern	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	4	
		'Treppe' steigen	0,5	0,75	0,75	1	1	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	1	
		'Treppe' steigen	1	3	3	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	3	
		Rad fahren	0	0,75	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75	
		Rad fahren	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	3	
		Asym. Rumpfhaltung	0,5	0,75	0,75	1	1	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,75	
		Asym. Rumpfhaltung	4	3	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
		Asym. Rumpfhaltung	1	0,75	0	0,75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		Asym. Rumpfhaltung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	
		Asym. Rumpfhaltung	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0
	Asym. Rumpfhaltung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1		
	Asym. Rumpfhaltung	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	
	Reichweite	3	2	2	4	4	4	4	4	2	2	1	1	1	1	1	1	1		
	Reichweite	0,75	0,5	0,5	1	1	1	1	1	0,5	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0	

## 7.5.3 Zuordnung Belastung Körperhaltung zu Körpersegment

### Zuordnung und Belastungshöhe von Körperhaltungen in Bezug zu den Körpersegmenten

mit Quellenangaben bzw. Erläuterungen

			Wirbelsäule und obere Extremität								Untere Extremitäten / Herz-Kreislauf-System									
			Nacken	oberer Rücken (BWS)	unterer Rücken (LWS)	Schulter	Oberarm	Ellenbogen-gelenk	Unterarm	Handgelenk	Hand	Hüfte	Ober-schenkel	Knie	Unter-schenkel	Sprung-gelenk	Fuß	Herz-Kreislauf-System		
Stehen (und Gehen)		Stehen & Gehen im Wechsel, Stehen m. Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	
	Unterer Rücken wird in [1] als kritischste Stelle identifiziert. Entsprechend immer 4, bis auf Entlastungen durch Abstützung Keine Quellen für HKS vorliegend; Abstützung reduziert Belastung um eine Stufe; Stehen grundsätzlich Stufe 2;																			
		Stehen, keine Abstützung	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	2	
	Oberer Rücken ist immer mittelschwer belastet. Bei gebeugter Haltung noch eine Stufe höher belastet			[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	2	
	Nacken im Regelfall nicht besonders belastet. Wenn Haltung einen Arbeitsraum abweichend vom direkt gerade vorliegenden Arb			[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	
	Setzung für HKS: Neigung Oberkörper erhöht Belastung			[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	[7]	
		Stehen, nach vorn gebeugt (20-60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	
Abstützung reduziert Belastung im Rückenbereich, erhöht jedoch Belastung der Arme			Setzung: mit Abstützung reduziert sich die Belastung in der unteren Extremität																	
	Stehen, stark gebeugt (>60°)	2	4	4	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	4		
			[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]	[6]		
	Stehen, stark gebeugt (>60°) Mit geeigneter Abstützung	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	2	2	3		
			Arbeiten auf bis über Kopfhöhe erhöht Belastung																	
	Stehen, aufrecht, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	2	3	4	4	3	2	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3		
			[3]																	
	Stehen, aufrecht, Hände über Kopfhöhe	3	3	4	4	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4		
			[2]	[2]																
Sitzen		Sitzen, aufrecht mit Rückenstütze, ggf. leicht nach vorne/hinten geneigt	1	2	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1		
	Setzung: im Sitzen sind die unteren Extremitäten nicht beansprucht PROBLEM: Quelle [1] hat für über Kopf eine potentiell differente Aussage Setzung HKS: Sitzen grundsätzlich Stufe 1 (keine Belastung)																			
		Sitzen, aufrecht ohne Rückenstütze	1	3	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1		
		Sitzen, Nach vorn gebeugt	[1]	4	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1		
		Sitzen, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	[1]	3	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	2		
				[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	
	Sitzen, Hände über Kopfhöhe	4	3	4	4	4	2	2	3	3	2	2	3	2	2	2	3			
			[1]	[1]	[1]	[1]	[2]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]	[1]		

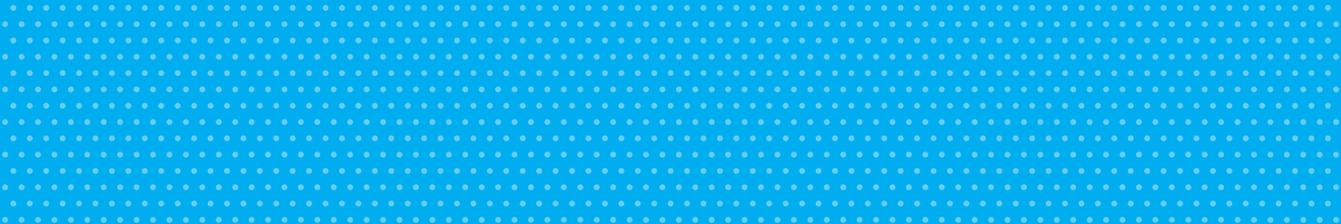
Knien oder Hocken		Knien, Aufrecht	1	2	3	1	1	1	1	1	1	1	3	3	4	3	3	3	3
												(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	
												(5)	(5)	(5)	(5)	(5)	(5)	(5)	
Knien oder Hocken		Knien, Nach vorn gebeugt	4	3	4	4	4	2	2	3	3	3	3	4	3	3	3	4	
			(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)		
												(5)	(5)	(5)	(5)	(5)	(5)		
Knien oder Hocken		Knien, Ellenbogen auf/über Schulterhöhe	4	3	4	4	4	3	3	3	3	3	3	4	3	3	3	4	
						(2)	(2)					(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)		
												(5)	(5)	(5)	(5)	(5)	(5)		
Liegen & Klettern		Liegen auf Rücken, Brust oder Seite, Arme über Kopf	1	2	2	4	4	3	3	4	4	1	1	1	1	1	1	2	
						(2)	(2)					Setzung: Beine im Liegen nicht belastet							
		Klettern	2	3	3	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	4	
												Beine sind dynamisch belastet							
Liegen & Klettern		(Treppe) steigen	1	3	3	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	3	
												Beine sind dynamisch belastet							
Liegen & Klettern		Rad fahren	2	3	3	4	4	4	4	4	4	2	2	2	2	2	2	3	
												Beine sind dynamisch belastet							
		Axym. Kopfdrehung/ neigung	4	3	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
		Axym. Rumpfdrehung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	
		Axym. Rumpfhelung	1	4	4	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	
		Rechweite	3	2	2	4	4	4	4	2	2	1	1	1	1	1	1	1	

[4]

[2]

Quellen

- Enriquez Díaz, José Alonso; Weichel, Julia; Frieling, Ekkehart (2012): Analyse körperlicher Belastung beim Einbau des Kabelbaums in das Fahrzeug und Empfehlung zur Belastungsreduktion — eine Felduntersuchung in einem Werk der Deutschen Automobilindustrie. In Z. Arb. Wiss. 66 (1), pp. 13–24. DOI: 10.1007/BF03373857.
- Kim, Min-Hee; Yoo, Won-Gyu (2015): Effect of a worktable position on head and shoulder posture and shoulder muscles in manual material handling. In Work (Reading, Mass.) 51 (2), pp. 289–292. DOI: 10.3233/WOR-141866.
- Maciukiewicz, Jacquelyn M.; Lang, Angelica E.; Vidt, Meghan E.; Grenier, Sylvain G.; Dickerson, Clark R. (2017): Characterization of cashier shoulder and low back muscle demands. In International Journal of Industrial Ergonomics 59, pp. 80–91. DOI: 10.1016/j.ergon.2017.03.004.
- Shin, Seung-Je; Yoo, Won-Gyu (2015): Effects of overhead work involving different heights and distances on neck and shoulder muscle activity. In Work (Reading, Mass.) 51 (2), pp. 321–326. DOI: 10.3233/WOR-141867.
- Kingston, David C.; Tennant, Liana M.; Chong, Helen C.; Acker, Stacey M. (2016): Peak activation of lower limb musculature during high flexion kneeling and transitional movements. In Ergonomics 59 (9), pp. 1215–1223. DOI: 10.1080/00140139.2015.1130861.
- García, María-Gabriela; Lüubli, Thomas; Martin, Bernard J. (2015): Long-Term Muscle Fatigue After Standing Work. In Human factors 57 (7), pp. 1162–1173. DOI: 10.1177/0018720815590293.
- García, María-Gabriela; Lüubli, Thomas; Martin, Bernard J. (2018): Muscular and Vascular Issues Induced by Prolonged Standing With Different Work-Rest Cycles With Active or Passive Breaks. In Human factors, 18720818769261. DOI: 10.1177/0018720818769261.



# Teil B

## Weiterentwicklung und Evaluierung von Ansätzen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen für die Methodenebene Messtechnische Analyse im Feld

### Autoren

B. Weber, D. H. Seidel, M. Brütting,  
D. Ditchen, M. Eul, U. Glitsch, K. Heinrich,  
I. Hermanns-Truxius, U. Hoehne-Hückstädt,  
R. Lietz, M. Post, L. H. Barrero, R. Ellegast

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen  
Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	4
1.1	Hintergrund .....	4
1.2	Ziel .....	4
1.3	Fragestellungen und Arbeitshypothesen .....	5
1.3.1	Fragestellungen .....	5
1.3.2	Arbeitshypothesen .....	6
<b>2</b>	<b>Methodik</b> .....	8
2.1	Messparameter und Kenngrößen .....	8
2.1.1	Körperhaltungen und Körperbewegungen .....	8
2.1.2	Heben, Halten und Tragen von Lasten .....	10
2.1.3	Ziehen und Schieben von Lasten.....	10
2.1.4	Manuelle Arbeitsprozesse.....	12
2.1.5	Ganzkörperkräfte .....	13
2.2	Messtechnik.....	13
2.2.1	Messsystem CUELA.....	13
2.2.2	Auswerte-Software WIDAAN .....	15
2.2.3	Biomechanische Modellierung: CUELA-Dortmunder.....	15
2.2.4	Handkraftmesssystem .....	17
2.2.5	Fußdruckmesssohlen .....	17
2.2.6	Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) .....	17
2.2.7	Herzschlagfrequenzmessung.....	18
2.3	Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse.....	18
2.3.1	Ermittlung von Schichtwerten.....	19
2.3.2	Übersicht zu Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse .....	19
2.3.3	Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen unterschiedlicher Freiheitsgrade (%NEH).....	22
2.3.4	Kumulative Dosis Schultermomente .....	27
2.3.5	Repetitionsscore Handgelenke und Ellenbogen.....	27
2.3.6	Beurteilung von Kraftaufwendungen und Mikro-Pausen der Fingerbeuger- und Fingerstrecker-Muskulatur .....	28
2.3.7	Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS .....	29
2.3.8	Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT).....	29
2.3.9	Kumulative Messdosis der Bandscheibendruckkraft in L5/S1 .....	29
2.3.10	Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten .....	30

2.3.11	Zeitanteil kniebelastende Haltungen .....	31
2.3.12	Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen .....	31
2.3.13	Mittlere Arbeitsherzfrequenz .....	31
2.3.14	Mittlere Herzfrequenzreserve .....	32
2.3.15	Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze .....	32
2.3.16	Arbeitsenergieumsatz .....	32
2.4	Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie .....	34
2.4.1	Datenerhebung .....	34
2.4.2	Stichprobe .....	34
2.4.3	Auswertung .....	35
2.5	Evaluierung .....	36
2.5.1	Datenerhebung .....	36
2.5.2	Kriteriumsvalidierung .....	36
2.5.2.1	<i>Stichprobe</i> .....	37
2.5.2.2	<i>Statistische Methoden</i> .....	38
2.5.3	Konvergenzbetrachtung .....	39
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>40</b>
3.1	Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie .....	40
3.1.1	Übereinstimmung mit der typischen Arbeitsschicht .....	40
3.1.2	Nacken/HWS .....	41
3.1.3	Schultern/Oberarme .....	41
3.1.4	Ellenbogen/Unterarme .....	43
3.1.5	Handgelenke/Hände .....	45
3.1.6	Unterer Rücken/LWS .....	49
3.1.7	Hüfte .....	51
3.1.8	Knie .....	52
3.1.9	Herz-Kreislauf-System/Energieumsatz .....	53
3.2	Kriteriumsvalidierung .....	55
3.2.1	Deskriptive Analysen .....	55
3.2.1.1	<i>Individuelle Faktoren und ausgewählte Arbeitsplatzfaktoren</i> .....	55
3.2.1.2	<i>Gesundheits-Outcomes</i> .....	56
3.2.1.3	<i>Physische Belastungen</i> .....	59
3.2.2	Zusammenhangsanalysen Belastungsindikatoren und Diagnosen .....	65
3.2.2.1	<i>Diagnose Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS)</i> .....	66
3.2.2.2	<i>Diagnose Arthrose der distalen Gelenke</i> .....	68
3.2.2.3	<i>Diagnose Lumbalgie/Lumbago</i> .....	71
3.2.3	Zusammenhangsanalysen Belastungsindikatoren und Beschwerden .....	74

3.2.3.1	<i>Hände/Handgelenke – Beschwerden in den letzten 4 Wochen</i> .....	75
3.2.3.2	<i>Hände/Handgelenke – Beschwerden in den letzten 7 Tagen</i> .....	77
3.2.3.3	<i>Hände/Handgelenke – Aktuelle Beschwerden</i> .....	80
3.2.3.4	<i>Hände/Handgelenke – Zusammenfassung alle Prävalenzzeiträume</i> .....	83
3.2.3.5	<i>Unterer Rücken/LWS – Beschwerden in den letzten 4 Wochen</i> .....	84
3.2.3.6	<i>Unterer Rücken/LWS – Beschwerden in den letzten 7 Tagen</i> .....	87
3.2.3.7	<i>Unterer Rücken/LWS – Aktuelle Beschwerden</i> .....	90
3.2.3.1	<i>Unterer Rücken/LWS – Zusammenfassung alle Prävalenzzeiträume</i> .....	93
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	95
4.1	Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie .....	95
4.2	Kriteriumsvalidierung .....	99
4.2.1	Modellübergreifende Diskussion der Zusammenhangsanalyse.....	99
4.2.2	Zusammenhang zwischen CTS und Belastungsindikatoren.....	100
4.2.3	Zusammenhang zwischen Arthrose der distalen Gelenke und Belastungsindikatoren .....	102
4.2.4	Zusammenhang zwischen Lumbalgie/Lumbago und Belastungsindikatoren.....	104
4.2.5	Zusammenhang zwischen Beschwerden Hände/Handgelenke und Belastungsindikatoren .....	106
4.2.6	Zusammenhang zwischen Beschwerden unterer Rücken/LWS und Belastungsindikatoren .....	107
4.2.7	Zusammenfassende Diskussion .....	108
4.2.8	Stärken und Limitationen der Kriteriumsvalidierung .....	109
5	Projektergebnisse Methodenebene Messtechnische Analyse.....	112
6	Ausblick Methodenebene Messtechnische Analyse.....	114
	Literaturverzeichnis .....	115
	Abkürzungsverzeichnis (alphabetisch) .....	119
	Abbildungsverzeichnis.....	121
	Tabellenverzeichnis.....	122
	Anhänge.....	124
	Anhang 1 – Informationen für Betriebe – Stand Juni 2016.....	125
	Anhang 2 – Probandenaufklärung – Stand Juni 2016.....	130
	Anhang 3 – Einwilligungserklärung Probanden – Stand Juni 2016 .....	132
	Anhang 4 – Dokumentation Arbeitsplatz, Messtechnische Analyse – Stand April 2016 .....	134
	Anhang 5 – CUELA Messprotokoll, Messtechnische Analyse – Stand Juni 2016 .....	140
	Anhang 6 – Ermittlung subjektive Beanspruchung, BORG, Corlett – Bishop – Stand Juni 2016 .....	141

# 1 Einleitung

## 1.1 Hintergrund

In der epidemiologischen Literatur findet sich eine Vielzahl von Studien, die einen Zusammenhang zwischen dem Vorkommen unterschiedlicher Formen physischer Belastungen und der vermehrten Ausbildung bestimmter Muskel-Skelett-Erkrankungen oder -Beschwerden nachweisen können (Bernard, 1997; da Costa and Vieira, 2010; Melhorn et al., 2014). So sind etwa Dosis-Wirkungsbeziehungen bekannt, z. B. für den Zusammenhang zwischen der kumulativen Dauer kniebelastender Tätigkeiten und der Ausbildung einer Gonarthrose (z. B. Klusmann et al. (2010)) oder zwischen der kumulativen Exposition durch manuelle Lastenhandhabung und Arbeiten in Rumpfbeugehaltung und der Entwicklung von bandscheibenbedingten Erkrankungen der Lendenwirbelsäule (z. B. Seidler et al. (2009)). Ein weiteres Beispiel stellen manuelle Arbeitsprozesse mit repetitiven Bewegungen im Handgelenk, Kraftaufwand der Hände oder Hand-Arm-Vibration dar, welche mit der Ausbildung eines Carpal-Tunnel-Syndroms (CTS) einhergehen (z. B. Palmer et al. (2007)).

Dagegen ist die Zahl von aus Studien abgeleiteten „Schwellenwerten“ der beruflichen Exposition gegenüber physischen Belastungen, ab deren Überschreiten Beschwerden, Schmerzen oder Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems vermehrt auftreten können, eher gering (z. B. OCRA-Index, Colombini et al. (2002), DWS-Richtwertestudie, Seidler et al. (2012)).

Derartige Schwellenwerte und ihre objektive, quantifizierbare Konkretisierung werden jedoch für die Entwicklung von Bewertungsverfahren im Rahmen der Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen am Arbeitsplatz benötigt.

## 1.2 Ziel

Zielsetzung der Messtechnischen Analyse in MEGAPHYS war die Entwicklung bzw. Überarbeitung von Bewertungsverfahren physischer Belastungen am Arbeitsplatz und deren Evaluation, die im Rahmen einer mehrstufigen, detaillierten Gefährdungsbeurteilung eingesetzt werden können. Zu diesem Zweck sollten die Belastungen in geeigneter Form messtechnisch erfasst, im Hinblick auf die Beanspruchung – wenn möglich – evidenzbasiert beurteilt und mit Daten aus der arbeitswissenschaftlichen und arbeitsmedizinischen Literatur sowie der medizinischen Beschwerdeerhebung und Diagnostik („Outcomes“) im Rahmen von MEGAPHYS zusammengeführt, ausgewertet und überprüft werden.

Darüber hinaus sollte durch die objektive Erhebung der physischen Belastungen am Arbeitsplatz eine Grundlage für die Weiterentwicklung und Evaluierung entsprechender Screening-Methoden geschaffen werden (vgl. Teil A, Kapitel 3.2.5).

Grundlage für die Entwicklung war der Einsatz messtechnischer Methoden, die geeignet sind, aussagekräftige Parameter zu folgenden Arten physischer Belastungen einzeln oder kombiniert zu erfassen:

- Heben, Halten und Tragen von Lasten
- Ziehen und Schieben von Lasten
- manuelle Arbeitsprozesse

- Ganzkörperkräfte
- Körper(zwangs)haltung
- Körper(fort)bewegung

Zur Bewertung der Auswirkungen der genannten Belastungsarten auf den menschlichen Körper wurde ein Körperregion-spezifischer Ansatz verfolgt. Wie bereits in Band 1 Kapitel 2.2 (BAuA, 2019) ausführlich gezeigt, ist auf der Grundlage entsprechender Literaturhinweise davon auszugehen, dass die einzelnen Belastungsarten sich jeweils unterschiedlich auf einzelne Bereiche des menschlichen Körpers („Zielregionen“) auswirken können. Ziel der messtechnischen Analysen in MEGAPHYS war deshalb eine spezifische Bewertung der Belastung für folgende Zielregionen/Lokalisationen:

- Nacken/Halswirbelsäule (HWS)
- Schultern/Oberarme
- Ellenbogen/Unterarme
- Handgelenke/Hände
- unterer Rücken/Lendenwirbelsäule (LWS)
- Hüfte
- Knie

Für die einzelnen Lokalisationen und dort auftretenden Symptome oder Krankheiten im Bereich der Muskeln, Sehnen, Gelenke, Nerven und Gefäße sollten nach Erkenntnisstand aus der arbeitswissenschaftlichen und arbeitsmedizinischen Literatur Bewertungskonzepte entwickelt und evaluiert werden. Darüber hinaus wurde auch eine Bewertung der Belastung hinsichtlich des Herz-Kreislauf-Systems und des Arbeitsenergieumsatzes angestrebt.

## 1.3 Fragestellungen und Arbeitshypothesen

### 1.3.1 Fragestellungen

Im Projekt MEGAPHYS ergaben sich für die Entwicklung und Evaluation geeigneter messtechnischer Verfahren zur Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz folgende Fragen:

1. Welche Parameter sind zu erfassen und welche Kriterien sind im Hinblick auf die Beanspruchung zu berücksichtigen, um physische Belastungen am Arbeitsplatz adäquat für verschiedene Zielregionen des menschlichen Körpers beschreiben und bewerten zu können?
2. Welche messtechnischen Methoden sind einzusetzen, um derartige Parameter am Arbeitsplatz angemessen erfassen zu können?
3. Besteht ein Zusammenhang zwischen der mit den Methoden erhobenen Höhe der jeweiligen physischen Belastung und bestimmten Gesundheits-Outcomes (Kriteriumsvalidität)?
4. Besteht ein Zusammenhang zwischen den mit den messtechnischen Methoden im Hinblick auf Zielregion-spezifische „Outcomes“ bestimmten physischen Belastungen und den entsprechenden Bewertungen gemäß Screening-Verfahren (Konvergenzbeurteilung)?

### 1.3.2 Arbeitshypothesen

Aus den o.g. Fragestellungen wurden die folgenden Arbeitshypothesen abgeleitet:

Arbeitshypothesen zu Fragestellung 1:

- a) Die kontinuierliche messtechnische Erfassung von Körperhaltung, Körperbewegung (Kinematik), gehandhabten Lasten, aufgewendeten (Hand-)Kräften und Muskelaktivität (Unterarme) am Arbeitsplatz erlaubt die Ableitung relevanter Kenngrößen zur Bewertung der physischen Belastungen. Die zusätzliche kontinuierliche Erfassung der Herzschlagfrequenz kann Hinweise auf eine erhöhte physische Beanspruchung geben.
- b) Mit den auf diese Weise gewonnenen Kenngrößen lassen sich Belastungsindikatoren für verschiedene Zielregionen des menschlichen Körpers (Nacken/HWS, Schultern, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/Hände, unterer Rücken/LWS und untere Extremitäten (Hüfte, Knie)) in Abhängigkeit von den sechs untersuchten Belastungsarten (Heben, Halten und Tragen von Lasten; Ziehen und Schieben von Lasten; manuelle Arbeitsprozesse; Ganzkörperkräfte; Körper(zwangs)haltung; Körper(fort)bewegung) ableiten.
- c) Das in MEGAPHYS entwickelte Konzept der messtechnischen Analyse physischer Belastungen beinhaltet wesentliche, in anderen Studien als relevant erachtete Merkmale und Verfahren zur Beschreibung und Bewertung der verschiedenen Formen der physischen Belastungen.

Arbeitshypothesen zu Fragestellung 2:

- a) Zur Erfassung der notwendigen Messparameter und Kenngrößen der physischen Belastung direkt am Arbeitsplatz ist je nach Art der Tätigkeit eine Kombination unterschiedlicher messtechnischer Methoden notwendig, die eine mobile Erfassung von Körperhaltungen, Körperbewegungen (Kinematik), gehandhabten Lasten, aufgewendeten (Hand-)Kräften und Muskelaktivität (Unterarme) erlaubt. Hinsichtlich der Gesamtwirkung der Belastung auf das Herz-Kreislauf-System und den Arbeitsenergieumsatz empfiehlt sich zusätzlich eine messtechnische Erfassung der Herzschlagfrequenz.
- b) Die im IFA entwickelte und in Abhängigkeit der untersuchten Tätigkeiten kombinierbare Messtechnik aus Haltungs- und Bewegungsanalyse mit CUELA<sup>1</sup> (Ellegast et al., 2009; Ellegast and Kupfer, 2000), drucksensitiven Messsohlen, Oberflächen-Elektromyographie (OEMG), Handkraftmesssystem und Herzschlagfrequenzmessung kann die benötigten Messparameter zeitkontinuierlich direkt am Arbeitsplatz erfassen und Arbeitszyklus-unabhängig aufzeichnen.

---

<sup>1</sup> Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems

Arbeitshypothesen zu Fragestellung 3:

- a) Bei Beschäftigten in Tätigkeitsbereichen, die auf Grundlage der messtechnischen Methoden in höhere **Zielregion-spezifische Expositionsklassen** eingestuft werden, finden sich über die Expositionsklassen hinweg ansteigend ...

... höhere Prävalenzen an Beschwerden in den belastungstypischen Körperregionen und/oder

... höhere Prävalenzen/Häufung von anamnestischen bzw. klinischen/funktionellen Hinweisen für typische Erkrankungsbilder des Muskel-Skelett-Systems, in den belastungstypischen Körperregionen.

- b) Die Expositionsklasse ergibt sich aus dem Risiko für die Zielregion-spezifischen „Outcomes“, die für die sechs Belastungsarten jeweils unterschiedlich sein können (s. BAuA (2019), Band 1, Kapitel 2.1 - 2.2).

Arbeitshypothesen zu Fragestellung 4:

- a) Auf der Grundlage der messtechnischen Analysen in MEGAPHYS lassen sich unterschiedliche **kumulative Kenngrößen je untersuchter Belastungsart** ableiten, die für den Vergleich mit den Bewertungen der entsprechenden Screening-Methoden geeignet sind.

- b) Die auf diese Weise abgeleiteten Werte können als Referenzwerte für die Evaluierung der Screening-Verfahren verwendet werden (*exemplarische Durchführung für Experten-Screening*).

Die Fragestellungen und Arbeitshypothesen sowie die Grundlagen der Methodik der Messtechnischen Analyse wurden vorab im gemeinsamen MEGAPHYS-Studienprotokoll definiert und beschrieben.

## 2 Methodik

### 2.1 Messparameter und Kenngrößen

Zur aussagekräftigen Beschreibung und Bewertung der einzelnen physischen Belastungen am Arbeitsplatz sind unterschiedliche Parameter zu erfassen und zu berechnen. Bestimmte Messgrößen liegen aufgrund der eingesetzten Messtechnik und Sensorik direkt als Messergebnisse vor („unmittelbare Ergebnisparameter“, wie z. B. der Zeitverlauf des Vorneigewinkels des Rumpfes auf Höhe der Brustwirbelsäule). Auf Grundlage dieser Messergebnisse lassen sich teilweise weitere Parameter ableiten oder berechnen („berechnete Ergebnisparameter“, wie z. B. der Zeitverlauf der Rumpfbeuge/Oberkörpervorneigung). Schließlich gibt es unterschiedliche Kenngrößen, die berechnet werden können, um eine Belastung adäquat zu beschreiben bzw. um bestimmte Bewertungsverfahren aus der Literatur heranziehen zu können („Kenngrößen“, wie z. B. die Dosis auf Grundlage der lumbalen Kompressionskraft). Darüber hinaus wurden auch neue Körperregion-bezogene Bewertungsverfahren entwickelt und angewendet. Diese werden in Abschnitt 2.3 beschrieben

Das im Rahmen des MEGAPHYS-Projekts entwickelte Messkonzept berücksichtigte für die zu untersuchenden Belastungsarten folgende Parameter und Kenngrößen:

#### 2.1.1 Körperhaltungen und Körperbewegungen

In MEGAPHYS erfolgte die messtechnische Erfassung der Körperhaltungen und Körperbewegungen für alle zu untersuchenden Belastungsarten im Feld mit dem CUELA-System (Ellegast et al., 2010; Hermanns et al., 2008). Hierbei konnten entsprechend den Zielregionen und Tätigkeiten die folgenden Parameter erfasst werden:

##### **Unmittelbare Ergebnisparameter:**

- Zeitverlauf der Kopfhaltung
  - in den Bewegungsrichtungen der Neigung nach vorne/hinten
  - in den Bewegungsrichtungen der Seitneigung rechts/links
- Zeitverlauf der Rumpfhaltung auf Höhe der Brustwirbelsäule (BWS-Haltung)
  - in den Bewegungsrichtungen der Neigung nach vorne/hinten
  - in den Bewegungsrichtungen der Seitneigung rechts/links
- Zeitverlauf der Rumpfhaltung auf Höhe der Lendenwirbelsäule (LWS-Haltung)
  - in den Bewegungsrichtungen der Neigung nach vorne/hinten
  - in den Bewegungsrichtungen der Seitneigung rechts/links
- Zeitverlauf der Torsion des Rumpfes
- Zeitverlauf des Schultergelenkwinkels rechts und links
  - in den Bewegungsrichtungen Adduktion/Abduktion
  - in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension
  - in den Bewegungsrichtungen Innenrotation/Außenrotation
- Zeitverlauf des Ellenbogengelenkwinkels rechts und links in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension
- Zeitverlauf der Torsion des Unterarms rechts und links in den Bewegungsrichtungen Supination/Pronation

- Zeitverlauf des Handgelenkwinkels rechts und links in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension
- Zeitverlauf des Hüftgelenkwinkels rechts und links in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension
- Zeitverlauf des Kniegelenkwinkels rechts und links in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension

### **Berechnete Ergebnisparameter:**

- Zeitverlauf des Winkels für die HWS-Krümmung nach vorne/hinten (berechnet über Kopfneigung – BWS-Neigung)
- Zeitverlauf der Rumpfhaltung (berechnet über  $2/3$  BWS-Neigung +  $1/3$  LWS-Neigung<sup>2</sup>)
  - in den Bewegungsrichtungen der Neigung nach vorne/hinten
  - in den Bewegungsrichtungen der Seitneigung rechts/links
- Zeitverlauf des Winkels für die Rückenkrümmung (berechnet aus BWS-Neigung – LWS-Neigung)
  - in den Bewegungsrichtungen der Krümmung nach vorne/hinten
  - in den Bewegungsrichtungen der Seitkrümmung rechts/links
- Zeitverlauf von Gelenk-Koordinaten (Schulter, Ellenbogen, Handgelenk)
- Zeitverlauf IFA-Haltungs-/Tätigkeitskategorien (automatische Erkennung):
  - Knien, einbeinig/zweibeinig, mit und ohne Abstützung
  - Fersensitz/Hocken
  - Stehen/Sitzen, auf Stuhl oder Boden
  - Stehen mit gebeugten Beinen
  - Gehen
- Zeitverlauf erweiterte IFA-Haltungs-/Tätigkeitskategorien: manuelle Einordnung von Haltungen/Tätigkeiten in Kategorien anhand des Messvideos (z. B. Treppe/Leiter auf-/absteigen, Springen, Klettern)
- Zeitverlauf Art der Arbeit (automatische Erkennung):
  - Hand-, Einarm-, Zweiarm- oder Körperarbeit
- Zeitverlauf OWAS-Kategorien (Karhu et al., 1977)
- Zeitverlauf des L5/S1-Momentes
- Zeitverlauf der L5/S1-Kompressionskraft
- Zeitverlauf des Schultergelenkmoments rechts und links

---

<sup>2</sup> Unter der Annahme einer gleichmäßigen Beweglichkeit der Wirbelsäule kann eine näherungsweise Bestimmung der Rumpfneigung durch jeweils hälftige Berücksichtigung von BWS-Neigung und LWS-Neigung vorgenommen werden. Aufgrund der unterschiedlichen Beweglichkeit in den verschiedenen Bereichen der Wirbelsäule und der sich daraus ergebenden Haltungen von BWS und LWS wird bei der Ermittlung der Rumpfneigung eine 2:1-Wichtung der BWS-Neigung gegenüber der LWS-Neigung vorgenommen.

### **Kenngößen der Segment-/Gelenkwinkel:**

- Verteilung der Winkel in Perzentilen (P)
- Verteilung der Winkelgeschwindigkeit in Perzentilen
- prozentuale Anteile in Winkelkategorien
- prozentuale Verteilung der IFA-Tätigkeiten/Haltungen
- prozentuale Anteile von statischen Gelenkpositionen/Haltungen

### **Kenngößen in Bezug auf Momente und Kräfte:**

- Dosis auf Grundlage des Schultergelenkmoments links und rechts
- Kennwerte der prozentualen Verteilung des Lumbalmoments
- Dosis auf Grundlage der lumbalen Kompressionskraft

#### **2.1.2 Heben, Halten und Tragen von Lasten**

Zusätzlich zur Erfassung von Körperhaltungen und Körperbewegungen (gemäß Abschnitt 2.1.1) erfordert die Bewertung physischer Belastungen durch Heben, Halten und Tragen von Lasten die Erfassung lastgewichtsabhängiger Parameter (z. B. Masse der gehandhabten Last). Zur Erfassung der Lastmassen und Handhabungsdauern können in geeigneten Fällen neben dem Messsystem CUELA zusätzlich drucksensitive Messsohlen und/oder eine Kombination aus Videoauswertung und Arbeitsplatzanalyse verwendet werden. Folgende lastgewichtsabhängige Parameter und Kenngößen können dabei verwendet werden:

#### **Unmittelbare Ergebnisparameter:**

- Zeitverlauf der plantaren Druckverteilung zwischen Fuß und Arbeitsschuh, rechts und links

#### **Berechnete Ergebnisparameter:**

- Berechnung der Bodenreaktionskraft aus der plantaren Druckmessung im Schuh
- Erstellung einer Kraftvorhersage aus Bewegungs- und Probandendaten (Größe, Gewicht) („erwartete Bodenreaktionskraft ohne Lastgewicht“)
- Berechnung des gehandhabten Last(teil)gewichts durch Subtraktion der Kraftvorhersage von der Bodenreaktionskraft
- Zeitverlauf der Bandscheiben-Kompressionskraft in der Lendenwirbelsäule im Bereich L5/S1 aus der Körperhaltung und dem gehandhabten Lastgewicht (CUELA-Dortmunder (s. Teil C Kapitel 3.4), (Jäger et al., 2001b)
- Tagesdosis auf Grundlage der Bandscheiben-Kompressionskraft L5/S1 und der Dauer der einzelnen Lastenhandhabungen

#### **2.1.3 Ziehen und Schieben von Lasten**

Da beim Ziehen oder Schieben von Lasten durch das Wirken von Aktionskräften an den Händen auf das zu bewegende Objekt eine besondere Belastungssituation für das gesamte Muskel-Skelett-System entsteht, müssen für die Bewertung von Belastungen durch Ziehen und

Schieben von Lasten zusätzlich zu Körperhaltungen und Körperbewegungen (gemäß Abschnitt 2.1.1) auch diese Kräfte erfasst werden. Dazu kann in geeigneten Fällen neben dem Messsystem CUELA zusätzlich ein 3D-Handkraftmesssystem verwendet werden.

Hand-Aktionskräfte übertragen sich durch den gesamten Körper (Ganzkörperkraft) im Sinne einer kinematischen Kette und erzeugen in den jeweiligen Körperregionen und dortigen Strukturen (Knochen, Muskeln, Sehnen und Bänder) sehr unterschiedliche Belastungen, die via Beobachtung nicht angemessen erfasst bzw. quantifiziert werden können.

Um im Rahmen des messtechnischen Ansatzes zu einer praktikablen Lösung zu gelangen, kann ein gestuftes Verfahren verwendet werden. Auf der ersten Stufe werden die gemessenen Aktionskräfte und ihre Akkumulation (Arbeitsschicht) als pauschales Maß für die gesamte muskuloskeletale und kardiovaskuläre Belastung betrachtet, ohne im Detail Vorhersagen für einzelne Körperregionen oder belastete Strukturen machen zu können (ISO 11228-2, 2007; Mital et al., 1997).

Auf der nächsten Stufe können dann die besonders exponierten Regionen, wie unterer Rücken oder Schultern hinsichtlich ihrer muskulären und skelettalen Belastung analysiert werden.

Folgende Parameter und Kenngrößen können zusätzlich zur Kinematik erfasst bzw. berechnet werden:

#### **Unmittelbare Ergebnisparameter:**

- Zeitverlauf von Handkraft (3D) und Kraftangriffspunkt, jeweils linke und rechte Hand

#### **Berechnete Ergebnisparameter:**

- Zeitverlauf der resultierenden Aktionskraft (aus Handkräften rechts und links, in 3 Komponenten und Betrag)
- Zeitverlauf des resultierenden Kraftangriffspunktes (insbesondere hier auch Höhe des Angriffspunktes über Bodenniveau)
- Zeitverlauf des Lumbalmoments
- Zeitverlauf der lumbalen Kompressionskraft (CUELA-Dortmunder)
- Zeitverlauf der Schultergelenkmomente (3 Komponenten und Betrag)

#### **Kenngrößen zur Bewertung innerhalb eines Zieh- oder Schiebevorgangs**

- Perzentil 95 (P95) des Betrags der resultierenden Aktionskraft (assoziiert mit „initial force“)
- P50 des Betrags der resultierenden Aktionskraft (assoziiert mit „sustained force“)
- Maxima des Lumbalmoments und/oder der lumbalen Kompressionskraft
- Maxima der Schultergelenkmomente
- Höhe des Kraftangriffspunktes
- Häufigkeit der Zieh-/Schiebevorgänge
- Wegstrecke

## **Bewertung der Zieh-/Schiebevorgänge auf Basis einer Arbeitsschicht**

- „initial-„ und „sustained-forces“ in Abhängigkeit von Arbeitshöhe, Häufigkeit und mittlerer Wegstrecke nach den Tabellen A.5 - A.8 in ISO 11228-2 (2007) bzw. Mital et al. (1997)
- lumbale Kompressionskraft: Bewertung der Maxima nach Dortmundener Richtwerten (ISO 11228-2 (2007); Jäger et al. (2001a), „Method 2 – Part B: Skeletal-based force limits“)
- lumbales Netto-Moment (L5/S1 – vorzeichenbehaftete Summe aller Muskelkraftmomente): Bewertung der Maxima nach Tichauer (1978)
- Schultergelenkmoment (Betrag des Netto-Moments): Prüfung auf Maximalbelastung (muskuläre Belastung) nach Chaffin et al. (1999) und Wakula et al. (2009)

### **2.1.4 Manuelle Arbeitsprozesse**

Zusätzlich zur Erfassung von Körperhaltungen und Körperbewegungen (gemäß Abschnitt 2.1.1, Fokus auf obere Extremitäten) erfordert die Bewertung physischer Belastungen durch manuelle Arbeitsprozesse die Erfassung weiterer Parameter und Kenngrößen zur Beschreibung der Repetition und des Kraftaufwands der Hände bzw. der Beanspruchung der Unterarmmuskulatur. Zur Erfassung dieser Parameter kann mit dem Messsystem CUELA zusätzlich Oberflächen-Elektromyographie (OEMG, „Samplingrate“ 1.000 Hz) für die Flexor(Pronator)- und Extensor(Supinator)-Muskelgruppen am Unterarm (links und rechts) eingesetzt werden. Die Kalibrierung der EMG-Messung erfolgt dabei gekoppelt an eine direkte Greifkraftmessung (Dynamometer zur  $F_{\max}$ -Messung).

Folgende Parameter und Kenngrößen können zusätzlich zur Kinematik erfasst bzw. berechnet werden:

#### **Unmittelbare Ergebnisparameter für die Handgelenke und Ellenbogen:**

- Zeitverlauf der EMG-RMS-Werte (RMS, „root mean square“ (quadratischer Mittelwert)) der Flexor(Pronator)- und Extensor(Supinator)- Muskelgruppen am Unterarm rechts und links („Unterarm-EMG“)

#### **Berechnete Ergebnisparameter für die Handgelenke und Ellenbogen:**

- Verteilung der Mittenfrequenz (MPF, „mean power frequency“)
- Verteilung des Betrags der Winkelgeschwindigkeit
- Bestimmung von kinematischen Mikro-Pausen
- Zeitverlauf der auf maximale Willkürkontraktion (MVC, „maximum voluntary contraction“) normalisierten Unterarm-EMG-RMS-Werte
- Bestimmung von muskelphysiologischen Mikro-Pausen

#### **Kenngrößen der Repetition in Bezug auf Handgelenk-Flexion/Extension und Unterarm-Supination/Pronation:**

- Median der Winkelgeschwindigkeit
- Median der Mittenfrequenz (MPF)
- prozentualer Anteil von kinematischen Mikro-Pausen

## **Kenngrößen für den Kraftaufwand der Hände bzw. für die Beanspruchung der Unterarmmuskulatur:**

- prozentuale Anteile von muskelphysiologischen Mikro-Pausen
- P10 der %MVC-Werte
- P90 der %MVC-Werte

### **2.1.5 Ganzkörperkräfte**

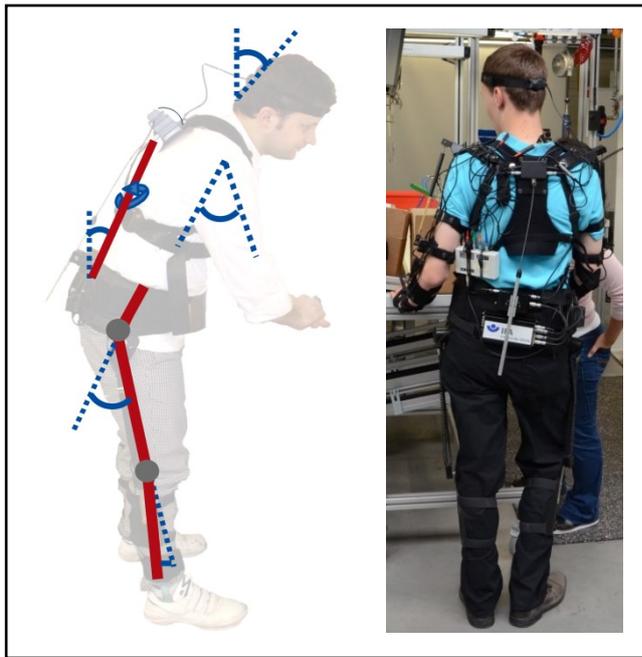
Bei kraftbetonten Tätigkeiten entsteht durch das Wirken von Aktionskräften an einer oder beiden Händen auf die Arbeitsumgebung eine besondere Belastungssituation für den ganzen Körper bzw. das gesamte Muskel-Skelett-System. Daher müssen für die Bewertung derartiger Belastungen zusätzlich zu Körperhaltungen und Körperbewegungen (gemäß Abschnitt 2.1.1) auch diese Kräfte erfasst werden. Dazu kann in geeigneten Fällen neben dem Messsystem CUELA zusätzlich ein 3D-Handkraftmesssystem verwendet werden. Die Belastungsermittlung erfolgt dann analog zum in Abschnitt 2.1.3 beschriebenen Vorgehen unter Verwendung der dort genannten Messparameter und Kenngrößen.

## **2.2 Messtechnik**

Im Folgenden werden die einzelnen vom IFA im Projekt MEGAPHYS verwendeten Messtechniken vorgestellt.

### **2.2.1 Messsystem CUELA**

Das Messsystem CUELA (Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems, Abbildung 2.2-1) wurde im IFA entwickelt, um physische Belastungen, wie sie in einer Vielzahl beruflicher Tätigkeiten anzutreffen sind, unmittelbar am Arbeitsplatz unter realen Arbeitsbedingungen messen zu können (Ditchen et al., 2013; Ellegast, 1998; Ellegast et al., 2009; Freitag et al., 2007). Die zugehörige Software WIDAAN (Winkel-Daten-Analyse, Ellegast et al. (2010); Hoehne-Hückstädt et al. (2007)) erlaubt eine automatisierte Auswertung der Messdaten nach arbeitswissenschaftlichen und biomechanischen Bewertungskriterien (s. Abbildung 2.2-2).



**Abbildung 2.2-1:** CUELA-Messsystem Basismodell (schematisch, links) und Ganzkörpersystem inkl. Arm/Hand und EMG (rechts)

CUELA ist ein personengebundenes, individuell einstellbares Messsystem, das auf der Arbeitskleidung getragen werden kann und auf einer differenzierten Sensorik zur Erfassung kinematischer und kinetischer Kenngrößen basiert (vgl. Ellegast et al. (2010)). Im Rahmen von MEGAPHYS wurde dieses „Basis-System“ modular um weitere Messtechniken erweitert (s. Abbildung 2.2-1 und Abschnitt 2.2.4 bis 2.2.7):

- Haltungs- und Bewegungserfassung an Kopf, Rumpf, oberen und unteren Extremitäten („CUELA Ganzkörper“)
- Handkraftmessung (dreidimensional)
- Erfassung von Druckverteilung und Bodenreaktionskräften (Messsohlen)
- Elektromyographie zur Aufzeichnung der elektrischen Muskelaktivität
- Herzfrequenzmessung durch Brustgurt und synchronisierte Pulsuhr

Das CUELA-Messsystem erfasst zum einen die Knie- und Hüftwinkel in der Sagittalebene mittels Potentiometern und zum anderen die Bewegung des Oberkörpers mittels Gyroskop-, Inclinometer- und Drehsensoren in zwei Dimensionen. Dabei werden die Flexionswinkel LWS/BWS (Lenden- und Brustwirbelsäule), die Seitneigungswinkel (Lateralflexion) und die Rückentorsion gemessen. Die oberen Extremitäten werden mit einer Schulter-Arm-Hand-Sensorik zur Messung der Bewegungen von Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk versehen. Mit einer weiteren Sensorik wird zusätzlich die Kopfeigung ermittelt (vgl. Ellegast et al. (2010); Hoehne-Hückstädt et al. (2007)). Tabelle 2.2-1 Tabelle 2.2-1 zeigt die Freiheitsgrade der betrachteten Gelenke/Körperregionen sowie die erfassenden Sensoren.

**Tabelle 2.2-1:** Mittels CUELA erfasste Messparameter mit Freiheitsgraden und eingesetzter Sensorik

Gelenk/Körperregion	Freiheitsgrad:	erfassender Sensor
Kopf	Neigung, Seitneigung	Inklinometer
Brustwirbelsäule (BWS)	Neigung, Flexion/Extension, Seitneigung	Inklinometer, Gyroskop
Halswirbelsäule (HWS)	Flexion/Extension (Halskrümmung)	Berechnung aus Neigung des Kopfes und der BWS
Lendenwirbelsäule (LWS)	Neigung, Flexion/Extension, Seitneigung	Inklinometer, Gyroskop
Rumpfneigung und Rumpfseitenneigung	Flexion/Extension (Rückenkrümmung), Seitneigung	Berechnung aus Neigung bzw. Seitneigung der BWS und LWS
Hüftgelenk	Flexion/Extension	Potentiometer
Kniegelenk	Flexion/Extension	Potentiometer
Schultergelenk	Ad-/Abduktion, Flexion/Extension, Innen-/Außenrotation	Berechnung aus Anteversion u. Azimut, Potentiometer
Ellenbogengelenk	Flexion/Extension	Potentiometer
Unterarm	Pro-/Supination	Potentiometer
Handgelenk	Flexion/Extension	Potentiometer

Die Messdaten werden mit einer Abtastrate von 50 Hz durch ein batteriebetriebenes Mikrocontrollersistem aufgenommen und mittels Datenlogger auf Flash-Karten gespeichert (Barbero et al., 2012; Ellegast et al., 2010). Zwei Videokameras zeichnen zusätzlich die Messung aus verschiedenen Blickwinkeln auf, damit bei der späteren Auswertung der Zusammenhang zwischen gemessener Körperbewegung des Probanden und ausgeführter Tätigkeit hergestellt werden kann (Datenzuordnung). Nach Beendigung einer Messung werden stets alle Daten ausgelesen und rechnerunterstützt weiterverarbeitet.

### 2.2.2 Auswerte-Software WIDAAN

Die vom IFA entwickelte Auswerte-Software WIDAAN (Winkel-Daten-Analyse) (Ditchen et al., 2015; Ellegast et al., 2010; Hoehne-Hückstädt et al., 2007) dient für die Verarbeitung und Auswertung zuvor aufgezeichneter CUELA-Messdaten. Auf diese Weise lassen sich die Sensordaten grafisch darstellen, bearbeiten, und auswerten. Darüber hinaus bietet WIDAAN die Möglichkeit zur Darstellung der Körperhaltung zu jedem beliebigen Zeitpunkt anhand einer dreidimensionalen Vektorpuppe (Abbildung 2.2-2). Durch die Synchronisation mit den parallel angefertigten Videoaufnahmen wird somit die Zuordnung der ermittelten Belastungen zu realen Arbeitssituationen ermöglicht.

### 2.2.3 Biomechanische Modellierung: CUELA-Dortmunder

Zur Erfassung mehrerer Kenngrößen der Belastungen des Muskel-Skelett-Systems wurde im Rahmen von MEGAPHYS das System CUELA und das Computer-Simulationswerkzeug „Der Dortmunder“ (Jäger et al., 2001b) gekoppelt (s. auch Teil C Kapitel 3.4).

Wie oben beschrieben liefert CUELA Lage- und Winkelinformationen zur kinematischen Rekonstruktion der Bewegungen von Körperteilen bzw. des gesamten Körpers. Durch die Kombination mit weiteren Messsystemen wie Handkraftsensoren oder Fußdruckmesssohlen können zusätzlich Handaktions- bzw. Bodenreaktionskräfte erfasst werden, sodass auch Angaben zur Belastung durch Lastenhandhabungen ableitbar sind.

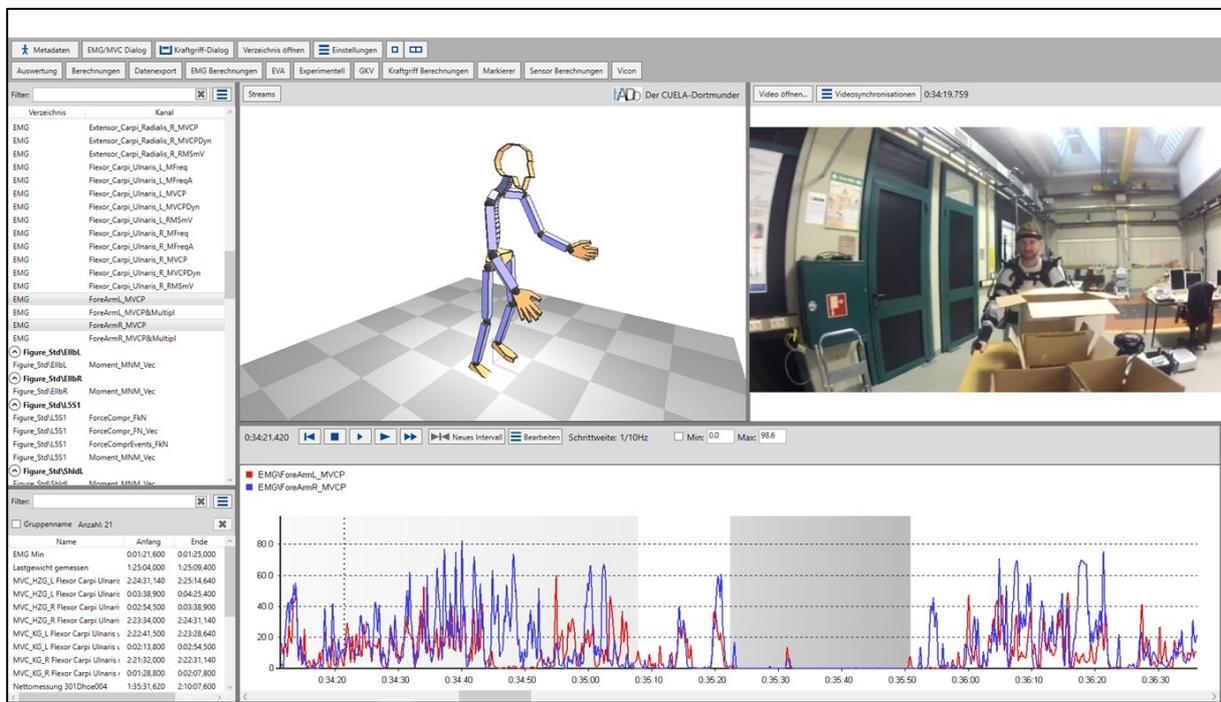


Abbildung 2.2-2: Darstellung der Messwerte und Datenanalyse mit WIDAAN

Diese Daten sollten als „Eingabedaten“ für das Modell „Der Dortmunder“ genutzt werden, der bisher wegen der erforderlichen Körperhaltungsreplikation (oder Nachstellung) bzw. Bewegungssimulationen vorrangig auf Laboranwendungen beschränkt war. Dieses Simulationswerkzeug dient der rechnerischen Ermittlung von Kenngrößen der Lendenwirbelsäulenbelastung – wie Druck- und Scherkräfte sowie Beuge- und Torsionsmomente an den lumbalen Bandscheiben – mit Hilfe biomechanischer Modellierungen bspw. von Skelett, Muskulatur und Bauchraum-Innendruck-Wirkung, Körperhaltungen und -bewegungen sowie Kraft- und Momenteneinwirkungen. Auf diese Weise sollen die wesentlichen biomechanischen Eigenschaften und Zusammenhänge des menschlichen Stütz- und Bewegungssystems bei Lastenhandhabungen und belastungsintensiven Körperhaltungen hinsichtlich der resultierenden lumbalen Belastungen identifiziert und quantitativ beschrieben werden.

Im Rahmen von MEGAPHYS wurde die im Dortmunder implementierte Modellierung der Lendenwirbelsäule „überspannenden“ Muskulatur im unteren Rumpf an der Rücken- und Bauchseite in das Programmsystem von CUELA übertragen. Die Fusion beider Systeme wird im Weiteren als „CUELA-Dortmunder“ bezeichnet. Somit liegt ein universell einsetzbares Instrument für die praxisnahe, ganzschichtige, messtechnisch gestützte Belastungsermittlung vor, das nicht nur im Labor, sondern auch unter realen Arbeitsbedingungen eingesetzt werden kann.

#### 2.2.4 Handkraftmesssystem

Das vom IFA eingesetzte Handkraftmesssystem (Brütting et al., 2017; Hoehne-Hückstädt et al., 2007) besteht aus zwei separaten Kraftmessgriffen zur dreidimensionalen Erfassung der Kontaktkraft an linker und rechter Hand bei Kurz- oder Langzeitmessungen. Ein Kunststoffhandgriff ist beidseitig an dreidimensionale piezoelektrische Kraftsensoren gekoppelt, die in ein Aluminiumgehäuse integriert sind, welches ebenfalls die Verstärkerelektronik zur Anpassung der Sensorempfindlichkeit enthält. Da die Konstruktionsdaten des Handgriffs bekannt sind, kann durch die beidseitige Erfassung der Kraftkomponenten die dreidimensionale Gesamt-Kontaktkraft am Hand-Interface-Widerlager und ebenfalls die Lage des Kraftangriffspunktes am Handgriff zeitvariant berechnet werden.

#### 2.2.5 Fußdruckmesssohlen

Die Erfassung der plantaren Druckverteilung zur Berechnung der Bodenreaktionskräfte bei der manuellen Lastenhandhabung erfolgt durch Druckmesssohlen, die in die Schuhe der Versuchsperson eingelegt werden. Es stehen verschiedene Ausführungen (schmale/breite Fußbettform) und Größen (23/24 bis 47/48) zur Verfügung. Die piezo-resistive Sensorik der Messsohlen basiert auf einem 24-Hydrozellen-Sensorsystem, das jeweils in die Messsohle integriert ist. Die räumliche Anordnung der Sensoren auf bzw. in der Sohle orientiert sich an den zu erwartenden Maximaldruckbereichen.

Die Messsohle wird vor Beginn einer Messung in die Schuhe des Probanden eingelegt und mittels Kabel an den Datenlogger des CUELA-Messsystems angeschlossen. Die Messwerte der Druckmesssohle werden mit einer Abtastrate von 50 Hz aufgezeichnet und in der Auswertesoftware WIDAAN weiterverarbeitet.

#### 2.2.6 Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)

Das CUELA-Messsystem kann mit 4-Kanal-EMG-Modulen erweitert werden, die die synchronisierte Aufzeichnung von relevanten Muskelaktivitäten ermöglichen. In der MEGAPHYS-Feldstudie wurden EMG-Signale der Muskelgruppen am Unterarm abgeleitet, die für die Beugung und Streckung der Hand und Finger sowie für die Umwendbewegungen der Hand (Pronation und Supination) verantwortlich sind. Es wurde die Muskelaktivität der linken und rechten Unterarmmuskeln (Musculus extensor digitorum, Musculus flexor digitorum superficialis) aufgezeichnet, wobei die Identifikation für die Anbringung der Elektroden dem Vorgehen vorhergehenden Feldmessungen entsprach (Barrero et al., 2012). Neun EKG-Elektroden (Ambu® BlueSensor N, Dänemark) wurden nach dem SENIAM Standard angebracht (Hermens et al., 1999): linke und rechte Fingerextensoren und Fingerflexoren sowie Olecranon rechts als knöchernen Struktur für die Ableitung des Referenzsignals. Das 4-Kanal EMG-Modul beinhaltet eine Prozessor-Einheit, die die Vorverarbeitung des Roh-EMG-Signals übernimmt und somit die Speicherung der EMG-Kennwerte (Amplituden- und Frequenzbewertung) mit 50 Hz auf dem CUELA-Datenlogger erlaubt.

Für jeden EMG-Kanal werden im EMG-Modul folgende Parameter berechnet:

- gleitender Effektivwert (RMS, root mean square) des Roh-EMG-Zeitverlaufs
- gleitende Mittenfrequenz und zugehörige Amplitude

Zur Normierung der EMG-Daten führte jeder Proband drei willkürliche maximale Kontraktionen (MVC: maximum voluntary contraction) mit den Fingern in einer Kraftgriffhaltung an dem Handkraftmessgerät PABLO® (Tyromotion, Österreich) aus (neutrale Handgelenk- und Unterarmhaltung, Ellenbogen um 90° gebeugt). Der Kraftgriff wurde abwechselnd mit beiden Händen ausgeführt. Nach jeder maximalen Kontraktion wurden mindestens 5 s Pause eingehalten. Das Maximum des gefilterten RMS-Signals aus den MVC-Intervallen diente jeweils als Referenz für die Normierung der EMG-Daten.

### 2.2.7 Herzschlagfrequenzmessung

Als Parameter der individuellen Herz-Kreislauf-Beanspruchung wurde die Herzschlagfrequenz mit Hilfe einer Pulsuhr (M400, Polar Electro Europe AG, Schweiz) in Verbindung mit einem Brustgurtsensor aufgezeichnet. Vor Beginn der arbeitsbegleitenden Aufzeichnungen wurde die Ruheherzfrequenz bei jedem Beschäftigten im Sitzen bestimmt. Während der Arbeit wurde die Herzfrequenz kontinuierlich und synchronisiert zu CUELA mit einer Aufzeichnungsrate von 1 Hz erfasst.

## 2.3 Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse

Im Rahmen von MEGAPHYS wurden für die Messtechnische Analyse mit CUELA verschiedene Verfahren zur Körperregion-spezifischen Belastungsbewertung weiterentwickelt. Auf der Grundlage arbeitswissenschaftlicher und medizinischer Erkenntnisse wurden Belastungsindikatoren für die folgenden Körperregionen erstellt:

- Nacken/HWS
- Schultern/Oberarme
- Ellenbogen/Unterarme
- Handgelenke/Hände
- unterer Rücken/LWS
- Hüfte
- Knie

Darüber hinaus erfolgt eine Belastungsbewertung hinsichtlich des Herz-Kreislauf-Systems und des Energieumsatzes.

Das Bewertungskonzept der Messtechnischen Analyse mit CUELA beinhaltet etablierte Methoden, überarbeitete Verfahren sowie neue entwickelte Bewertungsansätze. Grundlage für die Bewertungsverfahren bilden die mit der CUELA-Messtechnik ermittelten Messparameter und Kenngrößen (s. Abschnitt 2.1).

In diesem Abschnitt wird das Bewertungskonzept der Messtechnischen Analyse beschrieben. Es beinhaltet diejenigen Belastungsindikatoren, die in der MEGAPHYS-Feldstudie zur Bewertung der physischen Belastung von Arbeitsschichten verwendet wurden.

An dieser Stelle sei erwähnt, dass die im Rahmen des Projekts abgeleiteten Indikatoren, insbesondere zur Belastungsbeschreibung des unteren Rückens und der Lendenwirbelsäule sowie zur Definition von Kriterien zur angemessenen Bewertung, in enger Absprache zwischen dem IfADo und dem IFA erarbeitet wurden.

### 2.3.1 Ermittlung von Schichtwerten

In der Praxis ist eine Messung über die gesamte Arbeitsschichtdauer (häufig 8 Stunden) schwer umsetzbar. Gründe dafür sind u. a. die notwendige Zeit für Einrüstung und Kalibrierung, die Akkulaufzeit und die Gewährleistung von Pausen für die Untersuchungsteilnehmenden. Daher wurden repräsentative Ausschnitte der belastungsrelevanten Tätigkeiten messtechnisch erfasst. Über arbeitswissenschaftliche Befragungen durch die Projektpartner wurden Tätigkeitsprofile und deren zeitliche Anteile der Tätigkeiten pro Arbeitsschicht ermittelt. Gemäß diesen Angaben wurden die Messdaten zeitlich auf die reale Dauer der Tätigkeit skaliert. Im letzten Schritt wurden die je Tätigkeit ermittelten Belastungen zur Belastung der *typischen Arbeitsschicht* aufsummiert [Formel 1].

$$Belastungsindikator_{Schicht} = \sum Belastungsindikator_{Messung} * \frac{Tätigkeitsdauer[h]}{Messdauer[h]} \quad [Formel 1]$$

Wenn im weiteren Text von einem *Schichtwert* gesprochen wird, liegt jeweils dieses Vorgehen zu Grunde.

Da das Vorkommen von Tätigkeiten z. B. von der Auftragslage, dem Arbeitsfortschritt, der Witterung oder dem Wochentag abhängig sein kann, konnten an den Erhebungstagen nicht immer alle typischerweise am Arbeitsplatz vorkommenden Tätigkeiten erfasst werden. Für jeden Arbeitsplatz wurde daher auch die Übereinstimmung mit der typischen Arbeitsschicht dokumentiert (prozentual in Klassen 0-20, ..., 80-100), um diese in der Auswertung berücksichtigen zu können.

### 2.3.2 Übersicht zu Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse

In Tabelle 2.3-1 sind alle Belastungsindikatoren getrennt nach Körperregionen aufgelistet. Für die Indikatoren, bei denen eine a priori Einteilung in Risikokategorien gemäß des MEGAPHYS-Risikokonzepts vorgenommen wurde, sind die entsprechenden Grenzen angegeben. Die Erläuterung der einzelnen Belastungsindikatoren erfolgt in den anschließenden Kapiteln. Die im Folgenden beschriebenen CUELA-Belastungsindikatoren beziehen sich jeweils auf eine Arbeitsschicht.

**Tabelle 2.3-1: Übersicht zu Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse**

Körperregion	Belastungsindikatoren (kumulativer Schichtwert)	Kurzname	Einteilung in Risikokategorien *				
			1	2	3	4	
Nacken/HWS	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Kopf [%]	%NEH Kopf	<6	6 - <19	19 - <29	≥29	a)
Schultern/Oberarme (links/rechts)	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm li [%]	%NEH OAL	<4	4 - <13	13 - <20	≥20	a)
	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm re [%]	%NEH OAR	<4	4 - <13	13 - <20	≥20	a)
	Dosis Schultermoment li [Nmh]	Nmh SuL					
	Dosis Schultermoment re [Nmh]	Nmh SuR					
Ellenbogen/Unterarme (links/rechts)	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen li [%]	%NEH EBL	<8	8 - <23	23 - <34	≥34	a)
	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen re [%]	%NEH EBR	<8	8 - <23	23 - <34	≥34	a)
	Repetitionsscore Ellenbogen li	RepScore EBL	0 - 1	2 - 3	4 - 6	≥7	b)
	Repetitionsscore Ellenbogen re	RepScore EBR	0 - 1	2 - 3	4 - 6	≥7	b)
Handgelenke/Hände (links/rechts)	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk li [%]	%NEH HGL	<7	7 - <20	20 - <30	≥30	a)
	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk re [%]	%NEH HGR	<7	7 - <20	20 - <30	≥30	a)
	Repetitionsscore Handgelenk li	RepScore HGL	0 - 1	2 - 3	4 - 6	≥7	b)
	Repetitionsscore Handgelenk re	RepScore HGR	0 - 1	2 - 3	4 - 6	≥7	b)
	P90 der %MVC-Werte Unterarm li	P90 %MVC UAL	<10	10 - <20	20 - <30	≥30	c)
	P90 der %MVC-Werte Unterarm re	P90 %MVC UAR	<10	10 - <20	20 - <30	≥30	c)
	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG li [%]	%MP HGL	≥30	20 - <30	10 - <20	<10	c)
	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG re [%]	%MP HGR	≥30	20 - <30	10 - <20	<10	c)
unterer Rücken/LWS	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Rumpf [%]	%NEH Rumpf	<5	5 - <15	15 - <22	≥22	a)
	Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	kNh L5/S1	<1,9	1,9 - <2,4	2,4 -	≥9,2	d)
	Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS	Anz. RiWeÜ					
	Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT)	Anz. HHT					
Hüfte (links/rechts)	Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbel. Tätigkeiten [%BWh]	%BWh Hü					

Knie (links/rechts)	Kniebelastende Haltungen [%]	% Kniebel.					
	Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen	HW Kniebel.					
Herz-Kreislauf- System/ Energieumsatz	mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	Ø HFArbeit	<15	15 - <25	25 - <35	≥ 35	e)
	mittlere Herzfrequenzreserve [%]	Ø %HFRes					
	Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	% > DLG					
	Arbeitsenergieumsatz [kJ]	kJ AEU	<	4200 -	6300 -	≥ 8400	f)

\*a) Kategorisierung in Anlehnung an subjektiv empfundene Belastung b) Kategorisierung in Anlehnung an verbale Verankerung der Latko-Skala (HAL) (ACGIH, 2001; Latko et al., 1997); c) Kategorisierung in Anlehnung an (Hansson et al., 2009; Hansson et al., 2004a); d) Kategorisierung nach Perzentilen; e) „klassische“ Arbeitsschwereinteilung (gelb/roter Übergang = DLG HF<sub>Arbeit</sub> = 35, (Hettinger, 1981)); f) „klassische“ Arbeitsschwereinteilung (kJ/Schicht) Hartmann et al. (2013)

### 2.3.3 Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen unterschiedlicher Freiheitsgrade (%NEH)

Dieser Indikator bewertet die Belastung einer Körperregion unter kinematischen Gesichtspunkten. Die Festlegungen bei der Bewertung von Körperhaltungen und -bewegungen erfolgen hierbei in Anlehnung an Normen (DIN EN 1005-4, 2005; ISO 11226, 2000) und Literaturstellen (Drury, 1987; McAtamney and Nigel Corlett, 1993). Der Belastungsindikator „Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen“ wird auf folgende Zielregionen angewendet:

- Nacken/HWS
- Schultern/Oberarme (links/rechts)
- Ellenbogen/Unterarme (links/rechts)
- Hände/Handgelenke (links/rechts)
- unterer Rücken/LWS

Folgende Aspekte werden bei der Bewertung berücksichtigt:

- Bewegungsintensität
- Winkelbereiche
- Haltungsdauern
- Tätigkeit (Körperstellung/Aktivität)
- Abstützung von Körperteilen
- Kombination von Bewegungsrichtungen

Dieses Bewertungsverfahren prüft zu jedem Messzeitpunkt, ob eine *akzeptable* oder eine *nicht empfohlene* Haltung/Bewegung der betreffenden Körperregion vorliegt (situative Bewertung). Als kumulativer Wert wird der Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen pro Tätigkeit bzw. Schicht angegeben. Anschließend wird der kumulative Wert in vier Risikokategorien eingeteilt gemäß dem allgemeinen Risikokzept von MEGAPHYS (BAuA (2019), Band 1 – Kapitel 2.1).

Für alle Körperregionen wird hierbei in gleicher Weise verfahren (vgl. Abbildung 2.3-1):

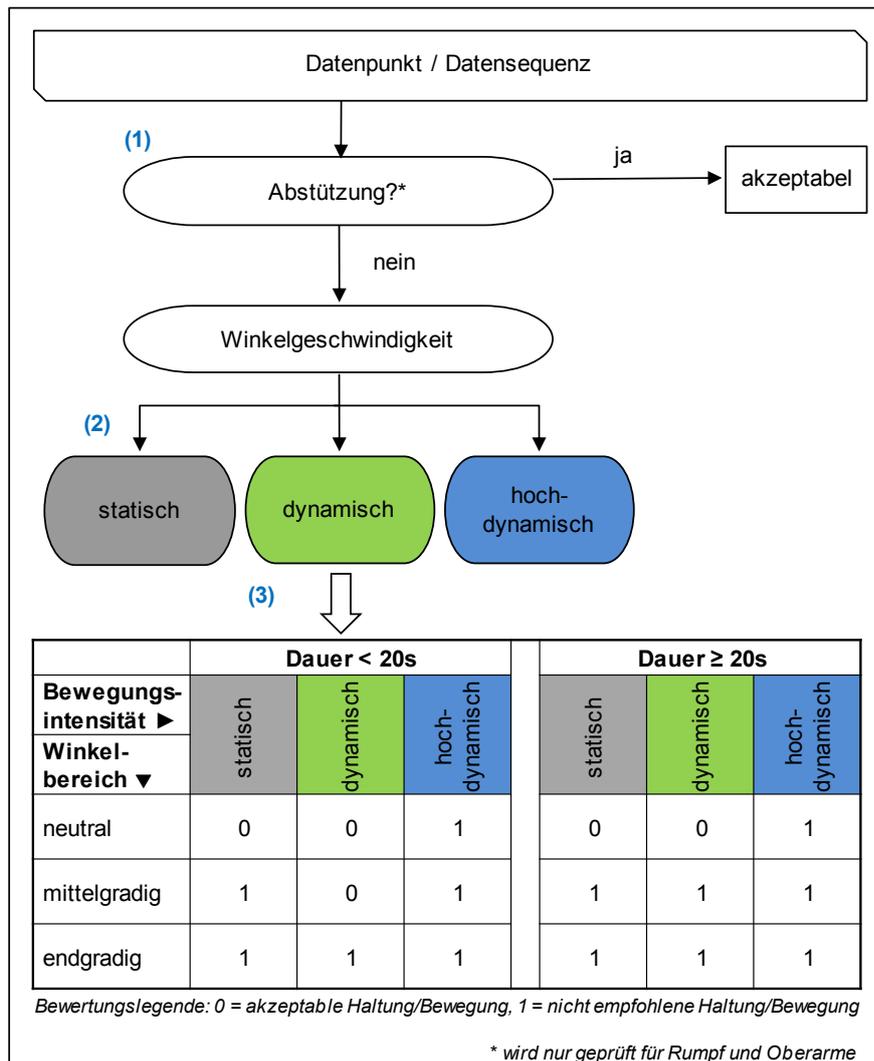


Abbildung 2.3-1: Schematische Darstellung der Bewertung von Körperhaltungen und -bewegungen

Der Algorithmus prüft zunächst, welche Tätigkeit (Körperstellung/Aktivität) vorliegt und ob relevante Körperteile abgestützt sind (1). So wird bspw. die Rumpfhaltung/-bewegung (Zielregion LWS) als *akzeptabel* bewertet, wenn eine Person geht (Annahme: keine extremen Dauern/Haltungen) oder wenn der Rumpf abgestützt ist (Voraussetzung: manuelle Setzung von Abstützungsintervallen<sup>3</sup>).

Falls derartige Bedingungen nicht zutreffen, wird anhand der Winkelgeschwindigkeit ( $\omega$ ) des betrachteten Körpersegments zunächst eine Einteilung der Bewegungsintensität in die Kategorien statisch, (neutral-)dynamisch und hochdynamisch vorgenommen (2). Hierbei gelten folgende freiheitsgradunabhängige Kriterien für statische Messdatensequenzen:

<sup>3</sup> Folgende Abstützungsintervalle werden gesetzt: „Oberkörper abgestützt“, „beide Arme abgestützt“, „linker Arm abgestützt“ und „rechter Arm abgestützt“

- Anfang: Wenn  $\omega < 5^\circ/\text{s}$
- Ende: (Wenn  $\omega \geq 10^\circ/\text{s}$  oder Winkeldifferenz (Anfang, Ende)  $\geq 7,5^\circ$ ) und Dauer  $> 10\text{s}$

Sobald die Winkelgeschwindigkeit einen freiheitsgradspezifischen Grenzwert überschreitet (s. Tabelle 2.3-2) wird die Bewegung als hochdynamisch eingestuft. Wird dieser Grenzwert für mehr als ein Drittel einer Minute überschritten, wird die gesamte zu beurteilende Minute als hochdynamisch klassifiziert. Die Beurteilung der Winkelgeschwindigkeit zu jedem Messzeitpunkt hinsichtlich hoher Dynamik basiert auf den Häufigkeitsverteilungen aller untersuchter Arbeitsschichten. Die Grenzwerte wurden aus den über alle Arbeitsschichten gemittelten P90-Werte der Winkelgeschwindigkeitsverteilungen abgeleitet. Dieser Wert wird für den jeweiligen Freiheitsgrad als sicher hochdynamisch erachtet.

*Tabelle 2.3-2: Grenzwerte für hochdynamische Bewegungen unterschiedlicher Freiheitsgrade (abgeleitet aus den über alle Arbeitsschichten gemittelten P90-Werten der jeweiligen Winkelgeschwindigkeitsverteilungen)*

Freiheitsgrad	Grenze $\omega$ [ $^\circ/\text{s}$ ]
Kopfneigung	45
Oberarmneigung	55
Ellenbogenbeugung Unterarmtorsion	85
Handgelenkbeugung	60
Rumpfneigung Rumpfsseitneigung Rückentorsion	35

Im nächsten Schritt **(3)** wird die so kategorisierte Bewegungsintensität zum jeweiligen Winkelbereich des betrachteten Gelenks bzw. Körpersegments in Bezug gesetzt. Die Einteilung in neutrale, mittelgradige und endgradige Winkelbereiche erfolgt dabei gemäß Tabelle 2.3-3. Abbildung 2.3-1 zeigt, welche Kombinationen von Bewegungsintensität und Winkelbereich als akzeptabel (Wert = 0) und welche als nicht empfohlen (Wert = 1) bewertet werden. Die Einteilung unterscheidet sich zwischen Dauern innerhalb einer Bewegungsintensitätskategorie (statisch, dynamisch oder hochdynamisch) unter 20 s und über 20 s.

Bei den Bewertungen wurden die Grundgedanken aus der Normung (ISO 11226 (2000) und DIN EN 1005-4 (2005)) übernommen. Die in den Normen vorgenommenen Bewertungen gehen von einer beobachtungs-basierten Körperhaltungs- und Bewegungsermittlung aus. Hinsichtlich der Winkelzeitverläufe der betrachteten Freiheitsgrade bietet eine messtechnische Analyse eine höhere Genauigkeit und einen höheren Detaillierungsgrad. Daher wurden einige Grenzen angepasst, z. B. beginnt der neutrale Winkelbereich für die Rumpfneigung bei  $-5^\circ$  oder für die Kopfneigung bei  $-10^\circ$  statt wie in der Normung bei  $0^\circ$  (vgl. Tabelle 2.3-3). Zudem wurde die Dauer ab der eine Haltung als statisch definiert ist, von 4 s auf 10 s gesetzt. Eine Erweiterung stellt auch die Berücksichtigung des Kriteriums Dauer innerhalb einer Bewegungsintensitätskategorie  $< 20\text{s}$  oder  $\geq 20\text{s}$  dar, um der Tatsache Rechnung zu tragen, dass Haltungen in mittelgradigen Winkelbereichen erst ab einer gewissen Verweildauer als ungünstig anzusehen sind. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass das Verfahren eine kurzzeitige Haltung im mittelgradigen Bereich als akzeptabel bewertet.

**Tabelle 2.3-3:** Kategorisierung der Gelenkwinkel bzw. Segmentlagewinkel in neutrale, mittelgradige und endgradige Winkelbereiche

Freiheitsgrad	neutral [°]	mittelgradig [°]	endgradig [°]	Einteilung in Anlehnung an
Kopfneigung nach vorne (+)	> -10 bis < 40	≥ 40 bis < 85 oder ≤ -10 bis > -40	≥ 85 oder ≤ -40	(DIN EN 1005-4, 2005; ISO 11226, 2000)
HWS-Krümmung nach vorne (+)	> -10 bis < 30	≥ 30 bis < 40 oder ≤ -10 bis > -20	≥ 40 oder ≤ -20	(DIN EN 1005-4, 2005; ISO 11226, 2000)
Oberarmneigung (absoluter Hebewinkel im Raum) nach vorne (+)	> -5 bis < 20	≥ 20 bis < 60	≥ 60 oder ≤ -5	(DIN EN 1005-4, 2005)
Ellenbogenflexion (+)	≥ 0 bis < 100	-	≥ 100 oder < 0	(McAtamney and Nigel Corlett, 1993)
Unterarmtorsion nach innen Pronation (+)	> -35 bis < 35	≥ 35 bis < 45 oder ≤ -35 bis > -60	≥ 45 oder ≤ -60	(Drury, 1987)
Handgelenkflexion (+)	> -25 bis < 20	≥ 20 bis < 45 oder ≤ -25 bis > -50	≥ 45 oder ≤ -50	(Drury, 1987)
Rumpfneigung nach vorne (+)	> -5 bis < 20	≥ 20 bis < 60 oder ≤ -5 bis > -15	≥ 60 oder ≤ -15	DIN EN 1005-4, 2005; ISO 11226, 2000)
Rumpfseitneigung nach rechts (+)	> -10 bis < 10	≥ 10 bis < 20 oder ≤ -10 bis > -20	≥ 20 oder ≤ -20	DIN EN 1005-4, 2005; ISO 11226, 2000)
Rückentorsion nach rechts (+)	> -10 bis < 10	≥ 10 bis < 20 oder ≤ -10 bis > -20	≥ 20 oder ≤ -20	(DIN EN 1005-4, 2005)

Bei den Zielregionen Nacken/HWS, Ellenbogen/Unterarme (links/rechts) und unterer Rücken/LWS werden zunächst die einzelnen Bewegungsrichtungen (Kopfneigung und HWS-Krümmung; Ellenbogenflexion und Unterarmtorsion; Rumpfneigung, Rumpfseitneigung und Rückentorsion) getrennt bewertet. Die Einzelbewertungen werden dann mittels Oder-Verknüpfung miteinander kombiniert. D.h., wenn zu einem Messzeitpunkt die Haltung/Bewegung für mindestens eine der betrachteten Bewegungsrichtungen als nicht empfohlen (Wert = 1) gewertet wird, so gilt dies für die gesamte Zielregion.

Für jede Zielregion liegt somit zu jedem Messzeitpunkt eine Einteilung der Kinematik in akzeptabel oder nicht empfohlen vor. Der Belastungsindikator Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen (%NEH) ergibt sich aus der Kumulation der nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen über die gesamte Arbeitsschicht.

### Überführung in Risikokategorien:

Die Überführung der %NEH-Werte in Risikokategorien wurde mit Hilfe von Angaben zum selbst eingeschätzten Belastungsempfinden vorgenommen. Das subjektive Belastungsempfinden wurde schichtbezogen und getrennt nach Zielregionen durch Befragung an den untersuchten Arbeitsplätzen erhoben (adaptiertes Körperschema nach (Corlett and Bishop, 1976), vgl. Teil A Kapitel 3.2.6, Anhang 7.1; Teil B Anhang 6). Die Einstufung erfolgte anhand einer elfstufigen Skala (0 = keine Belastung, ..., 10 = extrem starke Belastung) in Anlehnung an die Borg CR-10 Skala (Borg, 1990). Verschiedene Studien zeigen, dass Selbstberichte im Vergleich zu anderen Methoden die am wenigsten genaue Bewertungsmethode darstellen und dass sie häufig die Expositionen für erfasste Risikofaktoren überschätzen (u. a. (Ditchen, 2012; Palmer et al., 2000; Spielholz et al., 2001)). Es wurde angenommen, dass die Standardabweichung der subjektiven Bewertungen im Gruppenmittel bei den häufiger vorkommenden Belastungsstärken deutlich kleiner ist, als bei den weniger oft vorkommenden Belastungen in den Randbereichen (sehr niedrige und sehr hohe Belastungen). Auf Grundlage dieser Annahme, wurden sehr niedrige %NEH-Werte ( $\leq 3\%$ ) sowie sehr hohe subjektive Belastungsbewertungen ( $\geq 9$ ) für die Modellbildung außer Acht gelassen.

Schließlich wurden für jede Körperregion die %NEH-Werte den empfundenen Belastungen gegenübergestellt. Mit MATLAB (R2017a, MathWorks, Inc.) wurde jeweils ein lineares Modell mittels einfacher Regressionsanalyse bestimmt, welches an der subjektiv empfundenen Belastung (abhängige Variable) und dem %NEH-Wert (unabhängige Variable) angepasst wurde.

Um der Überschätzungstendenz der subjektiven Einschätzung Rechnung zu tragen und somit die Übereinstimmung mit der tatsächlich aufgetretenen Exposition zu erhöhen, wurde die psychophysische Bewertungsskala dahingehend angepasst, dass der gelb/rote Übergang auf den Wert 8 der subjektiv empfundenen Belastung gesetzt wurde. Der entsprechende %NEH-Wert wurde als gelb/rote Grenze definiert. Nachfolgend wurden die weiteren Grenzen am gelb/roten Übergangs ausgerichtet. Der grün/gelbe %NEH-Übergang liegt bei 2/3 gelb/roten %NEH-Grenze und der grün/grüne %NEH-Übergang bei 1/3 der grün/gelben %NEH-Grenze. Die anhand dieses Vorgehens ermittelten Zielregion-spezifischen Grenzen der %NEH-Werte sind in Tabelle 2.3-4 zusammengefasst.

**Tabelle 2.3-4:** Grenzen der Risikokategorien für den Belastungsindikator Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen [%]

Zielregion des Belastungsindikators Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen [%]	Grenzen der Risikokategorien			
	1	2	3	4
Kopf	< 6	6 - < 19	19 - < 29	$\geq 29$
Oberarme (links/rechts)	< 4	4 - < 13	13 - < 20	$\geq 20$
Ellenbogen (links/rechts)	< 8	8 - < 23	23 - < 34	$\geq 34$
Handgelenke (links/rechts)	< 7	7 - < 20	20 - < 30	$\geq 30$
Rumpf	< 5	5 - < 15	15 - < 22	$\geq 22$

### 2.3.4 Kumulative Dosis Schultermomente

Das in der CUELA-Software WIDAAN verwendete biomechanische Modell ist ein vorwärtskinematisches Kettenmodell. Vom Startpunkt der Kette bis zu den Endpunkten hängt jedes Kind-Segment rechnerisch an seinem Eltern-Segment. Der Startpunkt liegt zwischen den Hüftgelenken, die Endpunkte sind die Füße, die Hände und der Kopf. Die rechnerische Verknüpfung zwischen den Segmenten überträgt die Kräfte (in allen 3 Raumrichtungen) und die Momente (um alle 3 Raumachsen) vom Kind-Segment zum Eltern-Segment. An jedem Gelenk kann somit die Summe aller Kräfte und Momente aller Kind-Segmente ausgelesen werden. Da jedes Segment ein individuelles Gewicht und eine individuelle Lage (d.h. Hebelarm) des Schwerpunktes hat, bringt es immer eine Kraft und ein Drehmoment mit in die Summe ein. Werden mit den Kraftgriffen noch dreidimensionale Handkräfte gemessen, werden diese mit in die Hände eingekoppelt und durch die Kettenrechnung weitergegeben. Betrachtet man die Kräfte und Momente im Schultergelenk enthalten diese automatisch die Kraftsummen und Drehmomentsummen aus allen Segmenten des Armes (Oberarm, Unterarm und der Hand) in Nm. Die Summe der ermittelten Schultermomente über die gesamte Schicht ergibt den als Belastungsindikator ausgewiesenen Dosiswert in Nmh.

### 2.3.5 Repetitionsscore Handgelenke und Ellenbogen

Zur Bewertung der Repetition wurden die nachfolgenden Kenngrößen für die Handgelenke (HG) und Ellenbogen (EB) erfasst, berechnet und bewertet.

Anhand der Mittenfrequenz des Frequenz-Leistungsspektrums (MPF: Mean Power Frequency) kann das Ausmaß repetitiver Arbeit bezüglich einer Bewegungsrichtung quantifiziert werden. Insbesondere ist die MPF auf komplexe und/oder unregelmäßige Arbeiten anwendbar, bei denen es schwierig oder unmöglich ist, die Repetition anhand von Beobachtungen zu definieren (Hansson et al., 1996). Die MPF wurde nach Hansson et al. (1996) bezüglich der Flexions- und Extensionsbewegung des Handgelenkes ( $MPF_{HG}$ ) und gleichermaßen für die Unterarmtorsion (Supination/ Pronation) berechnet ( $MPF_{EB}$ ). Die MPF für beide Freiheitsgrade wurden unter Berücksichtigung von Grenzwerten aus der Literatur (Arvidsson et al., 2003; Barrero et al., 2012; Hansson et al., 2000; Hansson et al., 2004a; Hansson et al., 2004b; Ohlsson et al., 1994; Stal et al., 1999) ebenfalls in 5 Kategorien eingeteilt.

Zur Beschreibung der Bewegung mit Hilfe der Winkelgeschwindigkeit wurde jeweils das 50. Perzentil der absoluten Winkelgeschwindigkeitsverteilungen bezüglich der Flexions- und Extensionsbewegung des Handgelenks bzw. der Torsionsbewegung (Supination/Pronation) des Unterarms bestimmt ( $P50 \omega_{HG}$  bzw.  $P50 \omega_{EB}$ ). Unter Berücksichtigung von Grenzwerten aus Literatur (Arvidsson et al., 2003; Barrero et al., 2012; Hansson et al., 2009; Hansson et al., 1996; Hansson et al., 2004a; Hansson et al., 2004b; Nordander et al., 2013; Ohlsson et al., 1994) wurden die Winkelgeschwindigkeiten in 5 Kategorien eingeteilt.

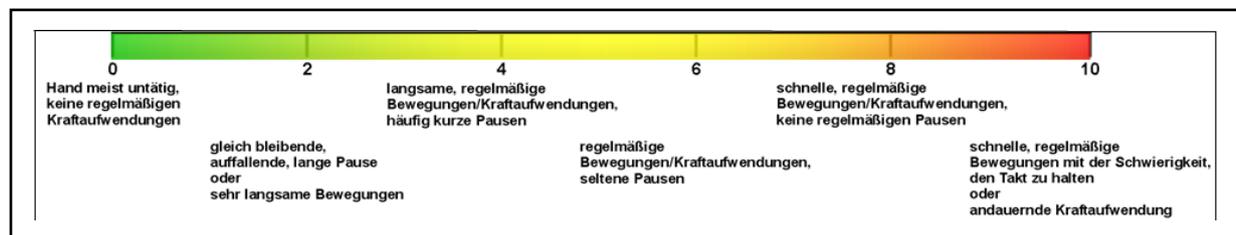
Die Berechnung der kinematischen Mikro-Pausen wurde in Anlehnung an Hansson et al. (1996) ebenfalls bezüglich der Flexions- und Extensionsbewegung des Handgelenks bzw. der Torsionsbewegung (Supination/Pronation) des Unterarms durchgeführt. Als Mikro-Pausen werden alle Ereignisse mit einer Winkelgeschwindigkeit  $< 1^\circ/s$  für einen Zeitraum von mindestens 0,5 s definiert. Kumulativ werden die Mikro-Pausen als Prozentsatz der Gesamtzeit der Tätigkeit ausgegeben. Unter Berücksichtigung von Grenzwerten aus der Literatur (Arvidsson et al., 2003; Hansson et al., 2009; Hansson et al., 2004a; Hansson et al., 2004b) wurden die kinematischen Mikropausen in 3 Kategorien eingeteilt.

Tabelle 2.3-5 zeigt die Kategorisierung der beschriebenen Repetitionskenngößen für die Handgelenke (Handgelenk Flexion/Extension) und Ellenbogen (Unterarm Supination/ Pronation). Den Kategorien wurden Einzelscores zugeordnet mit Wertebereichen von 0 bis 2 bzw. von 0 bis 4.

**Tabelle 2.3-5:** Kategorisierung der Repetitionskenngößen für Handgelenke und Ellenbogen Zeitan- teil Mikro-Pausen, Median der Winkelgeschwindigkeit (P50  $\omega$ ) und Mean Power Fre- quency (P50 MPF) und Zuordnung zu Einzelscores mit den Wertebereichen 0-2 bzw. 0-4.

P50 MPF [Hz]	MPF- score	P50 $\omega$ [°/s]	$\omega$ - score	Mikro-Pausen (MP) [%Zeit]	MP-score
$\leq 0,17$	0	$\leq 5$	0	$\geq 10$	0
$> 0,17$ bis $\leq 0,25$	1	$> 5$ bis $\leq 11$	1	$< 10$ bis $\geq 5$	1
$> 0,25$ bis $\leq 0,32$	2	$> 11$ bis $\leq 17$	2	$< 5$	2
$> 0,32$ bis $\leq 0,39$	3	$> 17$ bis $\leq 23$	3		
$> 0,39$	4	$> 23$	4		

Die Einzelscores werden zu einem Gesamtscore (Repetitionsscore, RepSc) summiert, der Werte zwischen 0 und 10 annehmen kann. Die Einteilung des Gesamtscores orientiert sich an der Bewertung der Punktwerte 0-10 in der Latko-Skala (Latko et al. (1997), vgl. Abbildung 2.3-2). Die Bewertungen werden zunächst tätigkeitsspezifisch vorgenommen und anschließend zeitge- wichtet auf die Arbeitsschicht hochgerechnet.



**Abbildung 2.3-2:** Visuell-analoge Skala zur Einschätzung der Repetition von manuellen Tätigkeiten mit erkennbarer Beugung und Streckung im Handgelenk (nach Latko et al. (1997))

### 2.3.6 Beurteilung von Kraftaufwendungen und Mikro-Pausen der Fingerbeuger- und Finger- strecker-Muskulatur

Die muskuläre Aktivität der Unterarme wird bewertet indem sie in Bezug zur maximum volun- tary contraction (MVC, siehe Kapitel 2.2.6) gesetzt wird. Hierzu werden die EMG-RMS-Werte in Prozent der MVC angegeben. Aus der Häufigkeitsverteilung der %MVC-Werte über die be- trachtete Tätigkeit wird dann das 90 Perzentil als Indikator für die Beanspruchung der Unter- armmuskulatur herangezogen (muskuläre Belastungsspitzen; in Anlehnung an (ACGIH, 2001; Hansson et al., 2009; Hansson et al., 2004a). Die Risikokategorien wurden dabei wie folgt eingeteilt: Risikokategorie 1:  $< 10$  %MVC; Risikokategorie 2:  $10$  bis  $< 20$  %MVC; Risikokatego- rie 3:  $20$  bis  $< 30$  %MVC und Risikokategorie 4:  $\geq 30$  %MVC (in Anlehnung an Hansson et al. (2004a); Hansson et al. (2009)).

Zudem wurde der Zeitanteil muskelphysiologischer Mikro-Pausen für die auf die MVC normierten Unterarm-EMG-RMS-Werte bestimmt. Als Mikro-Pausen gelten Zeitintervalle, in denen die Kraftaufwendung < 1 %MVC ist und die mindestens 0,5 s dauern (nach Hansson et al. (2009); Hansson et al. (2004a))<sup>4</sup>. Angelehnt an diese Literatur wird eine Arbeitsschicht in die Risikokategorie 1 eingestuft, wenn der Anteil elektromyografischer Mikro-Pausen ≥ 30 % beträgt. Ein Anteil von Mikro-Pausen zwischen 20 und < 30 % bedeutet Risikokategorie 2, ein Anteil von Mikro-Pausen zwischen 10 und < 20 % bedeutet Risikokategorie 3 und ein Anteil von Mikro-Pausen < 10 % entspricht der Risikokategorie 4.

### 2.3.7 Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS

In Anlehnung an die Revidierten Dortmunder Richtwerte (s. Teil C Kapitel 3.2; (Jäger, 2018)) wurde ein Indikator erstellt, der computer-basiert die Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge ermittelt. Hierbei wird in jeder Schicht die Anzahl der Vorgänge gezählt, die den höchsten Richtwert für Männer (5,4 kN) bzw. den höchsten Richtwert für Frauen (4,1 kN) überschreiten. Alle Schichten wurden zweimal ausgewertet, einmal mit Anlegung des Richtwerts für Männer und einmal mit Anlegung des Richtwerts für Frauen. Bei der Verknüpfung mit den medizinischen Daten wurde jeweils der entsprechende geschlechtsspezifische Wert herangezogen. Der höchste Richtwert wurde gewählt, weil es darüber altersunabhängig bei Männern und Frauen garantiert zu einem Schädigungsrisiko für die Bandscheibe L5/S1 kommt. Die Dauer der Überschreitung wird bei diesem Kennwert nicht betrachtet.

### 2.3.8 Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT)

Sobald eine zu hebende oder zu befördernde Last von einem Untergrund vollständig abgehoben wird und anschließend wieder Kontakt mit dem Untergrund hat, wird der Vorgang als Lastgewichtshandhabung bezeichnet. Keine Lastgewichtshandhabungen sind z. B. Ziehen/Schieben eines Objektes auf dem Untergrund sowie alle anderen Bewegungen bei denen das Objekt noch auf dem Untergrund abgestützt ist. Als Lastgewicht wurden im Projekt MEGAPHYS Objekte ≥ 3kg definiert (BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 2.2.2). Demnach erfasst dieser Indikator nur Lasten ≥ 3kg. Als Ergebnis wird die Summe aller Handhabungen über eine Schicht gebildet. Die Dauer der Handhabung wird bei diesem Kennwert nicht berücksichtigt.

### 2.3.9 Kumulative Messdosis der Bandscheibendruckkraft in L5/S1

Mittels des Muskelmodells Der Dortmunder, welches im CUELA-Dortmunder (s. Teil C Kapitel 3.4) integriert ist, ist es möglich in der Auswertesoftware WIDAAN kontinuierliche Kompressionskräfte für die Bandscheibe L5/S1 zu erhalten. Aus diesen Kompressionskräften erfolgt die Berechnung der Messdosis nach der folgenden Formel 2 (Herleitung s. Band 2 Teil C Kapitel 3.6):

$$Messdosis[kNh] = \sqrt{\frac{\sum F_{bedingt}[kN]^2 * t_{bedingt}[h]}{Messdauer[h]}} * Messdauer[h] \quad \text{[Formel 2]}$$

<sup>4</sup> Da bei Langzeit-EMG unter Feldbedingungen ein höheres Rauschen der Signale zu erwarten ist, wurde die bei Hansson et al. 2004, 2009 für Labormessungen definierte Grenze für EMG-Mikro-Pausen von 0,5 auf 1 %MVC angehoben.

Dabei ist zu beachten, dass die Summierung des Produktes der quadratischen Kompressionskraft ( $F_{\text{bedingt}}$ ) und deren Dauer ( $t_{\text{bedingt}}$ ) nur dann erfolgt, wenn folgende Bedingungen vorliegen:

- Kompressionskraft  $\geq 1,8$  kN (Jäger, 2018) oder
- Rumpfneigung  $\leq -5^\circ$  oder  $\geq 20^\circ$  oder
- Rumpfsseitneigung  $\leq -10^\circ$  oder  $\geq 10^\circ$  oder
- Rückentorsion  $\leq -10^\circ$  oder  $\geq 10^\circ$

Die Methode der Berechnung der kumulativen Dosis der Bandscheibenkompressionskräfte L5/S1 kann als eher konservativ angesehen werden, da Bandscheibenkompressionskräfte  $\geq 1,8$  kN nicht zwangsläufig als risikoe erhöhend, z. T. sogar als gesundheitszuträglich, einzustufen sind (vgl. Hartmann et al. (2013)).

Die Einteilung der Dosiswerte in Risikokategorien nach dem Risikokzept (BAuA (2019), Band 1 – Kapitel 2.1) erfolgte über die Häufigkeitsverteilung nach einem ebenfalls konservativen Ansatz: P90 entspricht dem gelb/roten Übergang, P10 entspricht dem grün/gelben Übergang und P5 dem grün/grünen Übergang. Somit landeten die höchsten 10 % der Dosiswerte in Risikokategorie 4, die niedrigsten 10 % verteilten sich auf die Risikokategorien 1 und 2 und die mittleren 80 % bilden Risikokategorie 3. Die entsprechenden Dosisgrenzwerte sind in Tabelle 2.3-1 gegeben.

### 2.3.10 Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten

Die Dosis der Kompressionskraft im Hüftgelenk wurde in Anlehnung an das im IFA Report 3/2016 (Glitsch et al., 2016) beschriebene Verfahren berechnet. Die Ermittlung erfolgt dabei tätigkeitsabhängig und zwar nur für die Situationen, in denen mit hohen Druckwerten zu rechnen ist. Als hüftbelastende Tätigkeiten werden das Heben und Tragen schwerer Lasten ( $\geq 20$  kg) sowie das Auf- und Absteigen von Treppen und Leitern berücksichtigt (Glitsch et al., 2016). Tabelle 2.3-6 zeigt die verwendeten Druckwerte, die in Prozent des Körpergewichts (BW: „body weight“) angegeben sind. Die bei allen anderen Tätigkeiten auftretenden Kompressionskräfte werden in der Dosisberechnung nicht berücksichtigt.

*Tabelle 2.3-6: Kompressionskraft im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten relativ zum Körpergewicht (nach Glitsch et al. (2016))*

Tätigkeit	Kompressionskraft im Hüftgelenk [in % des Körpergewichts/%BW]
Heben (Lastgewicht von 20 bis 32,5 kg)	348 (ermittelt bei 25 kg)
Heben (Lastgewicht von 32,5 bis 45 kg)	426 (ermittelt bei 40 kg)
Heben (Lastgewicht ab 45 kg)	486 (ermittelt bei 50 kg)
Tragen (Lastgewicht von 20 bis 32,5 kg)	408 (ermittelt bei 25 kg)
Tragen (Lastgewicht von 32,5 bis 45 kg)	497 (ermittelt bei 40 kg)
Tragen (Lastgewicht ab 45 kg)	562 (ermittelt bei 50 kg)
Treppenaufsteigen	347
Treppenabsteigen	313
Leiteraufsteigen	381
Leiterabsteigen	353

Die Schichtdosis wurde analog zur Berechnung der Dosis der Bandscheibenkompressionskraft durchgeführt, wobei die Bedingung in diesem Fall das Vorliegen einer der genannten hüftbelastenden Tätigkeiten ist. Der als Belastungsindikator ausgewiesene Dosiswert wird entsprechend in %BWh angegeben.

### 2.3.11 Zeitanteil kniebelastende Haltungen

Zur Bewertung von kniebelastenden Haltungen wurden alle in der wissenschaftlichen Begründung zur Berufskrankheit BK 2112 (BMAS, 2005) definierten Haltungen aus den Messdaten automatisiert erfasst. Diese Haltungen sind: Knien ohne/mit Abstützung des Oberkörpers, Fersensitz, Hocken, Kriechen („Vierfüßlergang“). Die Dauern dieser Haltungen werden summiert und als Gesamtwert prozentual zur Messdauer als Belastungsindikator ausgegeben. Die Erfassung und Bewertung dieser Daten ist im IFA Report 1/2010 (Ditchen et al., 2010) ausführlich beschrieben.

### 2.3.12 Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen

Zur Bestimmung der Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen wird der WIDAAN-Ergebniskanal der kniebelastenden Haltungen verwendet. Kommt es zum Wechsel von einer Haltung, die i. S. der BK 2112 als nicht kniebelastend gilt, in eine kniebelastende Haltung, wird dieses Ereignis gezählt. Die Dauer der Haltungen wird dabei nicht berücksichtigt. Auch werden Haltungswechsel innerhalb unterschiedlicher kniebelastenden Haltungen nicht als Wechsel angesehen und nicht gezählt. Der Belastungsindikator wird aus der Summe aller kniebelastenden Haltungsänderungen über eine Schicht gebildet.

### 2.3.13 Mittlere Arbeitsherzfrequenz

Die Arbeitsherzfrequenz  $HF_{\text{Arbeit}}$  ist definiert als die tatsächliche Herzfrequenz  $HF_{\text{gemessen}}$  abzüglich der Ruheherzfrequenz  $HF_{\text{Ruhe}}$  (Hettinger, 1981). Der Belastungsindikator mittlere Arbeitsherzfrequenz gibt die über die Schicht gemittelte  $HF_{\text{Arbeit}}$  an.

Der Einteilung in Risikokategorien für diesen Belastungsindikator liegt die klassische Arbeitsschwereinteilung mit Definition der Dauerleistungsgrenze (DLG) als gelb/roter-Übergang zugrunde. Die DLG bei dynamischer Muskelarbeit ist definiert als die höchstmögliche Arbeitsintensität, bei der sich die Körpersysteme noch im Gleichgewicht zwischen Belastung und Erholung befinden. Die  $HF_{\text{DLG}}$  beschreibt die Schwelle zwischen schwerer und sehr schwerer Arbeit bei dynamischer Ganzkörperarbeit und liegt bei der erwerbstätigen Bevölkerung bei etwa 110 bpm (s. Tabelle 2.3-7, nach Hartmann et al. (2013)). Bei im Sitzen ermittelter  $HF_{\text{Ruhe}}$  liegt die DLG für die  $HF_{\text{Arbeit}}$  bei etwa 35 Schlägen über der  $HF_{\text{Ruhe}}$  (Hettinger, 1981). In Tabelle 2.3-7 sind die Arbeitsschwerekategorien mit den zugehörigen HF- bzw.  $HF_{\text{Arbeit}}$ -Grenzen nach Hartmann et al. (2013) dargestellt. Die Übergänge zwischen den Kategorien entsprechen den Übergängen der Risikokategorien (s. Tabelle 2.3-1).

**Tabelle 2.3-7:** Arbeitsschwereinteilung anhand der Herzfrequenz (HF) bzw. der Arbeitsherzfrequenz ( $HF_{\text{Arbeit}}$ ) bei dynamischer Ganzkörperarbeit (nach Hartmann et al. (2013))

Arbeitsschwere	HF [bpm]	$HF_{\text{Arbeit}}$ [bpm]
leicht	< 90	< 15
mittelschwer	90 - < 100	15 - < 25
schwer	100 - < 110	25 - < 35
sehr schwer	$\geq 110$	$\geq 35$

DLG HF = 110 [bpm]

DLG  $HF_{\text{Arbeit}}$  = 35 [bpm]

### 2.3.14 Mittlere Herzfrequenzreserve

Aus der kontinuierlich gemessenen Herzfrequenz  $HF_{\text{gemessen}}$  wird als Herz-Kreislauf-Indikator für die Belastungsintensität die prozentuale Herzfrequenzreserve HFR [%] zu jedem Messzeitpunkt mit der Formel 3 nach Strath et al. (2000) und Formel 4 nach Karvonen et al. (1957) berechnet:

$$HFR[\%] = \frac{HF_{\text{gemessen}} - HF_{\text{Ruhe}}}{HF_{\text{max}} - HF_{\text{Ruhe}}} * 100\% \quad \text{[Formel 3]}$$

$$\text{mit } HF_{\text{max}} = 220 - \text{Lebensalter des Probanden} \quad \text{[Formel 4]}$$

Bei der HFR [%] handelt es sich somit um die zur individuellen Spanne zwischen  $HF_{\text{Ruhe}}$  und  $HF_{\text{max}}$  in Bezug gesetzte  $HF_{\text{Arbeit}}$ . Damit wird zusätzlich die altersabhängige Einflussgröße  $HF_{\text{max}}$  berücksichtigt. Der Indikator ordnet die aktuelle Beanspruchung in Bezug zur individuellen Herz-Kreislauf-Kapazität ein.

Der Mittelwert der kontinuierlichen prozentualen HFR wird über die gesamte Schichtdauer gebildet und stellt den Belastungsindikator dar.

### 2.3.15 Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze

Die Dauerleistungsgrenze des Probanden berechnet sich aus der individuellen  $HFR_{\text{Ruhe}}$  im Sitzen zuzüglich 35 bpm (Hettinger, 1981). Alle Zeitanteile, bei denen die kontinuierlich gemessene Herzfrequenz über dem Wert der Dauerleistungsgrenze liegt, werden summiert und prozentual zur Schichtdauer als Belastungsindikator ausgegeben.

### 2.3.16 Arbeitsenergieumsatz

Der Arbeitsenergieumsatz wird anhand von automatischer Aktivitätserkennung und Zuordnung entsprechender Umsatzwerte (nach Spitzer et al. (1982)) bestimmt. Zunächst wird der Arbeitsenergieumsatz für die Körperstellung (Sitzen, Stehen, Stehen gebeugt mit Rumpfvorneigung  $\geq 60^\circ$ , Knien oder Hocken) nach dem Gruppenbewertungsverfahren ermittelt (s. Tabelle 2.3-8). Die Körperstellungen werden von der CUELA-Software WIDAAN automatisiert erkannt.

**Tabelle 2.3-8:** *Arbeitsenergieumsatz nach Körperstellung (nach Spitzer et al. (1982))*

Körperstellung	Arbeitsenergieumsatz [kJ/min]
Sitzen	1,0
Stehen	2,5
Stehen gebeugt	4,0
Knien	3,0
Hocken	5,0
Gehen	11,0

Als nächstes wird die Tätigkeitsart (Hand-, Einarm-, Zweiarm- und Körperarbeit) automatisiert anhand von Bewegungscharakteristika bestimmt. Die prozentuale Herzfrequenzreserve wird genutzt um jeweils die Intensität zu bestimmen. Ist die HFR  $\leq 20\%$ , wird die Intensität als leicht eingestuft. Liegt die HFR über  $40\%$  wird die Intensität als schwer eingestuft. Dazwischen liegt der mittlere Intensitätsbereich. Die eingesetzten Umsatzwerte sind in Tabelle 2.3-9 dargestellt.

**Tabelle 2.3-9:** *Arbeitsenergieumsatz nach Arbeitsart und Intensität (nach Spitzer et al. (1982))*

Art der Arbeit	Intensität	Arbeitsenergieumsatz [kJ/min]
Handarbeit	leicht	1,75
	mittel	3,25
	schwer	4,75
Einarmarbeit	leicht	3,75
	mittel	6,25
	schwer	8,75
Zweiarmarbeit	leicht	7,25
	mittel	9,75
	schwer	12,25
Körperarbeit	leicht	14,0
	mittel	21,0
	schwer	30,0

Die Summe der Umsatzwerte für Körperstellung und Art der Arbeit ergeben den Arbeitsenergieumsatz in kJ/min. Kumuliert über die gesamte Schicht entsteht der Belastungsindikator Arbeitsenergieumsatz in kJ. Die Einteilung des Schichtumsatzes in Risikokategorien erfolgt nach der klassischen Arbeitsschwereeinteilung für dynamische Ganzkörperarbeit nach Lehmann (1953), (s. Tabelle 2.3-10).

**Tabelle 2.3-10:** *Arbeitsschwereeinteilung anhand des Arbeitsenergieumsatzes bei dynamischer Ganzkörperarbeit (nach Lehmann (1953))*

Arbeitsschwere	Arbeitsenergieumsatz [kJ/Schicht]
leicht	< 4200
mittelschwer	4200 - < 6300
schwer	6300 - < 8400
sehr schwer	$\geq 8400$

## 2.4 Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie

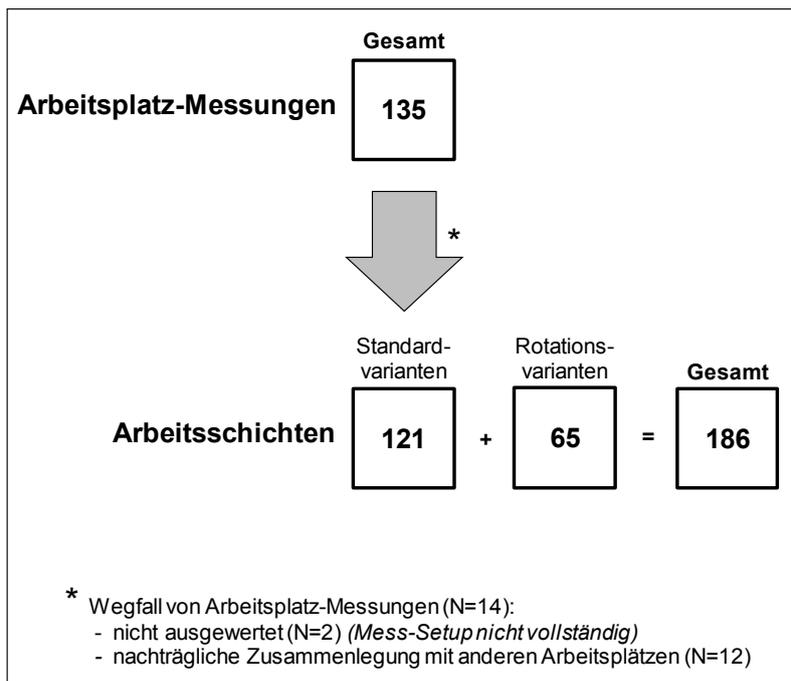
### 2.4.1 Datenerhebung

Unter Einsatz der in Kapitel 2.2 beschriebenen Messtechnik und unter Verwendung der in 2.3 dargestellten Körperregion-spezifischen Bewertungsansätze wurde die Messtechnische Analyse der physischen Belastung an den in der MEGAPHYS-Feldstudie (s. Kapitel 2.5.1) betrachteten Arbeitsplätzen durchgeführt. Die Datenerhebung erfolgte stets nach einem standardisierten Vorgehen. Nach einer Aufklärung (vgl. Anhang 1 bis 3) legten die Untersuchungsdurchführenden den Probanden das Messsystem an und protokollierten notwendige Informationen (vgl. Anhang 4 und 5). Zu Beginn und am Ende jeder Messung erfolgten standardisierte Kalibrierungen um eine hohe Datenqualität zu garantieren.

Für die Feldstudie wurden Arbeitsplätze ausgewählt, an denen die Beschäftigten unterschiedlichen Belastungsarten ausgesetzt waren, von denen angenommen wurde, dass sie auf verschiedene Körperregionen wirkten. Arbeitsplätze wurden definiert als eine Kombination aus vorgegebenen Tätigkeiten ohne Berücksichtigung ihrer Dauer. Arbeitsschichten hingegen wurden definiert, als Kombination derselben Tätigkeiten mit bestimmten Zeitanteilen. Die Zeitanteile der Tätigkeiten wurden anhand von selbstberichteten Angaben der teilnehmenden Beschäftigten, Vorgesetzten oder anderen betrieblichen Akteuren durch mehrere Projektpartner ermittelt (vgl. BAuA (2019), Band 1 Kapitel 5.4.3). Die Ermittlung der Arbeitsschicht-bezogenen Expositionen erfolgte als zeitgewichtete Hochrechnung der Tätigkeit-bezogenen Expositionen (vgl. Kapitel 2.3.1).

### 2.4.2 Stichprobe

Die Datenerhebung mit CUELA wurde an insgesamt 135 Arbeitsplätzen in 44 deutschen Unternehmen durchgeführt. Hiervon wurden in dieser Analyse 2 Arbeitsplatzmessungen nicht ausgewertet, für die keine vollständigen Belastungsinformationen vorlagen, da mit einem reduzierten Setup des Messsystems gemessen werden musste. 12 Arbeitsplätze wurden im Verlauf des Projekts in Abstimmung der Projektpartner mit anderen Arbeitsplätzen zusammengelegt, so dass schließlich Messdaten für 121 Arbeitsplätze vorlagen. Hierzu wurden 121 Arbeitsschichten definiert, die als sog. Standardvarianten bezeichnet wurden. Anhand der Ergebnisse aus der arbeitswissenschaftlichen Befragung (vgl. BAuA (2019), Band 1 Kapitel 5.4.3) wurden aus den untersuchten Tätigkeiten weitere 65 Rotationsvarianten definiert, so dass am Ende Messdaten für 186 Arbeitsschichten vorlagen (s. Abbildung 2.4-1). Die Anzahl der in einem Unternehmen untersuchten Arbeitsschichten variierte zwischen 1 und 21.



**Abbildung 2.4-1:** Anzahl Arbeitsplatz-Messungen und Arbeitsschichten

### 2.4.3 Auswertung

Zur Beschreibung der untersuchten Arbeitsschichten wurden deskriptive Analysen durchgeführt. Die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten nach den einzelnen Belastungsindikatoren werden anhand von Histogrammen dargestellt.

Alle im Rahmen der Feldstudie erhobenen Messdaten wurden einer systematischen Plausibilitätsprüfung unterzogen. Auf der Stufe der Rohmessdaten und allen weiteren Stufen der Datenverarbeitung wurden die Gelenkkoordinaten, Quaternionen, Winkel-Zeit-Verläufe oder Kraft-Zeit-Verläufe und alle weiteren Datenkanäle unter Beteiligung der Software WIDAAN geprüft und ggf. korrigiert. Dabei wurden die Daten bzw. Datenkanäle randomisiert untersucht und Extremwerte visuell identifiziert. Zusätzlich wurden automatisierte Suchen und Algorithmen innerhalb der Software verwendet, um weitere Extremwerte zu erfassen. Alle identifizierten Extremwerte wurden, wie auch die einzelnen Datenkanäle, zusätzlich optisch mit den synchronisierten Daten der Videoaufzeichnungen verglichen und inhaltlich auf Stimmigkeit geprüft.

## 2.5 Evaluierung

Die CUELA-Belastungsindikatoren wurden im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie evaluiert. Zum einen wurde untersucht, ob ein Zusammenhang zwischen der jeweiligen Belastungshöhe und bestimmten Gesundheits-Outcomes besteht (Kriteriumsvalidität). Zudem wurde die CUELA-Bewertung mit den Bewertungen der Screening-Verfahren verglichen (Konvergenzbetrachtung).

### 2.5.1 Datenerhebung

In einer Querschnittsstudie wurden zwischen Juni 2015 und Mai 2017 Daten über demographische und psychosoziale Faktoren, die Gesundheit des Bewegungsapparates (basierend auf Selbstberichten und körperlichen Untersuchungen durch medizinisches Fachpersonal) und berufsbedingten Belastungen des Muskel-Skelett-Systems (basierend auf Speziellem Screening, Experten-Screening und Messtechnischer Analyse) der Studienpopulation erhoben. Einzelheiten zur Auswahl, Rekrutierung und Beschreibung der untersuchten Arbeitsplätze und Beschäftigten sowie die Interviews und medizinischen Untersuchungen sind in Band 1 des Projektberichts beschrieben (s. BAuA (2019), Kapitel 5.2 bis 5.4). Die Datenerhebung wurde durch die Ethikkommission der Technischen Universität Darmstadt genehmigt (EK 2/2013, EK 12/2015).

### 2.5.2 Kriteriumsvalidierung

Zur Beantwortung der eingangs formulierten 3. Fragestellung (Kapitel 1.3.1) wurde im Rahmen der Feldstudie untersucht, ob ein Zusammenhang zwischen der messtechnisch erfassten Belastungshöhe und

- der Prävalenz an belastungstypischen arbeitsbedingten Beschwerden und/oder
- der Prävalenz von anamnestischen/klinischen Hinweisen auf typische Erkrankungsbilder des Muskel-Skelett-Systems

unter den Beschäftigten an den untersuchten Arbeitsplätzen existiert.

Als Arbeitshypothese wird angenommen, dass mit zunehmender Belastungshöhe auch die Prävalenz an typischen Muskel-Skelett-Beschwerden und Symptomen steigt<sup>5</sup>.

Hierzu wurden die in Kapitel 2.3 dargestellten Körperregion-spezifischen Bewertungsansätze den Angaben zu selbstberichteten Beschwerden und den Ergebnissen der arbeitsmedizinischen Untersuchungen (s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4, Anhang 15, 16) unter Berücksichtigung demographischer und psychosozialer Faktoren gegenübergestellt. Es wurden daraufhin Modellrechnungen und Zusammenhangsanalysen durchgeführt.

---

<sup>5</sup> Dabei ist zu berücksichtigen, dass das gesunde Muskel-Skelett-System ein gewisses Maß an Belastung zur optimalen Ausbildung benötigt. Eine vollständig fehlende oder zu geringe Belastung (Unterforderung) kann dementsprechend ebenfalls zu einer Schädigung des Muskel-Skelett-Systems wie eine zu hohe Belastung (Überforderung) führen. Im Rahmen von MEGAPHYS wurden vor allem Arbeitsplätze mit Überforderungstendenz untersucht, weswegen die Beanspruchung des Muskel-Skelett-Systems durch Unterforderung nicht Gegenstand dieser Analyse ist.

### 2.5.2.1 Stichprobe

Die Stichprobe für die Kriteriumsvalidierung bestand aus 533 Arbeitnehmern, die an 150 Arbeitsplätzen (Schichten inkl. Rotationsvarianten) in 34 verschiedenen Unternehmen unterschiedlicher Branchen in Deutschland beschäftigt waren. Sie erklärten sich bereit freiwillig an der Studie teilzunehmen, wobei deren Arbeitsplätze als unterschiedlich exponiert durch physische Belastungen galten. Die Anzahl der untersuchten Arbeitsplätze je Unternehmen variierte zwischen 1 und 20. Ebenso wurden je Unternehmen 3 bis 60 Testpersonen untersucht, die sich auf die verschiedenen Arbeitsplätze in diesem Unternehmen verteilten. Ein einzelner Arbeitsplatz in einem Unternehmen konnte bis zu 11 Testpersonen umfassen. Die Einladungen zur Studienteilnahme erfolgten durch die Unternehmensleitung. Die Rücklaufquoten können nicht abgeschätzt werden, da die Gesamtzahl der Personen, die zur Teilnahme eingeladen wurden, nicht bekannt ist. Der „Flowchart“ der Studienpopulation ist in Abbildung 2.5-1 dargestellt.

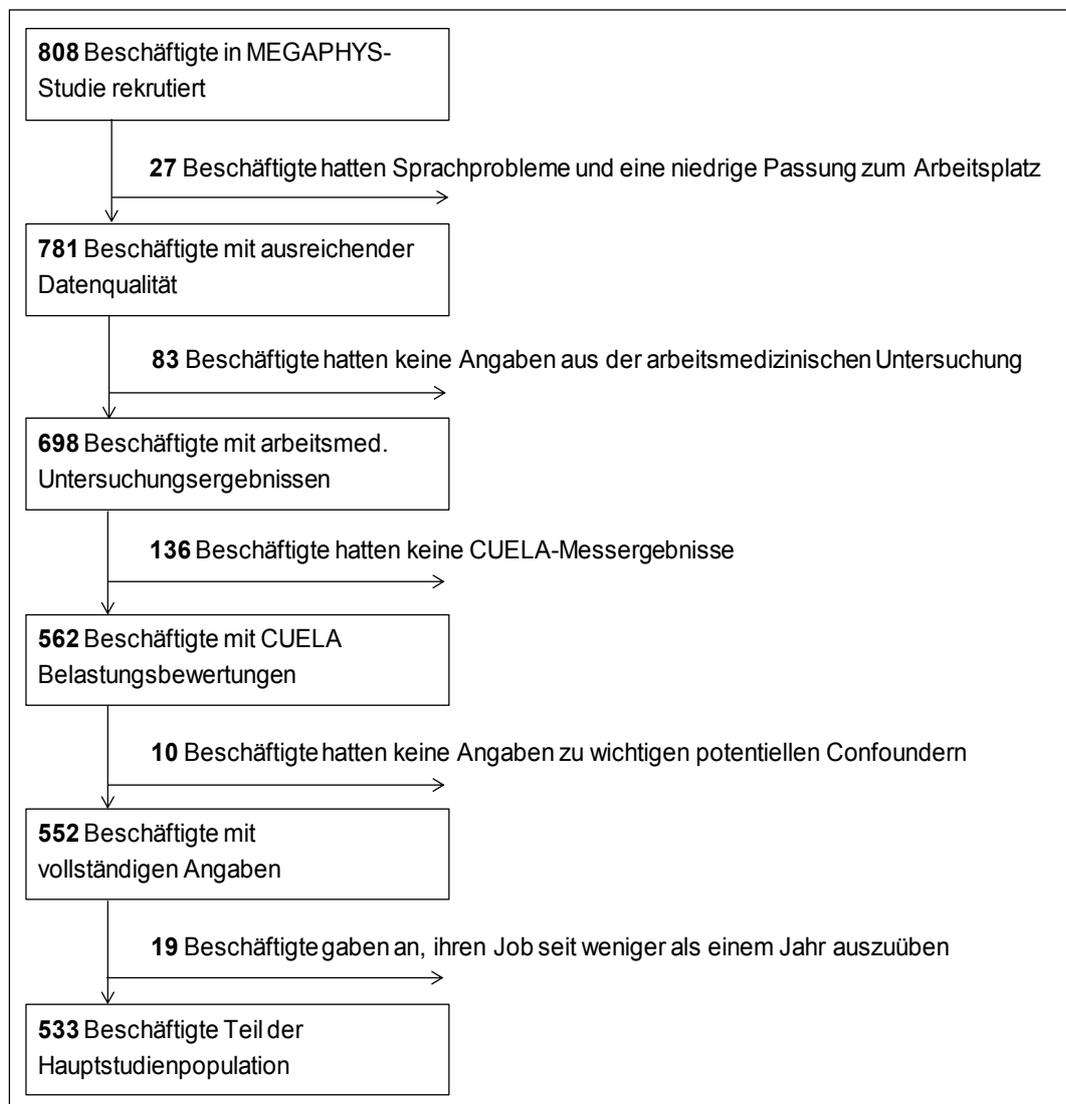


Abbildung 2.5-1: Flowchart der Studienpopulation

### 2.5.2.2 Statistische Methoden

Zur Beschreibung der Studienpopulation wurden zunächst deskriptive Analysen durchgeführt. Für die kontinuierlichen Variablen wurden Mittelwerte, Standardabweichungen, Minimum, Maximum und Perzentile 5, 25, 50, 75 und 95 ermittelt. Für kategoriale Variablen wurden die jeweiligen Anteile bestimmt.

Im Rahmen der Kriteriumsvalidität und basierend auf den Annahmen bzw. der Arbeitshypothese (Kapitel 2.5.2) wurden Zusammenhangsanalysen zwischen den Belastungsbewertungen und medizinischen Outcomes durchgeführt. Die Belastungsbewertungen entsprechen den in Kapitel 2.3 dargestellten CUELA-Belastungsindikatoren. Die muskuloskelettalen Gesundheits-Outcomes wurden im Rahmen der Querschnittsstudie (BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4) für folgende Körperregionen erfasst:

- Nackenregion/Halswirbelsäule
- Schultern/Oberarme
- Ellenbogen/Unterarme
- Hände/Handgelenke
- Brustwirbelsäule/oberer Rücken
- unterer Rücken/Lendenwirbelsäule
- Hüfte/Hüftgelenke bzw. Oberschenkel
- Knie/Kniegelenke
- Sprunggelenke/Füße

Bei den Gesundheits-Outcomes wurden die selbstberichteten Körperregion-bezogenen Beschwerden nach verschiedenen Prävalenzzeiträumen betrachtet. Um einen möglichen Recall-Bias gering zu halten, gingen die Monats-, Wochen- und Punktprävalenz, jedoch nicht die Jahresprävalenz in die Analysen ein. Daneben wurden die Diagnosen zu 15 Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems in den Analysen berücksichtigt. Bei der Betrachtung der Diagnosen wurden die Befundausprägungen „*Ja, typische anamnestische Hinweise für Krankheitsbild liegen vor.*“ und „*Ja, typische funktionell-klinische Hinweise für Krankheitsbild liegen vor.*“ zusammengefasst (dichotomisiert). D.h., bei Vorliegen einer der beiden Befundausprägungen, galt die Erkrankung als diagnostiziert. Die Gesundheits-Outcomes gingen als abhängige Variable in die Zusammenhangsanalyse ein.

Alle unabhängigen Variablen (Belastungsindikatoren) wurden in den Modellen als kontinuierliche Variablen (metrische Schichtwerte) und als kategoriale Variablen (abgeleitete Risikokategorie bzw. Quartil-basierte Kategorien<sup>6</sup>) getestet. Der Zusammenhangsanalyse lag die Annahme zugrunde, dass Beschäftigte, die nach den a priori festgelegten Risikokategorien (mäßig erhöht, wesentlich erhöht, hoch) eingeteilt wurden, über diese Kategorien hinweg höhere Prävalenzen für Erkrankungen und Beschwerden in den entsprechenden Zielregionen aufweisen. Die höher belasteten Beschäftigten wurden daher den Beschäftigten mit geringen Belastungen (Referenzkategorie) gegenübergestellt.

---

<sup>6</sup> Damit auch die Belastungsindikatoren, die vorab nicht in Risikokategorien überführt wurden, als kategoriale Variable in der Analyse berücksichtigt werden konnten, wurde eine für diese eine Quartil-basierte Kategorisierung vorgenommen.

Um die Abhängigkeit der Daten (mehrere Probanden wurden derselben Exposition zugeordnet) zu berücksichtigen, wurden generalisierte Schätzungsgleichungen („Generalized Estimating Equation“ Modelle (GEE), GENMOD, SAS Version 9.1; GENLIN, SPSS Version 23) unter Verwendung einer austauschbaren Arbeitskorrelationsmatrix verwendet. Ebenfalls wurden Expositionen und Arbeitsplätze unter Berücksichtigung der jeweiligen Betriebszugehörigkeit geclustert.

Zunächst wurden nicht adjustierte Analysen zwischen allen Belastungsindikatoren und anderen potenziellen Einflussfaktoren und den interessierenden Gesundheits-Outcomes durchgeführt. Allgemein betrachtet haben Faktoren wie Alter, Geschlecht, BMI, Rauchen, sportliche Betätigung, Arbeitszufriedenheit und Co-Morbidität (Anzahl zusätzlicher, gleichzeitig auftretender Erkrankungen/Beschwerden) einen relevanten Einfluss auf Zusammenhangsanalysen (Kapellusch et al., 2014; Melhorn et al., 2014). Potenzielle Einflussfaktoren (Confounder), die zur Anpassung der Hauptzusammenhänge verwendet wurden, waren daher diese 7 individuellen Faktoren (Alter: modelliert als kontinuierliche Variable), Geschlecht bzw. BMI (modelliert als kategoriale Variablen, nominal bzw. ordinal skaliert), Rauchen (modelliert als kategoriale Variable, nominal skaliert), sportliche Betätigung (modelliert als kategoriale Variable, ordinal skaliert), Co-Morbidität (modelliert als kontinuierliche Variable) und ein psychosozialer Faktor (Arbeitszufriedenheit, modelliert als kontinuierliche Variable basierend auf der COPSOQ Skala, BAuA (2019), Band 1, Kapitel 5.4, Anhang 15).

Der Zusammenhang zwischen den Expositionen und Gesundheits-Outcomes wird über Odds Ratios (OR) mit unteren und oberen Konfidenzintervallgrenzen und einer zugehörigen statistischen Signifikanz ausgegeben. Zusammenhänge werden als positiv ( $OR > 1,00$ ) oder negativ ( $OR < 1,00$ ) bezeichnet. Dabei gilt ein Ergebnis als signifikant, sobald das 95%ige Konfidenzintervall eine Odds Ratio von exakt 1,00 nicht beinhaltet und der dazugehörige  $p$ -Wert kleiner als 0,05 ist (vgl. du Prel et al. (2009)). Die Ergebnisse mit einem größeren  $p$ -Wert ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) zeigen dabei eine Tendenz in eine Richtung auf und werden als marginal signifikant bezeichnet.

### 2.5.3 Konvergenzbetrachtung

Im Rahmen der Evaluierung wurden auch die Ergebnisse der Bewertungsverfahren (z. B. Punktwerte, Schichtbelastungsbewertungen) der einzelnen Ebenen (Spezielles Screening, Experten-Screening, Messtechnische Analyse) über ein Schnittstellenkonzept miteinander in Verbindung gebracht und auf Konvergenzvalidität geprüft (siehe Band 2 Teil D).

## 3 Ergebnisse

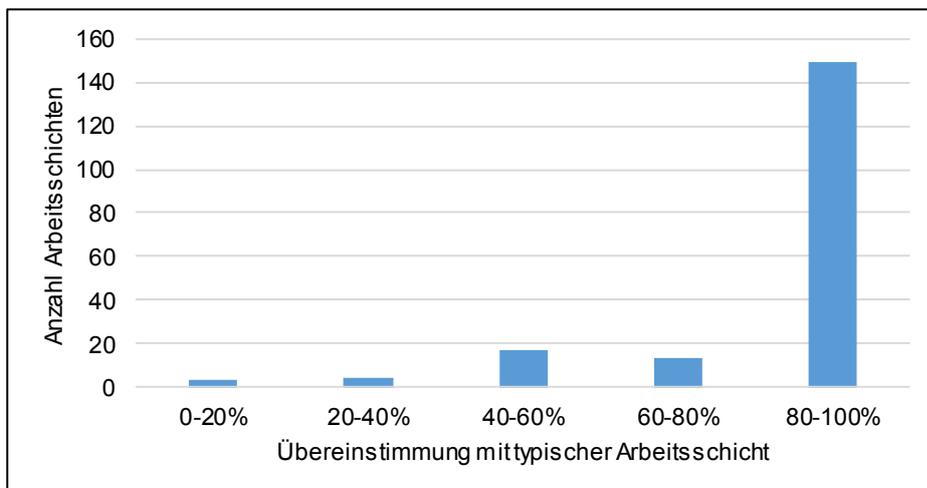
### 3.1 Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie

Dieser Abschnitt liefert deskriptive Ergebnisse aus der MEGAPHYS-Felderhebung für die Methodenebene der Messtechnischen Analyse. Für die untersuchten Arbeitsschichten sind die Häufigkeitsverteilungen nach den verwendeten Belastungsindikatoren in Form von Histogrammen dargestellt. Für die Belastungsindikatoren, bei denen eine Bewertung i.S. des MEGAPHYS-Risikokonzepts vorgenommen wurde, sind die Verteilungen der Risikokategorien (RK) farblich entsprechend hinterlegt:

- RK 1 (geringe Belastung): dunkelgrün,
- RK 2 (mäßig erhöhte Belastung): hellgrün,
- RK 3 (wesentlich erhöhte Belastung): gelb,
- RK 4 (hohe Belastung): rot.

#### 3.1.1 Übereinstimmung mit der typischen Arbeitsschicht

In Abbildung 3.1-1 ist die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach der Übereinstimmung mit der jeweils als typische Arbeitsschicht definierten Kombination von Tätigkeiten mit bestimmten Zeitanteilen (s. 2.3.11) dargestellt. Die überwiegende Mehrheit (149 Arbeitsschichten) weist eine Übereinstimmung von mindestens 80% auf.



**Abbildung 3.1-1:** Übereinstimmung der Arbeitsschichten mit der jeweils typischen Arbeitsschicht (in %); n = 186

### 3.1.2 Nacken/HWS

Abbildung 3.1-2 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 185) nach Zeitanteilen nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Kopfes. 20% der Schichten liegen in den Risikobereichen (RK 4: 9,7 % und RK 3 10,3 %) und mit 80 % der überwiegende Anteil in den unkritischen Risikokategorien (RK 1: 30,8 % und RK 2: 49,2 %).

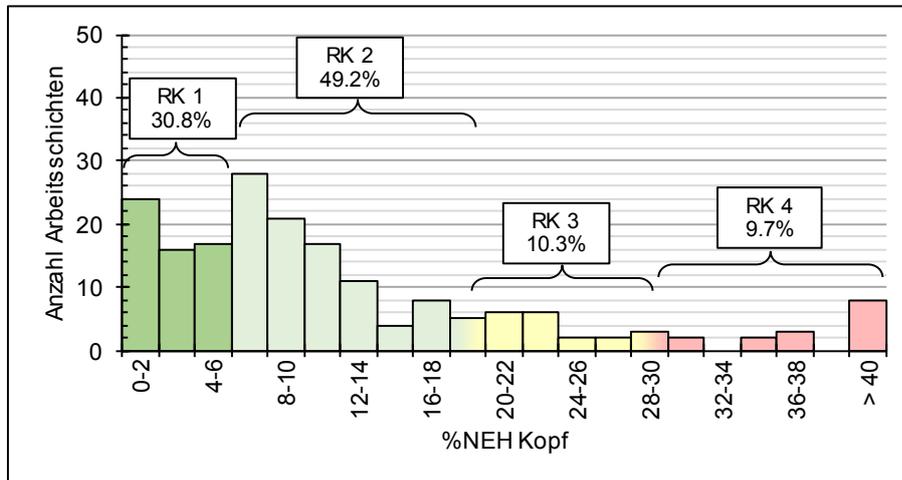


Abbildung 3.1-2: Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Kopf [%]; n = 185

### 3.1.3 Schultern/Oberarme

In Abbildung 3.1-3 und Abbildung 3.1-4 sind die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (n = 186) nach Zeitanteilen der nicht empfohlenen Oberarmhaltungen/-bewegungen dargestellt. Für den rechten Oberarm ergeben sich höhere prozentuale Anteile von Haltungen/Bewegungen in den Risikobereichen (RK 4: 23,7 % und RK 3: 16,7 %) im Vergleich zum linken Oberarm (RK 4: 16,1 % und RK 3: 12,4 %).

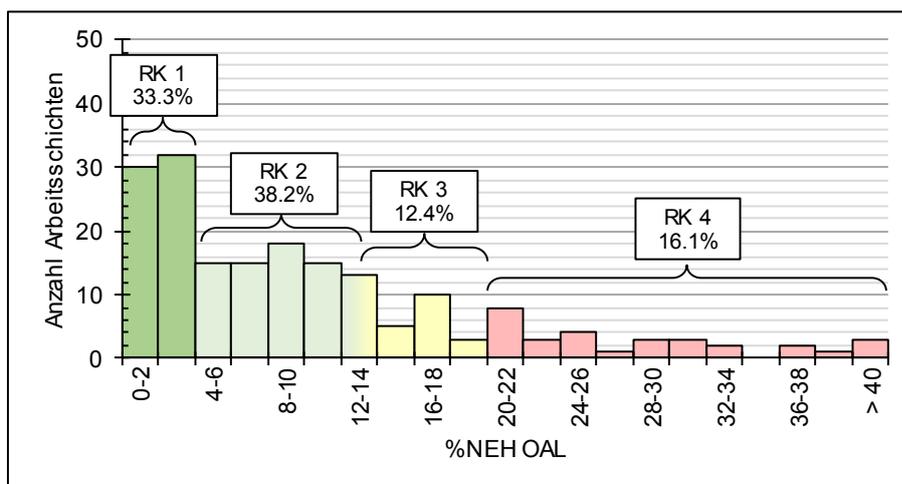
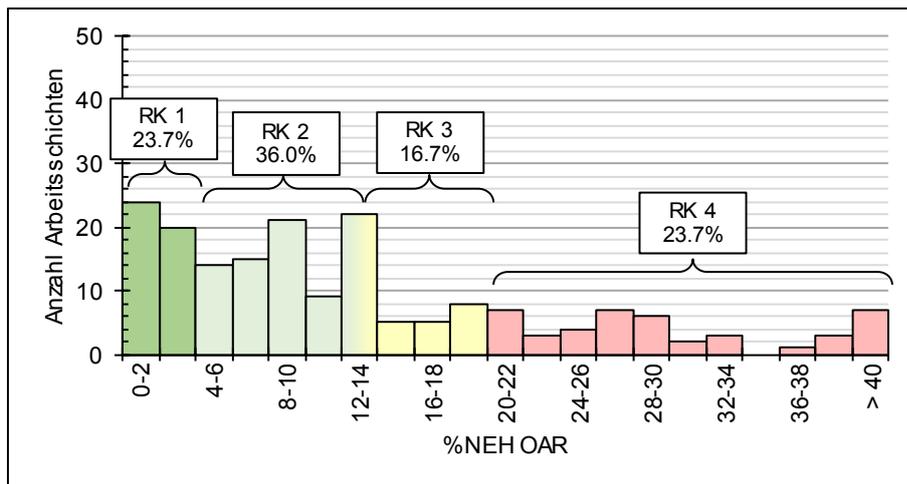
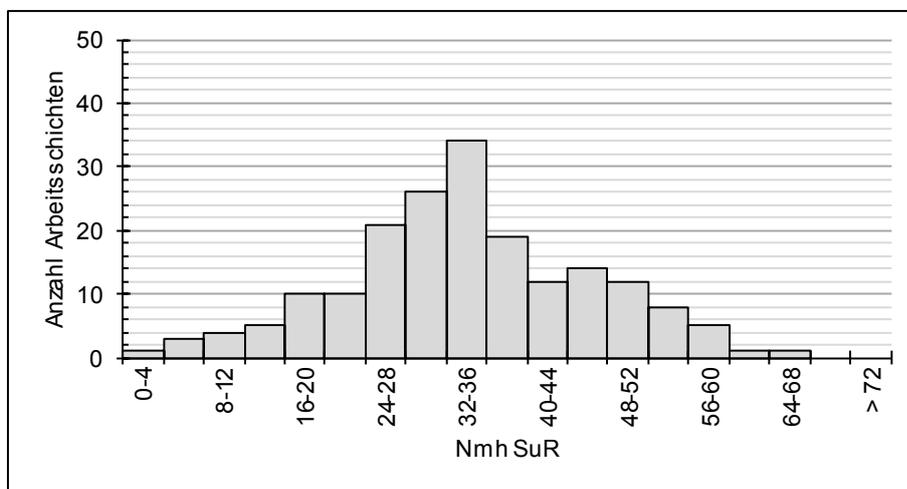


Abbildung 3.1-3. Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm links [%]; n = 186

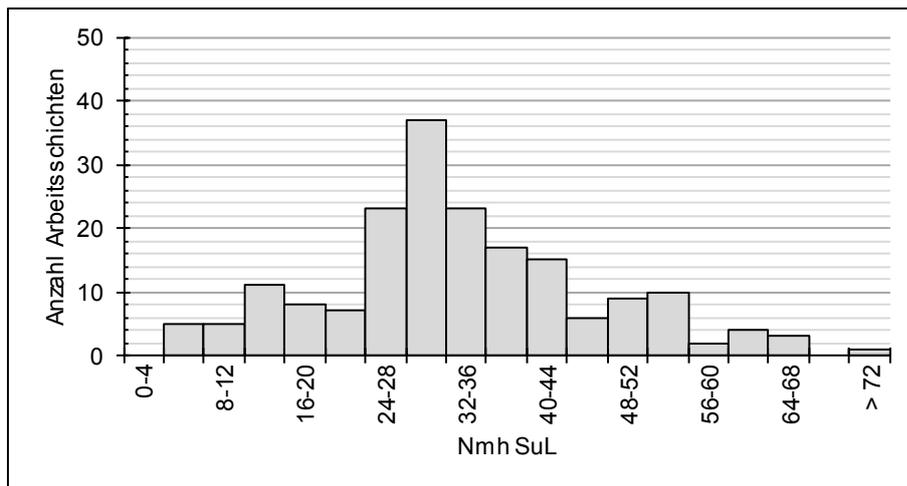


**Abbildung 3.1-4:** Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm rechts [%]; n = 186

Abbildung 3.1-5 und Abbildung 3.1-6 zeigen die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 186) nach kumulativen Schultermomenten (in Nm<sub>h</sub>) für das linke und das rechte Schultergelenk. Die Verteilungen sind relativ symmetrisch um das jeweilige Maximum (links: 28 - 32 Nm<sub>h</sub> und rechts: 32 - 36 Nm<sub>h</sub>) verteilt. Für das rechte Schultergelenk wurde bei 72 Arbeitsschichten ein erhöhter kumulativer Schultermomentwert von > 36 Nm<sub>h</sub> gemessen. Dies entspricht mit ca. 38,7 % aller gemessenen Arbeitsschichten ungefähr dem Wert von 40 % aller gemessenen Arbeitsschichten in RK 3 und 4 der nicht empfohlenen Haltungen (rechter Oberarm).



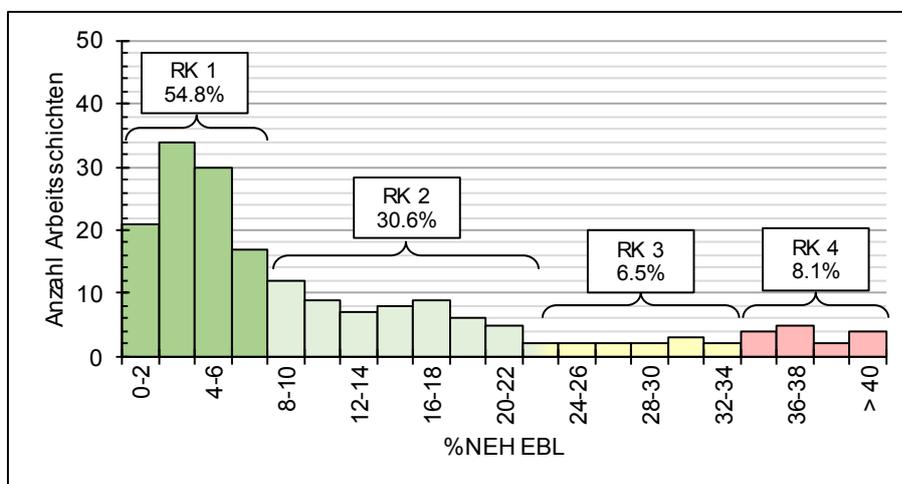
**Abbildung 3.1-5:** Kumulative Dosis Schultermoment rechts [Nm<sub>h</sub>]; n = 186



**Abbildung 3.1-6:** Kumulative Dosis Schultermoment links [Nmh]; n = 186

### 3.1.4 Ellenbogen/Unterarme

Abbildung 3.1-7 und Abbildung 3.1-8 zeigen die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 186) nach Anteilen der nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen in den Ellenbogengelenken (links und rechts). Für diesen Indikator lassen sich in der Verteilung der Belastung kaum Unterschiede zwischen links und rechts ausmachen. Für beide Seiten ergeben sich relativ hohe Anteile in den nicht kritischen Risikobereichen RK 1 und 2 (links zusammen 85,4 % und rechts zusammen 88,7 %).



**Abbildung 3.1-7:** Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Ellenbogen links [%]; n = 186

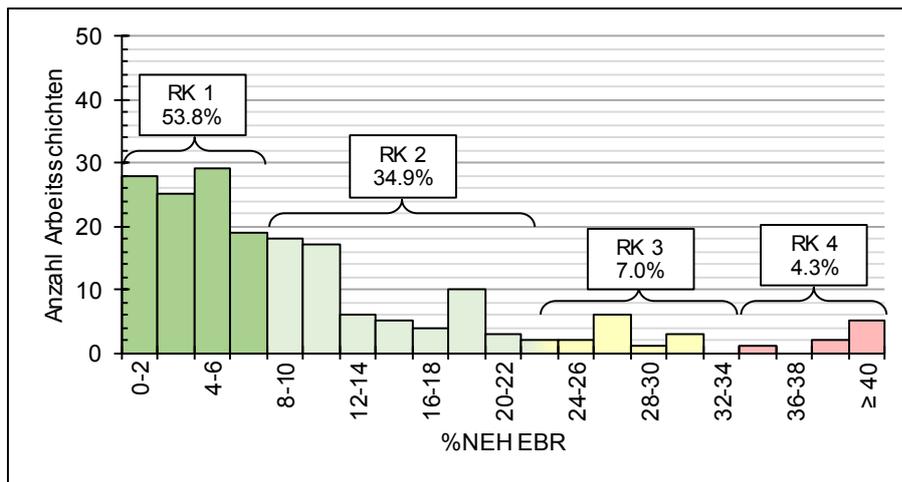


Abbildung 3.1-8: Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Ellenbogen rechts [%]; n = 186

In Abbildung 3.1-9 und Abbildung 3.1-10 sind die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 178) nach dem Repetitionsscore für das linke und das rechte Ellenbogengelenk dargestellt. Auch hier sind die Verteilungen relativ symmetrisch für den linken und den rechten Ellenbogen. Ebenso wie für den Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen ergeben sich für beide Seiten hohe Anteile in den nicht kritischen Risikobereichen RK 1 und 2 (links zusammen 92,7 % und rechts zusammen 88,2 %).

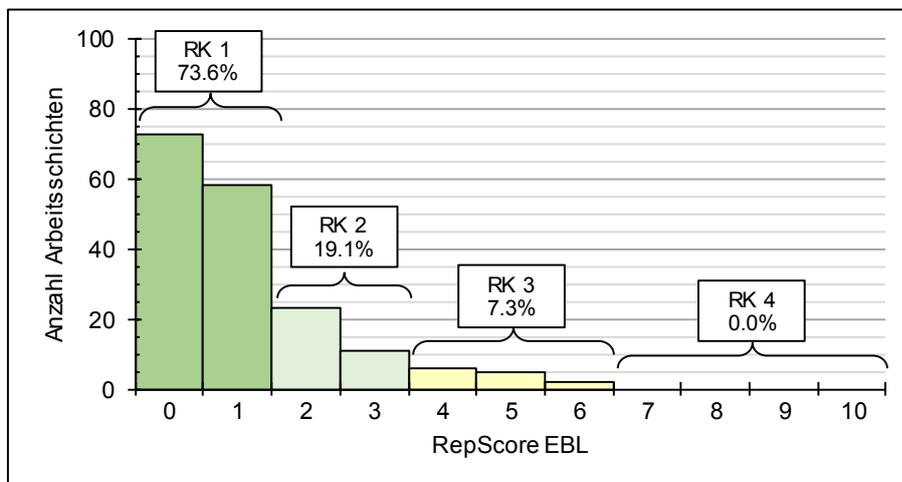


Abbildung 3.1-9: Repetitionsscore für den Ellenbogen links; n = 178

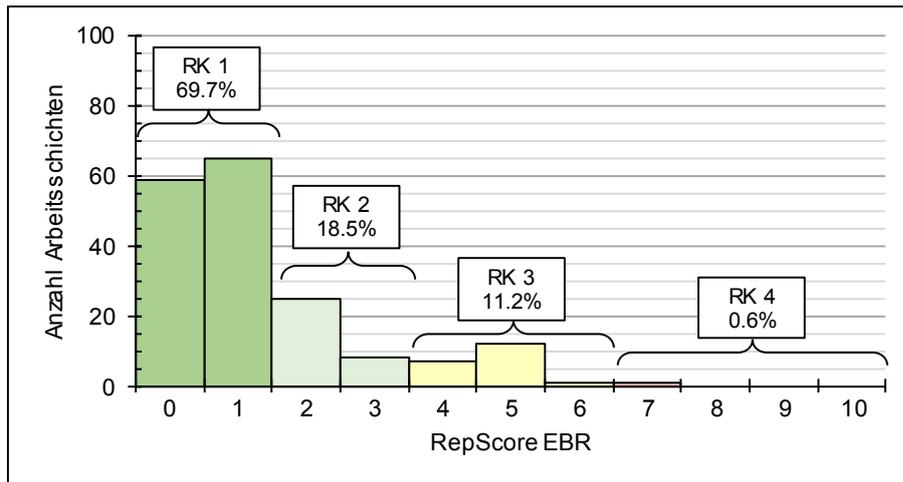


Abbildung 3.1-10: Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts; n = 178

### 3.1.5 Handgelenke/Hände

In Abbildung 3.1-11 und Abbildung 3.1-12 sind die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 179) nach Zeitanteilen nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen der Handgelenke (links und rechts) dargestellt. Ähnlich wie bei den Ellenbogen zeigt dieser Indikator auch bei den Handgelenken kaum Unterschiede zwischen links und rechts in der Verteilung der Belastung. Ebenso sind erneut die Risikokategorien 1 und 2 deutlich am häufigsten besetzt (links zusammen 90 % und rechts zusammen 94,9 %).

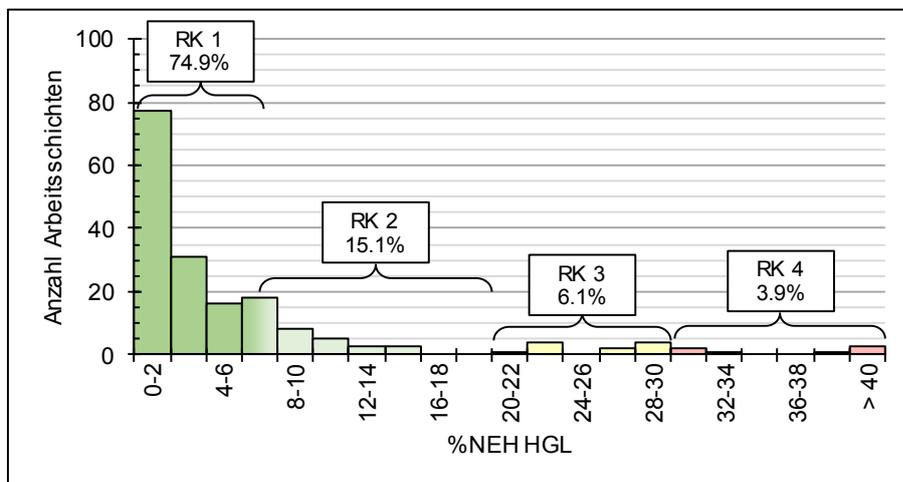
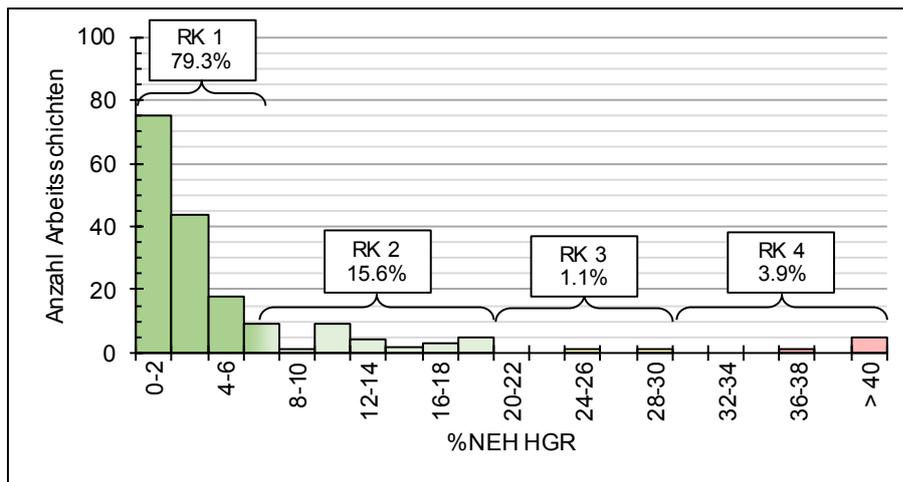
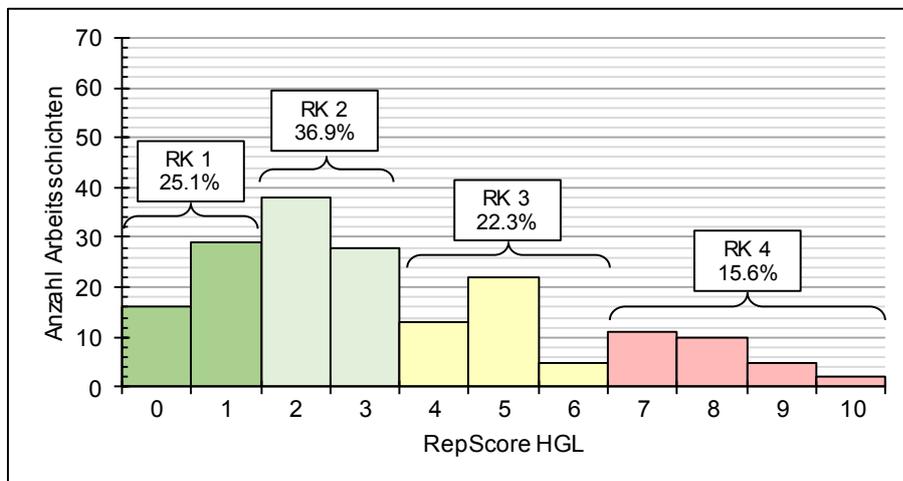


Abbildung 3.1-11: Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Handgelenk links [%]; n = 179



**Abbildung 3.1-12:** Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Handgelenk rechts [%]; n = 179

Abbildung 3.1-13 und Abbildung 3.1-14 geben die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 179) nach dem Repetitionsscore für das linke und das rechte Handgelenk wieder. Verglichen mit den Repetitionsscores der Ellenbogen ergeben sich deutlich höhere prozentuale Anteile in Risikobereichen (RK 4: 15,6 % bzw. 16,8 % und RK 3: 22,3 % bzw. 29,1 %). Das rechte Handgelenk scheint etwas mehr durch repetitive Arbeit belastet zu sein als das linke Handgelenk. Im Vergleich zu links weist die Belastungsverteilung für das rechte Handgelenk eine leichte Verschiebung von RK 1 zu RK 2 und 3 auf.



**Abbildung 3.1-13:** Repetitionsscore Handgelenk links; n = 179

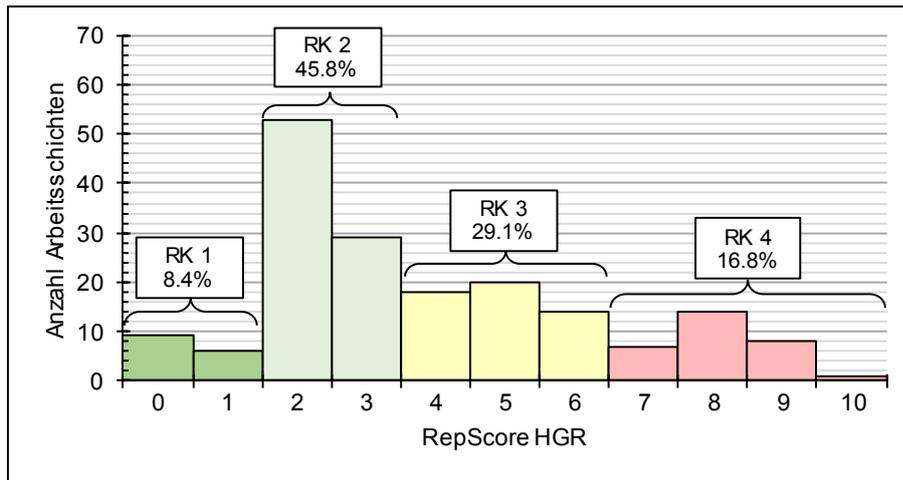


Abbildung 3.1-14: Repetitionsscore Handgelenk rechts; n = 179

In Abbildung 3.1-15 und Abbildung 3.1-16 sind die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 170) nach P90-Werten der auf die maximale Willkürkontraktion (MVC) normierten EMG-Daten für den linken und rechten Unterarm dargestellt. Für den rechten Unterarm ergeben sich höhere prozentuale Anteile von P90-Werten in Risikobereichen (RK 4: 10,0 % und RK 3: 54,7 %) im Vergleich zum linken Unterarm (RK 4: 3,5 % und RK 3: 41,8 %).

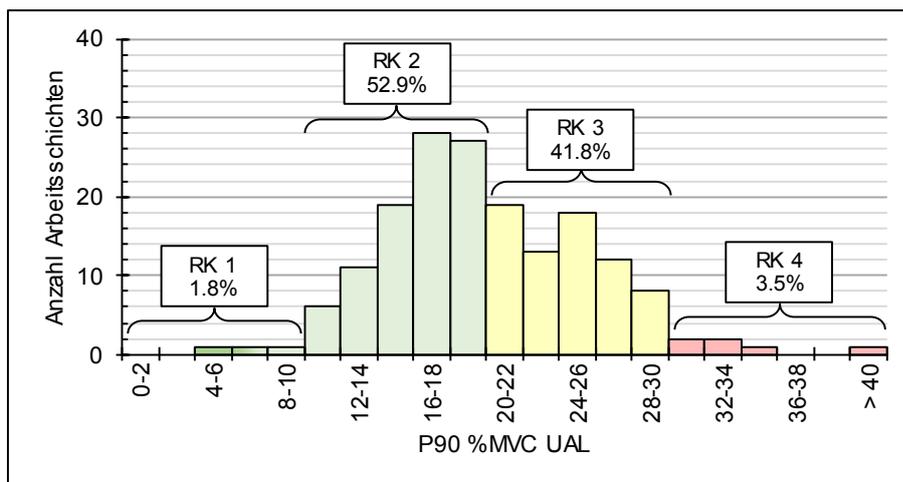


Abbildung 3.1-15: P90 der %MVC-Werte Unterarm links; n = 170

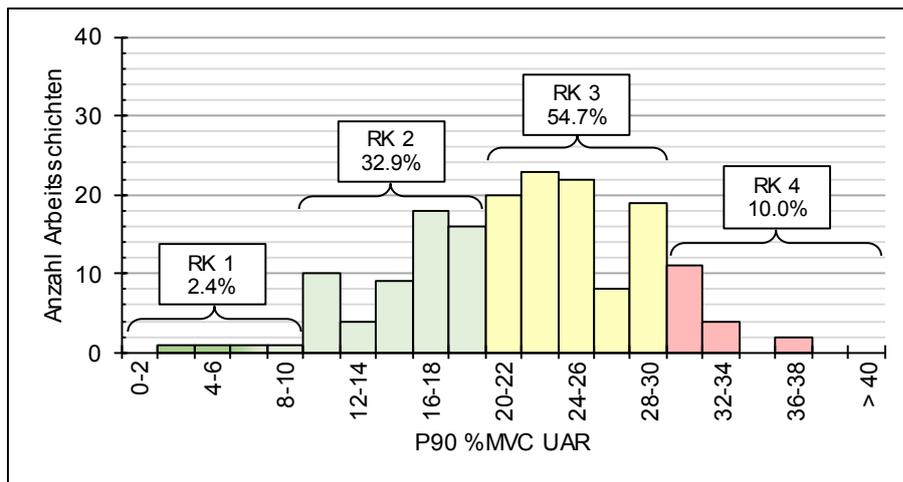


Abbildung 3.1-16: P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts; n = 170

Abbildung 3.1-17 und Abbildung 3.1-18 zeigen die Häufigkeitsverteilungen der Arbeitsschichten (jeweils n = 170) nach Zeitanteilen der muskelphysiologischen Mikro-Pausen in den Unterarmen (links und rechts). In der Verteilung der Belastung lassen sich für diesen Indikator nur geringfügige Unterschiede zwischen linker und rechter Seite ausmachen. Es verteilen sich jeweils zwei Drittel auf die Risikobereiche (RK 4: 21,2 % bzw. 23,5 % und RK 3: 43,5 % bzw. 47,6 %).

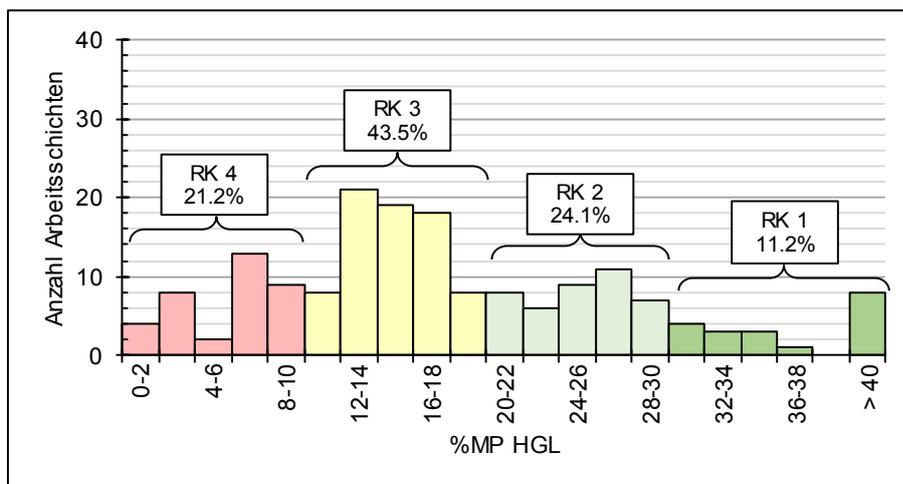


Abbildung 3.1-17: Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]; n = 170

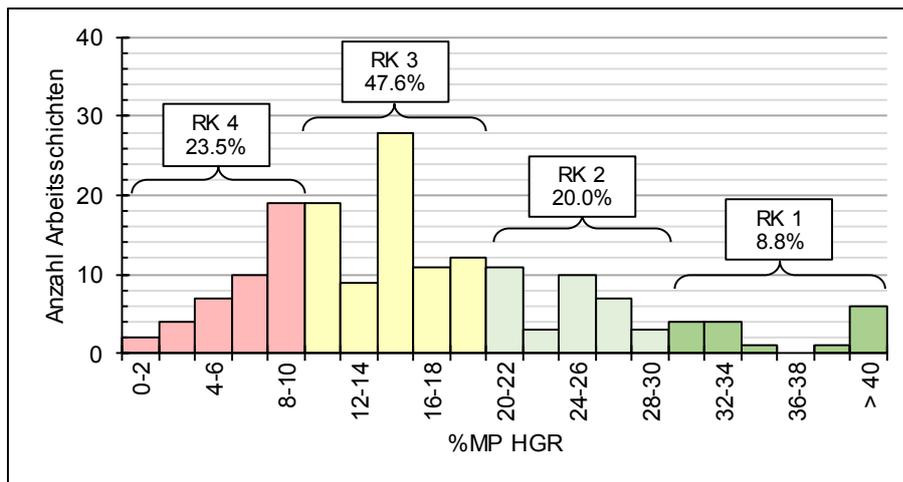


Abbildung 3.1-18: Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]; n = 170

### 3.1.6 Unterer Rücken/LWS

In Abbildung 3.1-19 ist die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach Zeitan- teilen nicht empfohlener Rumpfhaltungen dargestellt. Die meisten Arbeitsschichten werden den nicht kritischen Risikobereichen (RK 1: 60,8 % und RK 2: 20,4 % aller gemessenen Ar- beitsschichten) zugeordnet. Lediglich 9,1 % bzw. 9,7 % aller Arbeitsschichten ergaben Mess- werte der Risikokategorie 3 (bis 22 % nicht empfohlene Rumpfhaltungen pro Arbeitsschicht) bzw. Risikokategorie 4 (> 24 % nicht empfohlene Rumpfhaltungen pro Arbeitsschicht).

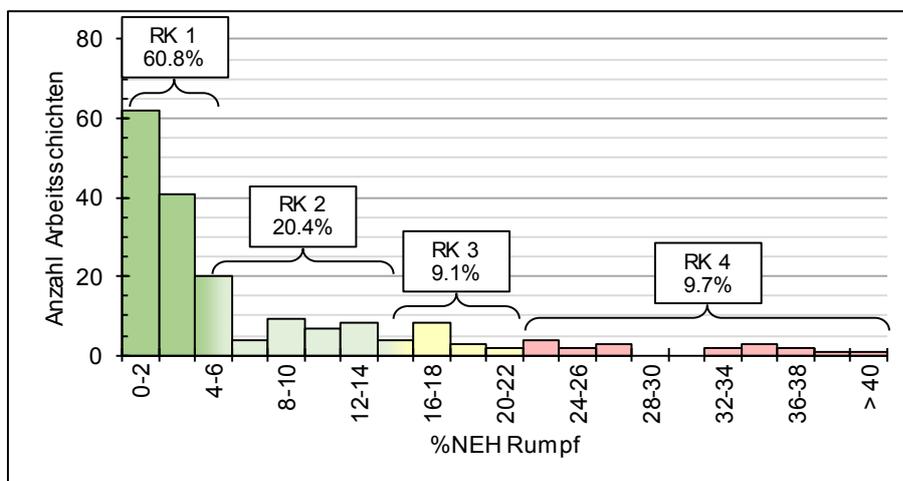
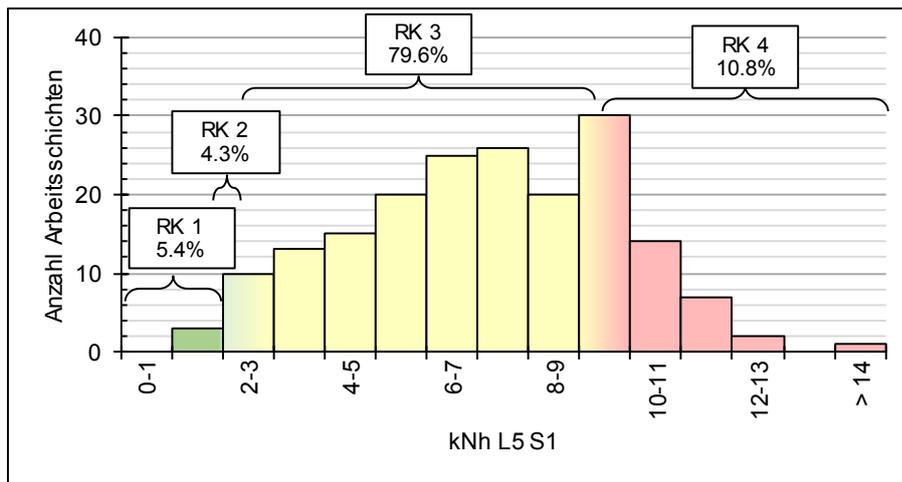
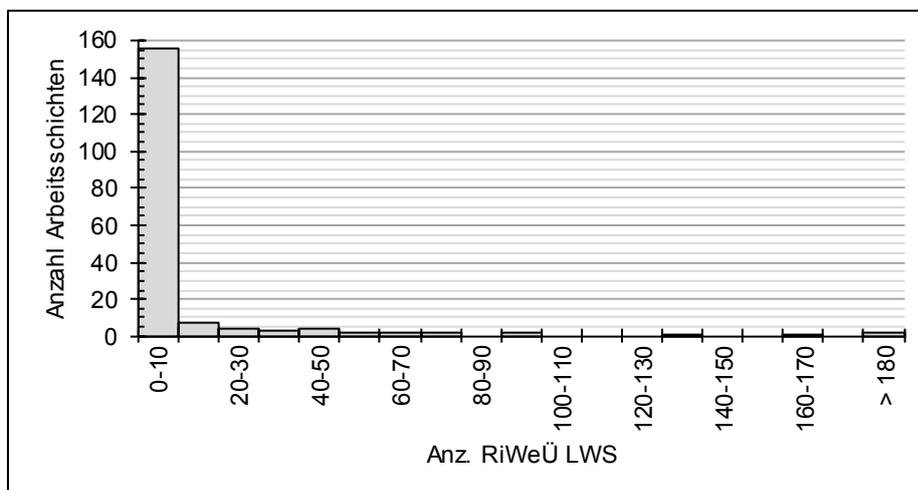


Abbildung 3.1-19: Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegun- gen Rumpf [%]; n = 186



**Abbildung 3.1-20:** Kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]; n = 186

Abbildung 3.1-20 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach über biomechanische Modellberechnung ermittelten Bandscheibendruckkraft-Tagesdosen (in kNh). Durch die auf der Häufigkeitsverteilung basierenden Einteilung in Risikokategorien werden rund 10 % aller gemessenen Arbeitsschichten RK 4 (Dosis  $\geq 9,2$  kNh) zugeordnet. Dies entspricht ungefähr dem prozentualen Anteil der Arbeitsschichten, die aufgrund des Anteils nicht empfohlener Rumpfhaltungen der entsprechenden Risikokategorie 4 zugeordnet werden. Bei den ca. 10 % der Verteilung, die den unkritischen Risikokategorien zugeordnet werden, liegt die Schichtdosis der Bandscheibendruckkraft unter 2,4 kNh.

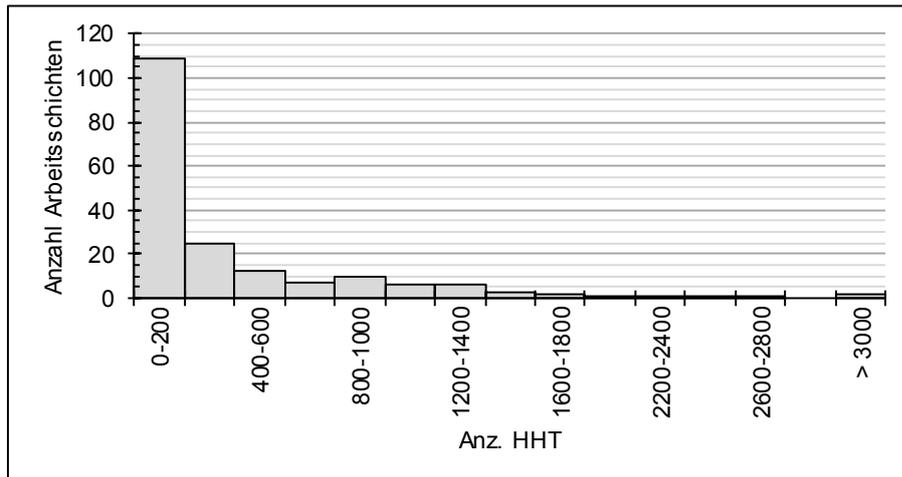


**Abbildung 3.1-21:** Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS (Berücksichtigung situativer Wirbelsäulenbelastungen  $\geq 5,4$  kN); n = 186

Abbildung 3.1-21 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach Anzahl der Richtwert-überschreitenden Vorgänge unter Verwendung des höchsten Richtwertes für Männer (Berücksichtigung situativer Wirbelsäulenbelastungen  $\geq 5,4$  kN). Da an den untersuchten Arbeitsplätzen überwiegend Männer beschäftigt waren, ist hier die Verteilung in Bezug auf den Männer-Richtwert dargestellt. Auf die Klasse 0 - 10 Vorgänge verteilen sich 156 Schichten. Die übrigen Klassen sind gering besetzt. In insgesamt 26 Schichten finden sich

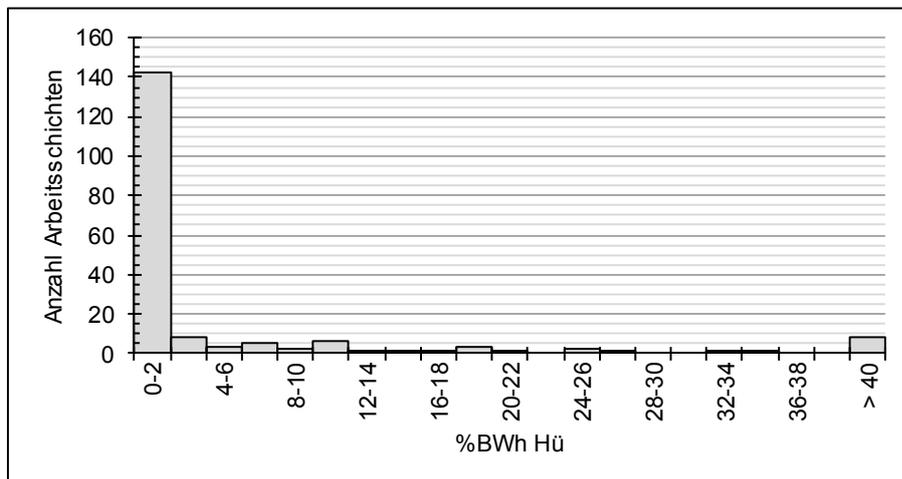
10 bis 100 Richtwert-Überschreitungen und in 4 Schichten wird der Richtwert über 130mal überschritten.

Abbildung 3.1-22 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach Anzahl von Lastgewichtshandhabungen. Im überwiegenden Anteil der Arbeitsschichten (n = 109) wurden 0 bis 200 Lastenhandhabungen ermittelt, wobei in 43 Schichten gar keine Lastenhandhabungen vorkommen. Zusammenfassend finden sich in 54 Schichten 200 bis 1000 Lastenhandhabungen, in 18 Schichten 1000 bis 2000 Lastenhandhabungen und in 5 Schichten 2000 bis > 3000 Lastenhandhabungen.



**Abbildung 3.1-22:** Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT); n = 186

### 3.1.7 Hüfte



**Abbildung 3.1-23:** Dosis Kompressionskraft Hüftgelenke bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]; n = 186

In Abbildung 3.1-23 ist die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach kumulativer Hüftgelenksbelastung (Dosis der Kompressionskraft im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten in %BWh) dargestellt. Beim überwiegenden Anteil der Arbeitsschichten (n > 140) werden keine nennenswerten Hüftgelenksbelastungen durch Handhabung hoher Lastge-

wichte oder Treppen-/Leitersteigen ermittelt (Kategorie 0 bis 2 %BWh). In 138 Schichten kommen gar keine Tätigkeiten vor, die wegen ihrer besonderen Belastung auf die Hüfte bei diesem Indikator berücksichtigt werden. Kompressionskraftdosen zwischen 2 und 40% BWh durch die entsprechenden Tätigkeiten ergeben sich in 36 Schichten. Deutlich erhöhte Kompressionskraftdosen (Kategorie > 40 %BWh) wurden in 8 Arbeitsschichten identifiziert.

### 3.1.8 Knie

Abbildung 3.1-4 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach den prozentualen Anteilen kniebelastender Haltungen (i. S. der Berufskrankheit BK 2112 Gonarthrose). Relevant i. S. der Berufskrankheit sind kniebelastende Haltungen mit einer Dauer von mindestens einer Stunde pro Arbeitsschicht (entspricht 12,5 % einer 8-Stunden-Schicht). Es wird deutlich, dass derartig hohe, Berufskrankheiten-relevante Belastungen nur sehr vereinzelt im MEGAPHYS-Datensatz vertreten sind (in 9 Arbeitsschichten). Für den größten Teil der untersuchten Arbeitsschichten (159 Arbeitsschichten) werden kniebelastende Haltungen bis maximal 2 % der Arbeitsschicht eingenommen, wovon in 94 Schichten überhaupt keine derartig kniebelastenden Haltungen vorkommen.

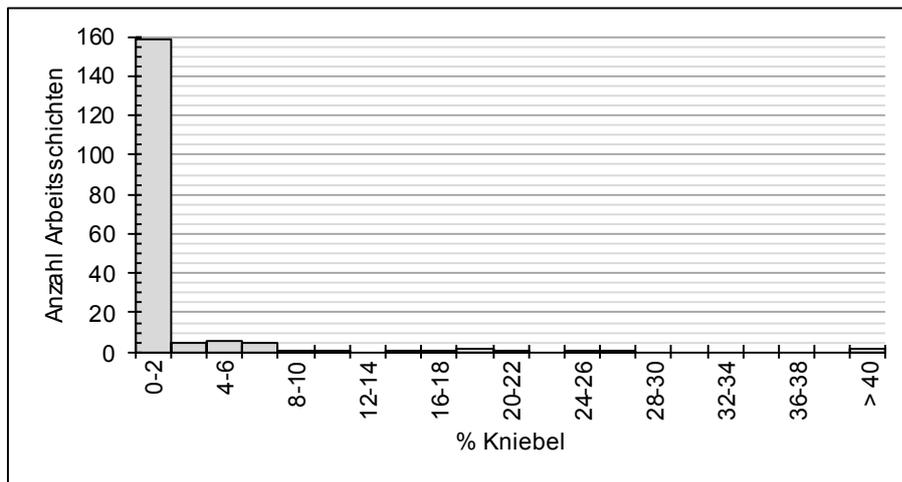
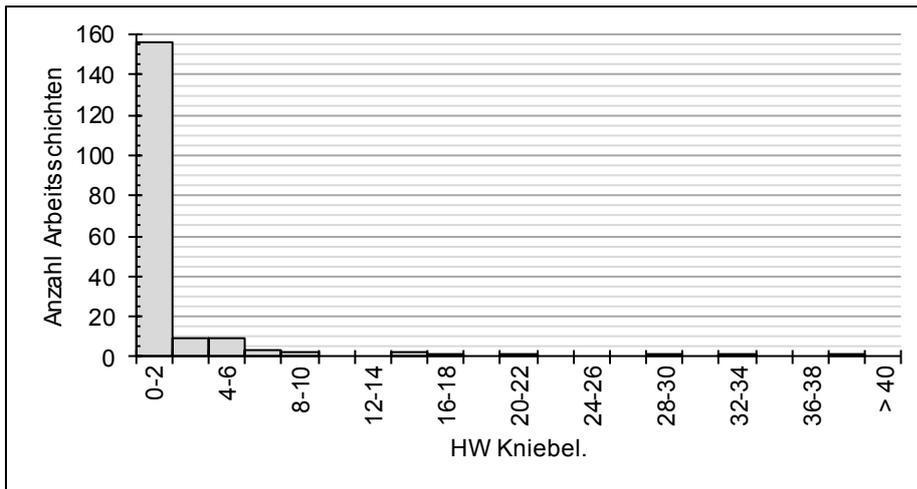


Abbildung 3.1-24: Zeitanteil kniebelastende Haltungen [%]; n = 186

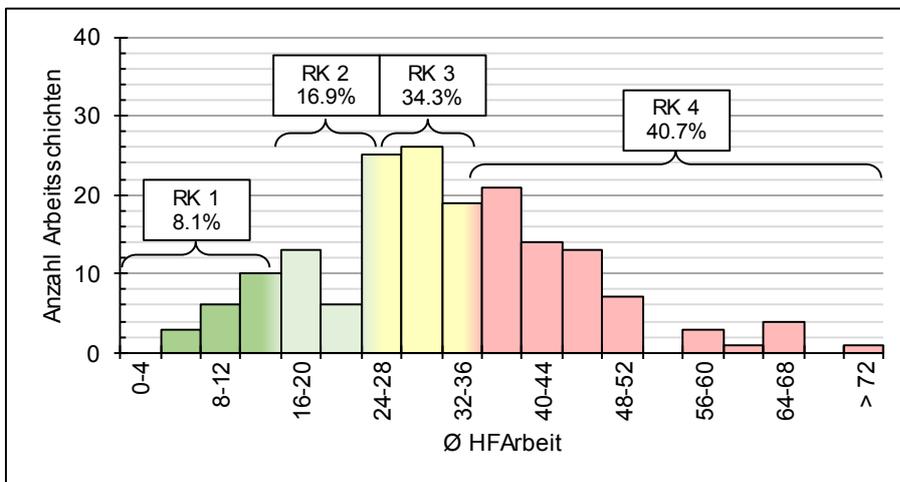
Ähnlich sieht es bei der Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach den Hal- tungswechseln in kniebelastenden Tätigkeiten (Kraftspitzen) aus (s. Abbildung 3.1-25). In weit überragendem Anteil von 156 Arbeitsschichten wurden maximal 2 Haltun- gswechsel pro Schicht gemessen. Entsprechend der Anzahl von Schichten ohne kniebelastende Haltungen gibt es auch hier in 94 Schichten gar keine zugehörigen Haltun- gswechsel. In 23 Schichten wurden 2 bis 10 Haltun- gswechsel und in 7 Schichten 10 bis 40 Haltun- gswechsel in kniebelas- tende Haltungen identifiziert.



**Abbildung 3.1-25:** *Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen; n = 186*

### 3.1.9 Herz-Kreislauf-System/Energieumsatz

In Abbildung 3.1-26 ist die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 172) nach mittlerer Arbeitsherzfrequenz (in bpm) dargestellt. 40 % der Schichten weisen eine mittlere  $HF_{\text{Arbeit}}$  oberhalb des als Dauerleistungsgrenze gesetzten Wertes von 35 bpm auf und werden damit der Risikokategorie 4 zugeordnet. Für 9 Arbeitsschichten wurde eine mittlere  $HF_{\text{Arbeit}}$  über 56 bpm ermittelt. Bei 25 % der Schichten liegt die HF im Mittel einer Schicht maximal 25 Schläge über der Ruheherzfrequenz.



**Abbildung 3.1-26:** *Mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]; n = 172*

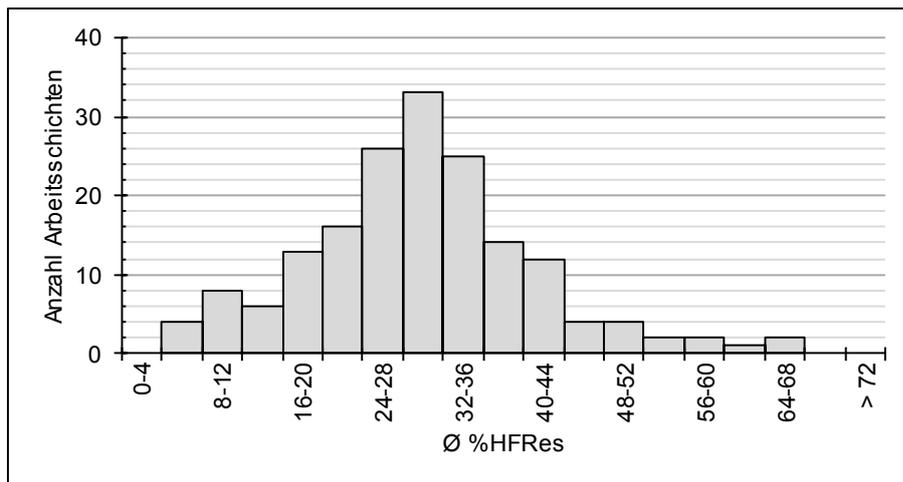


Abbildung 3.1-27: Mittlere Herzfrequenzreserve [%]; n = 172

Abbildung 3.1-27 gibt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 186) nach mittlerer Herzfrequenzreserve (in %) wieder. Die Verteilung ist relativ symmetrisch um die am häufigsten vorkommende Klasse (Kategorie 28 - 32 %HFRes) verteilt.

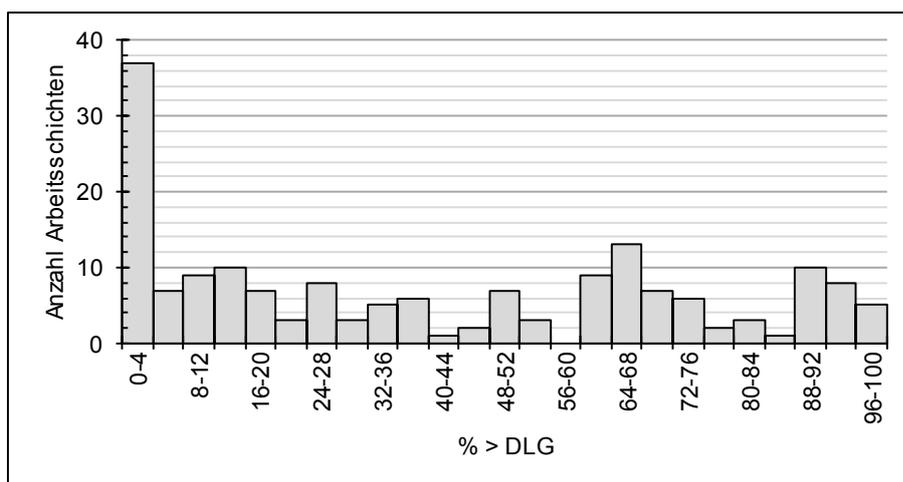


Abbildung 3.1-28: Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]; n = 172

Abbildung 3.1-28 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 172) nach den Zeiteanteilen oberhalb der herzfrequenzbasiert ermittelten Dauerleistungsgrenze. Für 37 Schichten liegt der Zeitanteil maximal zu 4 % oberhalb der DLG. Die übrigen Schichten sind relativ gleichmäßig über die Klassen bis 100 % verteilt.

In Abbildung 3.1-29 ist die Häufigkeitsverteilung der Arbeitsschichten (n = 174) nach dem Arbeitsenergieumsatz (in tausend kJ) dargestellt. Rund 20% der Schichten liegen in den Risikobereichen (RK 4: 5,7 % und RK 3: 14,4 %). Mit rund 80 % befindet sich der überwiegende Anteil in den unkritischen Risikokategorien (RK 1: 36,2 % und RK 2: 43,7 %).

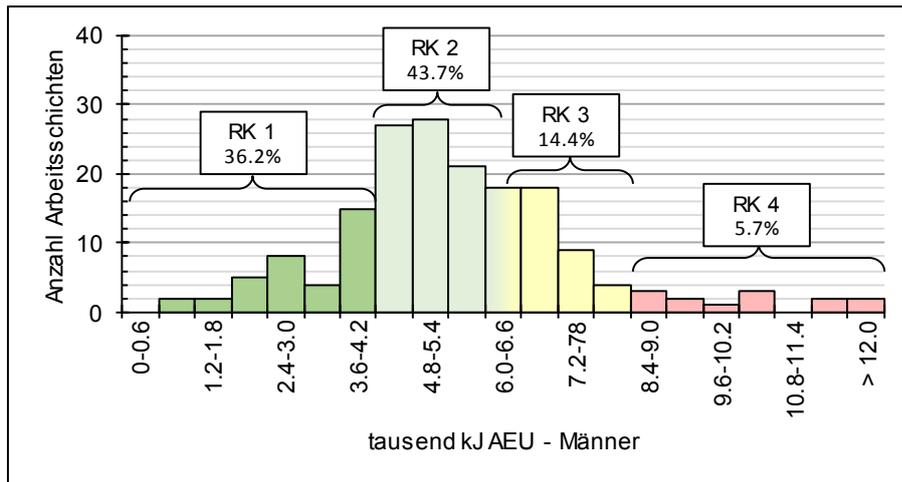


Abbildung 3.1-29: Arbeitsenergieumsatz [kJ]; n = 174

## 3.2 Kriteriumsvalidierung

### 3.2.1 Deskriptive Analysen

#### 3.2.1.1 Individuelle Faktoren und ausgewählte Arbeitsplatzfaktoren

Die betrachtete Population (n = 533) besteht zu einem großen Anteil aus jungen leicht übergewichtigen Männern: Über 80 % sind Männer, die Mehrheit der Beschäftigten in der Studienpopulation ist jünger als 45 Jahre (59,9 %) und hat einen BMI  $\geq 25$  (61,4 %). Insbesondere gibt auch ein bedeutender Teil der Beschäftigten an zu rauchen (48,8 %). Regelmäßiger sportlicher Aktivität gehen nur ca. 30 % der Untersuchten nach. Der gemittelte Arbeitszufriedenheits-Index nach COPSOQ (Kristensen, 2002; Nübling et al., 2005) liegt bei 63 auf einer Skala von 0 – 100 (je höher der Wert, umso höher die Arbeitszufriedenheit), d.h. die Beschäftigten sind im Durchschnitt mit ihrer Arbeit zufrieden. Die Beschäftigten hatten im Mittel rund 10 Jahre Erfahrung in Ihrem Job (s. Tabelle 3.2-1).

**Tabelle 3.2-1: Beschreibung der Studienpopulation (n = 533)**

Parameter	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>Alter [Jahre]</b>	533	40,9	11,2	18,0	23,0	31,0	41,0	50,0	59,0	65,0
≥ 55	68	12,8	-	-	-	-	-	-	-	-
≥ 45 bis < 55	146	27,4	-	-	-	-	-	-	-	-
≥ 35 bis < 45	136	25,5	-	-	-	-	-	-	-	-
≥ 25 bis < 35	148	27,8	-	-	-	-	-	-	-	-
< 25	35	6,6	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Geschlecht</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Frauen	92	17,3	-	-	-	-	-	-	-	-
Männer	441	82,7	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>	533	26,9	4,5	17,7	20,5	24,0	26,1	29,4	35,3	47,7
Normalgewicht, < 25	206	38,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30	218	40,9	-	-	-	-	-	-	-	-
Adipös I/II/III, ≥ 30	109	20,5	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Sportliche Betätigung</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nein	233	43,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Gelegentlich	139	26,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Regelmäßig	161	30,2	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Rauchen</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nein	273	51,2	-	-	-	-	-	-	-	-
Ja	260	48,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Dominante Seite</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Rechtshänder	462	86,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Linkshänder	54	10,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Beidhänder	17	3,2	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Arbeitszufriedenheit*</b>	533	63,0	11,6	9,5	42,9	57,1	66,7	66,7	81,0	100,0
<b>Erfahrung im Job [Jahre]*</b>	314	9,9	8,5	1,0	1,5	4,0	7,0	14,0	28,0	48,0

\* Arbeitszufriedenheit wird anhand eines Index auf einer Skala von 0 – 100 abgebildet (je höher der Wert, umso höher die Arbeitszufriedenheit)

### 3.2.1.2 Gesundheits-Outcomes

Tabelle 3.2-2 zeigt die Häufigkeiten der in der medizinischen Untersuchung (s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4) diagnostizierten Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems für die beschriebene Studienpopulation (n = 533). Die dargestellten Erkrankungsfälle ergeben sich jeweils aus den Fällen mit typischen anamnestischen Hinweisen für das Krankheitsbild und bzw. oder den Fällen mit typischen funktionell-klinischen Hinweisen für das Krankheitsbild.

Im Durchschnitt hatten die Beschäftigten zum Zeitpunkt der körperlichen Untersuchung 1,9 Diagnosen. In Einzelfällen wurden von 15 möglichen Diagnosen bis zu 9 Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems gleichzeitig diagnostiziert. Ebenso berichteten die Beschäftigten, dass sie im vergangenen Jahr Einschränkungen für bis zu 8 von 9 untersuchten Körperregionen hatten. Die Einzeldiagnosen mit der höchsten Prävalenz waren das Zervikale/Zervikozephalische Schmerzsyndrom (30%) und Lumbalgie/Lumbago (33%). Bei zwei Diagnosen lag die Prävalenz unter 5%: Mediale Epicondylitis (3,0%) und Coxarthrose/Coxalgie (4,9%).

**Tabelle 3.2-2:** Diagnosen zu Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems (Fallzahlen der Diagnose „ja“ beinhalten sowohl Fälle mit anamnestischen Hinweisen als auch Fälle mit funktionell-klinischen Hinweisen; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533

Spezifische Erkrankungen	Diagnose	n	in %
<b>Halswirbelsäule/Schulter</b>			
Zervikales/Zervikozepales Schmerzsyndrom	Ja	160	30,0
	Nein	373	70,0
Zervikobrachiales Schmerzsyndrom	Ja	45	8,4
	Nein	488	91,6
Periarthritis humeroscapularis	Ja	107	20,1
	Nein	426	79,9
<b>Obere Extremität</b>			
Epicondylitis lateralis	Ja	63	11,8
	Nein	470	88,2
Epicondylitis medialis	Ja	16	3,0
	Nein	517	97,0
Peritendinitis/Tendosynovitis	Ja	28	5,2
	Nein	505	94,8
Carpal-Tunnel-Syndrom	Ja	32	6,0
	Nein	501	94,0
Arthrose der distalen Gelenke	Ja	40	7,5
	Nein	493	92,5
<b>Brust- und Lendenwirbelsäule</b>			
Lumbalgie/Lumbago	Ja	176	33,0
	Nein	357	67,0
Lumbales Facettensyndrom/Pseudoradikuläres Syndrom	Ja	71	13,3
	Nein	462	86,7
Lumbales Radikulärsyndrom	Ja	35	6,6
	Nein	498	93,4
<b>Untere Extremität</b>			
Coxarthrose/Coxalgie	Ja	26	4,9
	Nein	506	95,1
Gonarthrose	Ja	68	12,8
	Nein	464	87,2
Meniskusläsion	Ja	43	8,1
	Nein	486	91,9
Statische Fußinsuffizienz	Ja	99	18,9
	Nein	426	81,1

In Tabelle 3.2-3 sind die nach Körperregionen zusammengefassten Diagnosen von Muskel-Skelett-Erkrankungen dargestellt. Hierbei zeigten die Rückenschmerz-bezogenen Erkrankungen die mit Abstand größte Punktprävalenz (45,4%) in dieser Beschäftigtenpopulation (s. Tabelle 3.2-3). Die Prävalenz von Fußerkrankungen war höher als bei vielen anderen Erkrankungen (18,9%), was überraschend ist, da der Fuß nicht typischerweise die wichtigste Zielregion der muskuloskelettalen Beurteilung darstellt (s. Tabelle 3.2-2).

**Tabelle 3.2-3:** Nach Körperregionen zusammengefasste Diagnosen zu Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems (Fallzahlen der Diagnose „ja“ beinhalten sowohl Fälle mit anamnestischen Hinweisen als auch Fälle mit funktionell-klinischen Hinweisen; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533

Zusammenfassungen/Kombinationen von Diagnosen		n	in %
<b>Kombinationen</b>			
Zervikales/Zervikozepales Schmerzsyndrom und Zervikobrachiales Schmerzsyndrom	Ja	180	33,8
	Nein	353	66,2
Epicondylitis lateralis und Epicondylitis medialis	Ja	73	13,7
	Nein	460	86,3
Lumbalgie/Lumbago, Lumbales Facettensyndrom/Pseudoradikuläres Syndrom, Lumbales Radikulärsyndrom	Ja	242	45,4
	Nein	291	54,6

In Tabelle 3.2-4 ist die Häufigkeitsverteilung der Beschäftigten nach der Anzahl der Diagnosen dargestellt. Bei 143 Untersuchten wurde keine Muskel-Skelett-Erkrankung diagnostiziert. Bei 21,6 % der Beschäftigten wurde eine spezifische muskuloskelettale Erkrankung festgestellt. Eine ähnliche Häufigkeit zeigte sich auch für 2 spezifisch diagnostizierte Erkrankungen (20,1%). Über 30% der untersuchten Beschäftigten wiesen 3 oder mehr Diagnosen auf.

**Tabelle 3.2-4:** Häufigkeitsverteilung der Probanden nach Anzahl der Diagnosen; n = 533

Beschäftigte nach Anzahl der Diagnosen	n	in %	
Anzahl von spezifischen diagnostizierten Erkrankungen	0	143	26,8
	1	115	21,6
	2	107	20,1
	3	78	14,6
	4	49	9,2
	≥ 5	41	7,7

In Tabelle 3.2-5 sind die Monats-, Wochen-, und Punktprävalenzen von Muskel-Skelett-Beschwerden nach den Körperregionen dargestellt. Diese basieren auf selbstberichteten Angaben der Beschäftigten und sind eingeteilt nach 9 Lokalisationen (Nacken/HWS, oberer Rücken/BWS, unterer Rücken/LWS, Hände/Handgelenke, Ellenbogen/ Ellenbogengelenke, Schulter/Oberarme, Hüfte/Hüftgelenke, Knie, Sprunggelenk/Füße). Was die Beschwerden betrifft, so zeigen die Lenden- und Halswirbelsäule wiederum die größte Prävalenz, unabhängig vom spezifischen Prävalenzzeitraum. Die Punktprävalenz war für die Hüfte am niedrigsten (3,8 %) und für die Lendenwirbelsäule am höchsten (18,2 %). In Übereinstimmung mit den medizinischen Untersuchungen war der Fuß eine Region mit einer im Vergleich zu anderen Körperregionen großen Punktprävalenz (11,3%).

**Tabelle 3.2-5:** Monats-, Wochen- und Punktprävalenz von Beschwerden und Arbeitsunfähigkeit aufgrund der Beschwerden (selbstberichtete Angaben; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533

Lokalisation		n	in %
<b>Nacken/HWS</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	158	29,7
	Nein	374	70,3
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	117	22,0
	Nein	416	78,0
Aktuelle Beschwerden	Ja	86	16,2
	Nein	446	83,8
<b>Oberer Rücken/BWS</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	81	15,2
	Nein	452	84,8
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	59	11,1
	Nein	474	88,9
Aktuelle Beschwerden	Ja	40	7,5
	Nein	493	92,5
<b>Unterer Rücken/LWS</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	186	35,0
	Nein	345	65,0
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	140	26,3
	Nein	393	73,7
Aktuelle Beschwerden	Ja	97	18,2
	Nein	436	81,8

<b>Hände/Handgelenke</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	120	22,6
	Nein	410	77,4
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	93	17,5
	Nein	438	82,5
Aktuelle Beschwerden	Ja	51	9,6
	Nein	480	90,4
<b>Ellenbogen/Ellenbogengelenke</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	68	12,8
	Nein	465	87,2
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	56	10,5
	Nein	476	89,5
Aktuelle Beschwerden	Ja	35	6,6
	Nein	497	93,4
<b>Schulter</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	131	24,7
	Nein	400	75,3
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	96	18,0
	Nein	436	82,0
Aktuelle Beschwerden	Ja	60	11,3
	Nein	472	88,7
<b>Hüfte/Hüftgelenke</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	46	8,7
	Nein	486	91,4
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	35	6,6
	Nein	496	93,4
Aktuelle Beschwerden	Ja	20	3,8
	Nein	512	96,2
<b>Knie</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	116	21,9
	Nein	415	78,1
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	81	15,2
	Nein	451	84,8
Aktuelle Beschwerden	Ja	51	9,6
	Nein	481	90,4
<b>Sprunggelenk/Füße</b>			
Beschwerden in den letzten 4 Wochen	Ja	109	20,5
	Nein	424	79,6
Beschwerden in den letzten 7 Tagen	Ja	92	17,3
	Nein	439	82,7
Aktuelle Beschwerden	Ja	60	11,3
	Nein	472	88,7

### 3.2.1.3 Physische Belastungen

In den folgenden 8 Tabellen (Tabelle 3.2-6 bis Tabelle 3.2-13) sind die Häufigkeitsverteilungen der Beschäftigten (n = 533) für die nach den Körperregionen zusammengefassten CUELA-Belastungsindikatoren dargestellt. Die betrachteten Zielregionen der physischen Belastung sind: Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/Hände, unterer Rücken/LWS, Hüfte, Knie. Da die Sprunggelenke/Füße nicht im Fokus der Analysen stehen, wurden keine Belastungsindikatoren speziell für diese Zielregion entwickelt. Daher wird diese Region bei deskriptiven Betrachtungen und späteren Zusammenhangsanalysen nicht näher ausgeführt.

Tabelle 3.2-6 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Beschäftigten anhand des Belastungsindikators Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes (%NEH Kopf). Dargestellt sind die Verteilungen für den kontinuierlichen Schichtbelastungswert und die abgeleiteten Kategorien. Die Testpersonen weisen im Mittel für 13,1 % der Arbeitszeit eine nicht empfohlene Haltung oder Bewegung des Kopfes auf. Der überwiegende Teil (404 von 533 Beschäftigten) wird in die unkritischen Risikokategorien (RK 1 und RK 2) eingeteilt, während 11,4 % der Studienpopulation als hoch belastet eingestuft wird.

**Tabelle 3.2-6:** Belastung der Körperregion Nacken/HWS anhand des CUELA-Belastungsindikators (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%NEH Kopf</b>	533	13,1	15,2	0,2	0,5	3,3	8,5	18,7	37,8	96,1
RK 4 ≥29%	61	11,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 19 bis <29%	68	12,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 6 bis <19%	213	40,0	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <6%	191	35,8	-	-	-	-	-	-	-	-

In der Tabelle 3.2-7 sind die Verteilungen der Beschäftigten nach den 4 Belastungsindikatoren für die Zielregion Schultern/Oberarme dargestellt (jeweils als kontinuierliche und als kategoriale Varianten). Für die Indikatoren zeigen sich vergleichbare Verteilungen für das linke und das rechte Schultergelenk, wobei für das rechte Schultergelenk jeweils etwas höhere Belastungen identifiziert wurden. Für große Anteile der Studienpopulation wird die Belastung beider Schultergelenke den unkritischen Risikokategorien zugeordnet (%NEH OAL: 70,2% in RK 1 und RK 2; %NEH OAR: 66,6% in RK 1 und RK 2).

**Tabelle 3.2-7:** Belastung der Körperregion Schultern/Oberarme (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%NEH OAL</b>	533	9,8	9,3	0,0	0,3	2,2	7,2	15,5	29,1	49,1
RK 4 ≥20%	79	14,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 13 bis <20%	80	15,0	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 4 bis <13%	163	30,6	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <4%	211	39,6	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>%NEH OAR</b>	533	11,7	10,8	0,0	0,7	3,4	8,9	16,5	33,9	49,3
RK 4 ≥20%	97	18,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 13 bis <20%	81	15,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 4 bis <13%	196	36,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <4%	159	29,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Nmh SuL</b>	533	34,7	11,1	10,7	15,0	27,4	34,2	41,7	53,3	72,6
Kat 4* ≥41,7Nmh	138	25,9	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 3* ≥34,2 bis <41,7Nmh	131	24,6	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥27,45 bis <34,2Nmh	129	24,2	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <27,45Nmh	135	25,3	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Nmh SuR</b>	533	35,7	10,4	11,5	17,3	28,6	35,4	43,3	52,9	66,0
Kat 4* ≥43,3Nmh	135	25,3	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 3* ≥35,4 bis <43,3Nmh	134	25,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥28,6 bis <35,4Nmh	133	25,0	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <28,6Nmh	131	24,6	-	-	-	-	-	-	-	-

\* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien

In der Tabelle 3.2-8 sind die Häufigkeitsverteilungen der Beschäftigten nach den 4 Belastungsindikatoren für die Zielregion Ellenbogen/Unterarme dargestellt (jeweils als kontinuierliche und als kategoriale Varianten). Wie bei der Schulter zeigen sich auch hier jeweils vergleichbare Verteilungen für die linke und rechte Seite. Insgesamt ist die Studienpopulation einer relativ geringen Ellenbogenbelastung ausgesetzt. Es werden jeweils mehr als 80 % der Beschäftigten den unkritischen Risikokategorien (RK 1 und RK 2) zugeordnet.

**Tabelle 3.2-8:** Belastung der Körperregion Ellenbogen/Unterarme (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%NEH EBL</b>	533	10,8	10,8	0,0	0,0	3,1	6,51	15,9	32,6	43,2
RK 4 ≥34%	25	4,7	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 23 bis <34%	54	10,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 8 bis <23%	157	29,5	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <8%	297	55,7	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>%NEH EBR</b>	533	9,3	9,4	0,0	0,7	3,4	6,5	10,7	27,7	53,6
RK 3/4†≥23	48	9,0	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 8 bis <23%	171	32,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <8%	314	58,9	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>RepScore EBL</b>	533	1,1	1,3	0,0	0,0	0,0	1,0	1,0	4,0	6,0
RK 3/4†4 bis 6	33	6,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 2 bis 3	95	17,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 0 bis 1	405	76,0	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>RepScore EBR</b>	533	1,5	1,6	0,0	0,0	0,0	1,0	2,0	5,0	7,0
RK 3/4†4 bis 6	55	10,3	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 2 bis 3	143	26,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 0 bis 1	335	62,9	-	-	-	-	-	-	-	-
† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen										

Die Tabelle 3.2-9 zeigt die Häufigkeitsverteilungen der Beschäftigten nach den 8 Belastungsindikatoren für die Zielregion Handgelenke/Hände (jeweils als kontinuierliche und als kategoriale Varianten). Der überwiegende Teil der Beschäftigten wird bezogen auf den Zeitanteil der nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen der Handgelenke (%NEH HGL und %NEH HGR) den unkritischen Risikokategorien (RK 1 und RK 2) zugeordnet. Bei Betrachtung der Repetitionsscores der Handgelenke scheint im Mittel das rechte Handgelenk etwas mehr durch repetitive Arbeit belastet zu sein als das linke Handgelenk. Auch bezogen auf die muskuläre Aktivität (P90 %MVC UAL und P90 %MVC UAR) ist die rechte Hand im Mittel etwas höher belastet als die linke Hand. Es werden mehr als die Hälfte der Beschäftigten (56,2%) den kritischen Risikokategorien (3/4†) zugeordnet. Für die linke Hand sind dies 40%. Die Verteilung der Stichprobe hinsichtlich des Belastungsindicators Zeitanteil Mikro-Pausen EMG zeigt ein ähnliches Muster: hohe Fallzahlen in RK 3 und RK 4, sowie höhere Belastung der rechten Seite.

**Tabelle 3.2-9:** Belastung der Körperregion Hände/Handgelenke (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%NEH HGL</b>	533	5,3	8,7	0,0	0,1	1,0	2,8	6,3	26,9	44,5
RK 4 ≥30%	23	4,3	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 20 bis <30%	10	1,9	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 7 bis <20%	67	12,6	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <7%	433	81,2	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>%NEH HGR</b>	533	6,1	11,1	0,0	0,2	0,9	2,4	5,3	25,8	59,0
RK 3/4† ≥20%	34	6,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 7 bis <20%	61	11,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <7%	438	82,2	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>RepScore HGL</b>	533	3,5	2,5	0,0	0,0	2,0	3,0	5,0	9,0	10,0
RK 4 ≥7	90	16,9	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 4 bis 6	115	21,6	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 2 bis 3	215	40,3	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 0 bis 1	113	21,2	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>RepScore HGR</b>	533	4,0	2,5	0,0	0,0	2,0	3,0	5,0	9,0	10,0
RK 4 ≥7	100	18,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 4 bis 6	161	30,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 2 bis 3	226	42,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 0 bis 1	46	8,6	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>P90 %MVC UAL</b>	500	19,5	5,8	4,5	13,0	15,4	18,7	23,0	28,6	44,0
RK 3/4† ≥20%	201	40,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1/2† <20%	299	59,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>P90 %MVC UAR</b>	500	20,7	6,6	5,2	10,1	16,5	20,9	25,1	31,8	36,5
RK 3/4† ≥20%	281	56,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1/2† <20%	219	43,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>%MP HGL</b>	500	17,8	12,4	1,8	2,3	8,9	15,9	24,2	35,4	65,9
RK 4 <10%	142	28,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 10 bis <20%	186	37,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 20 bis <30%	103	20,6	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 ≥30%	69	13,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>%MP HGR</b>	500	16,2	10,2	1,5	3,3	8,7	14,7	21,8	33,2	52,7
RK 4 <10%	159	31,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 10 bis <20%	189	37,8	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 20 bis <30%	106	21,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 ≥30%	46	9,2	-	-	-	-	-	-	-	-

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen

In der Tabelle 3.2-10 sind die Häufigkeitsverteilungen der Beschäftigten nach den 4 Belastungsindikatoren für die Zielregion unterer Rücken/LWS (als kontinuierliche und als kategoriale Varianten) dargestellt. Die Testpersonen weisen im Mittel für 6,3 % der Arbeitszeit eine nicht empfohlene Haltung oder Bewegung des Rumpfes (%NEH Rumpf) auf. Der überwiegende Teil (458 von 533 Beschäftigten) wird in die unkritischen Risikokategorien (RK 1 und 2) eingeteilt, während 5,6 % der Stichprobe als hoch belastet eingestuft werden. Im Durchschnitt lag der Schichtdosiswert der Bandscheibendruckkraft (kNh L5/S1) bei 6,1 kNh. Mindestens 75 % der Beschäftigten weisen keine Richtwert-überschreitenden Vorgänge (situative Wirbelsäulenbelastungen ≥ 5,4 kN, Jäger (2018)) auf. Einige Beschäftigte zeigten jedoch auch eine hohe Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge (P95: 41,1; Max: 396). Mehr als die Hälfte der Beschäftigten sind generell durch Lastenhandhabung von Lasten ≥ 3 kg exponiert. Die maximal ermittelte Anzahl an Hebe-Halte-Tragevorgängen liegt skaliert auf die Schicht bei 6631.

**Tabelle 3.2-10:** Belastung der Körperregion unterer Rücken/LWS anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%NEH Rumpf</b>	533	6,3	8,3	0,0	0,1	1,1	2,8	8,5	23,2	40,1
RK 4 ≥22%	30	5,6	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 15 bis <22%	45	8,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 5 bis <15%	97	18,2	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <5%	361	67,7	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>kNh L5/S1</b>	533	6,1	2,5	0,7	2,0	4,1	6,4	8,0	9,8	13,8
RK 4 ≥9,2kNh	59	11,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 2,4 bis <9,2kNh	432	81,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 1,9 bis <2,4kNh	22	4,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <1,9kNh	20	3,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Anz. RiWeÜ LWS</b>	533	9,9	41,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	41,1	396,0
Kat 3*/4*† ≥18	55	10,3	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1*/2*† <18	478	89,7	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Anz. HHT</b>	533	437	914	0	0	0	116	446	170	6631
Kat 4* ≥449	132	24,8	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 3* ≥116 bis <449	137	25,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥3 bis <116	130	24,4	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <3	134	25,1	-	-	-	-	-	-	-	-

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen;  
\* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien

Tabelle 3.2-11 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Beschäftigten anhand des Belastungsindikators Dosis der Kompressionskraft der Hüftgelenke bei hüftbelastenden Tätigkeiten (%BWh Hü; als kontinuierliche und als kategoriale Variante). Der größte Teil der Stichprobe (mindestens 75 %) ist nicht durch hüftbelastende Tätigkeiten exponiert. Erhöhte Hüftbelastungen scheinen nur für einen geringen Teil der Stichprobe eine Rolle zu spielen.

**Tabelle 3.2-11:** Belastung der Körperregion Hüfte anhand des CUELA-Belastungsindikators (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>%BWh Hü</b>	533	5,8	29,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	20,5	293,0
Kat 3*/4*† ≥10,3	52	9,8	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1*/2*† <10,3	481	90,2	-	-	-	-	-	-	-	-

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen;  
\* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien

In Tabelle 3.2-12 sind die Verteilungen der Beschäftigten nach den 2 Belastungsindikatoren für die Zielregion Knie dargestellt (jeweils als kontinuierliche und als kategoriale Varianten). Die Verteilung beider Indikatoren deutet darauf hin, dass kniebelastende Tätigkeiten nur bei einem geringen Anteil der Beschäftigten vorkommen. Mindestens 50 % der Stichprobe haben keine kniebelastenden Tätigkeiten (i.S. der BK 2112) und dementsprechend auch keine Haltingswechsel in kniebelastende Tätigkeiten. 5 % der Stichprobe arbeiten zu mindestens 17,5 % der Schicht in kniebelastenden Haltungen.

**Tabelle 3.2-12:** Belastung der Körperregion Knie anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>% Kniebel.</b>	533	2,8	9,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,4	17,5	61,8
Kat 3*/4*†≥6,24%	55	10,3	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥0,01 bis <6,24%	210	39,4	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <0,01%	268	50,3	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>HW Kniebel.</b>	533	2,1	6,4	0,0	0,0	0,0	0,0	1,5	15,6	39,0
Kat 3*/4*†≥4	53	9,9	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥1 bis <4	212	39,8	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <1	268	50,3	-	-	-	-	-	-	-	-

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen;  
\* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien

In Tabelle 3.2-13 sind die Verteilungen der Beschäftigten nach den 4 Belastungsindikatoren für das Herz-Kreislauf-System und den Energieumsatz dargestellt (jeweils als kontinuierliche und als kategoriale Varianten). Die Testpersonen weisen eine mittlere Arbeitsherzfrequenz ( $\bar{\emptyset}$  HFArbeit) von 30,6 bpm auf. Ein bedeutender Anteil der Beschäftigten (72 %) wird für diesen Indikator den kritischen Risikokategorien (RK 3 und 4) zugeordnet. Im Durchschnitt arbeiten die Beschäftigten bei einer mittleren Herzfrequenzreserve ( $\bar{\emptyset}$  %HFRes) von 28,3 %. Die Verteilung der Stichprobe hinsichtlich des Belastungsindicators Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze (% > DLG) zeigt, dass mehr als 75% der Beschäftigten die Dauerleistungsgrenze überschreiten. Die Hälfte der Beschäftigten arbeiten zu mindestens 27% der Schicht oberhalb der Dauerleistungsgrenze. Die Untersuchten weisen einen durchschnittlichen Arbeitsenergieumsatz (kJ AEU) von ca. 5.000 kJ auf. Es wurden Energieumsätze während der Arbeitsschicht bis max. rund 14.600 kJ skaliert auf eine Schicht ermittelt. Insgesamt wurden etwa Dreiviertel der Stichprobe den unkritischen Risikokategorien i.S. des Arbeitsenergieumsatzes zugeordnet.

**Tabelle 3.2-13:** Belastung der Körperregion Herz-Kreislauf-System/Energieumsatz anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533

Belastungsindikator	n	MW oder (%)	SD	Min	P5	P25	P50	P75	P95	Max
<b>Ø HFArbeit</b>	485	30,6	12,8	5,6	11,5	22,2	29,6	37,0	51,7	73,4
RK 4 ≥35bpm	169	34,9	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 3 25 bis <35bpm	180	37,1	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 15 bis <25bpm	76	15,7	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <15bpm	60	12,4	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Ø %HFRes</b>	485	28,3	11,3	5,0	8,3	21,4	29,6	33,8	47,3	66,8
Kat 3*/4*†≥29,8%	240	49,5	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥22,1 bis <29,8%	120	24,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <22,1%	125	25,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>% &gt; DLG</b>	485	35,1	32,1	0,0	0,0	3,4	27,0	62,0	94,0	100,0
Kat 3*/4*†≥27,3%	241	49,7	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 2* ≥3,47 bis <27,3%	119	24,5	-	-	-	-	-	-	-	-
Kat 1* <3,47%	125	25,8	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>kJ AEU</b>	494	5,0t	1,8t	1,1t	2,1t	4,0t	4,9t	6,1t	7,9t	14,6t
RK 3/4†≥6,3t	127	26,4	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 2 4,2t bis <6,3t	230	47,7	-	-	-	-	-	-	-	-
RK 1 <4,2t	125	25,9	-	-	-	-	-	-	-	-

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen;  
\* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien; t = 1000

### 3.2.2 Zusammenhangsanalysen Belastungsindikatoren und Diagnosen

Die nicht-adjustierten und adjustierten Zusammenhangsanalysen zwischen allen CUELA-Belastungsindikatoren und allen spezifischen Erkrankungen wurden im Rahmen des Projektes gerechnet und die Ergebnisse wurden am Institut für Arbeitsschutz (IFA) der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung abgelegt. Beispielhaft werden an dieser Stelle die Zusammenhangsanalysen zwischen den Belastungsindikatoren und dem Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS), der Arthrose der distalen Gelenke und Lumbalgie/Lumbago präsentiert.

Um die Durchführung von Analysen für bestimmte Belastungsindikatoren gewährleisten zu können, wurden bei niedrigen Fallzahlen benachbarte Apriori festgelegte Risikokategorien (RK) oder post-hoc definierte Quartil-basierte Einteilungen der Kategorien (Kat, zusätzlich markiert mit dem Symbol „\*“) zusammengelegt. Diese Zusammenlegung wurde mit dem Symbol „†“ markiert. Als Maßzahl für einen Zusammenhang wurden die Odds Ratios (OR) mit dem jeweils zugehörigen 95%igen-Konfidenzintervall [untere Konfidenzintervallgrenze; obere Konfidenzintervallgrenze] auf 2 Dezimalstellen gerundet angegeben.

Die relevanten Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen wurden jeweils bei jeder Erkrankung in zwei Rubriken eingeteilt. Zum einen werden hier die eindeutigen Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen (statistisch signifikant  $p < 0,05$ ) zwischen den Belastungsindikatoren und der jeweiligen spezifischen Erkrankung präsentiert. Weiterhin wird auch auf Hinweise für mögliche Zusammenhänge (marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ )) zwischen den direkten Indikatoren für die jeweils betrachteten Zielregionen Hände/Handgelenke bzw. unterer Rücken/LWS

und den Erkrankungen CTS, Arthrose der distalen Gelenke bzw. Lumbalgie/Lumbago verwiesen. Weitere marginal signifikante Zusammenhänge zwischen Belastungsindikatoren die zur Belastungsbewertung bei anderen Zielregionen konzipiert wurden und der betrachteten Zielregion, werden hier nicht detailliert dargestellt. Bei der Analyse von Zusammenhängen zwischen Arthrose der distalen Gelenke und den Belastungsindikatoren wurde zusätzlich auch die Zielregion Ellenbogen/Unterarme mit betrachtet. Die spezifischen marginal signifikanten Zusammenhänge wurden im Folgenden als Trends bezeichnet. Alle Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen wurden absteigend nach der Höhe der Odds Ratios sortiert und sind in dieser Reihenfolge präsentiert. Zusätzlich wurden exemplarisch für jede der drei Erkrankungen die plausiblen Ergebnisse einer Zusammenhangsanalyse zwischen einem relevanten Belastungsindikator und der spezifischen Erkrankung detailliert und in tabellarischer Form dargestellt.

Abschließend wurden die Ergebnisse jeweils spezifisch für CTS, Arthrose der distalen Gelenke und Lumbalgie/Lumbago kurz zusammengefasst, wobei hier die marginal signifikanten Zusammenhänge aller CUELA-Belastungsindikatoren mit dargestellt sind.

### 3.2.2.1 Diagnose Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS)

#### **Eindeutige Zusammenhänge**

Der Indikator Zeitanteil nicht empfohlene Haltung/Bewegung des Handgelenks links zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgende Konstellation mit einer Odds Ratio größer oder gleich 3,00:

- %NEH HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 5,56 [1,25; 24,75])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert für 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- %NEH HGL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,05 [1,02; 1,09])
- %NEH Kopf (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,01; 1,04])

#### **Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)**

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion Hände/Handgelenke analysiert. Marginal signifikante positive Zusammenhänge zeigten sich hier bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 3,83 [0,80; 18,32])
- %NEH HGL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [0,99; 1,07])

#### **Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse**

In den angepassten Modellen zeigte vor allem der Belastungsindikator %NEH HGL einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Diagnose CTS. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko CTS zu bekommen um 5,56-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 4 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Für den Zusammenhang mit %NEH HGL als kontinuierliche Variable bedeutet dies, dass die Wahrscheinlichkeit, CTS zu bekommen, um das 1,05-fache steigt,

wenn sich der Zeitanteil %NEH HGL um 1% erhöht. Weiterhin ist bei dieser angepassten Analyse auch eine positive Beziehung zwischen einer steigenden Exposition und einem erhöhten Risiko an CTS zu erkranken über alle Risikokategorien sichtbar. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-14 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator %NEH HGL (kategoriale Variante) und der Diagnose CTS dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-14:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS) (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: %NEH HGL; (n = 533)

Carpal-Tunnel-Syndrom Parameter	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					0,02	0,00	0,26	<b>0,003</b>
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	1,03	1,00	1,07	0,087	1,04	1,00	1,08	0,077
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	<b>2,47</b>	<b>1,05</b>	<b>5,78</b>	<b>0,038</b>	2,26	0,82	6,24	0,115
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	1,38	0,58	3,26	0,462	1,63	0,66	4,01	0,289
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	0,45	0,19	1,05	0,066	0,45	0,18	1,12	0,086
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,98	0,45	2,14	0,956	1,05	0,51	2,19	0,887
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	<b>2,20</b>	<b>1,14</b>	<b>4,25</b>	<b>0,019</b>	<b>3,40</b>	<b>1,58</b>	<b>7,28</b>	<b>0,002</b>
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	1,07	0,38	2,98	0,899	1,33	0,45	3,92	0,608
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,41</b>	<b>1,18</b>	<b>1,70</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>1,33</b>	<b>1,07</b>	<b>1,66</b>	<b>0,012</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	0,97	0,95	1,00	0,056	<b>0,97</b>	<b>0,94</b>	<b>0,99</b>	<b>0,017</b>
<b>Belastungsindikator: %NEH HGL</b>								
RK 4 (≥30%; RK 4 vs. RK 1)	2,75	0,62	12,14	0,181	<b>5,56</b>	<b>1,25</b>	<b>24,75</b>	<b>0,024</b>
RK 3 (20 bis <30%; RK 3 vs. RK 1)	1,64	0,12	22,28	0,711	5,00	0,39	64,34	0,217
RK 2 (7 bis <20%; RK 2 vs. RK 1)	2,06	0,65	6,50	0,217	2,96	0,81	10,89	0,102
RK 1 (<7% ; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "**fett**" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen waren insgesamt 2 Indikatoren (%NEH Kopf, %NEH HGL) signifikant und wurden positiv mit der Ausprägung von Anzeichen und Symptomen für CTS assoziiert. Weiterhin war nur der Indikator Ø HFArbeit marginal signifikant und wurde positiv mit der Ausbildung von CTS in Verbindung gebracht.

In den nicht adjustierten Analysen wurden insgesamt 6 Belastungsindikatoren marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) mit CTS in Verbindung gebracht. Davon zeigten 5 Indikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAR, %NEH HGL, RepScore HGL, kJ AEU) positive Zusammenhänge und ein Indikator ( $\emptyset$  HFArbeit) einen negativen Zusammenhang. Keine der Belastungsindikatoren zeigten signifikante Zusammenhänge ( $p < 0,05$ ) in den nicht adjustierten Analysen.

### 3.2.2.2 Diagnose Arthrose der distalen Gelenke

#### Eindeutige Zusammenhänge

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer oder gleich 3,00 wurden identifiziert bei 5 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- Anz. HHT (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\* vs. Ref., OR 4,73 [1,59; 14,08]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\* vs. Ref., OR 4,52 [1,72; 11,91]; adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 3,56 [1,21; 10,49])
- %NEH Kopf (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 3,93 [1,66; 9,34]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 3,78 [1,75; 8,15]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,26 [1,27; 8,37])
- RepScore HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 3,61 [1,34; 9,72])
- %NEH OAL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,10 [1,06; 9,04])
- %NEH EBL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 3,06 [1,58; 5,92])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratio größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00 wurden identifiziert bei 5 Indikatoren in folgenden Konstellationen:

- %NEH OAR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 2,99 [1,11; 8,07])
- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 2,87 [1,28; 6,42])
- %NEH EBR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 2,59 [1,31; 5,13]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 2,20 [1,15; 4,18])
- %NEH OAL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 2,42 [1,04; 5,61])
- P90 %MVC UAR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,13 [1,08; 4,20])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 13 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- RepScore EBL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,28 [1,03; 1,60]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,23 [1,06; 1,42])
- kNh L5/S1 (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,21 [1,06; 1,38]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,15 [1,03; 1,29])
- RepScore HGR (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,20 [1,06; 1,35]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,16 [1,03; 1,31])

- RepScore HGL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,16 [1,00; 1,33])
- P90 %MVC UAR (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,07 [1,03; 1,11]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,07 [1,03; 1,12])
- P90 %MVC UAL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,06 [1,01; 1,12]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,06 [1,00; 1,12])
- %NEH EBL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,01; 1,05]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,01; 1,06])
- %NEH OAL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,00; 1,05])
- NmH SuL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,00; 1,05])
- % Kniebel. (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,03])
- HW Kniebel. (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,04])
- %NEH EBR (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,05])
- kJ AEU (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00])

### Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregionen Hände/Handgelenke und Ellenbogen/Unterarme analysiert. Marginal signifikante positive Zusammenhänge zeigten sich hier bei 8 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- RepScore HGR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 5,29 [0,88; 31,62]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 4,11 [0,83; 20,38])
- %NEH EBL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 3,40 [0,95; 12,12]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 1,98 [0,94; 4,18])
- %NEH HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,13 [0,95; 10,33]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,04 [1,00; 1,08])
- RepScore EBR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,09 [0,99; 4,41])
- %NEH EBR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,05 [0,96; 4,38]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,00; 1,06])
- RepScore EBL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,99 [0,95; 4,15])
- P90 %MVC UAR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,96 [0,97; 3,95])
- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,10 [0,99; 1,22])

### Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den angepassten Modellen zeigte beispielsweise der Belastungsindikator %NEH EBR (kategoriale Variable) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Diagnose Arthrose der distalen Gelenke. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko eine Arthrose an den distalen Gelenken zu bekommen um 2,59-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 2 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die mittlere Risikokategorie 2 in der adjustierten Analyse eine

höhere OR auf, als die zusammengelegten Risikokategorien (RK 3/4†), welche die höchste Exposition kategorisieren. Der Indikator %NEH EBR zeigte als kontinuierliche Variable in den adjustierten Analysen nur einen Trend, dass die Wahrscheinlichkeit, Arthrose der distalen Gelenke zu bekommen, um das 1,03 steigen könnte, wenn sich der Zeitanteil %NEH EBR um 1% erhöht. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-15 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator %NEH EBR (kategoriale Variante) und der Diagnose Arthrose der distalen Gelenke dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-15: Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Arthrose der distalen Gelenke**  
(Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator:  
%NEH EBR; (n = 533)

Arthrose der distalen Gelenke	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,02</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	<b>1,07</b>	<b>1,03</b>	<b>1,12</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>1,04</b>	<b>1,01</b>	<b>1,08</b>	<b>0,011</b>
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	1,19	0,48	2,96	0,707	0,73	0,31	1,74	0,480
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	<b>2,11</b>	<b>1,00</b>	<b>4,43</b>	<b>0,049</b>	1,38	0,61	3,15	0,437
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,16	0,56	2,39	0,694	0,97	0,46	2,04	0,927
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,54	0,27	1,11	0,096	0,56	0,27	1,14	0,109
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,53	0,22	1,29	0,161	0,60	0,25	1,45	0,256
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	0,86	0,41	1,82	0,694	0,95	0,42	2,15	0,910
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,47</b>	<b>1,25</b>	<b>1,73</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,37</b>	<b>1,18</b>	<b>1,60</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	1,02	0,99	1,05	0,137	1,02	0,98	1,05	0,313
<b>Belastungsindikator: %NEH EBR</b>								
RK 3/4† (≥23%; RK 3/4† vs. RK 1)	2,05	0,96	4,38	0,065	1,84	0,74	4,55	0,188
RK 2 (8 bis <23%; RK 2 vs. RK 1)	<b>2,20</b>	<b>1,15</b>	<b>4,18</b>	<b>0,017</b>	<b>2,59</b>	<b>1,31</b>	<b>5,13</b>	<b>0,006</b>
RK 1 (<8% ; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in **"fett"** markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

† Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 14 Indikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAL, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, % Kniebel., HW Kniebel., kJ AEU, Anz. HHT) signifikante Zusammenhänge und wurden positiv mit der Ausprägung von Anzeichen und Symptomen für Arthrose der distalen Gelenke assoziiert. Außerdem waren insgesamt 10 Belastungsindikatoren (%NEH OAL, %NEH OAR, NmH SuL, NmH SuR, %NEH EBL, %NEH EBR, %NEH HGL, RepScore HGR, %NEH Rumpf, Anz. HHT) marginal signifikant und wurden positiv mit der Ausbildung einer Arthrose der distalen Gelenke in Verbindung gebracht.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 12 Belastungsindikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAR, NmH SuL, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, Anz. HHT) signifikante Zusammenhänge ( $p < 0,05$ ). Alle Belastungsindikatoren wurden positiv mit Arthrose der distalen Gelenke in Verbindung gebracht. Weiterhin waren insgesamt 10 Belastungsindikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAL, NmH SuR, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore EBR, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAR, Anz. HHT) marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) und wurden positiv mit Arthrose der distalen Gelenke in Verbindung gebracht.

### 3.2.2.3 Diagnose Lumbalgie/Lumbago

#### Eindeutige Zusammenhänge:

Der Indikator Zeitanteil nicht empfohlene Haltung/Bewegung des Oberarms rechts zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgende Konstellation mit einer Odds Ratio größer oder gleich 2,00 und kleiner als 3,00:

- %NEH OAR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 2,27 [1,00; 5,14])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- %MP HGL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,01; 1,05]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,04])
- %MP HGR (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,05])

Bei Betrachtung der Diagnose Lumbalgie/Lumbago zeigten 4 Belastungsindikatoren für folgende Konstellationen signifikante negative Zusammenhänge mit Odds Ratios kleiner als 1,00:

- %NEH Kopf (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 0,97 [0,95; 0,99]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 0,97 [0,95; 0,99]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,23 [0,09; 0,58]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,23 [0,09; 0,60])
- kNh L5/S1 (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 0,88 [0,79; 0,99]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 0,89 [0,81; 0,99])

- kJ AEU (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,50 [0,28; 0,90]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,53 [0,30; 0,94])
- %MP HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,27 [0,10; 0,68])

### Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion unterer Rücken/LWS analysiert. Marginal signifikante positive und negative Zusammenhänge zeigten sich hier bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (adjustierte Analyse, RK 2 vs. Ref., OR 4,78 [0,92; 24,77]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 4,47 [0,94; 21,22])
- Anz. HHT (adjustierte Analyse, kategorial Kat 4\* vs. Ref., OR 0,53 [0,25; 1,12]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 0,52 [0,25; 1,09])

### Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den angepassten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator %NEH OAR (kategoriale Variable) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Diagnose Lumbalgie/Lumbago. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko eine Lumbalgie/Lumbago zu bekommen um 2,27-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 3 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzrisikokategorie 1. Weiterhin weißt die Risikokategorie 3 in der adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 2 oder 4. Die RK 2 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 3 und 4. Der Indikator %NEH OAR zeigte als kontinuierliche Variable keine signifikanten oder marginal signifikanten Zusammenhänge bzw. Trends für eine erhöhte Exposition, welche mit mehr Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS einhergehen könnte. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-16 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit, sowie dem Belastungsindikator %NEH OAR (kategoriale Variante) und der Diagnose Lumbalgie/Lumbago dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-16:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Lumbalgie/Lumbago  
(Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator %NEH OAR; (n = 533)

Lumbalgie/Lumbago Parameter	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					0,35	0,09	1,33	0,122
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	1,01	0,99	1,02	0,394	1,00	0,98	1,02	0,984
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	1,52	0,82	2,82	0,184	1,49	0,78	2,83	0,227
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,82	0,51	1,33	0,418	0,80	0,48	1,33	0,388
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	0,82	0,56	1,21	0,326	0,80	0,53	1,21	0,287
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	<b>0,72</b>	<b>0,52</b>	<b>0,99</b>	<b>0,042</b>	<b>0,68</b>	<b>0,49</b>	<b>0,95</b>	<b>0,023</b>
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	1,00	0,67	1,50	0,984	0,96	0,62	1,49	0,852
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	<b>1,53</b>	<b>1,02</b>	<b>2,29</b>	<b>0,042</b>	<b>1,60</b>	<b>1,03</b>	<b>2,50</b>	<b>0,038</b>
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität</b> [# MSE], (kontinuierlich)	<b>1,21</b>	<b>1,06</b>	<b>1,37</b>	<b>0,004</b>	<b>1,20</b>	<b>1,05</b>	<b>1,38</b>	<b>0,010</b>
<b>Arbeitszufriedenheit</b> (kontinuierlich)	1,00	0,98	1,01	0,710	1,00	0,98	1,01	0,759
<b>Belastungsindikator: %NEH OAR</b>								
RK 4 (≥20%; RK 4 vs. RK 1)	1,52	0,74	3,13	0,258	1,68	0,84	3,35	0,144
RK 3 (13 bis <20%; RK 3 vs. RK 1)	2,12	0,90	5,00	0,086	<b>2,27</b>	<b>1,00</b>	<b>5,14</b>	<b>0,049</b>
RK 2 (4 bis <13%; RK 2 vs. RK 1)	1,26	0,64	2,48	0,497	1,35	0,67	2,72	0,402
RK 1 (<4%; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in **"fett"** markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 6 Indikatoren statistisch signifikante Zusammenhänge. Davon zeigten 2 Indikatoren (%NEH OAR, %MP HGR) positive Zusammenhänge, 3 Indikatoren (%NEH Kopf, kNh L5/S1, kJ AEU) negative Zusammenhänge. Ein Belastungsindikator %MP HGL zeigte in den angepassten Zusammenhangsanalysen sowohl signifikante positive Zusammenhänge (als kontinuierliche Variable) als auch signifikante negative Zusammenhänge (als kategoriale Variable). Außerdem waren insgesamt 5 Belastungsindikatoren marginal signifikant. Davon zeigte ein Indikator (kNh L5/S1) einen positiven Zusammenhang und 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, % Kniebel., Anz. HHT) zeigten negative Zusammenhänge mit der Ausprägung von Anzeichen und Symptomen für Lumbalgie/Lumbago.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 4 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei einem Indikator (%MP HGL) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die 3 anderen Indikatoren (%NEH Kopf, kNh L5/S1, kJ AEU) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin wurden insgesamt 7 Belastungsindikatoren marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) mit Lumbalgie/Lumbago in Verbindung gebracht.

Davon zeigten 3 Indikatoren (%NEH OAR, %MP HGR, kNh L5/S1) positive Zusammenhänge und 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, %MP HGL, Anz. HHT) negative Zusammenhänge. In den nicht adjustierten Analysen war der Zusammenhang zwischen %MP HGL und Lumbalgie/Lumbago signifikant positiv für diesen Indikator (als kontinuierliche Variable), wobei hier für diesen Belastungsindikator (als kategoriale Variable) nur ein negativer Zusammenhang als Trend sichtbar war.

### 3.2.3 Zusammenhangsanalysen Belastungsindikatoren und Beschwerden

Die nicht-adjustierten und adjustierten Zusammenhangsanalysen zwischen allen CUELA-Belastungsindikatoren und allen Beschwerdeprävalenzen wurden im Rahmen des Projektes gerechnet und die Ergebnisse wurden am Institut für Arbeitsschutz (IFA) der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung abgelegt. Beispielhaft werden an dieser Stelle die Zusammenhangsanalysen zwischen den Belastungsindikatoren und den jeweiligen Monats-, Wochen- und Punktprävalenzen der Muskel-Skelett-Beschwerden für die Zielregionen der Hände/Handgelenke und des Bereiches des unteren Rückens/LWS dargestellt.

Um die Durchführung von Analysen für bestimmte Belastungsindikatoren gewährleisten zu können, wurden bei niedrigen Fallzahlen benachbarte Apriori festgelegte Risikokategorien (RK) oder post-hoc definierte Quartil-basierte Einteilungen der Kategorien (Kat, zusätzlich markiert mit dem Symbol „\*“) zusammengelegt. Diese Zusammenlegung wurde mit dem Symbol „†“ markiert. Als Maßzahl für einen Zusammenhang wurden die Odds Ratios (OR) mit dem jeweils zugehörigen 95%igen-Konfidenzintervall [untere Konfidenzintervallgrenze; obere Konfidenzintervallgrenze] auf 2 Dezimalstellen gerundet angegeben.

Die relevanten Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen wurden jeweils für die Muskel-Skelett-Beschwerden der Hände/Handgelenke und des unteren Rückens/LWS in zwei Rubriken eingeteilt. Zum einen werden hier die eindeutigen Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen (statistisch signifikant  $p < 0,05$ ) zwischen den Belastungsindikatoren und den unspezifischen Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke bzw. im Bereich des unteren Rückens/LWS präsentiert. Weiterhin wird auch auf Hinweise für mögliche Zusammenhänge (marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ )) zwischen den direkten Indikatoren für die Zielregionen Hände/Handgelenke bzw. unterer Rücken/LWS und den dazugehörigen Beschwerden in diesen Bereichen verwiesen. Weitere marginal signifikante Zusammenhänge zwischen Belastungsindikatoren die zur Belastungsbewertung bei anderen Zielregionen konzipiert wurden und der betrachteten Zielregion, werden hier nicht detailliert dargestellt. Diese spezifischen marginal signifikanten Zusammenhänge wurden im Folgenden als Trends bezeichnet. Alle Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen wurden absteigend nach der Höhe der Odds Ratios sortiert und in dieser Reihenfolge präsentiert. Zusätzlich wurden exemplarisch jeweils für die Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke bzw. des unteren Rückens/LWS die plausiblen Ergebnisse einer Zusammenhangsanalyse zwischen einem relevanten Belastungsindikator und den unspezifischen Beschwerden der jeweiligen Zielregion detailliert und in tabellarischer Form dargestellt.

Abschließend wurden die Ergebnisse jeweils für die Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke bzw. des unteren Rückens/LWS kurz zusammengefasst, wobei hier die marginal signifikanten Zusammenhänge aller CUELA-Belastungsindikatoren mit dargestellt wurden. Dieses Vorgehen wurde jeweils für die Monats-, Wochen- und Punktprävalenzen für beide hier vorgestellten Zielregionen durchgeführt.

### 3.2.3.1 Hände/Handgelenke – Beschwerden in den letzten 4 Wochen

#### Eindeutige Zusammenhänge

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer oder gleich 3,00 wurden identifiziert bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 7,18 [1,06; 48,47]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 6,84 [1,41; 33,22]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 6,32 [1,60; 24,88]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 6,29 [1,62; 24,52])
- RepScore HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,44 [1,50; 7,89]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,32 [1,52; 7,27])

Der Indikator Zeitanteil oberhalb der Dauerleistungsgrenze zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgende Konstellation mit einer Odds Ratio größer oder gleich als 2,00 bis kleiner als 3,00:

- % > DLG (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 2\* vs. Ref., OR 2,38 [1,07; 5,30])

Bei Betrachtung der Monatsprävalenz der Beschwerden für Hände und Handgelenke zeigte der Belastungsindikator kumulative Dosis des Schultermoments rechts für die folgende Konstellation einen signifikanten negativen Zusammenhang mit einer Odds Ratio kleiner als 1,00:

- NmH SuR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 0,48 [0,24; 0,99])

#### Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion Hände/Handgelenke analysiert. Marginal signifikante positive Zusammenhänge zeigten sich hier bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- RepScore HGR (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,09 [0,99; 1,20])
- %NEH HGR (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,01 [1,00; 1,02])

#### Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den angepassten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator RepScore HGL (als kategoriale Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke, basierend auf den Angaben zur Monatsprävalenz. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke zu bekommen um 3,44-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 3 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die Risikokategorie 3 in der adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 2 oder 4. Die RK 4 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 2 und 3. Der Indikator RepScore HGL zeigte als kontinuierliche Variable keine signifikanten oder marginal signifikanten Zusammenhänge bzw. Trends für eine erhöhte Exposition, welche mit mehr Beschwerden im Bereich der

Hände/Handgelenke einhergehen könnte. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-17 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator RepScore HGL (kategoriale Variante) und den Beschwerden der letzten 4 Wochen im Bereich der Hände/Handgelenke dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-17:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für die Monatsprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: RepScore HGL; (n = 533)

Beschwerden in den letzten 4 Wochen der Hände/Handgelenke	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					0,18	0,03	1,01	0,051
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	1,02	1,00	1,03	0,078	1,00	0,98	1,02	0,879
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	<b>1,80</b>	<b>1,18</b>	<b>2,76</b>	<b>0,007</b>	1,09	0,62	1,91	0,763
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,86	0,52	1,42	0,554	0,98	0,51	1,89	0,961
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,03	0,64	1,66	0,890	1,12	0,65	1,96	0,678
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,89	0,60	1,33	0,577	0,84	0,54	1,29	0,420
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,92	0,58	1,44	0,700	0,95	0,53	1,69	0,851
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	1,08	0,64	1,83	0,780	1,04	0,57	1,91	0,901
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,69</b>	<b>1,48</b>	<b>1,94</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,69</b>	<b>1,45</b>	<b>1,96</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	<b>0,98</b>	<b>0,97</b>	<b>1,00</b>	<b>0,015</b>	0,98	0,97	1,00	0,130
<b>Belastungsindikator: RepScore HGL</b>								
RK 4 (≥7; RK 4 vs. RK 1)	1,43	0,60	3,40	0,415	1,14	0,44	2,98	0,785
RK 3 (4 bis 6; RK 3 vs. RK 1)	<b>3,32</b>	<b>1,52</b>	<b>7,27</b>	<b>0,003</b>	<b>3,44</b>	<b>1,50</b>	<b>7,89</b>	<b>0,003</b>
RK 2 (2 bis 3; RK 2 vs. RK 1)	1,36	0,62	3,02	0,443	1,34	0,60	2,99	0,482
RK 1 (0 bis 1; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in **"fett"** markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 3 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1, % > DLG) signifikante positive Zusammenhänge mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke, basierend auf den Angaben zur Monatsprävalenz. Außerdem waren insgesamt 4 Belastungsindikatoren marginal signifikant. Davon zeigten 3 Belastungsindikatoren (Nmh SuR, %NEH

Rumpf, Anz. RiWeÜ LWS) negative Zusammenhänge und ein Indikator (kNh L5/S1) einen positiven Zusammenhang.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 3 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge ( $p < 0,05$ ) auf. Von denen konnte bei 2 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Der andere Indikator (Nmh SuR) wies einen signifikanten negativen Zusammenhang auf. Weiterhin wurden insgesamt 6 Belastungsindikatoren marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke in Verbindung gebracht. Davon zeigten 2 Indikatoren (%NEH HGR, RepScore HGR) positive Zusammenhänge und 4 Indikatoren (Nmh SuL, Nmh SuR, %NEH Rumpf, Anz. RiWeÜ LWS) negative Zusammenhänge.

### 3.2.3.2 Hände/Handgelenke – Beschwerden in den letzten 7 Tagen

#### Eindeutige Zusammenhänge

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer oder gleich 3,00 wurden identifiziert bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 6,24 [1,60; 24,32]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 5,23 [1,02; 26,88]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 4,43 [1,12; 17,55])
- RepScore HGL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 4,32 [1,81; 10,34]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 3,68 [1,64; 8,24])

Der Indikator Anzahl der Lastgewichtshandhabungen zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgenden Konstellationen mit Odds Ratios größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00:

- Anz. HHT (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 2,72 [1,23; 6,03]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 2,28 [1,10; 4,73])

Der Indikator Repetitionsscore des Handgelenks links zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgenden Konstellationen mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00:

- RepScore HGL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,12 [1,01; 1,25]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,10 [1,01; 1,20])

Bei Betrachtung der Wochenprävalenz der Beschwerden für Hände und Handgelenke zeigten 2 Belastungsindikatoren für folgende Konstellationen signifikante negative Zusammenhänge mit Odds Ratios kleiner als 1,00:

- Anz. RiWeÜ LWS (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 0,99 [0,99; 1,00])
- Nmh SuL (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\* vs. Ref., OR 0,47 [0,22; 0,98]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\* vs. Ref., OR 0,42 [0,22; 0,79])

## Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion Hände/Handgelenke analysiert. Ein marginal signifikanter positiver Zusammenhang zeigte sich hier bei dem Indikator Repetitionsscore des Handgelenks links in folgender Konstellation:

- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 2,21 [0,94; 5,21])

## Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den angepassten Modellen zeigte vor allem der Belastungsindikator RepScore HGL (als kategoriale und kontinuierliche Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke, basierend auf den Angaben zur Wochenprävalenz. Für die kategoriale Variante, bedeuten die ermittelten Odds Ratios, dass das Risiko Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke zu bekommen um 4,32-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 3 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die Risikokategorie 3 in der adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 2 oder 4. Die RK 2 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 3 und 4. Für den Zusammenhang mit dem Indikator RepScore HGL als kontinuierliche Variable bedeutet dies, dass die Wahrscheinlichkeit, Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke zu bekommen, um das 1,12-fache steigt, wenn sich der Punktwert um einen Punkt erhöht. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-18 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator RepScore HGL (kategoriale Variante) und den Beschwerden der letzten 7 Tage im Bereich der Hände/Handgelenke dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigt, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-18:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Wochenprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: RepScore HGL; (n = 533)

Beschwerden in den letzten 7 Tagen der Hände/Handgelenke	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					<b>0,07</b>	<b>0,01</b>	<b>0,49</b>	<b>0,007</b>
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	1,02	1,00	1,04	0,072	1,00	0,97	1,02	0,782
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	<b>1,85</b>	<b>1,19</b>	<b>2,88</b>	<b>0,006</b>	1,00	0,52	1,92	0,992
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI</b> , [kg/m <sup>2</sup> ]								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,87	0,48	1,57	0,640	0,92	0,44	1,89	0,812
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,00	0,58	1,72	0,990	1,04	0,57	1,89	0,903
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,78	0,50	1,24	0,299	0,72	0,45	1,15	0,165
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	1,05	0,66	1,67	0,830	1,08	0,58	2,02	0,802
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	0,94	0,54	1,64	0,828	0,85	0,44	1,62	0,614
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität</b> [# MSE], (kontinuierlich)	<b>1,78</b>	<b>1,51</b>	<b>2,08</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,81</b>	<b>1,52</b>	<b>2,17</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit</b> (kontinuierlich)	0,98	0,97	1,00	0,105	1,00	0,97	1,02	0,685
<b>Belastungsindikator: RepScore HGL</b>								
RK 4 (≥7; RK 4 vs. RK 1)	2,21	0,94	5,21	0,070	2,16	0,82	5,70	0,121
RK 3 (4 bis 6; RK 3 vs. RK 1)	<b>3,68</b>	<b>1,64</b>	<b>8,24</b>	<b>0,002</b>	<b>4,32</b>	<b>1,81</b>	<b>10,34</b>	<b>0,001</b>
RK 2 (2 bis 3; RK 2 vs. RK 1)	1,60	0,69	3,72	0,270	1,76	0,74	4,17	0,198
RK 1 (0 bis 1; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "fett" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 3 Indikatoren in den angepassten Analysen statistisch signifikante Zusammenhänge. Davon zeigten 2 Indikatoren (RepScore HGL, Anz. HHT) signifikante positive Zusammenhänge und ein Indikator (Nmh SuL) signifikante negative Zusammenhänge mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke, basierend auf den Angaben zu Wochenprävalenz. Außerdem waren insgesamt 4 Belastungsindikatoren marginal signifikant. Zwei Indikatoren (kNh L5/S1, Anz. HHT) waren dabei positiv mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke assoziiert, basierend auf den Angaben zur Wochenprävalenz. Die anderen beiden Indikatoren (%NEH OAL, Anz. RiWeÜ LWS) wiesen dabei negative Zusammenhänge auf.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 5 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 3 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1, Anz. HHT) ein positiver Zusammenhang und bei 2 Indikatoren (Nmh SuL, Anz. RiWeÜ LWS) ein negativer Zusammenhang identifiziert werden. Weiterhin war nur ein Belastungsindikator (RepScore

HGL) marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) und wurde positiv mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke in Verbindung gebracht.

### 3.2.3.3 Hände/Handgelenke – Aktuelle Beschwerden

#### Eindeutige Zusammenhänge

Der Indikator kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgende Konstellation mit einer Odds Ratio größer oder gleich 3,00:

- kNh L5/S1 (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 4,39 [1,12; 17,18])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratio größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00 wurden identifiziert bei 4 Indikatoren in folgenden Konstellationen:

- % > DLG (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 2,62 [1,01; 6,80])
- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 2,53 [1,06; 6,01])
- Anz. HHT (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 2,50 [1,04; 5,99]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 4\* vs. Ref., OR 2,35 [1,05; 5,29])
- %NEH HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 2,06 [1,02; 4,13])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 6 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,20 [1,01; 1,42])
- RepScore HGL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,11 [1,00; 1,22])
- P90 %MVC UAL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,07 [1,01; 1,14])
- %NEH HGL (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,03 [1,00; 1,07]; nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,04])
- %NEH HGR (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,03])
- Anz. HHT (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00])

#### Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion Hände/Handgelenke analysiert. Marginal signifikante Zusammenhänge zeigten sich hier bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- P90 %MVC UAL (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,06 [1,00; 1,12])
- %MP HGR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 0,42 [0,15; 1,14])

## Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den nicht adjustierten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator %NEH HGL (als kategoriale Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke, basierend auf den Angaben zur Punktprävalenz. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke zu bekommen um 2,06-mal höher ist für Beschäftigte, die der Risikokategorie 4 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die Risikokategorie 4 in der nicht adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 2 oder 3. Die RK 3 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 2 und 4. Diese signifikanten Zusammenhänge konnten nicht in adjustierten Analysen bestätigt werden. Sie konnten sich auch nicht als Trend (marginal signifikant) identifizieren lassen und werden durch Confounder beeinflusst. Für den signifikanten Zusammenhang zwischen Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke mit dem Indikator %NEH HGL als kontinuierliche Variable (adjustierte Analysen) bedeutet dies, dass die Wahrscheinlichkeit, Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke zu bekommen, um das 1,03-fache steigt, wenn sich der Zeitanteil %NEH HGL um 1% erhöht. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-19 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator %NEH HGL (kategoriale Variante) und den aktuellen Beschwerden am Untersuchungstag im Bereich der Hände/Handgelenke dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-19:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Punktprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: %NEH HGL; (n = 533)

aktuelle Beschwerden der Hände/Handgelenke	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					<b>0,05</b>	<b>0,01</b>	<b>0,56</b>	<b>0,014</b>
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	<b>1,04</b>	<b>1,01</b>	<b>1,06</b>	<b>0,012</b>	1,03	0,99	1,06	0,123
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	<b>2,08</b>	<b>1,02</b>	<b>4,24</b>	<b>0,044</b>	1,43	0,60	3,43	0,419
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,63	0,28	1,42	0,265	0,63	0,22	1,80	0,389
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	0,82	0,40	1,69	0,596	0,94	0,43	2,08	0,880
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	1,09	0,54	2,18	0,818	1,05	0,53	2,09	0,890
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,68	0,33	1,37	0,281	0,79	0,35	1,78	0,574
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	0,95	0,47	1,89	0,879	0,97	0,45	2,11	0,945
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,92</b>	<b>1,55</b>	<b>2,38</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,80</b>	<b>1,40</b>	<b>2,30</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	0,98	0,96	1,00	0,081	0,98	0,96	1,01	0,128
<b>Belastungsindikator: %NEH HGL</b>								
RK 4 (≥30%; RK 4 vs. RK 1)	<b>2,06</b>	<b>1,02</b>	<b>4,13</b>	<b>0,043</b>	2,97	0,71	12,37	0,136
RK 3 (20 bis <30%; RK 3 vs. RK 1)	1,14	0,20	6,72	0,881	1,63	0,33	8,13	0,549
RK 2 (7 bis <20%; RK 2 vs. RK 1)	1,42	0,45	4,50	0,551	1,74	0,57	5,32	0,328
RK 1 (<7%; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "**fett**" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 4 Belastungsindikatoren (%NEH HGL, kNh L5/S1, % > DLG, Anz. HHT) signifikante Zusammenhänge, welche alle positiv mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke assoziiert wurden, basierend auf den Angaben zur Punktprävalenz. Außerdem waren insgesamt 4 Belastungsindikatoren marginal signifikant. Davon zeigten 3 Indikatoren (P90 %MVC UAL, Ø %HFRes, % > DLG) positive Zusammenhänge und ein Indikator (%MP HGR) einen negativen Zusammenhang.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 6 Belastungsindikatoren (%NEH HGL, %NEH HGR, RepScore HGL, P90 %MVC UAL, kNh L5/S1, Anz. HHT) signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Alle diese Belastungsindikatoren wurden positiv mit Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben zur Punktprävalenz. Weiterhin waren insgesamt 3 Belastungsindikatoren (kNh L5/S1, %BWh Hü, kJ AEU) marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) und zeigten alle positive Zusammenhänge auf.

### 3.2.3.4 Hände/Handgelenke – Zusammenfassung alle Prävalenzzeiträume

Die Ergebnisse der unterschiedlichen Prävalenzzeiträume werden hier zusammenfassend betrachtet und dargestellt:

#### Signifikante positive Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 3 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1, % > DLG)
- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (RepScore HGL, Anz. HHT)
- Punkprävalenz: 4 Indikatoren (%NEH HGL, kNh L5/S1, % > DLG, Anz. HHT)

#### Signifikante negative Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Wochenprävalenz: 1 Indikator (Nmh SuL)

#### Marginal signifikante positive Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 1 Indikator (kNh L5/S1)
- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (kNh L5/S1, Anz. HHT)
- Punkprävalenz: 3 Indikatoren (P90 %MVC UAL, Ø %HFRes, % > DLG)

#### Marginal signifikante negative Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 3 Indikatoren (Nmh SuR, %NEH Rumpf, Anz. RiWeÜ LWS)
- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH OAL, Anz. RiWeÜ LWS)
- Punkprävalenz: 1 Indikator (%MP HGR)

#### Signifikante positive Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 2 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1)
- Wochenprävalenz: 3 Indikatoren (RepScore HGL, kNh L5/S1, Anz. HHT)
- Punkprävalenz: 6 Indikatoren (%NEH HGL, %NEH HGR, RepScore HGL, P90 %MVC UAL, kNh L5/S1, Anz. HHT)

#### Signifikante negative Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 1 Indikator (Nmh SuR)
- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (Nmh SuL, Anz. RiWeÜ LWS)

#### Marginal signifikante positive Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH HGR, RepScore HGR)
- Wochenprävalenz: 1 Indikator (RepScore HGL)
- Punkprävalenz: 3 Indikatoren (kNh L5/S1, %BWh Hü, kJ AEU)

#### Marginal signifikante negative Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 4 Indikatoren (Nmh SuL, Nmh SuR, %NEH Rumpf, Anz. RiWeÜ LWS)

### 3.2.3.5 Unterer Rücken/LWS – Beschwerden in den letzten 4 Wochen

#### Eindeutige Zusammenhänge

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratio größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00 wurden identifiziert bei 3 Indikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 8,33 [3,85; 18,01]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 7,83 [2,99; 20,48])
- Anz. RiWeÜ LWS (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 2,13 [1,17; 3,87])
- %MP HGL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 2,06 [1,17; 3,65])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 4 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- P90 %MVC UAR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,99 [1,25; 3,17]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,79 [1,16; 2,77])
- Anz. RiWeÜ LWS (nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 1,95 [1,08; 3,55])
- %NEH Rumpf (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 1,66 [1,05; 2,63])
- Anz. HHT (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00]; adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00])

Bei Betrachtung der Monatsprävalenz zeigten 2 Belastungsindikatoren für folgende Konstellationen signifikante negative Zusammenhänge mit Odds Ratios kleiner als 1,00:

- %NEH EBR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,56 [0,35; 0,89]; nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,50 [0,32; 0,78])
- %MP HGR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,45 [0,21; 0,96]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,42 [0,19; 0,92]; adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,41 [0,18; 0,94])

## Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion unterer Rücken/LWS analysiert. Der Indikator Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS zeigte hier einen marginal signifikanten positiven Zusammenhang für die folgende Konstellation mit einer Odds Ratio größer als 1,00 bis kleiner als 2,00:

- Anz. RiWeÜ LWS (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,01])

## Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den angepassten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator kNh L5/S1 (als kategoriale Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS, basierend auf den Angaben zur Monatsprävalenz. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS zu bekommen um 8,33-mal höher ist für Beschäftigte, die der Kategorie 2 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die Risikokategorie 2 in der adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 3 oder 4. Die RK 3 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 2 und 4. Der Zusammenhang mit RK 3 und den Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS war dabei negativ. Der Indikator kNh L5/S1 zeigte als kontinuierliche Variable keine signifikanten Zusammenhänge. Der Trend für eine erhöhte Exposition, welche mit mehr Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS einhergehen könnte, weist mit einer Odds Ratio von gerundet 1,00 auf keinen relevanten marginalen Zusammenhang in den adjustierten Analysen hin. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-20 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator kNh L5/S1 (kategoriale Variante) und den Beschwerden der letzten 4 Wochen im Bereich des unteren Rückens/LWS dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-20:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Monatsprävalenz der Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: kNh L5/S1; (n = 531)

Beschwerden in den letzten 4 Wochen des unteren Rückens/LWS	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					0,32	0,06	1,68	0,178
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	1,01	1,00	1,03	0,115	1,00	0,98	1,02	0,905
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	1,40	0,80	2,47	0,243	0,86	0,48	1,54	0,610
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,88	0,53	1,46	0,618	0,86	0,49	1,50	0,592
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,02	0,68	1,53	0,929	0,98	0,62	1,57	0,942
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,85	0,58	1,24	0,392	0,81	0,51	1,28	0,362
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,82	0,52	1,31	0,407	0,74	0,42	1,30	0,299
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	1,18	0,76	1,83	0,453	1,19	0,69	2,03	0,529
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,58</b>	<b>1,39</b>	<b>1,80</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,60</b>	<b>1,39</b>	<b>1,83</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	0,99	0,97	1,00	0,106	1,00	0,98	1,01	0,692
<b>Belastungsindikator: kNh L5/S1</b>								
RK 4 (≥9,2kNh; RK 4 vs. RK 1)	1,59	0,61	4,14	0,340	1,47	0,57	3,80	0,424
RK 3 (2,4 bis <9,2kNh; RK 3 vs. RK 1)	1,11	0,52	2,39	0,791	0,98	0,49	1,99	0,963
RK 2 (1,9 bis <2,4kNh; RK 2 vs. RK 1)	<b>7,83</b>	<b>2,99</b>	<b>20,48</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>8,33</b>	<b>3,85</b>	<b>18,01</b>	<b>&lt;0,0001</b>
RK 1 (<1,9kNh; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "**fett**" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 7 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 5 Indikatoren (P90 %MVC UAR, %NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die anderen 2 Indikatoren (%NEH EBR, %MP HGR) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin waren insgesamt 5 Belastungsindikatoren (%NEH HGR, %MP HGL, %MP HGR, Anz. RiWeÜ LWS, %BWh Hü) marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) und wurden alle positiv mit Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben zur Monatsprävalenz.

Der Belastungsindikator %MP HGR zeigte dabei in den angepassten Zusammenhangsanalysen sowohl einen signifikanten negativen Zusammenhang (als kategoriale Variable) als auch einen Trend für positive Zusammenhänge mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS (als kontinuierliche Variable).

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 7 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge ( $p < 0,05$ ). Von denen konnte bei 5 Indikatoren (P90 %MVC UAR, %MP HGL, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die anderen 2 Indikatoren (%NEH EBR, %MP HGR) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin waren insgesamt 2 Belastungsindikatoren (%NEH EBL, %MP HGR) marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) und wurden beide negativ mit Beschwerden im Bereich der LWS/Unterer Rücken in Verbindung gebracht.

### 3.2.3.6 Unterer Rücken/LWS – Beschwerden in den letzten 7 Tagen

#### Eindeutige Zusammenhänge

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratio größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00 wurden identifiziert bei 2 Indikatoren in folgenden Konstellationen:

- kNh L5/S1 (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 2,48 [1,07; 5,75];  
adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 2,05 [1,13; 3,74])
- %NEH HGR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,00 [1,12; 3,57])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 7 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- %NEH OAL (adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 1,97 [1,12; 3,46];  
adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,02 [1,00; 1,05])
- Anz. RiWeÜ LWS (nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 1,87 [1,03; 3,39])
- %NEH EBR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,86 [1,14; 3,04];  
nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,80 [1,13; 2,86])
- % > DLG (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 2\* vs. Ref., OR 1,79 [1,02; 3,11])
- RepScore EBR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,59 [1,04; 2,43];  
nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,50 [1,02; 2,20])
- P90 %MVC UAR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,58 [1,03; 2,40])
- Anz. HHT (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00];  
adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00])

Bei Betrachtung der Wochenprävalenz zeigten 2 Belastungsindikatoren für folgende Konstellationen signifikante negative Zusammenhänge mit Odds Ratios kleiner als 1,00:

- %MP HGR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,45 [0,24; 0,87];  
adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,44 [0,24; 0,82];  
nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,44 [0,22; 0,88];  
adjustierte Analyse, kategorial, RK 4 vs. Ref., OR 0,43 [0,22; 0,84])
- Ø HFArbeit (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,45 [0,21; 0,96])

### Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion unterer Rücken/LWS analysiert. Der Indikator Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS zeigte hier marginal signifikante positive Zusammenhänge für die folgenden Konstellationen mit einer Odds Ratio größer als 1,00 bis kleiner als 2,00:

- Anz. RiWeÜ LWS (adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 1,79 [0,97; 3,28];  
adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,01])

### Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den adjustierten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator kNh L5/S1 (als kategoriale Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS, basierend auf den Angaben zur Wochenprävalenz. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS zu bekommen um 2,05-mal höher ist für Beschäftigte, die der Kategorie 2 zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1. Weiterhin weist die Risikokategorie 2 in der adjustierten Analyse eine höhere OR auf, als die Risikokategorien 3 oder 4. Die RK 3 zeigt in diesem Modell die geringste OR im Vergleich zu den Risikokategorien 2 und 4. Der Zusammenhang mit RK 3 und den Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS war dabei negativ. Der Indikator kNh L5/S1 zeigte als kontinuierliche Variable keine signifikanten Zusammenhänge. Der Trend für eine erhöhte Exposition, welche mit mehr Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS einhergehen könnte, weist mit einer Odds Ratio von gerundet 1,00 auf keinen relevanten marginalen Zusammenhang in den adjustierten Analysen hin. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-21 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator kNh L5/S1 (kategoriale Variante) und den Beschwerden der letzten 7 Tage im Bereich des unteren Rückens/LWS dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigte, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-21:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Wochenprävalenz der Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: kNh L5/S1; (n = 533)

Beschwerden in den letzten 7 Tagen des unteren Rückens/LWS	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					0,38	0,06	2,38	0,298
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	<b>1,02</b>	<b>1,00</b>	<b>1,04</b>	<b>0,018</b>	1,01	0,99	1,03	0,217
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	1,37	0,75	2,52	0,306	0,87	0,45	1,67	0,677
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI, [kg/m<sup>2</sup>]</b>								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	1,00	0,58	1,72	0,999	1,08	0,58	2,01	0,816
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,21	0,80	1,82	0,371	1,25	0,77	2,03	0,367
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,91	0,61	1,37	0,665	0,95	0,61	1,49	0,828
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,95	0,57	1,59	0,854	0,95	0,51	1,79	0,879
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	1,16	0,72	1,87	0,535	1,29	0,72	2,31	0,397
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität [# MSE], (kontinuierlich)</b>	<b>1,64</b>	<b>1,45</b>	<b>1,85</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>1,60</b>	<b>1,40</b>	<b>1,84</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)</b>	<b>0,98</b>	<b>0,97</b>	<b>1,00</b>	<b>0,018</b>	<b>0,98</b>	<b>0,97</b>	<b>1,00</b>	<b>0,097</b>
<b>Belastungsindikator: kNh L5/S1</b>								
RK 4 (≥9,2kNh; RK 4 vs. RK 1)	1,14	0,45	2,90	0,784	1,06	0,43	2,59	0,905
RK 3 (2,4 bis <9,2kNh; RK 3 vs. RK 1)	0,77	0,36	1,63	0,486	0,63	0,35	1,11	0,112
RK 2 (1,9 bis <2,4kNh; RK 2 vs. RK 1)	<b>2,48</b>	<b>1,07</b>	<b>5,75</b>	<b>0,034</b>	<b>2,05</b>	<b>1,13</b>	<b>3,74</b>	<b>0,019</b>
RK 1 (<1,9kNh; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "**fett**" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich)

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 9 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 8 Indikatoren (%NEH OAL, %NEH EBR, RepScore EBR, %NEH HGR, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, % > DLG, Anz. HHT) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Der andere Indikator (%MP HGR) wies einen signifikanten negativen Zusammenhang auf. Weiterhin wurden insgesamt 6 Belastungsindikatoren marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben zur Wochenprävalenz. Davon zeigten 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, %MP HGR, Anz. RiWeÜ LWS) positive Zusammenhänge und 2 Indikatoren (Nmh SuR, Ø HFArbeit) negative Zusammenhänge.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 7 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 5 Indikatoren (%NEH EBR, RepScore EBR, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die 2

anderen Indikatoren (%MP HGR, Ø HFArbeit) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin wurden insgesamt 6 Belastungsindikatoren marginal signifikant ( $0,05 \leq p < 0,10$ ) mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben zur Wochenprävalenz. Davon zeigten 5 Indikatoren (%NEH OAL, %NEH HGR, RepScore HGR, P90 %MVC UAR, %MP HGR) positive Zusammenhänge und ein Indikator (Nmh SuR) einen negativen Zusammenhang.

Der Belastungsindikator %MP HGR zeigte in den nicht adjustierten und angepassten Zusammenhangsanalysen sowohl signifikante negative Zusammenhänge (als kategoriale Variable) als auch einen Trend für positive Zusammenhänge mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS (als kontinuierliche Variable).

### 3.2.3.7 Unterer Rücken/LWS – Aktuelle Beschwerden

#### Eindeutige Zusammenhänge

Der Indikator nicht empfohlene Haltung des Ellenbogens rechts zeigte einen signifikanten positiven Zusammenhang für die folgenden Konstellationen mit Odds Ratios größer oder gleich 2,00 bis kleiner als 3,00:

- %NEH EBR (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,28 [1,38; 3,75];  
adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 2,02 [1,02; 4,02])

Signifikante positive Zusammenhänge mit Odds Ratios größer als 1,00 bis kleiner als 2,00 wurden identifiziert bei 2 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- P90 %MVC UAR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,81 [1,14; 2,89];  
nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3/4† vs. Ref., OR 1,62 [1,04; 2,51])
- Anz. RiWeÜ LWS (nicht adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\*/4\*† vs. Ref., OR 1,81 [1,00; 3,25])

Bei Betrachtung der Punktprävalenz zeigten 5 Belastungsindikatoren für folgende Konstellationen signifikante negative Zusammenhänge mit Odds Ratios kleiner als 1,00:

- %BWh Hü (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [0,99; 1,00])
- %NEH EBL (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 0,59 [0,36; 0,95])
- Nmh SuR (nicht adjustierte Analyse, kategorial Kat 3\* vs. Ref., OR 0,44 [0,25; 0,79];  
adjustierte Analyse, kategorial, Kat 3\* vs. Ref., OR 0,37 [0,20; 0,71])
- %MP HGR (adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,44 [0,23; 0,86])
- Ø HFArbeit (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 2 vs. Ref., OR 0,43 [0,19; 0,94])

## Hinweise für mögliche Zusammenhänge (Trends)

Für die Identifizierung von Trends wurden hier nur direkte Indikatoren für die Zielregion unterer Rücken/LWS analysiert. Marginal signifikante positive Zusammenhänge zeigten sich hier bei 3 Belastungsindikatoren in folgenden Konstellationen:

- Anz. RiWeÜ LWS (adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,01])
- Anz. HHT (nicht adjustierte Analyse, kontinuierlich, OR 1,00 [1,00; 1,00])
- kNh L5/S1 (nicht adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 0,58 [0,33; 1,04];  
adjustierte Analyse, kategorial, RK 3 vs. Ref., OR 0,51 [0,25; 1,04])

## Exemplarische Ergebnisdarstellung einer Zusammenhangsanalyse

In den nicht adjustierten Modellen zeigte bspw. der Belastungsindikator Anz. RiWeÜ LWS (als kategoriale Variante) einen statistisch signifikanten und positiven Zusammenhang mit der Ausprägung von Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS, basierend auf den Angaben zur Punktprävalenz. Gemäß der ermittelten Odds Ratios bedeutet dies, dass das Risiko Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS zu bekommen um 1,81-mal höher ist für Beschäftigte, die der Kategorie 3\*/4\*† zugeordnet werden, gegenüber Beschäftigten in Referenzkategorie 1\*/2\*†. Diese signifikanten Zusammenhänge konnten nicht in adjustierten Analysen bestätigt werden. Sie konnten sich auch nicht als Trend (marginal signifikant) identifizieren lassen und werden möglicherweise durch Confounder beeinflusst. Der Indikator Anz. RiWeÜ LWS zeigte als kontinuierliche Variable keine signifikanten Zusammenhänge. Der Trend für eine erhöhte Exposition, welche mit mehr Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS einhergehen könnte, weist mit einer Odds Ratio von gerundet 1,00 auf keinen relevanten marginalen Zusammenhang in den adjustierten Analysen hin. In der ersten Spalte von Tabelle 3.2-22 sind die nicht-adjustierten Modelle für die Zusammenhänge zwischen den individuellen Faktoren, der Co-Morbidität und der Arbeitszufriedenheit sowie dem Belastungsindikator Anz. RiWeÜ LWS (kategoriale Variante) und den Beschwerden am Untersuchungstag im Bereich des unteren Rückens/LWS dargestellt. In der zweiten Spalte ist das adjustierte Modell dargestellt, von dem angenommen wurde, dass es die wichtigsten interessierenden Zusammenhänge berücksichtigt, wobei für Alter, Geschlecht, BMI, Arbeitszufriedenheit, Raucherstatus, sportliche Betätigung und Co-Morbidität adjustiert wurde.

**Tabelle 3.2-22:** Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für aktuelle Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: Anz. RiWeÜ LWS; (n = 533)

Aktuelle Beschwerden, unterer Rücken/LWS	nicht adjustierte Analyse				adjustierte <sup>a</sup> Analyse			
	OR	LCI	UCI	p	OR	LCI	UCI	p
<b>Intercept</b>					<b>0,09</b>	<b>0,02</b>	<b>0,42</b>	<b>0,002</b>
<b>Alter</b> , [Jahre], (kontinuierlich)	<b>1,03</b>	<b>1,01</b>	<b>1,06</b>	<b>0,003</b>	1,02	0,99	1,04	0,164
<b>Geschlecht</b>								
Frauen (Frauen vs. Männer)	1,11	0,61	2,03	0,730	0,56	0,29	1,11	0,095
Männer (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>BMI</b> , [kg/m <sup>2</sup> ]								
Adipös I/II/III, ≥ 30 (Adipös I/II/III vs. Normalgewicht)	0,92	0,46	1,84	0,823	1,09	0,50	2,37	0,824
Übergewicht, ≥ 25 bis < 30 (Übergewicht vs. Normalgewicht)	1,15	0,75	1,78	0,517	1,20	0,69	2,09	0,525
Normalgewicht, < 25 (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Rauchen</b>								
Ja (Ja vs. Nein)	0,76	0,51	1,14	0,185	0,77	0,47	1,27	0,306
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Sportliche Betätigung</b>								
Regelmäßig (Regelmäßig vs. Nein)	0,85	0,49	1,47	0,567	0,86	0,43	1,71	0,671
Gelegentlich (Gelegentlich vs. Nein)	1,11	0,67	1,84	0,678	1,15	0,63	2,12	0,648
Nein (Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		
<b>Co-Morbidität</b> [# MSE], (kontinuierlich)	<b>2,23</b>	<b>1,83</b>	<b>2,71</b>	<b>&lt;0,0001</b>	<b>2,25</b>	<b>1,83</b>	<b>2,75</b>	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Arbeitszufriedenheit</b> (kontinuierlich)	0,99	0,97	1,00	0,072	0,99	0,97	1,01	0,346
<b>Anz. RiWeÜ LWS</b>								
Kat 3*/4*† (≥18; Kat 3*/4*† vs. Kat 1*/2*†)	<b>1,81</b>	<b>1,00</b>	<b>3,25</b>	<b>0,048</b>	1,72	0,82	3,57	0,149
Kat 1*/2*† (<18; Referenzkategorie)	1,00	-			1,00	-		

OR = Odds Ratio, LCI = untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, UCI = obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios, p = p - Wert (signifikante Ergebnisse (p < 0,05) in "**fett**" markiert); <sup>a</sup> adjustiert für: Alter (kontinuierlich), Geschlecht (nominal), BMI (ordinal), Rauchen (nominal), Sportliche Betätigung (ordinal), Co-Morbidität – Anzahl an zusätzlichen MSE (kontinuierlich), Arbeitszufriedenheit (kontinuierlich); † Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen; \* Quartil-basierte Einteilung der Kategorien

## Zusammenfassung

In den adjustierten Analysen zeigten 5 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 2 Indikatoren (%NEH EBR, P90 %MVC UAR) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die anderen 3 Indikatoren (Nmh SuR, %MP HGR, %BWh Hü) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin wurden insgesamt 6 Belastungsindikatoren marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben zur Punktprävalenz. Davon zeigten 2 Indikatoren (%NEH EBR, Anz. RiWeÜ LWS) positive Zusammenhänge und 4 Indikatoren (%NEH OAR, Nmh SuL, %NEH EBL, kNh L5/S1) negative Zusammenhänge.

In den nicht adjustierten Analysen zeigten 6 Belastungsindikatoren signifikante Zusammenhänge (p < 0,05). Von denen konnte bei 3 Indikatoren (%NEH EBR, P90 %MVC UAR, Anz. RiWeÜ LWS) ein positiver Zusammenhang identifiziert werden. Die 3 anderen Indikatoren (Nmh SuR, %NEH EBL, Ø HFArbeit) wiesen signifikante negative Zusammenhänge auf. Weiterhin wurden insgesamt 7 Belastungsindikatoren marginal signifikant (0,05 ≤ p < 0,10) mit Beschwerden des unteren Rückens/LWS in Verbindung gebracht, basierend auf den Angaben

zur Punktprävalenz. Davon zeigten 2 Indikatoren (%NEH EBR, Anz. HHT) positive Zusammenhänge und 5 Indikatoren (%NEH OAR, NmH SuL, %MP HGR, kNh L5/S1, kJ AEU) negative Zusammenhänge.

### 3.2.3.1 Unterer Rücken/LWS – Zusammenfassung alle Prävalenzzeiträume

Die Ergebnisse der unterschiedlichen Prävalenzzeiträume werden hier zusammenfassend betrachtet und dargestellt:

#### Signifikante positive Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 5 Indikatoren (P90 %MVC UAR, %NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT)
- Wochenprävalenz: 8 Indikatoren (%NEH OAL, %NEH EBR, RepScore EBR, %NEH HGR, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, % > DLG, Anz. HHT)
- Punktprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBR, P90 %MVC UAR)

#### Signifikante negative Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBR, %MP HGR)
- Wochenprävalenz: 1 Indikator (%MP HGR)
- Punktprävalenz: 3 Indikatoren (NmH SuR, %MP HGR, %BWh Hü)

#### Marginal signifikante positive Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 5 Indikatoren (%NEH HGR, %MP HGL, %MP HGR, Anz. RiWeÜ LWS, %BWh Hü)
- Wochenprävalenz: 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, %MP HGR, Anz. RiWeÜ LWS)
- Punktprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBR, Anz. RiWeÜ LWS)

#### Marginal signifikante negative Zusammenhänge in adjustierten Analysen:

- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (NmH SuR, Ø HFArbeit)
- Punktprävalenz: 4 Indikatoren (%NEH OAR, NmH SuL, %NEH EBL, kNh L5/S1)

#### Signifikante positive Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 5 Indikatoren (P90 %MVC UAR, %MP HGL, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT)
- Wochenprävalenz: 5 Indikatoren (%NEH EBR, RepScore EBR, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT)
- Punktprävalenz: 3 Indikatoren (%NEH EBR, P90 %MVC UAR, Anz. RiWeÜ LWS)

#### Signifikante negative Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBR, %MP HGR)
- Wochenprävalenz: 2 Indikatoren (%MP HGR, Ø HFArbeit)
- Punktprävalenz: 3 Indikatoren (NmH SuR, %NEH EBL, Ø HFArbeit)

#### Marginal signifikante positive Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Wochenprävalenz: 5 Indikatoren (%NEH OAL, %NEH HGR, RepScore HGR, P90 %MVC UAR, %MP HGR)
- Punktprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBR, Anz. HHT)

Marginal signifikante negative Zusammenhänge in nicht adjustierten Analysen:

- Monatsprävalenz: 2 Indikatoren (%NEH EBL, %MP HGR)
- Wochenprävalenz: 1 Indikator (Nmh SuR)
- Punktprävalenz: 5 Indikatoren (%NEH OAR, Nmh SuL, %MP HGR, kNh L5/S1, kJ AEU)

## 4 Diskussion

### 4.1 Messtechnische Analyse in der MEGAPHYS-Feldstudie

Im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie wurden physische Belastungen für 186 Arbeitsschichten mit dem CUELA-System messtechnisch erfasst. Im Zuge der Datenanalyse und -auswertung wurden messdatenbasierte Expositionsbewertungen für folgende Körperregionen durchgeführt: Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Hände/Handgelenke, unterer Rücken/LWS, Hüfte und Knie. Zusätzlich wurden die Belastungen bzgl. des Herz-Kreislauf-Systems und des Arbeitsenergieumsatzes analysiert. Zur Quantifizierung und Bewertung der Belastungen kamen die insgesamt 28 neu- bzw. weiterentwickelten Belastungsindikatoren für die unterschiedlichen Körperregionen zum Einsatz.

Anhand der über die CUELA-Indikatoren ermittelten Belastungshöhen ergab sich für die verschiedenen Zielregionen insgesamt ein gemischtes Bild. Für einige Indikatoren zeigten sich hohe Anteile in niedrigen Belastungsbereichen, was bei Indikatoren mit a priori festgelegten Risikobewertungsansatz zu hohen Anteilen von 80 bis 95 % in den unkritischen Risikobereichen RK 1 und RK 2 führte. Dies war für Indikatoren der Körperregionen Nacken/HWS (%NEH Kopf), Ellenbogen/Unterarme (RepScore EBL/EBR, %NEH EBL/EBR), Hände/Handgelenke (%NEH HGL/HGR), unterer Rücken/LWS (Anz RiWeÜ LWS, %NEH Rumpf), Hüfte (%BWh Hü) und Knie (% Kniebel., HW Kniebel.) sowie für den Arbeitsenergieumsatz (kJ AEU) zu verzeichnen. Größere Anteile in erhöhten Belastungsbereichen bzw. Anteile zwischen 30 und 50 % in den Risikobereichen RK 3 und RK 4 ergaben sich für Indikatoren der Körperregionen Schultern (NmH SuL/SuR, %NEH OAL/OAR) und Handgelenke/Hände (RepScore HGL/HGR, P90 %MVC UAL). Für weitere Indikatoren der Handgelenke/Hände (P90 %MVC UAR, %MP HGL/HGR), des unteren Rückens/LWS (kNh L5/S1) und des Herz-Kreislauf-Systems ( $\emptyset$  HFArbeit) fanden sich zudem deutlich erhöhte Anteile von mehr als 50 % in den Risikobereichen RK 3 und RK 4.

Bei Betrachtung der Bewertungen zum Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen (%NEH) der unterschiedlichen Freiheitsgrade, finden sich die höchsten Belastungen für die Region Schultern/Oberarme (RK 3 und RK 4 zusammen ca. 30 %). Dahinter folgen die Regionen Nacken/HWS und unterer Rücken/LWS (RK 3 und RK 4 zusammen jeweils ca. 20 %). Am geringsten belastet gemäß diesem Indikator sind die Regionen Ellenbogen/ Unterarme (RK 3 und RK 4 zusammen ca. 10 %) und Handgelenke/Hände (RK 3 und RK 4 zusammen ca. 5 %). Die Belastungen, die bezüglich der Gelenkwinkelstellungen und -bewegungen quantifiziert und bewertet wurden, sind somit insgesamt als mäßig hoch einzustufen.

Bei den Indikatoren der oberen Extremität, für die es jeweils einen Indikator für die linke und die rechte Körperseite gibt, zeigen die Verteilungen i. d. R. jeweils eine höhere Belastung für die rechte Seite im Vergleich zur linken. Das ist vermutlich auf die überwiegende Rechtshändigkeit der Testpersonen zurückzuführen. Bei Betrachtung des Verhältnisses von Arbeitsschichten in unkritischen Risikobereichen (RK 1 und RK 2) zu Arbeitsschichten in kritischen Risikobereichen (RK 3 und RK 4) finden sich nur für die Indikatoren %NEH EB und %NEH HG mehr Arbeitsschichten, in denen die linke Seite etwas höher belastet ist als die rechte. Insgesamt sind die Unterschiede in den Verteilungen der Belastungshöhe zwischen linker und rechter oberer Extremität jedoch als eher gering zu bewerten. Lediglich für die Kraftaufwendung der Unterarme (P90 %MVC UAL/R) ist der Unterschied deutlicher: hier verteilen sich für die

rechte Seite etwa 20 % mehr auf die kritischen Risikobereiche (RK 3 und RK 4) als für die linke Seite. Auch dies ist aufgrund der überwiegenden Rechtshändigkeit plausibel.

Gemessen an den Haltungs-Indikatoren (%NEH) ist die Region Ellenbogen/Unterarme etwas höher belastet als die Region Handgelenke/Hände. Für die Repetitions-Indikatoren (RepSc) zeigt sich das umgekehrte Bild; die Belastungen durch repetitive Bewegungen sind für die Hände höher als für die Ellenbogen. Insgesamt deutlich höher scheinen jedoch die aus den Kraftaufwendungen der Unterarmmuskulatur resultierenden Belastungen zu sein. Gemäß dem aus den EMG-Messungen abgeleiteten Indikator P90 %MVC finden sich ca. die Hälfte aller Schichten in den kritischen Risikobereichen (RK 3 und RK 4). Für den Anteil der elektromyografischen Mikro-Pausen (%MP) waren es sogar 65 bis 70% der Schichten. Daraus lässt sich schließen, dass an den untersuchten Arbeitsplätzen eher stärkere Belastungen der distalen oberen Extremität durch erhöhte Kraftanforderungen als durch ungünstige Gelenkwinkelstellungen oder repetitive Bewegungen auftreten.

Auch die LWS-Indikatoren geben Belastungsintensitäten an, die sich von geringen Belastungen bis hin zu hohen Belastungen erstrecken. Bezogen auf die nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen des Rumpfes (%NEH Rumpf) ist die an den untersuchten Arbeitsplätzen ermittelte Belastung eher als gering bis mäßig einzustufen. Die übrigen LWS-Indikatoren (kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS und Anz. HHT) deuten auf eine höhere Belastung des Lumbalbereiches hin. Demgemäß kann davon ausgegangen werden, dass an den untersuchten Arbeitsplätzen eher stärkere Belastungen der unteren Wirbelsäule durch Lastenhandhabungen – auch in Kombination mit ungünstigen Rumpfhaltungen – auftreten als durch ungünstige Rückenhaltungen und -bewegungen alleine.

Sowohl für die Anzahl der Richtwert-Überschreitungen als auch die Anzahl der Hebe-Halte-Trage-Vorgänge gibt es viele Arbeitsschichten mit wenigen Ereignissen und einige Arbeitsschichten mit einer deutlich erhöhten Anzahl von Ereignissen. Auffällig sind die für einige wenige Arbeitsschichten ermittelten sehr hohen Werte von über 2000 Hebe-Halte-Trage-Vorgänge bzw. über 130 Richtwert-Überschreitungen. Möglicherweise gab es für diese Arbeitsschichten Expositionsüberschätzungen z. B. durch die Wahl der Versuchspersonen („fitter und motivierter“ Beschäftigte), die Untersuchungssituation (höheres Arbeitstempo aufgrund des „Beobachtet-Werdens“) und/oder die Abweichungen bestimmter Tätigkeitsanteile in Bezug auf die reale Tätigkeitsverteilung einer Schicht.

Die Einteilung der Risikokategorien für die über biomechanische Modellberechnung ermittelten Bandscheibendruckkraft-Schichtdosen erfolgte basierend auf der Häufigkeitsverteilung. Es wurde ein konservativer Ansatz gewählt, bei dem die höchstbelasteten 10 % der Verteilung als „sicher hoch belastend“ (RK 4) und die am niedrigsten belasteten 10 % der Verteilung als „sicher nicht/wenig belastend“ (RK 1 und 2) bewertet wurden. Dieser Tatsache ist geschuldet, dass insgesamt 80 % der Verteilung der Risikokategorie 3 zugeordnet werden, in der die Belastung als wesentlich erhöht gilt. Bei Betrachtung der Grenzwerte ist zu berücksichtigen, dass die Kategoriengrenzen nur für diesen Bewertungsansatz gültig sind. Dieser beinhaltet (1) Berechnung der Bandscheibendruckkräfte mittels CUELA-Dortmunder, (2) Dosisberechnung über den „Messdosis“-Ansatz und (3) Bestimmung der Kategoriengrenzen über Häufigkeitsverteilung (vgl. Kap.2.3.9).

Die Verteilung der Arbeitsschichten nach der Kompressionskraftdosis im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten zeigt ein ähnliches Bild wie die Verteilungen nach den LWS-Indikatoren Anzahl der Richtwert-überschreitenden Vorgänge und Anzahl der Hebe-Halte-Trage-Vorgänge. Dies deutet darauf hin, dass die ermittelten Hüftbelastungen vorrangig durch die Handhabung von Lasten  $\geq 20$  kg verursacht werden und nicht durch Treppen- oder Leitersteigen. Insgesamt ist die Belastung der Hüftgelenke in der Stichprobe als eher niedrig einzustufen; in 138 Schichten wurden überhaupt keine als hüftbelastend definierten Tätigkeiten ermittelt.

Dies gilt in ähnlicher Weise auch für die i. S. der Berufskrankheit BK 2112 Gonarthrose als kniebelastend definierten Tätigkeiten. In 159 Arbeitsschichten wurde entweder gar nicht oder bis max. 2% der Zeit in knienden Haltungen gearbeitet. Infolgedessen gab es hier auch keine bzw. sehr wenige Haltungswechsel in kniebelastende Tätigkeiten. BK-relevante Dauern (Anhaltspunkt: mind. 1 Stunde pro Schicht) kommen lediglich in 9 Schichten vor. Damit ist für diese Stichprobe auch die Belastung der Kniegelenke als eher niedrig einzuordnen.

Die Herzkreislauf-Beanspruchung hingegen scheint gemäß den Indikatoren mittlere  $HF_{\text{Arbeit}}$  und Zeitanteil oberhalb DLG relativ hoch zu sein. Etwa 40 % der Arbeitsschichten weisen eine durchschnittliche Arbeitsherzfrequenz oberhalb des als Dauerleistungsgrenze gesetzten Wertes von 35 bpm auf und werden damit dem Arbeitsschweregrad „sehr schwer“ (RK 4) zugeordnet. Dementsprechend finden sich auch viele Schichten mit großen Zeitanteilen, in denen Herzfrequenzen oberhalb der DLG gemessen wurden. Auch wenn im Projekt MEGAPHYS insgesamt und damit auch in der Auswahl der zu untersuchenden Arbeitsplätze der Fokus auf Fehlbelastungen durch Überforderung lag, so erscheint diese Einschätzung der Herzkreislauf-Beanspruchung tendenziell als zu hoch. Dies bestätigt sich auch beim Vergleich mit den zwei weiteren HKS-Indikatoren: Der Indikator mittlere Herzfrequenzreserve demonstriert, dass am häufigsten Beanspruchungen im moderaten Bereich von 30 % der individuellen Kapazität vorkommen. Der Indikator Arbeitsenergieumsatz ordnet nur rund 5 % der Schichten dem Arbeitsschweregrad „sehr schwer“ (RK 4) und rund 15 % dem Grad „schwer“ (RK 3) zu. Beide Indikatoren bilden somit eine deutlich moderatere HKS-Beanspruchung ab.

Bei der Interpretation dieser Differenzen in der Beanspruchungseinschätzung können prinzipiell folgende Gründe für Verzerrungen in Betracht gezogen werden:

- Es ist möglich, dass es bei der Auswahl der zu messenden Tätigkeiten zu einer Verzerrung hin zu eher belastenden Tätigkeiten kam. Zudem kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Testpersonen in der Erhebungssituation schneller und somit mit höherer Herzfrequenz als üblich gearbeitet haben. Durch zusätzliche Unterschätzung von Pausenzeiten kann dies bspw. insgesamt zu einer Überschätzung der Belastung an einigen Arbeitsplätzen geführt haben. Möglicherweise können auch (unerkannte) krankheitsbedingte Ursachen zugrunde liegen. Diese potentiellen Störeinflüsse gelten jedoch für alle drei HF-Indikatoren gleichermaßen und können somit nicht die Unterschiede in der Beanspruchungseinschätzung erklären.
- Eine weitere potentielle Fehlerquelle bei der Ermittlung der Herzfrequenzindikatoren kann in der Bestimmung der Ruheherzfrequenz liegen. Zwar wurde zur Ermittlung der  $HF_{\text{Ruhe}}$  vor Aufnahme der Arbeit eine Ruhephase von mindestens 5 min ohne körperliche und emotionale Belastung eingehalten. Jedoch ist es möglich, dass aufgrund der besonderen Erhebungssituation ein Wert ermittelt wurde, der oberhalb der realen

$HF_{Ruhe}$  liegt. Allerdings geht eine Überschätzung der  $HF_{Ruhe}$  mit einer Unterschätzung der  $HF_{Arbeit}$  einher, d. h. die DLG würde in diesem Fall später erreicht. Eine Beanspruchungsüberschätzung als Folge einer fehlerhaften Bezugsgröße  $HF_{Ruhe}$  ist somit unwahrscheinlich.

- Eine wahrscheinlichere Ursache ist in der Bezugsgröße DLG zu sehen. Bei der Dauerleistungsgrenze ist zu berücksichtigen, dass es sich um einen für die gesamte erwerbstätige Bevölkerung geltenden Wert handelt. Die Grenze ist konservativ gesetzt, um die Gefahr einer Nichterkennung von Überbeanspruchung so gering wie möglich zu halten. Aufgrund der Stichprobenmerkmale (Personen waren überwiegend untrainiert und tendenziell leicht übergewichtig) kann es sein, dass die Personen auch schon bei leichterer Arbeit die allgemeingültige DLG überschritten, obwohl die individuelle DLG möglicherweise noch gar nicht erreicht war. Ein 30jähriger mit einer  $HF_{Ruhe}$  von 70 bpm erreicht bspw. die DLG (also eine  $HF_{Arbeit}$  von 35 bpm) bei gerade einmal 30 % seiner Herzfrequenzreserve. Dies kann erklären, warum die in Bezug zur DLG stehenden Indikatoren eine deutlich höhere HKS-Beanspruchung abbilden.
- Auch die Kombination der Aspekte – tendenziell überschätzte Intensität und konservativer allgemeingültiger Grenzwert – können dazu geführt haben, dass bezogen auf die mittlere  $HF_{Arbeit}$  derart viele Schichten der Risikokategorie 4 zugeordnet werden.

Fazit: Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass anhand der kontinuierlichen messtechnischen Erfassung von Körperhaltung, Körperbewegung (Kinematik), gehandhabten Lasten, aufgewendeten (Hand-)Kräften und Muskelaktivität (Unterarme) am Arbeitsplatz relevante Kenngrößen zur Bewertung der physischen Belastungen ermittelt werden konnten. Die kontinuierliche Erfassung der Herzschlagfrequenz gab zusätzliche Hinweise auf die Höhe der physischen Beanspruchung. Mit den auf diese Weise gewonnenen Kenngrößen ließen sich Belastungsindikatoren für verschiedene Zielregionen des menschlichen Körpers (Nacken/HWS, Schultern, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/Hände, unterer Rücken/LWS und untere Extremitäten (Hüfte, Knie)) in Abhängigkeit von den sechs untersuchten Belastungsarten (Heben, Halten und Tragen von Lasten; Ziehen und Schieben von Lasten; manuelle Arbeitsprozesse; Ganzkörperkräfte; Körper(zwangs)haltung; Körper(fort)bewegung) ableiten. Wesentliche, in anderen Studien als relevant erachtete Merkmale und Verfahren zur Beschreibung und Bewertung der verschiedenen Formen physischer Belastung sind in das in MEGAPHYS entwickelte Konzept der messtechnischen Analyse eingegangen.

Zur Erfassung der notwendigen Messparameter und Kenngrößen der physischen Belastung direkt am Arbeitsplatz wurde basierend auf dem CUELA-System eine Messtechnik zusammengestellt, die unterschiedliche Messverfahren vereint. Das in MEGAPHYS eingesetzte CUELA-System kombiniert Bewegungssensoren zur Analyse von Körperhaltungen und Körperbewegungen (Kinematik), drucksensitive Messsohlen zur Analyse der gehandhabten Lasten, Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) zur Analyse der Muskelaktivität der Unterarme, Herzschlagfrequenzmessung sowie optional je nach Art der Tätigkeit ein Handkraftmesssystem zur Analyse aufgewendeter (Hand-)Kräfte.

Die obenstehenden Ausführungen belegen, dass sich die Belastungsindikatoren in Kombination mit der CUELA-Messtechnik sehr gut für die objektive Quantifizierung der physischen Belastung am Arbeitsplatz eignen. Die aus den eingangs formulierten Fragestellungen 1 und 2 abgeleiteten Annahmen (s. Kapitel 1.3) können damit bestätigt werden.

## 4.2 Kriteriumsvalidierung

Die neu- und weiterentwickelten 28 CUELA-Belastungsindikatoren wurden im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie einer Kriteriumsvalidierung unterzogen (n = 533). Die messdatenbasierten Expositionsbewertungen für die Körperregionen Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Hände/Handgelenke, unterer Rücken/LWS, Hüfte/Hüftgelenke und Knie/Kniegelenke sowie die Herz-Kreislauf-Indikatoren wurden den Gesundheitsdaten aus der medizinischen Untersuchung gegenübergestellt. Analysiert wurden die Zusammenhänge zwischen den Belastungsindikatoren und Körperregion-spezifischen Erkrankungen und Beschwerden des Muskel-Skelett-Systems unter Berücksichtigung demographischer und psychosozialer Faktoren. Aus den sehr umfangreichen Analysen sind in diesem Bericht beispielhaft die Zusammenhangsanalysen zwischen den Belastungsindikatoren und den Gesundheits-Outcomes für die Zielregionen Hände/Handgelenke und unterer Rückens/LWS dargestellt (Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS), Arthrose der distalen Gelenke, Lumbalgie/Lumbago sowie die jeweiligen Monats-, Wochen- und Punktprävalenzen von Muskel-Skelett-Beschwerden).

### 4.2.1 Modellübergreifende Diskussion der Zusammenhangsanalyse

Modellübergreifend kann hervorgehoben werden:

- Die Komorbidität wurde ausgedrückt über die Anzahl der zusätzlich zum jeweils betrachteten Outcome vorliegenden muskuloskelettalen Erkrankungen/Beschwerden. Die Komorbidität zeigte in fast allen Modellen einen signifikanten positiven Einfluss auf die muskuloskelettale Gesundheit. Dies war unter Berücksichtigung der bekannten physiologischen Mechanismen zur Schmerzausbreitung, Veränderungen in den Bewegungsmustern und möglichen Veränderungen im Verhalten zur Kompensation zu erwarten.
- In Modellen mit unterschiedlichen Gesundheits-Outcomes war die Arbeitszufriedenheit wie erwartet häufig negativ mit der Gesundheit des Bewegungsapparates verbunden. Dies entspricht den bisherigen Erkenntnissen über einen protektiven Effekt, wobei es unklar bleibt, warum dies nur bei ausgewählten Gesundheits-Outcomes zutrifft.
- Ein höheres Alter, eine Frau zu sein und einen höheren BMI zu haben – bekannte Risikofaktoren für die Gesundheit des Bewegungsapparates – stehen häufig in einem positiven Zusammenhang mit den jeweils betrachteten Gesundheits-Outcomes. Dies hebt die relative Bedeutung dieser Variablen für mehrere verschiedene Gesundheits-Outcomes hervor.
- Rauchen wurde mehrfach nicht oder sogar negativ mit der Gesundheit des Bewegungsapparates in Verbindung gebracht. Dieses Ergebnis ist schwer zu erklären.
- Ein signifikanter Einfluss von sportlicher Betätigung, welche zu einem erhöhten Erkrankungsrisiko führt (positiver Zusammenhang), ließ sich nicht mit allen Analysen belegen. Bei einigen Körperregionen wurde ein positiver Zusammenhang identifiziert, währenddessen bei anderen Körperregionen, Sport eher als protektiver Faktor (negativer Zusammenhang) zu sehen ist. Der Einfluss von sportlicher Betätigung ist dabei stark abhängig von der auszuführenden Sportart. Jedoch wurden die Informationen zur

Sportart und ob es sich hierbei um Breiten- oder Leistungssport handelt, nicht mitefasst. Somit kann der Einfluss durch sportliche Betätigung nicht genau differenziert und nur grob geschätzt werden.

- Es wurden im Zuge der Zusammenhangsanalysen unterschiedliche Modelle entwickelt und getestet, welche auch andere Faktoren oder andere Konstellationen an Confoundern berücksichtigten und teilweise Ko-Linearitäten aufwiesen (Ergebnisse nicht dargestellt). Die besten Modellrechnungen konnten mit den bereits dargestellten GEE-Modellen erreicht werden, welche für die relevanten Confounder (Alter, Geschlecht, BMI, sportliche Betätigung, Rauchen, Co-Morbidität, Arbeitszufriedenheit) adjustiert wurden.
- Häufig kam es vor, dass Belastungsindikatoren zur Belastungsbewertung einer Körperregion mit Gesundheits-Outcomes anderer Körperregionen in Verbindung gebracht wurden. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass die Expositionen häufig untereinander in Beziehung stehen. Beispielsweise gehen extreme Flexionshaltungen des Rumpfes auch häufig mit extremen Flexionshaltungen des Kopfes einher.
- Schließlich wurden auch negative hochsignifikante Zusammenhänge für Belastungsindikatoren beobachtet, von denen ein positiver Zusammenhang mit den Gesundheits-Outcomes erwartet wurde. Dieses Ergebnis ist schwer zu erklären, aber es ist anzunehmen, dass dies höchstwahrscheinlich auf den „healthy worker effect“ zurückzuführen ist, eine bekannte Verzerrung, die häufig in Querschnittsstudien vorliegt (vgl. Chowdhury et al. (2017); Marras and Karwowski (2006)).

#### 4.2.2 Zusammenhang zwischen CTS und Belastungsindikatoren

Im Zuge der messdatenbasierten Expositionsbewertungen auf der Ebene der Messtechnischen Analyse wurden zur Quantifizierung der Belastung, die primär auf die Handgelenke bzw. Hände wirkt, unterschiedliche Belastungsindikatoren zusammengestellt. Dazu wurden 8 Indikatoren entwickelt, welche für die rechte und linke Körperseite jeweils den Zeitanteil der nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen der Hände/Handgelenke (%NEH HGL, %NEH HGR), die Repetitionen der Hände (RepScore HGL, RepScore HGR) sowie die Kraftaufwendungen (P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR) und muskelphysiologischen Mikro-Pausen (%MP HGL, %MP HGR) der Fingerbeuger- und Fingerstrecker-Muskulatur auf beiden Körperseiten bewerteten.

Die 8 Indikatoren zeigen, dass unterschiedliche Belastungen im Bereich der Hände und Handgelenke vorhanden sind (Tabelle 3.2-9, Kapitel 3.2.1.3). Die Belastungsintensität erstreckt sich dabei von geringen und mäßigen Belastungen (entspricht der Einteilung in Risikokategorie 1 und 2) über wesentlich erhöhte bis hin zu hohen Belastungen (Risikokategorie 3 und 4). Bezogen auf die nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen der Hände/Handgelenke (%NEH HGL, %NEH HGR), den Repetitionsscore des linken Handgelenks (RepScore HGL) und den Indikator zur Beurteilung von Kraftaufwendungen der linkseitigen Fingerbeuger- und Fingerstrecker-Muskulatur (P90 %MVC UAL) ist die im Feld ermittelte Belastung eher als gering bis mäßig einzustufen. Für den Indikator RepScore HGR sind etwa gleich viele Probanden den Risikokategorien 1 und 2 zugeordnet wie den Risikokategorien 3 und 4. Bei Betrachtung der muskelphysiologischen Mikro-Pausen (%MP HGL, %MP HGR) auf beiden Seiten und den Kraftaufwendungen der rechten Seite (P90 %MVC UAR) wird deutlich, dass der überwiegende

Teil der Beschäftigten bei diesen Indikatoren eher den wesentlich erhöhten und hohen Belastungen zugeordnet werden.

Im Rahmen der Kriteriumsvalidierung wurden Zusammenhangsanalysen zwischen den 28 Belastungsindikatoren und dem Gesundheits-Outcome CTS für 533 Probanden durchgeführt. Insgesamt zeigten sich mehrere positive Zusammenhänge und Tendenzen. Zwei der 28 Belastungsindikatoren (%NEH HGL, %NEH Kopf) zeigten signifikant positive und ein Indikator (Ø HFArbeit) marginal signifikant positive Zusammenhänge in den adjustierten Analysen zu CTS. Bei den nicht adjustierten Analysen wiesen 5 Belastungsindikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAR, %NEH HGL, RepScore HGL, kJ AEU) marginal signifikante positive und ein Indikator (Ø HFArbeit) marginal signifikante negative Zusammenhänge auf.

In diesen Analysen korrespondiert der Indikator %NEH HGL mit einer ansteigenden Häufigkeit der Diagnose Carpal-Tunnel-Syndrom. Von den Handgelenksindikatoren erwies sich %NEH HGL als am besten geeignet, um eine valide Belastungsbewertung in Bezug auf das Gesundheits-Outcome CTS vorzunehmen.

Obwohl der Belastungsindikator %NEH Kopf Belastungen quantifiziert, die nicht primär auf die Hände bzw. Handgelenke wirken, konnte ein signifikanter positiver Zusammenhang in adjustierten Analysen (marginal signifikant positiv in nicht adjustierten Analysen) zwischen dem Indikator als kontinuierliche Variante und CTS identifiziert werden. Dieser Zusammenhang erscheint plausibel, da wie bereits erwähnt (Kapitel 4.2.1) die Expositionen häufig untereinander in Beziehung stehen können. Wenn bspw. Arbeiten mit einem hohen Maß an manuellen Tätigkeiten im Sitzen mit geneigter Kopfhaltung oder Ein-/ Ausräumtätigkeiten von Regalen in Lagerhallen im Stehen bei Überkopfarbeit durchgeführt werden, ist eine ungünstige Kopfneigung nachvollziehbar. Diese führt über eine längere Zeit zu einem höheren Wert bei dem Indikator %NEH Kopf. Da in solchen Situationen oftmals zeitgleich die Hände bzw. Handgelenke durch manuelle Arbeitsprozesse, Bewegungen oder ungünstige Haltungen stark belastet sein können, ist es plausibel, dass signifikante Zusammenhänge zwischen CTS und dem Indikator %NEH Kopf vorhanden sind.

Schwieriger ist in diesem Kontext der marginal signifikante positive Zusammenhang zwischen CTS und der Herzfrequenz (in adjustierten Analysen) zu erklären. Zusätzlich zu manuellen Tätigkeiten ist die Belastungsart Heben, Halten und Tragen von Lasten im Gesamtprojekt MEGAPHYS eine sehr häufig vorkommende Belastungsart (siehe BAuA (2019), Band 1 – Kapitel 5.4.5). Die manuellen Lastenhandhabungen könnten zusätzlich mit Ganzkörperbewegungen verbunden sein. In diesen Fällen wäre die anaerobe und aerobe Arbeit großer Muskelgruppen erhöht, der systolische Blutdruck gesteigert und die kardiovaskuläre Belastung könnte sich ebenfalls erhöhen (vgl. BAuA (2019), Band 1 – Kapitel 5.4.2.2). Die marginal signifikanten positiven Zusammenhänge zwischen CTS und dem Indikator %NEH OAR bzw. kJ AEU bekräftigen die Aussage, dass häufig Lastenhandhabungen durchgeführt wurden. Wobei sich diese marginal signifikanten Zusammenhänge nur in den nicht adjustierten Analysen identifizieren lassen konnten. D.h. der verzerrende Einfluss durch Confounder ist bei diesen beiden Zusammenhängen nicht bekannt.

Obwohl die Probanden der Studienpopulation überwiegend Rechtshänder waren (Tabelle 3.2-1, Kapitel 3.2.1.1), wurden in den Zusammenhangsanalysen überwiegend erhöhte Expositionen

der linken Seite mit CTS in Verbindung gebracht. Dieses Phänomen zeigte sich zusätzlich neben dem Indikator %NEH HGL auch für den Indikator RepScore HGL (als kategoriale Variante in nicht adjustierten Analysen), wobei es sich hierbei um marginal signifikante Hinweise für mögliche Zusammenhänge handelt und der verzerrende Einfluss von Confoundern bei dem Indikator RepScore HGL unklar ist. Dennoch könnten mögliche Gründe für eine erhöhte Exposition der linken Seite in Verbindung mit CTS folgende sein:

- Die linke Hand könnte unterstützend bei Rechtshändern eingesetzt werden. Bspw. könnten sich beim statischen Halten von Objekten (z. B. fixieren eines Werkstückes mit der linken Hand, um mit der rechten Hand das Werkstück zu bearbeiten) die nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen des linken Handgelenks erhöhen, was mit einem höheren Wert für den Indikator %NEH HGL einhergeht.
- Ein anderer Aspekt könnte sein, dass Beschäftigte ihre Expositionen generell vermehrt auf die linke Seite verlagert haben, da die rechte Seite bereits stark vorbelastet ist. Bei einer solchen Verlagerung könnten die bisher weniger belasteten Strukturen der linken Seite mehr beansprucht werden, was generell mit mehr muskelphysiologischen Beschwerden oder Erkrankungen einhergehen könnte.
- Auf der rechten Seite sind auch bei einigen Belastungsindikatoren die höchsten Expositions-kategorien mit kleineren OR verbunden, im Gegensatz zu weniger exponierten Kategorien. Dieses Muster könnte ein zusätzlicher Hinweis auf einen vorherrschenden „healthy worker effect“ sein. Dieser Effekt sorgt möglicherweise für eine Unterschätzung des Expositionsrisikos im Bereich der Hände bzw. Handgelenke und limitiert generell die Aussagekraft, welche basierend auf Querschnittstudien-daten getroffen werden kann (vgl. Chowdhury et al. (2017); Marras and Karwowski (2006)).

Fazit: Für den Belastungsindikator %NEH HGL kann die getroffene Annahme (Kapitel 2.5.2) bestätigt werden. In diesem Fall ist die Kriteriumsvalidität mit Bezug zur Diagnose CTS anzunehmen. Die anderen Indikatoren zur Quantifizierung der Belastungen im Bereich der Hände und Handgelenke (%NEH HGR, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, %MP HGL, %MP HGR) zeigen teilweise marginal signifikante positive Zusammenhänge mit CTS. Daraus lässt sich schließen, dass diese Indikatoren prinzipiell auch valide in Bezug zur Diagnose CTS zu sein scheinen. Zusätzlich lassen sich die beschriebenen Zusammenhänge mit Indikatoren, die die Belastungen auf anderen Zielregionen quantifizieren, plausibel erklären.

#### 4.2.3 Zusammenhang zwischen Arthrose der distalen Gelenke und Belastungsindikatoren

Arthrose der distalen Gelenke ist eine zusammenfassende Verdachtsdiagnose mehrerer spezifischer degenerativer Gelenkserkrankungen der distalen oberen Extremitäten. Dieses Outcome umfasst in MEGAPHYS klinische, funktionelle und anamnesticke Hinweise oder Auffälligkeiten der Fingergrund-, Hand- und Ellenbogengelenke (BAuA (2019), Band 1 Anhang 16). Damit bezieht sich das medizinische Outcome gleichermaßen auf die zwei Zielregionen Hände/Handgelenke und Ellenbogen/Unterarme. Zwölf Indikatoren der Messtechnischen Analyse quantifizieren Belastungen, die primär auf diese beiden Zielregionen wirken. Für die rechte und linke Körperseite werden jeweils der Zeitanteil der nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen der Hand- und Ellenbogengelenke (%NEH HGL, %NEH HGR, %NEH EBL, %NEH EBR), die Repetitionen der Hand- und Ellenbogengelenke (RepScore HGL, RepScore

HGR, RepScore EBL, RepScore EBR) sowie die Kraftaufwendungen (P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR) und muskelphysiologischen Mikro-Pausen (%MP HGL, %MP HGR) der Fingerbeuger- und Fingerstrecker-Muskulatur bewertet.

Die 12 Indikatoren zeigen, dass unterschiedliche Belastungen im Bereich der Hände bzw. Handgelenke und im Ellenbogen vorhanden sind. Die Belastungsintensität für den Bereich der Hände bzw. Handgelenke erstreckt sich dabei wie bereits in Kapitel 4.2.2 beschrieben von geringen und mäßigen Belastungen über wesentlich erhöhte bis hin zu hohen Belastungen. Bezogen auf die nicht empfohlenen Haltungen/Bewegungen der Ellenbogen (%NEH EBL, %NEH EBR) sowie die Repetitionsscores beider Ellenbogengelenke (RepScore EBL, RepScore EBR) ist die im Feld ermittelte Belastung eher als gering bis mäßig einzustufen (Tabelle 3.2-8, Kapitel 3.2.1.3). Insgesamt sind die Ellenbogen/Unterarme weniger belastet als die Hände bzw. Handgelenke.

Zur Überprüfung der Kriteriumsvalidität wurden die Zusammenhänge zwischen dem Gesundheits-Outcome Arthrose der distalen Gelenke und den 28 Belastungsindikatoren für 533 Probanden analysiert. Hierbei wurden viele positive Zusammenhänge und Tendenzen in den Analysen zu Arthrose der distalen Gelenke identifiziert. Insgesamt 14 der 28 Belastungsindikatoren (%NEH Kopf, %NEH OAL, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, % Kniebel., HW Kniebel., kJ AEU, Anz. HHT) zeigten signifikante und 10 Belastungsindikatoren marginal signifikante Zusammenhänge (%NEH OAL, %NEH OAR, NmH SuL, NmH SuR, %NEH EBL, %NEH EBR, %NEH HGL, RepScore HGR, %NEH Rumpf, Anz. HHT) in den adjustierten Analysen. Sie wurden alle positiv mit der Ausprägung von Anzeichen und Symptomen für Arthrose der distalen Gelenke assoziiert. Bei den nicht adjustierten Analysen wiesen 12 Belastungsindikatoren signifikante positive (%NEH Kopf, %NEH OAR, NmH SuL, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, kNh L5/S1, Anz. HHT) und 10 Belastungsindikatoren marginal signifikante positive Zusammenhänge (%NEH Kopf, %NEH OAL, NmH SuR, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore EBR, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAR, Anz. HHT) auf.

Von den 12 Hand- und Ellenbogengelenksindikatoren korrespondieren in diesen Analysen 9 Indikatoren mit einer ansteigenden Häufigkeit der Diagnose Arthrose der distalen Gelenke. Diese 9 Belastungsindikatoren (%NEH HGL, RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore EBR) erwiesen sich als am besten geeignet, um eine valide Belastungsbewertung in Bezug auf das Gesundheits-Outcome Arthrose der distalen Gelenke vorzunehmen.

Auch Indikatoren für andere Zielregionen, wie die nicht empfohlene Haltung/Bewegung des Kopfes, der Oberarme und des Rückens (%NEH Kopf, %NEH OAL, %NEH OAR, %NEH Rumpf), die Dosis der Schultermomente (NmH SuL, NmH SuR), die Bandscheibenkompressionskraft (kNh L5/S1) oder die Anzahl von Lastgewichtshandhabungen (Anz. HHT) zeigen ebenfalls signifikante oder marginal signifikante und positive Zusammenhänge zwischen Arthrose der distalen Gelenke und einer erhöhten Belastung. Diese Zusammenhänge sind insofern plausibel, da bei den meisten Tätigkeiten mehrere Körperregionen gleichzeitig belastet werden. Die Einleitung der Belastung erfolgt i. d. R. über die Hände und wird über die kinemati-

sche Kette an die gesamte obere Extremität, die Wirbelsäule und die untere Extremität weitergeleitet. Bei manuellen Lastenhandhabungen durch Heben/Halten/ Tragen oder Ziehen/Schieben – wodurch die untersuchten Probanden häufig belastet waren – ist der gleichzeitige Anstieg von Belastungen im Bereich der distalen oberen Extremitäten und im Bereich des unteren Rückens sehr gut nachvollziehbar.

Die positiven Zusammenhänge zwischen Arthrose der distalen Gelenke und dem Zeitanteil nicht empfohlener Kniehaltungen/Bewegungen (% Kniebel.) sowie der Anzahl von Haltungswechseln in kniebelastenden Haltungen (HW Kniebel.) sind ebenfalls plausibel. Tätigkeiten im Knien sind regelmäßig auch mit Belastungen der distalen oberen Extremität verbunden (z. B. bei Installationsarbeiten oder Bodenverlegung).

Fazit: Die Belastungsindikatoren (RepScore HGL, RepScore HGR, P90 %MVC UAL, P90 %MVC UAR, %NEH HGL, %NEH EBL, %NEH EBR, RepScore EBL, RepScore EBR) können die getroffene Annahme (Kapitel 2.5.2) bestätigen. In diesen Fällen ist eine Kriteriumsvalidität mit Bezug zu Arthrose der distalen Gelenke für diese Belastungsindikatoren anzunehmen. Die anderen Indikatoren (%NEH HGR, %MP HGL, %MP HGR), welche vor allem Belastungen im Bereich der Hände und Handgelenke bewerten, zeigen überwiegend positive Zusammenhänge mit Arthrose der distalen Gelenke. Daher scheinen diese Indikatoren prinzipiell ebenfalls geeignet zur validen Belastungsbewertung in Bezug zur Diagnose Arthrose der distalen Gelenke. Des Weiteren lassen sich die beschriebenen Zusammenhänge mit Indikatoren, welche die Belastungen in anderen Körperregionen bewerten, plausibel erklären.

#### 4.2.4 Zusammenhang zwischen Lumbalgie/Lumbago und Belastungsindikatoren

Im Zuge der messdatenbasierten Expositionsbewertungen auf der Ebene der Messtechnischen Analyse wurden zur Quantifizierung der Belastung, die primär auf den Bereich des unteren Rückens bzw. der LWS wirkt, unterschiedliche Belastungsindikatoren zusammengestellt. Dazu wurden 4 Indikatoren entwickelt, welche die Anzahl an Lastgewichtshandhabungen (Anz. HHT), die Dosis der Bandscheibendruckkraft (kNh L5/S1), die Anzahl richtwertüberschreitender Vorgänge im Bereich der LWS (Anz. RiWeÜ LWS) und die nicht empfohlene Haltung/Bewegung des Rumpfes (%NEH Rumpf) bewerten.

Alle 4 Belastungsindikatoren zeigen, dass unterschiedliche Belastungen im Bereich des unteren Rückens bzw. LWS vorhanden sind (Tabelle 3.2-10, Kapitel 3.2.1.3). Auch hier erstreckt sich die Belastungsintensität von geringen Belastungen bis hin zu hohen Belastungen. Bezogen auf die nicht empfohlene Haltung/Bewegung des Rumpfes (%NEH Rumpf) und die Anzahl richtwertüberschreitender Vorgänge (Anz. RiWeÜ LWS) ist die im Feld ermittelte Belastung eher als gering bis mäßig einzustufen. Für den Indikator Anz. HHT erstreckt sich die Bandbreite von Probanden ohne HHT bis hin zu Probanden mit sehr vielen HHT-Vorgängen.

Im Rahmen der Kriteriumsvalidierung wurden die Zusammenhänge zwischen den 28 Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse und dem Gesundheits-Outcome Lumbalgie/Lumbago für 533 Beschäftigte analysiert. Insgesamt zeigten sich einige positive Zusammenhänge und Tendenzen, wobei auch nicht erwartungskonforme Zusammenhänge identifiziert wurden. Zwei der 28 Belastungsindikatoren zeigten signifikante positive (%NEH OAR, %MP HGR) und drei Indikatoren signifikante negative Zusammenhänge (%NEH Kopf, kNh L5/S1, kJ AEU) in den adjustierten Analysen zu Lumbalgie/Lumbago. Zusätzlich zeigte

der Indikator %MP HGL signifikante positive (kontinuierliche Variante) als auch signifikante negative Zusammenhänge (kategoriale Variante) in diesen Analysen. Ein Indikator (kNh L5/S1) zeigte in den adjustierten Analysen marginal signifikante positive und 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, % Kniebel., Anz. HHT) marginal signifikante negative Zusammenhänge. Bei den nicht adjustierten Zusammenhangsanalysen wies ein Indikator (%MP HGL) signifikante positive und 3 Belastungsindikatoren signifikante negative Zusammenhänge (%NEH Kopf, kNh L5/S1, kJ AEU) auf. Weiterhin zeigten 3 Indikatoren (%NEH OAR, %MP HGR, kNh L5/S1) marginal signifikante positive und 4 Indikatoren (%NEH EBR, %NEH HGR, %MP HGL, Anz. HHT) marginal signifikante negative Zusammenhänge in den nicht adjustierten Analysen.

Der stärkste Zusammenhang zeigte sich für den Belastungsindikator %NEH OAR als kategoriale Variante. Auch wenn dieser Indikator nicht die primär auf die Zielregion unterer Rücken/LWS wirkende Belastung bewertet, erscheint der Zusammenhang plausibel. Überbeanspruchungen des unteren Rückens können in Verbindung stehen mit Lastenhandhabungen und Körperzwangshaltungen, die wiederum mit ungünstigen Haltungen und Bewegungen der Oberarme einhergehen können. Lastenhandhabungen gehen häufig mit ungünstigen Oberarmhaltungen einher, z. B. bei körperfernem Anheben und Absetzen von Lasten. Daher scheint es plausibel, dass für den Indikator %NEH OAR ein Zusammenhang mit Lumbalgie/Lumbago gefunden wurde.

Beim Greifen von Lasten oder manueller Arbeit in ungünstiger Rumpfhaltung ist auch die Unterarmmuskulatur vermehrt aktiv. Somit lässt sich der signifikante positive Zusammenhang mit dem Zeitanteil der muskelphysiologischen Mikropausen (%MP HGL und %MP HGR) erklären.

Der Belastungsindikator kNh L5/S1 korrespondiert teilweise mit einer ansteigenden Häufigkeit der Diagnose Lumbalgie/Lumbago. Für die kategoriale Variante dieses Indikators zeigen sich für alle Risikokategorien positive Zusammenhänge, die nur für Risikokategorie 2 marginal signifikant sind. Die negativen Zusammenhänge (metrische Variante) ergeben sich möglicherweise aus der Verteilung der Probanden mit Diagnose (n = 176) und ohne Diagnose (n = 357, s. Tabelle 3.2-2, Kapitel 3.2.1) und den Verteilungen der Beschäftigten bzgl. der Risikokategorien (Tabelle 3.2-10, Kapitel 3.2.1.3). Der Risikokategorie 1 werden 20 Probanden zugeordnet, von denen 7 die Diagnose Lumbalgie/Lumbago haben (entspricht 35,0% der Probanden in dieser Risikokategorie mit Diagnose). In Risikokategorie 2 sind 22 Probanden, wovon 15 die Diagnose Lumbalgie/Lumbago haben (68,1%). Der Risikokategorie 3 werden insgesamt die meisten Probanden (n = 432) zugeordnet, von denen 138 Probanden die Diagnose Lumbalgie/Lumbago haben (31,9 %). Der Risikokategorie 4 werden 59 Probanden zugeordnet, wovon 16 Probanden diese Diagnose haben (27,1%). Die prozentuale Abnahme der Diagnosen in RK 3 und RK 4 im Vergleich zu den RK 1 und 2 sowie die Häufung der Probanden ohne Diagnose in der höchsten Risikokategorie (RK 4) könnte ein Hinweis sein, dass auch hier ein „healthy worker effect“ vorliegt. Aufgrund dieses Effekts könnte das Expositionsrisiko im Bereich der LWS bzw. des unteren Rückens unterschätzt werden (vgl. Chowdhury et al. (2017); Marras and Karwowski (2006)).

Die negativen Zusammenhänge mit den Indikatoren %NEH Kopf, Anz. HHT, kJ AEU und %MP HGL sind schwierig zu interpretieren. Diese Indikatoren können mit Belastungen und

Beanspruchungen des LWS-Bereichs (z. B. durch Lastenhandhabung) in Zusammenhang stehen. Somit erscheint ein negativer Zusammenhang nicht unmittelbar plausibel.

**Fazit:** Für die Indikatoren, die primär die LWS-Belastung quantifizieren (%NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT), kann die getroffene Annahme (Kapitel 2.5.2) nicht unfänglich bestätigt werden. Diese 4 Indikatoren korrespondieren nur teilweise mit einer ansteigenden Häufigkeit der Diagnose Lumbalgie/Lumbago. Die nur bedingt bestätigte Kriteriumsvalidität mit Bezug zur Diagnose Lumbalgie/Lumbago ist in dieser Untersuchung möglicherweise auf einen „healthy worker effect“ zurückzuführen. Weitere positive Zusammenhänge zeigen sich für Indikatoren, welche die Belastungen oberen Extremität bewerten. Diese können plausibel erklärt werden.

#### 4.2.5 Zusammenhang zwischen Beschwerden Hände/Handgelenke und Belastungsindikatoren

Die 8 Belastungsindikatoren zur Bewertung der Belastung, die primär auf die Handgelenke bzw. Hände wirkt sowie die deskriptive Statistik der Belastungsindikatoren im 533er Datensatz wurden bereits in Kapitel 4.2.2 diskutiert und sind auch an dieser Stelle gültig.

Es wurden Zusammenhangsanalysen zwischen dem Gesundheits-Outcome Beschwerden im Bereich der Hände und Handgelenke und den 28 Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse für 533 Beschäftigte durchgeführt. Über alle Prävalenzzeiträume hinweg zeigten sich mehrere positive Zusammenhänge und Tendenzen. Signifikante positive Zusammenhänge konnten vor allem mit Handgelenks-Indikatoren (RepScore HGL, %NEH HGL, %NEH HGR, P90 %MVC UAL), Rücken-Indikatoren (kNh L5/S1, Anz. HHT) sowie dem prozentualen Zeitanteil oberhalb der Dauerleistungsgrenze ( $\% > \text{DLG}$ ) identifiziert werden. Auch negative Zusammenhänge kamen als Ergebnisse in den Analysen vor, insbesondere bei den kumulativen Schultermomenten (Nmh SUL, Nmh SuR) und der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge im Bereich der LWS (Anz. RiWeÜ LWS).

Die positiven Zusammenhänge zwischen den vier Belastungsindikatoren RepScore HGL, %NEH HGL, %NEH HGR, P90 %MVC UAL und den Beschwerden im Bereich der Hände und Handgelenke sind plausibel. In den Analysen zu unterschiedlichen Prävalenzzeiträumen korrespondieren diese vier Indikatoren mit einer ansteigenden Häufigkeit von Beschwerden im Bereich der Hände. Diese Indikatoren erwiesen sich als am besten geeignet, um eine valide Belastungsbewertung in Bezug auf das Gesundheits-Outcome Beschwerden im Bereich der Hände/Handgelenke vorzunehmen.

Darüber hinaus lassen sich auch die positiven Zusammenhänge mit den Belastungsindikatoren kNh L5/S1, Anz. HHT und  $\% > \text{DLG}$  plausibel erklären. Bei den häufig aufgetretenen HHT-Vorgängen treten bspw. parallel zu den Handgelenksbelastungen auch Belastungen im LWS-Bereich und des Herz-Kreislauf-Systems auf, worüber sich die Zusammenhänge zwischen diesen Indikatoren und Handgelenksbeschwerden erklären ließen.

Die negativen Zusammenhänge mit den Indikatoren Nmh SUL, Nmh SuR, Anz. RiWeÜ LWS sind schwer zu interpretieren. Diese Indikatoren können mit der Belastung und Beanspruchung des Handgelenks (z.B. durch manuelle Lasthandhabung) in Zusammenhang gebracht werden. Ein negativer Zusammenhang erscheint daher nicht direkt plausibel. Ein Erklärungsansatz

könnte sein, dass bei Tätigkeiten mit hohen Schultermomenten oder Richtwert-Überschreitungen der Fokus des subjektiven Beschwerdeempfindens möglicherweise primär auf den Schultergelenken bzw. der Wirbelsäule und nicht auf den Handgelenken liegt.

Fazit: Einige der Belastungsindikatoren der Handgelenke können die getroffene Annahme (Kapitel 2.5.2) bestätigen. Basierend auf den vorliegenden Analysen kann für die Indikatoren %NEH HGL, %NEH HGR, RepScore HGL und P90 %MVC UAL Kriteriumsvalidität angenommen werden. Weitere Handgelenks-Indikatoren, wie RepScore HGR, P90 %MVC UAR und %MP HGL, zeigen Tendenzen zu positiven Zusammenhängen mit den Beschwerden im Bereich der Handgelenke. Die Analysen geben damit Hinweise, dass auch diese Belastungsindikatoren valide zu sein scheinen. Zusätzlich lassen sich die Zusammenhänge mit Indikatoren, die die Belastungen in anderen Zielregionen quantifizieren, größtenteils plausibel erklären.

#### 4.2.6 Zusammenhang zwischen Beschwerden unterer Rücken/LWS und Belastungsindikatoren

Die vier Indikatoren zur Bewertung der Belastung, die primär auf den unteren Rücken bzw. die Lendenwirbelsäule wirkt sowie die deskriptive Statistik der Belastungsindikatoren im 533er Datensatz wurden bereits in Kapitel 4.2.4 diskutiert und sind auch an dieser Stelle gültig.

Es wurden die Zusammenhänge zwischen dem Gesundheits-Outcome Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS und den 28 Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse für 533 Beschäftigte analysiert. Über alle Prävalenzzeiträume hinweg zeigten sich mehrere positive Zusammenhänge und Tendenzen. Signifikante positive Zusammenhänge zeigten sich mit den vier Rücken-Indikatoren (%NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT), aber auch mit Indikatoren im Bereich der gesamten oberen Extremitäten (z. B. %NEH OAL, %NEH EBR, RepScore EBR, %NEH HGR, P90 %MVC UAR, %MP HGL) sowie mit dem prozentualen Anteil oberhalb der Dauerleistungsgrenze ( $\% > \text{DLG}$ ). Auch negative Zusammenhänge kamen als Ergebnisse in den Analysen vor, z. B. mit dem kumulativen Schultermoment (Nm<sub>h</sub> SuR), mit einigen Indikatoren im Bereich der Hände und Ellenbogen (%MP HGR, %NEH EBL, %NEH EBR), mit der mittleren Arbeitsherzfrequenz ( $\bar{\varnothing}$  HFArbeit) und mit der Dosis der Kompressionskraft im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten (%BWh Hü).

Die Zusammenhänge zwischen den vier Belastungsindikatoren und den Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS erfüllen die Erwartungen. In diesen Analysen korrespondieren diese vier Indikatoren mit einer ansteigenden Häufigkeit an Beschwerden im Bereich des unteren Rückens. Diese Indikatoren erwiesen sich als am besten geeignet, um eine valide Belastungsbewertung in Bezug auf das Gesundheits-Outcome Beschwerden im Bereich des unteren Rückens/LWS vorzunehmen.

Anders als bei den Zusammenhangsanalysen zwischen den Rücken-Indikatoren und der Diagnose Lumbalgie/Lumbago wurden hier in den Analysen zu LWS-Beschwerden keine signifikanten Zusammenhänge in die nicht erwartete Richtung gefunden. Vor allem in der Monats- und Wochenprävalenz konnten signifikante positive Zusammenhänge mit mehreren Rücken-Indikatoren und den LWS-Beschwerden identifiziert werden.

Die Zusammenhänge mit den Belastungsindikatoren %NEH OAL, %NEH EBR, RepScore EBR, %NEH HGR, P90 %MVC UAR, %MP HGL und % > DLG sind ebenfalls erwartungskonform. Hohe Belastungen, die zu LWS-Beschwerden führen können, sind bspw. Lastenhandhabungen und Körperzwangshaltungen, die mit ungünstiger Kinematik und Kraftaufwendungen der oberen Extremität einhergehen können. Auch Beanspruchungen des Herz-Kreislauf-Systems treten in Verbindung mit Lastenhandhabungen auf. Vor diesem Hintergrund sind jedoch die gefundenen negativen Zusammenhänge mit den Indikatoren NmH SuR, %NEH EBL, %NEH EBR, %MP HGR, % BWh Hü, und Ø HFArbeit schwierig zu interpretieren. Ein möglicher Erklärungsansatz könnte sich aus den jeweiligen Prävalenzzeiträumen ergeben. Während die positiven Zusammenhänge eher bei der Wochen- und Monatsprävalenz auftreten, sind die negativen Zusammenhänge vermehrt bei der Punktprävalenz zu finden. Das könnte daran liegen, dass die ermittelten Expositionen potentiell höher waren als üblich, z. B. durch die betriebsseitige Auswahl besonders fitter und motivierter Beschäftigter oder durch besondere Anstrengung in der Erhebungssituation. Zudem ist es möglich, dass Beschäftigte mit Beschwerden aktuell nicht am Arbeitsplatz waren („healthy worker effect“).

Fazit: Die Belastungsindikatoren des unteren Rückens können die getroffene Annahme (Kapitel 2.5.2) bestätigen. In den hier vorliegenden Analysen ist für die Indikatoren %NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT die Kriteriumsvalidität anzunehmen. Viele der beschriebenen Zusammenhänge – auch mit Indikatoren, die die Belastungen auf andere Zielregionen quantifizieren – lassen sich plausibel erklären.

#### 4.2.7 Zusammenfassende Diskussion

Die Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für die Gesundheits-Outcomes der hier dargestellten Zielregionen Hände/Handgelenke und unterer Rücken/LWS sind insgesamt plausibel. Die gefundenen Zusammenhänge sind zum überwiegenden Teil erwartungskonform. Für die dargestellten Gesundheits-Outcomes korrespondieren einige der Belastungsindikatoren mit einer ansteigenden Häufigkeit belastungstypischer Beschwerden oder Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems. Diese Belastungsindikatoren können in Bezug zum jeweiligen Gesundheits-Outcome als valide angenommen werden. Vor allem die Indikatoren %NEH HGL, RepScore HGL und P90 %MVC UAL zeigten signifikante positive Zusammenhänge mit mehreren Gesundheits-Outcomes der oberen Extremitäten und scheinen daher auch Outcome-unabhängig valide zu sein. Auch die Belastungsindikatoren des unteren Rückens (%NEH Rumpf, kNh L5/S1, Anz. RiWeÜ LWS, Anz. HHT) zeigen für mehrere Prävalenzzeiträume signifikante positive Zusammenhänge mit Beschwerden im Bereich des unteren Rückens und scheinen unabhängig vom Prävalenzzeitraum valide zu sein. Diese Validität konnte jedoch bezogen auf das Outcome Lumbalgie/Lumbago nur bedingt bestätigt werden. In einigen Analysen sind die Zusammenhänge entgegen der ursprünglichen Erwartung negativ. Mögliche spezifische Ursachen dafür finden sich in den jeweiligen Diskussionskapiteln.

Auf Basis der ermittelten und hier dargestellten Ergebnisse der Kriteriumsvalidierung kann der der Fragestellung 3 (vgl. Kapitel 1.3.1 und 2.5.2) zugestimmt werden. Es konnten überwiegend plausible Zusammenhänge zwischen der erhöhten physischen Belastung und bestimmten Gesundheits-Outcomes nachgewiesen werden. Diese Zusammenhänge zeigten sich für unterschiedliche Prävalenzzeiträume sowie für Erkrankungen unterschiedlicher Körperregionen,

basierend auf anamnestischen und/oder klinischen/funktionellen Hinweisen. Damit können die getroffenen Annahmen zur Fragestellung 3 bestätigt werden.

#### 4.2.8 Stärken und Limitationen der Kriteriumsvalidierung

Die Belastungsindikatoren wurden im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie anhand von Messdaten zu exponierten Arbeitsplätzen und Daten zu medizinischen Outcomes getestet. Im Folgenden werden die methodischen Stärken und Limitationen betrachtet.

##### Stärken:

Die Expositionsdaten wurden mit dem Messsystem CUELA objektiv und ohne mögliche Verzerrungen (z. B. durch Parallaxefehler oder subjektive Einschätzungen bei Beobachtungen) erfasst. Zur Sicherung der Reliabilität in der Datenerfassung wurde im Messablauf ein striktes Protokoll eingehalten. Die unter realen Bedingungen erhobenen Daten wurden im Zuge der computerbasierten Weiterverarbeitung systematischen Plausibilitätsprüfungen unterzogen um Messfehler und Artefakte zu eliminieren. Zur Ermittlung der Schichtexposition wurden Extrapolationen durchgeführt unter Verwendung von Tätigkeitszeitprofilen aus den arbeitswissenschaftlichen Befragungen. Dadurch ist eine gute Annäherung an die Realität möglich. Die messtechnisch erfassten Expositionsdaten stellen somit eine valide Grundlage für darauf basierende Belastungsbewertungen sicher. Damit ist gewährleistet, dass qualitativ hochwertige Expositionsdaten in die Zusammenhangsanalysen eingegangen sind.

Es ist eine weitere Stärke, dass die Daten einer groß angelegten medizinischen Untersuchung zur Kriteriumsvalidierung herangezogen werden konnten. Es standen neben subjektiven Beschwerden unterschiedlicher Prävalenzzeiträume auch mehrere von Ärztinnen und Ärzten diagnostizierte Erkrankungen für die Analysen zur Verfügung. Weiterhin ist positiv anzumerken, dass die medizinische Outcome-Erfassung blind gegenüber dem messtechnisch erfassten Expositionsstatus (und umgekehrt) war und beide Daten unabhängig voneinander erhoben wurden. Zusätzlich wurden die Ärztinnen und Ärzte speziell für die Erhebungen im Projekt MEGAPHYS geschult. All dies stellt eine hohe Qualität der Gesundheits-Daten sicher, welche in die Zusammenhangsanalysen eingegangen sind.

In den Zusammenhangsanalysen wurde für die wichtigsten Confounder Alter, Geschlecht, BMI, Rauchverhalten, Ausübung sportlicher Aktivitäten, Arbeitszufriedenheit und Komorbidität (Anzahl zusätzlicher Erkrankungen oder Beschwerden) adjustiert. Zusätzlich wurde mit Generalisierten Schätzungsgleichungen ein adäquates Modell für die Berechnung der Zusammenhangsanalysen ausgewählt. Damit reiht sich die Methodik der vorliegenden Feldstudie in die gängige Praxis epidemiologischer Untersuchungen auf diesem Gebiet ein.

Gemessen am Aufwand der Expositionsermittlung (Ganzkörper-Bewegungserfassung ergänzt um weitere Sensorik, wie EMG oder Handkraftmessung) und der medizinischen Datenerhebung stellt der vorliegende Datensatz mit 533 Beschäftigten eine verhältnismäßig große vollständige Stichprobe dar.

## Limitationen:

Einleitend ist zu erwähnen, dass anhand des verwendeten Studiendesigns (Querschnittstudie) keine Aussagen zur Kausalität von Zusammenhängen getroffen werden können, wie es bei einer Längsschnittstudie möglich ist.

Eine bedeutsame Limitation in der Validierung stellt der „healthy worker effect“ dar, der häufig mit Querschnittsstudien einhergeht. Der „healthy worker effect“ kann die Aussagekraft der vorliegenden Ergebnisse limitieren, da bei höheren Expositionen weniger Fälle von Erkrankungen oder Beschwerden auftreten können. Es wird davon ausgegangen, dass infolge von Selektionsprozessen zum Zeitpunkt der Erhebung nur noch die gesunden bzw. am besten adaptierten Beschäftigten anwesend sind, die den hohen Belastungen „standhalten“. Somit können erwartete Zusammenhänge zwischen Expositionen und Gesundheits-Outcomes geringer ausfallen bzw. auch negative Zusammenhänge auftreten. Das Expositionsrisiko kann somit unterschätzt werden (vgl. Chowdhury et al. (2017); Marras and Karwowski (2006)). In mehreren der hier dargestellten Analysen gab es Hinweise auf ein Vorliegen dieses Effekts.

Daneben ist zu berücksichtigen, dass die Datenerhebungen der Messtechnischen Analyse i. d. R. nicht am gleichen Tag stattgefunden haben wie die arbeitsmedizinischen Befragungen und Untersuchungen. Eine gleichzeitige Datenerhebung aller Projektpartner war aus organisatorischen und wirtschaftlichen Gründen nicht praktikabel. Zwischen den Terminen zur Expositions- und Outcome-Erhebung lagen mitunter mehrere Tage, Wochen oder Monate. Um eine größtmögliche Übereinstimmung mit der typischen Arbeitsbelastung zu erreichen, wurde die Auswahl der jeweils zu messenden Tätigkeiten an den Arbeitsplatzprofilen aus den arbeitswissenschaftlichen Befragungen ausgerichtet. Neben den zeitlichen Abständen zwischen den Erhebungsterminen können Verzerrungen dadurch entstanden sein, dass aufgrund von Auftrags-, Witterungs-, Fortschritts- oder Wochentags-Abhängigkeiten am Messtag nicht alle dokumentierten Tätigkeiten erhebbar waren. Trotz sorgfältiger Planung ist somit nicht immer gewährleistet, dass die gemessene Exposition exakt derjenigen Exposition entspricht, auf die sich die Gesundheits-Outcomes beziehen.

Als weitere Limitation ist ein möglicher Selektions-Bias (Stichprobenverzerrung) zu nennen. Die ausgewählten Arbeitsplätze stellen keinen repräsentativen Querschnitt deutscher Arbeitsplätze dar. Die Auswahl der Arbeitsplätze konnte nicht zufällig erfolgen, da es schwierig war, überhaupt Unternehmen für die aufwändige Teilnahme zu rekrutieren. Somit können bestimmte Branchen sowie kleinere Betriebe unterrepräsentiert sein. Darüber hinaus konnten auch die Probanden innerhalb der teilnehmenden Betriebe nicht randomisiert ausgewählt werden, da die Auswahl jeweils firmenintern getroffen wurde. Daher ist es möglich, dass z. B. als Mess-Probanden eher fitte und motivierte Beschäftigte ausgewählt wurden, was zu einer Expositionsüberschätzung geführt haben könnte. Dies könnte eine weitere Ursache für den „healthy worker effect“ sein.

Verzerrungen in Richtung einer Expositionsüberschätzung können auch durch die Erhebungssituation zustande gekommen sein. Aufgrund der Anwesenheit der Untersuchungsdurchführenden sowie weiterer betrieblicher Akteure (z. B. Vorgesetzte, Kolleginnen/Kollegen, Betriebsärztinnen/-ärzte, Sicherheitsfachkräfte, Betriebsratsmitglieder) strengten sich die Versuchspersonen möglicherweise über das übliche Maß hinaus an. Des Weiteren ist auch

eine Beeinflussung durch das Tragen des Messsystems sowie das Filmen mit den Videokameras nicht auszuschließen.

Obwohl speziell geschulte Ärztinnen und Ärzte die Outcome-Erhebung durchgeführt haben, ist möglich, dass subjektive Einflüsse und individuelle Erfahrungen die Datenerhebungen beeinflusst haben. Die Verdachtsdiagnosen wurden dabei auch unabhängig von der Körperseite gestellt, was die Deutung von Zusammenhängen zwischen Belastungsindikatoren und medizinischen Outcomes erschwert.

In den Analysen fanden sich für einige Expositionskategorien nur wenige bzw. keine Erkrankungs- oder Beschwerdefälle. Die teilweise niedrigen Fallzahlen, sind auch darauf zurückzuführen, dass ausschließlich vollständige Datensätzen in die Analysen eingingen. Jedoch war dieses Vorgehen erforderlich, um möglichst klare Zusammenhänge zwischen den Belastungsindikatoren und den medizinischen Outcomes herauszustellen.

## 5 Projektergebnisse Methodenebene Messtechnische Analyse

Im Rahmen von MEGAPHYS wurden für die Methodenebene „Messtechnische Analyse“ Verfahren zur Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz erarbeitet. Die Entwicklungen basieren auf dem Einsatz messtechnischer Methoden, die relevante Belastungsparameter zu Heben/Halten/Tragen und Ziehen/Schieben von Lasten, manuellen Arbeitsprozessen, Ganzkörperkräften, Körper(zwangs)haltung und Körper(fort)bewegung einzeln oder kombiniert erfassen. Um die Auswirkungen der genannten Belastungsarten auf den menschlichen Körper zu bewerten wurde ein Körperregion-spezifischer Ansatz verfolgt.

Das Bewertungskonzept umfasst etablierte Methoden, überarbeitete Verfahren und neu entwickelte Bewertungsansätze. Einschließlich der Unterscheidung zwischen linker und rechter Körperseite wurden insgesamt 28 Belastungsindikatoren erstellt. Diese sind spezifisch auf die Körperregionen Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Hände/Handgelenke, unterer Rücken/LWS, Hüfte und Knie bezogen. Zusätzlich wurden Indikatoren zur Belastungsanalyse bzgl. des Herz-Kreislauf-Systems und des Arbeitsenergieumsatzes definiert. Die Bewertungsansätze umfassen sowohl biomechanische als auch leistungsphysiologische Betrachtungsweisen. Bei den biomechanischen Betrachtungsweisen kann unterschieden werden zwischen kinematischen Ansätzen (z. B. Analyse von Haltungen und Bewegungen) und kinetischen Ansätzen (z. B. Analyse von Gelenkmomenten oder Kompressionskräften). Die leistungsphysiologischen Betrachtungsweisen umfassen Ansätze zur Beschreibung und Bewertung der muskulären Aktivität sowie der Herzfrequenz und des Energieumsatzes. Daneben gibt es Indikatoren, die bestimmte Tätigkeiten oder Vorgänge quantifizieren. Die im Projekt abgeleiteten Indikatoren, insbesondere zur Beschreibung der Belastung des unteren Rückens und der Lendenwirbelsäule sowie zur Festlegung von Bewertungskriterien, wurden in enger Zusammenarbeit zwischen IfADo und IFA entwickelt.

Die entwickelten Bewertungsansätze basieren auf objektiven Messparametern und Kenngrößen, die im Rahmen der Feldmessungen mit dem CUELA-System ermittelt wurden. Für die vollumfängliche Ermittlung der unterschiedlichen Expositionen war die Zusammenstellung einer spezifisch geeigneten Messtechnik erforderlich. Dafür wurden bereits bestehende Hard- und Softwarelösungen im Hinblick auf die Projektziele kombiniert, ergänzt und angepasst. Im Zuge dessen wurde das CUELA-Basissystem zur Erfassung der Kinematik des Rückens und der Beine um Sensorik zur Erfassung der Schulter-Arm-Hand-Kinematik erweitert. Das erweiterte CUELA-Messsystem wurde mit weiteren Sensoren (Oberflächen-Elektromyographie, Handkraftdynamometer, Drucksensitive Messsohlen) gekoppelt und zusätzlich mit externen Messinstrumenten (Herzfrequenzsensoren und Brustgurt, zwei Videokameras für unterschiedliche Aufnahmen in zwei Perspektiven) synchronisiert. Dieses messtechnische „Set-up“ erwies sich als geeignet um alle erforderlichen Belastungsparameter adäquat zu erfassen.

In der MEGAPHYS-Feldstudie wurden die CUELA-Belastungsindikatoren zur Beschreibung und Bewertung der physischen Belastung an den untersuchten Arbeitsschichten verwendet (deskriptive Analyse). Über die Verknüpfung mit den Ergebnissen der medizinischen Beschwerdeerhebung und Diagnostik wurde der Zusammenhang zwischen der anhand der CUELA-Indikatoren ermittelten Höhe der jeweiligen physischen Belastung und bestimmten

Gesundheits-Outcomes analysiert (Überprüfung der Kriteriumsvalidität). Im vorliegenden Bericht sind die deskriptiven Ergebnisse der Methodenebene Messtechnische Analyse im Feld sowie exemplarisch die Ergebnisse der Kriteriumsvalidierung zwischen den Belastungsindikatoren und spezifischen Muskel-Skelett Erkrankungen (Karpaltunnelsyndrom, Arthrose der distalen Gelenke, Lumbago/Lumbalgie) und unspezifischen Handgelenks- oder Rückenbeschwerden (basierend auf Angaben zur Monats, Wochen- und Punktprävalenz) dargestellt. Es konnten zahlreiche und überwiegend plausible Zusammenhänge zwischen mehreren Belastungsindikatoren und spezifischen körperregionsbezogenen Gesundheits-Outcomes identifiziert werden. Damit eignen sich die Belastungsindikatoren neben der objektiven Quantifizierung von Expositionen auch für die Gefährdungsbeurteilung hinsichtlich muskuloskelettaler Erkrankungen und Beschwerden. Insgesamt liegt ein validiertes Messkonzept vor, das für die Bewertung lokalisationsbezogener Belastungen nach dem MEGAPHYS-Risikokonzept (Band 1, Kapitel 2.1) eingesetzt werden kann. Neben der Anwendung als umfassendes Experten-Messsystem ist in der betrieblichen Praxis zukünftig auch die Nutzung der Bewertungsansätze für einzelne Lokalisationen in Kombination mit vergleichsweise einfacher Messtechnik denkbar.

Über die zwischen den MEGAPHYS-Methodenebenen definierten Schnittstellen, wie das gemeinsame Verständnis der Wirkung von Belastungsarten auf Zielregionen, das abgestimmte Risikokonzept und die Definition der typischen Arbeitsschichten, konnten innerhalb der Feldstudie die Belastungsbewertungen der eingesetzten Methoden einander gegenübergestellt werden. Im Rahmen dieser Konvergenzbetrachtungen wurde der Zusammenhang zwischen den CUELA-Belastungsindikatoren und den Punktwerten des Speziellen Screenings und des Experten-Screenings untersucht. Hier zeigten sich viele plausible Zusammenhänge zwischen den Punktwerten der Screening-Verfahren und den vorab angenommenen Indikatoren spezifischer Zielregionen (s. Band 2 Teil D.2 und D.3).

Zusammenfassend betrachtet wurden somit alle eingangs formulierten Fragen zur Entwicklung und Evaluation geeigneter messtechnischer Verfahren zur Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz (vgl. Kapitel 1.3.1) beantwortet und die jeweils abgeleiteten Hypothesen (vgl. Kapitel 1.3.2) bestätigt. Darüber hinaus sind im Sinne des übergeordneten Ziels von MEGAPHYS – ein abgestimmtes Methodeninventar zu entwickeln – folgende Querverbindungen der Ebene Messtechnische Analyse zu den anderen Methodenebenen besonders hervorzuheben: (1) Die Instrumente *Der Dortmunder* (IfADo) und *CUELA* (IFA) wurden gekoppelt und in der Feldstudie eingesetzt, um die jeweiligen Vorteile – detaillierte Lumbalbelastungsbestimmung bzw. mobile Anwendung am realen Arbeitsplatz – zu verbinden (s. Band 2 Teil C Kapitel 3.4). (2) Die entsprechenden Kenngrößen zur Belastungsbeschreibung des unteren Rückens sowie korrespondierende Bewertungskriterien wurden „auf der Schnittstelle“ zur Methodenebene Labormessung/-simulation erarbeitet und sind daher von allgemeingültiger Bedeutung. (3) Die Ergebnisse der Messtechnischen Analyse wurden exemplarisch für die Evaluierung eines Körpersegment-bezogenen Screening-Ansatzes verwendet und können als Grundlage für die künftige Weiterentwicklung entsprechender Screening-Methoden dienen (s. Band 2 Teil A Kapitel 3.2.5). (4) Die Passfähigkeit der Belastungsbewertungen der Screening-Methoden und der Messtechnischen Analyse wurde geprüft, indem die jeweiligen Arbeitsschichtbewertungen aus der Feldstudie einander gegenübergestellt und hinsichtlich ihres Zusammenhangs analysiert wurden (s. Teile D.2 und D.3).

## 6 Ausblick Methodenebene Messtechnische Analyse

Als Ergebnis von MEGAPHYS liegen für die Methodenebene Messtechnische Analyse im Feld Körperregion-spezifische Ansätze vor, die sich sehr gut zur Quantifizierung und Beurteilung physischer Belastungen am Arbeitsplatz eignen. Erstmals steht überhaupt ein derart umfassendes und evaluiertes Konzept zur Bewertung messtechnisch ermittelter Belastungsdaten zur Verfügung. Das CUELA-Bewertungskonzept stellt einen guten ersten Ansatz dar, der über die durchgeführte Evaluierung hinaus weiter zu prüfen ist. Prinzipiell ist eine Anpassung und Ergänzung der dargestellten Indikatoren und Risikobewertungsansätze für einzelne Lokalisationen möglich.

Eine sinnvolle Ergänzung des bisherigen Bewertungskonzepts stellt bspw. die kombinierte Betrachtung von über EMG ermittelten Kraftaufwendungen und kinematischen Kenngrößen dar. Für die Lokalisationen Hände/Handgelenke und Ellenbogen wurde bereits ein kombinierter Bewertungsansatz entwickelt und getestet (Seidel et al., 2019). Eine weitere mögliche Ergänzung der Bewertungsverfahren könnte die Erweiterung um oder Kombination mit externen Kräften sein. Hierzu wird geeignete mobile und personengebundene Kraftsensorik benötigt. Die Praktikabilität derartiger Kraftsensoren wird derzeit am IFA geprüft.

Im Projekt MEGAPHYS lag der Fokus auf Belastungen, die zu gesundheitlichen Beeinträchtigungen aufgrund von körperlicher Überforderung führen können. Dabei ist zu berücksichtigen, dass ein gesundes Muskel-Skelett-System ein gewisses Maß an Belastung zur optimalen Ausbildung benötigt. Eine vollständig fehlende oder zu geringe Belastung (Unterforderung) kann dementsprechend ebenfalls zu einer Schädigung des Muskel-Skelett-Systems führen. Zukünftig ist daher das CUELA-Bewertungskonzept um Ansätze zur Beurteilung körperlicher Unterforderung, z. B. durch langandauerndes Sitzen oder Stehen, zu ergänzen.

Das unter der Bezeichnung „CUELA“ entwickelte Bewertungskonzept ist nicht auf die in MEGAPHYS zur Belastungserhebung eingesetzte Messtechnik beschränkt. Die Bewertungsansätze können prinzipiell auch auf Messdaten angewendet werden, die mit vergleichbarer Sensorik ermittelt wurden. Schnittstellen zu entsprechender kommerzieller Messtechnik werden derzeit am IFA definiert und implementiert, um den Zugang zu der Methodik zu erleichtern.

Die mit Abschluss von MEGAPHYS zur Verfügung stehenden CUELA-Bewertungsansätze ermöglichen eine objektive und detaillierte Identifikation von Belastungs- und Gefährdungsschwerpunkten. Dies bildet im Bedarfsfall eine sehr gute Grundlage für die Ableitung zielgerichteter Präventionsmaßnahmen. Damit eignen sich die CUELA-Bewertungsansätze zur Anwendung im Rahmen der Gefährdungsbeurteilung bei physischer Belastung. Hier ist neben dem Einsatz umfassender Experten-Messsysteme auch der Einsatz einfacher Systeme mit wenigen Sensoren zur Analyse einzelner Körperregionen geplant. Diese sollen eine einfachere Anwendung in der betrieblichen Praxis ermöglichen um zukünftig eine breitere Anwendung messdatenbasierter Bewertungsansätze im präventiven Arbeitsschutz etablieren zu können.

# Literaturverzeichnis

- ACGIH. Hand activity level TLVs and BEIs - Threshold limit values for chemical substances and physical agents. Cincinnati, Ohio: American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH®) 2001:1-18.
- Arvidsson, I., Akesson, I., Hansson, G.A. Wrist movements among females in a repetitive, non-forceful work. *Appl Ergon* 2003;34(4):309-316. doi: 10.1016/s0003-6870(03)00042-5
- Barrero, L.H., Pulido, J.A., Berrio, S., Monroy, M., Quintana, L.A., Ceballos, C., Hoehne-Hueckstaedt, U., Ellegast, R. Physical workloads of the upper-extremity among workers of the Colombian flower industry. *Am J Ind Med* 2012;55(10):926-939. doi: 10.1002/ajim.22102
- BAuA. MEGAPHYS - Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz [MEGAPHYS - multilevel risk assessment of physical workloads]. Gemeinsamer Abschlussbericht der BAuA und der DGUV. Band 1. Dortmund/Berlin/Dresden: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) 2019:1-987.
- Bernard, B.P. Musculoskeletal Disorders and Work Place Factors – A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity and Low Back. Cincinnati, OH, USA: U.S. Department of Health and Human Services, National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) 1997:1–590.
- BMAS. Wissenschaftliche Begründung zur Berufskrankheit Nummer 2112 „Gonarthrose durch eine Tätigkeit im Knien oder vergleichbarer Kniebelastung mit einer kumulativen Einwirkungsdauer während des Arbeitslebens von mindestens 13 000 Stunden und einer Mindesteinwirkungsdauer von insgesamt einer Stunde pro Schicht“. *BARbBl* 2005;10:46-72.
- Borg, G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health* 1990;16:55-58.
- Brütting, M., Hermanns, I., Nienhaus, A., Ellegast, R. Muskel-Skelett-Belastungen beim Schieben und Ziehen von Krankenbetten und Rollstühlen. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie* 2017;67:64-77. doi: 10.1007/s40664-016-0150-4
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J. Occupational Biomechanics. 3 ed. New York: John Wiley & Sons 1999.
- Chowdhury, R., Shah, D., Payal, A.R. Healthy Worker Effect Phenomenon: Revisited with Emphasis on Statistical Methods - A Review. *Indian J Occup Environ Med* 2017;21(1):2-8. doi: 10.4103/ijoem.IJOEM\_53\_16
- Colombini, D., Occhipinti, E., Grieco, A. Risk Assessment and Management of Repetitive Movements and Exertions of the Upper Limbs. Job Analysis, Ocr Risk Indices, Prevention Strategies and Design Principles ELSEVIER SCIENCE & TECHNOLOGY 2002.
- Corlett, E.N., Bishop, R.P. A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics* 1976;19(2):175-182. doi: 10.1080/00140137608931530
- da Costa, B.R., Vieira, E.R. Risk Factors for Work-Related Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review of Recent Longitudinal Studies. *Am J Ind Med* 2010;53(3):285-323. doi: 10.1002/ajim.20750
- DIN EN 1005-4. Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung - Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen; Deutsche Fassung EN 1005-4. Beuth, Berlin, 2005:2005+A2001:2008.
- Ditchen, D. Erfassung arbeitsbedingter Kniebelastungen an ausgewählten Arbeitsplätzen (IFA-Report 2/2012). Berlin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV) 2012.
- Ditchen, D., Ellegast, R.P., Rehme, G. GonKatast - Ein Messwertkataster zu beruflichen Kniebelastungen (IFA-Report 1/2010). IFA-Report 1/2010. Sankt Augustin: Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) 2010.
- Ditchen, D.M., Ellegast, R.P., Gawliczek, T., Hartmann, B., Rieger, M.A. Occupational kneeling and squatting: development and validation of an assessment method combining measurements and diaries. *Int Arch Occup Environ Health* 2015;88(2):153-165. doi: 10.1007/s00420-014-0946-5
- Ditchen, D.M., Ellegast, R.P., Hartmann, B., Rieger, M.A. Validity of self-reports of knee-straining activities at work: a field study with 6-month follow-up. *Int Arch Occup Environ Health* 2013;86(2):233-243. doi: 10.1007/s00420-012-0758-4
- Drury, C.G. A Biomechanical Evaluation of the Repetitive Motion Injury Potential of Industrial Jobs. *Seminars in Occupational Medicine* 1987;2(1):41-47.
- du Prel, J.B., Hommel, G., Rohrig, B., Blettner, M. Confidence interval or p-value?: part 4 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int* 2009;106(19):335-339. doi: 10.3238/arztebl.2009.0335

- Ellegast, R.P. Personengebundenes Messsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Tätigkeiten. BIA-Report 5/98. Sankt Augustin: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG) 1998.
- Ellegast, R.P., Hermanns, I., Schiefer, C. Workload assessment in field using the ambulatory CUELA system. In: Duffy VG, ed. Second International Conference Digital Human Modeling - ICDHM 2009, Held as Part of HCI International 2009. San Diego/USA: Springer, 2009:221-226.
- Ellegast, R.P., Hermanns, I., Schiefer, C. Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und -analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen [Ambulatory measurement system CUELA for long-term motion analysis at workplaces]. *Z. Arb. Wiss.* 2010;64(2):101-110.
- Ellegast, R.P., Kupfer, J. Portable posture and motion measuring system for use in ergonomic field analysis. *Ergonomic software tools in product and workplace design* ed. Stuttgart: Ergon 2000:47-54.
- Freitag, S., Ellegast, R., Dulon, M., Nienhaus, A. Quantitative measurement of stressful trunk postures in nursing professions. *Ann Occup Hyg* 2007;51(4):385-395. doi: 10.1093/annhyg/mem018
- Glitsch, U., Ditchen, D., Varady, P., Augat, P. Analyse der Hüftgelenksbelastung bei beruflichen und außerberuflichen Tätigkeiten (IFA-Report 03/2016). Berlin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV) 2016.
- Hansson, G.-Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Granqvist, L., Nordander, C., Arvidsson, I., Åkesson, I., Unge, J., Rittner, R., Strömberg, U., Skerfving, S. Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. *Int J Ind Ergon* 2009;39(1):221-233. doi: 10.1016/j.ergon.2008.04.003
- Hansson, G.-Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Palsson, B., Rylander, L., Skerfving, S. Impact of physical exposure on neck and upper limb disorders in female workers. *Appl Ergon* 2000;31(3):301-310. doi: 10.1016/S0003-6870(99)00047-2
- Hansson, G.-Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L., Skerfving, S. Goniometer Measurement and Computer Analysis of Wrist Angles and Movements Applied to Occupational Repetitive Work. *J Electromyogr Kinesiol* 1996;6(1):23-35.
- Hansson, G.-Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Skerfving, S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol* 2004a;14(3):355-367. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.10.001
- Hansson, G.-Å., Ohlsson, K., Balogh, I., Nordander, C., Skerfving, S. Exposure-response relation for wrist/hand disorders. In: Premus, ed. Premus 2004, 5th International Scientific Conference on Prevention of Workrelated Musculoskeletal disorders. Zürich, Switzerland, 2004b:477-478.
- Hartmann, B., Spallek, M., Ellegast, R. Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen. Ursachen - Prävention - Ergonomie - Rehabilitation. Zwickau: ecomed MEDIZIN 2013.
- Hermanns, I., Raffler, N., Ellegast, R.P., Fischer, S., Göres, B. Simultaneous field measuring method of vibration and body posture for assessment of seated occupational driving tasks. *Int J Ind Ergon* 2008;38(3):255-263. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2007.05.007>
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. SENIAM 8. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Results of the SENIAM project. Enschede, the Netherlands: Roessingh Research and Development b.v. 1999.
- Hettinger, T. Methoden zur Erfassung von Belastbarkeit sowie der Belastung und Beanspruchung des Menschen in der Arbeitswelt. Sonderdruck aus Arbeitssicherheit: Handbuch für Unternehmensleitung, Betriebsrat und Führungskräfte. Freiburg i. Br.: Rudolf Haufe Verlag 1981.
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R.P., Hermanns, I., Hamburger, R., Ditchen, D. BGIA-Report 2/2007 Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität - Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten. Sankt Augustin 2007.
- ISO 11226. Ergonomics – Evaluation of static working postures (Ergonomie – Evaluierung von Körperhaltungen bei der Arbeit). Beuth, Berlin, 2000.
- ISO 11228-2. Ergonomics – Manual handling – Part 2: Pushing and pulling (Ergonomie – Manuelle Handhabungen – Teil 2: Ziehen und Schieben). Beuth, Berlin, 2007.
- Jäger, M. Extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength for deriving reference values in ergonomic work design: The Revised Dortmund Recommendations. *EXCLI journal* 2018;17:362-385. doi: 10.17179/excli2018-1206
- Jäger, M., Luttmann, A., Göllner, R. Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule bei manueller Lastenhandhabung – Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. *Zbl. Arbeitsmed.* 2001a;51:354-372.

- Jäger, M., Luttmann, A., Göllner, R., Laurig, W. The Dortmund - Biomechanical model for quantification and assessment of the load on the lumbar spine. Arlington VA: Soc. Automotive Engineers Inc. 2001b: 2001-01-2085.
- Kapellusch, J.M., Gerr, F.E., Malloy, E.J., Garg, A., Harris-Adamson, C., Bao, S.S., Burt, S.E., Dale, A.M., Eisen, E.A., Evanoff, B.A., Hegmann, K.T., Silverstein, B.A., Theise, M.S., Rempel, D.M. Exposure-response relationships for the ACGIH threshold limit value for hand-activity level: results from a pooled data study of carpal tunnel syndrome. *Scand J Work Environ Health* 2014;40(6):610-620. doi: 10.5271/sjweh.3456
- Karhu, O., Kansi, P., Kuorinka, I. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. *Appl Ergon* 1977;8(4):199-201.
- Karvonen, M.J., Kentala, E., Mustala, O. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn* 1957;35(3):307-315.
- Klussmann, A., Gebhardt, H., Nubling, M., Liebers, F., Quiros Perea, E., Cordier, W., von Engelhardt, L.V., Schubert, M., David, A., Bouillon, B., Rieger, M.A. Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis: results of a case-control study in Germany. *Arthritis Res Ther* 2010;12(3):R88. doi: 10.1186/ar3015
- Kristensen, T.S. A new tool for assessing psychosocial factors at work. The Copenhagen Psychosocial Questionnaire. *TUTB Newsletter* 2002;19(20):45-47.
- Latko, W.A., Armstrong, T.J., Foulke, J.A., Herrin, G.D., Rouborn, R.A., Ulin, S.S. Development and Evaluation of an Observational Method for Assessing Repetition in Hand Tasks. *Am Ind Hyg Assoc J* 1997;58(4):278-285. doi: 10.1080/15428119791012793
- Lehmann, G. Praktische Arbeitsphysiologie. Stuttgart: Georg Thieme-Verlag 1953.
- Marras, W.S., Karwowski, W. Fundamentals and Assessment Tools for Occupational Ergonomics. The Occupational Ergonomics Handbook. 2 ed. Boca Raton, London, New York: CRC Press, Taylor & Francis Group 2006.
- McAtamney, L., Nigel Corlett, E. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl Ergon* 1993;24(2):91-99.
- Melhorn, J.M., Talmage, J.B., Ackerman III, W.E., Hyman, M.H. AMA Guides to the Evaluation of Disease and Injury Causation. 2nd ed. Chicago, Illinois: American Medical Association 2014:1-792.
- Mital, A., Nicholson, A.S., Ayoub, M.M. A guide to manual materials handling. 2 ed. London: Taylor & Francis 1997.
- Nordander, C., Ohlsson, K., Akesson, I., Arvidsson, I., Balogh, I., Hansson, G.A., Stromberg, U., Rittner, R., Skerfving, S. Exposure-response relationships in work-related musculoskeletal disorders in elbows and hands - A synthesis of group-level data on exposure and response obtained using uniform methods of data collection. *Appl Ergon* 2013;44(2):241-253. doi: 10.1016/j.apergo.2012.07.009
- Nübling, M., Stößel, U., Hasselhorn, H.-M., Michaelis, M., Hofmann, F. Methoden zur Erfassung psychischer Belastungen - Erprobung eines Messinstrumentes (COPSOQ) [Methods for recording of psychological exposures - testing of a measuring instrument (COPSOQ)]. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Forschungsbericht, Fb 1058. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft GmbH 2005:1-144.
- Ohlsson, K., Hansson, G.A., Balogh, I., Stromberg, U., Palsson, B., Nordander, C., Rylander, L., Skerfving, S. Disorders of the neck and upper limbs in women in the fish processing industry. *Occup Environ Med* 1994;51(12):826-832. doi: 10.1136/oem.51.12.826
- Palmer, K.T., Harris, E.C., Coggon, D. Carpal tunnel syndrome and its relation to occupation: a systematic literature review. *Occup Med (Lond)* 2007;57(1):57-66. doi: 10.1093/occmed/kql125
- Palmer, K.T., Haward, B., Griffin, M.J., Bendall, H., Coggon, D. Validity of self reported occupational exposures to hand transmitted and whole body vibration. *Occupational and Environmental Medicine* 2000;57(4):237-241. doi: 10.1136/oem.57.4.237
- Seidel, D.H., Hermanns, I., Heinrich, K., Ellegast, R., Rieger, M.A., Barrero, L.H., Weber, B., Steinhilber, B. Extension of a kinematic and force measurement-based tlv approach to assess workloads of the elbow joint – a field feasibility study. PREMUS 2019: 10th International Scientific Conference on the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders. Bologna, Italia: PREMUS, 2019:120.
- Seidler, A., Bergmann, A., Bolm-Audorff, U., Ditchen, D., Ellegast, R., Euler, U., Haerting, J., Haufe, E., Jähnichen, S., Jordan, C., Kersten, N., Kuss, O., Lundershausen, N., Luttmann, A., Morfeld, P., Petereit-Haack, G., Schäfer, K., Voß, J., Jäger, M. Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie mit dem Ziel der Ableitung geeigneter Richtwerte. Abschlussbericht zur „DWS-Richtwerteableitung“, 2012: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) 2012.
- Seidler, A., Bergmann, A., Jager, M., Ellegast, R., Ditchen, D., Elsner, G., Grifka, J., Haerting, J., Hofmann, F., Linhardt, O., Luttmann, A., Michaelis, M., Petereit-Haack, G., Schumann, B., Bolm-Audorff, U. Cumulative occupational lumbar load and lumbar disc disease—results of a German multi-center case-control study (EPILIFT). *BMC Musculoskelet Disord* 2009;10:48. doi: 10.1186/1471-2474-10-48

Spielholz, P., Silverstein, B., Morgan, M., Checkoway, H., Kaufman, J. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics* 2001;44(6):588-613. doi: 10.1080/00140130118050

Spitzer, H., Hettinger, T., Kaminsky, G. Tafeln für den Energieumsatz bei körperlicher Arbeit. 6., vollst. überarb. Aufl. ed. Berlin: Beuth 1982.

Stal, M., Hansson, G.-Å., Moritz, U. Wrist positions and movements as possible risk factors during machine milking. *Appl Ergon* 1999;30(6):527-533.

Strath, S.J., Swartz, A.M., Bassett, D.R., Jr., O'Brien, W.L., King, G.A., Ainsworth, B.E. Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(9 Suppl):S465-470. doi: 10.1097/00005768-200009001-00005

Tichauer, E.R. The Biomechanical Basis of Ergonomics – Anatomy Applied to the Design of Work Situations. New York: Wiley 1978.

Wakula, J., Berg, K., Schaub, K., Bruder, R., Glitsch, U., Ellegast, R.P. Der montagespezifische Kraftatlas. BGIA-Report 03/2009. Berlin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) 2009.

# Abkürzungsverzeichnis (alphabetisch)

Abkürzung	Erläuterungen
Ø	– Durchschnitt
ω	– Winkelgeschwindigkeit
†	– Zusammenlegung mit benachbarter Risikokategorie aufgrund niedriger Fallzahlen
%BWh Hü	– Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]
% Kniebel.	– Kniebelastende Haltungen [%]
% > DLG	– Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]
% HFRes	– mittlere Herzfrequenzreserve [%]
%MP HGL	– Zeitanteil Mikro-Pausen EMG li [%]
%MP HGR	– Zeitanteil Mikro-Pausen EMG re [%]
%NEH	– Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen
%NEH EBL	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen li [%]
%NEH EBR	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen re [%]
%NEH HGL	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk li [%]
%NEH HGR	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk re [%]
%NEH Kopf	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Kopf [%]
%NEH OAL	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm li [%]
%NEH OAR	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm re [%]
%NEH Rumpf	– Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Rumpf [%]
3D	– dreidimensional
Anz. HHT	– Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT)
Anz. RiWeÜ LWS	– Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS
BK	– Berufskrankheit
BMI	– body mass index
bpm	– beats per minute
BW	– body weight
BWS	– Brustwirbelsäule
COPSOQ	– Copenhagen Psychosocial Questionnaire
CR-10	– category ratio
CTS	– Carpal-Tunnel-Syndrom
CUELA	– Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems
DLG	– Dauerleistungsgrenze
DWS	– Deutsche Wirbelsäulen Studie
EB	– Ellenbogengelenk
EMG	– Elektromyographie
ExpS	– Experten-Screening
GEE	– Generalized Estimating Equation
HAL	– Hand activity level
HF	– Herzfrequenz
HFArbeit	– mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]
HFR [%]	– prozentuale Herzfrequenzreserve
HG	– Handgelenk
HW Kniebel.	– Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen
HWS	– Halswirbelsäule
IAD	– Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt
IFA	– Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung
IfaDo	– Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der Technischen Universität Dortmund
Kap.	– Kapitel
Kat	– Kategorie
kJ AEU	– Arbeitsenergieumsatz [Kilojoule, kJ]
kN	– Kilonewton, (Einheit für Kraft (F))
kNh	– Kilonewtonstunden
kNh L5/S1	– kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]
L5/S1	– Bandscheiben-Kompressionskraft L5/S1
LCL	– untere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios
li	– links
LWS	– Lendenwirbelsäule

Max	– Maximum
MEGAPHYS	– Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz
MessA	– Messtechnische Analyse
MDD	– Mainz-Dortmunder-Dosismodell
MPF	– mean power frequency
MSE	– Muskel-Skelett-Erkrankungen
MVC	– maximum voluntary contraction
n	– Anzahl
Nm	– Newtonmeter (Einheit für Drehmoment)
Nmh	– Newtonmeterstunden
Nmh SuL	– kumulative Dosis Schultermoment li [Nmh]
Nmh SuR	– kumulative Dosis Schultermoment re [Nmh]
OCRA	– Occupational Risk Assessment
OEMG	– Oberflächen-Elektromyographie
OR	– Odds Ratio
OWAS	– Ovako Working Posture Assessment System
p	– p-Wert
P50	– 50. Perzentil, (andere Zahlen entsprechend für anderes Perzentil)
P90 %MVC UAL	– P90 der %MVC-Werte Unterarm li
P90 %MVC UAR	– P90 der %MVC-Werte Unterarm re
re	– rechts
Ref.	– Referenzkategorie
RepScore EBL	– Repetitionsscore für den Ellenbogen li
RepScore EBR	– Repetitionsscore für den Ellenbogen re
RepScore HGL	– Repetitionsscore Handgelenk li
RepScore HGR	– Repetitionsscore Handgelenk re
RMS	– root mean square (quadratischer Mittelwert)
RK	– Risikokategorie
SpezS	– Spezielles Screening
UCI	– obere Konfidenzintervallgrenze des Odds Ratios
WIDAAN	– Winkel-Daten-Analyse (Software zu CUELA)

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.2-1:	CUELA-Messsystem Basismodell (schematisch, links) und Ganzkörpersystem inkl. Arm/Hand und EMG (rechts).....	14
Abbildung 2.2-2:	Darstellung der Messwerte und Datenanalyse mit WIDAAN.....	16
Abbildung 2.3-1:	Schematische Darstellung der Bewertung von Körperhaltungen und -bewegungen.....	23
Abbildung 2.3-2:	Visuell-analoge Skala zur Einschätzung der Repetition von manuellen Tätigkeiten mit erkennbarer Beugung und Streckung im Handgelenk (nach Latko et al. (1997)).....	28
Abbildung 2.4-1:	Anzahl Arbeitsplatz-Messungen und Arbeitsschichten.....	35
Abbildung 2.5-1:	Flowchart der Studienpopulation .....	37
Abbildung 3.1-1:	Übereinstimmung der Arbeitsschichten mit der jeweils typischen Arbeitsschicht (in %); n = 186 .....	40
Abbildung 3.1-2:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Kopf [%]; n = 185 .....	41
Abbildung 3.1-3:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Oberarm links [%]; n = 186 .....	41
Abbildung 3.1-4:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Oberarm rechts [%]; n = 186.....	42
Abbildung 3.1-5:	Kumulative Dosis Schultermoment rechts [Nmh]; n = 186 .....	42
Abbildung 3.1-6:	Kumulative Dosis Schultermoment links [Nmh]; n = 186 .....	43
Abbildung 3.1-7:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Ellenbogen links [%]; n = 186 .....	43
Abbildung 3.1-8:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Ellenbogen rechts [%]; n = 186.....	44
Abbildung 3.1-9:	Repetitionsscore für den Ellenbogen links; n = 178 .....	44
Abbildung 3.1-10:	Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts; n = 178.....	45
Abbildung 3.1-11:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Handgelenk links [%]; n = 179 .....	45
Abbildung 3.1-12:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Handgelenk rechts [%]; n = 179.....	46
Abbildung 3.1-13:	Repetitionsscore Handgelenk links; n = 179 .....	46
Abbildung 3.1-14:	Repetitionsscore Handgelenk rechts; n = 179.....	47
Abbildung 3.1-15:	P90 der %MVC-Werte Unterarm links; n = 170.....	47
Abbildung 3.1-16:	P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts; n = 170 .....	48
Abbildung 3.1-17:	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]; n = 170 .....	48
Abbildung 3.1-18:	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]; n = 170.....	49
Abbildung 3.1-19:	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/ Bewegungen Rumpf [%]; n = 186 .....	49
Abbildung 3.1-20:	Kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]; n = 186.....	50
Abbildung 3.1-21:	Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS (Berücksichtigung situativer Wirbelsäulenbelastungen $\geq 5,4$ kN); n = 186 .....	50
Abbildung 3.1-22:	Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT); n = 186.....	51
Abbildung 3.1-23:	Dosis Kompressionskraft Hüftgelenke bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]; n = 186 .....	51
Abbildung 3.1-24:	Zeitanteil kniebelastende Haltungen [%]; n = 186 .....	52
Abbildung 3.1-25:	Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen; n = 186 .....	53
Abbildung 3.1-26:	Mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]; n = 172 .....	53
Abbildung 3.1-27:	Mittlere Herzfrequenzreserve [%]; n = 172.....	54
Abbildung 3.1-28:	Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]; n = 172.....	54
Abbildung 3.1-29:	Arbeitsenergieumsatz [kJ]; n = 174.....	55

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.2-1:	Mittels CUELA erfasste Messparameter mit Freiheitsgraden und eingesetzter Sensorik .....	15
Tabelle 2.3-1:	Übersicht zu Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse .....	20
Tabelle 2.3-2:	Grenzwerte für hochdynamische Bewegungen unterschiedlicher Freiheitsgrade (abgeleitet aus den über alle Arbeitsschichten gemittelten P90-Werten der jeweiligen Winkelgeschwindigkeitsverteilungen) .....	24
Tabelle 2.3-3:	Kategorisierung der Gelenkwinkel bzw. Segmentlagewinkel in neutrale, mittelgradige und endgradige Winkelbereiche.....	25
Tabelle 2.3-4:	Grenzen der Risikokategorien für den Belastungsindikator Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen [%] .....	26
Tabelle 2.3-5:	Kategorisierung der Repetitionskenngößen für Handgelenke und Ellenbogen Zeitanteil Mikro-Pausen, Median der Winkelgeschwindigkeit (P50 $\omega$ ) und Mean Power Frequency (P50 MPF) und Zuordnung zu Einzelscores mit den Wertebereichen 0-2 bzw. 0-4.....	28
Tabelle 2.3-6:	Kompressionskraft im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten relativ zum Körpergewicht (nach Glitsch et al. (2016)).....	30
Tabelle 2.3-7:	Arbeitsschwereinteilung anhand der Herzfrequenz (HF) bzw. der Arbeitsherzfrequenz (HF <sub>Arbeit</sub> ) bei dynamischer Ganzkörperarbeit (nach Hartmann et al. (2013)).....	32
Tabelle 2.3-8:	Arbeitsenergieumsatz nach Körperstellung (nach Spitzer et al. (1982)) .....	33
Tabelle 2.3-9:	Arbeitsenergieumsatz nach Arbeitsart und Intensität (nach Spitzer et al. (1982)) .....	33
Tabelle 2.3-10:	Arbeitsschwereinteilung anhand des Arbeitsenergieumsatzes bei dynamischer Ganzkörperarbeit (nach Lehmann (1953)).....	33
Tabelle 3.2-1:	Beschreibung der Studienpopulation (n = 533).....	56
Tabelle 3.2-2:	Diagnosen zu Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems (Fallzahlen der Diagnose „ja“ beinhalten sowohl Fälle mit anamnestischen Hinweisen als auch Fälle mit funktionell-klinischen Hinweisen; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533 .....	57
Tabelle 3.2-3:	Nach Körperregionen zusammengefasste Diagnosen zu Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems (Fallzahlen der Diagnose „ja“ beinhalten sowohl Fälle mit anamnestischen Hinweisen als auch Fälle mit funktionell-klinischen Hinweisen; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533.....	57
Tabelle 3.2-4:	Häufigkeitsverteilung der Probanden nach Anzahl der Diagnosen; n = 533 .....	58
Tabelle 3.2-5:	Monats-, Wochen- und Punktprävalenz von Beschwerden und Arbeitsunfähigkeit aufgrund der Beschwerden (selbstberichtete Angaben; s. BAuA (2019), Band 1 - Kapitel 5.4); n = 533 .....	58
Tabelle 3.2-6:	Belastung der Körperregion Nacken/HWS anhand des CUELA-Belastungsindikators (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	60
Tabelle 3.2-7:	Belastung der Körperregion Schultern/Oberarme (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	60
Tabelle 3.2-8:	Belastung der Körperregion Ellenbogen/Unterarme (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	61
Tabelle 3.2-9:	Belastung der Körperregion Hände/Handgelenke (links/rechts) anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	62

Tabelle 3.2-10:	Belastung der Körperregion unterer Rücken/LWS anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533 .....	63
Tabelle 3.2-11:	Belastung der Körperregion Hüfte anhand des CUELA-Belastungsindikators (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	63
Tabelle 3.2-12:	Belastung der Körperregion Knie anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533 .....	64
Tabelle 3.2-13:	Belastung der Körperregion Herz-Kreislauf-System/Energieumsatz anhand der CUELA-Belastungsindikatoren (kontinuierlich und kategorial); n = 533.....	65
Tabelle 3.2-14:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Carpal-Tunnel-Syndrom (CTS) (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: %NEH HGL; (n = 533).....	67
Tabelle 3.2-15:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Arthrose der distalen Gelenke (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: %NEH EBR; (n = 533) .....	70
Tabelle 3.2-16:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Lumbalgie/Lumbago (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator %NEH OAR; (n = 533) .....	73
Tabelle 3.2-17:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für die Monatsprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: RepScore HGL; (n = 533).....	76
Tabelle 3.2-18:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Wochenprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: RepScore HGL; (n = 533).....	79
Tabelle 3.2-19:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Punktprävalenz der Handgelenksbeschwerden (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: %NEH HGL; (n = 533).....	82
Tabelle 3.2-20:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Monatsprävalenz der Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: kNh L5/S1; (n = 531).....	86
Tabelle 3.2-21:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für Wochenprävalenz der Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: kNh L5/S1; (n = 533).....	89
Tabelle 3.2-22:	Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen für aktuelle Beschwerden im unteren Rücken/LWS (Auswahl an nicht adjustierten und adjustierten Analysen); Belastungsindikator: Anz. RiWeÜ LWS; (n = 533).....	92

## Anhänge

Anhang 1	Informationen für Betriebe – Stand Juni 2016.....	125
Anhang 2	Probandenaufklärung – Stand Juni 2016.....	130
Anhang 3	Einwilligungserklärung Probanden – Stand Juni 2016 .....	125
Anhang 4	Dokumentation Arbeitsplatz, Messtechnische Analyse – Stand April 2016.....	125
Anhang 5	CUELA Messprotokoll, Messtechnische Analyse – Stand Juni 2016.....	125
Anhang 6	Ermittlung subjektive Beanspruchung, BORG, Corlett – Bishop – Stand Juni 2016.....	141



## Informationen für Betriebe zur Studie MEGAPHYS

- Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz -

Sehr geehrte Damen und Herren,

die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) und die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) führen gemeinsam mit weiteren Projektpartnern die wissenschaftliche Studie mit dem Titel MEGAPHYS<sup>1</sup> durch. Die weiteren Projektpartner sind das Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), das Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie e.V. (ASER) aus Wuppertal, das Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD), das Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo), ArbMedErgo aus Hamburg sowie Ergonomie-Beratung Steinberg aus Berlin.

### Was ist das Ziel der Studie?

Im Arbeitsschutzgesetz ist die Durchführung einer geeigneten Gefährdungsbeurteilung durch den Arbeitgeber vorgeschrieben. Da die bestehenden Verfahren für eine umfassende Bewertung der körperlichen (physischen) Belastungen nicht ausreichen, sollen die bestehenden Methoden verbessert und weiterentwickelt sowie neue Methoden entwickelt werden.

Zu diesem Zweck ist der mögliche Zusammenhang zwischen körperlichen Belastungen und Beschwerden oder Erkrankungen des Bewegungsapparates, sog. Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE), zu untersuchen. Körperliche Belastungen am Arbeitsplatz können in folgenden Formen einzeln oder in Kombination auftreten:

- Heben und Tragen von Lasten
- Ziehen und Schieben von Lasten
- Manuelle Arbeitsprozesse
- Ausüben hoher Kräfte
- Arbeiten in ungünstigen Körperhaltungen
- Arbeiten mit Körper(fort)bewegung

---

<sup>1</sup> MEGAPHYS – Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz

Ziel der Studie ist somit die Bereitstellung eines umfassenden, strukturierten und evaluierten Methodenpakets zur Gefährdungsbeurteilung physischer Belastung am Arbeitsplatz. Es ist geplant, etwa 1.200 Beschäftigte an etwa 120 verschiedenen Arbeitsplätzen zu untersuchen.

### Wie können Sie uns helfen?

Wir möchten Sie bitten, uns den Zugang zu Arbeitsplätzen in Ihrem Unternehmen zu ermöglichen, an denen körperliche Arbeit in mindestens einer der oben beschriebenen Formen auftritt, unabhängig von der Höhe der Belastung.

Weiterhin möchten wir Sie bitten, Arbeitnehmern und Arbeitnehmerinnen, die an den besichtigten Arbeitsplätzen beschäftigt sind, die Teilnahme an der Studie zu ermöglichen. Die Studienteilnehmer erhalten dazu eigene Studieninformationen und Einwilligungserklärungen.

Zur Erfassung der körperlichen Belastungen der Beschäftigten sollen im Rahmen der Studie verschiedene Methoden zum Einsatz kommen:

#### a) Arbeitsplatzanalyse

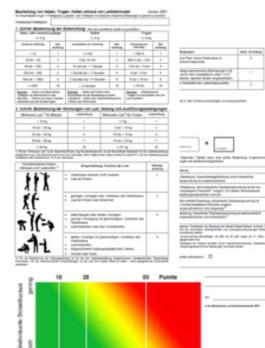
Vor Ort in den Betrieben möchten wir Daten erheben, die für eine detaillierte Beschreibung und Dokumentation der Belastungssituation notwendig sind. Das sind unter anderem:

- Differenzierung und Bezeichnung der Teiltätigkeiten
- Anzahl und Gewicht der zu bewegenden Lasten
- Körperhaltungen und Körperbewegungen
- Ausführungsbedingungen wie Greif- und Bewegungsräume oder Kraftübertragung
- Umgebungsbedingungen wie Klima, Lärm und Licht
- Foto- und Videoaufnahmen der zu untersuchenden Arbeitsplätze

Die Erfassung erfolgt jeweils über Beobachtung der Arbeitsplätze und Arbeitsvorgänge sowie über Befragung von Beschäftigten und/oder Vorgesetzten und kann in der Regel während des laufenden Betriebs durchgeführt werden.

#### b) Beobachtungsverfahren (Screening-Methoden)

Im Rahmen der Studie sollen verschiedene Beobachtungsverfahren zur Erfassung und Bewertung der o.g. Belastungen neu- und weiterentwickelt werden. Dazu gehören Varianten der Leitmerkmalmethoden (LMM) oder des Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS), die sich an unterschiedliche Zielgruppen wie betriebliche Praktiker, Sicherheitsfachkräfte oder Arbeitsentwickler richten. Die verschiedenen Screening-Methoden werden am Arbeitsplatz von mehreren Beobachtern eingesetzt. Die Beschäftigten führen dabei ihre gewohnten Tätigkeiten aus, so dass keine Störung im Betriebsablauf zu erwarten ist.



### c) Betriebliche Messungen

Zur objektiven und detaillierten Erfassung von gehandhabten Lasten, Körperhaltungen, Körperbewegungen, Muskelaktivität und Herzfrequenz möchten wir messtechnische Methoden am Arbeitsplatz einsetzen (s. Abbildung). Alle eingesetzten Methoden sind nicht-invasiv und rückwirkungsfrei, so dass die Beschäftigten während der Messung ihrer gewohnten Tätigkeit nachgehen können.

Die Messungen werden zur Zuordnung von Belastungen und Arbeitssituation mit Video- und Fotokamera begleitet und nehmen je nach Tätigkeit bis zu vier Stunden in Anspruch. Das Anbringen, Justieren und Ablegen der Messtechnik sollte in einem separaten Raum erfolgen und kann je nach untersuchter Tätigkeit bis zu 90 Minuten dauern.



Zu den messtechnischen Verfahren zählen u. a. die Erfassung von

- Körperhaltung und -bewegung mit dem Messsystem CUELA<sup>2</sup>
- Muskelaktivität mit Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)
- Handkräften mittels 3D-Dynamometer
- Herzschlagfrequenz mittels Brustgurt

Für die Untersuchung benötigen wir pro Arbeitsplatz ein bis zwei freiwillige Test-Personen, die hinsichtlich Größe, Gewicht und Alter etwa im Durchschnitt aller Beschäftigten am untersuchten Arbeitsplatz liegen. Sie sollten frei von Beschwerden im Bewegungsapparat sein.

In einem zweiten Schritt möchten wir zu einem späteren Zeitpunkt die **körperliche Beanspruchung** der Beschäftigten an den besichtigten Arbeitsplätzen erfassen.

Hierfür kommen verschiedene Methoden zum Einsatz:

### d) Befragung der Beschäftigten

In einem persönlichen Gespräch zwischen Studienmitarbeiter und Beschäftigtem werden allgemeine Daten zur Person (z. B. Geschlecht, Alter), zur beruflichen Vorgeschichte sowie zum persönlichen Anstrengungsempfinden erfasst. Die Daten sollen im Idealfall von allen Beschäftigten am besichtigten Arbeitsplatz erhoben werden, wobei die Gesamtzahl nicht mehr als 20 Personen betragen soll (keine Berufsanfänger oder Auszubildende). Die Befragung erfolgt in deutscher Sprache und dauert jeweils ca. 20 Minuten

### e) Arbeitsmedizinische Untersuchung

Zusätzlich befragen und untersuchen von der BAuA beauftragte und aus Projektmitteln finanzierte Studienärzte die Beschäftigten hinsichtlich ihrer Erkrankungen, Schmerzen und Beschwerden am Bewegungsapparat. Die Untersuchung ist schmerzfrei, risikofrei und nicht-invasiv (keine Blutabnahme o. ä.). Befragung und Untersuchung dauern insgesamt ca. 45 Minuten und müssen in einem separaten Raum durchgeführt werden.

---

<sup>2</sup> CUELA - Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse physischer Belastungen

Ergeben sich im Rahmen dieser medizinischen Untersuchung Befunde und/oder Hinweise auf Erkrankungen, so wird dies dem Untersuchten in einem persönlichen Gespräch mitgeteilt. Es erfolgt keine Meldung an den Betrieb.

### **Inwieweit wird der betriebliche Ablauf beeinflusst?**

Zum Zeitpunkt der Arbeitsplatz-Untersuchungen sollte eine typische Arbeitssituation vorherrschen. Die messtechnische Analyse am Arbeitsplatz sollte mit ein bis zwei Personen durchgeführt werden, die Befragung und die medizinische Diagnostik mit möglichst vielen Beschäftigten am selben Arbeitsplatz. Da die einzelnen Untersuchungsmethoden von verschiedenen Forschungsinstituten durchgeführt werden, fallen in der Regel etwa zwei zeitlich getrennte Untersuchungstage pro Arbeitsplatz an. Für das Anbringen, Justieren und Ablegen der Messtechnik sowie für die Befragung und die arbeitsmedizinische Untersuchung der Beschäftigten fallen die genannten Ausfallzeiten der Beschäftigten an. Weiterhin wird für die genannten Untersuchungsbestandteile ein separater Raum im Betrieb benötigt.

### **Wie werden die Daten ihres Unternehmens und ihrer Beschäftigten geschützt?**

Die im Rahmen der Studie erhobenen Daten unterliegen den Bestimmungen des Bundesdatenschutzgesetzes (BDSG). Um ihre Daten zu schützen, wurde ein komplexes Datenschutzkonzept erstellt und vom zuständigen Datenschutzbeauftragten genehmigt (siehe Anlage „Datenschutzkonzept“). Das Studienkonzept wurde der Ethikkommission der Universität Darmstadt vorgestellt und von dieser bestätigt.

Durch Ihre Unterschrift erklären Sie sich im Auftrag des Unternehmens damit einverstanden, dass unternehmensbezogene Daten gemäß dem beiliegenden Datenschutzkonzept erhoben und verarbeitet werden dürfen. Unternehmensbezogene Daten sind z. B. Name und Adresse des Unternehmens, die Abteilung und der Arbeitsplatz.

Die Studienmitarbeiter informieren jede Test-Person persönlich über die Belange des Datenschutzes und holen ein schriftliches Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Studie ein. Die erhobenen Daten werden pseudonymisiert („verschlüsselt“), sodass kein Rückschluss auf Personen oder Betriebe möglich ist. Die pseudonymisierten Daten werden nur von autorisierten Studienmitarbeitern ausgewertet.

### **Warum werden Foto- und Videoaufnahmen angefertigt?**

Eventuell angefertigte Foto- und Videoaufnahmen dienen lediglich zur Auswertung der messtechnisch erhobenen Daten, zur Beurteilung der Arbeitsplatzsituation sowie zur Qualitätssicherung und werden nicht veröffentlicht. Die gesamte Studie wird unter Wahrung eventueller Betriebsgeheimnisse durchgeführt.

## **Was sind die Rechte Ihres Unternehmens?**

Die Teilnahme Ihres Unternehmens an der Studie ist freiwillig! Wenn das Unternehmen nicht teilnehmen möchte, entstehen ihm keine Nachteile. Das Unternehmen kann die Teilnahme jederzeit ohne Angabe von Gründen beenden.

Sie haben das Recht, in die von Ihrem Unternehmen erhobenen Daten einzusehen, solange die Daten gelagert werden und sich ein Unternehmensbezug herstellen lässt. Sie haben in diesem Zeitraum das Recht, einer Weiterverarbeitung der von Ihrem Unternehmen erhobenen Daten zu widersprechen und ihre Vernichtung zu verlangen.

Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) und die beteiligten Forschungspartner danken Ihnen für Ihre Bereitschaft, das Forschungsprojekts MEGAPHYS durch Ihre Teilnahme zu unterstützen.

Sollten Sie jetzt oder später noch Fragen zum Gesamtprojekt oder einzelnen Aspekten haben, stehen wir Ihnen gerne zur Verfügung:

### **Ansprechpartner DGUV:**

Dr. rer. medic. Dirk Ditchen  
Tel: 02241 231 2605  
E-Mail: [dirk.ditchen@dguv.de](mailto:dirk.ditchen@dguv.de)

### **Ansprechpartner BAuA:**

Dipl.-Ing. Felix Brandstädt  
Tel: 030 51548 4427  
E-Mail: [brandstaedt.felix@baua.de](mailto:brandstaedt.felix@baua.de)

Dr.-Ing. Marianne Schust  
Tel: 030 51548 4433  
E-Mail: [schust.marianne@baua.de](mailto:schust.marianne@baua.de)

## Informationen für Teilnehmer

# Messtechnische Untersuchungen im Projekt MEGAPHYS

*- Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz -*

### Worum geht es in der Studie?

Die Studie MEGAPHYS wird gemeinsam von der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV), der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) und weiteren Forschungspartnern durchgeführt. Ziel der Studie ist die systematische Untersuchung körperlicher Belastung bei der Arbeit. Körperliche Arbeitsbelastung kann Beschwerden und Erkrankungen des Bewegungsapparates hervorrufen. Auf Dauer beeinträchtigen diese die Lebensqualität und können zu Arbeitsausfällen führen.

Um dies zu verhindern, müssen geeignete Methoden der Gefährdungsbeurteilung am Arbeitsplatz eingesetzt werden. Die Studie MEGAPHYS soll helfen, diese Methoden zu entwickeln und zu verbessern. Die Forscher des IFA<sup>1</sup> führen im Rahmen der Studie messtechnische Untersuchungen an den Arbeitsplätzen durch, um körperliche Belastungen zu analysieren.

Zu diesen Belastungen gehören:

- Heben und Tragen von Lasten
- Ziehen und Schieben von Lasten
- Manuelle Arbeitsprozesse
- Ausüben hoher Kräfte
- Arbeiten in ungünstigen Körperhaltungen
- Arbeiten mit intensiver Körper(fort)bewegung

### Wie können Sie diese Studie unterstützen?

Mit Ihrer **freiwilligen** Teilnahme am Projekt MEGAPHYS helfen Sie, Belastungsdaten zu unterschiedlichen Arbeitsplätzen und Tätigkeiten zu erheben. Damit unterstützen Sie uns bei der Entwicklung und Verbesserung von Methoden, die zur Gefährdungsbeurteilung genutzt werden können.

### Welche Methoden setzen wir in der Studie ein?

Im Rahmen der Untersuchungen verwenden wir zwei Arten der Datenerhebung:

#### a) Messtechnische Analysen

Das am Körper getragene Messsystem CUELA (s. Abbildung) erfasst Körperhaltungen und Körperbewegungen sowie in geeigneten Fällen auch gehandhabte Lasten, ausgeübte Kräfte,



<sup>1</sup> IFA = Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung

Muskelaktivität oder Herzschlagfrequenz. Die eingesetzte Messtechnik ist batteriebetrieben und wird über der normalen Arbeitsbekleidung getragen. Während der Messung können Sie Ihrer üblichen Arbeit ohne Einschränkungen nachgehen.

Für das An- und Ablegen der Messtechnik benötigen wir je nach Tätigkeit etwa 30-90 Minuten. Die eigentliche Messung an Ihrem Arbeitsplatz kann je nach Tätigkeit etwa drei bis vier Stunden dauern. Zum Zeitpunkt der Untersuchung sollten Sie körperlich gesund (beschwerdefrei) sein.

Zusätzlich zur Messung werden Ihre Tätigkeiten per Video und Foto dokumentiert. So können wir später die gemessenen Belastungen den „echten“ Tätigkeiten zuordnen. Die angefertigten Videos und Fotos werden nicht veröffentlicht.

## **b) Arbeitsplatzanalysen**

Im Rahmen dieser Studie untersuchen wir Ihren Arbeitsplatz auch hinsichtlich Arbeitsorganisation (z. B. Schichtplan) und Umgebungsbedingungen (z. B. Klima). Dies kann durch Befragung, Beobachtung oder Messung erfolgen.

### **Was geschieht mit Ihren Daten?**

Ihre Teilnahme an der Studie ist **freiwillig**. Wenn Sie nicht teilnehmen möchten, entstehen Ihnen daraus keine Nachteile.

Die Vorschriften des Datenschutzes werden selbstverständlich eingehalten und sind in einem ausführlichen Datenschutzkonzept hinterlegt.

Ihr Arbeitgeber erhält keinen Einblick in Ihre Angaben. Ihre personenbezogenen Daten werden nicht in die Auswertung einbezogen. Die erhobenen Daten (Messdaten, Fotos, Videos) werden ausschließlich **verschlüsselt** und nur durch ausgewählte Personen der beteiligten Forschungspartner ausgewertet. Es ist also später kein Rückschluss auf Ihre Person oder Ihren Betrieb möglich.

Sollten Sie jetzt oder später noch Fragen zur Durchführung dieser Studie haben, stehen Ihnen unsere Mitarbeiter gerne zur Verfügung (siehe Ansprechpartner unten).

**Vielen Dank für Ihre Teilnahme!**

**Ihr Ansprechpartner für Rückfragen und Anmerkungen:**

**Dr. Dirk Ditchen**

Tel.: 02241-231-2605

E-Mail: dirk.ditchen@dguv.de

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) Alte Heerstraße 111,  
53757 Sankt Augustin

## Einwilligungserklärung

für die Teilnahme an messtechnischen Untersuchungen am Arbeitsplatz im Rahmen der Studie **MEGAPHYS**

Hiermit erkläre ich,

.....

.....,

Vorname

Name

dass ich durch Herrn/Frau .....

(Name des/der Studienmitarbeiters/in)

mündlich und schriftlich über das Ziel der wissenschaftlichen Untersuchungen informiert wurde und ausreichend Gelegenheit hatte, meine Fragen mit dem/der Studienmitarbeiter/in zu klären. Ich weiß, dass während der Untersuchung Foto- und Videoaufnahmen von mir angefertigt werden können. Diese werden nicht veröffentlicht.

Mir ist bekannt, dass ich das Recht habe, meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne nachteilige Folgen für mich zurückzuziehen und dass ich einer Weiterverarbeitung meiner Daten widersprechen und ihre Vernichtung verlangen kann.

Ich habe eine Kopie der schriftlichen Studieninformation und der Einwilligungserklärung erhalten können.

**Ich erkläre, dass ich freiwillig bereit bin, an der wissenschaftlichen Studie teilzunehmen.**

Ich erkläre mich insbesondere damit einverstanden,

1. dass die für den Zweck der oben genannten Studie nötigen Daten durch die Studienmitarbeiter/innen erhoben und aufgezeichnet werden,
2. dass meine Studiendaten (Messergebnisse, Fotos, Videodaten) nur pseudonymisiert („verschlüsselt“) verarbeitet und innerhalb der MEGAPHYS-Studiengruppe auch nur pseudonymisiert ausgetauscht werden (d.h. es ist kein Rückschluss auf meine Person möglich),

3. dass die Studienergebnisse in zusammengefasster Form, die keinen Rückschluss auf meine Person zulässt, veröffentlicht werden können.

Ort, Datum: .....      Unterschrift: .....

### **Studie MEGAPHYS**

Hiermit erkläre ich, den/die Studienteilnehmer/in am ..... über die Ziele der oben genannten Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und alle Fragen beantwortet zu haben und ihm / ihr eine Kopie der Studieninformation und der Einwilligungserklärung übergeben zu haben.

Ort, Datum: .....      Name (Druckschrift): .....

Unterschrift (Studienmitarbeiter/in): .....

**Das Original der Einwilligungserklärung verbleibt zunächst beim/bei der Studienmitarbeiter/in und wird dann an den Studienleiter der DGUV oder dessen Stellvertretung übergeben.**

**Der/die Studienteilnehmer/in erhält eine Kopie der Einwilligungserklärung zusammen mit der Studieninformation.**

#### Kontaktadressen für Rückfragen oder Anmerkungen

##### Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)  
Alte Heerstr. 111  
53757 Sankt Augustin

Dr. Dirk Ditchen (Studienleiter DGUV)  
Tel. 02241-231-2605; E-Mail: dirk.ditchen@dguv.de

[-----]  
[-----]  
[-----] **Probanden ID** [-----]  
[-----]  
[-----]

Stand: 27.04.2016

# MEGAPHYS – IFA – Arbeitsplatzanalyse

## 1. Metadaten des Arbeitsplatzes

- Datum und Uhrzeit der Untersuchung:

am ....., Beginn um .....Uhr, Ende um .....Uhr

- Bezeichnung und Art der Tätigkeit: .....

.....  
.....

- Konkrete Arbeitsaufgabe: .....

.....  
.....

Definition von Teiltätigkeiten:.....

.....  
.....  
.....

Dominante Belastungsart:

HHT     ZS     GKK     MA     KFB     KH



## 2. Arbeitsumgebung und -organisation (BAPPU Multimeter)

- **Umgebungsfaktoren**

Ggf. messtechnisch ermittelte Werte (z. B. BAPPU) hier eintragen:	
Temperatur	....., °C
rel. Luftfeuchte	....., %
Lärmpegel	....., dB(A)
Beleuchtungsstärke	....., Lux

- **Sonstige**

- |              |                          |                      |                          |
|--------------|--------------------------|----------------------|--------------------------|
| Gefahrstoffe | <input type="checkbox"/> | Vollschutz           | <input type="checkbox"/> |
| Atemgerät    | <input type="checkbox"/> | Handschuhe           | <input type="checkbox"/> |
| PSA          | <input type="checkbox"/> | spezielle Ausrüstung | <input type="checkbox"/> |

nämlich: .....

.....

- **Arbeitsorganisation**

- |                                       |                          |                    |                          |
|---------------------------------------|--------------------------|--------------------|--------------------------|
| Zweischichtbetrieb                    | <input type="checkbox"/> | Dreischichtbetrieb | <input type="checkbox"/> |
| Wechselschicht                        | <input type="checkbox"/> | Fließbandarbeit    | <input type="checkbox"/> |
| Linienarbeit (z. B. U oder $\Omega$ ) | <input type="checkbox"/> | Einzelarbeit       | <input type="checkbox"/> |

Sonstige Auffälligkeiten/ Notizen bei der Erfassung der Arbeitsumgebung und -organisation:

.....

.....

.....

.....

### 3. Arbeitsplatzanalyse

Handhabung von Lastgewichten ja  nein

Wie werden am Arbeitsplatz Lastgewichte bewegt?

Heben  Tragen  Ziehen  Schieben

Schaufeln  sonstiges  und zwar: \_\_\_\_\_

#### Last / Werkstück / Werkzeug u. ä.

<u>Lfd. Nr.</u>	<u>Bezeichnung / Beschreibung</u>	<u>Masse in kg</u>	<u>Quelle</u>	<u>Notizen</u>





Datum: \_\_\_\_\_

**EMG-Kalibration**

**Kontrolle EMG:**

max. 2,5 mV RMS Lab-View

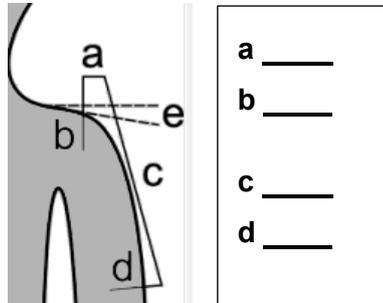
Ruhe 0,03 mV RMS Lab-View

**EMG 1 (RF)** blaues Kabel

**EMG 2 (RE)** rotes Kabel

**EMG 3 (LF)** oranges Kabel

**EMG 4 (LE)** grünes Kabel



- a \_\_\_\_\_
- b \_\_\_\_\_
- c \_\_\_\_\_
- d \_\_\_\_\_

Probanden ID

**Schulterformel**

- a) Abstand horizontal von Poti-Achse bis Zentrum Humeruskopf
- b) Abstand vertikal von Poti-Achse bis Zentrum Humeruskopf
- c) Abstand Potiachse a bis Potiachse d
- d) Abstand Poti zwischen c / d bis Mitte Oberarm
- e) Offset Schultergelenk Depression
- f) Offset Schultergelenk Abduktion

Greifart	40 % Fmax [N]			
	Männer		Frauen	
	rechte/ dominante Hand	linke/ nicht dominante Hand	rechte/ dominante Hand	linke/ nicht dominante Hand
Kraftgriff (KG)	135	120	80	70
Handzufassungsgriff (HZG)	30	30	25	25
Fingerzufassungsgriff (FZG)	30	25	20	20

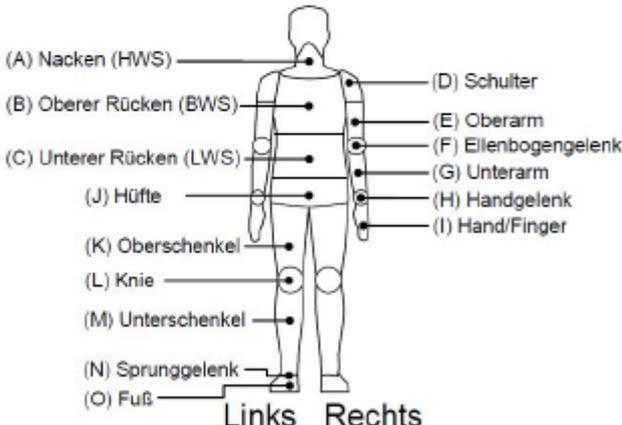
Bearbeiter: \_\_\_\_\_ Ruhepuls (nach 5 min sitzen): \_\_\_\_\_

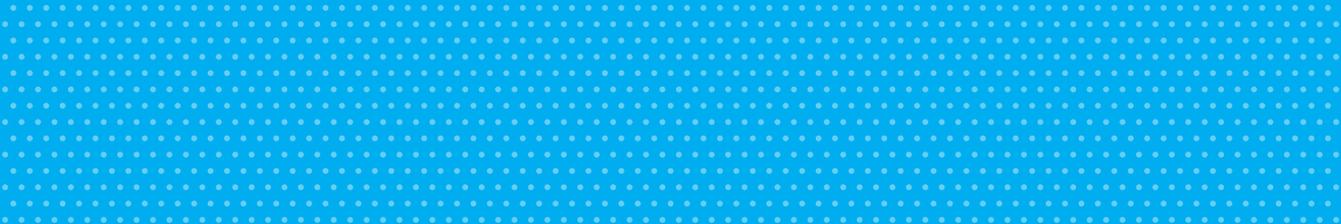
CUELA-System Nummer/Farbe: \_\_ POLAR-System Nummer/Farbe: \_\_

Körpergröße [m]: \_\_\_\_\_ Gewicht [kg]: \_ Alter [J.]: \_\_\_\_

Händigkeit:  R  L Beginn: \_\_\_\_\_ Uhr Ende: \_\_\_\_\_ Uhr

Greifart		Rechter Arm					Linker Arm					
		1. Ver	2. Ver	3. Ver	MW	40 % Fmax [N]	1. Ver	2. Ver	3. Ver	MW	40 % Fmax [N]	
PRE	Kraftgriff (KG)	live										
		dat										
	Handzufassungsgriff (HZG)	live										
		dat										
	Fingerzufassungsgriff (FZG)	live										
		dat										
POST	Kraftgriff (KG)	live										
		dat										
	Handzufassungsgriff (HZG)	live										
		dat										
	Fingerzufassungsgriff (FZG)	live										
		dat										

Einschätzung arbeitsbedingter Belastungen - MA																																																									
Code Arbeitsplatz:	ID-Etikett	Datum:																																																							
Einstufung:																																																									
<input type="checkbox"/> Arbeitsplatz	<input type="checkbox"/> Messung																																																								
<input type="checkbox"/> Tätigkeit: _____	<input type="checkbox"/> Befragung																																																								
Subjektives Anstrengungsempfinden (BORG)																																																									
Vor der Arbeit / Messung:		Nach der Arbeit / Messung:																																																							
Stärke arbeitsbedingter Belastungen																																																									
Welche Körperregionen werden an Ihrem aktuellen Arbeitsplatz am stärksten belastet? Tragen Sie die Stärke der Belastung anhand der Skala in die Tabelle unter belastete Körperregionen ein.																																																									
keinerlei Belastung	starke Belastung	extrem starke Belastung																																																							
0	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10																																																								
Belastung unterschiedlicher Körperregionen																																																									
Tragen Sie die Stärke der Belastungen (1-10) in die rechte Tabelle anhand des Körperschemas ein. Für Bereiche ohne Belastungen tragen sie die 0 ein.																																																									
<p>Für eine mäßige Belastung (3) in der linken Schulter</p> <p>Beispiel </p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Körperregion</th> <th colspan="2">Stärke der Belastung</th> </tr> <tr> <th>Links</th> <th>Rechts</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>D</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>		Körperregion	Stärke der Belastung		Links	Rechts	D	3																																																	
Körperregion	Stärke der Belastung																																																								
	Links	Rechts																																																							
D	3																																																								
		<table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th rowspan="2">Körperregion</th> <th colspan="2">Stärke der Belastung</th> </tr> <tr> <th>Links</th> <th>Rechts</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3">Rücken</td> <td>A</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>B</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>C</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td rowspan="9">Arme</td> <td>D</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>E</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>F</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>G</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>H</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>I</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td rowspan="5">Beine</td> <td>J</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>K</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>L</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>M</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>N</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>O</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>		Körperregion	Stärke der Belastung		Links	Rechts	Rücken	A			B			C			Arme	D			E			F			G			H			I			Beine	J			K			L			M			N				O		
	Körperregion	Stärke der Belastung																																																							
		Links	Rechts																																																						
Rücken	A																																																								
	B																																																								
	C																																																								
Arme	D																																																								
	E																																																								
	F																																																								
	G																																																								
	H																																																								
	I																																																								
	Beine	J																																																							
		K																																																							
		L																																																							
M																																																									
N																																																									
	O																																																								
<p><b>Wichtiger Hinweis:</b></p> <p style="color: red;">Ihre Teilnahme ist freiwillig! Die Daten werden anonym ausgewertet, vertraulich behandelt, nach der Auswertung 10 Jahre aufbewahrt und danach vernichtet!</p>																																																									



# Teil C

**Gefährdungsbeurteilung „Muskel-Skelett-System – Weiterentwicklung und Evaluierung von Methoden und Werkzeugen zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen hinsichtlich der biomechanischen Auswirkungen auf das Muskel-Skelett-System und insbesondere die Wirbelsäule“**

## **Autoren**

M. Jäger und C. Jordan  
unter Mitarbeit von K. Lukaszewski, J. Voß,  
K. Kostarelos und A. Luttmann

Leibniz-Institut für Arbeitsforschung  
an der TU Dortmund (IfADo)



<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>Seite</b>
<b>Detaillierte Gliederung zu Kapitel 3.....</b>	<b>4</b>
<b>Kurzfassung deutsch.....</b>	<b>8</b>
<b>Kurzfassung englisch.....</b>	<b>9</b>
<b>1. Problemstellung.....</b>	<b>10</b>
<b>2. Forschungszweck/-ziel.....</b>	<b>12</b>
<b>3. Methodik und Ergebnisse des Teilvorhabens.....</b>	<b>13</b>
3.1 Aktualisierung des Methodeninventars um Verfahren ab 1995.....	14
3.2 Aktualisierung der Datenbasis der <i>Dortmunder Richtwerte</i> .....	16
3.3 Lumbalbelastungsatlas für branchentypische Tätigkeiten.....	24
3.4 Kopplung der Systeme CUELA und Der Dortmunder – Entwicklung des Systems CUELA-Dortmunder.....	96
3.5 Biomechanische Evaluierung etablierter Screening-Werkzeuge.....	104
3.6 Definierung geeigneter Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung auftretender Belastungen an verschiedenen Lokalisationen.....	188
3.7 Erweiterung eines Lumbalbelastungsatlas um branchenübergreifende Tätigkeiten.....	201
<b>4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens.....</b>	<b>217</b>
<b>5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen.....</b>	<b>218</b>
<b>6. Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks / -ziels, Schlussfolgerungen.....</b>	<b>219</b>
<b>7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan.....</b>	<b>220</b>
<b>8. Anhänge.....</b>	<b>221</b>

<b>Detaillierte Gliederung zu Kapitel 3.....</b>	<b>3</b>
<b>Kurzfassung deutsch.....</b>	<b>8</b>
<b>Kurzfassung englisch.....</b>	<b>9</b>
<b>1. Problemstellung.....</b>	<b>10</b>
<b>2. Forschungszweck/-ziel.....</b>	<b>12</b>
<b>3. Methodik und Ergebnisse des Teilvorhabens.....</b>	<b>13</b>
3.1 Aktualisierung des Methodeninventars um Verfahren ab 1995.....	14
3.1.1 Hintergrund und Vorgehensweise.....	14
3.1.2 Beispiel einer skizzenhaften Verfahrensbeschreibung.....	14
3.2 Aktualisierung der Datenbasis der <i>Dortmunder Richtwerte</i> .....	16
3.2.1 Hintergrund zum Zusammenhang von Lumbalbelastungen und Überlastungszeichen.....	16
3.2.2 Empfehlung des National Institute for Occupational Safety and Health der USA – NIOSH.....	16
3.2.3 Ableitung von Empfehlungen des IfADo – „ <i>Dortmunder Richtwerte</i> “ aus 2001 ...	17
3.2.4 Prüfung auf Aktualisierung der „ <i>Dortmunder Richtwerte</i> “.....	18
3.2.5 Aktualisierung der Empfehlungen des IfADo – „Revidierte <i>Dortmunder Richtwerte</i> “.....	20
3.3 Lumbalbelastungsatlas für branchentypische Tätigkeiten.....	24
3.3.1 Wirbelsäulenbelastung beim Vermauern von Einhandsteinen.....	25
3.3.2 Wirbelsäulenbelastung beim Werfen von Säcken im Hafen.....	28
3.3.3 Wirbelsäulenbelastung bei Schaufeltätigkeiten.....	29
3.3.4 Wirbelsäulenbelastung beim Lastentransport mit einer Schubkarre.....	37
3.3.5 Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von zweirädrigen Müllbehältern.....	42
3.3.5.1 Berechnungsansatz 1.....	45
3.3.5.2 Berechnungsansatz 2.....	51
3.3.6 Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von Trolleys im Flugzeug.....	54
3.3.7 Wirbelsäulenbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten.....	65

3.3.7.1	Wirbelsäulenbelastung im Zusammenhang mit BK-Feststellungsverfahren .....	65
3.3.7.2	Wirbelsäulenbelastung und Prävention .....	68
3.3.7.3	Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von XXL-Patienten .....	75
3.3.7.4	Wirbelsäulenbelastung und Umsetzung in die Praxis .....	79
3.3.8	Wirbelsäulenbelastung bei beruflicher Akrobatik .....	82
3.3.9	Schichtmonitoring der Wirbelsäulenbelastung in vier Berufsfeldern.....	86
3.4	Kopplung der Systeme CUELA und Der Dortmund – Entwicklung des Systems CUELA-Dortmunder .....	96
3.4.1	Vorgehensweise.....	97
3.4.2	Ergebnis.....	98
3.4.3	Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks .....	99
3.4.3.1	Hintergrund .....	99
3.4.3.2	Angaben der Literatur und Modifikation .....	100
3.4.3.3	Wirkung des Bauchraum-Innendrucks auf Bandscheiben-Druckkräfte .....	101
3.5	Biomechanische Evaluierung etablierter Screening-Werkzeuge.....	104
3.5.1	Leitmerkmalmethode „Heben, Halten, Tragen“ 2001, 2015(E) und EAWS .....	105
3.5.1.1	Prinzipielle Vorgehensweise.....	105
3.5.1.2	Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung.....	107
3.5.1.2.1	Körperhaltungsübersicht und Ansatzeläuterung anhand Belastungsfall A1 .....	107
3.5.1.2.2	Belastungsfälle A2 bis D3 der LMM HHT '15(E) .....	109
3.5.1.3	Ergebnisübersichten zu Kräften an lumbosakraler Bandscheibe .....	113
	a) Druckkräfte – Werte .....	113
	b) Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko.....	116
	c) Scherkräfte – Werte .....	117
	d) Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko.....	119
3.5.1.4	Zusammenfassende Evaluierung der Screening-Werkzeuge .....	120

3.5.1.4.1	Lumbalbelastung vs. Haltungswichtung.....	120
3.5.1.4.2	Lumbalbelastung vs. Haltungs- und Lastwichtung.....	120
3.5.2	Leitmerkmalmethode „Ziehen, Schieben“ 2015(E) und 2002, EAWS .....	123
3.5.2.1	Prinzipielle Vorgehensweise.....	123
3.5.2.2	Ergebnisse zur Lumbalbelastung – LMM-Entwurf aus 2015.....	125
3.5.2.2.1	Belastungsfälle A1 und A2 der LMM ZS '15(E).....	125
	a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte.....	125
	b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	127
	c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte.....	128
	d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	129
3.5.2.2.2	Belastungsfälle B1 bis C4 der LMM ZS '15(E).....	130
	a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte.....	130
	b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	132
	c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte.....	133
	c1) Sagittale Scherkräfte .....	133
	c2) Laterale Scherkräfte .....	136
	d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	138
3.5.2.2.3	Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs.....	138
3.5.2.3	Ergebnisse zur Lumbalbelastung – LMM-Version aus 2002 bzw. EAWS .....	141
3.5.2.3.1	Belastungsfälle A1 bis C4 der LMM ZS '02 bzw. EAWS.....	142
	a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte.....	142
	b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	145
	c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte.....	145
	c1) Sagittale Scherkräfte .....	147
	c2) Laterale Scherkräfte .....	147
	d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	149
3.5.2.3.2	Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs.....	149
3.5.3	Leitmerkmalmethode „Ganzkörperkräfte“ 2015(E).....	151

3.5.3.1	Prinzipielle Vorgehensweise.....	152
3.5.3.2	Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung.....	153
3.5.3.2.1	Bandscheiben-Druckkräfte – Werte.....	153
	a) Belastungsfälle A1 bis A4 der LMM GKK '15(E).....	153
	b) Belastungsfälle B1 bis B3 der LMM GKK '15(E).....	157
	c) Belastungsfälle C1 bis C5 der LMM GKK '15(E).....	159
3.5.3.2.2	Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	163
3.5.3.2.3	Bandscheiben-Scherkräfte – Werte.....	164
	a) Sagittale Scherkräfte.....	165
	b) Laterale Scherkräfte.....	167
3.5.3.2.4	Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	167
3.5.3.3	Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs.....	169
3.5.4	Leitmerkalmethode „Körperhaltung“ 2015(E) – Teil „Rücken“ .....	170
3.5.4.1	Prinzipielle Vorgehensweise.....	172
3.5.4.2	Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung.....	172
3.5.4.2.1	Belastungsfälle A1 bis A3 der LMM KHR '15(E).....	174
3.5.4.2.2	Belastungsfälle B1 bis B3 der LMM KHR '15(E).....	178
3.5.4.2.3	Belastungsfälle C1 bis C3 der LMM KHR '15(E).....	181
3.5.4.3	Bewertung der erhobenen Lumbalbelastungen .....	185
3.5.4.3.1	andscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	185
3.5.4.3.2	Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko .....	186
3.5.4.4	Zusammenfassende Evaluierung des Screeing-Werkzeugs.....	186
3.6	Definierung geeigneter Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung auftretender Belastungen an verschiedenen Lokalisationen.....	188
3.6.1	Messtechnisch-basierte Gefährdungsbeurteilung von Belastungen des unteren Rückens .....	188
3.6.1.1	Kriterium „Körperhaltung“ .....	189
3.6.1.1.1	Bewertung der einzelnen Körperhaltungen – situative Belastungen .....	189

3.6.1.1.2	Bewertung der einzelnen Körperhaltungen – kumulative Belastungen .....	189
3.6.1.2	Kriterium „lumbale Bandscheiben-Druckkraft“ .....	190
3.6.1.2.1	Bewertung der einzelnen Situationen – situative Belastungen.....	190
	a) Alters- und geschlechts-unspezifische Belastungsbewertung .....	191
	b) Geschlechts-spezifische Belastungsbewertung.....	191
	c) Alters- und geschlechts-spezifische Belastungsbewertung.....	191
3.6.1.2.2	Bewertung der einzelnen Situationen – kumulative Belastungen .....	192
3.6.2	Umgang mit Richtwert-Unschärfe und Spezifizierung von extremen Belastungen – Beispiel anhand der Revidierten <i>Dortmunder Richtwerte</i> .....	193
3.6.2.1	Unschärfe eines Richtwertes.....	194
3.6.2.2	Mehrmalige geringfügige Richtwert-Überschreitungen – „kritische“ nicht-seltene Belastungen.....	195
3.6.2.3	Mehrmalige geringfügige Richtwert-Unterschreitungen – „unkritische“ seltene Belastungen.....	198
3.6.2.4	Einmalige erhebliche Richtwert-Überschreitung – „kritische“ Einzelbelastung.....	199
3.6.2.5	Zusammenfassung zum Umgang mit der Unschärfe von Richtwerten.....	199
3.7	Erweiterung eines Lumbalbelastungsatlas um branchenübergreifende Tätigkeiten .....	201
3.7.1	Hintergrund .....	202
3.7.2	Ergebnisstand aus früheren Erhebungen .....	202
3.7.3	Aktuelle Erhebungen zu beid- und einhändigem Heben .....	206
3.7.4	Exemplarische Vergleiche .....	208
3.7.4.1	Beidhändiges vs. einhändiges Heben .....	208
3.7.4.2	Heben von nah nach fern vs. fern nach nah .....	209
3.7.5	Zusammenfassung zum Stand von Belastungserhebungen .....	211
3.7.5.1	Beidhändig symmetrisches Heben von Lasten .....	211
3.7.5.2	Einhändiges Heben von Lasten in der Schultersagittalebene .....	212
3.7.5.3	Beidhändig symmetrisches Ziehen und Schieben von Lasten .....	213

<b>4.</b>	<b>Ergebnisse des Gesamtvorhabens .....</b>	<b>217</b>
<b>5.</b>	<b>Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen .....</b>	<b>218</b>
<b>6.</b>	<b>Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks / -ziels, Schlussfolgerungen .....</b>	<b>219</b>
<b>7.</b>	<b>Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan .....</b>	<b>220</b>
<b>8.</b>	<b>Anhänge .....</b>	<b>221</b>
<b>Anhang 1</b>		
	<b>Skizzenhafte Beschreibungen des IfADo von 25 Verfahren der Literatur .....</b>	<b>222</b>
<b>Anhang 2</b>		
	<b>Publikation zur Ableitung der 'Revised Dortmund Recommendations' .....</b>	<b>351</b>
<b>Anhang 3</b>		
	<b>Tabellen zur Wirbelsäulenbelastung beim beid- und einhändigen Heben .....</b>	<b>376</b>
	<b>Anhang 3 – Teil 1 .....</b>	<b>377</b>
	Teil 1.1: Hubwege vertikal – von körpernah auf körpernah .....	377
	<b>Anhang 3 – Teil 1 .....</b>	<b>382</b>
	Teil 1.2: Hubwege schräg – von körperfern auf körpernah .....	382
	<b>Anhang 3 – Teil 1 .....</b>	<b>387</b>
	Teil 1.3: Hubwege schräg – von körpernah auf körperfern .....	387
	<b>Anhang 3 – Teil 2 .....</b>	<b>392</b>
	Teil 2.1: Hubwege vertikal – von körpernah auf körpernah .....	392
	<b>Anhang 3 – Teil 2 .....</b>	<b>397</b>
	Teil 2.2: Hubwege schräg – von körperfern auf körpernah .....	397
	<b>Anhang 3 – Teil 2 .....</b>	<b>402</b>
	Teil 2.3: Hubwege schräg – von körpernah auf körperfern .....	402

## Kurzfassung deutsch

Ziel des gemeinsamen Forschungsvorhabens der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin (BAuA) und der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) ist die Entwicklung eines umfassenden Methodeninventars zur „Mehrstufigen Gefährdungsanalyse von physischen Belastungen“ (MEGAPHYS) durch manuelle Lastenhandhabung oder Kraftausübung, repetitive Arbeitsprozesse sowie belastungsintensive Körperhaltungen und -bewegungen. Ziel des vorliegenden Teilvorhabens des Leibniz-Instituts für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo) ist insbesondere die Ergänzung bzw. Weiterentwicklung sowie die Evaluierung von Methoden zur Erfassung physischer Belastungen bzw. zur Bewertung hinsichtlich potentieller Überlastungen des Muskel-Skelett-Systems.

[1] Ein erster Themenschwerpunkt des IfADo betrifft die Dokumentation von Methoden zur Erfassung, Bewertung und Beurteilung von physischen Belastungen, die vorrangig auf Wirbelsäulenbelastungen fokussieren. Hierzu wurden 25 Verfahren oder Studien anhand von 10 Merkmalen charakterisiert. [2] Als weiteres Teilziel in MEGAPHYS war formuliert, die Instrumente *CUELA* des Instituts für Arbeitsschutz der DGUV (IFA) und *Der Dortmunder* des IfADo zur Nutzung der jeweiligen Vorteile – Ortsungebundenheit und Arbeitsplatznähe bzw. detaillierte Lumbalbelastungsbestimmung – zu verbinden. Dazu wurden die im *Dortmunder* implementierten Modellierungen von Skelett, Rumpfmuskulatur sowie Bauchraum-Innendruck-Wirkung in *CUELA* adaptiert. Mit dem gekoppelten System *CUELA-Dortmunder* wurden lumbosakrale Bandscheiben-Druckkräfte insbesondere in den Feldmessungen bestimmt. [3] Zudem wurde die Datenbasis der *Dortmunder Richtwerte* aktualisiert, die – auf Basis von Druckfestigkeitsmessungen an isolierten Wirbelsäulensegmenten – als Maß empfohlener Maximalbelastungen des unteren Rückens bei einzelnen Vorgängen bis hin zu Arbeitsschichten formuliert wurden; daraus wurden die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* abgeleitet.

[4] Ein weiterer Schwerpunkt des IfADo-Teilvorhabens zielt auf die biomechanische Evaluierung etablierter Screeningverfahren wie die *Leitmerkmalmethoden* (LMM) der BAuA sowie des *Ergonomic Assessment Worksheet* (EAWS) des Instituts für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) hinsichtlich lumbaler Überlastungen. Auf Basis von Körperhaltungsnachstellungen im Labor und nachfolgenden biomechanischen Modellrechnungen mit dem *Dortmunder* wurde bei allen untersuchten 7 Werkzeugen eine klar erkennbare Entsprechung der Wichtungen von Körperhaltung und Lastmasse bzw. der ausgeübten Aktionskräfte einerseits sowie der erhobenen Reaktionskräfte an der Lendenwirbelsäule andererseits gefunden; dennoch werden auch Wichtungsanpassungen angeregt.

[5] Geeignete Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung von Belastungen an verschiedenen Lokalisationen wurden federführend vom IFA definiert. Mögliche Vorgehensweisen zur Beschreibung und Bewertung der situativen und kumulativen Belastung des unteren Rückens einschließlich des Umgangs mit der „Unschärfe von Richtwerten“ wurden vom IfADo spezifiziert. [6] Zur Erhöhung der allgemeinen Verfügbarkeit von Untersuchungsergebnissen zur Wirbelsäulenbelastung sollte die Erstellung einer Art Lumbalbelastungsatlas weitergeführt werden. Mit Bezug auf branchentypische Tätigkeiten wie Patiententransfer wurden 9 vormalige, z.T. umfangreiche Studien hinsichtlich Methodik und wesentlicher Ergebnisse beschrieben. [7] Bezüglich branchenübergreifend auftretender Lastenhandhabungen wie Heben oder Schieben wurden etwa 900 vorgangsspezifische Modellrechnungen bei Variation der Tätigkeitsbedingungen durchgeführt und das vorliegende Datenspektrum mehr als vervierfacht, was Belastungsschätzungen zukünftig vereinfacht.

Insgesamt wurden die im Teilvorhaben für das IfADo vorgesehenen Themenschwerpunkte umfassend und zielentsprechend bearbeitet. Bezüglich der lumbal-biomechanischen Evaluation von Screening-Werkzeugen wurden nicht nur etablierte, sondern auch neu-entwickelte Verfahren analysiert, zudem wurden zusätzliche Belastungskenngrößen wie Bandscheibenscherscherkräfte in die Analyse einbezogen. Als besonderes Ergebnis wird weiterhin die Konkretisierung der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* angeführt, die die Bewertung von Lumbalbelastungen auf einer gesicherteren Datenbasis ermöglichen.

## Kurzfassung englisch

The joint research project of the German Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA) and the German Social Accident Insurance (DGUV) aims to the development of a comprehensive compendium of methods for a "Multilevel risk analysis of physical exposures" (MEGAPHYS) through manual materials handling or force exertion, repetitive working processes and load-intensive postures and body movements. The aim of the subproject at hand of the Leibniz Research Centre for Working Environment and Human Factors at Dortmund University of Technology (IfADo) is, in particular, to supplement, further develop and evaluate methods for recording physical exposures or for evaluating potential overloading the musculo-skeletal systems.

[1] A first main topic of IfADo research is the documentation of methods for recording, evaluating and assessing physical exposures primarily focussing on spinal load. For this purpose, 25 procedures or studies were outlined on the basis of 10 characteristics. [2] As a further subgoal of MEGAPHYS it was formulated to combine the instruments *CUELA* of the Institute for Occupational Safety and Health of the DGUV (IFA) and IfADo's *The Dortmund* in order to utilize the respective advantages – non-stationarity and proximity to the workplace, on the one hand, and detailed lumbar-load determination, on the other hand. In this regard, *Dortmund*'s modelings of the skeletal and lower-trunk's muscular structures as well as of the effects of intra-abdominal pressure were adapted in *CUELA*. Applying the coupled system *CUELA-Dortmund*, compressive forces at the lumbosacral disc were determined particularly in the field measurements. [3] Furthermore, the data base of the *Dortmund Recommendations* was updated; these critical values – derived from compressive-strength measurements on isolated spinal segments – were characterised as suggested limits for low-back load during single actions up to working shifts; subsequently, the *Revised Dortmund Recommendations* were specified.

[4] Another focus of the IfADo subproject aims to the biomechanical evaluation of established screening methods, such as the Key-Indicator Methods (LMM) of the BAuA and the Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS) of the Institute of Ergonomics of Darmstadt University of Technology (IAD), with regard to lumbar overload. Based on posture replication in the laboratory and subsequent biomechanical-model calculations by means of applying *The Dortmund*, a clear correspondence of the weightings for posture and object mass or for the exerted action forces, on the one hand, and of the reaction forces at the lumbar spine, on the other hand, was found for all 7 screening tools examined; nevertheless, adjustments of weightings are also encouraged.

[5] Appropriate criteria for protocolling measurements and evaluating exposures at different body regions were essentially defined by the IFA. Feasible procedures for describing and assessing the situational and cumulative low-back load, including how to deal with the "uncertainty of reference values", were specified by IfADo. [6] In order to increase the general availability of study results on spinal loading, the preparation of a kind of lumbar-load atlas should be continued. With respect to branch-specific activities such as patient transfer, 9 previous, partly very extensive studies were described regarding methodology and essential results. [7] With respect to cross-sectoral materials-handling activities such as lifting or pushing, about 900 action-specific model calculations with varied task conditions were performed so that the available data spectrum was more than quadrupled, which simplifies load estimates in the future.

In total, the main topics scheduled for IfADo in its subproject were dealt with comprehensively and in accordance with the objectives. With respect to the biomechanical evaluation of screening tools regarding lumbar load or overload, not only established but also newly developed methods were analysed, and additional load indicators such as disc-related shear forces were included in the analysis. As a particular result, the concretisation of the *Revised Dortmund Recommendations* is emphasized enabling an evaluation of lumbar load on an extended scientific database.

# 1. Problemstellung

Berufliche Tätigkeiten führen vergleichsweise häufig zu Beschwerden und Erkrankungen im Muskel-Skelett-System; diese akuten oder auch langfristigen Effekte gelten als eine der Hauptursachen von Fehlzeiten, zudem werden ihnen die höchsten direkten und indirekten Kosten zugeschrieben (Produktionsausfall bzw. Behandlungskosten). In der Arbeitswelt finden sich relevante Risiken einerseits bei Tätigkeiten, die zwar von relativ kleinen Kräften gekennzeichnet sind, bei denen jedoch die Arbeit durch anhaltende statische Körperhaltungen geprägt sind. Andererseits sind risikobehaftete Tätigkeiten in Berufsfeldern anzutreffen, deren Arbeit durch die Einwirkung bzw. die Erzeugung hoher Kräfte geprägt ist, wie es beispielsweise beim Bewegen von Personen in der Kranken- und Altenpflege oder – allgemeiner – beim manuellen Heben oder Tragen von Lasten oder dem Ziehen oder Schieben von Gegenständen oder Transportwagen in zahlreichen Industrie- und Gewerbebranchen vorkommt. Zur Vermeidung von Beschwerden und Erkrankungen dient die Beurteilung der Gefährdung durch physische Belastungen wie die manuelle Lastenhandhabung und Kräfteerzeugung sowie durch Körperhaltungen und -bewegungen. Obwohl in der Vergangenheit eine Reihe von Verfahren zur Erfassung und Beurteilung von Gefährdungen erarbeitet wurden, fehlt eine systematische Einordnung, Vernetzung und Ergänzung zu einem umfassenden Methodeninventar zur Analyse von physischen Arbeitsbelastungen.

Vorliegende Verfahren zur Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen weisen unterschiedliche Grade der Detaillierung und Aussagefähigkeit auf. In diesem Verbundvorhaben wird zwischen Screening-Verfahren und Messungen unterschieden, deren Anwendung durch betriebliche Praktiker, Ergonomie-Experten oder Wissenschaftler erfolgt. Zu den „Grob-Screening-Verfahren“ wird beispielsweise die Checkliste des BG-Grundsatzes G46 gerechnet, als „spezielle Screening-Verfahren“ gelten die von der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) entwickelten drei Leitmerkmalmethoden (LMM) zur Gefährdungsbeurteilung von „Heben, Halten, Tragen“ (Windberg u. Steinberg 1998) sowie „Ziehen, Schieben“ von Lasten (Steinberg et al. 2004) und „Manuellen Arbeitsprozessen“ (Steinberg 2007). Aufgrund der Vielfalt von Belastungsformen im beruflichen Alltag und insbesondere aufgrund der zeitlichen Abfolge verschiedener Belastungsarten sind darüber hinaus Belastungsfälle und -sequenzen zu berücksichtigen, die eine intensivere Bewertung und Beurteilung erforderlich machen. Entsprechende Experten-Screening-Verfahren sind durch das Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt vorrangig für Montagetätigkeiten in Form von sogenannten Assembly Worksheets (AWS) erarbeitet worden; dazu sind insbesondere das Automobilbezogene (AAWS: Schaub 2004) und europäische AWS (EAWS: Schaub et al. 2010) sowie – als Grob-Screening-Hilfsmittel – der „AWS light“ (Kugler et al. 2010) zu zählen. Für die überschlägige Beurteilung von Körperhaltungen ist vor allem das OWAS-Verfahren bekannt geworden (Ovako working posture analysing system: Karhu et al. 1977). Eine besonders detaillierte Belastungserfassung ist mit Hilfe von Messungen unter realen Arbeitsbedingungen im Betrieb oder als Simulation im Labor möglich bzw. erforderlich. Für betriebliche Messungen mehrerer Belastungsfaktoren hat sich das im Institut für Arbeitsschutz entwickelte CUELA-System bewährt („Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Muskel-Skelett-Belastungen“: Ellegast 1998), zur Ermittlung der mechanischen Belastung der auffällig häufig von Erkrankungen betroffenen unteren Wirbelsäule steht das im IfADo, dem Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der TU Dortmund erarbeitete Werkzeug „Der Dortmunder“ zur Verfügung (Jäger et al. 2000). Eine Übersicht von Methoden zur Analyse von Hebe- und Tragetätigkeiten liegt in Form des „HVBG-Leitfadens“ (Bongwald et al. 1995) vor.

## Literatur

- Bongwald O, Luttmann A, Laurig W (1995) Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Hrsg.): Sankt Augustin
- Ellegast R (1998) Personengebundenes Meßsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. BIA-Report 5/98, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin/HVBG (1995) siehe Bongwald et al. 1995
- Jäger M, Luttmann A, Göllner R, Laurig W (2000) Der Dortmunder - Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: S Radandt, R Grieshaber, W Schneider (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 6. Erfurter Tage, S. 105-124. Monade-Verlag, Leipzig
- Karhu O, Kansu P, Kuorinka I (1977) Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. Applied Ergonomics 8, 199-201
- Kugler M, Bierwirth M, Sinn-Behrendt A, Schaub Kh, Feith A, Ghezel-Ahmadi K, Bruder R (2010) KoBRA – Kooperationsprogramm zu normativem Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit. Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (Hrsg.)
- Schaub K (2004) Das „Automotive Assembly Worksheet“ (AAWS). In: Landau K (Hrsg.): Montageprozesse gestalten: Fallbeispiele aus Ergonomie und Organisation. Stuttgart: Ergonomia-Verlag, S. 91-111
- Schaub K, Caragnano G, Britzke B, Bruder R (2010) The European Assembly Worksheet. In: Mondelo P, Karwowski W, Saarela K, Swuste P, Occhipinti E (Hrsg.): Proceedings of the VIII International Conference on Occupational Risk Prevention, ORP 2010. Valencia (CD-Rom)
- Steinberg U (2007) Manuelle Arbeit ohne Schaden. 1. Auflage. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Berlin
- Steinberg U, Caffier G, Liebers F, Behrendt S (2004) Ziehen und Schieben ohne Schaden. 1. Auflage. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Berlin
- Windberg H-J, Steinberg U (1998) Heben und Tragen ohne Schaden. 1. Auflage. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Berlin

## 2. Forschungszweck/-ziel

Im Rahmen des gemeinsamen Forschungsvorhabens der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin (BAuA) und der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) soll ein umfassendes Methodeninventar zur Analyse von physischen Belastungen durch manuelle Lastenhandhabung, repetitive Arbeitsprozesse sowie belastungsintensive Körperhaltungen und -bewegungen entwickelt werden, mit dem betriebliche Gefährdungsbeurteilungen angemessen durchgeführt werden können. Dieses Methodenpaket lässt sich drei Hauptebenen zuordnen („Screening“ mit Grob- und speziellem Screening, „Experten-Screening“ und „Messungen und Simulationen“ in Betrieb und Labor), bei denen nicht nur das Analysespektrum bezüglich der erfassten Belastungsarten erweitert wird, sondern insbesondere auch der Erkenntnisstand zum Zusammenhang zwischen Belastungen, Überlastungen, Beschwerden und Erkrankungen der vorrangig betroffenen Lokalisationen beschrieben und erweitert wird. Das hier vorgestellte Teilvorhaben verfolgt das Ziel, das vorhandene Methodeninventar um neue Verfahren und quantitative Belastungsergebnisse zu ergänzen, mit denen bisher nicht abgedeckte Belastungsformen beurteilt werden können, oder auch bestehende Verfahren zu ergänzen und zu evaluieren. Als wesentliche Zielgruppe des zu erarbeitenden Methodenpakets werden einerseits Unternehmen und deren zuständige Mitarbeiter – wie Sicherheitsfachkräfte, Arbeitsmediziner und Arbeitswissenschaftler – angesehen, andererseits die Berufsgenossenschaften und Unfallkassen.

### 3. Methodik und Ergebnisse des Teilvorhabens

Das Verbundvorhaben zur Entwicklung eines umfassenden Methodeninventars zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen durch manuelle Lastenhandhabung, repetitive Arbeitsprozesse sowie belastungsintensive Körperhaltungen und –bewegungen gliedert sich in sieben Arbeitspakete: Ausgehend von einer eingehenden Literaturrecherche zu vorhandenen Analyse-, Bewertungs- und Beurteilungsverfahren (Arbeitspaket 1) und einer Zustandsanalyse zur Erfassung von Häufigkeiten beruflicher Tätigkeiten mit physischen Belastungen in Zusammenarbeit mit Unfallversicherungsträgern, Landesämtern für Arbeitsschutz und Arbeitgeber-Institutionen (Arbeitspaket 2), wurden Vorentwürfe für Bewertungsmodelle mit unterschiedlichen Risikofaktoren, Zielorganen, Zielgruppen und Komplexitätsgraden abgeleitet (Arbeitspaket 3). Nach Erprobung der Methoden-Vorentwürfe in der betrieblichen Praxis durch verschiedene Anwendergruppen (z.B. Sicherheitsfachkraft, Meister; Arbeitspaket 4) wurden die Methodenentwürfe verbessert und in Unternehmen zur iterativen Evaluation angewendet (Arbeitspaket 5). Mit Ende dieses Arbeitspakets liegt ein komplettes Methodeninventar für alle Bewertungsebenen vor, das anhand der Ergebnisse der Anwendung der Screening-Verfahren und von parallel durchgeführten Messungen in einzelnen Faktoren revidiert wurde (Arbeitspaket 6). Mit Vorlage dieses Wissenschaftlichen Schlussberichts werden die Ergebnisse zusammengefasst, dokumentiert und gewertet (Arbeitspaket 7).

Die Themenschwerpunkte des IfADo liegen in der Analyse von Tätigkeiten mit Heben und Tragen sowie Ziehen und Schieben, der Erzeugung und Ein- oder Rückwirkung von (Ganzkörper-)Kräften sowie von Belastungen durch Körperhaltungen. Diese Arbeiten zielen auf Verfahren aller 3 Bewertungsebenen und fokussieren zwar im Wesentlichen auf Belastungen bzw. Überlastungen des unteren Rückens, waren aber nicht darauf beschränkt. Das hier beschriebene Teilvorhaben des IfADo betrifft alle Arbeitspakete – wenn auch die Zustandsanalyse (Arbeitspaket 2) und die Revision und Nachevaluierung der Methodenentwürfe (Arbeitspaket 6) antragsgemäß „nur“ begleitend unterstützt wurden. Insgesamt sollten vom IfADo vor allem folgende sieben Themenschwerpunkte bearbeitet werden:

- 1) Analyse des internationalen Datenbestandes analog der Struktur des HVBG-Leitfadens von 1995
- 2) Aktualisierung der Datenbasis der *Dortmunder Richtwerte*
- 3) Erarbeitung eines Lumbalbelastungsatlas für branchenspezifische Tätigkeiten
- 4) Kopplung der Systeme *CUELA* und *Der Dortmunder* – Entwicklung des Systems *CUELA-Dortmunder*
- 5) Biomechanische Evaluierung etablierter Screening-Werkzeuge
- 6) Definierung geeigneter Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung auftretender Belastungen an verschiedenen Lokalisationen
- 7) Erweiterung des Lumbalbelastungsatlas um branchenübergreifende Tätigkeiten

## 3.1 Aktualisierung des Methodeninventars um Verfahren ab 1995

### 3.1.1 Hintergrund und Vorgehensweise

Einen ersten Aspekt des Verbundvorhabens stellt die von allen Projektpartnern arbeitsteilig vorgenommene Aktualisierung einer übersichtsartigen Dokumentation bestehender Analysemethoden dar. Diese zielen auf die Erfassung, Bewertung und Beurteilung von physischen Belastungen durch manuelle Lastenhandhabung, Krafterzeugung, Körperhaltungen und -bewegungen, ergänzt um repetitive manuelle Tätigkeiten und Ganzkörperbewegungen, die in der seinerzeitigen Dokumentation nicht enthalten waren. Der Beitrag des IfADo innerhalb dieses Arbeitspakets 1 von MEGAPHYS betraf insbesondere Verfahren, die auf Belastungen bzw. Überlastungen der Wirbelsäule fokussieren. Als Ausgangspunkt dient die frühere, im IfADo erarbeitete Übersicht zu Hebe- und Tragetätigkeiten, der „Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten“ (HVBG 1995, identisch zu Bongwald et al. 1995).

### 3.1.2 Beispiel einer skizzenhaften Verfahrensbeschreibung

Insgesamt wurden 160, vom IfADo 25 Verfahren oder Studien anhand von 10 Merkmalen skizzenhaft beschrieben. Anhand des biomechanischen Simulationswerkzeugs *Der Dortmunder* (Literaturverfahren Nr. 13), mit dem Kenngrößen der Belastung der Lendenwirbelsäule wie Druck- und Scherkräfte an lumbalen Bandscheiben quantifiziert werden können (Jäger et al. 2000), wird die Vorgehensweise im Folgenden exemplarisch erläutert. Zur Wahrung der Übersichtlichkeit des vorliegenden Textes ist der Erhebungsbogen zum *Dortmunder* – wie die zu den anderen 24 Verfahren bzw. Studien – in Anhang 1 enthalten.

Als Methodenbeschreibung (Merkmal 1) sind Name (hier: *Der Dortmunder*), Autoren der Erstpublikation (hier: Jäger), Art (hier: Modellrechnung) sowie eine typische Abbildung (hier: Kinetik-, Kinematik-, Skelett- und Muskel-Modell aus Jäger u. Luttmann 2005) aufgeführt. Als Zielgruppen und beabsichtigte Anwendergruppen (Merkmal 2) werden Praktiker, Gutachter und Wissenschaftler genannt. Zu analysierende Belastungsarten (Merkmal 3) stellen Heben, Halten, Tragen sowie andere Kraftausübungen bis hin zu Schaufeln und Patiententransfer sowie Körperhaltungen dar, wobei der gesamte Körper mit besonderem Augenmerk auf die Lendenwirbelsäule in der Analyse berücksichtigt wird. In der Nomenklatur von MEGAPHYS wird als Methodentyp (Merkmal 4) für die Anwendung das Spezielle Screening genannt – bei Nutzung der Ergebnisse des *Dortmunder* in Form eines Standardfall-Registers –, ebenso das Experten-Screening, da entsprechende Ergebnisse zur biomechanischen Verifikation von Eigenschaften des EAWS verwendet wurden, sowie Feld- und Labormessungen, in deren Rahmen *Der Dortmunder* seit Jahren zur Quantifizierung auftretender Lumbalbelastungen genutzt wurde. Als Indikatoren und Merkmale der Methode (Merkmal 5) werden bezüglich der Eingabegrößen die Körperhaltung und -bewegung, die Lastmasse bzw. die ausgeübten Aktionskräfte sowie Körpergröße und -gewicht spezifiziert. In Hinsicht auf den methodischen Hintergrund wird auf die dreidimensionale dynamische Modellierung abgehoben, sodass sowohl Asymmetrien von Körperhaltung und Kraftausübung als auch Massenträgheitseffekte in der Analyse berücksichtigt werden.

Merkmal 6 kennzeichnet Bewertungskriterien, wobei in der vorliegenden Skizzierung alleinig auf die *Dortmunder Richtwerte*, die auf die lumbalen Kompressionskräfte abheben, hingewiesen wird, die der Bewertung singulärer bis hin zu Schichtbelastungen dienen; dies bedeutet, dass hier nicht auf die Bewertung kumulativer LWS-Belastungen beispielsweise mit Hilfe des *Mainz-Dortmunder Dosismodells* verwiesen wird, das als Literaturverfahren Nr. 29 skizziert wird. Merkmal 7 adressiert die Anwendung des Verfahrens sowie dessen Stärken und Schwächen; als typische Beispiele werden genannt, dass einerseits für (fast) alle Körperbewegungen

und Kraftausübungsfälle Belastungskenngrößen quantifiziert werden können, dass aber andererseits im Standardfall-Register nur eine beschränkte Auswahl aus der Vielfalt beruflicher Belastungen mit Ergebnissen hinterlegt sind. Dies bedeutet, dass für reale Fälle entweder Abstraktionen oder Vereinfachungen in Kauf zu nehmen sind oder ein erheblicher Aufwand für die detaillierte Analyse eines Belastungsfalls aufzuwenden ist.

Mit Hilfe von Merkmal 8 wird die Güte des Verfahrens skizziert; mit Bezug auf den *Dortmunder* wird angeführt, dass Teile dieses Modellierungssystems als extern validiert gelten können, wie die Wirkung der Massenträgheit sowie die Kraftweiterleitung innerhalb der Körperteil-Gliederkette. Die muskuläre Aktivierung in der Simulation wurde mit Hilfe elektromyographischer Erhebungen zur Spezifizierung der Modellierung genutzt, sodass auch dieser Systemanteil als zumindest teilweise validiert angesehen werden kann. Durch Vergleich von berechneten Bandscheiben-Druckwerten mit gemessenen, in der Literatur angegebenen Belastungswerten konnte zudem eine hohe prinzipielle Übereinstimmung gefunden werden, sodass *Der Dortmunder* insgesamt als angemessenes Werkzeug zur Abschätzung von Wirbelsäulenkräften bewertet werden kann. Merkmal 9 erlaubt Kommentierungen, die hier für ein Verweisen auf die Bewertung kumulativer Belastungen genutzt wurden. Das 10. Merkmal gibt Literaturhinweise, hier auf die Beschreibung des „Vorgängers“ des *Dortmunder* (Jäger 1987) sowie der biomechanisch prinzipiell aktuellen Version (Jäger et al. 2000).

Wie vor der exemplarischen Erläuterung der skizzenhaften Beschreibung des Simulationswerkzeugs *Der Dortmunder* angemerkt, wurden von den MEGAPHYS-Partnern insgesamt 160, vom IfADo 25 derartiger Verfahrensdeskriptionen erarbeitet, die einen raschen Über- und Einblick über Ziel, Inhalt und Aussagekraft eines Verfahrens zur Erfassung bzw. Bewertung physischer Belastungen erlauben (zu IfADo-Darstellungen s. Anhang 1).

## Literatur

Bongwald O, Luttmann A, Laurig W (1995) Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Hrsg) Sankt Augustin; siehe auch HVBG 1995

HVBG (1995) siehe Bongwald et al. 1995

Jäger M (1987) Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf

Jäger M, Luttmann A (2005) Der „Dortmunder Denkansatz“ zur biomechanischen Analyse der Wirbelsäulenbelastung bei Lastenhandhabungen. Z Arbeitswiss 59:249-261

Jäger M, Luttmann A, Göllner R, Laurig W (2000) Der Dortmunder - Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: S Radandt, R Grieshaber, W Schneider (Hrsg) Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen, S. 105-124. Monade-Verlag, Leipzig

## 3.2 Aktualisierung der Datenbasis der *Dortmunder Richtwerte*

### 3.2.1 Hintergrund zum Zusammenhang von Lumbalbelastungen und Überlastungszeichen

Die Einführung zu diesem Thema entstammt weitgehend der Vorhabensbeschreibung im Antrag des IfADo zum Forschungsvorhaben MEGAPHYS.

Anhand der Deutschen Wirbelsäulenstudie ist als gesichert anzusehen, dass degenerative Erkrankungen der Lendenwirbelsäule wie Bandscheiben-Vorfälle und -Höhenminderungen, verbunden mit korrespondierenden funktionellen Einschränkungen, mit erhöhter Häufigkeit bei Personen auftreten, deren berufliche Tätigkeit von manuellen Lastenhandhabungen oder belastungsintensiven Körperhaltungen geprägt ist (Bolm-Audorff et al. 2007, Seidler et al. 2009, 2014, Jäger et al. 2011, 2014). Trotz aktueller Kommentare und Diskussionen um die biomechanische Ursache (Grosser 2015, Kentner u. Frank 2014, 2015, Schröter 2014) kann und sollte als eine wesentliche Ursache nicht nur für irreversible Schädigungen und Erkrankungen, sondern auch für reversible Rückenbeschwerden die mechanische Überlastung der lumbalen Strukturen angesehen werden, sodass zur Beurteilung physischer Belastungen durch Lastenhandhabung, Kraftaufwendungen oder ungünstiger Körperhaltungen die mechanische Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule miteinbezogen werden sollte.

### 3.2.2 Empfehlung des National Institute for Occupational Safety and Health der USA – NIOSH

Im Zusammenhang von Lumbalbelastungen und Überlastungszeichen stellte das Nationale Institut für Arbeitssicherheit und Arbeitsmedizin der USA (National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH) schon im Jahr 1981 einen umfassenden präventionsorientierten Leitfaden für die Beurteilung und Gestaltung manueller Hebetätigkeiten – den *Work Practices Guide for Manual Lifting* – vor, der auf epidemiologischen, physiologischen, psychophysikalischen und biomechanischen Erkenntnissen basiert und dessen Anwendungsspektrum durch Berücksichtigung neuerer Erkenntnisse auf zusätzliche, asymmetrische Hebearten erweitert wurde (NIOSH 1981, Waters et al. 1993). Derivate des NIOSH-Verfahrens flossen in der Folgezeit in die internationale und europäische Normgebung ein (ISO 11228-1, EN 1005-2), sodass die entsprechenden Anwendungsergebnisse zumindest zum Teil auch in Deutschland beachtet werden oder werden müssen. Als wesentliches biomechanisches Kriterium des NIOSH-Verfahrens wird zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten ein einheitlicher Maximalwert von 3,4 Kilonewton für die Druckkraft an der lumbosakralen Bandscheibe zugrundegelegt. Im Gegensatz zu Dosisansätzen wie das *Mainz-Dortmunder Dosismodell* (Hartung et al. 1999, Jäger et al. 1999) oder die obengenannten DWS-Erhebungen, die auf Langzeitexpositionen wie das Berufsleben abheben, dienen Richtwerte wie der von NIOSH empfohlene der Beurteilung kurzzeitiger Belastungen im Zeitbereich zwischen einzelnen Vorgängen bis zu einigen Schichten. Dadurch sollen Arbeitssituationen des Berufsalltags mit zu hoher Belastung einfach und schnell identifiziert werden können, um sie im Sinne der Prävention zukünftig zu vermeiden.

Eingehende Recherchen zu den von NIOSH angegebenen Begründungsansätzen in den entsprechenden Literaturquellen offenbarten gewisse Inkonsistenzen, die letztendlich zu der Schlussfolgerung führten, dass das biomechanische Kriterium sowohl epidemiologisch als auch biomechanisch allenfalls schwach begründet sei (Jäger 1996, 2001a, Jäger u. Luttmann 1999). Durch dieses Fazit wurde die inhaltliche Aufgabe formuliert, umfangreichere Datenkompilierungen vorzunehmen und als gesicherte Grundlage für die Ableitung von Richtwerten zur Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule zu nutzen.

### 3.2.3 Ableitung von Empfehlungen des IfADo – „Dortmunder Richtwerte“ aus 2001

Zur Entwicklung und wissenschaftlichen Begründung von Richtwerten, die als Empfehlung zur maximalen Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule bei physischen Belastungen wie Lastenhandhabung und Kraftausübungen aufgefasst werden können, wurden in den 1990er Jahren über 2.500 Literaturbefunde zur Kompressionsfestigkeit von isolierten Segmenten der Lendenwirbelsäule zusammengetragen, hinsichtlich der zugrundeliegenden Methodik geprüft und in Bezug auf wesentliche, für die Arbeitsgestaltung nutzbare Einflussgrößen ausgewertet (Jäger 2001b; s. Abb. 3.2.3-1). Da die Festigkeit der Wirbelsäule nicht am Lebenden ermittelt werden kann, muss trotz des methodischen Nachteils Autopsiematerial verwendet werden.

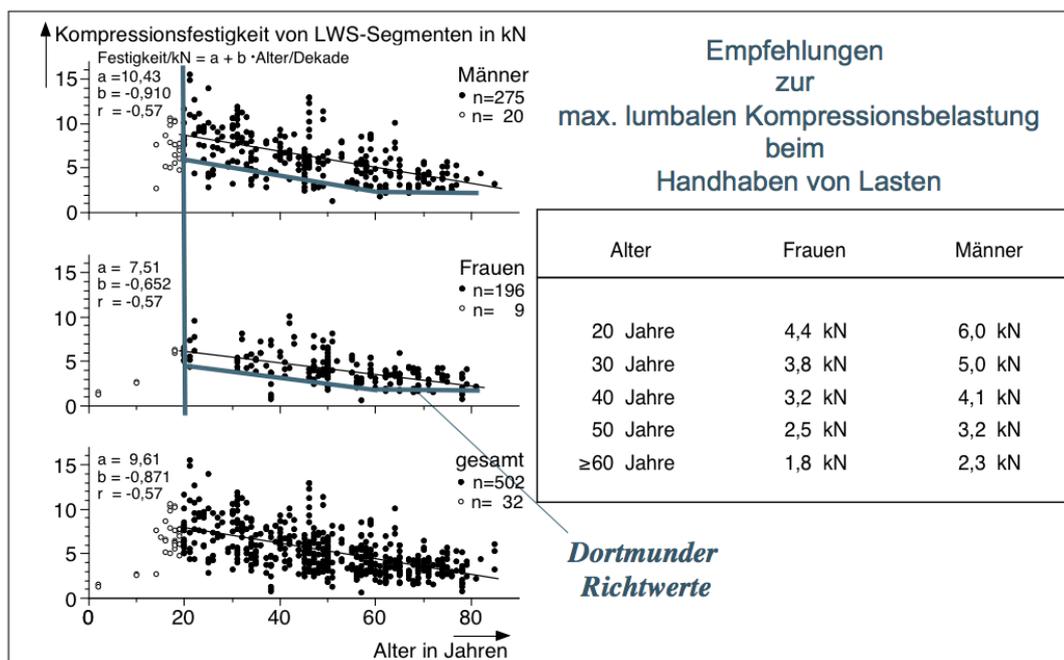
Pos.	Autoren	Jahr	Anzahl		Gründe für Nichtberücksichtigung bzgl. Wertangabe, Präparateigenschaft, Schadenslokalisierung oder Belastungstyp	
			Segmente im Test	Daten gesamt genutzt		
1	Wyss & Ulrich	1954	8	8	6	1 ohne Schädigung, 1 seitlich weggeknickt
2	Bartelink	1957	10	1	1	9 nicht angegeben
3	Brown et al.	1957	10	10	10	--
4	Perey	1957	148	148	142	3 ohne Schädigung, 3 Schädigung in BWS
5	Decoux & Rienau	1958	9	9	9	--
6	Evans & Lissner	1959	11	11	11	--
7	Roaf	1960	18	3	3	15 nicht angegeben
8	Sonoda	1962	22	16	--	6 nicht angegeben, 16 gewichtet
9	Bartley et al.	1966	32	32	4	28 flächenbezogen
10	Eie	1966	30	23	19	7 nicht angegeben (2 ohne Schädigung)*, 4 Schädigung in BWS
***						
36	Brinckmann et al.	1988	51	51	5	46 spät.ern.publ. (11 zykl., 7 Schäd. in BWS [1 o.Schäd.+zykl.])
37	Mosekilde & Mosekilde	1988	126	62	--	64 n. angegeben, 62 gewichtet+zu klein (40 flächenbezogen)
38	Biggemann et al.	1989	98	98	--	98 parallel publiziert
39	Brinckmann et al.	1989	98	98	86	12 Schädigung in BWS
40	Erikson et al.	1989	73	61	61	12 nicht erkennbar
41	Granhed et al.	1989	52	52	52	--
42	Porter et al.	1989	18	18	18	--
43	Ranu	1990	2	2	2	--
44	Biggemann et al.	1991	75	75	--	75 indirekt ermittelt
45	Shirado et al.	1992	11	11	9	2 Schädigung in BWS
46	Adams et al.	1994	29	18	18	11 nicht angegeben + ohne Schädigung
47	Brinckmann & Porter	1994	20	20	--	20 vorgeschädigt
<b>gesamt</b>			<b>2517</b>	<b>2087</b>	<b>776</b>	<b>Wertangabe:</b> 424 fehlt, 319 mehrfach publiziert, 603 flächenbezogen, 91 indirekt bestimmt, 234 nicht zuordenbar; <b>Präparat:</b> 428 zu klein, 35 nicht / 26 vorgeschädigt; <b>Schädigung:</b> 62 nicht-lumbal / 138 evtl. nicht-lumbal; <b>Belastung:</b> 71 nicht (quasi-)statisch, 1 nicht kompressiv

\* () oder [] zusätzliche Ausschlussgründe für Sub- bzw. Sub-Sub-Kollektive

#### Ur-Datenbasis zur Ableitung der *Dortmunder Richtwerte*

**Abbildung 3.2.3-1:** Auszug aus einer Übersicht von 47 potentiell nutzbaren Literaturquellen zur Kompressionsfestigkeit lumbaler Wirbelsäulensegmente als Maß der Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule (Stand 2001: Basis der Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“) sowie Angaben zur Nichtberücksichtigung von Literaturbefunden (nach Jäger 2001b)

Insgesamt ergab die statistische Analyse von etwa 500 selektierten Festigkeitsdaten aus etwa 20 Quellen, dass die Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule über einen weiten Bereich variiert, bei Frauen im Mittel niedriger als bei Männern ist und mit zunehmendem Alter geschlechtsspezifisch abnimmt (s. Abb. 3.2.3-2, linker Teil). Bei Berücksichtigung dieser biologischen Eigenschaften wurden folglich alters- und geschlechtsabhängige Empfehlungen zur maximalen Kompressionsbelastung an lumbalen Bandscheiben und Wirbelkörpern beim Handhaben von Lasten – die *Dortmunder Richtwerte* – abgeleitet (Jäger et al. 2001; s. Abb. 3.2.3-2, rechter Teil); somit erscheint, wie von NIOSH vorgenommen, die Empfehlung eines einzigen, für alle Arbeitspersonen gültigen Richtwertes auf dieser umfassenden Grundlage unmöglich bzw. ungerechtfertigt.



**Abbildung 3.2.3-2:** Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule mit Auswirkung auf die Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ (nach Jäger et al. 2001)

### 3.2.4 Prüfung auf Aktualisierung der „Dortmunder Richtwerte“

Seit Datenauswertung und letztendlicher Publikation der *Dortmunder Richtwerte* im Jahr 2001 sind eine Reihe weiterer Festigkeitsuntersuchungen bekannt geworden (z.B. McCubbrey et al. 1995) über PubMed, Scirus und GoogleScholar anhand von etwa 15 gebräuchlichen und in den früheren Erhebungen verwendeten Stichworten wie statische Kompressionsfestigkeit, Versagenslast, Lendenwirbelsäule sowie den entsprechenden englischen Begriffen wie compressive strength, failure load, lumbar spine. Dabei wurde als wesentliche „Keimzelle“ weiterer Suchvorgänge eine Dissertation aus München zu diesem Thema gefunden (Fischbeck 2006), die eine Reihe, aber bei weitem nicht alle Zitationen unserer früheren Erhebung (Jäger 2001b) enthielt.

Ausgehend insbesondere von der zitierten vergleichsweise umfassenden und detaillierten Keimzelle „Fischbeck 2006“ wurden die Literaturangaben nach möglichen weiteren Untersuchungen hinterfragt, die gesammelte Literatur entsprechend analysiert, in deren Literaturhinweisen erneut nach möglichen Untersuchungen zur statischen lumbalen Kompressionsfestigkeit gesucht und wiederum entsprechende Literaturhinweise analysiert. Insgesamt wurden 66 neue Literaturstellen zusammengetragen, die zur weiteren Beschreibung vier Kategorien zugeordnet wurden; zusammenfassende Ergebnisse sind in Abb. 3.2.4-1 dargestellt.

In 11 Arbeiten der Kategorie 1 wurden Festigkeitsuntersuchungen vorgestellt, aus denen Werte für den vorgegebenen Zusammenhang nutzbar waren; 25 Quellen (Kat. 2) enthalten zwar Kompressionsbelastbarkeitswerte, doch wurden diese an Präparaten unzureichender Spezifikation erhoben, beispielsweise an Scheiben von Wirbelkörpern oder an Segmenten mit nicht näher ausgeführter Lokalisation wie Brust- oder Lendenwirbelsäule („thorakolumbal“).

Die beiden weiteren Kategorien von Untersuchungen bezogen sich entweder auf Schädigungshäufigkeiten in der Bevölkerung (Kategorie 3) oder auf Angaben zur Wirbelsäulenfestigkeit beispielsweise von Tieren (Kategorie 4).

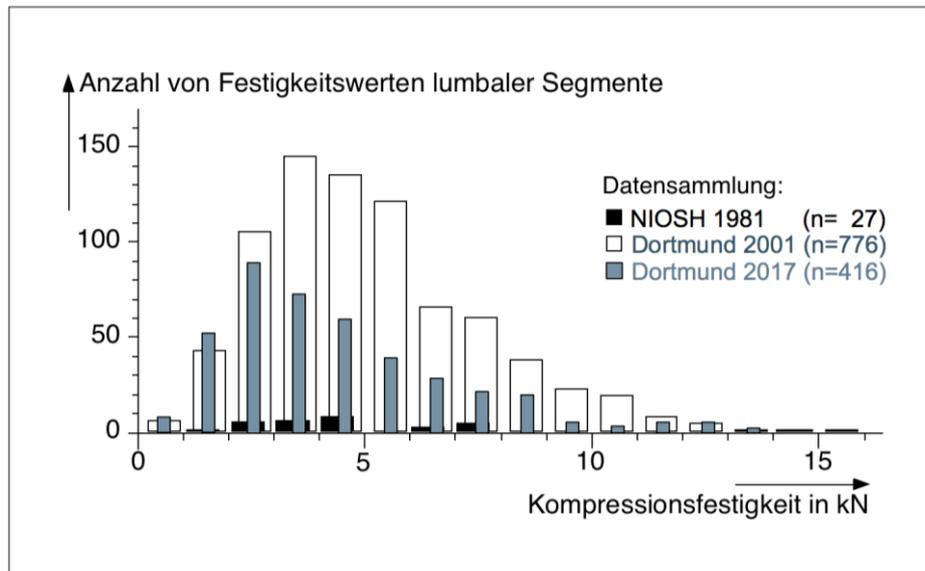
Insgesamt 66 „neue Literaturstellen“ (ergänzend zu 2001)	
Kat. 1: Literaturstellen, aus denen <b>Werte nutzbar</b> sind	(n = 11)
Kat. 2: Literaturstellen mit <b>Werten</b> , die in diesem Zusammenhang <b>nicht nutzbar</b> sind (z.B. WK-Scheiben)	(n = 25)
Kat. 3: Literaturstellen <b>ohne</b> statische lumbale Kompressionsfestigkeits- <b>Werte</b> (z.B. Frakturen im CT)	(n = 7)
Kat. 4: Literaturstellen <b>ohne</b> nutzbare <b>Werte</b> (z.B. an Schafen erhoben)	(n = 23)

**Abbildung 3.2.4-1:** Kategorisierung der kompilierten Literaturquellen zur lumbalen Kompressionsfestigkeit hinsichtlich der Nutzbarkeit zur Prüfung einer potentiellen Anpassung der „Dortmunder Richtwerte“ aufgrund neuerer Befunde – Vorgehensweise 2013/2014 und 2017

Durch die neue Literatursichtung erhöhte sich die Quellenanzahl mit scheinbar nutzbaren Daten zur Kompressionsfestigkeit lumbaler Wirbelsäulensegmente von 47 auf 83; nach Prüfung der Erhebungsbedingungen bzw. Präparatspezifikation verblieben 36 statt vormals 25 Quellen mit real nutzbaren Daten zur statischen human-lumbalen Kompressionsfestigkeit. Der Gesamtumfang der nach Angabe der Autoren der jeweiligen Quellen getesteten Präparate beträgt aktuell 6.046 anstatt 2.517 in der Zusammenstellung von 2001. Die in den Quellen genannten Angaben zur Festigkeit – ob im Text, in Tabellen oder in Diagrammen dargestellt – umfassen insgesamt 3.814 anstatt zuvor 2.087 Werte, von denen die in dieser Arbeit vereinbarten Kriterien 1.192 im Vergleich zu vormals 776 Präparattestungen erfüllen.

Abbildung 3.2.4-2 zeigt die Verteilung der 416 neu hinzugewonnenen Festigkeitswerte („Dortmund 2017“), eingetragen in einer früheren Darstellung mit Angabe der Verteilung der seinerzeitig 776 kompilierten Werte („Dortmund 2001“) im Vergleich zur 27 Werte umfassenden Grundgesamtheit der ergonomischen Urquelle („NIOSH 1981“). Abbildung 3.2.4-2 verdeutlicht und bestätigt den früheren Befund einer weiten Streuung der Festigkeit des biologischen Materials „Lendenwirbelsäule“; Mittelwert und Standardabweichung der 2001er Datensammlung betragen  $5,1 \pm 1,8$  kN, während die aktuelle Kompilierung  $4,4 \pm 2,6$  kN aufweist. Für die zusammengefasste Datensammlung „Dortmund 2001 plus 2017“ ergeben sich  $4,8 \pm 2,5$  kN.

Da in den aktuell hinzugewonnenen Literaturquellen bei nur 39 von 405 Festigkeitsangaben aus 28 anstatt zuvor 24 Quellen das Geschlecht und Alter des Spenders dokumentiert ist und da die aktuellen Werte in einem ähnlichen Wertebereich liegen, haben die „neuen“ Daten keinen übermäßigen Einfluss auf die seinerzeit auf 471 Werten basierenden geschlechtsspezifischen Altersregressionen der *Dortmunder Richtwerte*. Daraus wurde zunächst bei Abfassung des 2. Zwischenberichts zu MEGAPHYS geschlussfolgert, dass eine Änderung der seinerzeit publizierten Richtwerte aufgrund der neuen Datenlage „nicht erforderlich“ sei. Um jedoch die Bewertung der innerhalb von MEGAPHYS erhobenen Wirbelsäulenbelastungen auf Basis der aktuell(st)en Erkenntnisse durchzuführen, wurde eine Revision der *Dortmunder Richtwerte* vorgenommen und *Revidierte Dortmunder Richtwerte* formuliert.



**Abbildung 3.2.4-2:** Verteilung der Festigkeitswerte von 2 Datensammlungen analog Jäger et al. (2001), ergänzt um die aktuelle Kompilierung – Basis zur Ableitung der Dortmunder Richtwerte bzw. deren Revision

Diese Ableitung ist in einer separaten Publikation detailliert beschrieben (Jäger 2018); diese ist als Anhang 2 beigefügt. Daher enthält das folgenden Kapitel lediglich eine kurze Erläuterung.

### 3.2.5 Aktualisierung der Empfehlungen des IfADo – „Revidierte Dortmunder Richtwerte“

Wie zuvor erwähnt, wurde zwar das Gesamtkollektiv von Belastbarkeitswerten zur statischen lumbalen Kompressionsfestigkeit durch die aktuelle Literatursichtung auf das Anderthalbfache erweitert (n=1.192 Festigkeitswerte in 2017 zu 776 in 2001), jedoch waren die für eine Richtwertableitung erforderlichen Datenbeschreibungen bezüglich Alter und Geschlecht der Spenderpersonen nur bei einem vergleichsweise geringem Anteil vorhanden. Daher erhöhten sich die Umfänge der alters- und geschlechtsspezifisierten Unterkollektive nur um etwa 10 bzw. 5 Prozent. Demzufolge änderten sich die geschlechtsspezifischen, auf einem linearen Regressionsmodell basierenden Altersabhängigkeiten sowie die Bestimmtheitsmaße eher geringfügig, wie die nachfolgenden Gegenüberstellungen zeigen:

2017: Festigkeit/kN =  $10,43 - 0,923 \cdot \text{Alter/Dekade}$  für Männer ( $\geq 20$  Jahre; n=305; r = -0,56)

2001: Festigkeit/kN =  $10,43 - 0,910 \cdot \text{Alter/Dekade}$  für Männer ( $\geq 20$  Jahre; n=275; r = -0,57)

2017: Festigkeit/kN =  $7,65 - 0,685 \cdot \text{Alter/Dekade}$  für Frauen ( $\geq 20$  Jahre; n=205; r = -0,61)

2001: Festigkeit/kN =  $7,51 - 0,652 \cdot \text{Alter/Dekade}$  für Frauen ( $\geq 20$  Jahre; n=196; r = -0,57)

Die statistischen Beschreibungsmaße „Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung“ betragen:

2017: Festigkeit/kN =  $6,09 \pm 2,69$  für Männer ( $\geq 20$  Jahre; n=305)

2001: Festigkeit/kN =  $6,18 \pm 2,66$  für Männer ( $\geq 20$  Jahre; n=275)

2017: Festigkeit/kN =  $3,95 \pm 1,79$  für Frauen ( $\geq 20$  Jahre; n=205)

2001: Festigkeit/kN =  $4,06 \pm 1,75$  für Frauen ( $\geq 20$  Jahre; n=196)

Dies bedeutet, dass die statische lumbale Kompressionsfestigkeit von Wirbelsäulensegmenten männlicher Spender um nahezu 1 kN pro Altersdekade abnimmt, bei Lumbalsegmenten weiblicher Spender um etwa  $\frac{2}{3}$  kN pro Altersdekade. Aufgrund der insgesamt höheren Kompressionsfestigkeit bei Männern – siehe Achsenabschnitt im Regressionsmodell bzw. Mittelwert – ist sie trotz der höheren altersbedingten Abnahme auch in höherem Alter noch etwas höher als die Kompressionsfestigkeit von Wirbelsäulensegmenten weiblicher Spender.

Analog zur Vorgehensweise bei Ableitung der früheren Empfehlungen basieren auch die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* auf der geschlechtsspezifischen Altersregression, vermindert um den Wert einer Standardabweichung des jeweiligen Unterkollektivs. Ebenso wurden wie zuvor für ein Alter ab 60 Jahren einheitliche Werte für (ältere) Männer bzw. Frauen vorgesehen, da die statische lumbale Festigkeit in diesem Bereich eine nur geringfügige Altersabhängigkeit aufweist: Während beispielsweise für Subkollektive ab einem Spenderalter von 50 Jahren signifikante Altersabhängigkeiten der statischen lumbalen Kompressionsfestigkeit statistisch nachweisbar sind ( $p < 0,001$ ), ist ein von Null verschiedener Regressionskoeffizient für Spenderalter ab 60 oder 70 Jahren nicht verifizierbar ( $p > 0,05$ ).

Die Prüfung der *Dortmunder Richtwerte* auf Revision aufgrund in der Literatur neu verfügbarer Festigkeitswerte seit der letzten Datenkompilierung wurde zudem dazu genutzt, die für das Handhaben von Lasten empfohlenen Maximalbelastungen für junge Erwachsene prinzipiell zu modifizieren. Da das skelettale Wachstum im Alter von 20 Jahren möglicherweise noch nicht abgeschlossen ist (Junghanns 1979; Krämer 1997), wird – ausgehend von der berechneten Alters„degression“ – sowohl für junge Männer als auch für junge Frauen präventiv eine Reduktion um etwa eine halbe Dekadendifferenz vorgesehen, um Missinterpretationen und Fehlanwendungen der Extremwerte für ein Alter von 20 Jahren vorzubeugen.

Wie in Abbildung 3.2.5-1 dargestellt, variieren die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* unter den zuvor beschriebenen Nebenbedingungen zwischen 5,4 und 2,2 kN für jüngere bzw. ältere Männer sowie zwischen 4,1 und 1,8 kN für jüngere bzw. ältere Frauen. Somit werden für Frauen insgesamt niedrigere Maximalbelastungen empfohlen als für Männer sowie für Ältere niedrigere als für Jüngere. Die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* folgen somit dem biologischen Verhalten des hier als Belastungsfokus unterstellten Körperareals „Lendenwirbelsäule“. Demzufolge werden die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* als biomechanisch begründete, aus der (quasi-)statischen Kompressionsfestigkeit von isolierten Wirbelsäulensegmenten abgeleitete Empfehlungen zur maximalen Kompressionsbelastung an lumbalen Wirbelkörpern und Bandscheiben beim Handhaben von Lasten oder Ausüben von Aktionskräften aufgefasst; sie stellen ein in Fragestellungen der Arbeitsgestaltung einfach anwendbares Kriterium zur Bewertung physischer Expositionen bezüglich der damit einhergehenden Belastung der Lendenwirbelsäule dar.

In diesem Zusammenhang wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die Aussagekraft von Vergleichen von mittels biomechanischer Modelle berechneten Bandscheiben-Druckkräften mit an Autopsiematerial erhobener Strukturfestigkeit nicht überinterpretiert werden sollte: Sowohl die Belastung wird indirekt bestimmt und zudem auf eine einzige Kenngröße „Druckkraft“ reduziert, als auch wurde die Belastbarkeit indirekt ermittelt und nur in Hinsicht auf Kompression quantitativ beschrieben. Die Nutzung dieses somit recht groben, gleichwohl in der Ergonomie etablierten Bewertungsansatzes kann schon aufgrund des rein biomechanischen Gedankengefüges keine physiologisch umfassende Beurteilung der Beanspruchung des unteren Rückens darstellen oder gar die zumeist multifaktorielle Genese von Veränderungen, Verletzungen, Schäden, Beeinträchtigungen, Schmerzen und Erkrankungen erklären. Mit einem derartigen Vorgehen können beispielsweise weder die „wahren“ Ursachen für bandscheibenbedingte Erkrankungen noch die Risiken für Folgen wie Ermüdung der Rückenmuskulatur mit eventuellen, eher kurz- bis mittelzeitig bestehenden unspezifischen Rückenschmerzen er-

gründet werden. In umfassenderen Gefährdungsanalysen sind neben biomechanischen weitere physiologische und insbesondere auch psychisch relevante Belastungsfaktoren einzubeziehen, d.h. sowohl metabolische Aspekte bezüglich des Herz-Kreislauf-Systems und der Muskulatur als auch arbeitsumgebungsbezogene und individuelle Risikofaktoren wie klimatische Bedingungen und psychosoziale, anlage- und gesundheitsbedingte Einflüsse bzw. Gegebenheiten.

<b>Revidierte Dortmunder Richtwerte</b>		
<i>Empfehlungen zur max. lumbalen Kompressionsbelastung beim Handhaben von Lasten</i>		
<b>Alter</b>	<b>Frauen</b>	<b>Männer</b>
20 Jahre	4,1 kN	5,4 kN
30 Jahre	3,8 kN	5,0 kN
40 Jahre	3,1 kN	4,0 kN
50 Jahre	2,4 kN	3,1 kN
≥ 60 Jahre	1,8 kN	2,2 kN

**Abbildung 3.2.5-1:** Die Revidierten Dortmunder Richtwerte – biomechanisch begründete Empfehlungen zu maximalen Kompressionskräften an lumbalen Bandscheiben und Wirbelkörpern beim Handhaben von Lasten oder biomechanisch ähnlichen Belastungsfällen wie Ausüben von allgemein gerichteten Aktionskräften oder auch manuelles Bewegen von Personen in der Pflege – Kriterium zur Bewertung physischer Expositionen bzgl. der korrespondierenden Belastung der Lendenwirbelsäule

## Literatur

Bolm-Audorff U, Bergmann A, Ditchen D, Ellegast R, Elsner G, Grifka, J, Haerting J, Hofmann F, Jäger M, Linhardt, O, Luttmann, A, Michaelis, M, Petereit-Haack, G, Seidler, A (2007) Zusammenhang zwischen manueller Lastenhandhabung und lumbaler Chondrose - Ergebnisse der Deutschen Wirbelsäulenstudie. Zbl Arbeitsmed 57:304-316

EN 1005-2, European Committee for Standardization, CEN (2003) Safety of machinery. Human physical performance. Part 2: Manual handling of machinery and component parts of machinery

Fischbeck M (2006) Mechanische Kompetenz und Knochendichte thorakolumbalen Wirbelkörper beim älteren Menschen. Dissertation, Med. Fak., Ludwig-Maximilian-Universität zu München.

Grosser V (2015) 20 Jahre Berufskrankheit der Lendenwirbelsäule (BK 2108) – Status quo und aktuelle Entwicklungen Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 50:167–176

Hartung E, Schäfer K, Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 34:112-122

ISO 11228-1, International Organization for Standardization, ISO (2003) Ergonomics – Manual handling, Part 1: Lifting and carrying

- Jäger M (1996) Biomechanical aspects concerning the assessment of lumbar load during heavy work and uncomfortable postures with special emphasis to the justification of NIOSH's biomechanical criterion. In: Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin (Hrsg.): Problems and progress in assessing physical load and musculoskeletal disorders. S. 49-72. Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Tagungsbericht 10)
- Jäger M (2001a) Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten – Kritische Wertung des biomechanischen Kriteriums im NIOSH-Verfahren. Zbl Arbeitsmed 51:222-233
- Jäger M (2001b) Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag – ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208. VDI-Verlag, Düsseldorf
- Jäger M (2018) Extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength for deriving reference values in ergonomic work design: the Revised Dortmund Recommendations. ExCli Journal 17:362-385
- Jäger M, Luttmann A (1999) Critical survey on the biomechanical criterion in the NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks. Int. J Indust Ergonomics 23:331-337
- Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Schäfer K, Hartung E, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 34:101-111
- Jäger M, Luttmann A, Göllner R (2001) Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten – Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl Arbeitsmed 51:354-372
- Jäger M, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ellegast R, Grifka J, Hofmann F, Michaelis M, Seidler A, Voß J, Luttmann A (2011) Occupational low-back exposure of persons with or without lumbar disc-related diseases – Selected results of the German Spine Study EPILIFT. In: R. Grieshaber, M. Stadeler, H.-C. Scholle (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 17. Erfurter Tage, S. 341-365. Verlag Bussert & Stadeler, Jena
- Jäger M, Jordan C, Voß J, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Haerting J, Haufe E, Kuß O, Morfeld P, Schäfer K, Seidler A, Luttmann A (2014) Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie. Hintergrund und Vorgehensweise der DWS-Richtwertestudie. Zbl Arbeitsmed 64:151-168
- Junghanns H (1979) Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin. Teil I: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 78. Hippokrates, Stuttgart
- Krämer J (1997) Bandscheibenbedingte Erkrankungen – Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. 4. Aufl. Georg Thieme, Stuttgart
- Kentner M, Frank KH (2014) Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Wirbelsäule als Berufskrankheiten gemäß BK-Nr. 2108–2110 – 20 Jahre Erfahrungen. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 49:162–166
- Kentner M, Frank KH (2015) Kommentar zur DWS II-Studie und Implikationen hinsichtlich BK 2108 Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 50:584–591
- McCubbrey DA, Cody DD, Peterson EL, Kuhn JL, Flynn MJ, Goldstein SA (1995) Static and fatigue failure properties of thoracic and lumbar vertebral bodies and their relation to regional density. J Biomech 28:891-899
- NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health (1981) Work Practices Guide for Manual Lifting, No. 81-122. Dept. Health and Human Services, Cincinnati OH, USA
- Schröter F (2014) BK 2108–2110: Erfahrungen aus 20 Jahren. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 49:177-183
- Seidler A, Bergmann A, Jäger M, Ellegast R, Ditchen D, Elsner G, Grifka J, Haerting J, Hofmann F, Linhardt O, Luttmann A, Michaelis M, Petereit-Haack G, Schumann B, Bolm-Audorff U (2009) Cumulative occupational lumbar load and lumbar disc disease – results of a German multi-center case-control study (EPILIFT). BMC Musculoskeletal Disorders 10:48 (13 pages)

Seidler A, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Euler U, Haerting J, Haufe E, Jordan C, Kersten N, Kuss O, Luttmann A, Morfeld P, Schäfer K, Jäger M (2014) Dosis-Wirkung-Zusammenhang zwischen physischen Belastungen und lumbalen Bandscheibenerkrankungen. Ergebnisse der DWS-Richtwertstudie. Zbl Arbeitsmed 64:239-257

Waters ThR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ (1993) Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. Ergonomics 36:749-776

### 3.3 Lumbalbelastungsatlas für branchentypische Tätigkeiten

Die Einführung zu diesem Thema entstammt in Teilen der Vorhabensbeschreibung im Antrag des IfADo zum Forschungsvorhaben MEGAPHYS.

Tätigkeiten des beruflichen Alltags, die mit erhöhten Belastungen des unteren Rückens einhergehen, können einerseits als branchen„übergreifende“ Belastungsvorgänge wie Heben, Halten, Umsetzen oder auch Tragen von Lasten bezeichnet werden; andererseits zeigen spezifische Anwendungen biomechanischer Erhebungen auch den Bedarf weiterer Analysen zu branchen-„typischen“ Vorgängen. Dazu wurden beispielsweise in einem gemeinsamen Forschungsvorhaben des IFA und des IfADo Wirbelsäulenbelastungen bei für das Baugewerbe typischen Tätigkeiten bestimmt, bei denen Hilfsmittel eingesetzt werden und die daher einen gewissen messtechnischen Aufwand erfordern: Bewegen von Lasten mit Hilfe einer Schubkarre sowie Schaufeln von Schüttgütern. In einem anderen Forschungsvorhaben wurde in Zusammenarbeit mit der BGW die Belastung beim Bewegen von Personen, wie in der Kranken- und Altenpflege üblich, untersucht.

Mit der Entwicklung sogenannter biomechanischer Modelle zur Abschätzung der Belastung der Wirbelsäule entstand ein entsprechender Bedarf an Anwendungen auf Belastungsfälle mit hoher oder – wie vermutet wurde – mit eventuell zu hoher Belastung. Mit Hilfe vergleichsweise einfacher statischer zweidimensionaler Modelle wurden zunächst das beidhändige Halten untersucht (z.B. Morris et al. 1961, NIOSH 1981) oder auch Arbeitssituationen beim Transport von Müllbehältern über Treppen oder Bordsteinkanten (z.B. Jäger et al. 1984). Durch die Erweiterung auf dynamische Modellierung wurde in der Folge beispielsweise das Heben von Lastobjekten analysiert, um den Einfluss der Massenträgheit bei dieser „Bewegung unter Last“ abzuschätzen (z.B. Ayoub u. El-Bassoussi 1976). Derartige Analysen von Tätigkeits„vorgängen“ anstatt zeitpunktartigen Arbeits„situationen“ beschränkten sich aufgrund des mathematischen Aufwands zunächst auf sagittale Belastungsfälle mit – so die Annahme – beidseits symmetrischer Körperhaltung und -bewegung sowie beidseits symmetrischer Lastverteilung und nicht-seitlichen Aktionskräften. Dabei wurden beispielsweise die Einflüsse unterschiedlicher Lastgewichte und Hebedauern bzw. Ausführungsgeschwindigkeiten, verschiedener Hebetekniken oder auch unterschiedlicher anthropometrischer Eigenschaften der ausführenden Person auf die resultierende Lumbalbelastung quantifiziert.

Reale Belastungsfälle sind allerdings häufig unsymmetrisch in Hinsicht auf Haltung und Aktionskraftausübung und üblicherweise auch von Bewegungen geprägt, sodass für viele Tätigkeiten des Berufsalltags erst mit Entwicklung dreidimensionaler dynamischer Modellierungen eine realitätsnähere biomechanische Betrachtung ermöglicht wurde (z.B. Kromodihardjo u. Mital 1986, Jäger 1986). Dazu sind beispielsweise das einhändige Umsetzen von Gegenständen – wie das Vermauern von „Einhandsteinen“ – oder auch das manuelle Bewegen von Personen bei Pflegetätigkeiten zu zählen.

Um die allgemeine Verfügbarkeit derartiger Ergebnisse zu eher branchentypischen Erhebungen zu erhöhen, wurden in einem entsprechenden Arbeitspaket Literaturbefunde zusammengetragen, die als ein erster Teil für einen „Lumbalbelastungsatlas“ angesehen werden. Darin wird die biomechanische Belastung der Lendenwirbelsäule für folgende Tätigkeiten skizzenhaft beschrieben:

1. Wirbelsäulenbelastung beim Vermauern von Einhandsteinen
2. Wirbelsäulenbelastung beim Werfen von Säcken im Hafen
3. Wirbelsäulenbelastung bei Schaufeltätigkeiten
4. Wirbelsäulenbelastung beim Lastentransport mit einer Schubkarre
5. Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von zweirädrigen Müllbehältern
6. Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von Trolleys im Flugzeug
7. Wirbelsäulenbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten
8. Wirbelsäulenbelastung bei beruflicher Akrobatik
9. Schichtmonitoring der Wirbelsäulenbelastung in vier Berufsfeldern

## Literatur

Ayoub MM, El-Bassoussi MM (1976) Dynamic biomechanical model for sagittal lifting activities. In: Proc. 6th Congress Int. Ergonomics Ass. (University of Maryland), pp. 355-361

Jäger M (1986) Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Dissertation, Fachbereich Maschinenbau, Universität Dortmund. [Zugleich: Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf 1987]

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1984) The load on the spine during the transport of dustbins. Appl Ergon 15:91-98

Kromodihardjo S, Mital A (1986) Kinetic analysis of manual lifting activities. - Part I: Development of a three-dimensional computer model. Int J Ind Ergonomics 1:77-90

Morris JM, Lucas DB, Bresler B (1961) Role of the trunk in stability of the spine. J Bone Joint Surg 43A:327-351

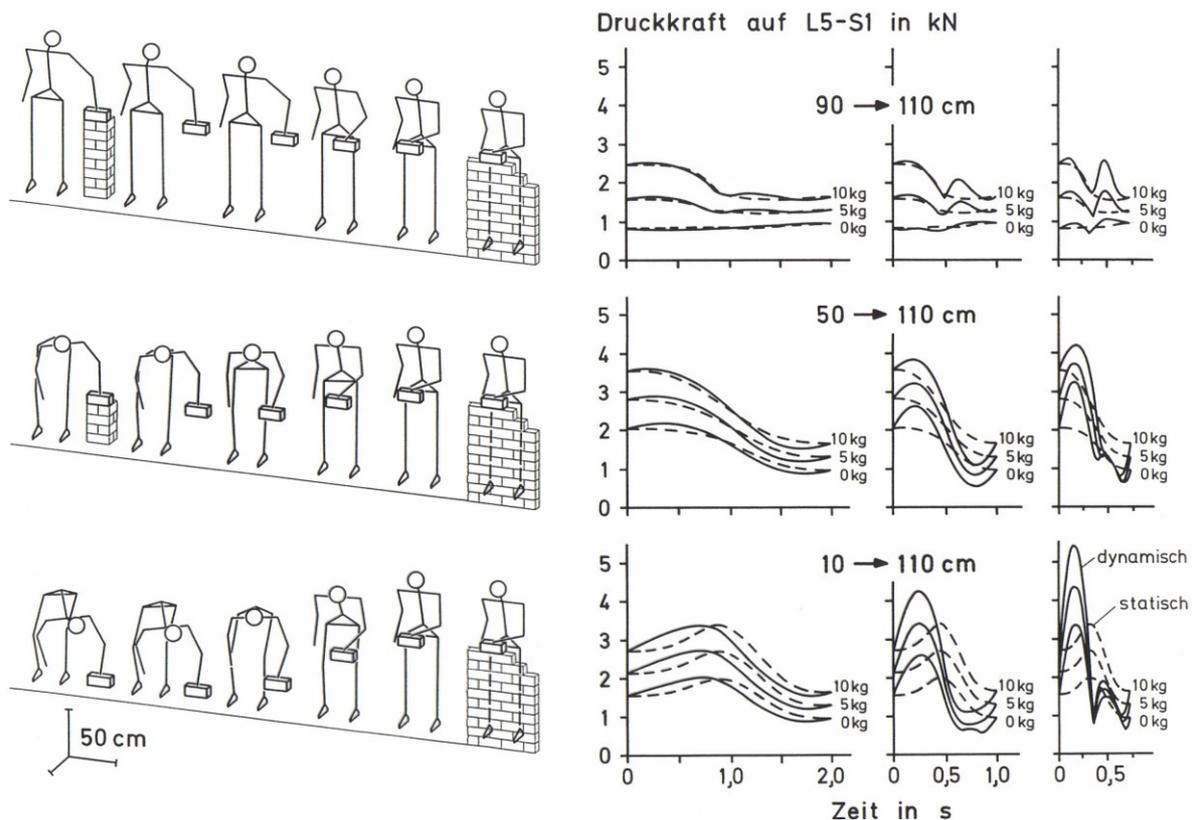
NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health (1981) Work Practices Guide for Manual Lifting, No. 81-122. Dept. Health and Human Services, Cincinnati OH, USA

### 3.3.1 Wirbelsäulenbelastung beim Vermauern von Einhandsteinen

Als ein erstes Beispiel der Anwendung des dreidimensional dynamischen Simulationswerkzeugs „Der Dortmunder“ wird eine typische Maurertätigkeit erläutert: das einhändige Vermauern von Steinen, das im linken Teil von Abbildung 3.3.1-1 anhand von Strichfiguren skizziert ist. Die Person nimmt die sogenannten Einhandsteine seitlich vom Körper in unterschiedlicher Höhe auf – hier von etwa Hüft-, Knie bzw. Bodenhöhe (90, 50, 10 cm) – und setzt die Steine einer angenommenen Masse bis 10 kg jeweils mittig vor dem Körper in etwa Bauch- gleich Abdominal- gleich Taillenhöhe (110 cm) ab. Wie die skizzierten Körperhaltungen verdeutlichen, wird der Rumpf bei den niedrigeren Aufnahmehöhen erheblich nach vorne gebeugt und zur Seite gewendet, während bei Greifpositionen ab etwa Hüfthöhe ein Arbeiten mit aufrechtem Oberkörper ermöglicht wird. Dies bedeutet in letzterem Fall, dass der hier anfangs seitlich positionierte Stein allein durch eine Armbewegung ohne begleitende Rumpfvorneigung, -seitbeugung oder -verdrehung gefasst werden kann. Anhand dieser Darstellung wird offensichtlich, dass eine rein sagittale Modellierung zur Analyse dieses Belastungsfalls als unzureichend eingeschätzt werden muss und einer dreidimensionalen Betrachtung bedarf, einerseits wegen der Seitwendung des Oberkörpers und der damit verbundenen Unsymmetrie der Körperhaltung sowie andererseits aufgrund des einhändigen Fassens und Umsetzens der Lasten mit zudem seitlicher Lastaufnahme.

Im rechten Teil von Abbildung 3.3.1-1 sind die Ergebnisse der biomechanischen Modellrechnungen für die im linken Teil skizzierten Umsetzungsvorgänge dargestellt. Wie in ergonomischen

Fragestellungen üblich ist als Kenngröße der Belastung der (Lenden-)Wirbelsäule die Druckkraft auf die unterste Bandscheibe „L5-S1“ zwischen dem 5. Lenden- und 1. Kreuzbeinwirbel, dem oberen Teil des Sakrums, aufgetragen. Dieser Bereich um den Lenden-Kreuzbein-Übergang gilt zusammen mit dem Bereich darüber um die Bandscheibe L4-L5 als Belastungs-, Beschwerde- und Erkrankungs„schwerpunkt“, sodass in einer Art „Engpassbetrachtung“ mechanische Kenngrößen der Belastung in Bezug auf diesen „Punkt“ berechnet werden. Zudem wird hier auf die Beschreibung der Ergebnisse zu weiteren Kenngrößen wie Scherkräfte zur Seite und in der Sagittalebene sowie Beuge- und Torsionsmomente an L5-S1 (oder an einer anderen lumbalen Bandscheibe) verzichtet, obwohl sie mit dem *Dortmunder* mitberechnet werden; da dies dem Sinn dieser skizzenhaften Darstellung „entgegenlaufen“ würde.



**Abbildung 3.3.1-1:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändigen Umsetzen von Lasten (nach Jäger et al. 1991) – Schematische Darstellung des Vermauerns von „Einhandsteinen“ bei verschiedenen Aufnahmehöhen (links) und entsprechende Zeitverläufe der lumbosakralen Druckkraft (rechts) für verschiedene Lastmassen und Vorgangsdauern bei Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Massenträgheitseffekte („dynamisch“ vs. „statisch“)

Analog zu den Bewegungsskizzen im linken Teil werden im rechten Teil Druckkraftkurven für die drei unterstellten Aufnahmehöhen dargestellt, wobei, wie sich aus Beobachtungen an Baustellen ergab, drei Vorgangsdauern bis hin zu unter einer Sekunde (2, 1,  $\frac{3}{4}$  s) sowie drei Lastmassen (0, 5, 10 kg) angenommen wurden. Zur Verdeutlichung der Unterschiede wurden den „dynamischen“ Analysen (durchgezogene Linien), bei denen die Wirkung der Massenträgheit berücksichtigt wurde, „statische“ Berechnungen ohne Einbeziehung dieses Einflusses gegenübergestellt (gestrichelt). Somit sind die jeweils nebeneinander gezeigten gestrichelten Linien trotz verschiedener Ausführungsdauer mit gleichen Druckkraftwerten bzw. -bereichen verbunden, wenn sie auch aufgrund des Zeitmaßstabs verschieden horizontal gestaucht sind. Zu Beginn und Ende werden bei beiden Vorgehensweisen (statisch / dynamisch) gleiche Werte angenommen, da bei den Analysen vorausgesetzt wurde, dass die Umsetzvorgänge aus dem Ruhezustand heraus beginnen und mit Einnehmen des Ruhezustands beendet werden.

Wie die Druckkraftkurven zeigen, ist die Belastung (hier der Druckkraftwert) bei fast allen Kombinationen von Vorgangsdauer, Lastgewicht und Aufnahmehöhe am Anfang des Umsetzvorgangs höher als am Ende der Bewegung. Dies ist auf die deutlich ungünstigeren initialen Körperhaltungen mit zum Teil stark vorgeneigtem sowie seitgewendetem Oberkörper und damit verbundenen größeren Hebelarmen der gehandhabten Last zurückzuführen. Zudem wird deutlich, dass die Wirbelsäulenbelastung bei schwererem Stein höher ist als bei leichterem: Mit Bezug auf den Kurvenbeginn an der Ordinate führt beispielsweise das „langsame“ Umsetzen eines 10-kg-Steins von hoher Aufnahmeposition (2 s / 90 cm: oberste Kurve im oberen linken Diagramm) etwa zu einer Verdreifachung der Kompressionsbelastung im Vergleich zur „reinen Körperbewegung“ ohne Last (ca. 2,5 vs. 0,8 kN) – wenn auch in einem niedrigen Belastungsbereich. Im Gegensatz dazu beträgt die Belastungszunahme aufgrund des Lastgewichts bei schneller Ausführung und niedriger Aufnahmeposition – bezogen auf das Kurvenmaximum – „nur“ etwa das Anderthalbfache (0,75 s / 10 cm: 10- bzw. 0-kg-Kurve im unteren rechten Diagramm: 5,4 vs. 3,4 kN), allerdings in einem deutlich höheren Belastungsbereich. Dies bedeutet insgesamt, dass die Wirbelsäulenbelastung, hier dargelegt anhand der Kenngröße „lumbosakrale Kompressionskraft“, mit zunehmender Ausführungsgeschwindigkeit bzw. abnehmender Vorgangsdauer sowie mit zunehmender Hubdistanz und zunehmendem Lastgewicht zunimmt. Die Ergebnisvergleiche von „statischen“ und „dynamischen“ Analysen verdeutlichen, dass die Maxima bei Einbeziehung der Trägheitseffekte zum Teil erheblich höhere Druckkraftwerte annehmen als bei Nichtberücksichtigung des Dynamikeinflusses; dies gilt vorrangig bei langen Hubwegen und schneller Ausführung, während bei eher unrealistisch langsamer Ausführung (hier 2 s) die Massenträgheit die resultierende Belastung unwesentlich beeinflusst. Daraus wird geschlossen, dass die Wirbelsäulenbelastung schon bei „normaler“ Ausführung von Ganzkörperbewegungen mit Hilfe von „statischen Modellierungen“ eher unterschätzt wird und dies einer Berücksichtigung der Massenträgheitseffekte in „dynamischen Analysen“ bedarf. Beispielsweise beträgt der Unterschied für eine schnelle Ausführung und einen langen Hubweg annähernd 60% (5,4 vs. 3,4 kN; s. Maxima in 10-kg-Kurven im unteren rechten Diagramm).

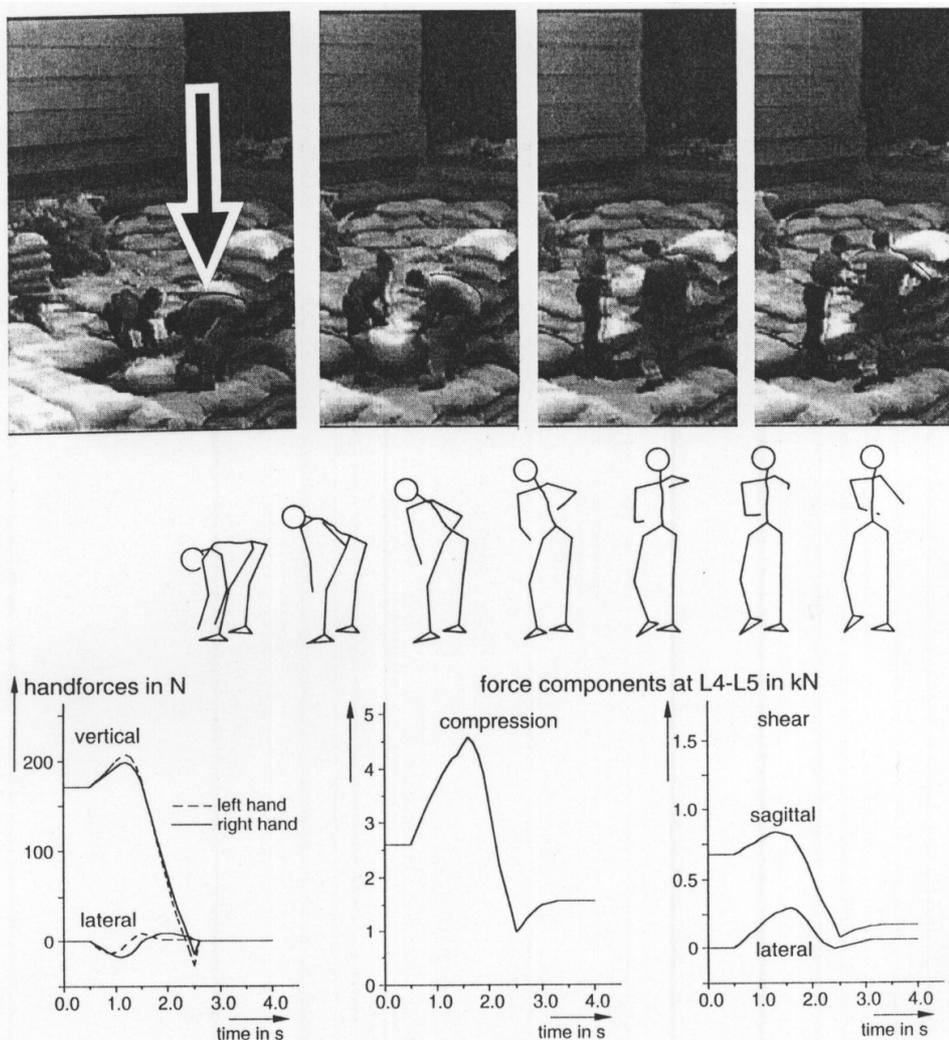
Aus Sicht der Ergonomie wird geschlussfolgert, dass Arbeiten mit aufrechtem Oberkörper aufgrund der damit verbundenen niedrigeren Wirbelsäulenbelastung einem Arbeiten in gebückter Haltung vorzuziehen ist; daher sollte die Aufnahmeposition entsprechend gestaltet werden, in diesem Fall des Vermauerns von Einhandsteinen sollten die aufzunehmenden Steine in günstiger Höhe vorpositioniert werden, beispielsweise mit Hilfe höheneinstellbarer (Mini-)Gerüste. – Weitere Informationen zu Zielen, Methoden und Ergebnisbewertung der beschriebenen Untersuchung stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.

## Literatur

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1991) Lumbar load during one-handed bricklaying. *Int. J. Ind. Ergonomics* 8:261-277

### 3.3.2 Wirbelsäulenbelastung beim Werfen von Säcken im Hafen

Im Zusammenhang mit der Analyse der Arbeitsbedingungen von Hafearbeitern wurde exemplarisch die Belastung der Lendenwirbelsäule bei einem einzigen Vorgang mit Sackwerfen untersucht. Im oberen Teil der Abbildung 3.3.2-1 werden in einer Sequenz von 4 Fotos zwei Hafearbeiter gezeigt, die gemeinsam einen 70 kg schweren Sack mit Kaffee auf einen Stapel mit weiteren Säcken bewegen. Im unteren Teil der Abbildung wird, als ein Beispiel einer dreidimensional-dynamischen Anwendung des biomechanischen Modells *Der Dortmunder*, diese Tätigkeit für eine Person nachgestellt. Der Sack wird in Bodenhöhe angehoben und hier auf einen Stapel mit 4 Säcken abgelegt; die Analyse bezieht sich auf den Arbeiter rechts im Bild. Seine Bewegung wird anhand von Strichfiguren im mittleren Teil der Abbildung skizziert. Diagramme mechanischer Belastungsgrößen sind im unteren Teil der Abbildung zu sehen: Links sind die Zeitverläufe der Kräfte beider Hände zu sehen, aufgeteilt in vertikale und laterale Komponenten. Diagramme mechanischer Belastungsgrößen sind im unteren Teil der Abbildung zu sehen: Links sind die Zeitverläufe der Kräfte beider Hände zu sehen, aufgeteilt in vertikale und laterale Komponenten.



**Abbildung 3.3.2-1:** Einschätzung der Wirbelsäulenbelastung eines Hafearbeiters beim Werfen und Stapeln von Kaffeesäcken durch Anwendung des *Dortmunder*; die Bewegung wurde auf Basis von Körperhaltungen, die aus Videoaufnahmen abgeleitet und hier durch sequentielle Strichfiguren nachgestellt wurden, simuliert; die Handkräfte und resultierenden Wirbelsäulenkräfte an der Bandscheibe L4-L5 wurden auf Basis verschiedener Annahmen (siehe Text) bestimmt. (aus Jäger 1996)

Sie wurden nicht gemessen, sondern unter folgenden Annahmen geschätzt: Die zu bewegendende Last beträgt für jede Person 35 kg, so dass die resultierende Reaktionskraft für jede Hand in der Anfangsphase ca. 170 N beträgt. In der Endphase hat das Lastgewicht die Hände bereits verlassen und die Kräfte verringern sich gegen Null. Der mittlere Teil des dynamischen Transfers des Sacks ist unterteilt in eine Hebephase, in der die gesamte Masse (35 kg) die Handkräfte beeinflusst, und in eine Wurfphase mit einem graduellen Loslassen der Last. Das führt insgesamt zunächst zu einer Erhöhung der Kräfte und zum Ende hin zu einer Verringerung. Bandscheibenkompressions- und Scherkräfte verhalten sich in ihren Verläufen ähnlich. Die Druckkraft steigt von etwa 2,6 kN zu Beginn auf etwa 4,6 kN während der Hebephase, passiert eine Vertiefung (ca. 1 kN), die auf die Annahmen im Handkraftverlauf zurückzuführen sind, und verläuft dann stabil etwa auf der halben Höhe der Startwerte.

Zusammenfassend kann aus diesem Beispiel geschlossen werden, dass unterschiedliche mechanische Größen der Wirbelsäulenbelastung biomechanisch dreidimensional und im Zeitverlauf bestimmt werden können, damit jedoch noch keine Aussagen über das Risiko bezüglich Schmerzen oder Verletzungen bzw. Erkrankungen möglich sind. – Weitere Informationen zu Zielen, Methode und Ergebnisbewertung der beschriebenen Untersuchung stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.

## Literatur

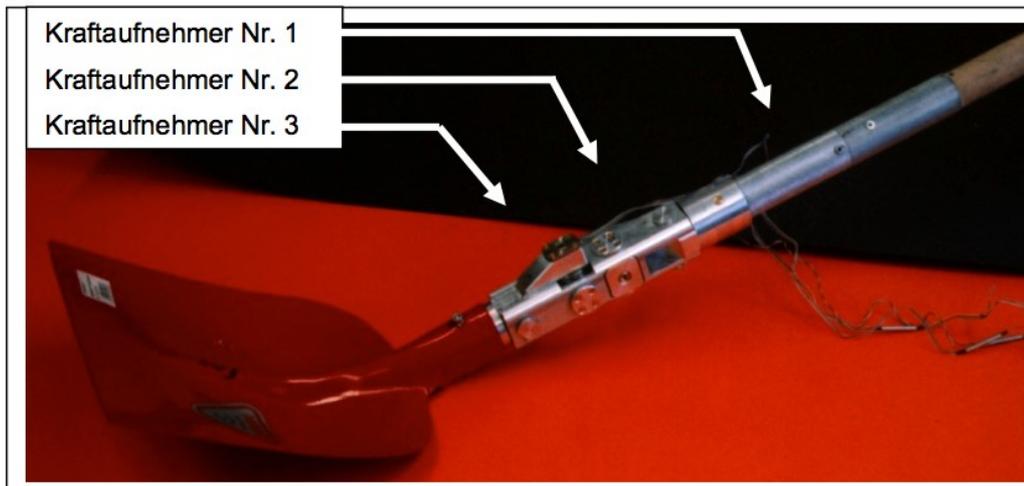
Jäger, M (1996) Biomechanical aspects concerning the assessment of lumbar load during heavy work and uncomfortable postures with special emphasis to the justification of NIOSH's biomechanical criterion. In: Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin (Hrsg.): Problems and progress in assessing physical load and musculoskeletal disorders. S. 49-72. Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Tagungsbericht 10)

### 3.3.3 Wirbelsäulenbelastung bei Schaufeltätigkeiten

Eine der traditionellen, in sehr vielen Berufen vorkommende Art der Lastenhandhabung ist das Schaufeln. Die geschaufelten Lasten bestehen dabei im Wesentlichen aus Schüttgut wie Sand, Kies oder Erde. Das Schaufeln von Schüttgütern ist geprägt von einem komplexen Bewegungsablauf, bei dem eine relativ kleine Last an einem langen Hebelarm manipuliert wird. Wegen der Komplexität der Bewegung und der teilweise schnellen Bewegungsabläufe ist es eher nicht möglich, die vom Menschen abgegebenen Aktionskräfte beim Schaufeln auf der Basis theoretischer Annahmen realitätsnah abzuschätzen. Daher wurden die Kräfte mit Hilfe einer speziellen Messeinrichtung gemessen und in biomechanischen Modellrechnungen zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung verwendet.

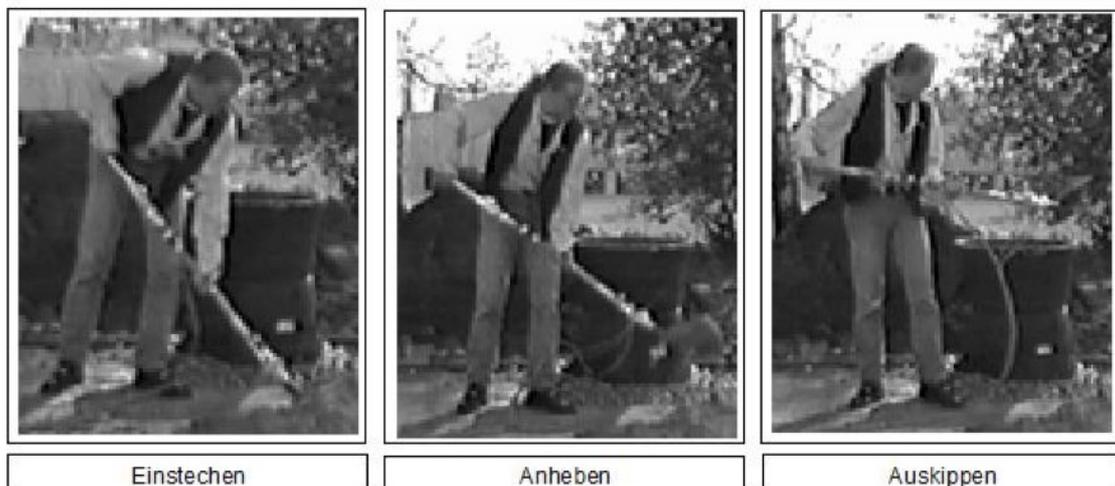
Im Folgenden werden die Ergebnisse zweier Studien unterschiedlichen Detaillierungsgrades präsentiert. Die Untersuchung des (seinerzeitigen) Instituts für Arbeitsphysiologie in Dortmund war Teil eines umfassenderen Forschungsvorhabens – die *Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2, DOLLY 2* – zur Ermittlung und Beurteilung verschiedener beruflicher Tätigkeiten hinsichtlich der resultierenden Belastung der Lendenwirbelsäule LWS. Dabei wurden zwei verschiedene Schaufeln verwendet: Sandschaufel nach DIN 20120 und die Stechschaufel nach DIN 20121. Zur Messung der Aktionskräfte wurden zwei dreidimensional registrierende Messsysteme entwickelt, von denen eine nah am Schaufelblatt und das andere weit vom Blatt in den Schaufelstiel eingebaut waren (Abb. 3.3.3-1). Das Gewicht der Schaufel betrug im Ori-

ginalzustand 1,6 kg, mit Messsystemen 4 kg. Die jeweils bewegte Menge des Schüttguts betrug üblicherweise 4,5 kg, so dass sich ein Gesamtgewicht von ca. 8,5 kg für die beladene Schaufel ergab.



**Abbildung 3.3.3-1:** Schaufel mit blattnaher Kraftmesseinrichtung (aus Jäger et al. 2001)

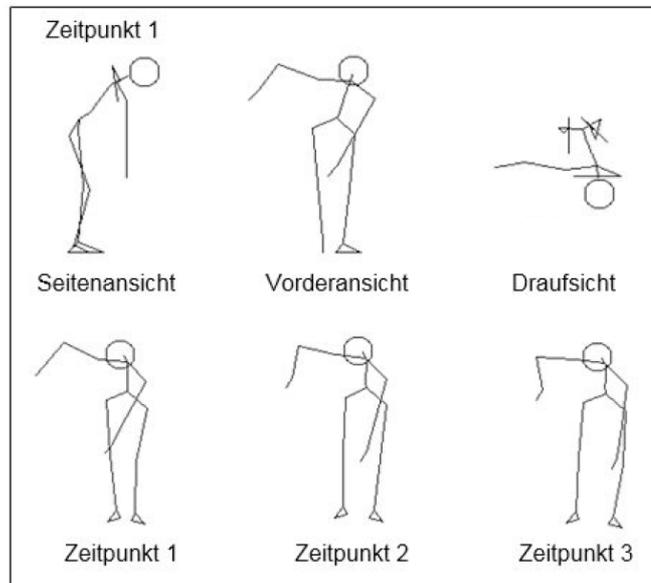
Die Körperhaltung beim Schaufeln wurde mithilfe von Videokameras registriert. Abbildung 3.3.3-2 zeigt 3 Standbilder der Videoaufzeichnungen für typische Körperhaltungen beim Einstechen der Schaufel, beim Anheben der beladenen Schaufel und beim Entladen bzw. „Auskippen“. Aus den Videoaufnahmen wurde die Stellung der einzelnen Körpersegmente entnommen und für die biomechanischen Modellrechnungen in den Computer eingegeben.



**Abbildung 3.3.3-2:** Dokumentation von Körperhaltung und Position der Schaufel (Video-prints; aus Jäger et al. 2001)

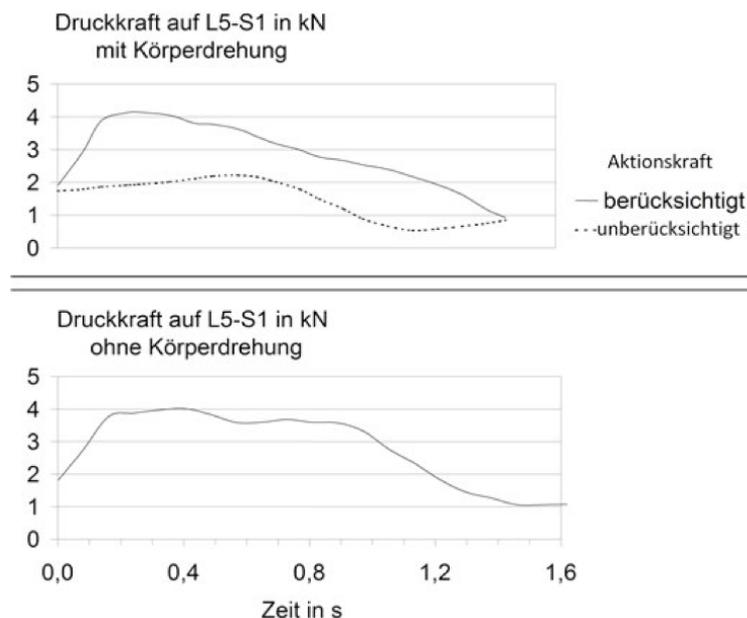
Als Beispiel für die anschließend im Rechner durchgeführte digitale Körperhaltungssimulation sind in der Abbildung 3.3.3-3 Körperhaltungen bei der Tätigkeit Einstechen zu verschiedenen Zeitpunkten schematisch, d.h. als Strichfiguren dargestellt. Die oberen drei Bilder zeigen die Körperhaltung in verschiedenen Ansichten zum Zeitpunkt 1 beim Beginn des Einstechens. Im unteren Teil der Abbildung 3.3.3-3 ist zusätzlich die Körperhaltung nach der halben Ausführungszeit (Zeitpunkt 2) und zum Zeitpunkt 3 am Ende des Einstechvorgangs dargestellt. Im

Wesentlichen hat sich dabei die Position der Arme und der Schaufel verändert. Die Rumpfneigung änderte sich während dieser Bewegungsphase nur unwesentlich.



**Abbildung 3.3.3-3:** Stilisierte Körperhaltungen beim Einstecken der Schaufel (aus Jäger et al. 2001)

Eine Analyse der Druckkräfte an der Bandscheibe L5-S1 als einen der Indikatoren für die Höhe der Belastung der Wirbelsäule zeigte, dass sowohl beim Einstecken der Schaufel in das Schüttgut als auch beim Anheben der Schaufel ausgeprägte Belastungsspitzen auftreten. Beim Einstecken in locker geschüttetes Material werden Spitzenwerte von bis zu 5 kN und in verdichtetes Material von mehr als 6 kN erreicht. Beim Anheben der Schaufel liegen die Spitzenwerte bei etwa 4 kN.



**Abbildung 3.3.3-4:** Zeitverläufe der Druckkraft auf L5-S1 beim Anheben der Schaufel mit und ohne Körperdrehung (aus Jäger et al. 2001)

In der Abbildung 3.3.3-4 sind die Zeitverläufe der Druckkraft auf L5-S1 für das Anheben einer beladenen Schaufel, ausgeführt mit und ohne Drehung des Körpers, dargestellt. Im oberen Diagramm ist zusätzlich der Verlauf der Druckkraft für den Fall enthalten, dass lediglich die Körperbewegung ohne Einwirkung der Aktionskraft an den Händen ausgeführt wird. Das obere Diagramm zeigt, dass sich eine Erhöhung der Druckkraft von etwa 2 kN ergibt, wenn die Aktionskräfte mit in die Berechnungen eingehen. Die durch die Berücksichtigung der Aktionskraft bedingte Verschiebung des Maximums zu niedrigen Zeiten hin resultiert aus der erhöhten Aktionskraft bei der Beschleunigung der gehandhabten Last, d.h. der beladenen Schaufel. Das Abfallen im Kurvenverlauf ab dem Zeitpunkt 0,4 s wird durch die Aufrichtung des Oberkörpers und die Verringerung des „dynamischen“, trägheitsbedingten Aktionskraftanteils verursacht. Das Maximum der Druckkraft liegt mit 4,2 kN etwas höher als beim Anheben der Schaufel ohne Körperdrehung (unteres Diagramm).

Die exemplarischen Untersuchungen des IfADo (s.a. Theilmeier et al. 2000) deuteten darauf hin, dass bei einer analogen, messtechnisch gestützten Vorgehensweise weitere Fragestellungen zur Belastung beim Schaufeln erfolgreich bearbeitet werden können. In diesem Zusammenhang wurde eine zweite, detailliertere und umfassendere Studie im Ergonomie-/Biomechaniklabor des (seinerzeitigen) BGIA in Sankt Augustin durchgeführt (Glitsch et al. 2008). Abbildung 3.3.3-5 zeigt eine Arbeitssituation mit Schaufeltätigkeit während der im Vorfeld der Laboruntersuchung durchgeführten Arbeitsplatzbeobachtung im Feld. Solche Arbeitssituationen wurden im Labor nachgestellt.



**Abbildung 3.3.3-5:** Estrichleger mit typischer Schaufelhandhabung beim Befüllen der Estrichmaschine (aus Glitsch et al. 2008)

In Abbildung 3.3.3-6 wird eine typische Messsituation zur Ermittlung der Körperhaltung und der Aktionskräfte beim Schaufeln von Sand dargestellt.

In der Studie wurde der Schaufeltyp „Frankfurter Schaufel“ eingesetzt. In den Schaufelstiel wurden drei Kraft- und Momentensensoren eingebaut. Die Verteilung der Masse ist in Abbildung 3.3.3-7 dargestellt.



Abbildung 3.3.3-6: Messfeld zur Untersuchung von Schaufelvorgängen in unterschiedlichen Konstellationen mit Schüttgütern, die in einer Stahlwanne deponiert und in eine andere Wanne umgeschaufelt werden konnten (aus Glitsch et al. 2008)

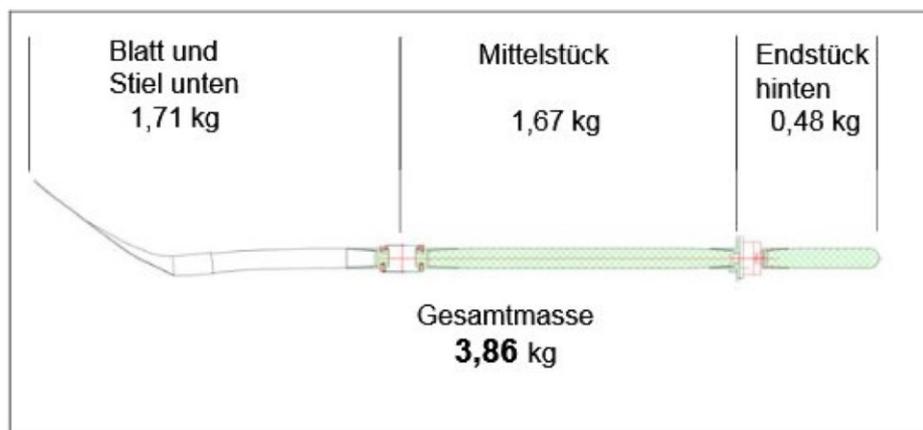
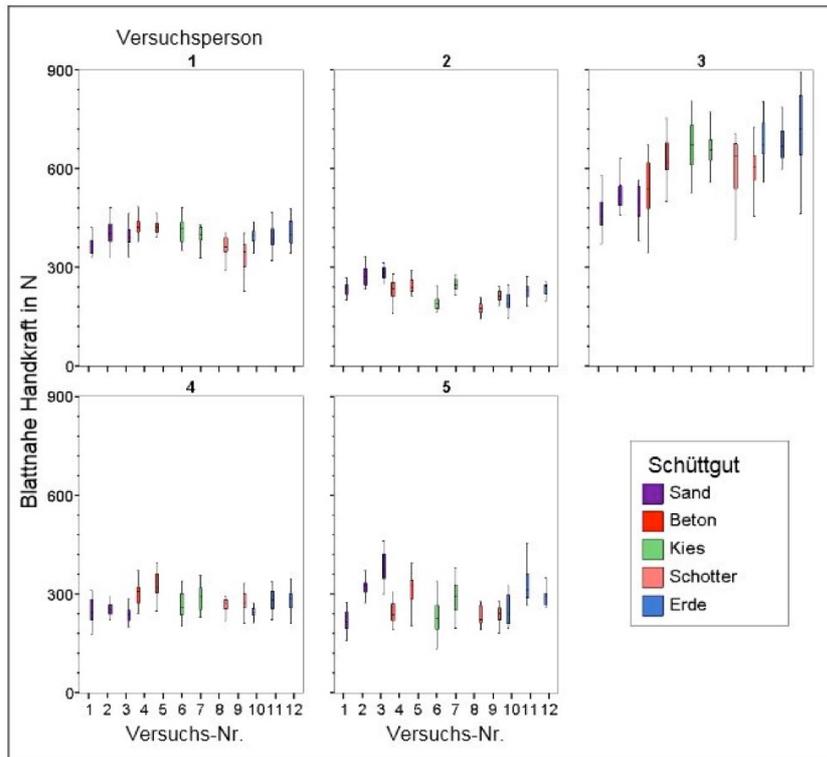
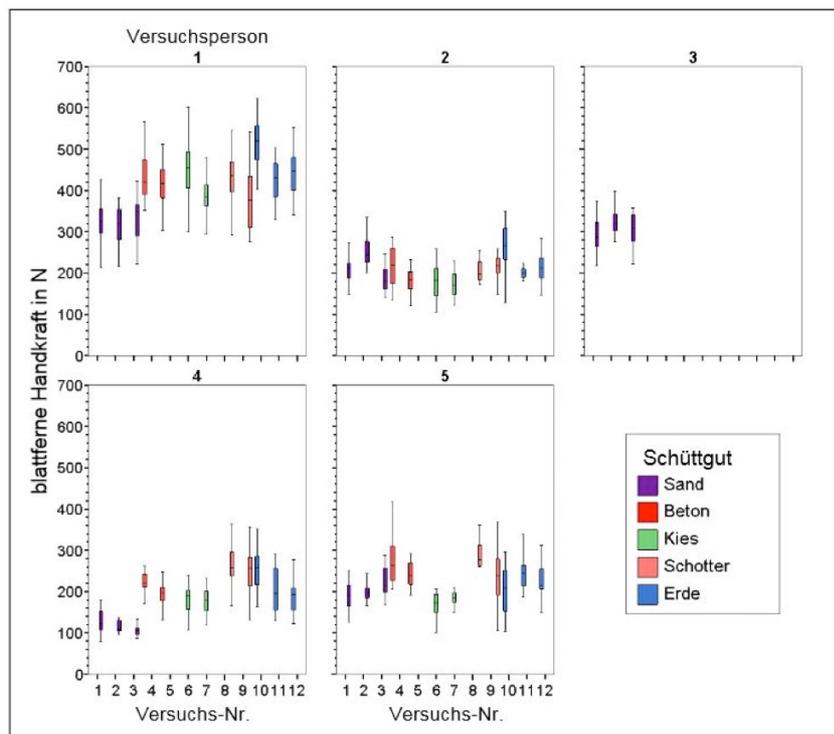


Abbildung 3.3.3-7: Massenverteilung der Messschaufel zwischen den Messstellen der Kraftsensoren (aus Glitsch et al. 2008)

Im Folgenden sind die statistischen Verteilungen der maximalen Handkräfte (Maximum des gleitenden Mittelwerts über ein 0,5-s-Fenster) dargestellt. Die Aktionskräfte der linken, blatt-nahen Hand reichen von ca. 200 N bis etwa 900 N (Abb. 3.3.3-8). Gegenüber den im Wesentlichen als Ziehkräfte wirkenden Aktionskräften der linken Hand wirken die der rechten, blattfernen Hand meist als Druckkräfte und erreichten leicht geringere Werte. Die Spannweite reicht von 100 N bis etwa 600 N (Abb. 3.3.3-9).

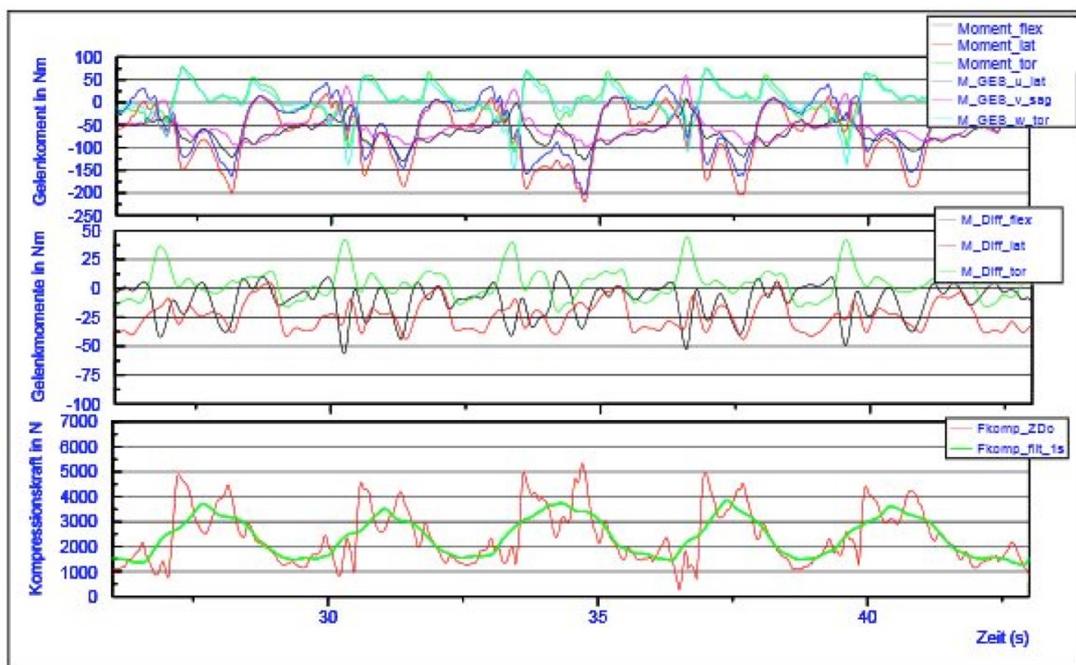


**Abbildung 3.3.3-8:** Boxplots der maximalen resultierenden Handkräfte der linken blattnahen Hand in Abhängigkeit vom Schüttgut und der Versuchsbedingung für alle Probanden (aus Glitsch et al. 2008)



**Abbildung 3.3.3-9:** Boxplots der maximalen resultierenden Handkräfte der rechten blattfernen Hand in Abhängigkeit vom Schüttgut und der Versuchsbedingung für alle Probanden (aus Glitsch et al. 2008)

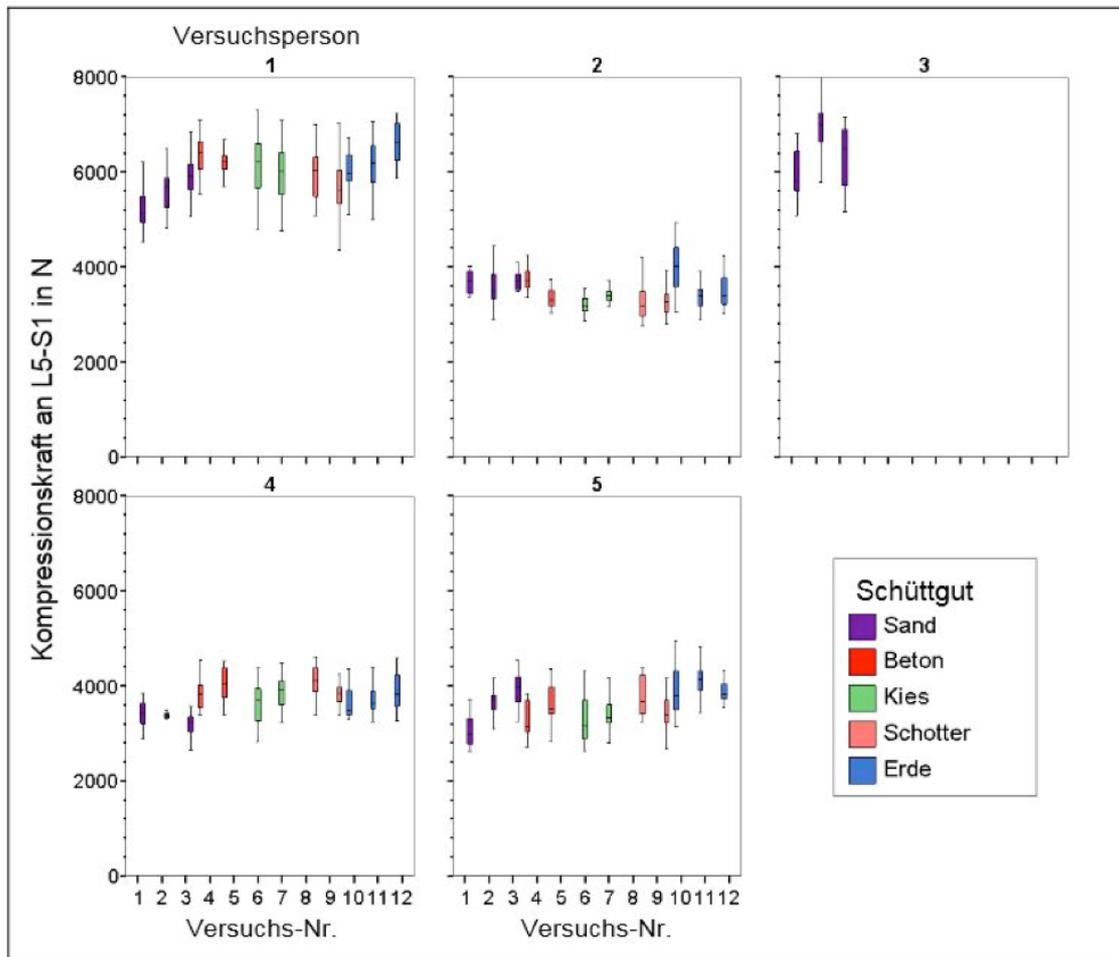
In Abbildung 3.3.3-10 sind mehrere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung in Zeitverläufen dargestellt, die fünf aufeinander folgende Schaufelvorgänge repräsentieren. Die oberen beiden Diagramme repräsentieren vom BGIA und IfADo erhobene Momente der Bandscheibe L5-S1. Bei den BGIA-Momenten sind die beschleunigungsinduzierten Trägheitseffekte für die oberen Körpersegmente berücksichtigt, bei den IfADo-Momenten nicht (quasistatisch), so dass sich Differenzen bis etwa 50 Nm ergaben. Das untere Diagramm in Abbildung 3.3.3-10 enthält zwei Zeitverläufe für die aus den IfADo-Modellrechnungen resultierende Bandscheiben-Druckkraft; der stark spitzenbehaftete Zeitverlauf repräsentiert die Sequenz von Berechnungsergebnissen im Abstand von 10 ms, der andere dieselben Ergebnisse nach einer zeitlich gleitenden Mittelung mit einem Zeitfenster von einer Sekunde. Diese aus aktueller Sicht eindeutig zu ausgeprägte „Tiefpassfilterung“ wurde seinerzeit zwar vorgenommen, um die kurzzeitigen Spitzenwerte hinsichtlich der biomechanischen Wirkung „nicht überzubewerten“, wird jedoch derzeit als fehlerbehaftet interpretiert.



**Abbildung 3.3.3-10:** Gleitendes Mittelwertverfahren zur Bestimmung der maximalen Kompressionskraftverläufe an L5-S1 am Beispiel eines ausgewählten Probanden (aus Glitsch et al. 2008)

Eine Zusammenstellung derartiger, auf einer (zu) erheblichen Tiefpassfilterung beruhenden Spitzenwerte aus Druckkraft-Zeitverläufen ist in Abbildung 3.3.3-11 für die zwölf verschiedenen Versuchsbedingungen und fünf Probanden dargestellt. Dabei ergaben sich für 2 Probanden vergleichsweise hohe Werte – Spitzenwerte im Mittel zwischen etwa 6 und 6½ kN, bei anderen Probanden wurden lediglich Druckkraftspitzen im Bereich um etwa 3½ kN im Mittel erhoben. Die Abhängigkeit vom Schaufelgut wird als eher gering eingeschätzt. Insgesamt wurde je nach Schaufelgut und Proband ein großer Wertebereich für die Druckkraftspitzen zwischen etwa 2½ und 7½ kN ermittelt.

Weitere Informationen zu Zielen, Methoden, zusätzlichen Ergebnissen sowie der Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchung einschließlich Handlungsanleitungen für Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 (Rehme et al. 2008) stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.



**Abbildung 3.3.3-11:** Boxplots der maximalen Kompressionskräfte an L5-S1 aller Probanden über die praxisnahen Versuche (aus Glitsch et al. 2008)

## Literatur

DIN 20 120, Deutsches Institut für Normung (1990) Sandschaufeln. Beuth Verlag, Berlin

DIN 20 121, Deutsches Institut für Normung (1990) Stechschaufeln. Beuth Verlag, Berlin

Glitsch U, Ottersbach H-J, Ellegast R, Sawatzki K, Voß J, Luttmann A, Jäger M, Rehme G (2008) Belastung der Lendenwirbelsäule bei Schaufeltätigkeiten. BGIA-Report 4/2008, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Sankt Augustin

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A (2001) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Wissenschaftlicher Schlussbericht, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

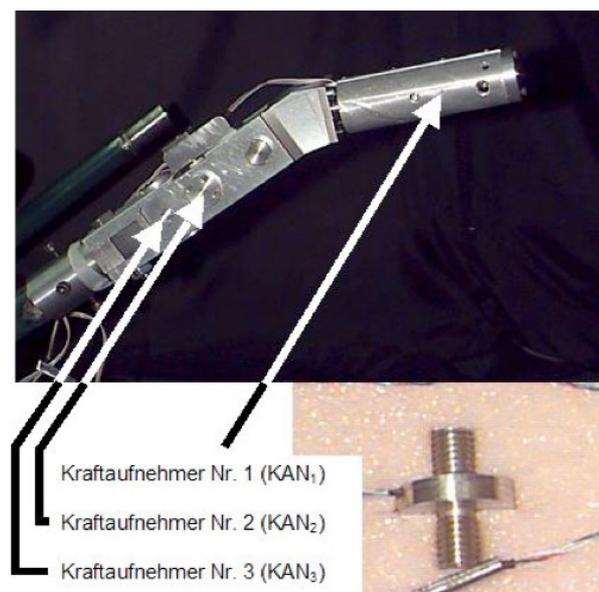
Rehme G, Hartmann B, Ellegast R, Jäger M, Glitsch U (2008) Handlungsanleitung zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung bei Schaufeltätigkeiten in BK-2108-Feststellungsverfahren. Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft, BG BAU

Theilmeier A, Jordan C, Jäger M, Luttmann A (2000) Belastung der Lendenwirbelsäule beim Lastentransport mit der Schubkarre und beim Schaufeln von Schüttgütern. In: G Schäcke, P Lüth (Hrsg.): Arbeitsmedizin im Wandel – bewährte Strategien und Herausforderungen, S. 211–213. Rindt-Druck, Fulda

### 3.3.4 Wirbelsäulenbelastung beim Lastentransport mit einer Schubkarre

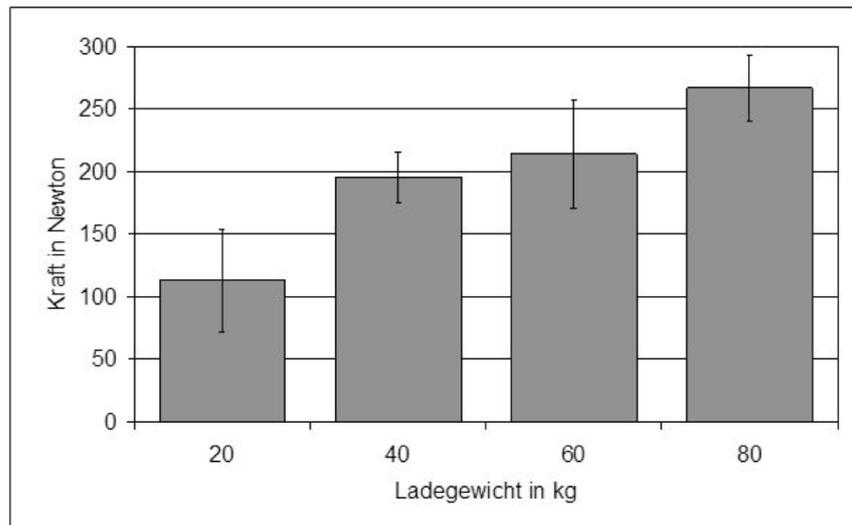
Trotz fortschreitender Verwendung von Handhabungshilfsmitteln werden bei beruflicher Arbeit noch viele manuelle Tätigkeiten ausgeführt, die besondere Belastungen der Wirbelsäule erwarten lassen. Beispielsweise trifft dies auch auf den Lastentransport mit der Schubkarre zu. Diese Tätigkeit kann als typisch für derartige Belastungssituationen gelten.

Die Bedeutung dieser Transportart mag zwar wegen der zunehmenden Verwendung motorgetriebener Transportmittel im Vergleich zu früheren Situationen abgenommen haben; dennoch werden Schubkarren auch heute noch in vielen Bereichen beruflicher Tätigkeit wie z.B. im Hoch- und Tiefbau sowie bei verschiedenartigen Erdarbeiten im Straßenbau angewendet. Aus diesem Grund wurde diese Teiltätigkeit in der hier beschriebenen Untersuchung – als Teil eines umfassenderen Forschungsvorhabens, der *Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2 (DOLLY 2)* – für eine biomechanische Belastungsanalyse ausgewählt. Zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung beim Lastentransport mit einer Schubkarre ist die Kenntnis der auftretenden Körperhaltungen und der von den Händen auf die Schubkarre ausgeübten Aktionskräfte erforderlich. Die Aktionskräfte an den Händen hängen wesentlich von der Beladung der Schubkarre und von geometrischen Abmessungen wie der Distanz zwischen dem Greifpunkt der Hände und der Auflagestelle des Rades sowie der Lage des Schwerpunktes der Schubkarre bezüglich der Radauflage ab. Durch eine solche Beschreibung der Belastungssituation können allerdings nur die statischen Kräfte zum Halten der Schubkarre in einer bestimmten Position bestimmt werden. Eine Abschätzung der „dynamischen“, trägheitsinduzierten Anteile der Aktionskräfte ist auf theoretischer Basis nicht möglich. Daher wurden entsprechende Messungen erforderlich, für die in beide Holme der Schubkarre dreidimensionale Kraftmessenrichtungen (Abbildung 3.3.4-1) eingebaut wurden, mit denen die Kräfte in Holmrichtung sowie in zwei weiteren Richtungen erfasst werden konnten.



**Abbildung 3.3.4-1:** Kraftmessenrichtung am Holm einer Schubkarre (oben) und einachsiger Kraftaufnehmer (unten rechts; aus Jäger et al. 2001)

Ein Überblick der ermittelten Aktionskräfte während der Tätigkeit „Transport mit Schubkarre“ ist in der Abbildung 3.3.4-2 dargestellt. Berücksichtigt sind dabei lediglich die Kräfte während des Tätigkeitsabschnitts „Schieben“. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der im Zeitverlauf gemessenen vertikalen Aktionskräfte in Abhängigkeit vom Ladegewicht. Die Abbildung zeigt, dass die Kräfte mit zunehmendem Ladegewicht ansteigen.



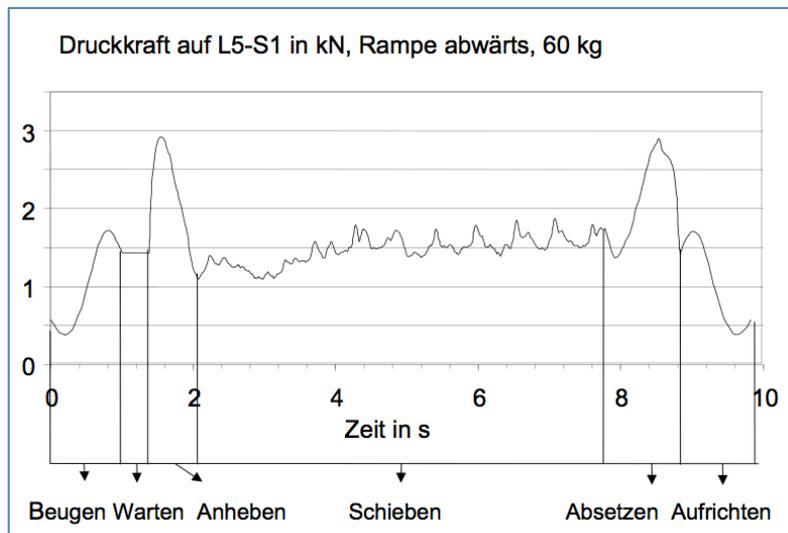
**Abbildung 3.3.4-2:** Vertikale Aktionskräfte für verschiedene Ladegewichte auf der Schubkarre (ebene Strecke, mittelschnell; aus Jäger et al. 2001)

Die Tätigkeit des Lastentransports mit einer Schubkarre lässt sich in folgende Abschnitte unterteilen: „Beugen zur Schubkarre“, „Warten“, „Anheben der Schubkarre“, „Schieben der Schubkarre“, „Absetzen“ der Schubkarre“ und „Aufrichten“. Die Tätigkeitsabschnitte „Beugen“, „Warten“ und „Aufrichten“ wurden ohne eine Einwirkung äußerer Kräfte durchgeführt, bei den Tätigkeitsabschnitten „Anheben“, „Schieben“ und „Absetzen“ wurden Aktionskräfte über die Hände übertragen.



**Abbildung 3.3.4-3:** Typische Körperhaltungen beim Lastentransport mit der Schubkarre (aus Jäger et al. 2001)

Während der einzelnen Tätigkeitsabschnitte findet man typische Körperhaltungen, von denen die drei kraftbezogenen Anheben, Schieben und Absetzen in Abbildung 3.3.4-3 dargestellt sind.



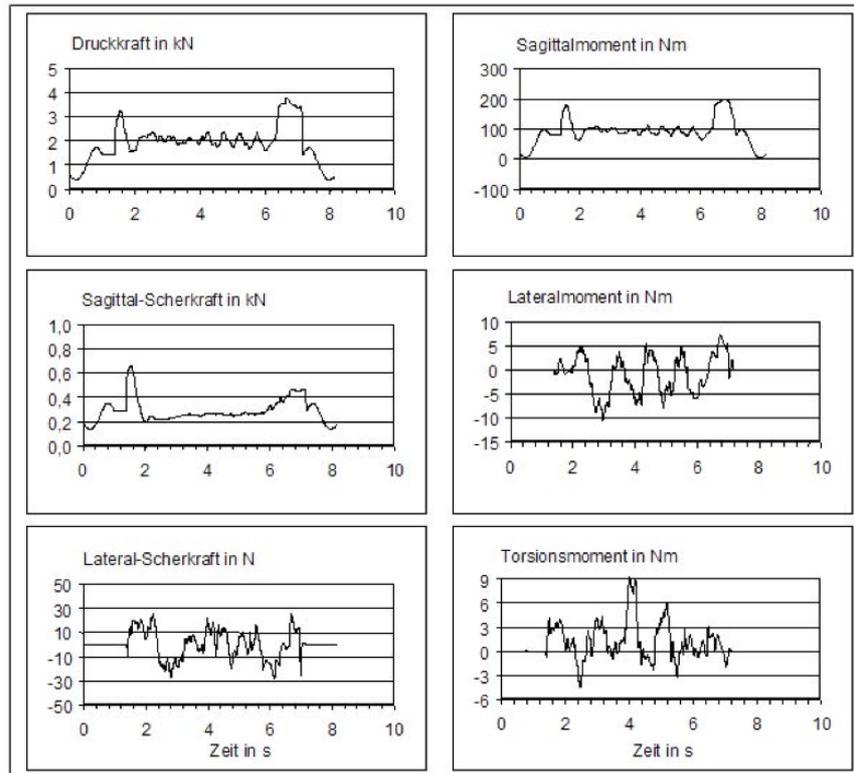
**Abbildung 3.3.4-4:** Zeitverlauf der Druckkraft auf L5-S1 während der verschiedenen Tätigkeitsabschnitte beim Transport mit der Schubkarre (aus Jäger et al. 2001)

Unter Verwendung der erhobenen Körperhaltungs- und Aktionskraftdaten wurden biomechanische Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* durchgeführt und Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung bestimmt. Abbildung 3.3.4-4 zeigt den zeitlichen Verlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 für einen typischen Bewegungsvorgang.

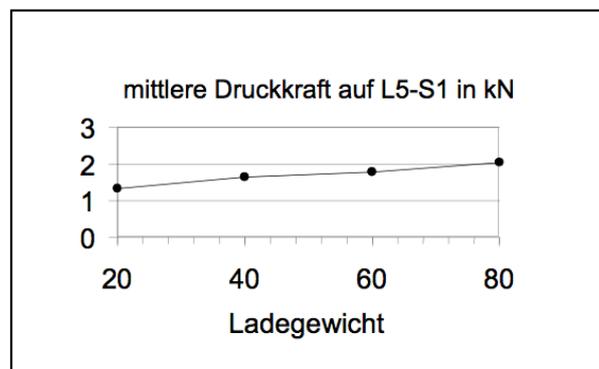
Die höchsten Werte der Druckkraft treten beim Anheben und Absetzen auf. Die Ursache dafür ist die gebeugte Körperhaltung, in der diese Aktionen ausgeführt wurden. Im Abschnitt „Schieben“ treten deutliche Schwankungen auf, die mit den Schritten des Probanden einhergehen (s. z.B. Theilmeier et al. 2000).

Abbildung 3.3.4-5 zeigt die Verläufe der lumbosakralen Momente und Kräfte beim Lastentransport mit der Schubkarre mit einem Ladegewicht von 80 kg bei mittelschneller Ausführung auf ebener Strecke. Wegen der weitgehend symmetrischen Körperhaltung und Krafteinwirkung ergaben sich für Lateral- und Torsionsmoment, aber auch für die Lateral-Scherkraft niedrige Werte, die allerdings wegen der „Ausbalancierbewegungen“ beim Schieben der Schubkarre stark spitzenbehaftet sind. Den korrespondierenden Einfluss des Last- bzw. Ladegewichts auf die Bandscheiben-Druckkraft verdeutlicht Abbildung 3.3.4-6. Analog zu Abbildung 3.3.4-2 zum Zusammenhang von Lastgewicht und Aktionskräften gilt ein entsprechender Zusammenhang auch für die Druckkräfte auf die Bezugsbandscheibe: Mit der Zunahme des Lastgewichts steigt auch die Belastung der Lendenwirbelsäule.

Ebenso hat die Wegbeschaffenheit einen Einfluss auf die Druckkraft. Beim Schieben in unebenem Gelände treten Druckkräfte bis zu 3,2 kN auf, die maximale Druckkraft ist damit im Vergleich zum Schieben der Schubkarre auf ebener Strecke um fast 1 kN erhöht. Die mittlere Druckkraft erreicht mit etwa 1,9 kN einen geringfügig höheren Wert als die Druckkraft beim Schieben auf ebenem Untergrund (etwa 1,8 kN).

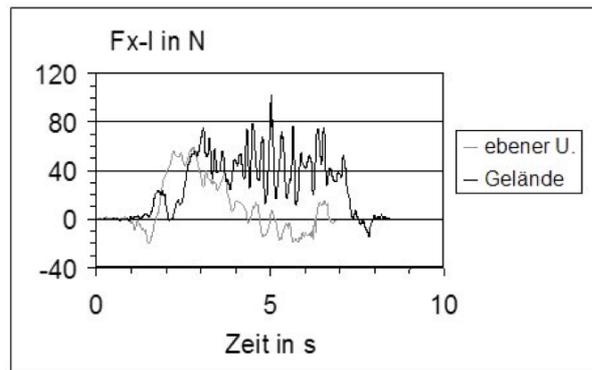


**Abbildung 3.3.4-5:** Momenten- und Kraftverläufe an L5-S1 beim Transport mit der Schubkarre (Ebene, 80 kg, mittelschnell; aus Jäger et al. 2001)



**Abbildung 3.3.4-6:** Mittlere Druckkraft auf L5-S1 beim Transport mit der Schubkarre (Ebene, mittelschnell) in Abhängigkeit vom Ladegewicht (aus Jäger et al. 2001)

In der Abbildung 3.3.4-7 ist der Zeitverlauf der Aktionskraft in Fahrtrichtung (x-Rg.) für das Fahren auf ebenem Untergrund und in unebenem Gelände gegenübergestellt. Es wird deutlich, dass die beiden Zeitfunktionen zu Beginn weitgehend identisch sind, dass aber im weiteren Verlauf bei der Fahrt in unebenem Gelände die Kraft  $F_x$  deutlich erhöht bleibt, während sie auf ebener Strecke auf sehr niedrige Werte abfällt. Das bedeutet, dass zur Bewegung der Schubkarre im unebenen Gelände kontinuierlich eine Kraft in x-Richtung ausgeübt werden muss, während auf ebenem Weg vorrangig zur Beschleunigung der Schubkarre kurzzeitig höhere Kräfte ausgeübt werden.



**Abbildung 3.3.4-7:** Aktionskräfte der linken Hand für die Tätigkeiten „Fahren auf ebenem Untergrund“ und Fahren in unebenem Gelände (aus Jäger et al. 2001)

Tabelle 3.3.4-1 zeigt eine Zusammenfassung von Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung für die Tätigkeitsabschnitte „Anheben“, „Schieben“ und „Absetzen“. Für das Anheben und Absetzen sind jeweils die errechneten Maximalwerte eingetragen, für das Schieben zusätzlich der Mittel- und der Minimalwert.

**Tabelle 3.3.4-1:** Zusammenfassung von Kennwerten der Druckkraft auf L5-S1 bei verschiedenen Tätigkeitsabschnitten des Transports mit der Schubkarre (aus Jäger et al. 2001)

Untersuchungsbedingung		Druckkraft auf L5-S1 in kN				
		Anheben	Schieben		Absetzen	
		Max.	Min.	Mittelwert	Max.	Max.
Ladegewicht in kg	20	2,5	1,1	1,3	1,6	3,5
	40	3,2	1,3	1,6	1,9	3,9
	60	4,2	1,4	1,8	2,3	2,4
	80	3,3	1,6	2,0	2,4	3,8
Geschwindigkeit	langsam	3,2	1,4	1,8	2,1	2,4
	schnell	3,4	1,3	1,8	2,2	3,8
Wegbeschaffenheit	im Gelände	4,8	1,1	1,9	3,2	3,5
	Kurvenfahrt	3,8	1,3	1,8	2,3	2,4
	mit Hindernis	2,8	1,0	1,8	2,5	3,0
unterschiedliche Steigungen	Rampe auf	3,1	1,5	1,8	2,2	1,5
	Rampe ab	2,6	1,3	1,5	1,8	2,3
	Rampe auf Gelände	4,2	1,7	2,0	2,4	2,1

Aus der Tabelle lassen sich insbesondere folgende Aussagen ableiten:

- Die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 ...
  - ... ist beim Anheben und Absetzen der Schubkarre höher als beim Schieben,
  - ... steigt mit zunehmendem Ladegewicht,
  - ... ist im unebenen Gelände höher als auf ebenem Untergrund,
  - ... ist für das Schieben bergab niedriger als für das Schieben auf ebener Strecke,
  - ... zeigt im Zeitverlauf Schritt-synchrone Schwankungen.
- Die Schwankungshöhe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 ...
  - ... steigt mit zunehmender Ausführungsgeschwindigkeit,
  - ... steigt mit zunehmendem Ladegewicht,
  - ... ist im Gelände höher als auf ebenem Untergrund.

Der Lastentransport mit der Schubkarre erfordert zahlreiche schnelle und unterschiedlich gerichtete „Ausbalancierbewegungen“, die zu stark spitzenbehafteten Zeitverläufen auch für Seitbeuge- und Torsionsmomente führen. – Weitere Informationen zu Zielen, Methoden, zusätzlichen Ergebnissen sowie der Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchung stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.

## Literatur

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A (2001) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Wissenschaftlicher Schlussbericht, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Theilmeier A, Jordan C, Jäger M, Luttmann A (2000) Belastung der Lendenwirbelsäule beim Lastentransport mit der Schubkarre und beim Schaufeln von Schüttgütern. In: G Schäcke, P Lüth (Hrsg.): Arbeitsmedizin im Wandel – bewährte Strategien und Herausforderungen, S. 211–213. Rindt-Druck, Fulda

### 3.3.5 Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von zweirädrigen Müllbehältern

Dieses Thema wurde auf dem 2. Treffen des Projektbeirats am 15.1.2015 in Berlin vorgestellt; Abbildungen und Tabellen waren Teil jenes Beitrags bzw. des Protokolls. In diesem Abschnitt wird der Frage nachgegangen, ob auf Basis vormalig durchgeführter und für das Projekt ME-GAPHYS als wichtig angesehener messtechnisch gestützter Belastungserhebungen auch Aussagen zur resultierenden Wirbelsäulenbelastung abgeleitet werden können, obwohl deren Analyse zum Zeitpunkt der Datenerhebung und -auswertung nicht im Untersuchungsspektrum lag und somit als „Mess-Support“ angesehen werden sollte. Für die Entwicklung der Screening-Methoden zum Ziehen und Schieben von Lastobjekten sollte diesbezüglich versucht werden, auf Basis der Pilotstudie „Vergleich der erforderlichen Aktionskräfte und Körperhaltungen beim Bewegen unterschiedlicher Abfallbehälter“ (Steinberg 2008) Wirbelsäulenbelastungen „nachträglich“ abzuschätzen. Seinerzeit wurden einheitlich zweirädrige handelsübliche Müllgroßbehälter mit einem Fassungsvermögen von 240 Litern, die mit Beladung einheitlich 60 kg wogen, verwendet; daraus wurden 4 Versionen erstellt, bei denen vergrößerte Räder ( $\varnothing$  25 bzw. 30 anstatt originär 20 cm) und z.T. zusätzliche Bügelgriffe verwendet wurden, die an der oberen seitlichen Kante angebracht wurden und somit mutmaßlich günstigere Greifbedingungen als die originären horizontalen Handgriffe ermöglichen (s. Abb. 3.3.5-1). Die Versuche wurden von 2 Probanden mit einer Körperhöhe von etwa 1,90 bzw. 1,70 m durchgeführt, deren Körpergewicht für die nachfolgenden biomechanischen Modellrechnungen zur Schätzung der resultierenden Wirbelsäulenbelastung mit 90 bzw. 70 kg angenommen wurde.

Die beim Bewegen der Abfallbehälter eingenommenen Körperhaltungen waren als typische Haltungen in Form von exemplarischen Fotos dokumentiert (s. z.B. Abb. 3.3.5-2 linker Teil). Die beim Agieren für das Bewegen der Abfallbehälter ausgeübten Aktionskräfte beider Hände wurden mit Hilfe der Handkraftmesseinrichtungen des IFA dreidimensional im Zeitverlauf registriert, im Bericht der Pilotstudie waren die Zeitverläufe der beidseitigen Summe der Kraftresultierenden sowie Perzentilangaben zur zeitlichen Kraftverteilung während des jeweiligen Bewegungsvorgangs dokumentiert (s. z.B. Abb. 3.3.5-2, rechter Teil).

**Projektstudie**

Vergleich der erforderlichen Aktionskräfte und Körperhaltungen beim Bewegen unterschiedlicher Abfallbehälter

Ulf Steinberg  
 steinberg.ulf@baua.bund.de

Berlin, Dezember 2008

**stets gleich:  
 MGB 240**

**verschieden:  
 Ø Räder  
 20 / 25 / 30 cm**

**Behälter**

- 1 240 l, 200 mm Raddurchmesser, horizontale Handgriffe
- 2 240 l, 300 mm Raddurchmesser, horizontale Handgriffe
- 3 240 l, 250 mm Raddurchmesser, horizontale Handgriffe
- 4 240 l, 250 mm Raddurchmesser, Bügelhandgriffe



Behälter 1



Behälter 2



Behälter 3/4  
 Messhandgriffe am  
 Behälter 4



Behälter 1, 2 und 3  
 Messhandgriffe

**Abb. 2** Behälter und Applikation der Messhandgriffe

**verschieden:**

**Handgriffe  
 quer vs. Bügel**



**Abb. 3** Unterschiedliche Räder  
 Links: 250 / 40 mm (Durchmesser / Laufflächenbreite)  
 Mitte: 300 / 55 mm  
 Rechts: 200 / 30 mm

Behälter 3 und 4  
 Behälter 2  
 Behälter 1

**Art der Bewegung**

- S Schieben
- Z Ziehen

**Abb. 1**

**Abbildung 3.3.5-1:** Angaben zu den in der Pilotstudie verwendeten Abfallbehältern (nach Steinberg 2008)

Von den vielfältigen Untersuchungen seinerzeit wurden für die aktuellen Analysen zur Wirbelsäulenbelastung ausschließlich das Schieben oder Ziehen von Behälter 1 (unveränderter MGB 240 mit 20-cm-Rädern und Horizontalgriffen) und Behälter 4 (MGB 240 mit 25-cm-Rädern und Bügelgriffen) im horizontalen Gelände – auf einer Wiese – untersucht, da nur für diese Belastungsfälle Angaben sowohl zur Körperhaltung als auch zu Aktionskräften vorlagen. In diesem Zusammenhang zeigt Abbildung 3.3.5-2 die zugrundegelegten Körperhaltungen beider Probanden beim Schieben der Behälter 1 und 4 (links) sowie auf der rechten Seite oben und unten die Zeitverläufe der „Gesamt-Aktionskraft“. In Abbildung 3.3.5-3 sind die Boxplots zu den Kraftperzentilen herausgehoben dargestellt und zeigen beispielsweise, dass der Median zu Behälter 1 mit 131,5 N etwa das Doppelte des Medians zu Behälter 4 mit 62,7 N beträgt. Die weiteren Angaben zeigen die entsprechenden Werte zum Minimum und Maximum sowie zum 25. und 75. Perzentil.

## Schieben

VP 1

VP 2

### 2.2 Beschreibung und Kraftverläufe beim Schieben über unterschiedliche Wege

#### 2.2.1 Körperhaltungen beim Schieben



Abb. 7 Vergleich der Körperhaltungen der zwei VP beim Schieben von Behälter 1 (Standardgriff, Raddurchmesser 20 cm)



Abb. 8 Vergleich der Körperhaltungen der beiden VP beim Schieben von Behälter 4 (Bügelgriff, Raddurchmesser 25 cm)

Beh 1  
ohne  
Bügel

Beh 4  
mit  
Bügel

## gemessene Gesamtkräfte

VP 1

VP 2

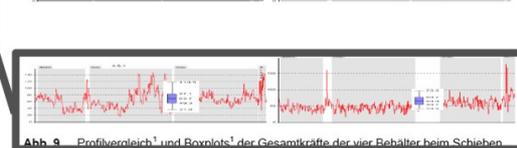
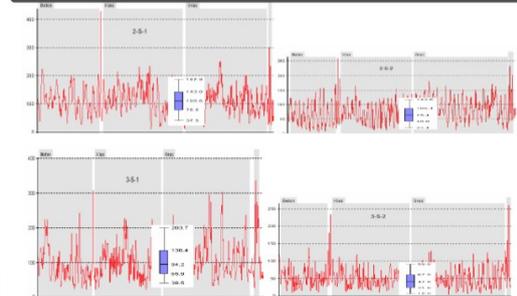
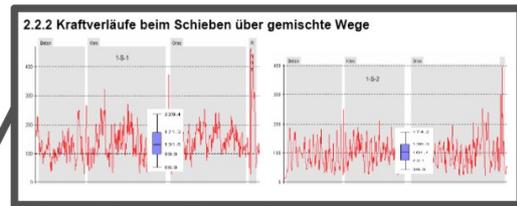


Abb. 9 Profilvergleich<sup>1</sup> und Boxplots<sup>2</sup> der Gesamtkräfte der vier Behälter beim Schieben über Beton, Kies, Gras und Rinne links: VP 1, rechts VP 2 Erläuterungen zur Darstellung und Statistik der Boxplot-Darstellung siehe Anhang

Abbildung 3.3.5-2: Typische Körperhaltungen beim Schieben von 2 verschiedenen Behältern im Gelände durch die beiden teilnehmenden Versuchspersonen (links) und korrespondierende Aktionskraftverläufe (rechts) (nach Steinberg 2008)

## Schieben

VP 1

VP 2

### 2.2 Beschreibung und Kraftverläufe beim Schieben über unter-

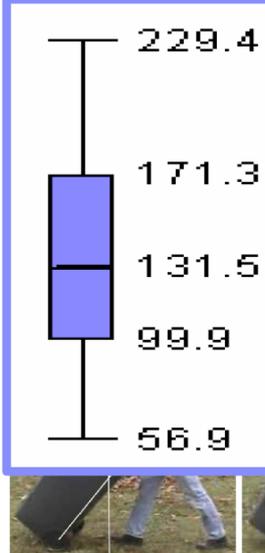
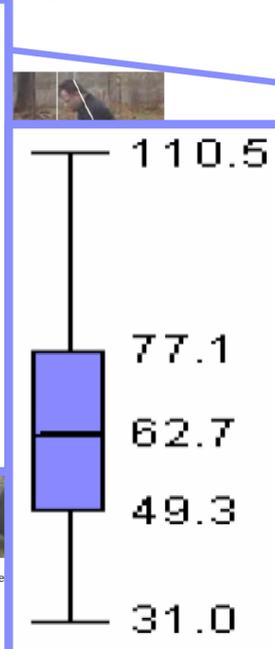


Abb. 8 Vergleich der Körperhaltungen der be (Bügelgriff, Raddurchmesser 25 cm)

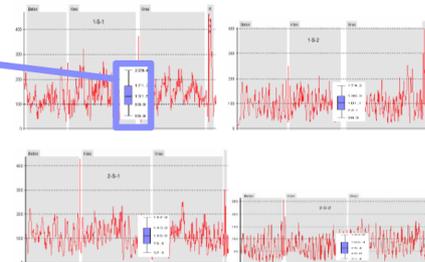


## gemessene Gesamtkräfte

VP 1

VP 2

### 2.2.2 Kraftverläufe beim Schieben über gemischte Wege



Aktionskräfte  
Behälter 1  $\approx$  2 • Behälter 4

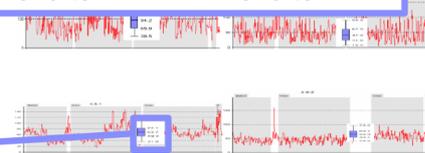


Abb. 9 Profilvergleich<sup>1</sup> und Boxplots<sup>2</sup> der Gesamtkräfte der vier Behälter beim Schieben über Beton, Kies, Gras und Rinne links: VP 1, rechts VP 2 Erläuterungen zur Darstellung und Statistik der Boxplot-Darstellung siehe Anhang

Abb. 3

Abbildung 3.3.5-3: Ergänzungen zu den Angaben in Abbildung 2 mit Hervorhebung der zeitverlaufsbezogenen summarischen Kraftangaben als Boxplots (nach Steinberg 2008)

### 3.3.5.1 Berechnungsansatz 1

Im Bericht zur Pilotstudie ist beschrieben, dass die Aktionskräfte im Wesentlichen Vertikal-komponenten aufweisen und dass die Schubkräfte teilweise so gering waren, dass „die Vortriebskraft als ‚Abfall‘ der Balancierkräfte eingestuft werden müssen“. Aus einem exemplarischen Messschrieb wurde ein Verhältnis der Spitzen vertikal zu horizontal von 3 zu 1 abgeleitet, was einem Aktionskraftwinkel von  $18^\circ$  zur Vertikalen entspricht ( $\arctan 1/3 \approx 18^\circ$ ). In einem ersten Ansatz wurde stets dieser Aktionskraft-winkel unterstellt; für das Schieben und Ziehen bedeutet dies, dass ein erheblicher Teil der Aktionskraft einem Halten eines Lastobjekts – hier ein Teil des Behältergewichts – entspricht, während der kleinere Teil zum Vortrieb auf den Behälter aufgeprägt wird. Die angegebenen Aktionskräfte bzw. Kraftkomponenten wurden für beide Hände hälftig angenommen. Bei der im weiteren Verlauf zusätzlich untersuchten Variante „einhändige Ausführung“ wurde die Aktionskraft für den einen, die Bewegung verursachenden Arm als gültig angenommen.

Die auf Basis der Pilotstudie durchgeführten Rechnungen zur Schätzung der Lendenwirbel-säulenbelastung erfolgten mit dem Simulationswerkzeug „Der Dortmund“ (Jäger et al. 2000). Diese Berechnungen setzen die Kenntnis von Körperhaltung und Aktionskräften voraus, wobei die Körperhaltung anhand der räumlichen Lage der Körperteile anhand von 3

#### Schieben VP 1 / Behälter 1 (ohne Bügel)

**Beispiel:**

Rumpfvorneigung  
aus Angaben zur  
Beckenkipfung,  
sag. WS-Krümmung,  
Schulterstellung



Körpersegmentwinkel  
als Eintrag  
in  
"TAET-Datei"  
in  
*Der Dortmund*

Abb. 4

Eingabe		Darstellen	
Körperteil	rho	sig	tau
Kopf	0,0	40,0	0,0
Winkel Position			
	rho	sig	tau
Schulter links	0	35	0
Schulter rechts	0	35	0
Oberarm links	0	0	0
Oberarm rechts	0	0	0
Unterarm links	0	-20	0
Unterarm rechts	0	-20	0
Hand links	0	-40	0
Hand rechts	0	-40	0
Becken	0	30	-7
Oberschenkel links	0	-30	0
Oberschenkel rechts	0	20	0
Unterschenkel links	0	-20	0
Unterschenkel rechts	0	40	0
Fuß links	0	0	0
Fuß rechts	0	20	0
WS-Krümmung	0	15	0
Last	0	0	0

**Abbildung 3.3.5-4:** Beispiel einer digitalen Nachbildung einer in der Pilotstudie erhobenen Körperhaltung (links) und eingegebene Winkel zur Haltungsspezifizierung (rechts) für die Nutzung im Simulationswerkzeug „Der Dortmund“ – hier: Schieben

Winkeln ( $\rho$ ,  $\sigma$ ,  $\tau$ ) zu den 3 Raumachsen beschrieben wird; eine Besonderheit stellt die vielgliedrige Wirbelsäule dar, deren Krümmung nach vorn/hinten bzw. Verdrehung zusätzlich variiert und somit bei der Belastungsschätzung berücksichtigt werden kann. Diese Körpersegmentpositionen gehen zusammen mit beispielsweise biometrischen Daten, Vorgangsdauer und Lastgewicht, Schwerpunktlage eines Lastobjekts, Aktionskräften u.ä. in eine die Tätigkeit beschreibende "TAET-Datei" ein; ein Beispiel ist in Abbildung 3.3.5-4 für die Beschreibung der Körperhaltung beim Schieben des bügellosen Behälters 1 durch die vergleichsweise große Versuchsperson 1 dargestellt. Der linke Teil enthält neben dem Foto der betreffenden Situation die durch eine erste Anwendung des *Dortmunder* erstellte Körperhaltungsnachstellung in Linienzugdarstellung als Strichfigur; der rechte Teil zeigt die eingegebenen Winkel, die hier fast ausschließlich Eingaben bezüglich der Sagittalebene betreffen (Winkel  $\sigma$ ) – Ausnahmen bilden die Winkel zur Verdrehung des Beckens aufgrund der Schrittstellung (Winkel  $\tau$ ) sowie die „Rückdrehung“ der Wirbelsäule, sodass die Versuchsperson mit den Schultern eine symmetrische Haltung einnimmt.

Die Ergebnisse zur korrespondierenden Wirbelsäulenbelastung nach Anwendung des *Dortmunder* sind in einer „Grafik-Datei“ enthalten; dazu zeigt Abbildung 3.3.5-5 im rechten Teil die Werte zu 2 typischen Belastungskenngrößen: das Beugemoment nach vorn (Sagittalmoment) sowie die Druckkraft auf die lumbosakrale Bandscheibe. Die Ergebnisse sind hier als Zeitverlauf dargestellt, um in einer einzigen Darstellung die betreffenden Werte für verschiedene Aktionskräfte ausweisen zu können – siehe dazu den im linken Teil aufgeführten Boxplot mit den bei den Messungen erhobenen Werten. Zusätzlich wurde auch eine Vergleichsrechnung ohne Aktionskraft (0 N) durchgeführt, die somit die Wirkung der Körperhaltung bezüglich der korrespondierenden Wirbelsäulenbelastung repräsentiert. Im unteren rechten Teil der Abbildung sind vier Ansichten der unterstellten Körperhaltung dargestellt: Draufsicht, Hintan- und Seitansicht sowie eine einen räumlichen Eindruck vermittelnde Sicht

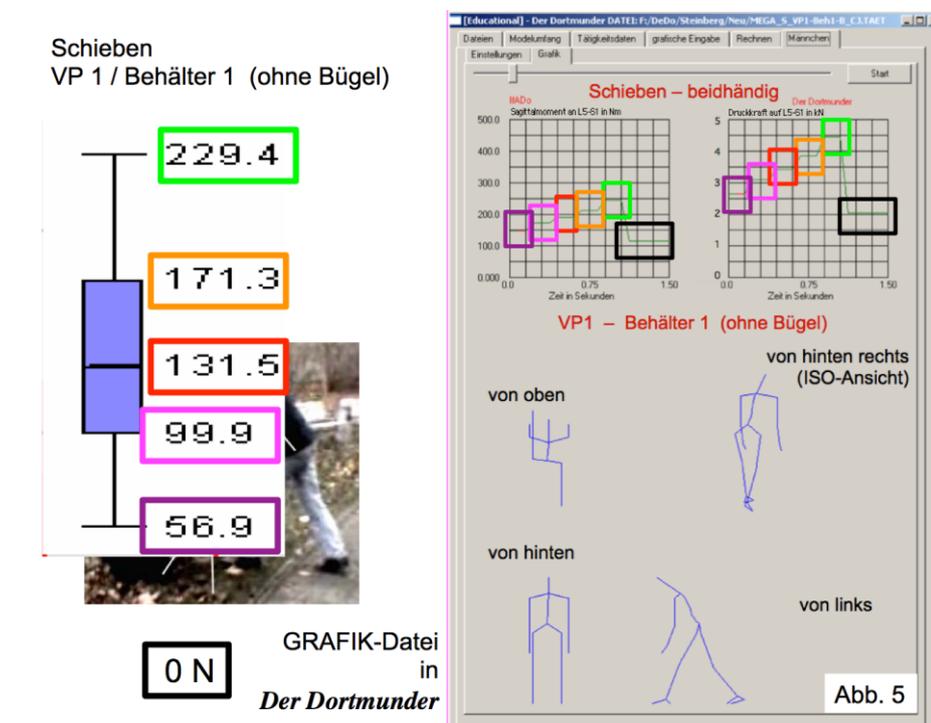


Abbildung 3.3.5-5: Beispiel einer Ergebnisdarstellung des „Dortmunder“ (rechts) mit Körperhaltungsskizzierungen (unten) und – hier – Werten zu Sagittalmoment und Druckkraft auf L5-S1 (oben) für die Aktionskraftangaben der Pilotstudie (links)

Eine Zusammenstellung der Ergebnisse zur Abschätzung der Lumbalbelastung anhand der Kenngrößen „Sagittalmoment“ und „Druckkraft am Lenden-Kreuzbein-Übergang L5-S1“ für das Schieben der beiden Behältertypen Bh 1 und 4 durch zwei Versuchspersonen (VP 1 bzw. 2) enthält Abbildung 3.3.5-6: Für beide Kenngrößen und für alle stufenförmig variierte Aktionskräfte ergaben sich die höchsten Werte für die Kombination VP1 / Bh1 und die niedrigsten für die Kombination VP2/Bh4, während die beiden anderen Kombinationen jeweils mittlere Werte annehmen. Innerhalb jeder Kombination ergaben sich mit Zunahme der Aktionskraft zunehmende Belastungswerte.

### Kap. 1: Zusammenfassung – Schieben

FAktion Kennwert	FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN		FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN	
Max	229	250	4,5		174	130	2,6	
P75	171	210	3,8		130	110	2,3	
P50	132	190	3,4		101	100	2,1	
P25	100	170	3,1		72	90	1,8	
Min	57	150	2,7		39	80	1,6	
Null	0	120	2,1		0	60	1,3	
FAktion Kennwert	FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN		FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN	
VP1	Bh4	VP2	Bh4					
Max	111	110	2,2		79	60	1,5	Abb. 6
P75	77	100	2,0		61	60	1,4	
P50	63	100	1,9		50	60	1,3	
P25	49	90	1,8		41	50	1,2	
Min	31	90	1,7		30	50	1,2	
Null	0	80	1,5		0	40	1,0	

Abbildung 3.3.5-6: Ergebnisübersicht zur Lumbalbelastung (Sagittalmoment und Druckkraft auf L5-S1) für die 4 typischen Belastungsfälle auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie beim Schieben – Voraussetzung: Berechnungsansatz 1

Für das Ziehen der Behälter hinter dem Körper, d.h. das Ziehen vorwärts, wurden analoge Berechnungen vorgenommen. Abbildung 3.3.5-7 zeigt die unterstellte Körperhaltung und die entsprechenden Eingabedaten in das System „Der Dortmund“ für Versuchsperson 1 beim Bewegen des bügellosen Behälters 1; dabei wird deutlich, dass aufgrund der Körpergröße der Person und den geringen Freiraum für die Beine eine Körperhaltung mit Rumpfvorneigung und nach hinten angehobenen Armen vorliegt.

Ziehen, vorwärts, beidhändig  
VP 1 / Behälter 1

Körpersegmentwinkel  
als Eintrag  
in  
"TAET-Datei"  
in  
*Der Dortmunder*

Abb. 7

Abbildung 3.3.5-7: Beispiel einer digitalen Nachbildung einer in der Pilotstudie erhobenen Körperhaltung (links) und eingegebene Winkel zur Haltungsspezifizierung (rechts) für die Nutzung im Simulationswerkzeug „Der Dortmunder“ – hier: Ziehen

## Kap. 2: Zusammenfassung – Ziehen beidhändig

FAktion Kennwert	FAktion in N	VP1 Bh1		FAktion in N	VP2 Bh1	
		Msag in Nm	FDruck in kN		Msag in Nm	FDruck in kN
Max	167	70	1,5	182	40	1,0
P75	104	80	1,5	137	40	1,0
P50	81	80	1,5	110	40	1,0
P25	64	80	1,5	83	40	1,0
Min	43	80	1,5	60	40	1,0
Null	0	80	1,5	0	50	1,0

FAktion Kennwert	FAktion in N	VP1 Bh4		FAktion in N	VP2 Bh4	
		Msag in Nm	FDruck in kN		Msag in Nm	FDruck in kN
Max	225	50	1,2	153	20	0,7
P75	184	50	1,2	121	20	0,7
P50	154	50	1,2	90	20	0,7
P25	126	50	1,2	62	20	0,6
Min	90	50	1,2	43	20	0,6
Null	0	50	1,1	0	20	0,5

Abb. 8

Abbildung 3.3.5-8: Ergebnisübersicht zur Lumbalbelastung (Sagittalmoment und Druckkraft auf L5-S1) für die 4 typischen Belastungsfälle auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie beim beidhändigen Ziehen (Berechnungsansatz 1)

In der Zusammenstellung der Ergebnisse zum Ziehen in Abbildung 3.3.5-8 ergeben sich deutlich geringere Werte für beide Belastungsgrößen als für das Schieben: dies ist vor allem auf die biomechanisch günstigere Handhabung bzw. Wirkung der Aktionskräfte zurückzuführen, da der Kraftangriffspunkt beim Ziehen wirbelsäulennäher als beim Schieben ist. Innerhalb jeder Person-Behälter-Kombination wurden trotz variierender Aktionskräfte ähnliche Werte angenommen, die bei der Angabe gerundeter Werte in Abb. 3.3.5-8 zu identischen Belastungswerten zu führen scheint.

Eine besondere Fragestellung betraf die einhändige Ausübung des Ziehens – einhändiges Schieben wird aufgrund der mangelnden Spurtreue und der Schwierigkeit, mit einer Hand seitliche Korrekturbewegungen zu kontrollieren, mutmaßlich nicht ausgeführt. Zur Analyse einhändigen Ziehens wurden die Körperhaltungen der zweihändigen Ausführung unterstellt, allerdings die Gesamtkraft in nur einer Hand in die Körperteil Gliederkette eingeleitet; der Kraftangriffspunkt lag dabei in der Schulter-Sagittalebene, d.h. der Behälter wurde nicht mittig wie beim beidhändigen Ziehen, sondern ein wenig seitlich versetzt hinter sich her gezogen. Der andere, nicht-kraftführende Arm wurde hängend angenommen.

Die Zusammenstellung der Belastungswerte in Abbildung 3.3.5-9 weist – aufgrund der bezüglich der Körpermittenebene asymmetrischen Aktionskraft – deutlich erhöhte Bandscheiben-Druckkräfte für alle 4 Person-Behälter-Kombinationen im Vergleich zum beidhändigen Ziehen aus. Als Beispiel wird die Kombination „Person 1, Behälter 1“ für den Aktionskraftwert des 75. Perzentils (104 N) angeführt: Wie Abb. 3.3.5-9 zeigt, ergab sich eine Bandscheiben-Druckkraft von 2,6 kN, beim beidhändigen von 1,5 kN (s. Abb. 3.3.5-8). Beim

### Kap. 3: Zusammenfassung – Ziehen *ein*händig

FAktion Kennwert	FAktion	Msag	Mlat	FDruck	FAktion	Msag	Mlat	FDruck
	in N	in Nm	in Nm	in kN		in N	in Nm	in Nm
	<i>VP1 Bh1</i>				<i>VP2 Bh1</i>			
Max	167	140	40	3,2	182	110	40	2,7
P75	104	120	30	2,6	137	90	30	2,3
P50	81	120	20	2,3	110	90	20	2,0
P25	64	110	20	2,2	83	80	20	1,8
Min	43	100	10	2,0	60	70	10	1,6
Null	0	90	0	1,6	0	50	0	1,1
	<i>VP1 Bh4</i>				<i>VP2 Bh4</i>			
Max	225	120	60	2,9	153	30	30	1,2
P75	184	110	50	2,5	121	30	30	1,0
P50	154	100	40	2,3	90	20	20	0,9
P25	126	90	30	2,1	62	20	10	0,8
Min	90	80	20	1,8	43	20	10	0,7
Null	0	60	0	1,2	0	20	0	0,6

Abb. 9

Abbildung 3.3.5-9: Ergebnisübersicht zur Lumbalbelastung (Sagittal-, Lateralmoment und Druckkraft auf L5-S1) für die 4 typischen Belastungsfälle auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie beim einhändigen Ziehen (Berechnungsansatz 1)

Ziehen von Behälter 4 durch Person 1 wurde eine Aktionskraft von 184 N für P75 gemessen, die resultierenden Druckkräfte betragen 2,5 bzw. 1,2 kN (ein- vs. beidhändig). Die zusätzlich angegebenen Seitbeugemomente sind deutlich von Null verschieden und nehmen Werte bis zu etwa 60 Nm an, obwohl die Körperhaltung im Wesentlichen beidseits symmetrisch ist; somit ist dieser Befund alleinig auf den seitlichen Kraftangriffspunkt zurückzuführen.

Als Nebenbefund wird auf die deutlich verschiedenen Sagittalmomente hingewiesen, die bei einer symmetrischen Körperhaltung identisch sein müssten; die Körperhaltung war aufgrund der schrittbegleitenden Beckenrotation um die Hochachse nicht symmetrisch. Liegt keine Aktionskraft an (Zeile „Null“ in den 4 Tabellen von Abb. 3.3.5-8 bzw. 3.3.5-9), sind die Werte nur aufgrund der unterschiedlich angenommenen Stellung des nicht-kraftführenden Arms bei einhändiger Ausführung verschieden: z.B. für Person 1 wurde ein Sagittalmoment von etwa 90 Nm (Behälter 1) ermittelt, bei beidhändiger Ausführung mit nach hinten gehaltenem „zweiten“ Arm 80 Nm. Mit zusätzlicher Kraftausübung für das Ziehen erhöhen sich die Momente einerseits bis zu etwa 140 bzw. verringern sich auf 70 Nm; dieses verschiedene Verhalten ist auf den größeren Hebelarm der Aktionskraft bei einhändiger Kraftausübung zurückzuführen.

Zusammenfassende Schlussfolgerungen zu den Ergebnissen bei Unterstellung von Berechnungsansatz 1 sind in Abbildung 3.3.5-10 stichpunktartig aufgeführt: Für das Ziehen wurden generell niedrigere Wirbelsäulenbelastungen ermittelt als beim Schieben, wenn die Behälter beidhändig hinter dem Körper geführt werden. Bei einhändigem Ziehen hinter dem Körper wurden vereinzelt auch höhere Belastungswerte als beim beidhändigem Schieben gefunden; zudem sind solche Belastungsanteile viel stärker ausgeprägt, die die Asymmetrie kennzeichnen: Seitbeuge- und Torsionsmoment, seitliche Scherkräfte an der Bezugsbandscheibe L5-S1. Im Vergleich zu beidhändigem Ziehen führt das einhändige Ausführen zu deutlich höheren Belastungswerten auf zum Teil mehr als das Doppelte. Vergleicht man die abgeschätzten Wirbelsäulenbelastungen für die beiden Versuchspersonen, sind die höheren Belastungen – bis etwa das Eineinhalbfache – für die große Person auffällig; dieser Befund ist nicht nur auf das höher angenommene Körpergewicht, sondern vor allem auf die ungünstigeren Hebelverhältnisse zurückzuführen. Vergleicht man die abgeschätzten Wirbelsäulenbelastungen für die beiden Behältertypen mit und ohne Bügelgriff, sind die niedrigeren Belastungen – auf etwa Zweidrittel bis die Hälfte – für den Behälter mit Bügel anzumerken; dies wird darauf zurückgeführt, dass eine aufrechtere Körperhaltung ermöglicht wird und die Hebelverhältnisse für die zum Bewegen des Behälters erforderlichen Aktionskräfte kleiner und somit günstiger bezüglich der Wirbelsäulenbelastung sind. Insgesamt sind die beiden Bewegungsformen Schieben und Ziehen in ihrer Wirkung auf die resultierende Wirbelsäulenbelastung somit nicht gleichzusetzen; zudem ist auffällig, dass für die hier untersuchten Belastungsfälle einhändige Ausführungen lumbalbiomechanisch deutlich ungünstiger sind als beidhändig, annähernd symmetrisch ausgeführtes Ziehen. Als übergeordnetes Ergebnis kann geschlussfolgert werden, dass die Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung – auch wenn sie nachträglich zu vorliegenden Belastungserhebungen durchgeführt werden – zusätzliche Ergebnisse liefern können und somit eine sinnvolle Möglichkeit einer nachträglichen Hilfestellung darstellen können.

<p><u>symmetrisches Ziehen</u> [hinter dem Körper]:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- geringere WS-Belastung als Schieben</li> </ul> <p><u>unsymmetrisches Ziehen</u> [hinter dem Körper]:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- höhere WS-Belastung als bei sym. Ziehen</li> </ul> <p><u>große Person:</u> ungünstigere Körperhaltung (WS-Bel. höher)</p> <p><u>Bügelgriffe:</u> günstigere Körperhaltung (WS-Bel. niedriger)</p> <p>=&gt;</p> <p>Schieben ≠ Ziehen</p> <p>2-händig ≠ 1-händig</p> <p>Wirkung einer Aktionskraft ≠ je nach Lastfall</p> <p>=&gt; =&gt;</p> <p>[auch nachträgliche] Bestimmung der WS-Belastung kann Support liefern</p>	Abb. 10
--	---------

**Abbildung 3.3.5-10:** Zusammenfassende Schlussfolgerungen zur Lumbalbelastung beim Bewegen von Abfallbehältern auf Basis der Pilotstudie mit Aktionskraftmessung (Steinberg 2008) unter Voraussetzung von Berechnungsansatz 1

### 3.3.5.2 Berechnungsansatz 2

Im Nachgang der Sitzung des Projektbegleiterrates am 15.1.2015 wurden ergänzende Berechnungen zur Abschätzung der Lumbalbelastung beim Schieben oder Ziehen von Abfallbehältern durchgeführt (s. Abb. 3.3.5-11). Im zuvor beschriebenen Berechnungsansatz 1 wurde davon ausgegangen, dass der Winkel der Aktionskraft beim Schieben und Ziehen einheitlich 18° beträgt und dass – wie im Bericht zur Pilotstudie vermerkt – die vertikale Komponente deutlich größer als die horizontale ist. Im Berechnungsansatz 2 ist der Ansatz dahingehend modifiziert, dass die Aufteilung der Aktionskraft in Komponenten entsprechend der im jeweiligen Foto dokumentierten Behälterstellung erfolgt. Dabei wird berücksichtigt, dass die Messeinrichtungen fest mit dem Behälter verbunden waren und dass sich „vertikal“ auf den zu Messbeginn senkrecht stehenden Müllbehälter bezieht und dass bei einem gekippten Behälter „vertikal“ nicht „vertikal im Raum“ bedeutet (gleich senkrecht zur Erdoberfläche). Demnach erfolgte die seinerzeitige Messung der Aktionskräfte ohne „dynamische Winkelkorrektur“, die bei den nachgeschalteten Wirbelsäulen-Belastungsschätzungen einberechnet werden könnte – dies erfolgte im Berechnungsansatz 2, sodass die als Gesamt-Aktionskraft angegebenen Messwerte in modifizierter Form in Komponenten aufgeteilt wurde.

Für das Schieben ergaben sich gänzlich andere Belastungsprofile als bei Berechnungsansatz 1. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die vertikale Aktionskraftkomponente im ersten

### Zusatzberechnungen nach Beiratssitzung

**Unterschied:**  
**Winkel der Aktionskraft am Behälter-Hand-Übergang**

*Idee: Messung erfolgte ohne „dynamische Winkelkorrektur“*

bisher: einheitlich zu 18° angenommen  
 (aus Messschrieb und Textangaben  
 im BAuA-Bericht [Steinberg 2008])

nachfolgend: entsprechend der Behälterstellung  
 im jeweiligen Foto

**Abbildung 3.3.5-11:** Skizzierung der im Vergleich zum Berechnungsansatz 1 modifizierten Annahmen in Berechnungsansatz 2 für eine realistischere Abschätzung der Lumbalbelastung auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie

Ansatz einem Halten einer Last entsprach und somit nach oben weisend angenommen wurde, während im zweiten, hier beschriebenen Ansatz davon ausgegangen wird, dass die Vertikal-komponente nach unten, in den Boden weisend unterstellt wird. Dies bedeutet, dass die Versuchsperson den Behälter stets derart schiebt, dass über die Hände nur eine Kraft, aber kein Moment auf den Behälter aufgebracht wird und – in Seitenansicht – die Aktionskraft-richtung durch die Radachse verläuft. Somit bewirkt das Ausüben der Aktionskraft beim Schieben ein aufrichtendes Moment bezüglich des unteren Rückens und wirkt der Belastung durch das Vor-neigen des Oberkörpers entgegen. In der Folge ergeben sich geringere Belastungswerte mit zunehmender Aktionskraft, wie in Abbildung 3.3.5-12 aufgelistet.

## Kap. 1: Zusammenfassung – Schieben 2-2015

FAktion in N	FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN	FAktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN
	<b>VP1 Bh1</b>			<b>VP2 Bh1</b>		
Max	229	50	1,1	174	30	0,7
P75	171	70	1,3	130	40	0,8
P50	132	80	1,5	101	40	1,0
P25	100	90	1,6	72	50	1,1
Min	57	100	1,8	39	60	1,2
Null	0	120	2,1	0	60	1,3
	<b>VP1 Bh4</b>			<b>VP2 Bh4</b>		
Max	111	60	1,3	79	10	0,4
P75	77	70	1,3	61	20	0,6
P50	63	70	1,4	50	20	0,6
P25	49	70	1,4	41	30	0,7
Min	31	70	1,4	30	30	0,8
Null	0	80	1,5	0	40	1,0

Abbildung 3.3.5-12: Ergebnisübersicht zur Lumbalbelastung (Sagittalmoment und Druckkraft auf L5-S1) für die 4 typischen Belastungsfälle auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie beim Schieben unter Voraussetzung von Berechnungsansatz 2

Aufgrund von Körpergröße und -gewicht sind Moment und Druckkraft an L5-S1 bei Versuchsperson 1 größer als bei Person 2, wenn keine Aktionskraft ausgeübt wird (Zeilen „Null“). Keine Aktionskraft vorausgesetzt, ergeben sich aufgrund der stärker vorgebeugten Haltung beim Schieben von Behältertyp 1 bei beiden Personen höhere Belastungswerte als beim Bewegen des bügelbewehrten Behälters 4: beispielsweise beträgt die Druckkraft in der Tabelle oben links 2,1 kN in der Null-Zeile, in der Tabelle unten links 1,5 kN.

Für das beidhändige Ziehen hinter dem Körper ergeben sich durch den abgewandelten Berechnungsansatz vergleichsweise geringe Änderungen im Vergleich zum ersten Ansatz (s. dazu Abb. 3.3.5-13). Die Druckkraftunterschiede betragen bis zu etwa 0,5 kN für die Druckkraft und 20 Nm für das sagittale Beugemoment. Während als Ergebnis der Anwendung des ersten Ansatzes geringere Belastungen für die Nutzung des Behälters 4 mit Bügel gefunden wurden, ist dies beim 2. Ansatz nicht der Fall: die Wirbelsäulenbelastungen sind in der Regel sehr ähnlich. Gleichwohl ist die deutlich günstigere Körperhaltung von Versuchsperson 1 beim Ziehen des Sagittal-Bügel-Behälters im Vergleich zum Horizontalgriff-Behälter unübersehbar. Da die aufgewendeten Aktionskräfte jedoch bei Behälter 4 deutlich höher sind als bei Behälter 1 und im zweiten Berechnungsansatz die reale „Schräglage“ in die Berechnung einbezogen wurde, ergibt sich das Ergebnis erhöhter Belastungswerte für die Kombination VP1/Bh4 bei

Zugrundelegung des zweiten, realistischeren Berechnungsansatzes. Dieser Effekt ist auch bei Person 2 erkennbar, wenn auch aufgrund dessen geringeren Gewichts und Körpergröße weniger stark ausgeprägt. Trotz modifiziertem Berechnungsansatz ist das Teilergebnis dahingehend gleich geblieben, dass die höheren Belastungswerte für Person 1 im Vergleich zu Person 2 gefunden wurden.

## Kap. 2: Zusammenfassung – Ziehen *beidh.* 2-2015

Faktion in N	Faktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN		Faktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN	
	<i>VP1 Bh1</i>				<i>VP2 Bh1</i>			
<b>Max</b>	167	70	1,4		182	30	0,9	
<b>P75</b>	104	70	1,4		137	40	0,9	
<b>P50</b>	81	80	1,4		110	40	0,9	
<b>P25</b>	64	80	1,4		83	40	1,0	
<b>Min</b>	43	80	1,4		60	40	1,0	
<b>Null</b>	0	80	1,5		0	50	1,0	
Faktion in N	Faktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN		Faktion in N	Msag in Nm	FDruck in kN	
	<i>VP1 Bh4</i>				<i>VP2 Bh4</i>			
<b>Max</b>	225	60	1,5		153	40	1,1	
<b>P75</b>	184	60	1,4		121	30	0,9	
<b>P50</b>	154	60	1,4		90	30	0,8	
<b>P25</b>	126	60	1,3		62	20	0,7	
<b>Min</b>	90	60	1,3		43	20	0,7	
<b>Null</b>	0	50	1,1		0	20	0,5	

**Abbildung 3.3.5-13:** Ergebnisübersicht zur Lumbalbelastung (Sagittalmoment und Druckkraft auf L5-S1) für die 4 typischen Belastungsfälle auf Basis der Aktionskraftangaben der Pilotstudie beim beidhändigen Ziehen (Berechnungsansatz 2)

Mit Bezug auf die Ergebnisse zum einhändigen Ziehen der Behälter hinter dem Körper ergaben sich bei Annahme des 2. Berechnungsansatzes fast identische Belastungswerte im Vergleich zur Voraussetzung des ersten Ansatzes: die Druckkräfte unterscheiden sich maximal um 0,3 kN, die beiden Momentenkomponenten um maximal 10 Nm. Dies bedeutet, dass die wesentliche Einflussgröße das seitlich einhändige Ausführen im Vergleich zum mittigen Ziehen darstellt – neben Behältergewicht und -form, Geländebeschaffenheit, Körpergröße und -gewicht usw. – und dass der Einfluss des Kippwinkels des Behälters hier eher vernachlässigbar ist.

Die Ergebnisse bei Zugrundelegen des abgeänderten, realistischeren Berechnungsansatzes lassen sich größtenteils ähnlich wie beim ersten Ansatz zusammenfassen; in Abbildung 3.3.5-14 sind dazu die Spezifizierungen farblich hervorgehoben: Beim beidhändigen Schieben bzw. Ziehen hat sich die Belastungs„reihenfolge“ umgekehrt, da das Schieben durch die Annahme realitätsnäherer Bedingungen bei den nachträglichen Berechnungen überwiegend zu niedrigeren Werten als das Ziehen geführt hat. Bei den spezifischen Vergleichen bezüglich Körpergröße und -gewicht bzw. der Behältertypen ohne und mit Bügel sind kleinere Einschränkungen formuliert worden: Während vormals die Belastung der größeren, schwereren Person durchgängig höher war, ist sie dies nun „fast ausnahmslos“, und durch die Bügelgriffe ist die Belastung nicht mehr durchweg niedriger, sondern zumeist bzw. „überwiegend“.

symmetrisches Ziehen [hinter dem Körper]:  
 - z.T. höhere, z.T. geringere WS-Belastung als Schieben  
unsymmetrisches Ziehen [hinter dem Körper]:  
 - höhere WS-Belastung als bei sym. Ziehen  
große Person: ungünstigere Körperhaltung (fast ausnahmslos WS-Bel. höher)  
Bügelgriffe: günstigere Körperhaltung (überwiegend WS-Bel. niedriger)  
 =>  
 Schieben ≠ Ziehen  
 2-händig ≠ 1-händig  
 Wirkung einer Aktionskraft ≠ je nach Lastfall  
 => =>  
 [auch nachträgliche] Bestimmung der WS-Belastung kann Support liefern

**Abbildung 3.3.5-14:** Teilweise revidierte bzw. spezifizierte zusammenfassende Schlussfolgerungen zur Lumbalbelastung beim Bewegen von Abfallbehältern (vgl. Abb. 3.3.5-10) unter Voraussetzung des modifizierten, realistischeren Berechnungsansatzes 2

Als Fazit wird erneut und somit insgesamt geschlussfolgert, dass die Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung zusätzliche Ergebnisse liefern können – auch wenn sie nachträglich zu vorliegenden Belastungserhebungen durchgeführt werden – und somit eine anzustrebende Möglichkeit einer nachträglichen Hilfestellung bei der Interpretation von messtechnisch erhobenen Belastungen oder Belastungsanteilen darstellen.

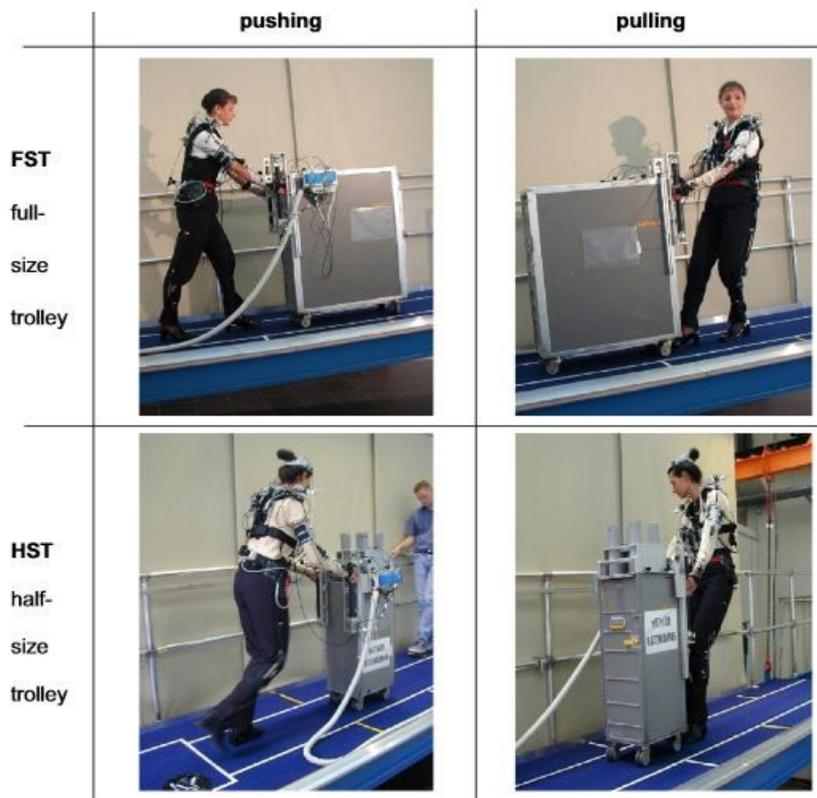
## Literatur

Jäger M, Luttmann A, Göllner R, Laurig W (2000) Der Dortmunder - Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: Radandt S, Grieshaber R, Schneider W (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen. 6. Erfurter Tage. Dok. des 6. Symposiums der Erfurter Tage der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten (BGN), Dez. 1999 (S. 105-124). Leipzig: monade Verlag

Steinberg U (2008) Vergleich der erforderlichen Aktionskräfte und Körperhaltungen beim Bewegen unterschiedlicher Abfallbehälter – Projektstudie. Unveröffentlichter Bericht. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Fachgruppe 3.4 Arbeitsgestaltung bei physischen Belastungen, Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems. Berlin

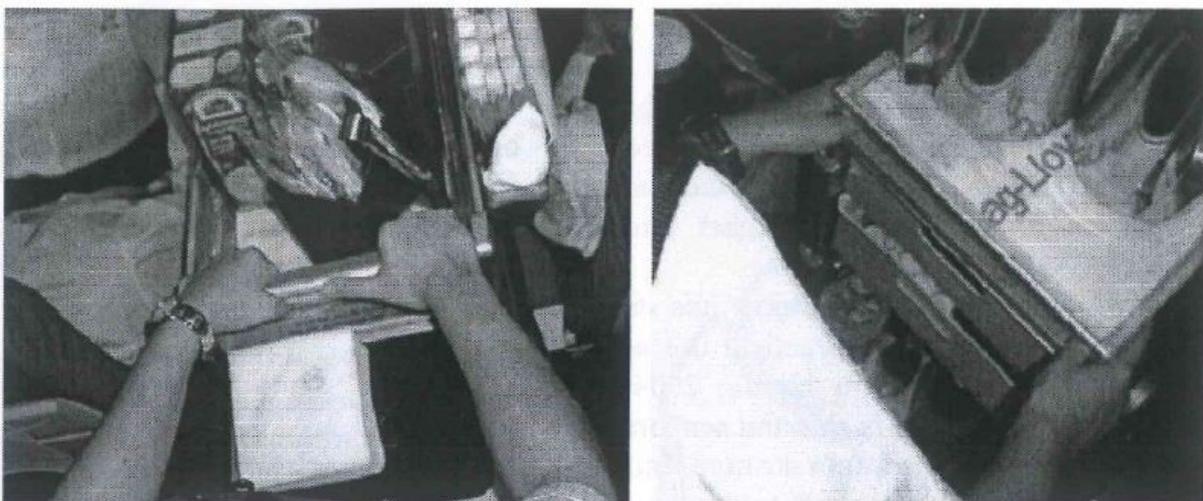
### 3.3.6 Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von Trolleys im Flugzeug

Die muskuloskelettale Belastung beim Bewegen von Trolleys an Bord eines Flugzeugs wurde durch Beobachtungen des Trolley-Handlings im Flugzeug und durch Analysen der Arbeitsbelastung beim Ziehen und Schieben von Trolleys im Labor analysiert (s. z.B. Glitsch et al. 2004). In einer spezifischen Fragestellung sollte dabei die Belastung der Lendenwirbelsäule abgeschätzt werden; dazu sind Kenntnisse über die Körperhaltung und die ausgeübten Kräfte der Flugbegleiter notwendig. Die untersuchten Situationen, wie beispielsweise das Ziehen oder Schieben verschieden großer Container, sogenannte Full-size-Trolleys (FST) oder Half-size-Trolleys (HST), sind in Abbildung 3.3.6-1 skizziert.

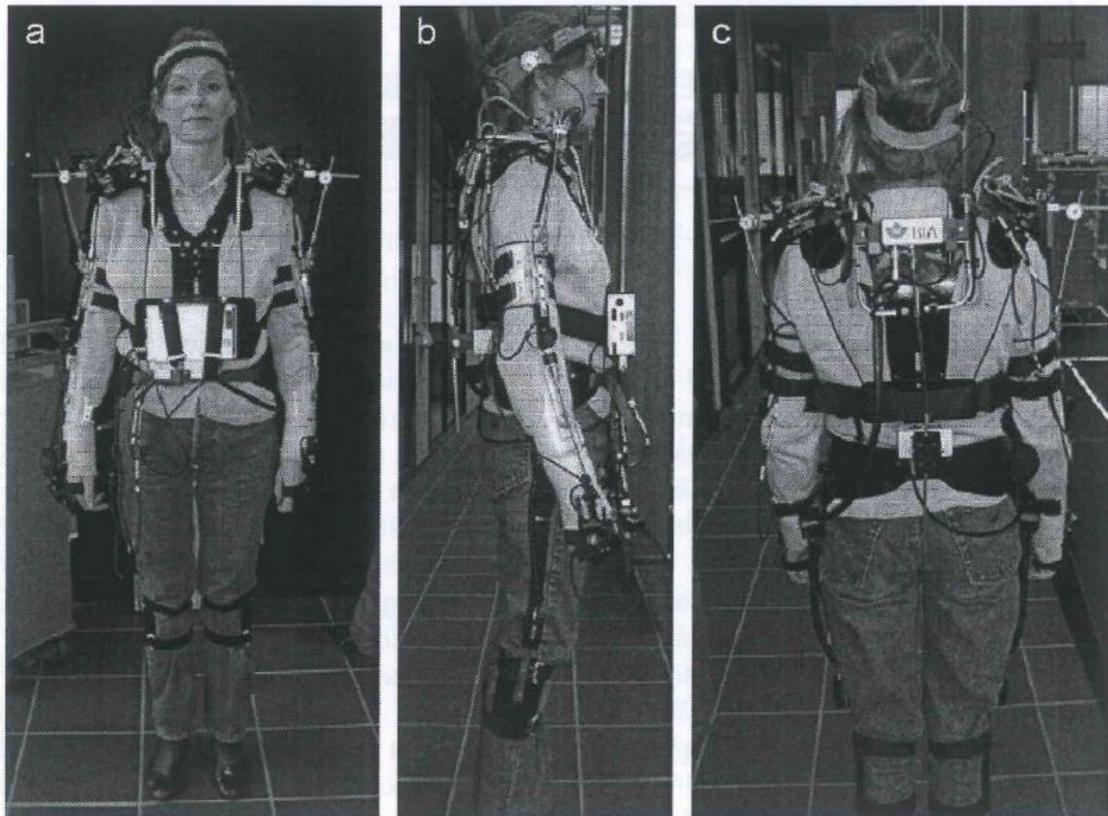


**Abbildung 3.3.6-1:** Typische Laborsituationen bei der Ermittlung von Körperhaltung und Aktionskräften beim Handling von Trolleys (aus Jäger et al. 2007)

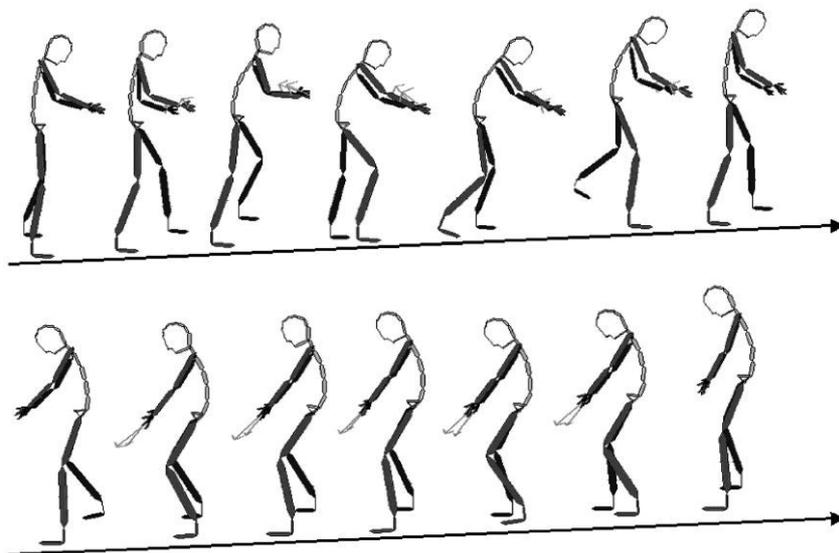
Die Messung der ausgeübten Handkräfte während des Ziehens und Schiebens der Trolleys wurde durch ein im BGIA entwickeltes mit je 2 dreiachsigen Kraftaufnehmern versehenes Messsystem, sogenannte „Kraftgriffe“, die an den Trolleys befestigt waren, durchgeführt (Abb. 3.3.6-2).



**Abbildung 3.3.6-2:** Verschiedene Handpositionen beim Bewegen von Trolleys im Flugzeug (aus Glitsch et al. 2007)

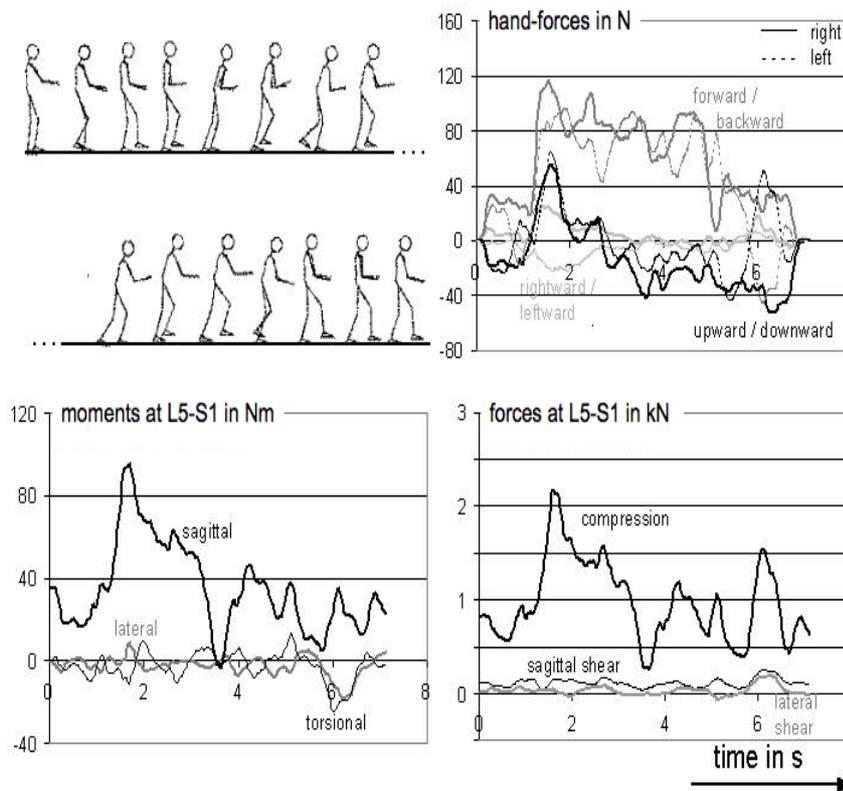


**Abbildung 3.3.6-3:** Weibliche Flugbegleiterin mit CUELA-Messsystem in (a) Front, (b) Seit-, (c) Rückansicht (aus Glitsch et al. 2007)



**Abbildung 3.3.6-4:** Computer-Darstellung einer Schiebe- / Ziehtätigkeit (oben / unten) unter Laborbedingungen. Im dargestellten Fall betrug die Bodenneigung  $5^\circ$  und das Gewicht des HST betrug 45 kg. (aus Glitsch et al. 2007)

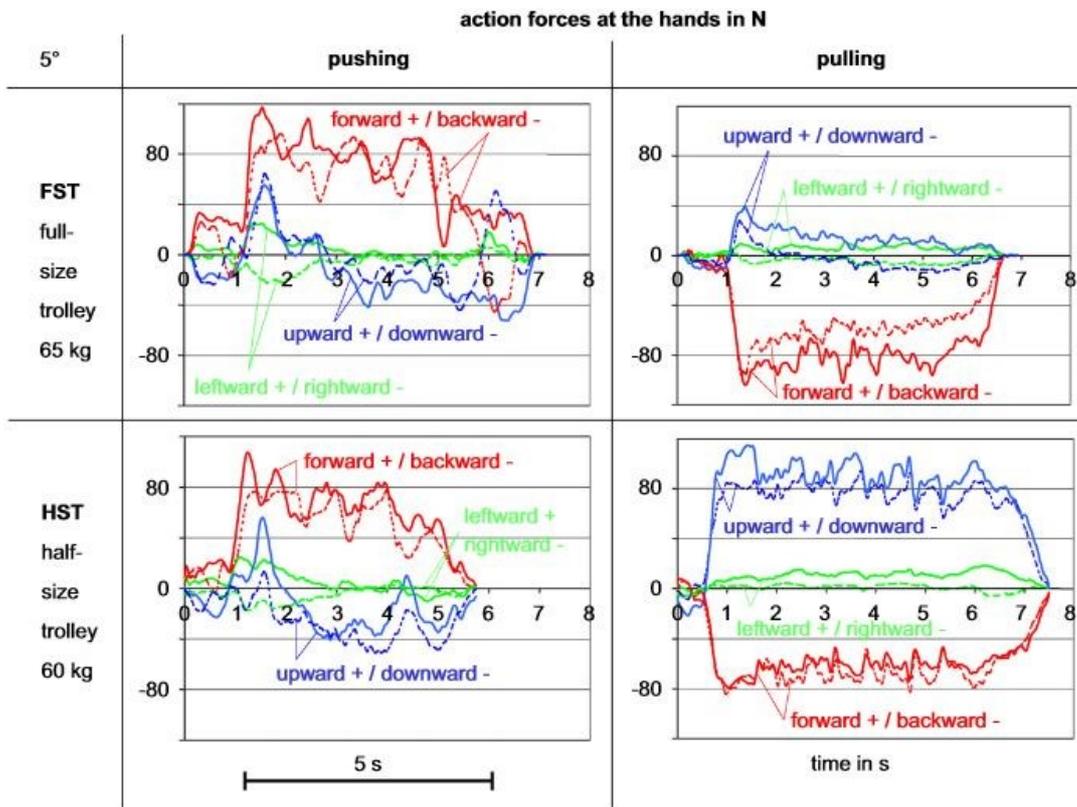
Die Körperhaltungen wurden anhand von Gelenk- oder Segmentwinkeln durch das CUELA-Messsystem (Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems; s. Abb. 3.3.6-3) erfasst. Sämtliche Winkeldaten wurden synchron mit den gemessenen Kraftsignalen aufgezeichnet. Eine 3D-Computer-Darstellung der Körperhaltung – mit Pfeilen für die Aktionskräfte an den Händen – ist exemplarisch in Abbildung 3.3.6-4 dargestellt.



**Abbildung 3.3.6-5:** Typische Zeitverläufe für 2 Lumbalbelastungskenngrößen (unten) für das Schieben eines FST von 65 kg auf einem um 5° geneigten Boden, abgeleitet von korrespondierenden Körperhaltungen (oben links) und Aktionskräften (oben rechts) (aus Jäger et al. 2008)

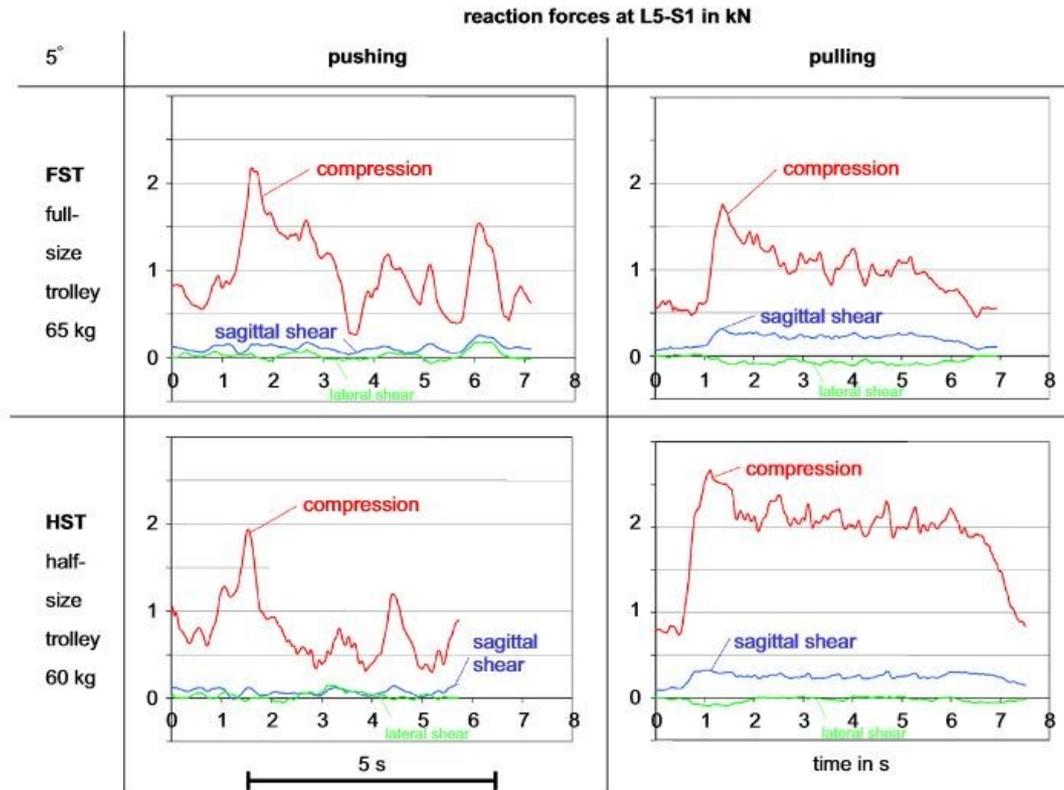
Ausgehend von den messtechnisch gestützt erhobenen Körperhaltungen und den dreidimensional an beiden Händen gemessenen Aktionskräften wurden die Momente und Kräfte an der lumbosakralen Bandscheibe mit deren je drei Komponenten mit Hilfe des Simulationswerkzeugs *Der Dortmunder* im Zeitverlauf bestimmt – in Abbildung 3.3.6-5 für das Schieben eines 65 kg schweren Full-size-Trolleys auf einem Boden mit 5° Neigung dargestellt.

Abbildung 3.3.6-6 zeigt typische Zeitverläufe der Aktionskräfte an den Händen für 4 Vorgänge. Die Beispiele zeigen das Schieben (links) und Ziehen (rechts) von Full-size- (oben) und Half-size-Trolleys (unten) von 65 vs. 60 kg auf einem Boden mit 5° Neigung, von der gleichen Person durchgeführt. Die jeweils größten Kraftkomponenten sind diejenigen in Vor- bzw. Rückrichtung, während die vertikalen Kräfte nach einer anfänglichen Spitze zur Überwindung des Ruhezustands vergleichsweise geringe Werte aufweisen. Letzteres Verhalten liegt im Beispiel von Abbildung 3.3.6-6 jedoch nicht für das Ziehen des HST vor; aufgrund der Kipptendenz dienen die durchgehend hohen vertikalen Kräfte einer Stabilisierung beim Bewegtwerden. Die seitlichen Kräfte sind durchweg eher geringfügig.



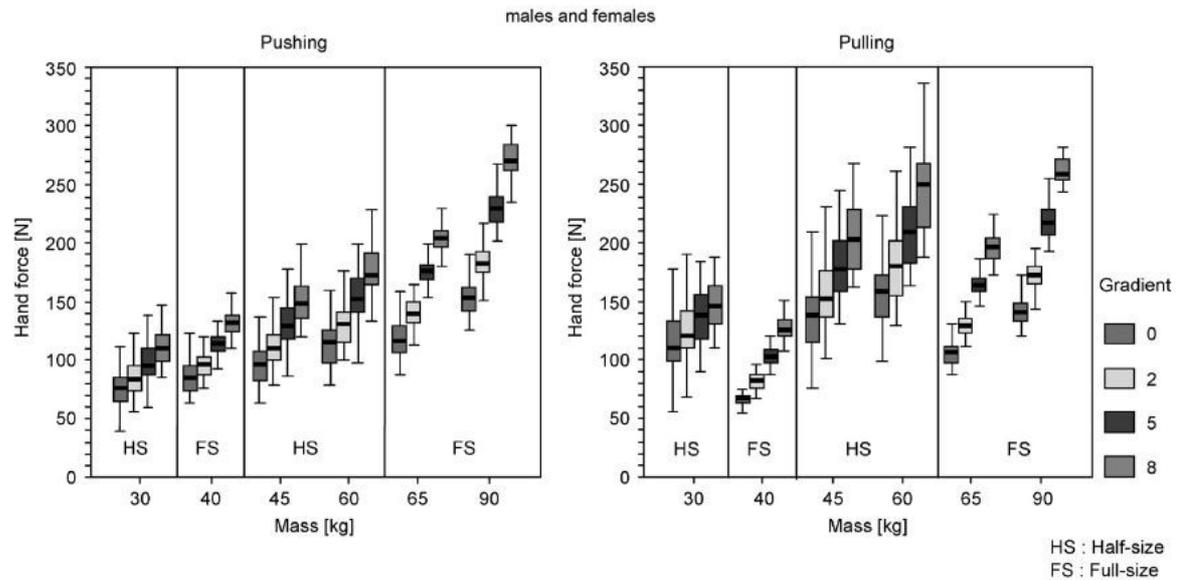
**Abbildung 3.3.6-6:** Typische Zeitverläufe für Handkräfte bei einem Schiebe- (links) bzw. Ziehvorgang (rechts), durchgeführt durch dieselbe Person, für etwa gleichschwere große (FST, oben) bzw. kleine Trolleys (unten) (aus Jäger et al. 2007)

Die korrespondierende mechanische Belastung an der lumbalen Wirbelsäule für die Vorgänge von Abb. 3.3.6-6 ist in Abbildung 3.3.6-7 dargestellt; der Aufbau der 4 Felder ist dabei identisch: FST oben, HST unten, Schieben links, Ziehen rechts. Insgesamt zeigen die Zeitverläufe der Reaktionskräfte an der Bandscheibe L5-S1 wie die Kurven der Aktionskräfte in Abbildung 3.3.6-6. Die kompressionsbezogenen Spitzenwerte variieren zwischen 1,7 und 2,7 kN.



**Abbildung 3.3.6-7:** Typische Zeitverläufe für Reaktionskräfte an der unteren Wirbelsäule beim Handhaben von Trolleys, durchgeführt durch dieselbe Person, auf Basis der in Abb. 6 dargestellten Aktionskraftverläufe (aus Jäger et al. 2007)

Nach diesen exemplarischen Darstellungen werden im Folgenden zusammenfassende Ergebnisse erläutert. Die maximalen Handkräfte während des Ziehens und Schiebens von Trolleys zeigten eine starke Abhängigkeit von der Boden­neigung und vom Gewicht des Trolleys (Abb. 3.3.6-8): Je steiler der Weg oder je schwerer der Behälter, desto höher die Aktionskraft. Dieses Verhalten gilt beim Schieben durchgehend, während beim Ziehen die Werte der HSTs höher als die entsprechenden FSTs – aufgrund des „partiellen Hebens“ beim Ziehen der HST. Insgesamt wurden 3 Beladungszustände der Trolleys untersucht: leer, mittel und voll, was beim HST 30, 45 und 60 kg entspricht und beim FST 40, 65 und 90 kg. Wie Abb. 3.3.6-8 zudem zeigt, kamen auf horizontalem Boden die Kräfte auf 70-150 N im Mittel für beide Behältertypen und beide Handhabungsmodi; bei 8° Steigung lagen sie bei 130-270 N. Für das Schieben wurden die höchsten Maximalwerte beim Bewegen eines großen schweren Trolleys (90 kg) auf steilem Boden (8°; ca. 300 N), während das höchste Maximum beim Ziehen für einen kleinen, „kurzen“ Behälter (60 kg) mit einem noch höheren Wert gefunden wurde (8°; ca. 340 N) – dies wird ebenso auf das schwierige Handling des HST aufgrund der Kipptendenz beim Ziehen zurückgeführt, auch wenn dieser ein deutlich geringeres Gewicht aufwies.

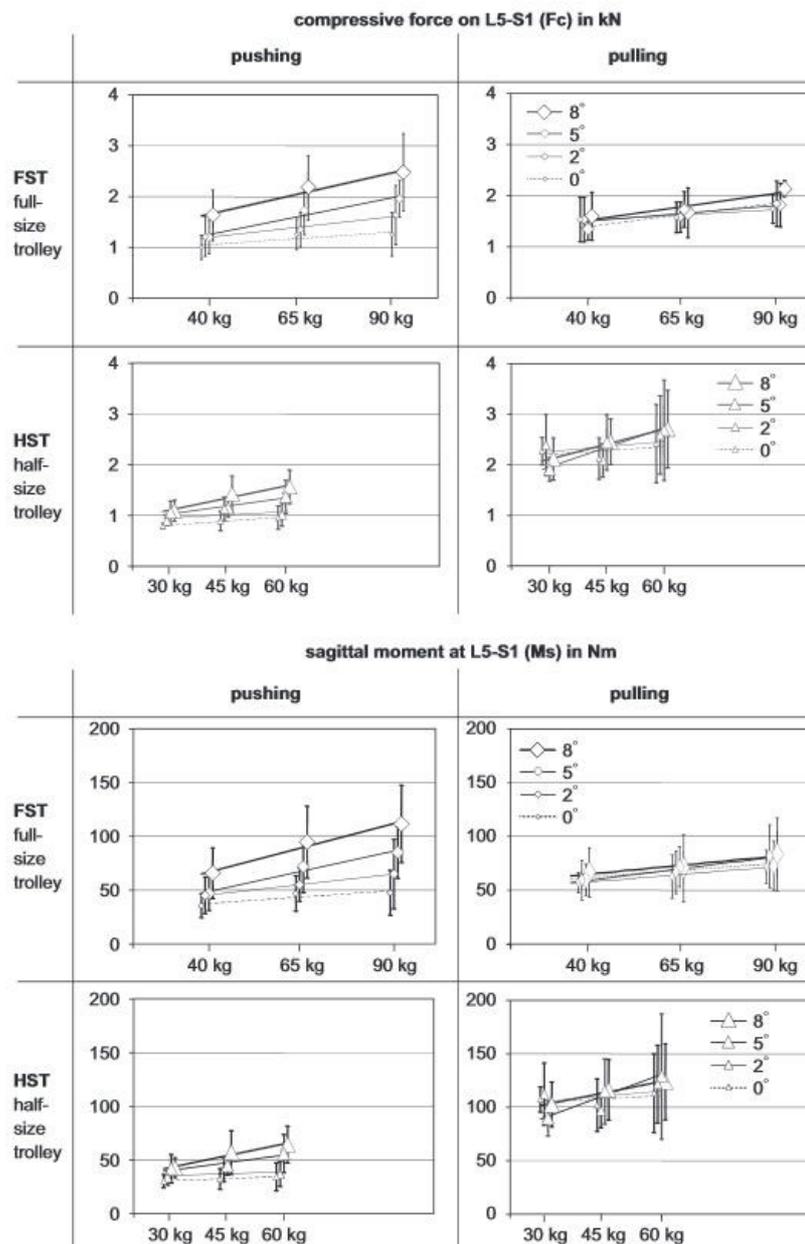


**Abbildung 3.3.6-8:** Box-Plots für den jeweiligen maximal gleitenden Mittelwert aller Handkräfte aller Versuchspersonen beim Ziehen und Schieben verschiedener Trolleys über verschieden geneigtem Boden (aus Glitsch et al. 2007)

Zusammenfassende Ergebnisse zu Kompressionskräften und Sagittalmomenten sind in Abbildung 3.3.6-9 angegeben. Im oberen Teil der Abbildung sind die Effekte der verschiedenen Tätigkeitsbedingungen in Bezug auf die lumbosakralen Kompressionskräfte dargestellt, während im unteren Teil die Sagittalmomente aufgetragen sind; der Aufbau der 4 Felder ist identisch zu den Abbildungen 3.3.6-6 und 3.3.6-7. So zeigt das Diagramm in der oberen linken Ecke die Effekte verschiedener Containergewichte und Neigungswinkel des Bodens auf die Druckkraft beim Schieben von FSTs. Je höher die Masse und/oder je größer der Steigungswinkel, desto höher die Druckkraft. Diese Effekte – bezogen auf Bandscheibenkompression und FSTs – können auch bei den korrespondierenden Abhängigkeiten der Momente für das Schieben von HSTs identifiziert werden. Beim Ziehen der großen Trolleys (FST, jeweils oben rechts) lässt sich zwar die Belastungszunahme mit Zunahme der Beladung bestätigen, nicht jedoch die Abhängigkeit mit zunehmender Bodenneigung.

Dies ist besonders auffällig für das Ziehen der kleinen Trolleys (HST, jeweils unten rechts), bei denen zudem große Streuungen gefunden wurden – was auf verschiedene individuelle Ausführungen schließen lässt. Darüber hinaus zeigen sich für das Ziehen der HST in der Regel höhere Druckkräfte und Momente trotz geringeren Gewichts im Vergleich zum Ziehen der FST. Dies ist auf das erwähnte „partielle Heben“, d.h. das kontinuierliche Aufbringen vertikaler Kräfte zur Stabilisierung des vergleichsweise kippinstabilen HST zurückzuführen. Insgesamt zeigt sich, dass der Einfluss der Variation der Bodenneigung für das Schieben von FSTs am höchsten ist und am niedrigsten für das Ziehen von FSTs. Aufgrund der Vielfalt von Tätigkeitsbedingungen und der detaillierten Belastungsbeschreibung wird im Folgenden auf die Vorgehensweise der Bewertung der erhobenen Belastungsdaten hinsichtlich des biomechanischen Überlastungsrisikos der Lendenwirbelsäule skizzierend eingegangen. Die Bewertung erfolgte „vierfach“, daher waren deren Ergebnisse bei den 48 Tätigkeitskonfigurationen (Kombination aus Bodenneigung [4], Beladung [3], Handhabungsart [2], Trolleytyp [2]; oberer Teil in Abb.

3.3.6-10) zusammenzufassen, um ein potentiell systematisches Verhalten näher zu erläutern und die Ableitung von begründeten Arbeitsgestaltungsmaßnahmen zu ermöglichen. Die Bewertungen erfolgten zunächst für beide lumbalen Belastungskenngrößen (Druckkraft, Sagittalmoment) anhand eines häufigkeits- sowie eines intensitätsbezogenen Kriteriums, d.h. je nach dem, wie viele Ausführungen oder um wieviel der Mittelwert bei einer Tätigkeitskonfiguration einen Richtwert für Kraft oder Moment überschritten hat. In der Regel ergaben sich – wie im oberen Teil von Abbildung 3.3.6-10 gezeigt – nichteinheitliche Bewertungen, so dass diese zusammengefasst wurden (unterer Teil von Abb. 3.3.6-10).

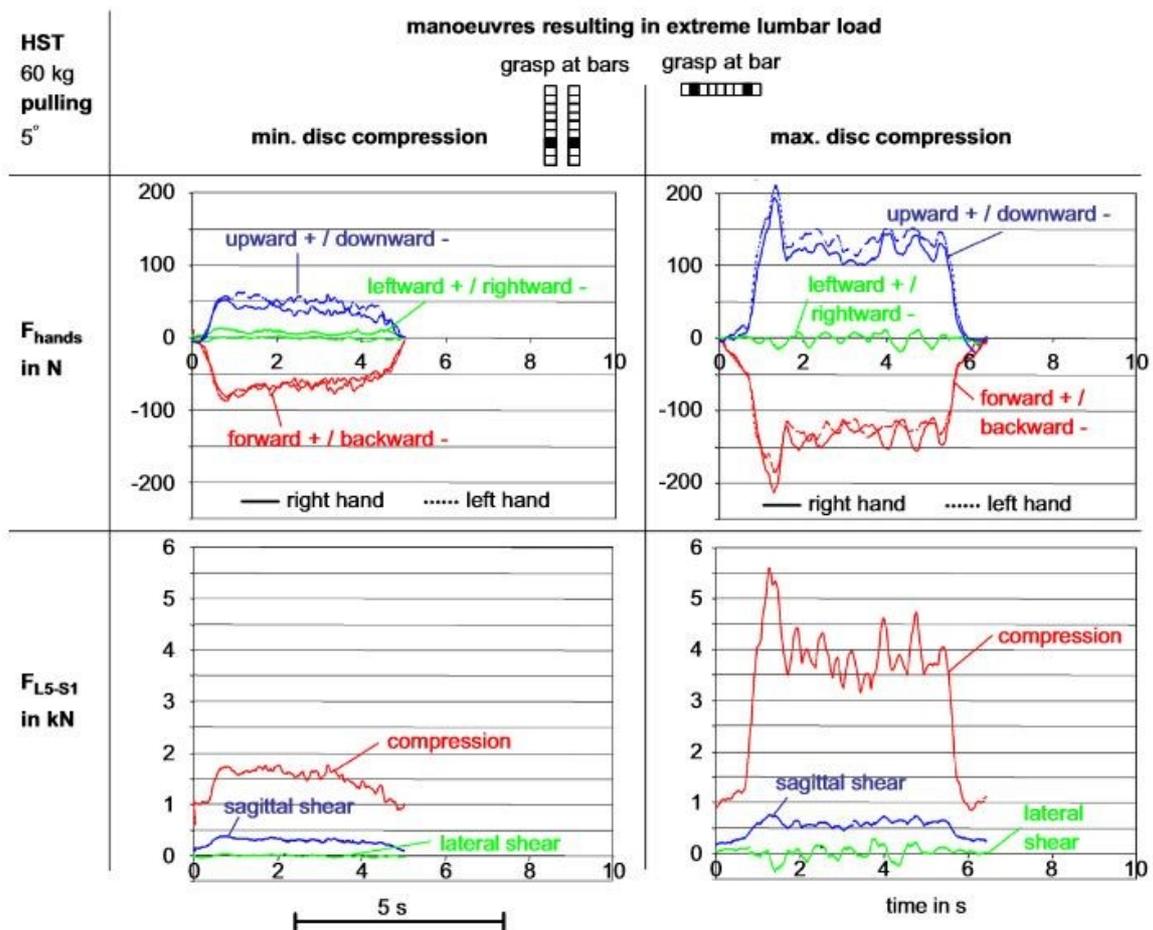


**Abbildung 3.3.6-9:** Zusammenstellung der Lumbalbelastungswerte für 2 Kenngrößen ( Bandscheiben-Druckkraft [oben] und Sagittalmoment [unten] beim Handhaben von Trolleys mit je 3 Belastungszuständen in 2 Modi (Schieben [links] und Ziehen [rechts]) über verschieden geneigtem Boden (4 Ausprägungen: 0° - 8°); Anzahl der analysierten Vorgänge je Tätigkeitsbedingungskonfiguration: s. Abb. 3.3.6-10 unten) (aus Jäger et al. 2007)

		detailed evaluation												
		pushing						pulling						
		40 kg		65 kg		90 kg		40 kg		65 kg		90 kg		
FST full-size trolley	8°													Cf
														Ca
	5°													Cf
														Ca
	2°													Cf
														Ca
	0°													Cf
														Ca
		Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	
HST half-size trolley	8°													Cf
														Ca
	5°													Cf
														Ca
	2°													Cf
														Ca
	0°													Cf
														Ca
		Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	Fc	Ms	
		Fc: compressive force						Ms: sagittal moment						
↓														
		summarization												
		pushing						pulling						
		40 kg		65 kg		90 kg		40 kg		65 kg		90 kg		
FST full-size trolley	8°		9	12	8	29	10	10	3	23				
	5°	8	12	13	33	9	11	9	29					
	2°	6	10	14	30	10	12	10	32					
	0°	n = 13	10	17	40	n = 6	10	10	26					
		N = 36	44	52	132	N = 35	43	32	110					
HST half-size trolley	8°	9	10	15	34	9	5	9	23					
	5°	13	7	13	33	4	9	12	25					
	2°	8	7	15	30	7	5	15	27					
	0°	n = 4	10	12	26	n = 7	9	12	28					
		N = 34	34	55	123	N = 27	28	48	103					

**Abbildung 3.3.6-10:** Bewertung der Lumbalbelastung für die untersuchten 48 Tätigkeitskonfigurationen. Erläuterung: Lumbalbelastung akzeptabel (weiß), fallweise kritisch (grau), kritisch (dunkel). Oberer Teil: detaillierte Bewertung für beide Belastungsindikatoren (Fc Druckkraft, Ms Sagittalmoment) und beide Bewertungskriterien (Cf häufigkeitsbasiert, Ca intensitätsbasiert). Unterer Teil: resultierende Bewertung durch Zusammenfassung der oberen Teilbewertungen und Angabe der analysierten Vorgänge je Tätigkeitsbedingung (aus Jäger et al. 2007)

Wie anhand der zusammengefassten Bewertung in Abbildung 3.3.6-11 unten verdeutlicht, führt das Bewegen von HSTs zu klaren Bewertungen, wenn auch kontrovers für die beiden Ausführungsmodi. Schieben ist durchweg verbunden mit akzeptablen lumbalen Belastungen, Ziehen durchweg mit kritischer Belastung unabhängig vom Neigungswinkel des Bodens, dem Trolleygewicht und der individuellen Ausführung. Das Schieben von FSTs wurde als fallweise kritisch oder kritisch für jeweils 3 Konfigurationen bewertet. Das Ziehen von FSTs wurde im Vergleich dazu seltener kritisch bewertet, nämlich einmal kritisch und viermal fallweise kritisch. Die Kategorie „kritisch“ trat, wenn überhaupt, nur für die Überlagerung von hochbelastenden Bedingungen auf, d.h. beim Bewegen von schweren und schwersten Behältern (65 / 90 kg) auf steilen oder steilsten Böden (5° / 8°).

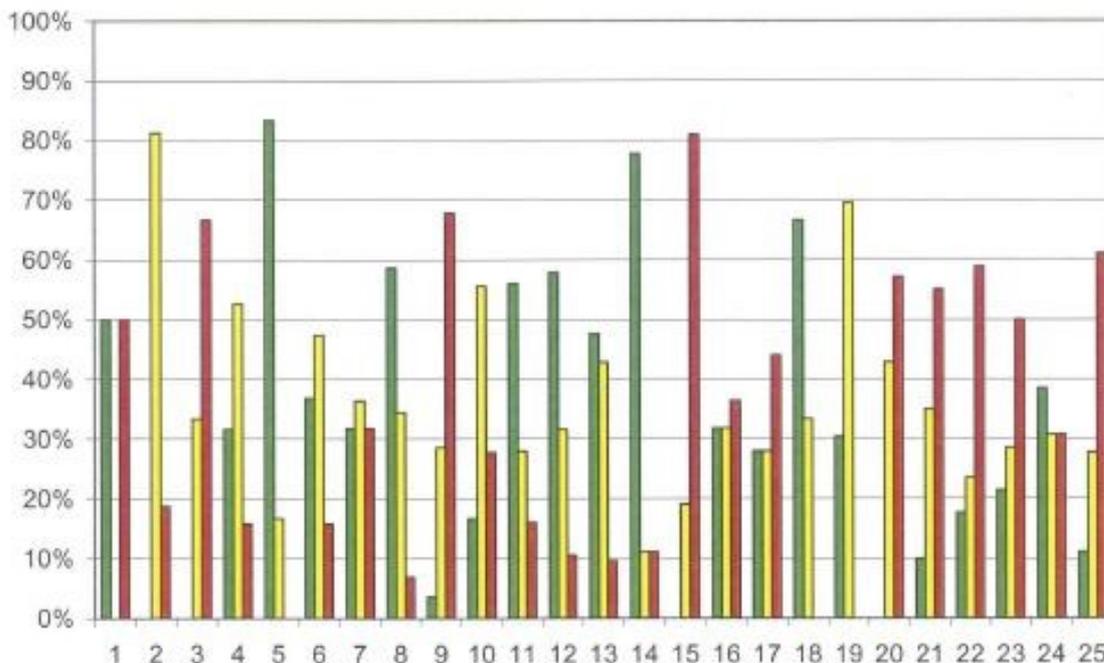


**Abbildung 3.3.6-11:** Exemplarischer Vergleich von Ausführungen, die in den niedrigsten (linke Diagramme) oder höchsten Bandscheibenkompressionen (rechte Diagramme) für eine identische experimentelle Tätigkeitsbedingungskonfiguration (HST, 60 kg, Ziehen, 5°) resultieren. Balken in der Kopfzeile zeigen die Greifpositionen (schwarze Quadrate) und die Orientierung (horizontal vs. vertikal). Oberer Teil: Aktionskräfte an beiden Händen. Unterer Teil: Korrespondierende Reaktionskräfte an der lumbosakralen Bandscheibe (aus Jäger et al. 2007)

Um biomechanisch begründete Hinweise und ergonomisch akzeptable Handhabungstechniken abzuleiten, wurden Paare von Tätigkeitsausführungen ausgewählt, die in extremer Bandscheibenkompression resultierten (Minimal- oder Maximalwert), sodass relevante Unterschiede in der Ausführung zu identifiziert werden konnten. Solche Vergleiche wurden für die hochbelastenden Konfigurationen (mittel/schwer, 5°/8°) für beide Trolleytypen (HST, FST) und Handhabungsmodi (Schieben, Ziehen) durchgeführt.

Das typische Beispiel für einen derartigen Paarvergleich in Abbildung 3.3.6-11 stellt die Zeitverläufe der Aktionskräfte an den Händen im oberen Teil und analog die Kurven der bandscheibenbezogenen Reaktionskräfte dar (unten). Auf der linken Seite sind die Ergebnisse der Ausführungen mit dem niedrigsten Spitzenwert aufgetragen, während auf der rechten die mit dem höchsten gezeigt sind: annähernd 2 vs. 5 ½ kN. Die korrespondierenden Handkräfte zeigen ein ähnliches Verhalten: eher niedrige Kräfte nach hinten und oben im linken Diagramm und etwa zwei bis dreifach so hohe Handkräfte im rechten Diagramm. Die Suche nach der Ursache für die einerseits niedrigen und andererseits hohen Kräfte für das Ausführen jeweils identischer Tätigkeiten führte für alle durchgeführten Paarvergleiche einheitlich zu dem Ergebnis, dass für die Unterschiede dabei die vertikalen Positionen der Greifpunkte verantwortlich sind. Vor allem einen HST mit niedrigen Greifpunkten zu ziehen führt zu niedrig(er)en Wirbelsäulenbelastungen – weil das „partielle Heben“ entfallen kann –, wohingegen beim Schieben und beim Bewegen der FST ein hoher Greifpunkt von Vorteil ist.

In einer spezifischen Fragestellung wurde zudem untersucht, ob die Wirbelsäulenbelastung von der ausführenden Person abhängt, d.h. ob eine Person sich stets biomechanisch günstig oder ungünstig verhält. Dazu wurden die Daten zunächst gruppiert (FST / HST, Schieben / Ziehen). Dann wurden sie innerhalb der Ausführungen nach der Höhe der Druckkraft in drei Kategorien eingeteilt (je 1/3 „niedrig“, „mittel“, „hoch“).



**Abbildung 3.3.6-12:** Prozentualer Anteil der Bewertung (grün „niedrig“, gelb „mittel“, rot „hoch“) bezogen auf die Kompressionsbelastung an L5-S1 (Zusammenfassung aller Versuchsdurchgänge (n = 469) (aus Sawatzki & Jäger 2006)

Abbildung 3.3.6-12 zeigt die Daten kumuliert und prozentual für jede Versuchsperson zusammengefasst. Auf der x-Achse ist die Ordnungsnummer der Probanden aufgetragen und auf der y-Achse der Anteil der Kategoriengruppe in Prozent (grün: „niedrig“, gelb: „mittel“, rot: „hoch“). So zeigt sich, dass beispielsweise 50% der Zeitverläufe von Proband Nr. 1 in der Kategorie „niedrig“ und 50% in der Kategorie „hoch“ lagen. Während sich die Probanden 5 und 14 fast immer rückengerecht verhalten haben, hat Proband 15 die Behälter eher ungeschickt und hochbelastend für den Rücken gehandhabt. Insgesamt lässt sich schlussfolgern, dass die individuelle Art einer Ausführung eine bedeutende Rolle für die Höhe der Wirbelsäulenbelastung spielt und dass im Sinne der Prävention von Überlastungen des Rückens eine Schulung der Arbeitspersonen im rückengerechten Umgang mit Lasten angeraten erscheint.

Weitere Informationen zu Zielen, Methoden, weiteren Erhebungen und zusätzlichen Ergebnissen sowie der Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchung stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.

### Literatur

Glitsch U, Ottersbach H-J, Ellegast R, Hermanns I, Feldges W, Schaub K, Berg K, Winter G, Sawatzki K, Voß J, Göllner R, Jäger M, Franz G (2004) Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen. Sankt Augustin: BIA, 2004 (BIA-Report, 5/2004)

Glitsch U, Ottersbach HJ, Ellegast R, Schaub Kh, Franz G, Jäger M (2007) Physical workload of flight attendants when pushing and pulling trolleys aboard aircraft. *Int J Ind Ergon* 37:845-854

Jäger M, Sawatzki K, Glitsch U, Ellegast R, Ottersbach HJ, Schaub Kh, Franz G, Luttmann A (2007) Load on the lumbar spine of flight attendants during pushing and pulling trolleys aboard aircraft. *Int J Ind Ergon* 37:863-876

Jäger M, Glitsch U, Schaub K, Ellegast R, Luttmann A (2008) Preventing lumbar-spine overload for flight attendants when handling trolleys aboard aircraft. In: Leamon TB, Kumar AR, Fernandez JE (Eds.): *Proceedings of the 20th Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference*, Chicago, IL, 12-13 June 2008 (pp 84-90)

Sawatzki K, Jäger M (2006) Untersuchungen zur Identifikation von Kriterien für eine wirbelsäulenschonendere Handhabung von Trolleys in Flugzeugen. Dortmund: IfADo; Hamburg: BGF

### 3.3.7 Wirbelsäulenbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten

Erkrankungen des Muskel- und Skelettsystems und insbesondere der Wirbelsäule können durch die Handhabung schwerer Lasten bedingt sein und werden laut Statistik als eine der häufigsten Ursachen für krankheitsbedingte Fehlzeiten vom Arbeitsplatz angesehen. Unter gewissen Voraussetzungen können „Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule“ als Berufskrankheit BK Nr. 2108 anerkannt werden. Eine Besonderheit stellen dabei Tätigkeiten im Pflegebereich dar, bei denen das Last„objekt“ durch ein „Subjekt“ – den Patienten – repräsentiert wird.

#### 3.3.7.1 Wirbelsäulenbelastung im Zusammenhang mit BK-Feststellungsverfahren

In einem Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren werden die arbeitstechnischen Voraussetzungen geprüft. Nach Anwendung von zunächst unterschiedlichen branchenspezifischen Verfahren wurde 1999 ein einheitliches Verfahren zur Ermittlung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule (LWS) vorgeschlagen (Jäger et al. 1999, Hartung et al. 1999), das ein branchenübergreifend standardisiertes Vorgehen vorsieht. Dieses sogenannte *Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD)* basiert auf einem kumulativen Dosisansatz, bei dem die jeweiligen Einzelbelastungen, die durch Heben, Tragen oder Rumpfbeugehaltungen entstehen, über

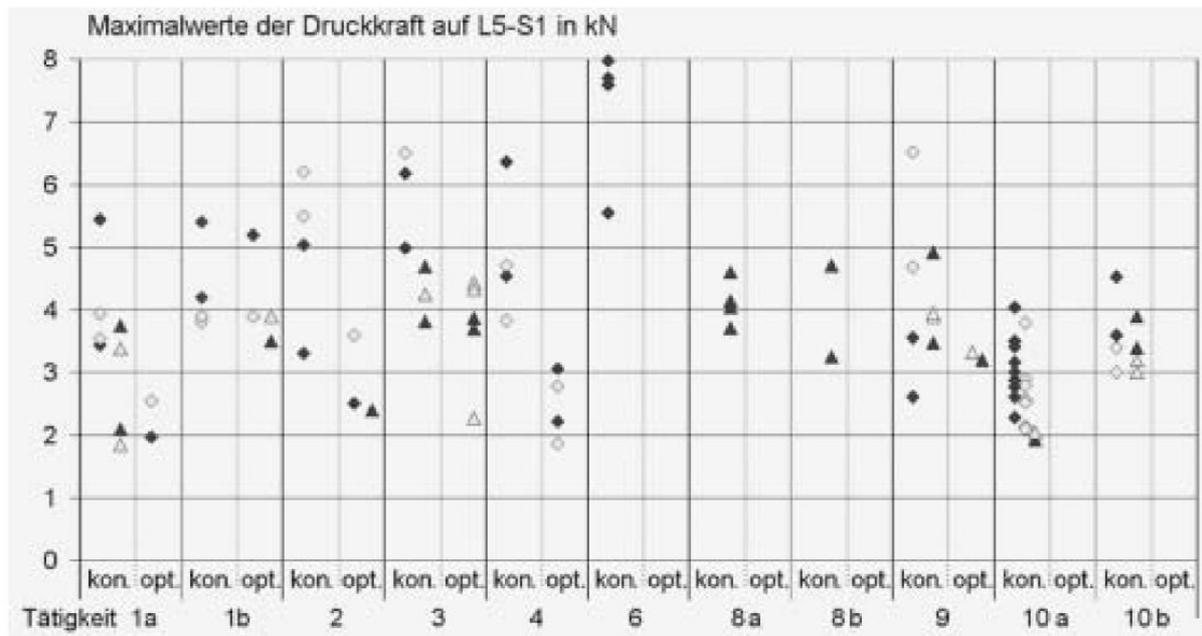
eine Schicht bzw. über das Berufsleben aufsummiert werden; die daraus resultierenden kumulierten Dosiswerte werden nachfolgend mit aus der Literaturbefunden abgeleiteten Richtwerten verglichen. Da verlässliche messtechnisch gestützte Bestimmungen der Belastung der Wirbelsäule für Pflēgetätigkeiten einerseits nur für einige ausgewählte Patiententransfers zur Verfügung standen, ist seitens der Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW) ein Verfahren zur „vorläufigen Dosisberechnung“ (Kuhn et al. 2001) eingeführt worden, bei dem für sogenannte sicher gefährdende Tätigkeiten (BGW 1995) Werte der lumbalen Kompressionsbelastung auf Basis vorheriger Expertenbewertungen abgeschätzt wurden. Zur Prüfung des Verfahrens war es jedoch angeraten, tätigkeitsspezifische Wirbelsäulenkräfte auf der Basis realer Körperhaltungen und Aktionskräfte bei bestimmten Tätigkeiten im Bereich der Kranken- und Altenpflege zu ermitteln. Die Auswahl dieser Tätigkeiten wurde auf Grundlage der von der BGW definierten „sicher gefährdenden Tätigkeiten“ getroffen, denen eine Gefährdung der Lendenwirbelsäule im Sinne der BK 2108 zugeschrieben wird (BGW 1995; Kuhn et al. 2001), woraus sich schließlich folgende 11 zu untersuchenden Tätigkeiten ergaben:

- 1a – Aufrichten des Patienten vom Liegen zum Sitzen bzw. zurück;
- 1b – Hochstellen des Kopfteils des Bettes mit Patienten bzw. zurück;
- 2 – Bewegen des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen an der Bettkante bzw. zurück;
- 3 – Umsetzen des Patienten von der Bettkante in den Stuhl o.ä. bzw. zurück;
- 4 – Aufrichten des Patienten vom Sitzen in den Stand bzw. zurück;
- 6 – Höherlagern des Patienten im Bett;
- 8a – Aufrichten des auf dem Boden liegenden Patienten zum Sitzen;
- 8b – Aufrichten des auf dem Boden sitzenden Patienten in den Stand;
- 9 – Unterschieben der Bettpfanne unter den Patienten bzw. zurück;
- 10a – Anheben eines Beines des Patienten bzw. zurück;
- 10b – Anheben beider Beine des Patienten bzw. zurück.

Die Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung bei Pflēgetätigkeiten wurde in der „Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 3 – DOLLY 3“ (Jäger et al. 2003, 2005) mit Hilfe von biomechanischen Modellrechnungen mit dem *Dortmunder* (Jäger et al. 2000) auf Basis sehr aufwendiger Labormessungen durchgeführt. Einen entscheidenden Einfluss auf die Wirbelsäulenbelastung haben wie bei allen Lastenhandhabungen und somit auch bei Pflēgetätigkeiten die beiden Faktoren „Körperhaltung“ einer Person und von ihr ausgeübte Kräfte („Aktionskräfte“). Beide Einflussgrößen wurden in der hier beschriebenen Studie messtechnisch gestützt ermittelt, d.h. die von der Pflegekraft ausgeübten Aktionskräfte wurden mit einem eigens erstellten kraftsensitiven Messbett und mehreren Kraftmessplattformen erfasst, die Körperhaltungen und -bewegungen wurden mit mehreren Videokameras und einem optoelektronischen LED-Erfassungssystem (OPTOTRAK Motion Capture) aufgezeichnet.

In der Abbildung 3.3.7-1 sind für die verschiedenen Patiententransfers die erhobenen Wirbelsäulenbelastungen anhand der Spitzenwerte der Druckkraft auf die lumbosakrale Bandscheibe zusammengefasst dargestellt. Die meisten untersuchten Tätigkeiten bestehen entsprechend ihrer Definition aus zwei Teilen – einem Hinweg und einem Rückweg. Einige der Tätigkeiten wurden sowohl in einer konventionellen, der üblichen Ausführungsart als auch in

einer rückengerechten („optimierten“) Variante ausgeführt. Insgesamt zeigt die Zusammenstellung für die während eines jeden Vorgangs maximal bewirkte Druckkraft auf die lumbosakrale Bandscheibe der Pflegeperson, dass für die ausgewählten Patiententransfers Werte zwischen etwa 2 kN und 8 kN resultieren. Konventionell durchgeführte Tätigkeiten, d.h. Tätigkeiten, die nicht rückengerecht und unter Einbeziehung der Ressourcen des Patienten durchgeführt wurden, führten in der Regel zu höheren Wirbelsäulenbelastungen (Druckkräften) als optimiert durchgeführte.



**Abbildung 3.3.7-1:** Zusammenfassende Darstellung der Maximalwerte der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 bei verschiedenen Patiententransfers; (aus Theilmeier et al. 2006)

Raute: passiver Patient, Dreieck: aktiver Patient; Zeichen geschlossen: Maximalwert für den Hinweg, Zeichen offen: Maximalwert für den Rückweg; kon.: konventionelle Ausführung, opt.: optimierte Ausführung

- 1a** – Aufrichten des Patienten vom Liegen zum Sitzen bzw. zurück
- 1b** – Hochstellen des Kopfteils des Bettes mit Patienten bzw. zurück
- 2** – Bewegen des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen an der Bettkante bzw. zurück
- 3** – Umsetzen des Patienten von der Bettkante in den Stuhl o.ä. bzw. zurück
- 4** – Aufrichten des Patienten vom Sitzen in den Stand bzw. zurück
- 6** – Höherlagern des Patienten im Bett
- 8a** – Aufrichten des auf dem Boden liegenden Patienten zum Sitzen
- 8b** – Aufrichten des auf dem Boden sitzenden Patienten in den Stand
- 9** – Unterschieben der Bettpfanne unter den Patienten bzw. zurück
- 10a** – Anheben eines Beines des Patienten bzw. zurück
- 10b** – Anheben beider Beine des Patienten bzw. zurück

Die Tabelle 3.3.7-1 zeigt eine Gegenüberstellung der Belastungskennwerte nach den bisherigen Empfehlungen zur „vorläufigen Dosisberechnung“ mit den modifizierten Empfehlungen,

die auf den beschriebenen Messungen basieren. Die Zahlenwerte im linken Teil der Tabelle geben die Belastungskennwerte entsprechend dem Verfahren zur „vorläufigen Dosisberechnung“ der BGW wieder; die im rechten Teil angegebenen Zahlen fassen die aus den Messungen resultierenden Angaben zusammen.

**Tabelle 3.3.7-1: Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 bei verschiedenen Patiententransfers – Empfehlungen für Kennwerte der Belastung der Lendenwirbelsäule zur Ermittlung der kumulativen Belastungsdosis in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 BKV; links: Empfehlungen auf der Basis von Expertenbewertungen und nachfolgenden Schätzungen im Verfahren zur „vorläufigen Dosisberechnung“ aus Kuhn et al. (2001); rechts: Empfehlungen auf der Basis der Messungen in dieser Untersuchung für künftige Dosisberechnungen – einschließlich einer Zusammenstellung der für den Hin- und Rückweg der Tätigkeit erhobenen gemittelten Maximalwerte der Druckkraft auf L5-S1 bei konventioneller Tätigkeitsausführung mit passivem Patienten (aus Theilmeyer et al. 2006)**

Kennwerte der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Patiententransfers – Druckkraft auf L5-S1 in kN –							
... aus Schätzungen			... aus Messungen				
Nr.	Tätigkeit	Empfehlung	Nr.	Tätigkeit	Hinweg	Rückweg	Empfehlung
1	Aufsetzen im Bett, ggf. mit Hochstellen des Kopfteils	4,4	1a	Aufrichten vom Liegen zum Sitzen bzw. zurück	4,4	3,7	4,1
			1b	Hochstellen des Kopfteils des Bettes bzw. zurück	4,8	3,9	4,4
2	Aus dem Liegen zum Sitzen an der Bettkante bzw. zurück	4,6	2	Setzen aus dem Liegen an die Bettkante bzw. zurück	4,2	5,9	5,1
3	Von Bettkante in Stuhl o.ä. bzw. zurück	5,7	3	Umsetzen von der Bettkante in den Stuhl o.ä. bzw. zurück	5,6	6,5	5,9
4	Vom Sitzen in den Stand bzw. zurück	4,6	4	Aufrichten vom Sitzen in den Stand bzw. zurück	5,4	4,3	4,9
5	In die Badewanne hinein- bzw. herausheben	4,6	5	Bewegen in die Badewanne bzw. zurück	*	*	*
6	Im Bett höher lagern (auch zu zweit)	4,6	6	Höherlagern im Bett	7,2	-	7,3
7	Umlagern von Bett zu Bett, Liege o. ä. (zu zweit)	4,6	7	Umlagern von Bett zu Bett, Liege o.ä.	*	-	*
8	Vom Boden aufheben (zu zweit)	4,6	8a	Aufrichten aus dem Liegen am Boden zum Sitzen	4,1	-	4,1
			8b	Aufrichten aus dem Sitzen am Boden in den Stand	4,1	-	4,1
9	Bettpfanne unterschieben und entfernen	3,8	9	Unterschieben der Bettpfanne bzw. zurück	3,1	5,6	4,6
10	Bein anheben	3,0	10a	Anheben eines Beines bzw. zurück	3,1	2,6	2,9
			10b	Anheben beider Beine bzw. zurück	4,1	3,2	3,7
11	Tragen von Menschen (zu zweit), ggf. mit Hilfsmitteln	5,3	11	Tragen von Menschen, ggf. mit Hilfsmitteln			

### 3.3.7.2 Wirbelsäulenbelastung und Prävention

Basierend auf den Erkenntnissen der zuvor beschriebenen BK-orientierten Untersuchungen wurde eine Folgestudie konzipiert, um die Belastung der Lendenwirbelsäule während definierter Tätigkeiten mit manuellem Bewegen von Patienten zu analysieren und dabei im Hinblick auf Präventionsmaßnahmen die Wirkung biomechanisch verbesserter Transfermodi anstelle herkömmlicher Arbeitsweisen sowie die zusätzliche Anwendung „Kleiner Hilfsmittel“ wie Gleitmatte oder Rutschbrett zu analysieren (DOLLY 3, Teil 3; Jäger et al. 2008).

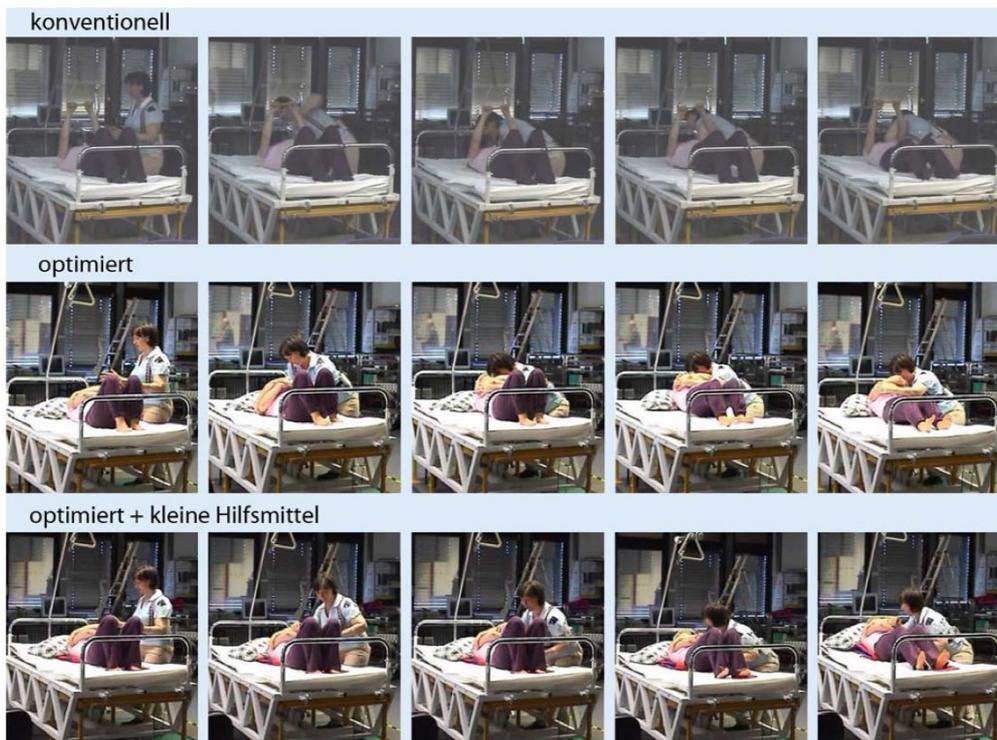
Es wurden Tätigkeiten ausgewählt, bei denen durch Anwendung einer optimierten Arbeitsweise im Vergleich zur herkömmlichen Ausführung eine biomechanische Verbesserung vermutet werden konnte oder bei denen zusätzlich mit handelsüblichen „Kleinen Hilfsmitteln“ gearbeitet werden konnte. Folgende Tätigkeitsarten wurden dabei berücksichtigt:

- a) Aufrichten eines Patienten aus dem Liegen zum Sitzen im Bett bzw. Zurücklegen,
- b) Aufrichten eines Patienten aus dem Liegen zum Sitzen an der Bettkante bzw. Zurücklegen,
- c) Bewegen eines liegenden Patienten in Richtung Bettkopfende, Höherlagern, Pflegeperson agiert an der Bettlängsseite (wenn Kleine Hilfsmittel: Anti-Rutsch-Matte, Gleitmatte),
- d) Bewegen eines liegenden Patienten in Richtung Bettkopfende, Höherlagern, Pflegeperson agiert am Bettkopfende (wenn Kleine Hilfsmittel: Anti-Rutsch-Matte, Gleittuch),
- e) Verlagern eines Patienten seitwärts im Bett (wenn Kleine Hilfsmittel: Anti-Rutsch-Matte, Gleitmatte),
- f) Hochstellen des Bettkopfendes mit im Bett liegendem Patient bzw. Zurückstellen,
- g) Unterschieben bzw. Entfernen eines Steckbeckens (Bettpfanne),
- h) Umsetzen eines Patienten von der Bettkante auf einen Stuhl bzw. Zurücksetzen (wenn Kleine Hilfsmittel: Rutschbrett, Haltegürtel),
- i) Aufrichten eines auf dem Stuhl sitzenden Patienten in den Stand bzw. Zurücksetzen.

Zudem wurden folgende Tätigkeiten in nur einer Ausführungsart hinsichtlich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung analysiert:

- Anheben eines Beins eines im Bett liegenden Patienten – Pflegeperson agiert an Längsseite des Bettes
- Anheben eines Beins eines im Bett liegenden Patienten – Pflegeperson agiert an Fußende des Bettes
- Anheben beider Beine eines im Bett liegenden Patienten
- Ein- und Ausbetten von „Kleinen Hilfsmitteln“ bei im Bett liegendem Patienten
- Umlagern eines im Bett liegenden Patienten von Bett zu Bett
- Aufrichten eines auf dem Boden liegenden Patienten in den Stand
- Bewegen eines auf dem Wannrand sitzenden Patienten in die Badewanne

Abbildung 3.3.7-2 gibt am Beispiel der Tätigkeit „Bewegen eines im Bett liegenden Patienten in Richtung Bettkopfende; Aktivität c in obiger Liste mit Hilfe von repräsentativen Standbildern des entsprechenden Videos einen visuellen Eindruck über die Ausführung der Tätigkeit in den drei Modi „konventionell“, „optimiert“ und „optimiert mit Kleinen Hilfsmitteln. In konventioneller Arbeitsweise (obere Reihe) beugt sich die Pflegeperson mit dem Rumpf zur Seite und greift an die linke Schulterregion des Patienten (obere Reihe, 2. Bild). Mit einer kräftigen ruckartigen Bewegung „wuchtet“ die Pflegeperson den Patienten in Richtung Bettkopfende (obere Reihe, Bilder 3–5). Die zweite Bildsequenz (mittlere Reihe) zeigt eine biomechanisch optimierte Arbeitsweise; die Pflegeperson positioniert ihren rechten Unterarm unter die linke Seite des Rumpfs des Patienten, sodass der Oberkörper des Patienten wie auf einem Schlitten gleitet. Zusätzlich positioniert die Pflegeperson ihren linken Unterarm an die (über dem Brustkorb) gekreuzten Arme des Patienten (mittlere Reihe, Bild 2), sodass die Kräfte effektiv übertragen werden können (mittlere Reihe, Bilder 3–5). Während der Tätigkeit unterstützt der Patient die Pflegeperson, indem er sich mit den Fersen abstößt.



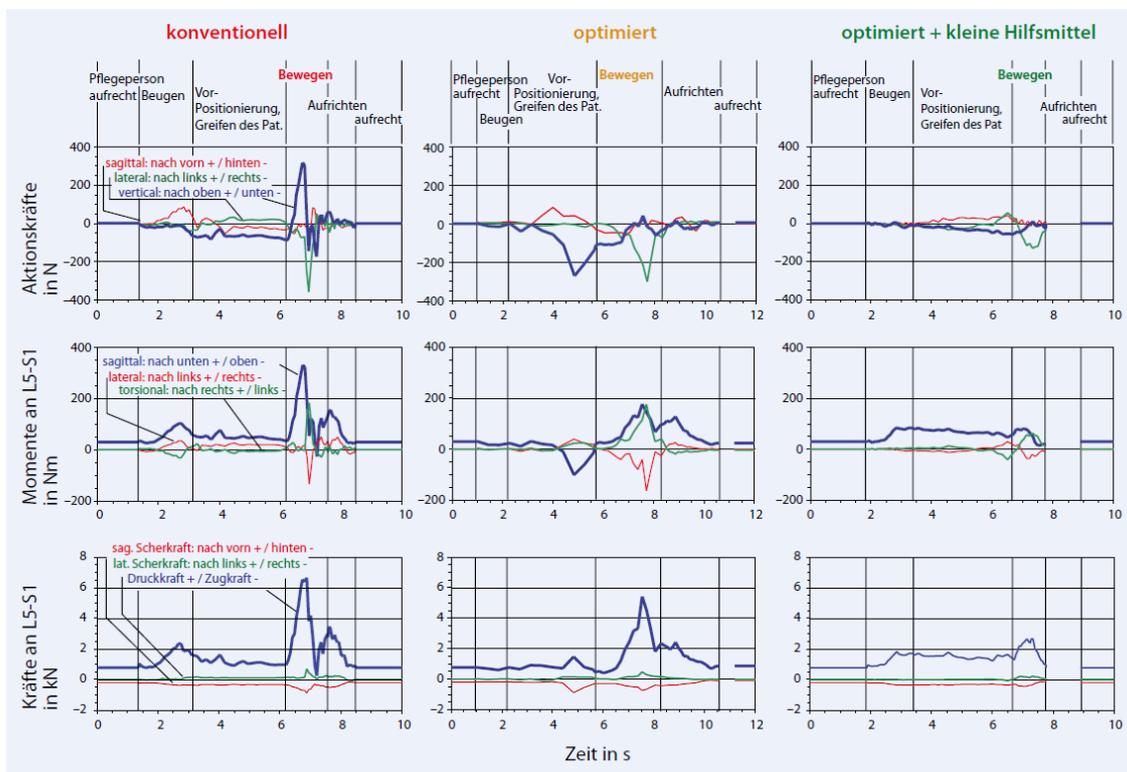
**Abbildung 3.3.7-2:** Höherlagern eines Patienten im Bett – Repräsentative Fotosequenzen dreier Ausführungsmodi einer exemplarischen Tätigkeit mit manuellem Bewegen eines Patienten. Beginnend in einer Referenzhaltung aufrecht stehend mit angehobenen Unterarmen, stellen das Beugen des Rumpfs nach vorn zum Patienten hin, Vorpositionierungen und das Fassen an den Patienten sowie das Durchführen des wesentlichen Bewegungsteils, d. h. das Bewegen des Patienten in Richtung Bettkopffende, typische Teilaufgaben der Pflegeperson dar (aus Jäger et al. 2014)

Die untere Bildreihe verdeutlicht den Einsatz Kleiner Hilfsmittel. Es wurde eine Gleitmatte unter den Rumpf des Patienten gelegt, um die Reibung zwischen Körper und Bettlaken auf der Matratze zu verringern. Zusätzlich wurde eine Anti-Rutsch-Matte unter die Füße des Patienten gelegt, um die Reibung zwischen Füßen und Matratze zu erhöhen, das Wegrutschen der Füße zu verhindern und somit eine Unterstützung durch den Patienten via Abstoßen mit den Füßen zu ermöglichen.

Abbildung 3.3.7-3 zeigt Zeitverläufe verschiedener Belastungsindikatoren der oben beschriebenen Tätigkeit. Die Zeitverläufe sind in sechs Phasen unterteilt: aufrecht stehend in der anfänglichen Referenz-Körperhaltung, nach vorn und/oder zur Seite gebeugt zum Patienten hin, Durchführung einiger Vorpositionierungen, die Haupttätigkeit „Bewegen des Patienten“, Wiederaufrichten des Oberkörpers und Veränderung der Körperhaltung in die finale aufrecht stehende Position. Die obere Reihe von Zeitverläufen repräsentiert die sagittalen, lateralen und vertikalen Komponenten der Aktionskräfte, die jeweils die Summe für beide Hände darstellen. Die mittlere Reihe zeigt die Momentenkomponenten bzgl. der lumbosakralen Bandscheibe der Pflegeperson und die untere Reihe die Komponenten der Reaktionskräfte an L5-S1. Neben der Kompressionskomponente sind die Scherkräfte in der Vorwärts-Rückwärts-Richtung (sagittal) und die zur Seite (lateral) eingezeichnet. Die höchsten Aktionskräfte an den Händen sowie Belastungsmomente und Reaktionskräfte an der Wirbelsäule werden in der Bewegungsphase generiert. Beim Bewegen des Patienten in konventioneller Arbeitsweise erreicht die Kompressionskomponente etwa 6,5 kN, die Scherkräfte annähernd 1 kN sagittal und 0,6 kN lateral.

Im Vergleich dazu wurden für fast alle Indikatoren bei optimierter Arbeitsweise – mit und ohne Anwendung Kleiner Hilfsmittel – geringere Werte erhoben.

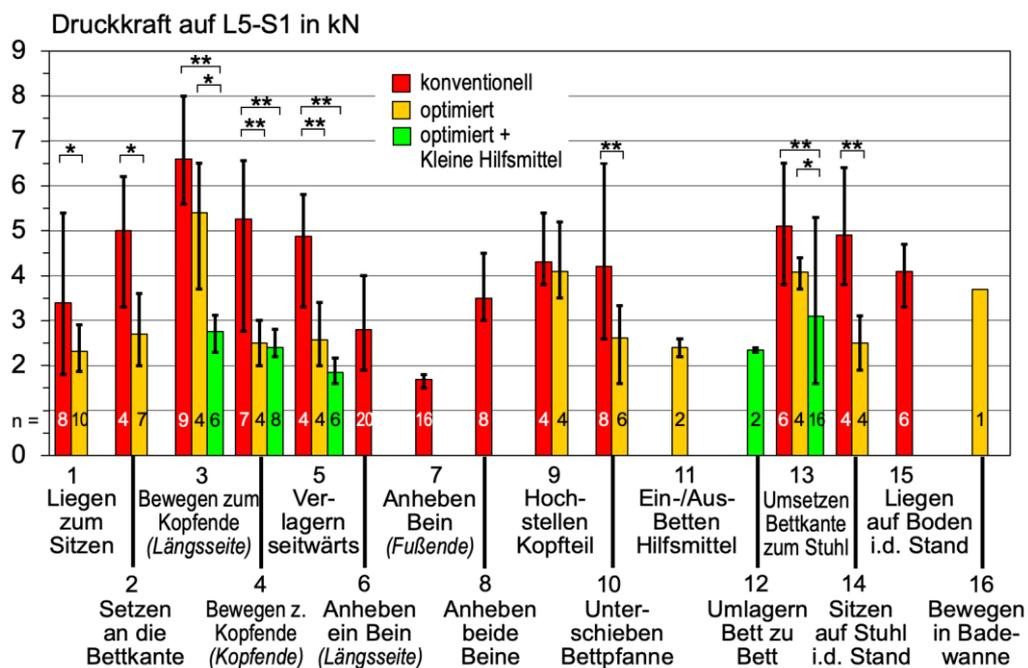
Eine Ergebnisübersicht von etwa 190 Aktionen zu 16 Tätigkeitsarten, wobei die Tätigkeiten in ein, zwei oder drei Arbeitsweisen durchgeführt wurden, sodass sich insgesamt 29 Aktionsgruppen ergaben, wird in Abbildung 3.3.7-4 dargestellt. Das Diagramm verdeutlicht, dass die Bandscheibenkompressionskräfte je nach durchgeführter Tätigkeit und Arbeitsweise sowie nach individueller Ausführung erheblich voneinander abweichen können. Bei konventioneller Ausführung der Tätigkeit variiert der gemittelte Spitzenwert zwischen etwa 2 kN beim Anheben eines Beines vom Bett-Fußende aus (Tätigkeit 7) und 6,5 kN beim Höherlagern eines liegenden Patienten in Richtung Bettkopfende mit der Pflegeperson an der Bettlängsseite agierend (Tätigkeit 3). Bei optimierter Arbeitsweise ohne Verwendung



**Abbildung 3.3.7-3:** Typische Zeitverläufe verschiedener Belastungsindikatoren einer exemplarischen Tätigkeit mit manuellem Bewegen eines Patienten: Höherlagern eines Patienten im Bett – Komponenten der ausgeübten Handkräfte während der Tätigkeit (obere Reihe), Komponenten der Momente in Bezug auf die lumbosakrale Bandscheibe (mittlere Reihe) und der Reaktionskräfte an L5-S1 (untere Reihe). Die Tätigkeit wurde in drei Arbeitsweisen ausgeführt: konventionell (links), optimiert (Mitte) und mit zusätzlicher Verwendung Kleiner Hilfsmittel (rechts) (aus Jäger et al. 2014)

Kleiner Hilfsmittel ergaben sich etwa 2,5–5,5 kN, und bei zusätzlicher Nutzung Kleiner Hilfsmittel liegen die durchschnittlichen Höchstwerte bei etwa 2–3 kN. Insgesamt treten die höchsten Spitzenwertmittel der 16 untersuchten Tätigkeitsarten für die konventionelle Arbeitsweise auf, niedrigere Werte für den optimierten Modus und die geringsten Durchschnittswerte bei der Verwendung Kleiner Hilfsmittel.

Die Belastung des Muskel-Skelett-Systems ist üblicherweise nicht symmetrisch zur Körpermittelebene (z.B. Verdrehen oder Beugen des Rumpfs zur Seite, ungleiche Krafterzeugung beider Arme oder Kraftkomponenten). Daher veranschaulichen andere Indikatoren als die Bandscheibenkompressionskraft die Ausprägung der Asymmetrie bei der Durchführung derartiger Tätigkeiten deutlicher. Die Ergebnisse zu den neun in verschiedenen Ausführungsmodi durchgeführten Tätigkeitsarten (a–i) sind mithilfe von drei Kenngrößen, d.h. die Momentenkomponenten zur Seitbeugung (Abszissen nach links) und Torsion (Abszissen nach rechts) in Bezug zur Kompressionskraft, die an den Ordinaten abgetragen ist, in Abbildung 3.3.7-5 dargestellt. Die Diagramme zeigen höhere Kompressionskräfte bei konventioneller Arbeitsweise (etwa 3,5–6,5 kN) als bei optimiertem Modus (etwa 2,5–5,5 kN) oder bei der Nutzung Kleiner Hilfsmittel (etwa 2–3 kN). Das entsprechende Verhalten des Seitbeugemoments (Säulen nach links) ist ähnlich, nämlich dass niedrigere Werte bei Anwendung Kleiner Hilfsmittel erreicht werden (etwa 15–50 Nm) als für die optimierte Arbeitsweise ohne Hilfsmittel (etwa 20–120 Nm), deren Werte wiederum niedriger sind als für den konventionellen Modus (etwa 40–110 Nm).

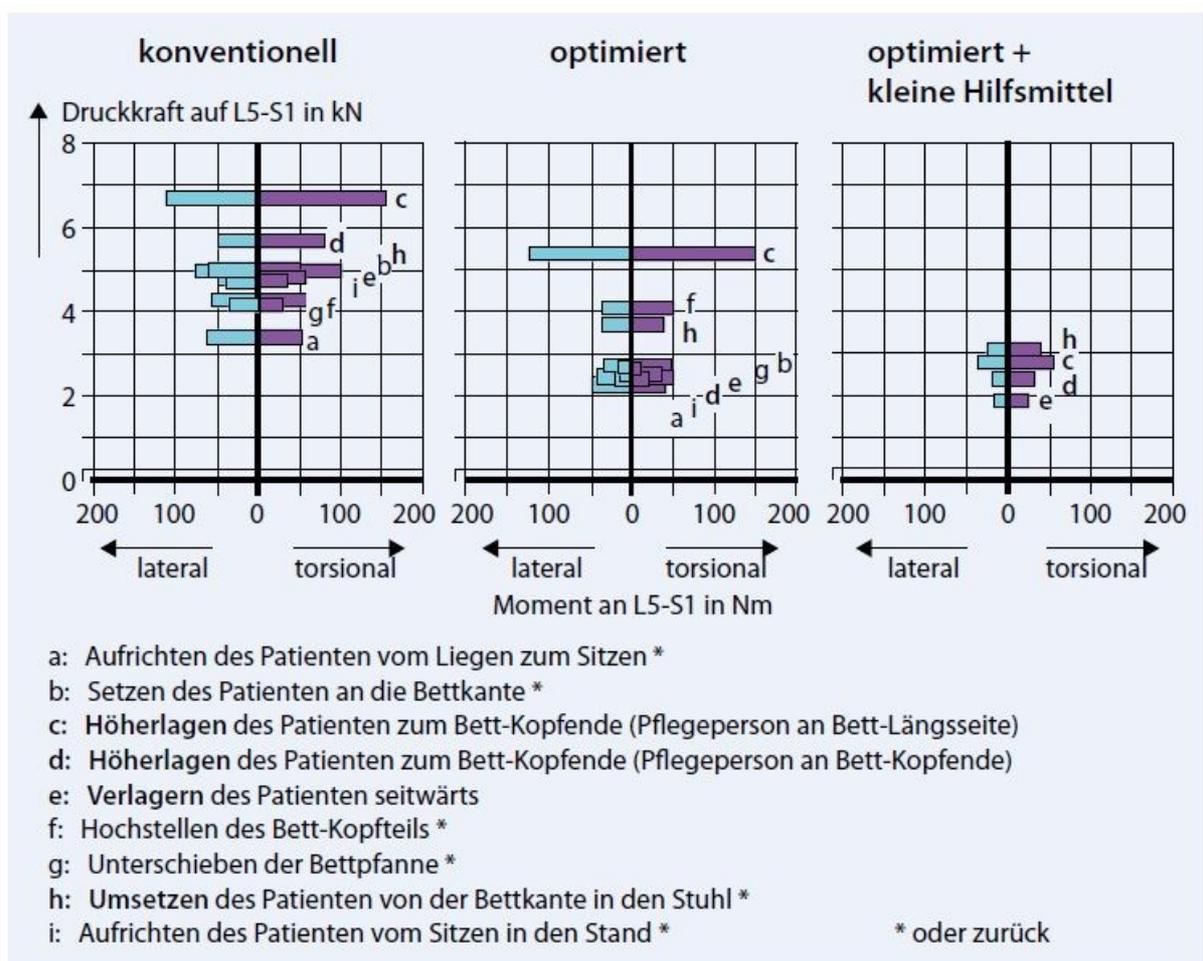


**Abbildung 3.3.7-4:** Typische Kenngröße der Lumbalbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten – Kompressionskraft auf die lumbosakrale Bandscheibe (aus dem entsprechenden Zeitablauf abgegriffener Spitzenwert) für insgesamt 192 Aktionen (16 Tätigkeitsarten, bis zu drei Ausführungsmodi, Säulen: gemittelte Spitzenwerte, vertikale Balken: Spannweiten, n: Anzahl der Ausführungen, Signifikanz entsprechend t-test: \*für  $p < 0,05$ , \*\*für  $p < 0,01$ ) (nach Jäger et al. 2016)

Die Torsionsmomente (Säulen nach rechts), erreichen die höchsten Durchschnittswerte bei konventionell durchgeführten Aktivitäten (etwa 30–160 Nm), etwas niedrigere für optimiert ausgeführte Tätigkeiten (etwa 10–150 Nm) und i.d.R. die niedrigsten Werte bei zusätzlicher Nutzung Kleiner Hilfsmittel. In einer ersten Einschätzung wird deutlich, dass die Momentenwerte mit zunehmender Kompressionskraft zunehmen: Die höchsten Werte von Seitbeuge- und Torsionsmoment sind mit den höchsten Kompressionskräften verbunden (linkes und mittleres Diagramm), und die niedrigsten Momente finden sich im unteren Wertebereich für Kompressionskräfte. Jedoch haben sich auch Ergebnisse gefunden, bei denen Tätigkeiten mit fast

identischen Kompressionskraftwerten mit deutlich unterschiedlichen, die Asymmetrie verdeutlichenden Momenten einhergehen. Dies verdeutlicht die Einschränkung, die die Beschreibung der Lumbalbelastung durch nur eine einzige Kenngröße beinhalten kann, insbesondere dann, wenn mit der Ausführung von Tätigkeiten ein hohes Maß an Asymmetrie in Körperhaltung, Bewegung oder Kraftaufwand einhergeht. Zur Wahrung der Übersichtlichkeit wurden die Spannweiten für die unterschiedlichen Tätigkeitsarten und Arbeitsweisen in Tabelle 3.3.7-2 eingetragen.

Zusammenfassend lässt sich für die präventionsorientierte Untersuchung folgern, dass die biomechanische Belastung der Lendenwirbelsäule durch manuelles Bewegen von Patienten nicht als unbedenklich angesehen werden sollte. Die lumbale Belastung kann hoch oder sogar zu hoch für das Pflegepersonal sein. Dieses wird zum Teil durch hohe Kräfte beim Positionieren eines Patienten im Bett oder durch Kraftausübung in einer ungünstigen Körperhaltung bewirkt.



**Abbildung 3.3.7-5:** Zusammenfassung der Lumbalbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten: Kompressionskraft (Ordinate) sowie Seitbeuge- und Torsionsmomente (linke oder rechte Abzisse), bezogen auf die lumbosakrale Bandscheibe (L5-S1), für neun Tätigkeitsarten des manuellen Bewegens von Patienten (c, d, e und h sind Aktivitäten, die mit zusätzlichen Hilfsmitteln durchgeführt wurden, und durch Fettdruck gekennzeichnet). Säulen gemittelte, aus den entsprechenden Zeitverläufen abgegriffene Spitzenwerte) und für bis zu drei Ausführungsmodi (aus Jäger et al. 2014).

Hohe Lumbalbelastungen werden in Form hoher Bandscheibenkompressionskräfte deutlich sowie auch in ausgeprägten asymmetrischen Belastungsanteilen wie Seitbeuge- und Torsionsmomenten. Diese Momentenkomponenten resultieren beispielsweise aus seitlichen Kraftausübungen beim Bewegen eines Patienten zur Seite oder aus beidseits verschiedenen Handkräften, wie sie beim Drehen eines Patienten vorkommen.

Die Studie bestätigt die vermuteten biomechanischen Vorteile von verbesserten Arbeitsweisen gegenüber konventionellen Ausführungen für mehrere Handhabungstätigkeiten im oder am Bett oder Stuhl. Darüber hinaus führt die Anwendung Kleiner Hilfsmittel wie Gleitmatte oder Rutschbrett zu einer weiteren Verringerung der Lumbalbelastung während der Durchführung derjenigen untersuchten Tätigkeiten, die mit der höchsten Wirbelsäulenbelastung verbunden sind, d.h. die Hypothese einer positiven Wirkung derartiger Hilfsmittel wurde durch experimentelle Befunde bestätigt. In Zusammenfassung gilt, dass Empfehlungen zur Anwendung biomechanisch optimierter Arbeitsweisen, ergänzt durch Kleine Hilfsmittel, begründet sind und dass diese Präventionsmaßnahmen zur Verringerung der biomechanischen Wirbelsäulenbelastung der Pflegeperson sinnvoll sind, um infolgedessen die notwendige Reduzierung des lumbalen Überlastungsrisikos für Beschäftigte in Berufen des Gesundheitswesens zu erreichen.

**Tabelle 3.3.7-2:** Übersicht der Lumbalbelastungswerte beim manuellen Bewegen von Patienten – Mittelwerte und Spannweiten der drei Kenngrößen für neun Tätigkeitsarten und drei Ausführungsmodi (aus Jäger et al. 2014)

Lumbalbelastung Tätigkeit		Mittelwert (Bereich) bezogen auf L5-S1								
		Druckkraft in kN			Lateralmoment in Nm			Torsionsmoment in Nm		
		konventionell	optimiert	optimiert + Kleine Hilfsmittel	konventionell	optimiert	optimiert + Kleine Hilfsmittel	konventionell	optimiert	optimiert + Kleine Hilfsmittel
a	Aufrichten vom Liegen zum Sitzen	3,4 (1,8–5,4)	2,3 (1,9–2,9)	n. a.	63 (21–99)	47 (12–82)	n. a.	51 (30–90)	42 (23–62)	n. a.
b	Setzen an die Bettkante	5,0 (3,3–6,2)	2,7 (2,0–3,6)	n. a.	76 (40–105)	34 (23–50)	n. a.	102 (73–160)	48 (40–65)	n. a.
c	Höherlagern zum Bettkopfende mit Pflegeperson an Bettlängsseite	6,7 (5,6–8,0)	5,4 (3,7–6,5)	2,8 (2,3–3,2)	111 (31–268)	124 (41–192)	37 (15–54)	156 (117–253)	154 (106–223)	55 (42–62)
d	Höherlagern zum Bettkopfende mit Pflegeperson an Bettkopfende	5,7 (2,8–8,9)	2,5 (2,0–3,0)	2,4 (2,2–2,8)	50 (19–134)	43 (33–55)	18 (8–35)	77 (20–184)	50 (12–65)	34 (12–61)
e	Verlagern seitwärts	4,9 (3,3–5,8)	2,6 (2,0–3,4)	1,9 (1,6–2,2)	49 (33–78)	17 (10–23)	15 (7–27)	55 (40–67)	36 (28–48)	25 (16–39)
f	Hochstellen des Bettkopfteils	4,3 (3,8–5,4)	4,1 (3,5–5,2)	n. a.	56 (25–78)	36 (25–46)	n. a.	58 (27–73)	50 (33–70)	n. a.
g	Unterschieben der Bettpfanne	4,2 (2,6–6,5)	2,6 (1,6–3,3)	n. a.	36 (21–47)	18 (12–23)	n. a.	32 (15–46)	11 (9–14)	n. a.
h	Umsetzen von Bettkante zum Stuhl	5,1 (3,8–6,5)	3,7 (2,3–4,4)	3,1 (1,6–5,3)	59 (31–105)	37 (25–48)	24 (8–36)	51 (22–84)	40 (15–56)	38 (19–56)
i	Aufrichten vom Sitzen in den Stand	4,9 (3,8–6,4)	2,5 (1,9–3,1)	n. a.	40 (30–56)	20 (15–24)	n. a.	36 (31–38)	21 (18–25)	n. a.

### 3.3.7.3 Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von XXL-Patienten

Die bislang geschilderten Untersuchungen zur Wirbelsäulenbelastung des Pflegepersonals beim manuellen Bewegen von Patienten beziehen sich auf „normalgewichtige“ Personen; jedoch aufgrund des Trends, dass die Allgemeinbevölkerung mit der Zeit größer und – somit auch bei Normalgewicht – immer schwerer geworden ist, sind in der Kranken- und Altenpflege immer häufiger auch Schwergewichtige zu bewegen. BGW und IfADo führten daher spezifische, eher exemplarische Laboruntersuchungen mit Personen ab 90 bis 150 Kilogramm Körpergewicht durch, um insbesondere den Gewichtseinfluss auf die Wirbelsäulenbelastung zu erfassen und ggf. angemessene Präventionsmaßnahmen zur Verringerung der Belastung des Pflegepersonals abzuleiten.

Dazu wurden Tätigkeiten ausgewählt, für die eine biomechanische Bewertung der Wirbelsäulenbelastung als sinnvoll angesehen wurde: Tätigkeiten, bei denen einerseits eine relevante Belastung des Pflegepersonals erwartet wird, die andererseits aber bei den Laboruntersuchungen von einer einzelnen Pflegeperson noch ausgeführt werden können, ohne offensichtliche biomechanische Überlastungen zu provozieren. Dies waren:

- Drehen des Patienten auf die Seite (zur Pflegeperson hin / weg)
- Setzen des Patienten an die Bettkante (Hin- / Rückweg)
- Bewegen des Patienten in Richtung Kopfende des Bettes

Diese Tätigkeiten wurden durch zwei Pflegepersonen unterschiedlichen Gewichts und unterschiedlicher Größe (Konstitution) durchgeführt (Pflegeperson 1 = 160 cm / ca. 65 kg, „weniger kräftig“; Pflegeperson 2 = 180 cm / ca. 100 kg, „kräftig“). Die Patientengewichte variierten in den Stufen ca. 90 kg, 110 kg, 130 kg und 150 kg. Der Aktivitätsgrad des Patienten wurde in „eher aktiv“ und „eher passiv“ klassiert, d.h. weder komatöse noch völlig eigenständige Patienten wurden einbezogen. Die Art der Ausführung der Tätigkeit wurde in die Klassen „konventionell“, „optimiert“ und „optimiert mit Kleinen Hilfsmitteln“ eingeteilt. Zusätzlich wurden, punktuell, der Körperbau des Patienten (groß, schlank vs. klein, rund) und die Durchführung der Transfers durch 2 Pflegepersonen gleichzeitig berücksichtigt. Nicht alle der im Untersuchungsdesign vorgesehenen Bedingungen konnten bei den Messungen realisiert werden, beispielsweise eine Nichtausführbarkeit der Tätigkeit aufgrund zu geringer Kräfte der Pflegeperson (Patient zu schwer oder zu voluminös), aber auch die Selbsteinschätzung der Pflegepersonen, die sich den Transfer einiger Patienten nicht ohne das Risiko einer Gesundheitsgefährdung zutrauten, spielte eine Rolle. Zudem wurden aus „Fürsorgepflicht“ der Untersucher einige Tätigkeiten nicht durchgeführt. Abbildung 3.3.7-6 gibt einen Überblick über die Untersuchungsbedingungen, bei denen Daten erhoben wurden: Die „eher kräftigere“ Person wird repräsentiert durch blaue Dreiecke und die „weniger kräftige“ Person durch rosa Dreiecke. Graue Felder bzw. Dreiecke stehen für Tätigkeiten, die nicht ausführbar waren oder, wenn sie durch ein „A“ gekennzeichnet sind, abgebrochen werden mussten.

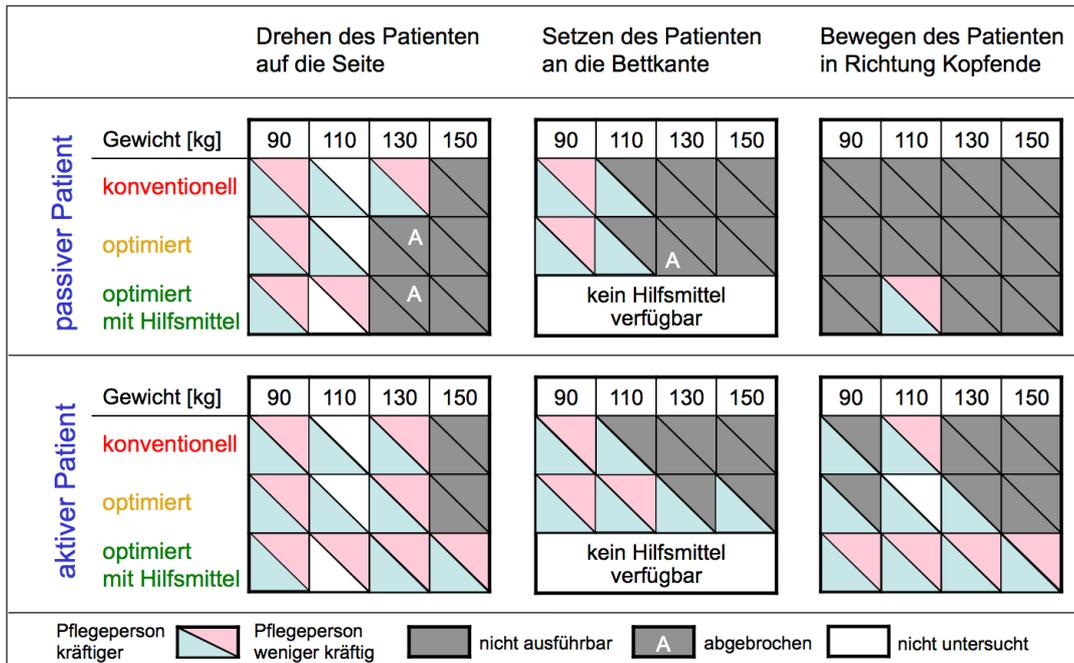


Abbildung 3.3.7-6: Spektrum der in die Untersuchung eingegangenen Ausführungsbedingungen der ausgewählten Transfertätigkeiten (aus Jordan et al. 2010)

Weißer Felder repräsentieren nicht-untersuchte Bedingungen. Insgesamt lässt das Diagramm die Schlussfolgerungen zu, dass je belastender eine Transfertätigkeit aufgrund der von der Pflegeperson aufzubringenden Kräfte ist, je weniger rückengerecht die Tätigkeit durchgeführt wird (konventionell), je passiver der Patient ist und je höher das Patientengewicht ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Tätigkeit nicht mehr durchgeführt werden kann.

Im Folgenden werden ausgewählte Ergebnisse der durchgeführten Studie dargestellt. Abbildung 3.3.7-7 zeigt am Beispiel der Tätigkeit „Drehen des Patienten auf die Seite“ Ergebnisse zur Abhängigkeit des Patientengewichts auf die Wirbelsäulenbelastung.

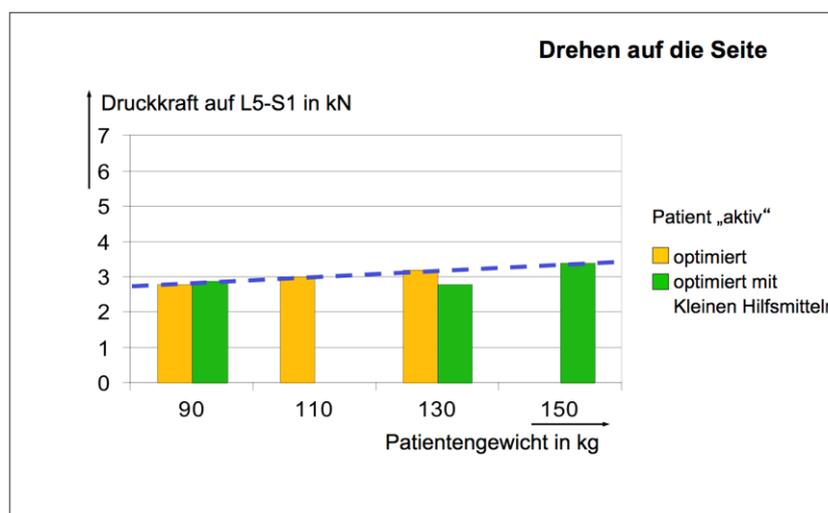
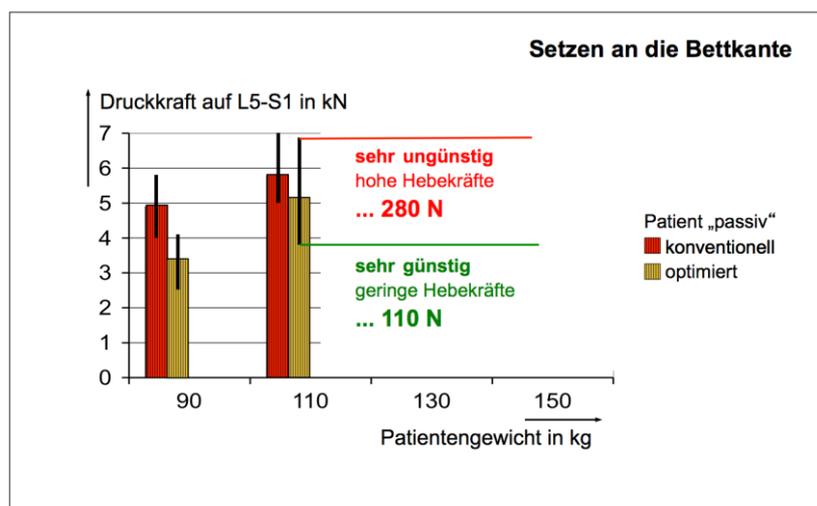


Abbildung 3.3.7-7: Darstellung des Zusammenhangs zwischen der Lendenwirbelsäulenbelastung einer Pflegeperson, gekennzeichnet durch die Druckkraft auf L5-S1, und dem Patientengewicht (aus Jordan et al. 2010)

Dargestellt ist die Lendenwirbelsäulenbelastung anhand der „Druckkraft auf L5-S1“ über dem Patientengewicht in kg. Die Tätigkeit wurde mit einem aktiven Patienten optimiert bzw. optimiert mit Kleinen Hilfsmitteln durchgeführt. Optimiert konnte die Tätigkeit lediglich mit Patienten der Gewichtsklassen 90, 110 und 130 kg durchgeführt werden. Die Druckkraft steigt über die Gewichtsklassen von etwa 2,8 kN auf 3,1 kN an. Deutlicher wird dieser Effekt bei der Durchführung mit kleinen Hilfsmitteln. Berücksichtigt wurden die Gewichtsklassen 90, 130 und 150 kg, die Druckkraft steigt von 2,9 kN auf 3,4 kN an.

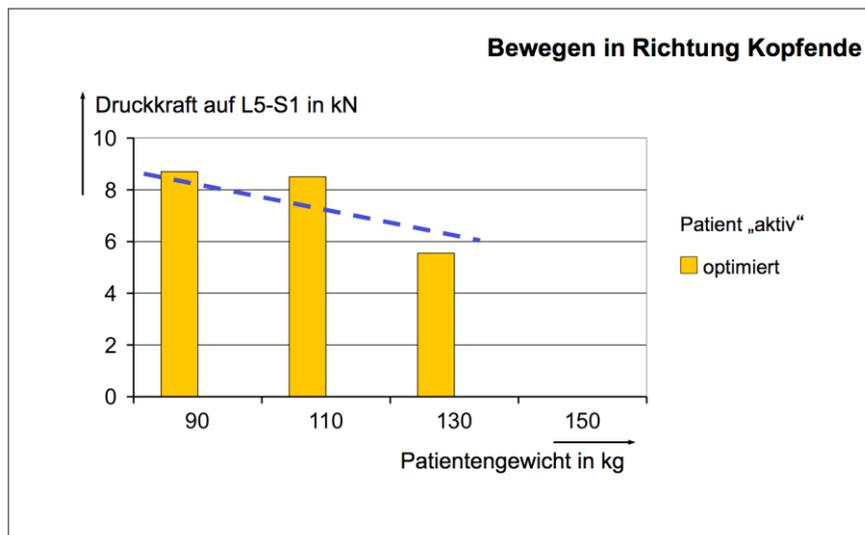
Eine weitere Bestätigung des Zusammenhangs zwischen Wirbelsäulenbelastung und Patientengewicht verdeutlicht Abbildung 3.3.7-8. Dargestellt sind die Ergebnisse der Analyse der Tätigkeit „Setzen des Patienten an die Bettkante“. Mit einem passiven Patienten wurde der Transfer in den Gewichtsklassen 90 kg und 110 kg durchgeführt. Bei der konventionellen Ausführung betrug die Bandscheibendruckkraft im Mittel 4,9 kN bei den Patienten mit 90 kg Körpergewicht und 5,8 kN bei 110 kg. Wurde die Tätigkeit optimiert durchgeführt, waren die Belastungen wie erwartet geringer, wiesen aber auch eine Erhöhung vom „leichteren“ Patienten (90 kg) von 3,3 kN zum „schwereren“ Patienten (110 kg) auf 5,2 kN auf. Der Transfer eines aktiven Patienten ergab für die konventionelle Durchführung eine Druckkraft von 3,9 bzw. 4,2 kN bei den Patientengewichten 90 kg und 110 kg. Eine optimiert ausgeführte Transfertätigkeit erlaubte neben den bisher behandelten Gewichtsklassen zusätzliche Messungen mit einem Patienten von 130 kg. Die Belastungszunahme mit steigendem Patientengewicht wurde bestätigt. Die Bandscheibendruckkraft betrug beim 90-kg-Patienten etwa 2,9 kN, bei 110 kg 4 kN und bei 130 kg 8,2 kN. Der 150-kg-Patient führte die Bewegungen beim Setzen an die Bettkante selbstständig und nahezu ohne Hilfe der Pflegeperson durch. Aus diesem Grund wurden diese Messungen in der weiteren Datenanalyse nicht berücksichtigt.

In einem anderen Beispiel wird gezeigt, dass auch die optimierte Durchführung der Tätigkeit „Setzen des Patienten an die Bettkante“ zu hohen und weniger hohen Belastungen der Wirbelsäule führen kann. Im ungünstigen Fall treten Druckkraftwerte von ca. 7 kN auf, in einem sehr günstigen Fall reduzieren sie sich fast auf die Hälfte zu ca. 3,8 kN (Abb. 3.3.7-8). Ursache dafür sind unterschiedlich hohe Hebekräfte; im gezeigten Beispiel beträgt die Hebekraft bei der ungünstigen Ausführung 280 N, bei der günstigen lediglich 110 N. Dies lässt den Schluss zu, die Hebeanteile beim Transfer eines Patienten möglichst gering zu halten und die vorhandene Aktivität des Patienten zu nutzen und ihn zu führen statt zu heben.

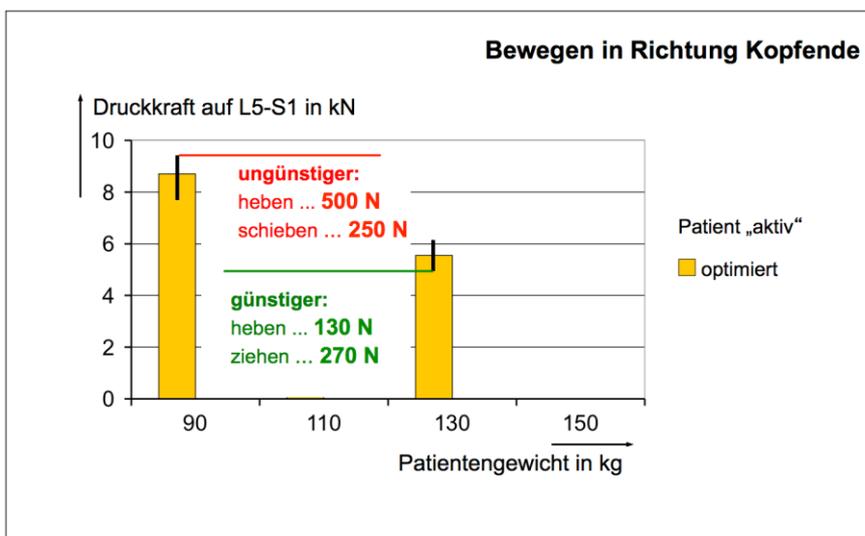


**Abbildung 3.3.7-8:** Paarvergleich: Biomechanische Erklärung für die unterschiedlich hohen Wirbelsäulenbelastungen beim optimierten Setzen des Patienten an die Bettkante (aus Jordan et al. 2010)

Ein eher unerwartetes Ergebnis zeigt sich bei der Untersuchung der Tätigkeit „Bewegen des Patienten in Richtung Kopfende des Bettes“, die optimiert mit einem eher aktiven Patienten durchgeführt wurde. Der Transfer erfolgte in den Patientengewichtsklassen 90 kg, 110 kg und 130 kg (Abb. 3.3.7-9). Die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 liegt in den Gewichtsklassen 90 kg und 110 kg bei etwa 8½ kN, in der Klasse 130 kg jedoch bei etwa 5½ kN. Im Gegensatz zu den bisher vorgestellten Beispielen steigt die Wirbelsäulenbelastung der Pflegepersonen somit nicht mit zunehmendem Patientengewicht an. Dies lässt sich, wie in Abbildung 3.3.7-10 verdeutlicht, mit der Art der Durchführung erklären:



**Abbildung 3.3.7-9:** „Unerwartetes“ Ergebnis bei der Verteilung der Belastungskenngröße „Druckkraft auf L5-S1“ über die Klassen des Patientengewichts (aus Jordan et al. 2010)



**Abbildung 3.3.7-10:** Paarvergleich: Biomechanische Erklärung für die unterschiedlich hohen Wirbelsäulenbelastungen beim optimierten Bewegen des Patienten in Richtung Kopfende des Bettes (aus Jordan et al. 2010)

Das Bewegen eines Patienten mit einem Körpergewicht von 90 kg resultierte wegen einer sehr ungünstigen Ausführung der Tätigkeit in einer Bandscheibendruckkraft von fast  $9\frac{1}{2}$  kN, dem Extrem der höchsten Belastung. Der Hebeanteil bei der Transfertätigkeit war mit 500 N sehr hoch; zusätzlich wurde eine „Schiebekraft“ von 250 N eingesetzt. Der 130-kg-Patient wurde in dem Extrem der niedrigsten Belastung auf eine wesentlich günstigere Art bewegt: Die aufgebrauchte Hebekraft betrug trotz des höheren Patientengewichts mit 130 N lediglich etwa ein Viertel der Hebekraft bei einem leichteren Patienten. Weiterhin wurde der Patient nicht geschoben, sondern durch den Einsatz des eigenen Körpergewichts von der Pflegeperson mit einer Kraft von 270 N „gezogen“. Ziehen verhindert gemeinhin ein „Eingraben“ des Patienten in die Matratze, was beim Schieben nur durch hohe Hebekräfte verhindert werden kann.

Insgesamt ist das manuelle Bewegen schwergewichtiger Menschen aus biomechanischer Sicht bezüglich der Wirbelsäulenbelastung „grenzwertig“, daher ist insbesondere der Einsatz von Technischen Hilfsmitteln, z.B. von Liftern, angeraten. Ein risikoarmer manueller Transfer ist allenfalls bei mithelfenden Patienten für geschultes Personal möglich, zudem sind sogenannte Kleine Hilfsmitteln wie Gleitmatten oder Rutschbrett anzuwenden. In Hinsicht auf mögliche personenbezogene Präventionsmaßnahmen wird deutlich, dass beim Bewegen schwergewichtiger Patienten eine biomechanisch angemessene, „rückenschonende“ Arbeitsweise für das Pflegepersonal noch stärker zu empfehlen ist als beim Bewegen von eher normalgewichtigen Patienten.

#### 3.3.7.4 Wirbelsäulenbelastung und Umsetzung in die Praxis

Die Ergebnisse der vorgestellten Untersuchungen zum manuellen Bewegen von Personen im Pflegebereich wurden in nationalen und internationalen Normenwerken berücksichtigt (ISO/TR 12296, CEN ISO TR 12296; DIN SPEC 3320; Hignett et al. 2014). Durch die Angaben in der Tabelle von Abb. 3.3.7-11 soll eine Hilfestellung dahingehend gegeben werden, mit einem einfachen Mittel die biomechanische Belastung und das Überlastungsrisiko für den unteren Rücken rasch einschätzen sowie entsprechende Gestaltungsmaßnahmen ableiten zu können.

Weitere Informationen zu Zielen, Methoden, zusätzlichen Ergebnissen sowie der Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchungen zum manuellen Bewegen von Personen im Bereich der Pflege und zu der Einbindung in die Normung stellt die Ursprungs- bzw. Ziel zur Verfügung.

Patient-handling activity	Lumbar load [mean (range)] Lumbosacral compressive force in kN			Risk zone <i>yellow, green</i> : The specified task conditions represent "minimal demands", i.e. the biomechanical overload risk can be lowered in case of more advantageous conditions.
	conventional	optimized	optimized + small aids	
Raising a patient from lying to sitting in bed or vice versa	3.4 (1.8 - 5.4)	2.3 (2.0 - 2.5)	n.a.	<b>red</b> in all cases except yellow or green condition <b>yellow</b> optimized technique + part. co-op. pat. <b>green</b> fully co-op. pat.
Elevating a patient from lying to sitting at the bed's edge or vice versa	5.0 (3.3 - 6.2)	2.7 (2.0 - 3.6)	n.a.	<b>red</b> in all cases except yellow condition <b>yellow</b> optimized technique + part. co-op. pat.
Moving a patient towards the bed's head (CG at bed's longside)	6.9 (5.6 - 8.1)	5.4 (3.7 - 6.5)	2.8 (2.3 - 3.2)	<b>red</b> in all cases except yellow condition <b>yellow</b> using small aids + fully co-op. pat.
Moving a patient towards the bed's head (CG at bed's head)	5.7 (2.8 - 8.9)	2.5 (2.0 - 3.0)	2.4 (2.2 - 2.8)	<b>red</b> in all cases except yellow condition <b>yellow</b> optimized technique <u>or</u> using small aids <u>or</u> fully co-op. pat.
Moving a patient in the bed sideways	4.9 (3.3 - 5.8)	2.6 (2.0 - 3.4)	1.9 (1.6 - 2.2)	<b>red</b> in all cases except yellow or green condition <b>yellow</b> optimized technique + part. co-op. pat. <b>green</b> using small aids + part. co-op. pat.
Lifting a leg of a lying patient or vice versa (CG at bed's longside)	2.8 (1.9 - 4.0)	n.a.	n.a.	<b>yellow</b> in all cases except green condition <b>green</b> CG at bed's foot (see below)
Lifting a leg of a lying patient or vice versa (CG at bed's foot)	1.8 (1.8 - 1.8)	n.a.	n.a.	<b>yellow</b> CG at bed's longside (see above) <b>green</b> in all cases except yellow condition
Lifting both legs of a lying patient or vice versa	3.5 (3.0 - 4.5)	n.a.	n.a.	<b>yellow</b> in all cases except green condition <b>green</b> presumed for CG at bed's foot
Inclining the bed's head with the patient lying in the bed or vice versa	4.3 (3.8 - 5.4)	4.1 (3.5 - 5.2)	n.a.	<b>red</b> in all cases except yellow condition <b>yellow</b> inclining: optimized technique + fully co-op. pat.; lowering: no further demands
Shoving a bedpan or vice versa	4.2 (2.6 - 6.5)	3.3 (3.3 - 3.3)	n.a.	<b>red</b> inadequate transfer technique <b>yellow</b> in all cases except red condition
Placing small aids or vice versa	n.a.	2.4 (2.2 - 2.6)	n.a.	<b>red</b> presumed for totally non co-operating patients <b>yellow</b> optimized technique + part. co-op. pat.
Transferring a patient from bed to bed	n.a.	n.a.	2.4 (2.3 - 2.4)	<b>red</b> presumed for totally non co-operating patients <b>yellow</b> using small aids + part. co-op. pat.
Placing a patient from sitting at bed's edge in a chair or vice versa	5.1 (3.8 - 6.5)	3.7 (2.3 - 4.4)	3.1 (1.6 - 5.3)	<b>red</b> in all cases except yellow and green condition <b>yellow</b> opt. tech. <u>or</u> small aids (exc. inadequate use) <b>green</b> small aids + fully co-op. pat. with max. 70 kg
Raising a patient from sitting to upright standing position or vice versa	4.9 (3.8 - 6.4)	2.5 (1.9 - 3.1)	n.a.	<b>red</b> in all cases except yellow condition <b>yellow</b> raising: optimized technique + fully co-op. pat.; lowering: fully co-op. pat. with max. 70 kg
Raising a patient from lying on the floor to standing position	4.1 (3.3 - 4.7)	n.a.	n.a.	<b>red</b> all cases except yellow condition <b>yellow</b> fully co-op. pat.
<b>Key:</b> CG: caregiver n.a.: not applicable or not analyzed  fully co-op. pat.: fully co-operating patient part. co-op. pat.: partially co-operating patient without co-operation: The handling of totally non co-operating patients was not studied explicitly, however, a high risk may be presumed in many cases.		<b>Risk zone and level</b> <b>red</b> high: risk unacceptable <b>yellow</b> medium: risk eventually acceptable under improved circumstances <b>green</b> low: risk acceptable		

**Abbildung 3.3.7-11: Belastung der Lendenwirbelsäule beim Bewegen von Patienten und Kategorisierung des biomechanischen Überlastungsrisikos – Spitzenwerte der Kompressionskraft am Lenden-Kreuzbein-Übergang (Mittelwert und Spannweite) für insgesamt 167 Vorgänge (15 Tätigkeiten, bis zu 3 Ausführungsmodi) sowie Klassifikation auf Basis des 3-Zonen-Modells, begleitet von Skizzierungen der jeweiligen Tätigkeitsbedingungen (aus ISO/TR 12296, 2012).**

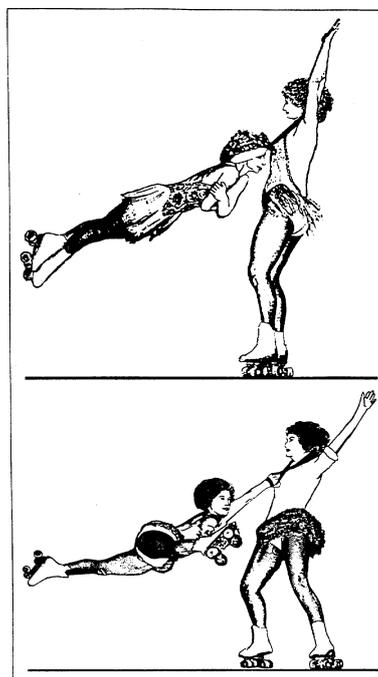
## Literatur

- BGW, Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (1995) BGW-Belastungskataster BK 2108, Stand 10/1995 (unveröff. Manuskript). Mainz
- CEN, European Committee for Standardization (2013) Ergonomics – Manual handling of people in the healthcare sector. CEN ISO/TR 12296:2013
- DIN, Deutsches Institut für Normung (2013) Ergonomie – Manuelles Bewegen von Personen im Bereich der Pflege. DIN CEN ISO/TR 12296:2013 DIN SPEC 3320
- Hartung E, Schäfer K, Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Kuhn S, Paul R, Francks HP (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. *Arbeitsmed. Sozialmed Umweltmed* 34:112-122
- Hignett S, Fray M, Battevi N, Occhipinti E, Menoni O, Tamminen-Peter L, Waaijer E, Knibbe H, Jäger M (2014) International consensus on manual handling of people in the healthcare sector: Technical report ISO/TR 12296. *Int J Industr Ergon* 44: 191-195
- ISO/TR 12296, International Organization for Standardization (2012) Ergonomics – Manual handling of people in the healthcare sector
- Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Schäfer K, Hartung E, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 34:101-111
- Jäger M, Luttmann A, Göllner R, Laurig W (2000) Der Dortmunder – Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: Radandt S, Grieshaber R, Schneider H (Hrsg.) *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen – 6. Erfurter Tage*, S. 105-124. Monade-Verlag, Leipzig
- Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A (2003) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 3: Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pflegetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 1: Entwicklung und exemplarische Anwendung der Methodik. Aachen: Shaker
- Jäger M, Theilmeier A, Jordan C, Luttmann A (2005) wie zuvor, Teil 2: Belastungskennwerte von sicher gefährdenden Tätigkeiten im Sinne der Berufskrankheit 2108. Aachen: Shaker
- Jäger M, Theilmeier A, Jordan C, Luttmann A (2008) wie zuvor, Teil 3: Biomechanische Beurteilung von Tätigkeiten im Gesundheitsdienst hinsichtlich der Möglichkeiten zur Prävention von Gefährdungen der Wirbelsäule. Aachen: Shaker
- Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Wortmann N, Kuhn S, Nienhaus A, Luttmann A (2014) Analyse der Lumbalbelastung beim manuellen Bewegen von Patienten zur Prävention biomechanischer Überlastungen von Beschäftigten im Gesundheitswesen. *Zbl Arbeitsmed* 64:98-112
- Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A, Jäger M (2010) Biomechanische Bewertung der Belastung der Lendenwirbelsäule von Pflegepersonen beim Bewegen von schwergewichtigen Patienten. *Wiss. Schlussbericht*. Dortmund: *IfADo*
- Kuhn, S., Baumann, W, Lang, R, Wortmann N (2001) MDD-Pflege – Vorläufige Dosisberechnung (Gesundheitsdienst). In: Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (Hrsg.), Hamburg
- Theilmeier A, Jordan C, Wortmann N, Kuhn, S, Nienhaus A, Luttmann A, Jäger M (2006) Belastung der Lendenwirbelsäule von Pflegepersonen bei Patiententransfers – Kennwerte zur Nutzung in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. *Zbl Arbeitsmed* 56:228-251

### 3.3.8 Wirbelsäulenbelastung bei beruflicher Akrobatik

Berufliche Tätigkeiten, die durch langjähriges Heben und Tragen und Ziehen und Schieben schwerer Lasten mit starken Belastungen der Wirbelsäule verbunden sind, können zu bandscheibenbedingten Erkrankungen der Wirbelsäule führen. Dies gilt auch für verschiedene Formen der professionellen Ausübung von Leistungssport. Die vorliegende Untersuchung wurde durch eine entsprechende Frage in einem Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 initiiert.

Im vorliegenden Fall wird die Wirbelsäulenbelastung einer weiblichen Halteperson („Untermann“) eines Duos von Rollschuhschleuderakrobaten untersucht. Ihre Aufgabe bestand darin, eine Partnerin (Flugperson bzw. „Obermann“) bei kreisender bzw. durch kreisende Rollschuhfahrt anzuheben und zu „schleudern“. Die Koppelung zwischen den Personen erfolgte über Arme und Hände oder über ein Band um den Nacken oder an den Zähnen (Abb. 3.3.8-1).

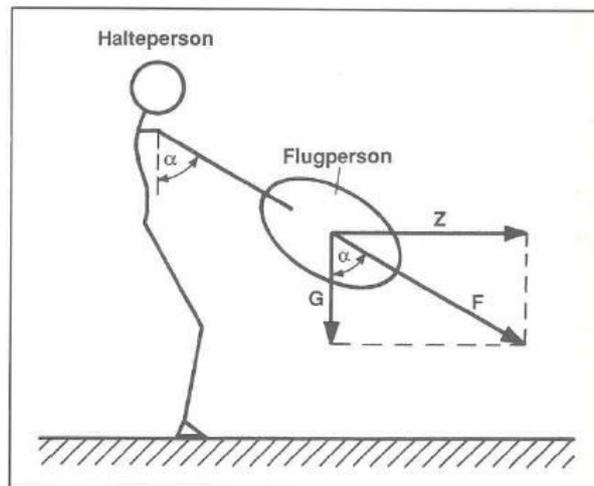


**Abbildung 3.3.8-1:** Typische Situation in der Rollschuhschleuderakrobatik (aus Dupuis et al. 1996)

Für die Untersuchung wurde ein Körpergewicht von 60 kg und eine Körpergröße von 1,66 m für die Halteperson und ein Körpergewicht von 40 bis 60 kg für die Flugperson angenommen. Zur Ermittlung der Belastung wurde das dreidimensional dynamische biomechanische Modell *Der Dortmunder* verwendet, mit dem durch Eingabe der Körperhaltung und der auf den Körper einwirkenden Kräfte („äußere Kräfte“) Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung berechnet werden können. Die Körperhaltung konnte den Videoaufnahmen entnommen werden. Die Kräfte ließen sich aufgrund folgender Annahmen abschätzen (Abb. 3.3.8-2): Wenn sich beide Personen während ihrer Vorführung in einer gleichmäßigen Rotation befinden, überträgt die Flugperson aufgrund fehlenden Bodenkontakts keine Kräfte mehr auf den Boden. Die Halteperson hält ihre Partnerin an den Händen, der Schwerpunkt der Flugperson befindet sich in der Verlängerung der „Armachse“. Die Richtung der in der Sagittalebene schräg gerichteten Kraft  $F$  wird durch den Armhebungswinkel  $\alpha$  bestimmt, d.h. die Armelevation wird hier als Maß für die

Lage des Schwerpunktes der Flugperson relativ zum Schultergelenk der Halteperson verwendet. Der Betrag der äußeren Kraft  $F$  ergibt sich aus der Masse der Flugperson und dem Winkel  $\alpha$  mit der folgenden Beziehung:

$$F = G / \cos \alpha \quad (\text{Körpergewicht } G = m * g \text{ mit } g = \text{Erdbeschleunigung})$$



**Abbildung 3.3.8-2:** Kräfte und Winkel bei typischen Schleuderbewegungen (aus Dupuis et al. 1996)

Zur Beschreibung der Halswirbelsäulenbelastung bei der Kopplung von Halte- und Flugperson am Hals oder über die Zähne können die Kräfte, die direkt auf den Hals aufgebracht werden, genutzt werden. Sie sind identisch mit den oben ermittelten Kräften, werden jedoch nicht als Eingangsgröße für das biomechanische Modell verwendet.

Tabelle 3.3.8-1 zeigt die direkt auf die Halswirbelsäule der Halteperson aufgebrauchten „äußeren Kräfte“. Ein Vergleich der Werte der jeweils horizontalen Zeilen verdeutlicht, dass bei einer Armelevation von  $30^\circ$  die äußere Kraft durch die bei der Rotation entstehenden Fliehkräfte nur etwa um ein Sechstel größer sind als die Kraft durch das Körpergewicht, jedoch eine maximale Armhebung von  $80^\circ$  zu einer fünf- bis sechsmal so großen äußeren Kraft relativ zur Flugperson führt.

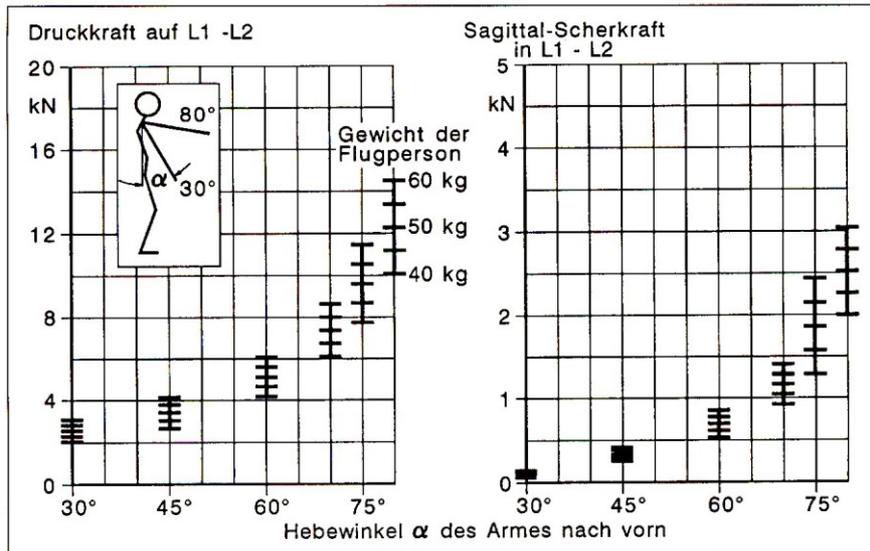
**Tabelle 3.3.8-1:** Auf den Körper der Halteperson über die Arme eingeleitete, durch schleuderakrobatische Übungen der Flugperson bewirkte „äußere Kräfte“, die z.B. auch als Maß für die direkt auf die Halswirbelsäule wirkenden Kräfte gelten (aus Dupuis et al. 1996)

Flugperson Gewicht G [N]*)	„äußere Kräfte“ F [kN] bei Schräglage $\alpha$ der Flugperson					
	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$70^\circ$	$75^\circ$	$80^\circ$
392	0,45	0,55	0,78	1,15	1,52	2,25
441	0,51	0,62	0,88	1,29	1,71	2,54
491	0,57	0,69	0,98	1,43	1,89	2,82
540	0,62	0,76	1,08	1,58	2,08	3,11
589	0,68	0,83	1,18	1,72	2,27	3,39

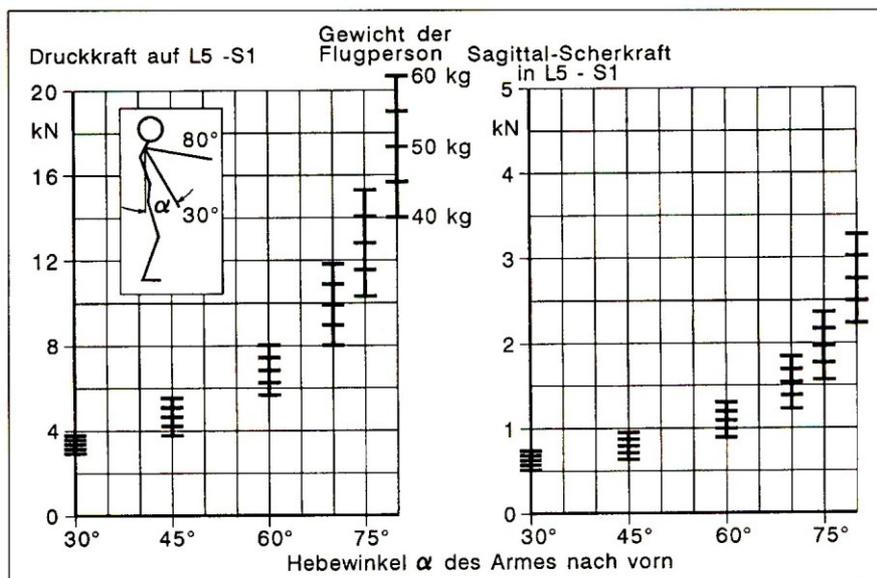
\*) Gewichtskraft  $G = 9,8 \text{ N}$  entspricht einer Masse  $m = 1 \text{ kg}$

## Belastung der Lendenwirbelsäule

Die in Tabelle 3.3.8-1 aufgeführten Kräfte wurden zur Berechnung verschiedener Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung in das biomechanische Modell *Der Dortmunder* eingegeben. Ermittelt wurden Druck- und Scherkräfte auf die Bandscheiben L1-L2 und L5-S1. Wie in den Abbildungen 3.3.8-3 und 3.3.8-4 deutlich erkennbar, hängen sowohl Druck- als auch Scherkräfte an beiden Bandscheiben von der Armelevation (Hebewinkel  $\alpha$ ) und dem Gewicht der Flugperson ab (je größer der Winkel, desto höher die Belastung). Die Druck- und Scherkräfte sind an der Bandscheibe L5-S1 jeweils höher als an der Bandscheibe L1-L2 (siehe Tab. 3.3.8-2).



**Abbildung 3.3.8-3:** Druck- und Scherkräfte an der Bandscheibe L1-L2 in Abhängigkeit vom Hebewinkel  $\alpha$  der Arme und vom Gewicht der Flugperson (aus Dupuis et al. 1996)



**Abbildung 3.3.8-4:** Druck- und Scherkräfte an der Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit vom Hebewinkel  $\alpha$  der Arme und vom Gewicht der Flugperson (aus Dupuis et al. 1996)

**Tabelle 3.3.8-2:** Kräftebereiche an den lumbalen Bandscheiben der Halteperson bei unterschiedlicher Armelevation und verschiedenem Körpergewicht der Flugperson (aus Dupuis et al. 1996)

Band-scheibe	Kompres-sionskräfte [kN]	Scherkräfte [kN]
L5-S1	2,7-20,9	0,53-3,3
L1-L2	2,1-14,6	0,08-3,1

Der Einfluss der Rumpfnieigung nach vorn bzw. nach hinten (Flexion / Extension) auf die Bandscheibenbelastung wurde für verschiedene Armelevationen (60° / 75°) ebenfalls ge-prüft. Während Scherkräfte nur geringfügig beeinflusst werden, steigen die Druckkräfte mit nach vorn zunehmender Rumpfnieigung an (Tabelle 3.3.8-3).

**Tabelle 3.3.8-3:** Einfluss verschiedener Rumpfnieigungen nach vorn (+) und hinten (-) auf die Kräfte an der lumbosakralen Bandscheibe der Halteperson bei einer Armelevation von 60° und 75° sowie bei verschiedenem Körpergewicht der Flugperson (40 kg bis 60 kg) (aus Dupuis et al. 1996)

Rumpfnieigung	Kompressionskräfte [kN] bei		Scherkräfte [kN] bei	
	$\alpha = 60^\circ$	$\alpha = 75^\circ$	$\alpha = 60^\circ$	$\alpha = 75^\circ$
-20°	3,6-5,3	8,1-12,2	0,9-1,3	1,6-2,4
-10°	4,7-6,9	9,6-14,2	0,9-1,3	1,6-2,3
0°	5,6-8,1	10,5-15,4	0,9-1,3	1,6-2,3
+ 10°	6,1-8,7	10,7-15,6	1,0-1,3	1,6-2,3
+ 20°	6,4-8,9	10,5-15,7	1,0-1,4	1,6-2,2

Neben der Rumpfnieigung wurde ebenfalls der Einfluss des Kraftangriffspunkts (Hals, Zähne, Arme) auf die Belastung der Bandscheibe L5-S1 bestimmt. Belastungsindikatoren waren wieder die Kompressionskräfte und die Scherkräfte. Die Ergebnisse in Tabelle 3.3.8-4 zeigen einen Anstieg der Kompressionskräfte vom Angriffspunkt Arme über Hals bis zu den Zähnen, während die Scherkräfte kaum beeinflusst werden.

**Tabelle 3.3.8-4:** Einfluss verschiedener Kraftangriffspunkte auf die Kräfte an der lumbosakralen Bandscheibe der Halteperson bei einer Armelevation von 60° und 75° sowie bei verschiedenem Körpergewicht der Flugperson (40 kg bis 60 kg) (aus Dupuis et al. 1996)

Kraftangriffs-punkt	Kompressionskräfte [kN] bei		Scherkräfte [kN] bei	
	$\alpha = 60^\circ$	$\alpha = 75^\circ$	$\alpha = 60^\circ$	$\alpha = 75^\circ$
Hals	4,8-7,1	10,7-16,0	0,9-1,3	1,6-2,3
Zähne	5,9-8,9	13,2-19,8	0,9-1,3	1,6-2,4
Arme	3,6-5,3	8,1-12,2	0,9-1,3	1,6-2,4

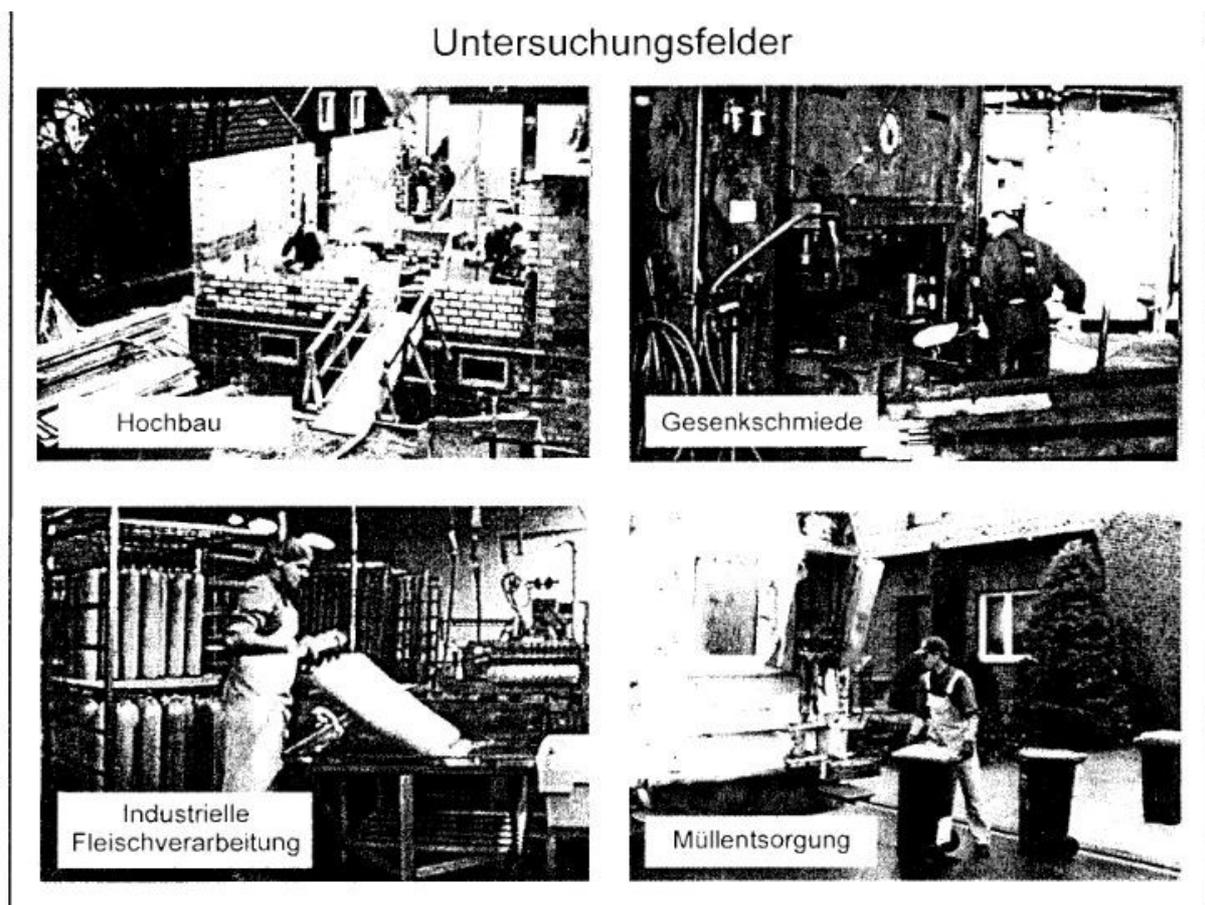
Weitere Informationen zu Zielen, Methoden sowie zur Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchung einschließlich Wertung für Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung.

## Literatur

Dupuis H, Hartung E, Jäger M (1996) Belastung und Beanspruchung der Wirbelsäule durch Rollschuh-schleuderakrobatik – Anwendung einer biomechanischen Analysenmethodik auf einen BK-Fall. Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin 31: 475-480

### 3.3.9 Schichtmonitoring der Wirbelsäulenbelastung in vier Berufsfeldern

In der hier beschriebenen Untersuchung wurden Belastungserhebungen über ganze Arbeitsschichten in den Berufsfeldern „Hochbau“, „Gesenschmiede“, „Industrielle Fleischverarbeitung“ und „Müllentsorgung“ durchgeführt. Diese Analysen hatten das vorrangige Ziel, die Belastung der Wirbelsäule nicht nur für ausgewählte, als potentiell kritisch angesehene einzelne Situationen zu bestimmen, sondern aus dem ganzschichtigen Monitoring der Lumbalbelastung geeignete Maße zur quantitativen Beschreibung der kumulativen Belastung und des korrespondierenden biomechanischen Überlastungsrisikos abzuleiten. In der sogenannten *Dortmunder Lumbalbelastungsstudie (DOLLY)* wurden je Feld die Tätigkeiten von zwei Arbeitspersonen während ihrer Schicht mit Ausnahme von Abwesenheit oder Pausen untersucht (Abb. 3.3.9-1).



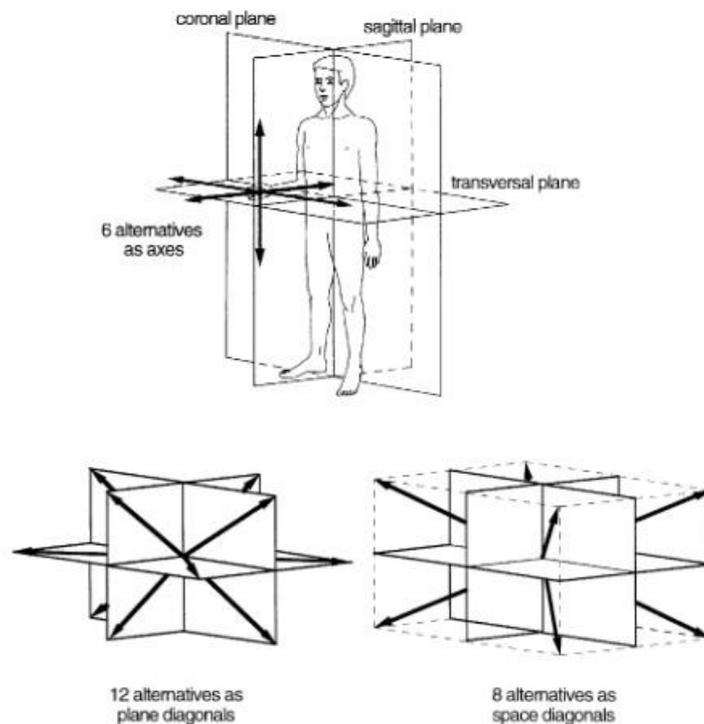
**Abbildung 3.3.9-1:** Untersuchungsfelder, für die die auftretenden Körperhaltungen, die ausgeübten Aktionskräfte und die resultierenden Belastungen der Wirbelsäule ermittelt wurden (aus Jäger et al. 1999a)

Im Bereich des Hochbaus wurden im Wesentlichen Maurertätigkeiten untersucht, bei der Gesenkschmiede ging es um die Herstellung von Pleueln für PKW-Motoren. In der Fleischverarbeitung wurden unterschiedlich große Würste bewegt und insbesondere in Gestelle („Räucherwagen“) gehängt oder in Schneidemaschinen eingelegt. Bei der Müllentsorgung wurde hauptsächlich das Entleeren der Müllbehälter analysiert.

a

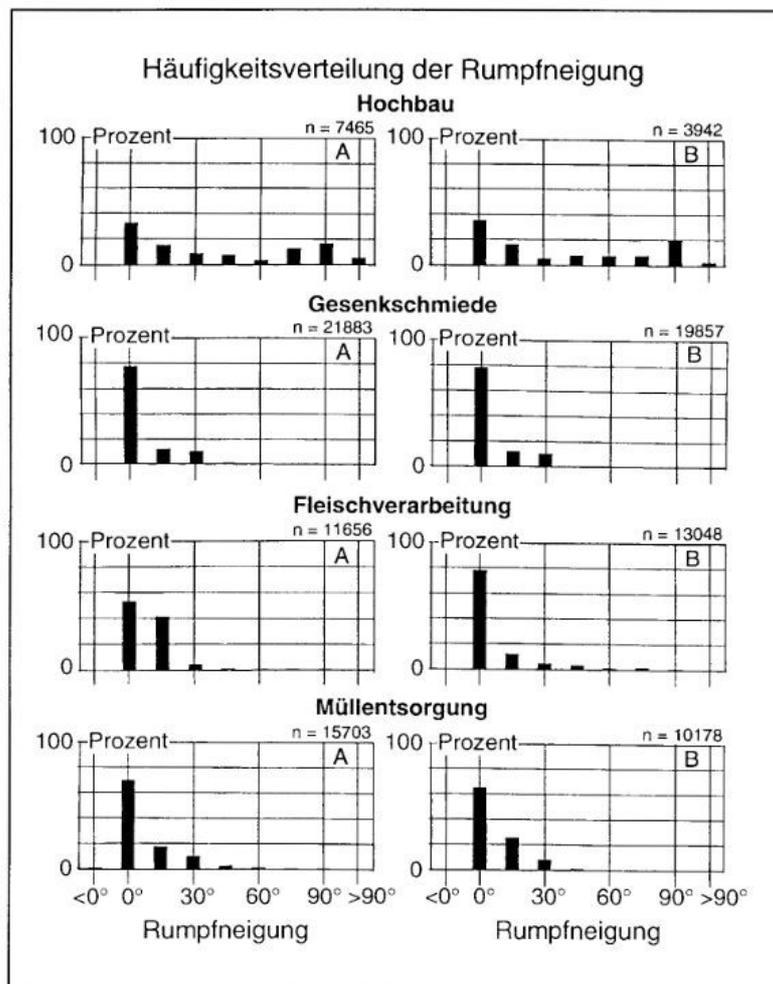
digit	topic	explanation	expressions
<b>posture description</b>			
1	trunk inclination	sagittal pelvic tilt incl. spinal flexion	9
2	spinal curvature	sagittal plane	4
3	trunk's lateral flexion	lateral spine flexion and lateral tilt of shoulder axis	3
4	trunk torsion	spinal torsion and shoulder axis rotation	3
5	left arm	lateral view of upper-and-forearm configuration	10
6		position in space	8
7	right arm	lateral view of upper-and-forearm configuration	10
8		position in space	8
9	head position	in relation to trunk's longitudinal axis	4
10	legs	configuration of feet, shanks and thighs	10
<b>action-force description</b>			
11	left-arm action force	sagittal-plane component	8
12		coronal-plane component	8
13	right-arm action force	sagittal-plane component	8
14		coronal-plane component	8
15	load handling type	uni- / bi-manual, 2 objects etc.	4
16-18	left action force	amplitude: 3 digits in N	-
19-21	right action force	amplitude: 3 digits in N	-

b



**Abbildung 3.3.9-2:** Körperhaltungs- und Kraftcodierung zur klassierten Beschreibung von Körpersegment-Positionen und Aktionskräften an den Händen für jede Arbeitssituation während einer Schicht: (a) Erklärung der Items des 21-stelligen Codes, (b) Illustration der Ebenen der Aktionskräfte (aus Jäger et al. 2000)

Die Ermittlung der Belastungen der Wirbelsäule erfolgte durch biomechanische Simulationsrechnungen mit dem dreidimensional-dynamischen Modell *Der Dortmunder*, mit dem mechanische Kenngrößen wie Kompressions- und Scherkräfte sowie Beuge- und Torsionsmomente berechnet werden können. Die Berechnungen erfordern Kenntnisse (Daten) über die Körperhaltung der betreffenden Person und über die bei einer Tätigkeit ausgeübten Aktionskräfte. Bei dieser sehr aufwendigen Untersuchung erfolgte die Dokumentierung der Körperhaltung und der Aktionskräfte nachträglich im Labor durch sequentielle Auswertung sämtlicher im Video festgehaltener Belastungssituationen. Die Situationen wurden mit Hilfe eines mehrstelligen Codes gekennzeichnet, der Information über die Zeit, die jeweilige Stellung eines Körperteils im Raum und den Kräften an den Händen lieferte (Abb. 3.3.9-2a). Dieser sogenannte Körperhaltungs- und Kraftcode (21-stellig) beschreibt die Körpersegmentstellungen (10 Codepositionen) und die ausgeübten Aktionskräfte nach Richtung und Betrag (11 Codepositionen). Dies geschieht in Relation zu anatomischen Ebenen oder Achsen (Abb. 3.3.9-2b). Entsprechend der zeitlichen Zuordnung der Arbeitssituationen ergab sich auf diese Weise eine Folge von bis zu 20 tsd. „Codewörtern“, die eine gesamte Schicht bezüglich Körperhaltungen und Aktionskräften beschreibt. Die Codefolgen ermöglichten eine nachfolgende, automatisierte Nutzung der Daten für biomechanische Modellrechnungen zur Bestimmung der Lumbalbelastung.



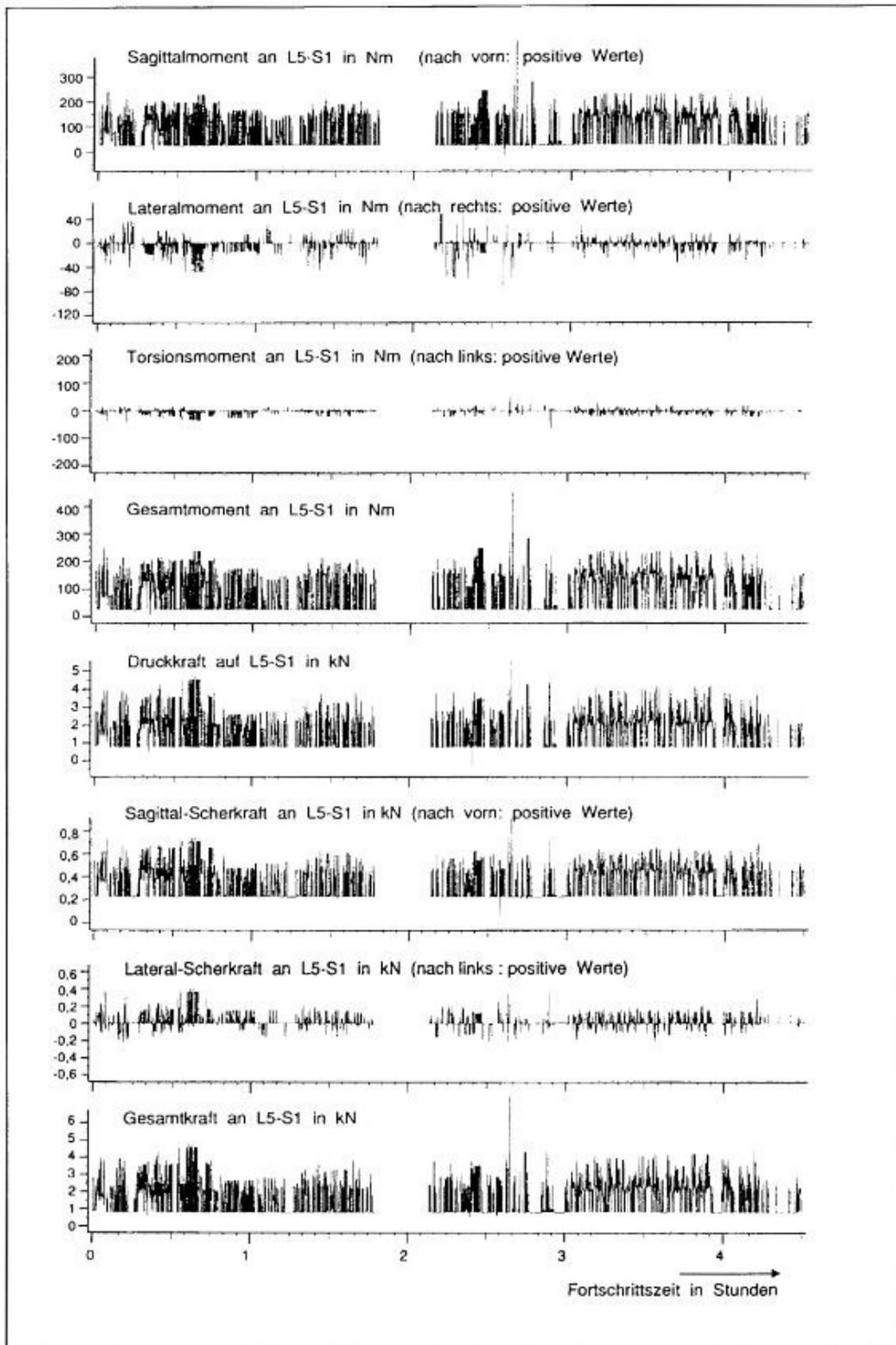
**Abbildung 3.3.9-3:** Häufigkeitsverteilungen der Rumpfneigung für jeweils 2 Schichten (A/B) aus 4 Untersuchungsfeldern (aus Jäger et al. 1999a)

Ein Beispiel für eine Auswertung der Körperhaltungsdaten auf Basis der Codierungen zeigt Abbildung 3.3.9-3. Dargestellt sind die Häufigkeitsverteilungen der Rumpfneigung aller untersuchten Schichten in einer Klassierung mit 15°-Schritten. Auffällig ist der Unterschied der Verteilung des Hochbaus zu den übrigen Feldern; es zeigt sich hier, dass alle Klassen belegt sind. Dies resultiert daraus, dass beim Mauern die Arbeitshöhe mit dem Arbeitsfortschritt variiert und sich demzufolge auch die Rumpfneigung ändert. Zudem ist der Verlauf zweigipflig mit Maxima bei 0° und 90°. Bei den anderen Feldern sind nur die ersten Klassen der Verteilung belegt und es gibt nur ein Maximum. Das lässt sich darauf zurückführen, dass die Arbeitshöhen in diesen Feldern durch das Arbeiten an oder mit Maschinen wenig veränderlich sind.

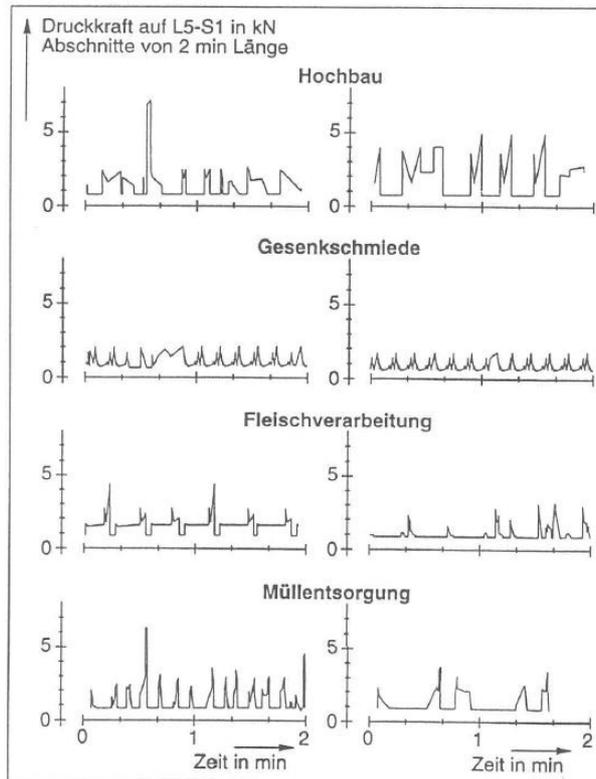
Abbildung 3.3.9-4 zeigt exemplarisch die Zeitverläufe von 8 Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung für etwa eine halbe Schicht im Feld Hochbau. Diese in großen Teilen kontinuierlichen Verläufe wurden erstellt, indem die Kenngrößen für jede Arbeitssituation berechnet und miteinander verbunden wurden. Die längere Unterbrechung nach etwa 2 Stunden entspricht einer (Frühstücks-)Pause. Die ersten 4 Spuren repräsentieren Momentenverläufe und die unteren 4 Spuren Kraftverläufe bzgl. der lumbosakralen Bandscheibe. Aufgrund der stark variierenden Bedingungen beim Mauern ergeben sich stark spitzenbehaftete Werte für alle 8 Kenngrößen. Die dargestellten Kräfte nehmen mit Ausnahme der seitlichen Scherkraft aufgrund der gewählten Koordinatendefinition überwiegend positive Werte an. Dies ist auf die Gewichtskräfte von Oberkörper und Last zurückzuführen, die somit Druckkräfte und Scherkräfte nach vorn repräsentieren. Im Vergleich dazu sind die Seitbeuge- und Torsionsmomente im Allgemeinen bilateral ausgeprägt, da Körperseitwendungen oder -verdrehungen gemeinhin zu beiden Seiten hin auftreten. Ebenso ist erkennbar, dass nicht alle Kenngrößen der mechanischen Belastung der Wirbelsäule eine Basislinie mit dem Wert 0 aufweisen. Das liegt daran, dass auch im aufrechten Stand und ohne Last Kräfte über die Elemente der Wirbelsäule übertragen werden. Diese Kräfte resultieren aus dem Eigengewicht der jeweils über der Bandscheibe liegenden Körpersegmente.

Zur Verdeutlichung der zeitlichen Belastungsvariation zeigt Abbildung 3.3.9-5 in einer „Lupenfunktion“ je einen 2-minütigen Ausschnitt aller 8 untersuchten Schichten. Die Struktur der Verläufe liefert eindeutige Hinweise auf die Variabilität der verschiedenen Tätigkeiten: so sind beispielsweise die Tätigkeiten beim Hochbau und der Müllentsorgung eher unterschiedlich und vielfältig und die Tätigkeiten in der Gesenkschmiede und der Fleischverarbeitung – entsprechend der stationären Arbeitsplätzen mit eher konstanten Bedingungen – stärker gleichförmig und repetitiv.

In einer Übersicht sind in Tabelle 3.3.9-1 zusammenfassende Ergebnisse aus den jeweils zwei untersuchten Schichten (A / B) zusammengestellt. Aufgeführt sind Mittelwert, 90. Perzentil, Maximalwert, Standardabweichung und maximaler Absolutwert. Die höchsten Mittelwerte für die Druckkraft auf L5-S1 ergaben sich bei dem Hochbau und der Fleischverarbeitung, die niedrigsten bei der Gesenkschmiede. Das lag an dem vergleichsweise geringen Lastgewicht, auch wenn die Lastobjekte (Pleuel) mittels Schmiedezange und somit an zusätzlichem Hebel gehandhabt wurden. Kompressionsspitzen von bis zu 7 kN wurden ebenfalls beim Hochbau und der Müllentsorgung gefunden.



**Abbildung 3.3.9-4:** Zeitlicher Verlauf von 8 Kenngrößen der Belastung der Lendenwirbelsäule während etwa einer halben Schicht bei Tätigkeiten im Hochbau (aus Jäger et al. 1999a)

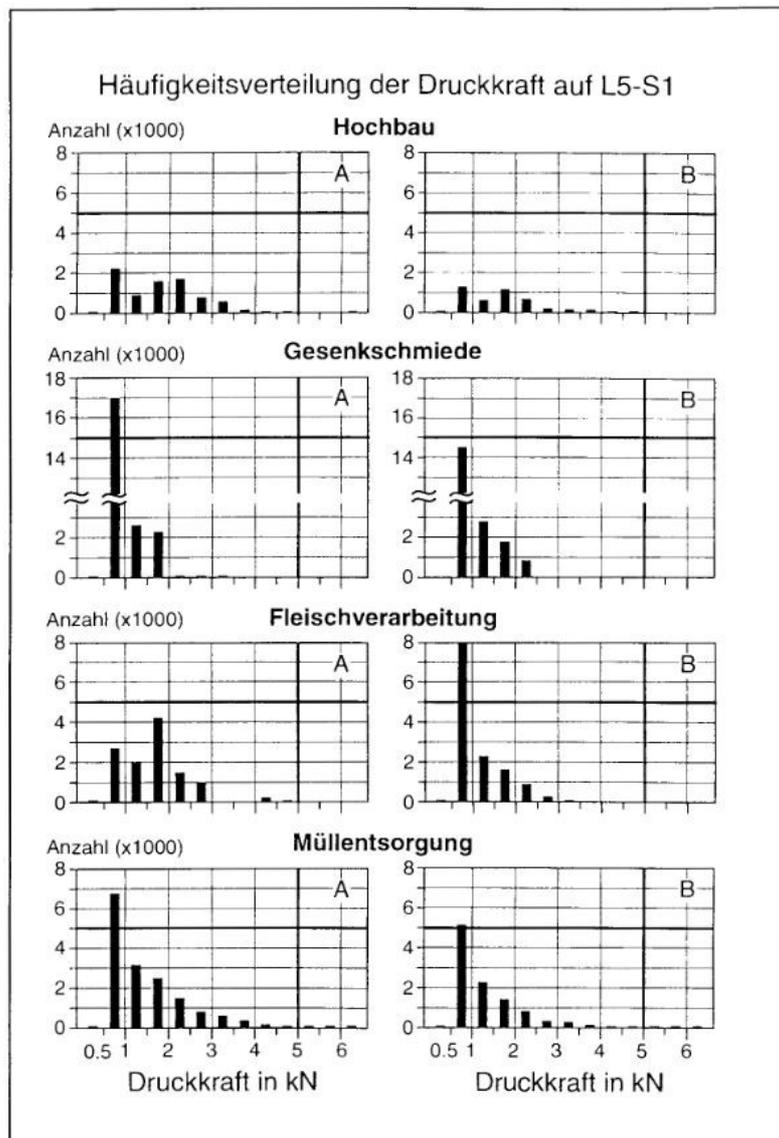


**Abbildung 3.3.9-5:** Typische Ausschnitte aus den 8 Schichtverläufen der lumbosakralen Kompressionkraft aus Untersuchungen der Belastung der Wirbelsäule bei den 4 Tätigkeitsfeldern (aus Jäger et al. 1999b)

**Tabelle 3.3.9-1:** Statistische Kennwerte für Indikatoren der Belastung der Lendenwirbelsäule (Druck- und Scherkräfte an L5-S1) für jeweils 2 Schichten (A / B) aus 4 Untersuchungsfeldern; Erläuterungen: Mittelwert (MW), 90. Perzentil (P90), Maximalwert (Max), Standardabweichung (SD), maximaler Absolutwert |Max| (aus Jäger et al. 1999a)

Untersuchungs- feld	Anzahl codierter Schicht Situations	Expositions- dauer in h	Druckkraft in kN			Sagittal-Scherkraft in kN			Lateral-Scherkraft in kN			
			MW	P90	Max	MW	P90	Max	MW	SD	IMaxl	
Hoch- bau	A	7465	5,6	1,7	2,9	7,3	0,35	0,52	1,09	0,02	0,06	1,04
	B	3942	3,2	1,6	2,5	4,9	0,31	0,44	0,76	0,01	0,07	0,59
Gesenk- schmiede	A	21883	3,4	0,8	1,6	4,7	0,16	0,26	0,58	0,01	0,02	0,45
	B	19857	3,1	1,0	1,7	2,9	0,18	0,30	0,51	0	0,02	0,23
Fleisch- verarbeitung	A	11656	6,9	1,6	2,6	5,4	0,34	0,46	0,83	0	0,04	0,64
	B	13048	5,4	1,1	2,0	3,9	0,26	0,38	0,66	-0,01	0,03	0,26
Müll- entsorgung	A	15703	5,5	1,4	2,6	7,1	0,29	0,43	1,35	-0,01	0,06	0,52
	B	10178	4,8	1,3	2,2	7,6	0,27	0,39	1,13	-0,01	0,05	0,48

Ergänzend sind in Abbildung 3.3.9-6 Häufigkeitsverteilungen der Druckkräfte der untersuchten Schichten mit einer Klassenbreite von 0,5 kN dargestellt. Verteilungen mit relativ hohen Druckkräften über 5 kN finden sich bei Hochbau und Müllentsorgung und bei Schicht A der Fleischverarbeitung. Die häufig auftretenden Werte in den Klassen 0,5 und 1 kN sind dadurch erklärbar, dass sehr viele Arbeitssituationen in einer Körperhaltung mit aufrechtem Oberkörper durchgeführt wurden, gegebenenfalls überlagert durch ein Halten oder Bewegen von kleinen, leichten Lasten.

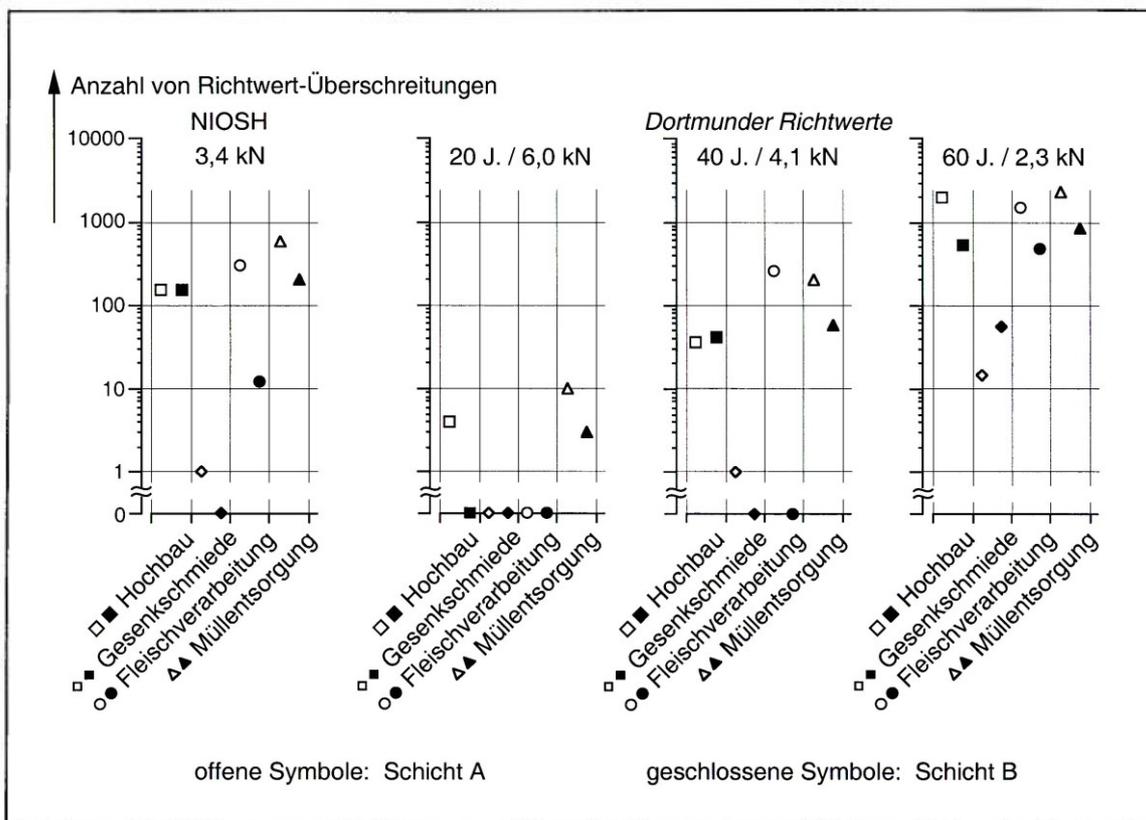


**Abbildung 3.3.9-6:** Häufigkeitsverteilungen der Druckkraft auf die unterste Bandscheibe der Wirbelsäule (L5-S1) für jeweils 2 Schichten (A / B) aus 4 Untersuchungsfeldern (aus Jäger et al. 1999a)

Aufgrund des Erhebungsansatzes eines ganzschichtigen Monitorings der Lumbalbelastung wird im Folgenden auch auf die Vorgehensweise für eine angemessene Bewertung der Ergebnisse eingegangen. Zur Beurteilung der untersuchten Tätigkeiten hinsichtlich der Belastung der Wirbelsäule mit Bezug auf das potentielle Überlastungsrisiko wird in der Literatur – auf der Basis der Festigkeit von isolierten Wirbelsäulensegmenten – ein Richtwert für die Kompressionskraft auf die lumbosakrale Bandscheibe vorgeschlagen: 3,4 kN nach NIOSH (1981) festgelegt. In Analogie zu NIOSH wurden im (seinerzeitigen) Institut für Arbeitsphysiologie auf

einer wesentlich umfassenderen Datenbasis die alters- und geschlechtsabhängigen „*Dortmunder Richtwerte*“ zur maximalen Bandscheibenkompression abgeleitet (Jäger u. Luttmann 1996). Dabei wird einerseits den nachgewiesenen Abhängigkeiten des biologischen Substrats „Wirbelsäule“ Rechnung getragen und andererseits ein angemesseneres Bewertungskriterium insbesondere für ältere Personen zur Verfügung gestellt.

Als eine erste Anwendung dieser Bewertungsansätze auf die in DOLLY erhobenen Belastungsdaten in den 4 Tätigkeitsfeldern zeigt Abbildung 3.3.9-7 die Anzahl der Richtwert-Überschreitungen der erhobenen Wirbelsäulenbelastungen in Bezug auf das NIOSH-Kriterium und 3 altersbezogene *Dortmunder Richtwerte* für Männer in vier Diagrammen. Wie im linken Diagramm (NIOSH) zu erkennen ist, wird der empfohlene Richtwert von NIOSH mit Ausnahme der Schicht B der Gesenkschmiede von allen anderen Schichten überschritten.



**Abbildung 3.3.9-7:** Anzahl von Richtwert-Überschreitungen zur maximalen Bandscheibenkompression zur Charakterisierung des Überlastungsrisikos der Lendenwirbelsäule für jeweils 2 Schichten (A / B) aus 4 Untersuchungsfeldern (aus Jäger et al. 1999a)

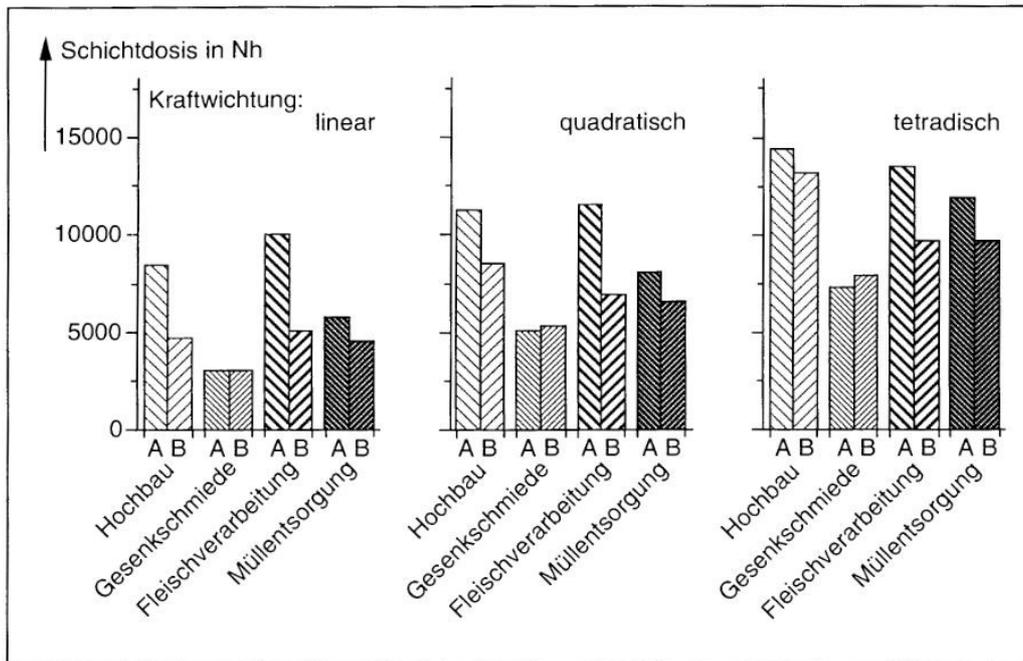
Bei Anwendung der *Dortmunder Richtwerte* nimmt die Anzahl der Überschreitungen mit dem Anstieg des unterstellten Alters der Mitarbeiter in allen 4 Tätigkeitsfeldern zu. In einer einfachen Schlussfolgerung aus Abb. 3.3.9-7 könnte somit die Empfehlung abgeleitet werden, dass die betreffenden Tätigkeiten im Hochbau, in der Fleischverarbeitung und bei der Müllentsorgung – aufgrund des erhöhten biomechanischen Überlastungsrisikos für den Rücken – nicht durch ältere Mitarbeiter ausgeführt werden sollten oder dass durch geeignete Gestaltungsmaßnahmen die Belastung verringert werden sollte. Neben der Höhe von Einzelbelastungen und deren Auftretenshäufigkeit stellt auch die Einwirkungsdauer einen wesentlichen Einflussfaktor dar. In diesem Zusammenhang sogenannter kumulativer Dosisansätze wurde in DOLLY der Einfluss unterschiedlicher Wichtungen von Bandscheibendruckkraft zur Einwirkungsdauer

aufgrund des höheren Schädigungspotentials hoher Kräfte im Vergleich zu niedrigeren länger andauernden Kräften hinterfragt. Dazu ist in Tabelle 3.3.9-2 das Prinzip einer Kraftwichtung am Beispiel von fiktiven Kraftverläufen demonstriert: Das erste Beispiel zeigt einen Zeitverlauf mit konstanter Kraft über die gesamte Schicht, danach folgen Verläufe mit jeweils unterschiedlichen Intervallen von Höhe und Dauer bzw. einer einzigen Spitze und zuletzt ein Beispiel mit unterschiedlicher Höhe und Dauer. Bei linearer Kraftwichtung ergibt sich für alle Verläufe der gleiche Mittelwert von 1, während bei quadratischer oder tetradischer Wichtung der gewichtete Mittelwert bei spitzenbehafteten Verläufen bis zum fünffachen zunimmt. Eine solche „überproportionale Wichtung“ der Kraft relativ zur Einwirkungsdauer wurde auch auf die Daten der beschriebenen Untersuchung in den 4 Tätigkeitsfeldern angewandt. Die so ermittelten Dosiswerte für die jeweils 2 Schichten sind in Abbildung 3.3.9-8 dargestellt.

**Tabelle 3.3.9-2:** Prinzipielle Vorgehensweise zur Berechnung gewichteter Mittelwerte bei Berücksichtigung verschiedener Wichtungen von Bandscheiben Kompressionskraft und Einwirkungsdauer anhand fiktiver Kraftverläufe (aus Jäger et al. 1999a)

Wichtung fiktive Kraftverläufe	linear $\frac{\sum F_i \cdot t_i}{T}$	quadratisch $\sqrt{\frac{\sum F_i^2 \cdot t_i}{T}}$	tetradisch $\sqrt[4]{\frac{\sum F_i^4 \cdot t_i}{T}}$
	$\frac{1 \cdot 8}{8} = 1,0$	$\sqrt{\frac{1^2 \cdot 8}{8}} = 1,0$	$\sqrt[4]{\frac{1^4 \cdot 8}{8}} = 1,0$
	$\frac{4 \cdot (2 \cdot 1)}{8} = 1,0$	$\sqrt{\frac{4 \cdot (2^2 \cdot 1)}{8}} = 1,4$	$\sqrt[4]{\frac{4 \cdot (2^4 \cdot 1)}{8}} = 1,7$
	$\frac{2 \cdot (4 \cdot 1)}{8} = 1,0$	$\sqrt{\frac{2 \cdot (4^2 \cdot 1)}{8}} = 2,0$	$\sqrt[4]{\frac{2 \cdot (4^4 \cdot 1)}{8}} = 2,8$
	$\frac{8 \cdot 1}{8} = 1,0$	$\sqrt{\frac{8^2 \cdot 1}{8}} = 2,8$	$\sqrt[4]{\frac{8^4 \cdot 1}{8}} = 4,8$
	$\frac{3 \cdot 1 + 1 \cdot 3 + 2 \cdot 1}{8} = 1,0$	$\sqrt{\frac{3^2 \cdot 1 + 1^2 \cdot 3 + 2^2 \cdot 1}{8}} = 1,4$	$\sqrt[4]{\frac{3^4 \cdot 1 + 1^4 \cdot 3 + 2^4 \cdot 1}{8}} = 1,9$
i : Zeitintervall	F <sub>i</sub> : Kompression während i	t <sub>i</sub> : Dauer von i	T : Schichtdauer

Das Diagramm für die lineare Kraftwichtung weist einen Bereich von etwa 3000 bis 10000 Nh auf, bei tetradischer Wichtung steigen die Werte auf etwa 7000 bis 15000 Nh. Auffällig ist dabei der Vergleich der Wertepaare für den Hochbau: während in Schicht A vorrangig kleine, leichtere Steine vermauert wurden, wurden in Schicht B auch schwere Steine, allerdings in geringerer Häufigkeit als die kleine in Schicht A, gehandhabt. Daraus ergeben sich deutlich verschiedene lineare Dosen (linkes Säulenpaar im linken Diagramm), während eine Kraftwichtung in vierter Potenz die Dosiswerte fast angleichen lässt (linkes Säulenpaar im rechten Diagramm). Insgesamt haben diese exemplarischen Dosiserhebungen auf Basis des Schichtmonitorings der Lumbalbelastung zu einer inhaltsgestützten Diskussion um überproportionale Kraft-zu-Zeit-Wichtungen in der arbeitswissenschaftlichen Fachwelt beigetragen.



**Abbildung 3.3.9-8:** Kumulative Belastung der Lendenwirbelsäule („Schichtdosis“) bei unterschiedlichen Wichtungen der Bandscheibenkompression relativ zur jeweiligen Einwirkungs-dauer für jeweils 2 Schichten (A/B) aus 4 Untersuchungsfeldern (aus Jäger et al. 1999a)

Weitere Informationen zu Zielen, Methoden, zusätzlichen Ergebnissen sowie der Ergebnisbewertung und -interpretation der beschriebenen Untersuchung stellt die Ursprungsliteratur zur Verfügung. Exemplarische Belastungsermittlungen zum Transport von Müllgroßbehältern über Bordsteinkanten oder Treppen finden sich bei Jäger et al. (1984).

## Literatur

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1984) The load on the spine during the transport of dustbins. *Applied Ergonomics* 15:91-98

Jäger M, Luttmann A (1996) Biomechanisch begründete Richtwerte zur Begrenzung des Überlastungsrisikos der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten unter besonderer Wertung des NIOSH-Kriteriums. In: E Münzberger (Hrsg.): *Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin* (36. Jahrestagung), S. 125-128. Rindt-Druck, Fulda

Jäger M, Luttmann A, Jordan C, Laurig W (1999a) Ganzschichtige Feldstudien zur Belastung der Lendenwirbelsäule bei berufsbedingten Lastenhandhabungen. *Z Arbeitswiss* 53 (25 NF), 68-79

Jäger M, Luttmann A, Jordan C (1999b) Begründung von Modellansätzen für Dosis-Wirkungsbeziehungen der mechanischen Belastung der Lendenwirbelsäule. In: Hartmann B (Hrsg.): *Dosis-Wirkungs-Modelle der körperlichen Belastung an der Lendenwirbelsäule*. Expertengespräch, 4.11.1998, Hamburg. S 127-145. Sankt Augustin: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften

Jäger M, Jordan C, Luttmann A, Laurig W, DOLLY Group (2000) Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study - DOLLY. *Int J Indust Ergon* 25: 553-571

NIOSH (1981) *Work practices guide for manual lifting*. Cincinnati, OH: National Institute of Occupational Safety and Health, NIOSH

### 3.4 Kopplung der Systeme CUELA und Der Dortmunder – Entwicklung des Systems CUELA-Dortmunder

Die Einführung zu diesem Thema entstammt weitgehend der Vorhabensbeschreibung im Antrag des IfADo zum Forschungsvorhaben MEGAPHYS, in den weiteren Teilen werden auch Textpassagen von Zwischenbericht 2 vom 30.9.2015 aufgegriffen.

Zur Erfassung einer Reihe von Kenngrößen der Belastung des Muskel-Skelett-Systems stehen dem Forschungsnehmerkreis zwei eigenentwickelte und inzwischen bewährte Verfahren zur Verfügung:

- einerseits das System *CUELA* – Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems (Ellegast 1998) des Instituts für Arbeitsschutz der DGUV (IFA) sowie
- andererseits das Computer-Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* (Jäger et al. 2000a) des Leibniz-Instituts für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo).

Bei *CUELA* werden beispielsweise zahlreiche Neigungs- und Winkelsensoren an den Gelenken bzw. Körpersegmenten der tätigkeitstausführenden Person angebracht, so dass auf Basis dieser Lage- und Winkelinformationen die Bewegungen der Körperteile bzw. des Menschen kinematisch rekonstruiert, bis zu acht Stunden kontinuierlich gespeichert und anschließend hinsichtlich möglicher Überlastungen bewertet werden können; zusätzlich können externe Messsysteme wie Handkraftsensoren oder auch Fußdruckmesssohlen angekoppelt und deren Signale wie Handaktions- bzw. Bodenreaktionskräfte synchronisiert werden, so dass auch Angaben zur Belastung durch Lastenhandhabungen ableitbar sind. Somit lassen sich mit *CUELA* vielfältige muskuloskeletale Belastungsindikatoren auch unter Praxisbedingungen quantitativ belegen.

Im Gegensatz dazu fokussiert *Der Dortmunder* auf die rechnerische Ermittlung von Kenngrößen der Lendenwirbelsäulenbelastung – wie Druck- und Scherkräfte sowie Beuge- und Torsionsmomente an den lumbalen Bandscheiben – mit Hilfe biomechanischer Modellierungen beispielsweise von Skelett, Muskulatur und Bauchraum-Innendruck-Wirkung, Körperhaltungen und -bewegungen sowie Kraft- und Momentenwirkungen; Ziel dabei ist, die wesentlichen biomechanischen Eigenschaften und Zusammenhänge des menschlichen Stütz- und Bewegungssystems bei Lastenhandhabungen und biomechanisch ähnlichen Kraftausübungen sowie belastungsintensiven Körperhaltungen hinsichtlich der resultierenden lumbalen Belastungen zu identifizieren und quantitativ zu beschreiben. Dieses Werkzeug wurde zunächst zur Analyse einzelner, als risikobehaftet eingeschätzter Belastungsvorgänge konzipiert, um vorrangig Kräfte im unteren Rücken auch für unsymmetrische Arbeitssituationen und schnelle Bewegungsabläufe, d.h. möglichst realitätsnah für (fast) alle typischen Belastungsfälle des Berufsalltags analysierbar zu machen. In der Folgezeit wurde der Anwendungsbereich des *Dortmunder* aufgrund der in den 1990er Jahren beginnenden Diskussion um summative Belastungswirkungen erweitert, indem mit dem System durch sequentielle Anwendung eine Art „Ganzschicht-Monitoring“ durchgeführt wurde und aus den Belastungsabfolgen kumulative Maße bis hin zur Lebensdosis ermittelt wurden (s. z.B. *Dortmunder Lumbalbelastungsstudie*, Jäger et al. 2000b; *Deutsche Wirbelsäulenstudie*: Bolm-Audorff et al. 2007).

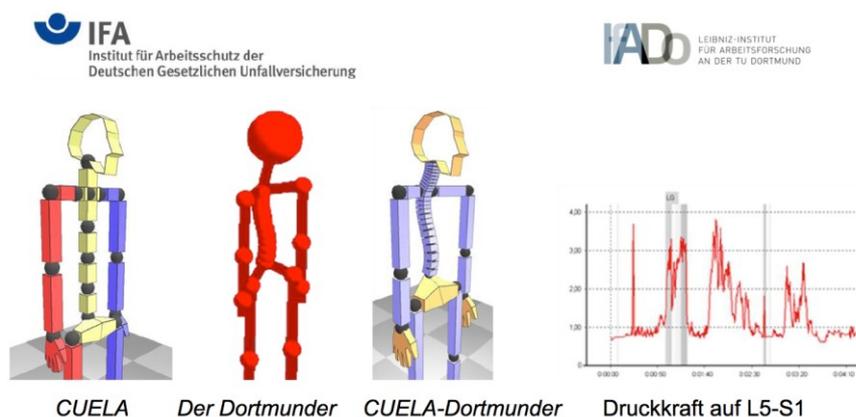
Diese Erläuterungen verdeutlichen, dass zur Anwendung des *Dortmunder* Informationen zur Anthropometrie der jeweiligen Person und zur Körperhaltung zu jedem Zeitpunkt während der Tätigkeitsausführung, zur Lastposition und deren beidseitigen Verteilung sowie zu den von der Person aufbrachten Kräften „als Eingabedaten“ unumgänglich sind; dies erfolgte in der Vergangenheit über Bewegungssimulationen, Videoaufnahmen oder optoelektronische Markerfassung bzw. mit Hilfe von Kraftsensoren oder -messplattformen und ist demzufolge vorrangig auf Laboranwendungen beschränkt.

Innerhalb des Forschungsvorhabens MEGAPHYS wurden *CUELA* und *Der Dortmunder* „verbunden“, um die jeweiligen Vorteile – Ortsungebundenheit und Arbeitsplatznähe bzw. detaillierte Lumbalbelastungsbestimmung – in einem gekoppelten System „*CUELA-Dort-munder*“ zu vereinen. Dazu sollte insbesondere die im *Dortmunder* implementierte Modellierung der die Lendenwirbelsäule „überspannenden“ Muskulatur im unteren Rumpf an Rücken- und Bauchseite in das Programmsystem von *CUELA* übertragen werden. Somit war es ein Teilziel in MEGAPHYS, dass ein universell einsetzbares Instrument für die praxisnahe, ganzschichtige, messtechnisch gestützte Belastungsermittlung vorliegt, das nicht nur im Labor, sondern auch unter realen Arbeitsbedingungen und insbesondere während der in MEGAPHYS geplanten Felderhebungen eingesetzt werden kann.

### 3.4.1 Vorgehensweise

Mit Hilfe der Kopplung der Systeme *CUELA* und *Der Dortmunder* sollte auch die Möglichkeit erarbeitet werden, auf Grundlage der *CUELA*-Messdaten die Druckkräfte auf die Bandscheibe L5-S1 quasi-kontinuierlich berechnen zu können. Auf Basis eines intensiven Austauschs zwischen IFA und IfADo über die Vorgehensweise und programmtechnische Umsetzung im *Dortmunder* wurden Teile dessen Programmstruktur für die Einbindung in die *CUELA*-Software modifiziert und programmtechnisch adaptiert. Als besondere Kernpunkte der *CUELA*-Modifikation werden die folgenden Teilschritte genannt (s.a. Abb. 3.4-1):

- Anpassung der Skelettmodellierung
  - Erweiterung der Zahl der Rumpf- bzw. Wirbelsäulensegmente von 4 auf 17
  - Anpassung der Segmentlängen und -positionen der Massepunkte
  - Überprüfung durch vergleichende Berechnungen der Momentenkomponenten an der Bezugsbandscheibe L5-S1 für statische Belastungsfälle
- Anpassung der Muskelmodellierung
  - Erweiterung der Zahl der Muskeläquivalente von 4 auf 9
  - Anpassung der Lage und Zugrichtung der Rücken- und Bauchmuskeln
  - Integration des Muskel-Aktivierungsmusters
  - Überprüfung durch vergleichende Berechnungen der Kraftkomponenten an der Bezugsbandscheibe L5-S1 für statische Belastungsfälle
- Einbindung einer Bauchraum-Innendruck-Modellierung (s. Kap. 3.4.3)
  - Überprüfung durch vergleichende Berechnungen der Kraftkomponenten an der Bezugsbandscheibe L5-S1 für statische Belastungsfälle
- Programmierung einer automatisierten Berechnung der Bandscheiben-Druckkraft über größere Zeitabschnitte bzw. Datenmengen



**Abbildung 3.4-1:** Schema der Entwicklung der *CUELA*-Figur auf Basis der Voraussetzungen im *Dortmunder* zum *CUELA-Dortmunder* sowie exemplarischer Verlauf der lumbosakralen Druckkraft (nach Zwischenbericht 2)

Nach Durchführung obengenannter Anpassungs- bzw. Implementierungsarbeiten kann der Stand des neu entwickelten *CUELA-Dortmunder* im Vergleich zum „originalen“ *Dortmunder* anhand von 6 Modellierungsstufen beschrieben werden:

- 1) dreidimensionale Abbildung des Skeletts des Menschen („Skelett-Modell“),
- 2) Lageänderung der Körpersegmente entsprechend Vorgabe einer zu analysierenden Körperhaltung – gegebenenfalls schrittweise Änderung, d.h. quasistatische Bewegungsnachbildung („Kinematik-Modell“)
- 3) Berechnung des die äußere Belastung beschreibenden Moments bezüglich L5-S1 (dreidimensional) aufgrund vorliegender Körperhaltung(en) und ausgeübter Hand-Aktionskräfte („Kinetik-Modell“)
- 4) Berechnung von entlastenden Kräften und Momenten aufgrund der stützenden Wirkung des Bauchraum-Innendrucks („Abdominal-Modell“)
- 5) Berechnung der Muskelkräfte auf Grundlage der berechneten Momente und Momentengleichgewicht („Muskel-Modell“)
- 6) Berechnung der resultierenden Re-Aktionskräfte bezüglich L5-S1 (dreidimensional) auf Grundlage einerseits der Gravitations- und Hand-Aktionskräfte sowie der berechneten Abdominal- und Muskelkräfte und andererseits Kräftegleichgewicht („Belastungsmodell“)

### 3.4.2 Ergebnis

Wie Abbildung 3.4-1 verdeutlicht, sind beide Skelettmodelle recht ähnlich, gleichwohl sind bei den Gelenkkoordinaten Abweichungen im Millimeterbereich nicht ausgeschlossen. Im Gegensatz zum *Dortmunder* ist der Bereich der Halswirbelsäule im *CUELA-Dortmunder* optisch realitätsnäher gestaltet. Die beiden Systeme unterscheiden sich hinsichtlich des Koordinatenursprungs: Er liegt beim *Dortmunder* in der rechten Ferse, beim *CUELA-Dortmunder* mittig zwischen der rechten und der linken Ferse; zudem kann mit dem *Dortmunder* ein Schritt modelliert werden, während der *CUELA-Dortmunder* immer ortsfest ist.

Ein besonderer Unterschied zwischen beiden Systemen liegt in den Modellierungsstufen 2 und 3 begründet: Im *Dortmunder* kann durch die manuelle Eingabe von drei Gelenkwinkelstellungen je Körperteil (von/über/nach) eine räumliche Bewegungsbahn modelliert werden, sodass unter Berücksichtigung der einzugebenden Vorgangsdauer Körperteil- und letztendlich Ganzkörperbewegungen realitätsnah nachgebildet und die resultierenden „dynamischen Effekte“ auf Momente und Kräfte angemessen abgeschätzt werden können. Diese Dynamikeffekte ergeben sich aus der Haltungsänderung und der korrespondierenden Massenträgheitswirkung bei translatorischen und rotatorischen Bewegungen. Basierend auf der Vorgehensweise von *CUELA* nutzt *CUELA-Dortmunder* die in naher zeitlicher Abfolge erhobenen, mit 50 Hz abgetasteten Messdaten, sodass 50mal in der Sekunde statische Einzelhaltungen nachgebildet werden. Zudem werden die obengenannten Kenngrößen der Belastung berechnet sowie diese Datenfolgen zu quasistatischen Zeitverläufen zusammengesetzt – allerdings ohne dass beschleunigungsinduzierte, trägheitsbedingte Effekte einbezogen werden.

Die Bandscheibenkräfte lassen sich im *Dortmunder* ohne und mit Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks berechnen (s. Kap. 3.4.3). Die in der Regel berechnete Belastungsminderung, insbesondere bezüglich der resultierenden Bandscheiben-Druckkräfte, kann je nach Belastungsfall eine nicht unbedeutende Größenordnung erreichen, sodass diese Option beim *CUELA-Dortmunder* analog zur Abdominalmodellierung im *Dortmunder* zusätzlich implementiert wurde.

Mit dem neu entwickelten System *CUELA-Dortmunder* wurden in mehreren Testreihen Untersuchungen zur Validität durchgeführt und die Modellierung iterativ weiterentwickelt. Für den

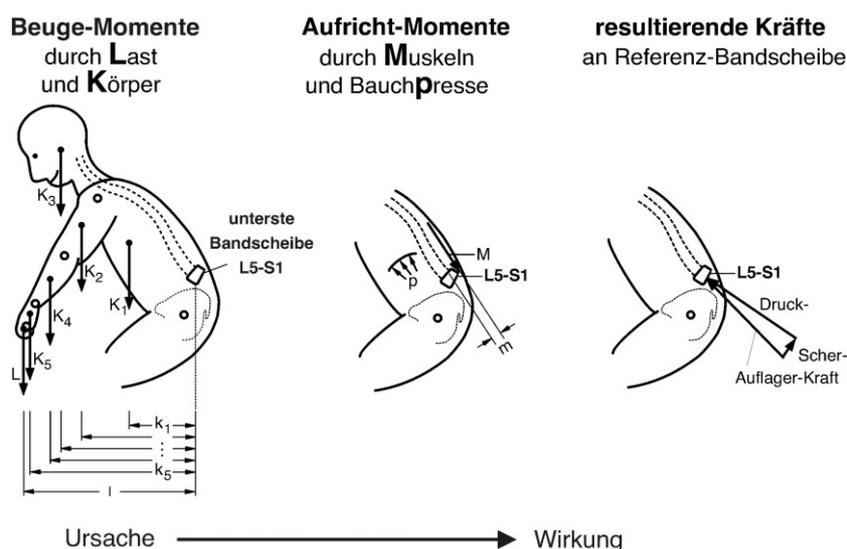
Vergleich beider Modelle berechnete das IfADo mit dem *Dortmunder* „statisch“ Momente und Kräfte für biomechanisch sehr verschiedene Prüfhaltungen sowohl ohne als auch mit Berücksichtigung der Bauchraum-Innendruck-Wirkung, und im IFA erfolgten die analogen Berechnungen mit dem *CUELA-Dortmunder*. In Hinsicht auf die Abschätzung der lumbosakralen Belastungsmomente ergaben sich sehr gute Übereinstimmungen beider Systeme, wenn auch gerade bei starken Wirbelsäulenkrümmungen prinzipielle Unterschiede gefunden wurden. In erster Näherung arbeiten dahingehend beide Systeme annähernd identisch. Nach mehreren Anpassungen am *CUELA-Dortmunder* zeigt der Vergleich der Ergebnisse zur lumbosakralen Druckkraft nur noch minimale Unterschiede von in der Regel deutlich unter 1%, wobei allerdings in Einzelfällen eine maximale Abweichung für die untersuchten Prüfhaltungen von 1,9% gefunden wurde. Insgesamt kann davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse einem Praxiseinsatz des *CUELA-Dortmunder* nicht entgegenstehen.

### 3.4.3 Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks

In Zusammenhang mit der Übernahme der Modellierung der die Lendenwirbelsäule überspannenden Muskeln am Rücken und Bauchraum aus dem *Dortmunder* in das *CUELA*-System zur Entwicklung des *CUELA-Dortmunder* wurde auf die Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks als „Stützung der Wirbelsäule“ in Körperhaltungen mit Rumpfvorneigung hingewiesen. Das entsprechende Abdominalmodell ist im *Dortmunder* seit Anbeginn implementiert, sodass dessen Einbindung in das System *CUELA-Dortmunder* diskutiert und letztendlich durchgeführt wurde. Im Folgenden werden biomechanischer Hintergrund, Auslegung sowie die Größenordnung der Auswirkung einer Berücksichtigung bzw. Nicht-Berücksichtigung kurz erläutert.

#### 3.4.3.1 Hintergrund

Die prinzipielle Vorgehensweise bei der quantitativen Bestimmung von Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung beim Handhaben von Lasten bzw. Ausüben von Aktionskräften mit den Armen ist in Abb. 3.4-2 für einen statischen beidseits symmetrischen Belastungsfall des Haltens eines Lastobjekts skizziert.

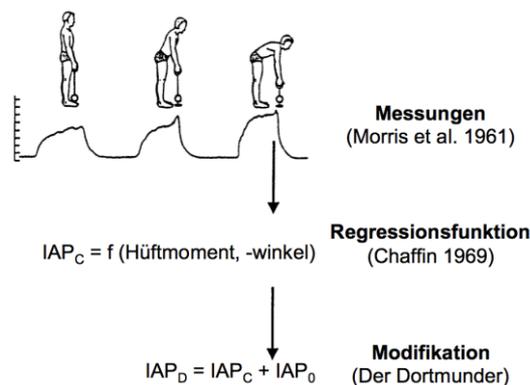


**Abbildung 3.4-2:** Prinzip bei der Bestimmung der Belastung der Lendenwirbelsäule mit Hilfe biomechanischer Modellierung: Körper- und Last-induzierte Belastungsmomente (links), Muskel-bedingte Gegenmomente (Mitte) sowie belastungsindizierende Bandscheibenkräfte (rechts) – Erläuterungen der Variablennamen s. Text (aus Jäger u. Luttmann 2005)

Bezüglich der hier als Bezugspunkt gewählten untersten Bandscheibe „L5-S1“ zwischen dem 5. Lendenwirbel und dem oberen Teil des Kreuzbeins („Sakrum“) üben Lastgewicht (L) und Körperteile oberhalb L5-S1 (d.h. oberer Rumpf, Hals/Nacken/Kopf, Ober- und Unterarme, Hände; Gewichtskräfte  $K_1$  bis  $K_5$ ) über die korrespondierenden haltungsabhängigen Hebelarme (l bzw.  $k_1$  bis  $k_5$ ) Beuge-Momente aus; diesen wirken im statischen Fall, wie hier angenommen, gleichgroße Momente durch Rückenmuskulatur und „Bauchpresse“ mit aufrichtender Wirkung entgegen. Ist die Größe letzteren Anteils bekannt oder wird dessen Einfluss in einer einfachen Modellierung vernachlässigt, wird in einem nächsten Schritt aus dem Gleichgewicht beugender und aufrichtender Momente sowie bei Annahme eines anatomisch ableitbaren Muskelhebelarms (m) der Betrag der Rückenmuskelkraft (M) berechnet – die Richtung der Muskelkraft ist durch die Rumpfhaltung gegeben. Nach vektorieller Addition der Gewicht- und Muskelkräfte – ggf. unter Einbeziehung einer bauchpresseninduzierten Kraft – lassen sich aus dem Kräftegleichgewicht am Berechnungsbezugspunkt L5-S1 die allgemein gerichtete „Auflagerkraft“ bzw. als deren Komponenten die Druck- und Scherkraft bestimmen.

### 3.4.3.2 Angaben der Literatur und Modifikation

Die stützende Wirkung des Bauchraums wird im *Dortmunder* entsprechend den Ergebnissen von Morris et al. (1961) berücksichtigt, die Messungen des Abdominaldrucks bei verschiedenen Körperhaltungen und Aktionskräften an den Händen durchgeführt haben (s. Abb. 3.4-3). Dabei wird die mechanische Funktion des Abdominaldrucks derart interpretiert, dass über die wirksame Fläche des Zwerchfells eine Belastungsminderung in Form niedrigerer Momente und Kräfte bezüglich der Wirbelsäule entsteht.



**Abb. 3.4-3:** Schematische Darstellung der Vorgehensweise bei der Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks im System Der Dortmunder (aus Jäger et al. 2000a)

Auf Basis der Morris-Messergebnisse leitete Chaffin (1969) einen funktionalen Zusammenhang zwischen Bauchraum-Innendruck („intra-abdominal pressure“,  $IAP_C$ ), Körperhaltung und äußerer Belastung ab. Die Körperhaltung geht über den Winkel zwischen Oberschenkel und Rumpf („Hüftwinkel“  $\alpha$ ) in die Berechnungsvorschrift ein, die äußere Belastung wird durch das Moment von Oberkörper und Hand-Aktionskraft bezüglich der Hüftgelenke („Hüftmoment“  $M_H$ ) beschrieben.

Die Angaben von Chaffin deuten darauf hin, dass für Hüftwinkel ab etwa  $120^\circ$  keine Belastungsminderung erfolgt; daraus lässt sich für den Fall des aufrechten Stehens (Hüftwinkel  $180^\circ$ ) schließen, dass nach dem Chaffin-Modell ( $IAP_C$ ) der Intra-Abdominaldruck null ist, obwohl – wie der Messschrieb im oberen Teil von Abb. 3.4-3 verdeutlicht – in den Messungen von Morris et al. auch im aufrechten Stand eine Art „Basisdruck“ ( $IAP_0$ ) ermittelt wurde. Dementsprechend wird in der Modellierung im *Dortmunder* ( $IAP_D$ ) – und somit auch im System

*CUELA-Dortmunder* – eine entsprechende Modifikation des Chaffin-Ansatzes mit einem Basisdruck (10 mmHg; 1,3 kPa) vorgesehen.

$$p_{\text{Abd}} = 4.74 \cdot 10^{-3} \cdot (119.6 - \alpha/\text{degree}) \cdot (M_{\text{H}}/Nm)^{1.8} \text{ Pascal} + p_0$$

$$F_{\text{Abd}} = p_{\text{Abd}} \cdot 465 \text{ cm}^2$$

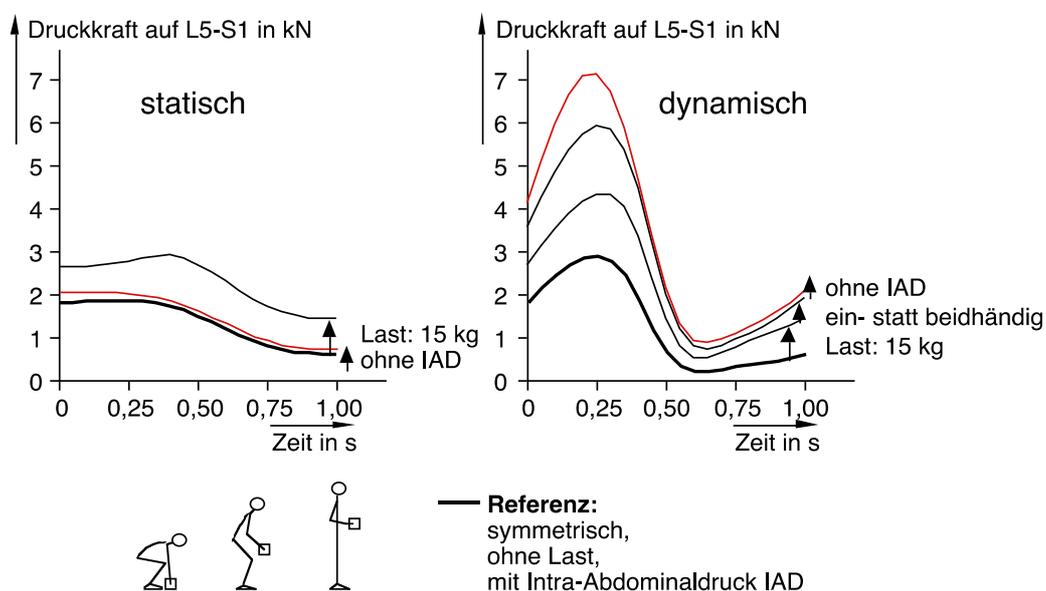
$$M_{\text{Abd}} = F_{\text{Abd}} \cdot 9.1 \text{ cm}$$

**Abb. 3.4-4:** Berechnungsvorschriften zur Modellierung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks nach Chaffin (1969), modifiziert im System Der Dortmunder (aus Jäger et al. 1991) – Erläuterungen der Variablenamen s. Text

Die funktionalen Zusammenhänge zur Berechnung des Bauchraum-Innendrucks ( $p_{\text{Abd}}$ ), des aufrichtenden Moments ( $M_{\text{Abd}}$ ) sowie der in Körperlängsachse zum Kopf weisenden stützenden Kraft ( $F_{\text{Abd}}$ ) ist in Abb. 3.4-4 enthalten; entsprechend den Voraussetzungen bei der ursprünglichen Konzipierung des *Dortmunder* in den 1980er Jahren (Jäger 1987) gelten die Flächen- und Hebelarmangaben für eine 173,3 cm große Person (nach Schmidtke 1993) und werden proportional umgerechnet auf ggf. andere Körpergrößen (im Regelfall 175 cm).

### 3.4.3.3 Wirkung des Bauchraum-Innendrucks auf Bandscheiben-Druckkräfte

Zur Abschätzung der wertemäßigen Größenordnung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks zeigt Abb. 3.4-5 Zeitverläufe der lumbosakralen Druckkraft für das Heben einer 15-kg-Last vom Boden auf etwa Tailenhöhe, berechnet mit dem *Dortmunder* für verschiedene Voraussetzungen.



**Abb. 3.4-5:** Vergleich der Ergebnisse von Simulationsrechnungen mit verschiedenen Modellannahmen für eine Hebebewegung, insbesondere ohne und mit (s. rote / schwarze Kurven) Berücksichtigung der Wirkungen des Bauchraum-Innendrucks sowie – als Ergänzung – ohne und mit Berücksichtigung einer Last, der Massenträgheit und eines Asymmetrieanteils aufgrund ein- statt beidhändiger Ausführung (nach Jäger u. Luttmann 2005)

Das linke Diagramm enthält Kurven bei Vernachlässigung, das rechte bei Berücksichtigung von Beschleunigungseffekten, wobei einzelne Annahmen selektiv verändert wurden, um deren Auswirkung in einem modifizierten Zeitverlauf zu verdeutlichen. Für die beiden Bezugsbeispiele mit statischer bzw. dynamischer Referenzmodellierung (s. Hervorhebung durch breiteren Linienzug) wurde vorausgesetzt, [i] dass die Körperhaltungen während der Bewegung symmetrisch zur Körpermittenebene sind, [ii] dass keine Last in den Händen gehalten wird und [iii] dass die belastungsmindernde Wirkung des Bauchraum-Innendrucks entsprechend obigen Angaben berücksichtigt ist. Zudem wurde bei allen Berechnungen einheitlich eine Hebedauer von 1 s, eine Körperhöhe von 175 cm und ein Körpergewicht von 75 kg unterstellt, und zu Bewegungsbeginn und -ende befinden sich sämtliche Körperteile sowie gegebenenfalls das Lastobjekt im Ruhezustand.

Entsprechend der Referenzkurve im linken Diagramm (statische Modellierung, kein Lastobjekt in den Händen, mit Intra-Abdominaldruck-Wirkung) nimmt die Bandscheiben-Druckkraft während des Aufrichtvorgangs von annähernd 2 kN auf etwa die Hälfte ab. Aus der Vernachlässigung des Bauchraum-Innendruck-Effekts resultiert eine eher geringfügige „Verschiebung“ dieser Kurve zu höheren Kompressionswerten (um etwa 0,2 bis 0,3 kN). Eine wesentlichere Kurvenverschiebung bzw. Werteerhöhung ergibt sich, wenn eine Last von 15 kg – hier symmetrisch auf beide Hände verteilt – gehoben wird (im Kurvenmaximum von ca. 2 auf 3 kN). Durch Massenträgheitseffekte, im rechten Teil der Abbildung verdeutlicht, werden jeweils höhere Bandscheiben-Druckkräfte bewirkt, als bei der vereinfachten statischen Modellierung suggeriert wird (ohne Last: ca. 3 statt 2 kN; mit Last: ca. 4<sup>1/2</sup> statt 3 kN – jeweils bezogen auf das Kurvenmaximum). Exemplarisch ist im rechten Diagramm auch das Ergebnis für ein Heben gezeigt, wenn das Lastobjekt in einer Hand anstatt in beiden gehalten wird und die Last schultersagittal anstatt mediansymmetrisch gehoben wird: In diesem (leicht) asymmetrischen Fall erhöhen sich die Belastungswerte im Vergleich zum symmetrischen Fall (ca. 6 statt 4<sup>1/2</sup> kN im Kurvenmaximum). Ein derartiges einhändiges Heben vorausgesetzt, ergeben sich die höchsten Bandscheiben-Druckkräfte, wenn die belastungsmindernde Wirkung des Bauchraum-Innendrucks in der Simulationsrechnung nicht einbezogen wird: Der Unterschied für Berechnungen mit und ohne Intra-Abdominaldruck-Wirkung beträgt dann annähernd 1<sup>1/2</sup> kN, während dieser Unterschied für das Heben ohne Last – wenn auch hier nur statisch modelliert – deutlich weniger als <sup>1</sup>/<sub>2</sub> kN beträgt.

Insgesamt verdeutlichen die exemplarischen Druckkraftkurven in Abb. 3.4-5, dass die Ergebnisse von Simulationsrechnungen durch eventuell unangemessen einfache Modellannahmen erheblich beeinflusst werden können. Die verschiedenen Kurvenverläufe und auch die unterschiedlichen Differenzen zu den Referenzkurven während verschiedener Zeitpunkte des hier gezeigten fiktiven Hebevorgangs verdeutlichen darüber hinaus, dass „generelle Korrekturfaktoren“ für die Berücksichtigung der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks – und in Übertragung auch hinsichtlich der Wirkung von Massenträgheit und Asymmetrie – eine unzureichende Vorgehensweise darstellen können und dass auf diese Weise die reale Belastung eventuell nicht angemessen widerspiegelt werden kann – außer für überschlägige Schätzungen. Neben diesen methodischen Vorbehalten gegenüber unzureichenden Modellierungen zeigen diese Beispiele für das hier zugrundeliegende Thema des Bauchraum-Innendruck-Effekts, dass der Intra-Abdominaldruck eine nicht unerhebliche Wirkung bezüglich der Höhe der Wirbelsäulenbelastung ausübt und demzufolge – wenn möglich – bei der Belastungsquantifizierung einbezogen werden sollte. Dieser Einschätzung wurde deshalb bei der Konzipierung des Systems *CUELA-Dortmunder* letztendlich gefolgt. Entsprechende Vergleichsrechnungen der Systeme *Der Dortmunder* und *CUELA-Dortmunder* wurden durchgeführt und ergaben bei einer spezifischen Testreihe allenfalls Abweichungen bis zu etwa 1,3%. Für die „Fertigstellung“ des kombinierten Systems stehen Vergleichsrechnungen zu horizontalen Aktionskräften mit dem System *CUELA-Dortmunder* aus, wie sie beispielsweise beim Ziehen und Schieben von Transportwagen auftreten.

## Literatur

Bolm-Audorff U, Bergmann A, Ditchen D, Ellegast R, Elsner G, Grifka J, Haerting J, Hofmann F, Jäger M, Linhardt O, Luttmann A, Michaelis M, Petereit-Haack G, Seidler A (2007) Zusammenhang zwischen manueller Lastenhandhabung und lumbaler Chondrose – Ergebnisse der Deutschen Wirbelsäulenstudie. *Zbl Arbeitsmed* 57:304-316

Chaffin DB (1969) A computerized biomechanical model – development of and use in gross body actions. *J Biomechanics* 2, 429-441

Ellegast R (1998) Personengebundenes Meßsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. BIA-Report 5/98, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Jäger M (1987) Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. *Fortschritt-Berichte VDI 17/33*. VDI-Verlag, Düsseldorf

Jäger M, Luttmann A (2005) Der „Dortmunder Denkansatz“ zur biomechanischen Analyse der Wirbelsäulenbelastung bei Lastenhandhabungen. *Z Arbeitswiss* 59, 249-261

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1991) Lumbar load during one-handed bricklaying. *Int J Indust Ergon* 8:261–277

Jäger M, Luttmann A, Göllner R, Laurig W (2000a) Der Dortmunder – Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: S Radandt, R Grieshaber, W Schneider (Hrsg): *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen*, S 105-124. Monade-Verlag, Leipzig

Jäger M, Jordan C, Luttmann A, Laurig W, the DOLLY Group (2000b) Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study – DOLLY. *Int J Indust Ergonomics* 25:553-571

Morris JM, Lucas DB, Bresler B (1961) Role of the trunk in stability of the spine. *J Bone Joint Surg* 43A:327-351

Schmidtke H (1993) *Ergonomie*. Hanser Verlag, München

### 3.5 Biomechanische Evaluierung etablierter Screening-Werkzeuge

Diesem Kapitel liegen zwei Aspekte zugrunde, die sich auf die antragsgemäß durchzuführende bzw. durchgeführte Evaluierung etablierter, d.h. vorhandener und somit in die Praxis eingeführter Screening-Werkzeuge beziehen und zudem auf die Evaluierung von zusätzlichen Screening-Werkzeugen, die innerhalb von MEGAPHYS erarbeitet wurden und deren Berücksichtigung in diesem Zusammenhang als ratsam erschien: Entwürfe zu modifizierten oder neuen Leitmerkmalmethoden zur Beurteilung von Heben/Halten/Tragen oder Ziehen/Schieben von Lasten sowie von Ganzkörperkräften oder Körperhaltungen (Klußmann et al. 2015).

Entsprechend dem Antrag zu diesem Teilprojekt erfolgt die Evaluierung anhand des Vergleichs von lumbalen Bandscheiben-Druckkräften, die mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* erhoben wurden, und Empfehlungen zur maximalen lumbalen Kompressionsbelastung beim Handhaben von Lasten, den *Dortmunder Richtwerten*. Aufgrund deren Modifizierung zu den *Revidierten Dortmunder Richtwerten* (s. Kap. 3.2; Jäger 2018) wurden die vormals im Zwischenbericht 3 dargestellten Ergebnisse entsprechend angepasst. Um den insgesamt lumbal-biomechanisch orientierten Evaluierungsansatz der Screening-Werkzeuge zu erweitern und somit gesicherter werden zu lassen, wurden die Druckkraft-bezogenen Ergebnisse durch Scherkraft-bezogene Erhebungen und Bewertungen ergänzt. Als Bewertungskriterium werden dazu die Empfehlungen von Gallagher u. Marras (2012) verwendet. Als Bezugspunkt der biomechanischen Modellrechnungen wurde – wie in anderen Fragestellungen in Ergonomie und Arbeitsmedizin üblich – die lumbosakrale Bandscheibe L5-S1 gewählt, Körperhöhe und -gewicht wurden zu 1,75 m bzw. 75 kg angenommen sowie die im *Dortmunder* hinterlegten Körperproportionen verwendet.

#### Anmerkungen:

- Für die Erhebungen in diesem Kapitel gelten die zuvor genannten Voraussetzungen bezüglich Körperhöhe und -gewicht sowie Körperproportionen; andere Maße können zu veränderten Ergebnissen führen (s. z.B. Jäger et al. 1989).
- Für die Darstellungen in diesem Kapitel wurde aufgrund der zeitlichen Restriktionen des Forschungsvorhabens MEGAPHYS – wie im Forschungsantrag beschrieben – nicht auf andere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung wie Torsions- und Beugemomente, Bandscheibendruck, lokale Belastungsprofile auch bezüglich der anderen lumbalen Bandscheiben L1-L2 bis L4-L5 eingegangen sowie keine messtechnische Erhebung der muskulären Aktivierung vorgenommen.
- Die biomechanische Evaluierung von Screening-Werkzeugen ist im Forschungsantrag auf Erhebungen zu lumbalen Bandscheiben-Druckkräften beschränkt; korrespondierende Erhebungen zu sagittalen und lateralen Scherkräften schienen dennoch angeraten und stellen somit zusätzliche Ergebnisse dar.
- Die lumbal-biomechanische Evaluierung der in diesem Kapitel behandelten Screening-Werkzeug-Entwürfe ist im Forschungsantrag nicht enthalten, schien dennoch angeraten und stellt somit zusätzliche Ergebnisse zur Verfügung.
- Gegebenenfalls wurde den LMMs ein Kürzel zugeordnet, das „zum schnellen Verständnis“ ein wenig vom offiziellen Akronym abweicht.

### 3.5.1 Leitmerkmalmethode „Heben, Halten, Tragen“ 2001, 2015(E) und EAWS

In diesem Teil des Berichtes wird die biomechanische Evaluierung zweier häufig angewendeter Screening-Tools zur Beurteilung von Tätigkeiten mit Lastenhandhabung erläutert, nämlich die Leitmerkmalmethode zum Heben, Halten und Tragen von Lasten (LMM HHT) und ein Teil des Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS), der auf diese Formen von Lastenmanipulationen fokussiert (Schaub et al. 2010, 2012).

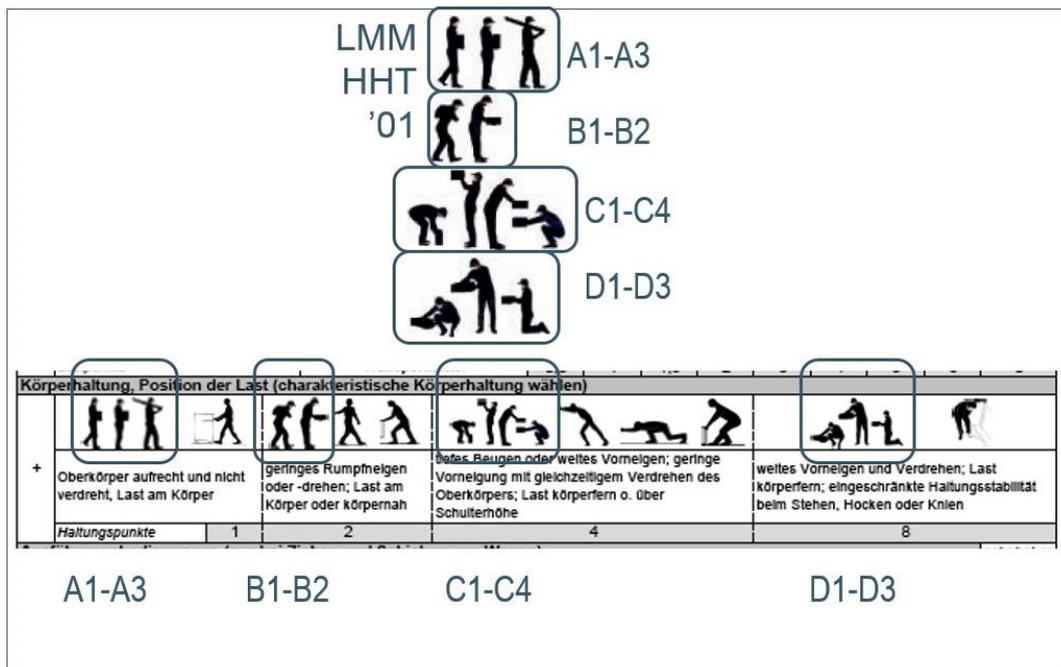
Der „im Kern“ zweiseitige LMM-Erhebungsbogen enthält Abschnitte zur Dokumentation und Bewertung von Lastenhandhabungen anhand sogenannter Leitmerkmale, d.h. der Häufigkeit und Dauer von Hebe- und Tragevorgängen und der Entfernungen, über die Lasten getragen werden, sowie der Gewichte, Körperhaltungen und Ausführungsbedingungen bei der Lastenhandhabung (Windberg u. Steinberg 1998). Das EAWS-Verfahren wird vorwiegend in industriellen Arbeitsfeldern zur Bewertung körperlicher Belastungen eingesetzt. Der zugehörige Bewertungsbogen ist auf 4 Seiten dargestellt, von denen auf der ersten Seite Basisdaten und spezielle Belastungsbedingungen, auf der zweiten Seite Körperhaltungen, auf der dritten Seite ausgeübte Aktionskräfte und Tätigkeiten mit Lastenhandhabung sowie auf der vierten Seite Belastungen der oberen Extremitäten bei repetitiven Tätigkeiten dokumentiert, bewertet und hinsichtlich des Überbelastungsrisikos beurteilt werden. Beiden Verfahren ist gemeinsam, dass die Belastung anhand von Punktwerten beschrieben wird, die aggregiert und nach einem Ampelschema bzgl. eventueller Überlastungen bzw. „körperlicher Überbeanspruchung“ bewertet werden.

#### 3.5.1.1 Prinzipielle Vorgehensweise

Die in diesem Forschungsvorhaben durchgeführte biomechanische Evaluierung bezieht sich auf die „körperinnere Belastung“ mit Fokussierung auf den unteren Rücken bzw. die Lendenwirbelsäule, der bei Lastenmanipulationen als besonders gefährdet anzusehen ist. Die Lumbalbelastung wird aus äußeren Merkmalen wie der Körperhaltung, in der die Lasten gehandhabt werden, und der Masse der Lastobjekte abgeleitet.

Zur Erfassung der Körperhaltung, in der Lastobjekte gehandhabt werden, werden in den Erhebungsbögen beider Verfahren charakteristische Körperhaltungen und Lastpositionen grafisch dargestellt und mit Punktwerten belegt. In Abbildung 3.5.1-1 sind die in den Erhebungsbögen des EAWS und der LMM HHT verwendeten Darstellungen von charakteristischen Körperhaltungen gegenübergestellt: im oberen Teil die in der LMM verwendeten und im unteren Teil die im EAWS vorliegenden Skizzierungen. Es wird deutlich, dass sämtliche Darstellungen aus der ursprünglichen Fassung der LMM von 2001 im EAWS berücksichtigt wurden. Im Hinblick auf die systematische biomechanische Evaluierung sind die Körperhaltungen in den beiden Teilen der Abbildung 3.5.1-1 mit Kürzeln versehen – jeweils gleiche Körperhaltungen mit gleichen Kürzeln –, die zum einen eine Gruppe der Körperhaltungsausprägungen mit mutmaßlich ähnlicher Größenordnung der Belastung beschreiben (s. Buchstaben) und zum anderen die Position innerhalb einer Gruppe angeben (s. Zahlen).

Die Gruppe A1-A3 bezieht sich auf Haltungen mit aufrecht gehaltenem Oberkörper, ohne Verdrehung des Rumpfes und mit einer körpernahen Lastposition. Die Gruppe B1-B2 unterscheidet sich von der ersten Gruppe durch eine geringe Rumpfvorneigung, die Gruppe C1-C4 durch weites Vorneigen, Verdrehen des Oberkörpers und/oder eine körperferne Last. Die Gruppe D1-D3 bezieht zusätzlich eine eingeschränkte Haltungsstabilität mit ein. Die Gruppen sind mit von A nach D steigenden Belastungspunkten versehen; die zugehörigen Punktzahlen sind im unteren Teil der Abbildung 3.5.1-1 angegeben und bei beiden Verfahren identisch.



**Abb. 3.5.1-1:** Vergleich der in der LMM HHT '01 (oben) sowie im EAWS (unten) vorgegebenen charakteristischen Körperhaltungen und Lastpositionen; die nicht-umrandeten Körperhaltungen aus dem EAWS beziehen sich auf Ziehen und Schieben und werden in Kap. 3.5.2 aufgegriffen; Erläuterung der Kürzel „A1“ o.ä. siehe Text; Erläuterung der im späteren Berichtsverlauf vorgenommenen Änderung der Kürzel aufgrund einer zusätzlichen Körperhaltung im Entwurf der LMM HHT '15(E) siehe untenstehende Anmerkung

**Anmerkung:** Wie im späteren Verlauf erläutert, wurde das Körperhaltungsspektrum im neuen Entwurf der LMM HHT aus 2015 um eine Körperhaltung erweitert, zudem sind einzelne Haltungen spiegelsymmetrisch dargestellt (Klußmann et al. 2015); die Erläuterungen in den unmittelbar folgenden Passagen beziehen sich aufgrund der identischen Haltungsdarstellungen von LMM HHT '01 und EAWS auf die LMM-Fassung aus 2001.

Körperhaltungen, die im unteren zum EAWS gehörenden Teil der Abbildung 3.5.1-1 nicht markiert sind, beziehen sich nicht auf das Heben, Halten oder Tragen von Lasten, sondern auf das Ziehen und Schieben von Objekten. Diese Tätigkeiten werden mit einer anderen Leitmerkmalmethode beurteilt; dementsprechend erfolgt der Vergleich mit dem EAWS für diese Tätigkeiten in einem getrennten Abschnitt (Kap. 3.5.2).

Zur Durchführung der Evaluierung wurden die vorgegebenen Körperhaltungen im Labor nachgestellt. Die Winkelstellungen der verschiedenen Körpersegmente wurden über eine Bildschirmmaske in das biomechanische Simulationsmodell *Der Dortmunder* eingegeben, sodass insbesondere die Lastposition relativ zum Körper sowie deutlich in den Skizzierungen erkennbare relative Lokalisationen beispielsweise von Händen, Füßen und Kniegelenken nachempfunden wurden. Dabei wurde ein besonderer Wert auf die Modellierung von Details wie Wirbelsäulenkrümmung und -torsion, Schulter- und Schrittstellung sowie Beckenrotation und Fußstellung gelegt. In dem Simulationsmodell wurden dann als Belastungskenngrößen die Momente und Kräfte, die in der unteren Wirbelsäule wirken, für die jeweils im Modell replizierte charakteristische Körperhaltung berechnet.

Als ein Beispiel für die Nachstellung der Körperhaltung werden in der Abbildung 3.5.1-2 die Körperhaltungen A1 bis A3 aus den Screening-Werkzeugen EAWS und LMM HHT beim körpernahen Halten oder Tragen einer Last bei einer Schrittstellung bzw. im Stehen sowie beim

Halten oder Tragen einer Last auf der Schulter mit den Bildschirmdarstellungen der Simulationen im *Dortmunder* gegenübergestellt. Dargestellt sind jeweils die Ansichten der Strichfigur von der Seite, von vorne und von oben sowie in einer Schrägansicht.

Der Vergleich der Strichfiguren mit den Darstellungen aus dem EAWS bzw. LMM HHT '01 zeigt, dass das verwendete Eingabeprogramm über eine Bildschirmmaske mit unmittelbarer Sichtkontrolle der resultierenden Körperstellung eine genaue Nachstellung der vorgegebenen Körperpositionen ermöglicht. Dabei wird unter anderem auch deutlich, dass eine rein sagittale Modellierung der nachzustellenden Körperhaltungen unzureichend wäre, da zum Beispiel ein körpernahes Halten eines Lastobjekts (s. A1 u. A2) ein Ausstellen der Ober- und Unterarme bedingt. Zudem ist auch das Halten bzw. Tragen eines Balkens auf *einer* (A3) Schulter naturgemäß beidseits unsymmetrisch, wie auch die Beckenrotation um die Hochachse beim Gehen (s. z.B. Seitenansicht zu A1).



**Abb. 3.5.1-2:** Beispiele für die Nachstellung von im EAWS und in der LMM HHT '01 vorgegebenen Körperhaltungen mit Hilfe des Dortmund

### 3.5.1.2 Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung

Wie zuvor angemerkt, wurde das Körperhaltungsspektrum im neuen Entwurf der Leitmerkmal-methode zum Heben, Halten und Tragen aus dem Jahr 2015 um eine Körperhaltung erweitert, die aufgrund der zeitlichen Abfolge der Entwicklungen somit nicht im EAWS enthalten ist bzw. nicht enthalten sein kann. Zur Vervollständigung der biomechanischen Erhebungen wurden die Bandscheibenkräfte auch für diese Situation berechnet.

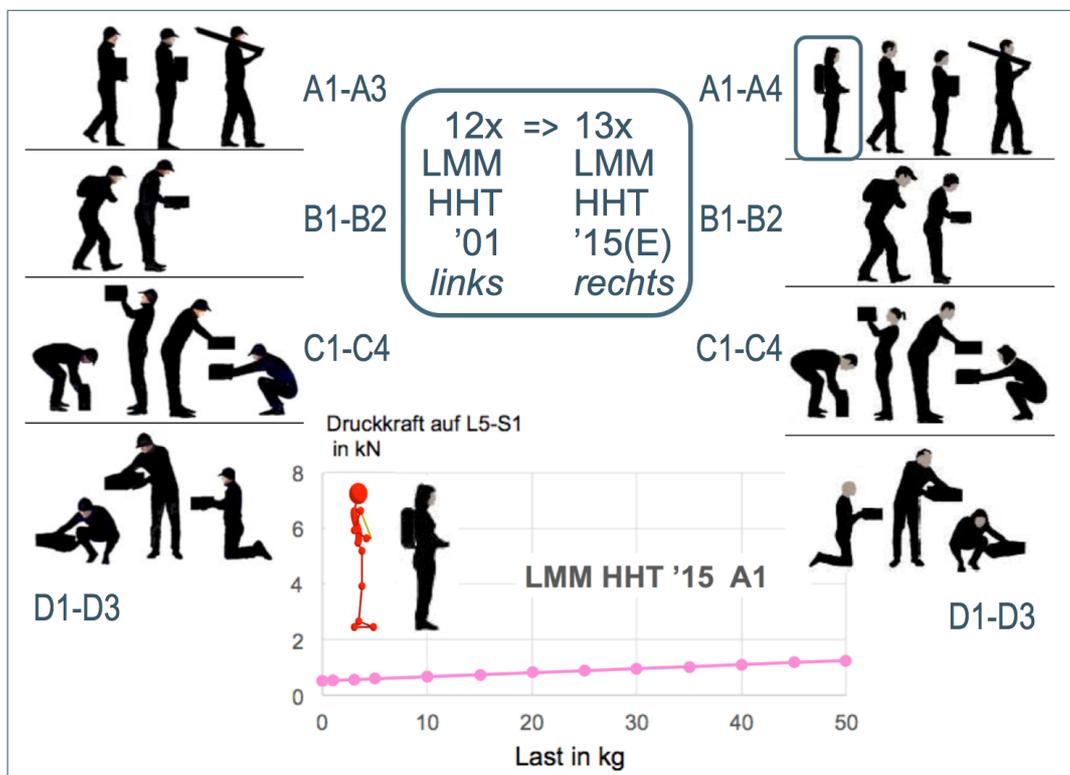
#### 3.5.1.2.1 Körperhaltungsübersicht und Ansatzeläuterung anhand Belastungsfall A1

Eine Gegenüberstellung der Körperhaltungen der beiden LMMs zum Heben, Halten und Tragen ist in Abbildung 3.5.1-3 vorgenommen, zusätzlich ist im rechten Abbildungsteil „die neue charakteristische Körperhaltung“ mit einem Rucksack auf dem Rücken im aufrechten Stand

hervorgehoben. Zur eindeutigen Zuordnung wird diese Körperhaltung hier das Kürzel A1 zugeordnet, die zuvor verwendeten Kürzel A1 bis A3 werden bezüglich der Leitmerkmalmethode HHT in A2 bis A4 umbenannt.

Anmerkung: Im Folgenden wird das 2015er LMM-Körperhaltungsspektrum mit den entsprechenden Kürzeln als Referenz verwendet. Die Kürzel bezüglich des EAWS bleiben bestehen, wie in Abbildung 3.5.1-1 dargestellt, und werden als Zusatz in den folgenden Abbildungen verwendet.

Auf die im 2015er Entwurf innerhalb der Gruppe D vorgenommenen spiegelsymmetrischen Körperhaltungsdarstellungen und auch Tauschen von Darstellungen – Körperhaltung D1 wird zu D3 und umgekehrt – wird nicht näher eingegangen, gleichwohl wird dies in den folgenden Darstellungen berücksichtigt. Die 2015 eingeführte geschlechtsdifferenzierende Skizzierung hat auf die biomechanischen Modellrechnungen keinen Einfluss, da von einer einheitlichen Somatometrie ausgegangen wird.



**Abb. 3.5.1-3:** Gegenüberstellung der charakteristischen Körperhaltungen der beiden Leitmerkmalmethoden zum Heben, Halten, Tragen aus 2001 (links) und 2015 (rechts: mit Hervorhebung der zusätzlichen „neuen“ Haltung) sowie Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse entsprechend der Körperhaltung A1 der LMM HHT '15 (E)

Für die in der Abbildung 3.5.1-3 rechts dargestellten Körperhaltungen – die in der LMM HHT und dem EAWS gleichermaßen vorkommen sowie für die zusätzliche aus dem 2015er Entwurf der LMM HHT – wurden für Lastmassen von 0 bis 50 kg mehrere Kennwerte der Belastung der unteren Wirbelsäule, wie Druck- und Scherkräfte und Beuge- und Torsionsmomente, berechnet. Zunächst wird auf die erhobenen Bandscheiben-Druckkräfte eingegangen, im späteren Verlauf auf die Scherkräfte.

Wie der exemplarisch angeführte Druckkraftverlauf im unteren Abbildungsteil für die Körperhaltung LMM HHT A1 verdeutlicht, werden aufgrund der lumbal-biomechanisch sehr günstigen

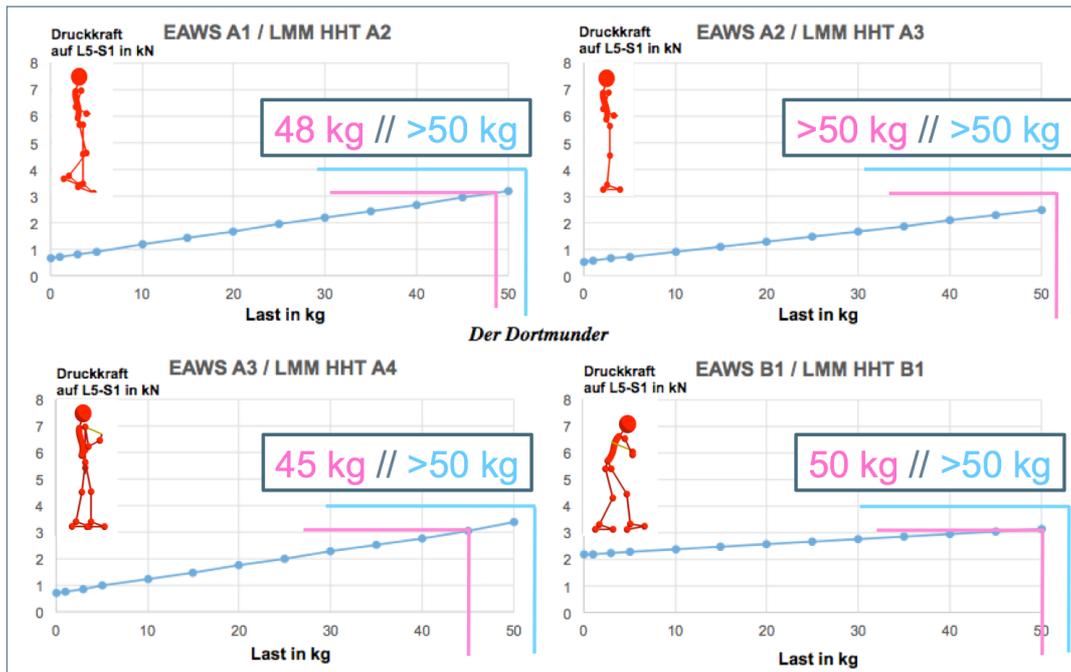
Position der Last auf dem Rücken mit demzufolge sehr kleinem Hebelarm zur Lendenwirbelsäule in dem hier vorausgesetzten Fall des aufrechten Stehens recht niedrige Bandscheiben-Druckkräfte bewirkt (unter  $1\frac{1}{2}$  kN).

Zur Bewertung der berechneten Druckkräfte auf L5-S1 werden die alters- und geschlechtsspezifischen *Revidierten Dortmunder Richtwerte* herangezogen, die als Empfehlungen zur Maximalbelastung beim Handhaben von Lasten zu interpretieren sind. Diese gehen, ähnlich wie die Leitmerkalmethode, von einer verminderten Belastbarkeit im höheren Alter aus; ebenso gilt die Annahme, dass Frauen ein höheres lumbal-biomechanisches Überlastungsrisiko als Männer aufweisen und dass daher bei gleichem Alter niedrigere Maximalbelastungen vorgesehen werden sollten als bei Männern. Da der niedrigste Wert der empfohlenen Maximalbelastung bei 1,8 kN liegt, lässt sich kein Überlastungsrisiko für den unteren Rücken ableiten; dabei sollte jedoch bedacht werden, dass hier von einem statischen Belastungsfall ohne Massenträgheitseffekte beispielsweise durch das Gehen ausgegangen wurde – darauf wird im späteren Verlauf eingegangen (s. Kap. 3.5.1.2.3a).

#### 3.5.1.2.2 Belastungsfälle A2 bis D3 der LMM HHT '15(E)

In Abbildung 3.5.1-4 sind die Druckkräfte auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse für die Körperhaltungen A2 bis A4 und B1 dargestellt. Die Diagramme zeigen, dass die Druckkraft bei allen Körperhaltungen mit der Lastmasse ansteigt. Weiterhin zeigen die Ergebnisse für die Haltungen mit einem aufrechten Oberkörper (A2 bis A4) bei geringen Lastmassen eher geringe Druckkräfte ( $< 1\frac{1}{2}$  kN bei Lastmassen bis 10 kg), während für die Körperhaltung B1 mit einem vorgebeugten Oberkörper vor allem bei geringen Lastmassen deutlich höhere Druckkräfte gefunden wurden (bis ca.  $2\frac{1}{2}$  kN). Bei höheren Lastmassen verringert sich dieser Unterschied, da bei niedrigen Lastmassen die Belastung der Wirbelsäule maßgeblich durch die Haltung des Oberkörpers bestimmt wird und der Einfluss der Lastmasse vergleichsweise gering ist. Bei den höheren Lastmassen ist hingegen die Wirkung der Last groß, so dass der Einfluss der Oberkörperhaltung überdeckt wird und die Wirkung der Last überwiegt. Bei Haltung A4 wird der Einfluss der asymmetrischen Lastposition deutlich, sodass der Druckkraftverlauf bei eher niedrigen Werten beginnt und bei vergleichsweise hohen Druckkräften endet.

Für ein Bewertungsbeispiel wird im dargestellten Fall von 40-jährigen Personen ausgegangen; diese Angabe ist den Bewertungskriterien der Leitmerkalmethode entlehnt, bei der bei Personen ab 40 Jahren von einer verminderten Belastbarkeit ausgegangen wird. Entsprechend den *Revidierten Dortmunder Richtwerten* gilt somit, dass für Frauen ein empfohlener Maximalwert von 3,1 kN (pink) und für Männer von 4,0 kN (hellblau) für die Druckkraft an der Lendenwirbelsäule gilt.



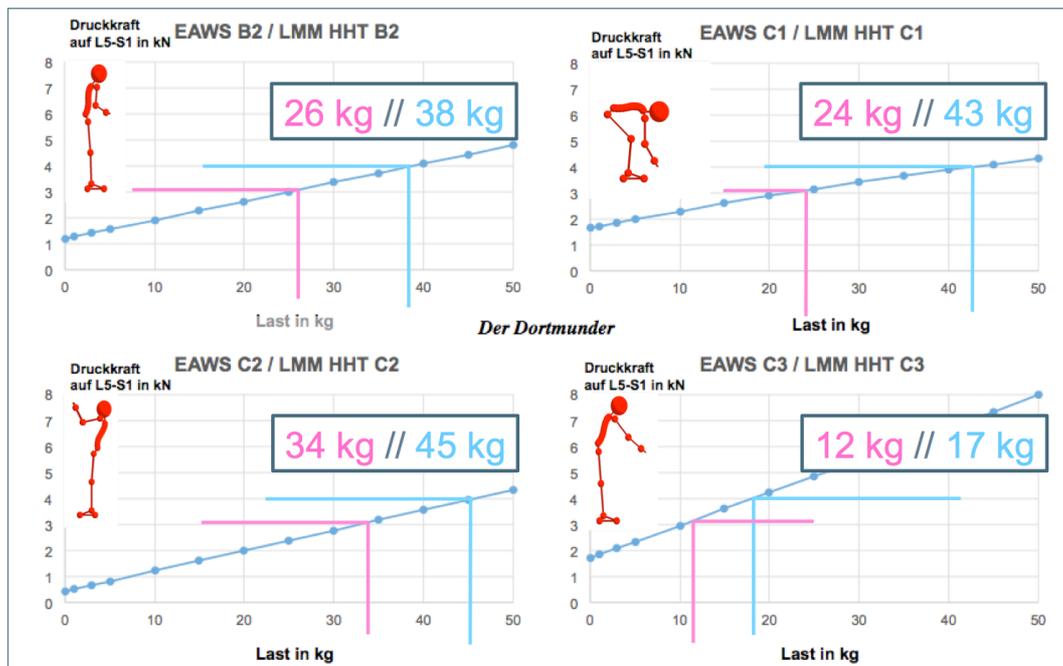
**Abb. 3.5.1-4:** Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse für weitgehend aufrechte Oberkörperhaltungen und körpernahe Lastpositionen entsprechend EAWS bzw. LMM HHT '15(E) mit exemplarischer Bewertung der Belastung anhand der Revidierten Dortmunder Richtwerte für 40-jährige Frauen (pink) und Männer (hellblau) mit Angabe maximal empfohlener Lastmassen für die vorgegebenen Körperhaltungen und statische Bedingungen

Dies entspricht bei den in Abbildung 3.5.1-4 vorausgesetzten Körperhaltungen einer Last von nahezu 50 kg bis deutlich über 50 kg (s. Lot auf Abszisse); für geringere Lastmassen ist daher anzunehmen, dass bei den hier angenommenen Lastpositionen und Körperhaltungen mit einem weitgehend aufrechten Oberkörper keine biomechanische Überlastung für 40-Jährige angenommen wird – sofern die Annahmen für diese exemplarischen Belastungsfälle zutreffen. Diese Nebenbedingung weist auf einen im späteren Verlauf dieses Berichtskapitels aufgegriffenen Aspekt hin, dass in diesen Berechnungen massenträgheitsbedingte Einflüsse nicht berücksichtigt wurden, denen jedoch insbesondere beim Tragen eine besondere Bedeutung zukommt. Zudem ist offensichtlich, dass bei Personen höheren Alters, denen ein höheres Überlastungsrisiko und somit eine niedrigere lumbale Belastbarkeit zuzuordnen ist, die aus Abbildung 3.5.1-4 ableitbaren maximalen Lastgewichte niedrigere Werte aufweisen würden bzw. müssen.

In Abbildung 3.5.1-5 sind weitere Berechnungsbeispiele gezeigt, bei denen die Lasten in ungünstigeren Körperhaltungen als den vorherigen gehalten werden. Beim Halten einer Last vor dem Körper mit vorgeneigtem Oberkörper und leicht nach vorne gehaltenen Armen – wie im Diagramm oben links zur Haltung B2 von EAWS bzw. LMM HHT dargestellt – werden die Richtwerte von 3,1 kN für Frauen und 4,0 kN für Männer bereits bei einer Last von etwa 25 bzw. 40 kg erreicht. Die weiteren Diagramme in Abbildung 3.5.1-5 zeigen Ergebnisse für Körperhaltungen und Lastpositionen, bei denen – im Gegensatz zu den Beispielen in Abbildung 3.5.1-4 – ebenfalls bereits geringere Lastmassen zu einer Überschreitung der empfohlenen Richtwerte führen.

Die Ergebnisse zur Haltung C3 verdeutlichen, dass die Überlagerung einer deutlichen Rumpfvorneigung und nach vorn gehaltenen Armen mit relativ großen Lasthebelarmen bzgl. des unteren Rückens verbunden ist und dass dadurch auch vergleichsweise hohe Wirbelsäulenkräfte verursacht werden; entsprechend der angewendeten Vorgehensweise ergäben sich für

derartige Belastungsfälle maximale Lastmassen von etwa 10-15 oder 15-20 kg für 40-jährige Frauen bzw. Männer. Eine Besonderheit zeigt die Darstellung zur Haltung C2 unten links in Abbildung 3.5.1-5: Das Lastobjekt wird über Schulterniveau gehalten, was zwar zu einem relativ kurzen Hebelarm des Lastobjekts mit niedrigen Bandscheiben-Druckkräften führt, aber aufgrund der Hohlkreuzhaltung zu einer stark erhöhten dorsalen Kantenpressung. Dieser Sachverhalt verdeutlicht, dass „Belastung“ vielfältig sein kann und dass die Beurteilung von Belastungssituationen anhand einer einzigen Kenngröße – hier der lumbosakralen Druckkraft – gegebenenfalls zu einem hinterfragenswerten (Teil-)Ergebnis führen kann.



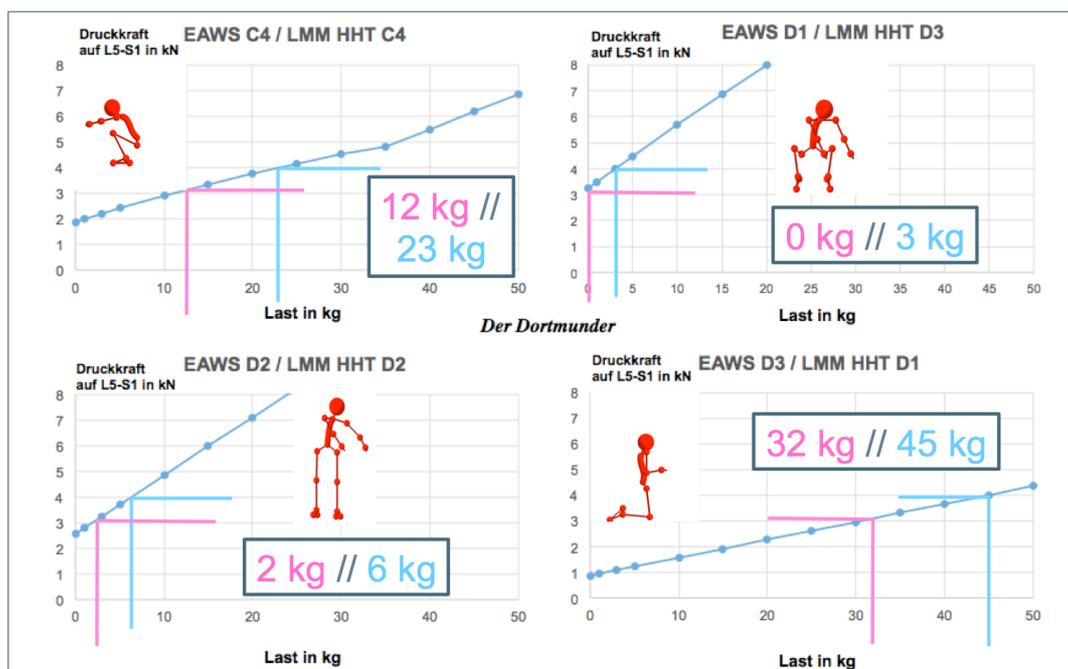
**Abb. 3.5.1-5:** Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse für Körperhaltungen mit deutlich vor- bzw. nach hinten geneigtem Oberkörper und/oder nach vorn gehaltenen Armen mit nicht-körpernahen Lastpositionen entsprechend EAWS bzw. LMM HHT '15(E) mit exemplarischer Bewertung der Belastung anhand der Revidierten Dortmunder Richtwerte für 40-jährige Frauen (pink) und Männer (hellblau) mit Angabe maximal empfohlener Lastmassen für die vorgegebenen Körperhaltungen und statische Bedingungen

Die Ergebnisse der Druckkraftberechnungen zur letzten Gruppe von Körperhaltungen, die in EAWS bzw. LMM HHT als typische Belastungssituationen aufgeführt sind, enthält Abbildung 3.5.1-6. Dabei wird das Lastobjekt eher weit vorn, zum Teil auch deutlich seitlich zur Medianebene gehalten oder die Last wird nicht im Stehen, sondern im Hocken oder Knien gehandhabt. Dies führt teilweise zu recht hohen Bandscheiben-Druckkräften, sodass die Berechnungen nicht in allen 4 Fällen bis zu Lastmassen von 50 kg dargestellt sind.

Eine Besonderheit weist das Ergebnis zu Haltung C4 dahingehend auf, dass die Druckkraft nicht linear mit zunehmender Lastmasse zunimmt: Dieser Effekt ist auf die Modellierung der Bauchraum-Innendruck-Wirkung im *Dortmunder* zurückzuführen, bei der mit zunehmender äußerer Belastung in Form des Beugemoments nach vorn der Intra-Abdominaldruck als „partielle Entlastung“ bzw. „Stützung der Wirbelsäule“ nur bis zu einem gewissen Grad zunimmt (s.a. Kap. 3.4). Physiologisch bedingt weist der körperinterne Druck ein Maximum auf, das im *Dortmunder* auf 150 mmHg bzw. 20 kPa gesetzt wurde; dies führt mit zunehmender Lastmasse zu einer nicht weiter zunehmenden „Entlastung“, sodass der Druckkraftverlauf bei etwa 35 kg

Lastmasse einen Knick aufweist und die Belastungszunahme – hier die Bandscheiben-Druckkraft – eine höhere Steigung aufweist. Dass der Bauchraum-Innendruck derart hohe Werte annimmt ist auf den „auffällig engen Winkel“ zwischen Oberschenkel und Rumpf in der zugrundeliegenden Hockstellung zurückzuführen, sodass sich der untere Teil des Bauches nicht nach vorn ausdehnen kann und sich somit ein wenig auf die Beine „aufstützt“; entsprechend der auf Messungen beruhenden Modellierung der Bauchraum-Innendruck-Wirkung im *Dortmunder* führen kleine Hüftwinkel zu vergleichsweise hohen Abdominaldrücken.

Weitere Besonderheiten zeigen die Druckkraftverläufe für die stark asymmetrischen Belastungsfälle D2 und D3: Die Steigung der Belastung mit zunehmender Lastmasse ist deutlich stärker ausgeprägt und führt daher zu besonders hohen Druckkräften. Im Gegensatz dazu mag der Belastungsfall D1 aufgrund der knienden Haltung ein hohes Risiko „für eine körperliche Überbeanspruchung“ entsprechend der Intention der LMM HHT aufweisen, nur spiegelt sich dieses Überlastungsrisiko bei der hier vorliegenden lumbal-biomechanischen Betrachtung naturgemäß nicht wider: Der vergleichsweise kurze Lasthebelarm und die aufrechte Stellung des Rumpfes führt zu einer relativ geringen Wirbelsäulenbelastung bzw. geringen Zunahme der Wirbelsäulenbelastung mit zunehmendem Lastgewicht.



**Abb. 3.5.1-6:** Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse für besondere Körperhaltungen im Hocken und Knieen sowie im Stand mit Lastpositionen vorn seitlich zum Oberkörper entsprechend EAWS bzw. LMM HHT '15(E) mit exemplarischer Bewertung der Belastung anhand der Revidierten Dortmunder Richtwerte für 40-jährige Frauen (pink) und Männer (hellblau) mit Angabe maximal empfohlener Lastmassen für die vorgegebenen Körperhaltungen und statische Bedingungen

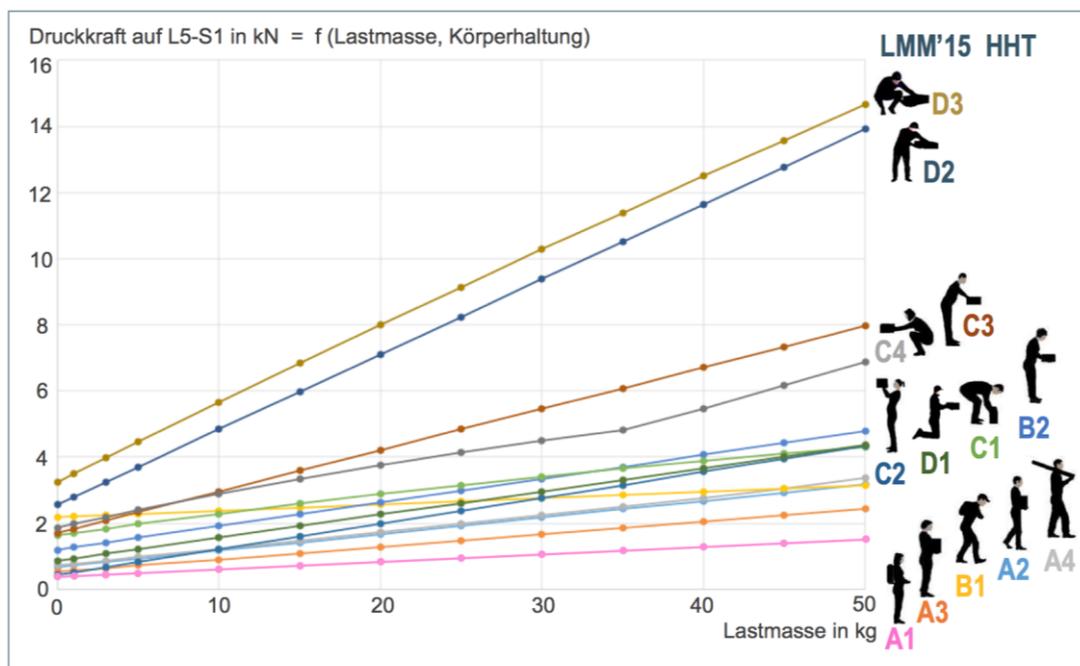
Die zuvor gewählte Vorgehensweise bei der Bewertung der Druckkräfte anhand der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* für 40-Jährige zeigt eine nochmalige Abnahme der „empfohlenen maximalen Lastmassen“ im Vergleich zur Bewertung der Situationen in Abbildung 3.5.1-5. Insbesondere die Situationen D2 und D3 (oben rechts bzw. unten links in Abb. 3.5.1-6) führen aufgrund der starken Rumpfvorneigung und -seitwendung in Kombination mit zur Seite gehaltenen fast gestreckten Armen zu sehr geringen „empfohlenen Maximallasten“ (0 bis ca. 6 kg). Im Gegensatz dazu – entsprechend den Ausführungen am Ende des vorherigen Absatzes – sind die empfohlenen Maximallasten bei der mit relativ kurzem Lasthebelarm verbundenen

Situation D1 aus lumbal-biomechanischer Sicht deutlich höher und in der Größenordnung der Situationen B2, C1 und C2 aus Abbildung 3.5.1-5.

### 3.5.1.3 Ergebnisübersichten zu Kräften an lumbosakraler Bandscheibe

#### a) Druckkräfte – Werte

Abbildung 3.5.1-7 zeigt zusammenfassend die Druckkraft auf L5-S1 für Lastgewichte von 0 bis 50 kg für alle Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode zum Heben, Halten und Tragen aus 2015 (Entwurf), die bis auf eine Ausnahme – aufrechtes Stehen mit Rucksack auf dem Rücken – mit denen der Leitmerkmalmethode aus 2001 und denen des EAWS übereinstimmen. Die Körperhaltungen wurden gegebenenfalls einschließlich (a) Wirbelsäulen-Krümmungen in der Sagittalebene zur Nachbildung von Rundrücken- oder Hohlkreuzhaltungen sowie (b) Wirbelsäulen-Krümmungen zur Seite zur Nachbildung von Seitwendungen mit nicht-parallelen Hüft- und Schultergelenksachsen, (c) einschließlich Torsionen im Rumpf sowie (d) erkennbar besonderen Schulter- und Schrittstellungen mit Beckenrotation und auch (e) für Lasten auf der Schulter bzw. dem Rücken (Rucksack) im Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* nachgestellt bzw. „modelliert“.



**Abb. 3.5.1-7:** Zusammenstellung der Verläufe der lumbosakralen Bandscheiben-Druckkraft in Abhängigkeit von der Lastmasse für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-D3 entsprechend der Leitmerkmalmethode (Entwurf) zum Heben, Halten, Tragen aus 2015(E) – somit eingeschlossen die Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode aus 2001, identisch denen im EAWS – unter Voraussetzung statischer Bedingungen

Es wurde angenommen, dass die Lasten beidhändig symmetrisch gehalten wurden, wenn nicht deutlich asymmetrische Lastpositionen durch Arm- oder Rumpfhaltung vorlagen (A4, D2, D3). Es wurden dabei „statische Bedingungen“ wie beim Halten eines Lastobjekts in einer zeitkonstanten Körperhaltung vorausgesetzt; auf die Wirkung der Massenträgheit von Körper und Last bei Bewegungen wie Gehen oder Tragen wird in einem exemplarischen „Einschub“ eingegangen.

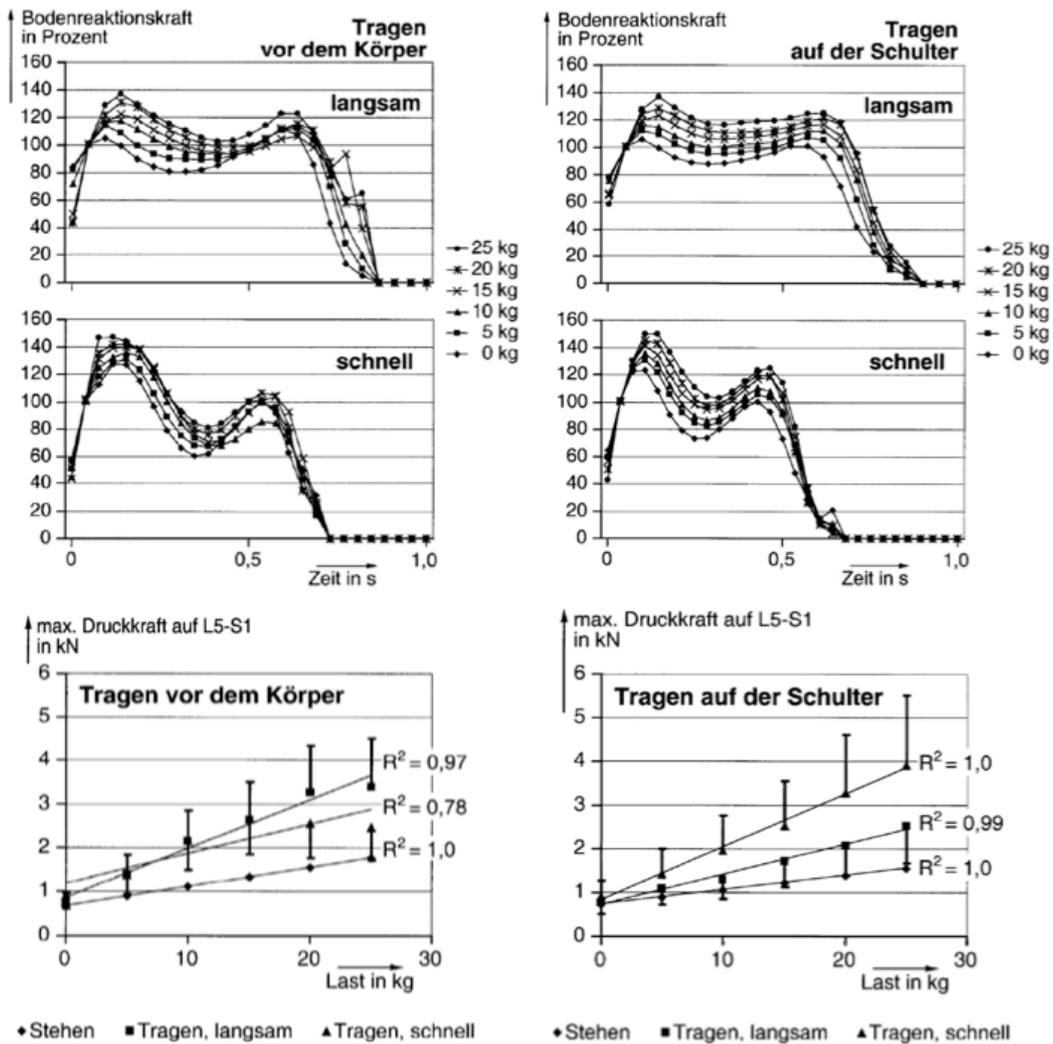
Den Druckkraftverläufen kann entnommen werden, dass Lasten, die nah am Körper und/ oder mit weitgehend aufrechtem Oberkörper gehalten werden, zu relativ geringen Bandscheibenbelastungen führen (A1 bis A4), während Lasten, die körperfern und ggf. mit verdrehtem Oberkörper gehalten werden, sehr hohe Belastungen bewirken können. Bandscheiben-Druckkräfte über 8 kN – wie für die besonders unsymmetrischen und mit deutlicher Rumpfvorneigung und -seitwendung verbundenen Belastungsfälle D2 und D3 angegeben – kommen in der Realität recht selten bis gar nicht vor; sie sind hier – analog zu den mit sehr weit vor dem Körper gehaltenen Lastobjekten bei den Belastungsfällen C3 und C4 – nur zur Vervollständigung der Berechnungen nicht ausgeblendet. Derartige Körperhaltungen sind in aller Regel nicht mit den hier unterstellten sehr hohen Lastgewichten von 20 bis 50 kg verknüpft.

### Einschub zu „dynamischen Bedingungen“

Die zuvor gezeigten Beispiele beziehen sich auf das Halten von Lasten; sie beruhen auf „statischen Berechnungen“, d.h. Einflüsse, die durch Beschleunigungen und Verzögerungen der Massen der Körpersegmente und des im Gehen gehaltenen Lastobjekts entstehen, sind nicht berücksichtigt. Exemplarische Untersuchungen zum Tragen von Lasten vor dem Körper bzw. auf der Schulter in einem früheren Forschungsvorhaben (*Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2 – DOLLY 2*; Jäger et al. 2001; Jordan et al. 2001) bestätigen einen erheblichen Einfluss der Dynamik beim Gehen auf die Kräfte, die auf den Körper einwirken und die im Körper wirksam werden.

Abbildung 3.5.1-8 zeigt dazu die auf den Boden übertragenen Kräfte („Bodenreaktionskräfte“), die eine Person während eines Schritts, bestehend aus Fersenaufsatz, Abrollen und Zehenabstoß, beim langsamen und schnellen Gehen ausübt. Die Messungen erfolgten mit verschiedenen Lasten (0-25 kg), die vor dem Körper oder auf der Schulter getragen wurden. Diese mit einer Kraftmessplattform erhobenen Bodenreaktionskräfte wurden zur besseren Vergleichbarkeit der verschiedenen Messdurchläufe in Prozentwerte umgerechnet, wobei 100% dem Körpergewicht der tragenden Person entspricht. Es zeigt sich erwartungsgemäß, dass das Lastgewicht einen erkennbaren Einfluss auf die Höhe der Bodenreaktionskräfte aufweist, dass aber auch die Geschwindigkeit der Durchführung keinesfalls unbedeutend ist. Aus den Messungen wurden quantitative Angaben zu den zusätzlichen, masseträgheitsbedingten Kräften abgeleitet, die durch die Beschleunigung und Verzögerung der Massen der Körpersegmente und der Last im Körper entstehen und die zu einer Erhöhung der Belastung des unteren Rückens bzw. der Lendenwirbelsäule führen.

Die Ergebnisse von Simulationsrechnungen mit dem *Dortmunder* sind im unteren Teil der Abbildung 3.5.1-8 anhand der Druckkraft auf L5-S1 wiedergegeben. Dabei zeigt sich eine erhebliche Erhöhung der Bandscheiben-Druckkraft, die beim Tragen im Vergleich zum Gehen ohne Last oder auch zum „statischen“ Stehen (100%) eintritt. Für die praktische Anwendung kann daraus ein „Dynamikzuschlag“ auf die Druckkraft auf L5-S1 von etwa 100% beim langsamen Tragen vor dem Körper und von etwa 50% beim langsamen Tragen auf der Schulter abgeleitet werden; eine andere Schätzung geht von etwa 200% bzw. 100% auf den lastabhängigen Anteil an der Druckkraft aus. Der Belastungsfall des Tragens einer Last auf dem Rücken bzw. eines Rucksacks wird hinsichtlich des Dynamikeinflusses ähnlich dem des Tragens auf der Schulter angesehen, da bei beiden Tragformen das Lastobjekt keine oder vergleichsweise geringe Relativbewegungen zum Körper ausführt, die sich mit den vertikalen Bewegungen des Körpers überlagern (können).



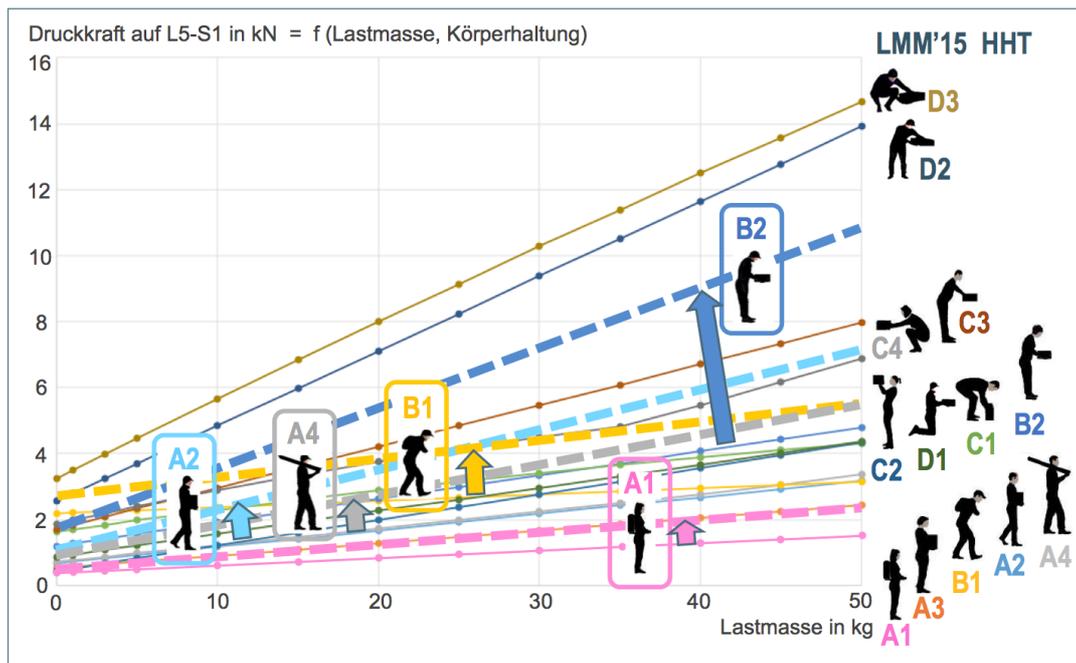
**„Dynamikzuschlag“**

- ca. 100% auf Druckkraft
- ca. 200% auf Lastanteil (langsames Tragen)

**„Dynamikzuschlag“**

- ca. 50% auf Druckkraft
- ca. 100% auf Lastanteil (langsames Tragen)

**Abb. 3.5.1-8:** Oben: Bodenreaktionskräfte beim Tragen von Lasten verschiedener Masse vor dem Körper (links) und auf der Schulter (rechts), angegeben in Prozent des Körpergewichts der tragenden Person. Unten: Spitzenwerte der Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit von der Lastmasse beim Tragen von Lasten vor dem Körper (links) und auf der Schulter (rechts) und daraus abgeleiteter „Dynamikzuschlag“ für das Tragen mit langsamer Gehgeschwindigkeit im Vergleich zum „statischen Halten“ einer Last



**Abb. 3.5.1-9:** Zusammenstellung der Verläufe der lumbosakralen Bandscheiben-Druckkraft in Abhängigkeit von der Lastmasse für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-D3 entsprechend der Leitmerkmalmethode (Entwurf) zum Heben, Halten, Tragen aus 2015(E) – somit eingeschlossen die Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode aus 2001, identisch denen im EAWS – unter Voraussetzung statischer Bedingungen mit Heraushebung der Belastungssituationen A1, A2, A4 sowie B1 und B2 mit zusätzlicher Berücksichtigung eines „Dynamikzuschlags“ (dick, gestrichelt)

Wendet man die aus beiden Schätzansätzen gemittelten Dynamikzuschläge auf die offensichtlich als Tragen erkennbaren Belastungssituationen A2, A4, B1 sowie – in sinnvoller Extrapolation – auf das Tragen eines Rucksacks mit aufrechtem Oberkörper (A1) und das Tragen eines Lastobjekt mit leicht vorgeneigtem Rumpf (B2) an, ergeben sich jeweils deutlich höhere Druckkraftwerte, als in Abbildung 3.5.1-7 angegeben. In Abbildung 3.5.1-9 sind exemplarisch mit Zuschlag versehene Druckkraftverläufe eingetragen (gestrichelt), die beispielsweise für das Tragen vor dem Körper ungefähr eine Verdoppelung der Belastungswerte bewirken (A2 und B2). Dies führt dazu, dass diese vormals eher dem unteren (A2) bzw. mittleren (B2) Belastungsbereich zuzuordnenden Belastungsfälle bei Berücksichtigung der Dynamikeffekte eher im mittleren (A2) bis hohen (B2) Bereich liegen. Im Gegensatz führt das Tragen eines Rucksacks (A1) auch bei Einbezug der Trägheitseffekte zu einer vergleichsweise sehr niedrigen Wirbelsäulenbelastung.

Ende des Einschubs zu „dynamischen Bedingungen“

#### b) Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Eine Bewertung der erhobenen Bandscheiben-Druckkräfte für die Belastungsfälle A1 bis D3 mit Lastgewichten bis zu 50 kg wurde im Verlauf von Kapitel 3.5.1.2 exemplarisch anhand der Druckkraftverläufe in den Abbildungen 3.5.1-4 bis 3.5.1-6 und deren Vergleich mit den *Revidierten Dortmunder Richtwerten* für 40-jährige in Hinsicht auf eine potentielle lumbal-biomechanische Überlastung durchgeführt. Eine Übertragung dieser Vorgehensweise auf andere Voraussetzungen hinsichtlich des Alters ist unter Zuhilfenahme auch der Abbildungen 3.5.1-7

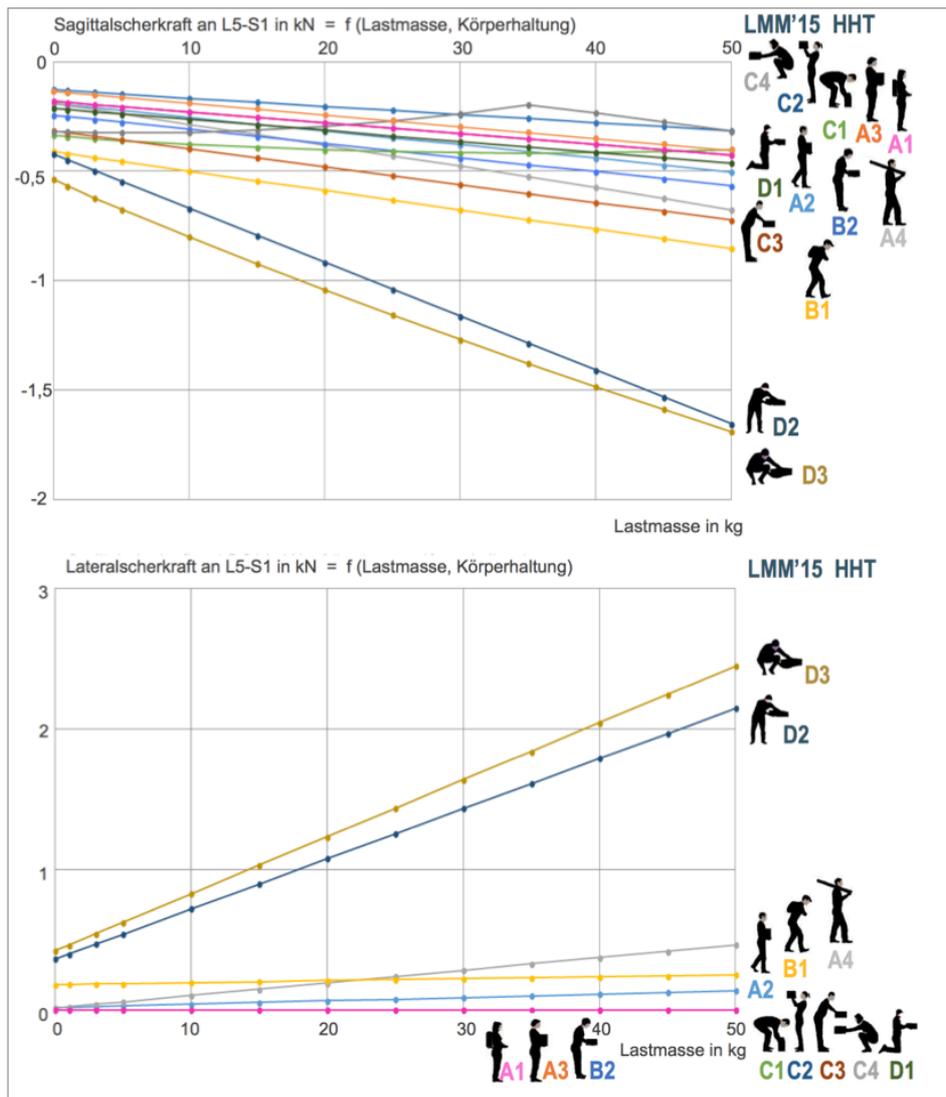
und 3.5.1-9 einfach durchführbar, sodass auf eine zusätzliche bildliche Darstellung hier verzichtet wird. Insgesamt ist offensichtlich, dass schwere Lasten insbesondere von Älteren nur in (sehr) guter Körperhaltung gehandhabt werden sollten; mit Bezug auf die in den Screening-Werkzeugen dargestellten Körperhaltungen gilt dies für das Tragen mittels Rucksack sowie im Frontalraum dicht vor dem Körper, wobei aufgrund der schrittinduzierten masseträgheitsbedingten Belastungsspitzen nur Lasten bis etwa 10 kg getragen werden sollten (Ansatz: Körperhaltung A2, Richtwert 1,8 kN für 60jährige Frauen, Abb. 3.5.1-9).

### c) Scherkräfte – Werte

Analog zur Übersichtsdarstellung der lumbosakralen Druckkräfte als ein typisches, gebräuchliches Maß der Belastung der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten zeigt Abbildung 3.5.1-10 die korrespondierenden Scherkraftkurven für die Belastungsfälle A1 bis D3 der Leitmerkmalermethode HHT (Entwurf) aus 2015. Somit sind die Belastungsfälle der ursprünglichen LMM aus 2001 sowie die des EAWS miteingeschlossen. Im oberen Teil ist die „sagittale“ oder „anterior-posteriore“ oder „Vor-rück-“Komponente der berechneten Scherkraft dargestellt, im unteren die „laterale“ oder „seitliche“ Scherkraftkomponente. Die Sagittalscherkraft nimmt aufgrund des im *Dortmunder* zugrundeliegenden karthesischen Koordinatensystems ausschließlich negative Werte an, die Lateralscherkraft positive und wie auch die Druckkraft (s. dazu Abb. 3.5.1-7).

Anmerkung: Mit dem *Dortmunder* werden die über eine ausgewählte Bandscheibe in der Lendenwirbelsäule bei Ausüben einer näher zu definierenen Tätigkeit übertragenen Aktions- bzw. Re-Aktionskräfte berechnet, die entsprechend der Lage der jeweiligen Bandscheibe in Druck- und Scherkraftkomponenten „zerlegt“ werden. Dargestellt werden in der Regel die Reaktionskräfte, die den Auflagerkräften „am unteren Schnittufer“ entsprechen. Im vorliegenden Zusammenhang werden die Kräfte und deren Komponenten bezüglich der untersten Bandscheibe der Wirbelsäule „L5-S1“ mit einer physiologischen Nach-vorn-Kippung um etwa 30° aufgrund des natürlich-normalen, physiologischen Doppel-S-förmigen Wirbelsäulenverlaufs berechnet. Dadurch bewirkt schon im aufrechten Stand das Oberkörpergewicht an dieser Bandscheibe einen Schub nach vorn; dies gilt für die „Actio-Seite“ (dem oberen Schnittufer), sodass auf der „Reactio-Seite“ (unteres Schnittufer) aufgrund des geltenden Kräftegleichgewichts eine gleichgroße, entgegengesetzt gerichtete Kraft wirkt. Mit Bezug auf die Querachse durch beide Hüftgelenke weisen die Grundrichtungen des im *Dortmunder* vorgesehenen Koordinatensystems nach vorn, links und oben; somit ist die sagittale Scherkomponente der berechneten Reaktionskraft an L5-S1 im aufrechten Stand und ähnlichen Belastungsformen nach hinten weisend und nimmt dann negative Werte an. Zum Vergleich wird angeführt, dass Gewichtskräfte als Aktionskraft nach unten bzw. zum Boden weisend dargestellt werden, dementsprechend weist die zugehörige Reaktionskraft nach oben und die Druckkraft nimmt im vereinbarten Koordinatensystem positive Werte an. Im Folgenden werden die Ergebnisse zu den Kraftkomponenten bezüglich des jeweiligen Betrages erläutert, d.h. das Vorzeichen der berechneten Kraft bzw. die Orientierung der jeweiligen Kraftkomponente aufgrund des vereinbarten Koordinatensystems wird hintangestellt.

Wie die beiden Diagramme in Abbildung 3.5.1-10 zeigen, nehmen die Scherkräfte an L5-S1 niedrigere Werte als die Druckkräfte an; dies lässt sich auf die biomechanischen Zusammenhänge und insbesondere die muskuläre Aktivierung im Lendenbereich zurückführen und deckt sich mit früheren Darstellungen (s. z.B. Jäger et al. 1989, 2013). Das Verhalten der Sagittalscherkraft mit zunehmendem Lastgewicht ist bei den hier vorliegenden überwiegend sagittalen Belastungsfällen – offensichtliche Ausnahmen sind A4, D2 und D3 – ähnlich dem der Druckkraft: Die Sagittalscherkraft nimmt mit zunehmendem Lastgewicht linear zu, außer bei Belastungsfall C4, bei dem die im *Dortmunder* modellierte Belastungsverringerung entsprechend der Wirkung des Bauchraum-Innendrucks begrenzt wird und den dargestellten Knick im Kurvenverlauf bewirkt (vgl. Abb. 3.5.1-7).



**Abb. 3.5.1-10:** Zusammenstellung der Verläufe der sagittalen (oben) und lateralen (unten) Komponenten der lumbosakralen Bandscheiben-Scherkraft in Abhängigkeit von der Lastmasse für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-D3 entsprechend der Leitmerkmalmethode (Entwurf) zum Heben, Halten, Tragen aus 2015(E) – somit eingeschlossen die Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode aus 2001, identisch denen im EAWS – unter Voraussetzung statischer Bedingungen

Die geringsten Werte werden für die Haltungen A1 und A3 sowie C1 und C2 angenommen; der Belastungsfall C2 weist eine Hohlkreuzhaltung auf, so dass vergleichsweise niedrige Scherkräfte bewirkt werden, während der Belastungsfall C1 aufgrund der extremweiten Rumpfvorneigung die geringste Belastungszunahme hinsichtlich Sagittalscherung an dieser Bandscheibe aufweist. Im Gegensatz dazu ist die Steigung mit zunehmendem Lastgewicht bei den Fällen B1 und B2 sowie C3 ausgeprägter: Die deutliche Rumpfvorneigung führt zusammen mit der Ventralneigung der lumbosakralen Bandscheibe gegenüber der Rumpflängsachse zu einer prägnanten Scherkraftzunahme. Die höchsten Sagittalscherkräfte mit Werten bis zu annähernd 2 kN werden allerdings bei den extrem unsymmetrischen Belastungsfällen D2 und D3 angenommen.

Das untere Diagramm in Abbildung 3.5.1-10 zeigt das Verhalten der Lateralscherkraft mit zunehmendem Lastgewicht und verdeutlicht dabei insbesondere die berücksichtigten Symmetrien von Körperhaltung und Lastobjekt mit median angenommener Lastposition und beidseits

gleicher Kraftausübung der Arme: Für die Belastungsfälle A1 und A3, B2, C1 bis C4 sowie D1 ergibt sich keine Belastungszunahme bezüglich der Kenngröße „Seitscherkraft“, d.h. trotz schwerer Lasten wird der Wert Null angenommen. Moderate Steigungen mit zunehmendem Lastgewicht ergeben sich für die Belastungsfälle A2, B1 und A4, für die eine Schritthaltung mit einer gewissen Beckenverdrehung um die Hochachse unterstellt wurde, bei A4 wird die Unsymmetrie des Belastungsfalls durch die Lastposition auf *einer* Schulter verstärkt, sodass die Steigung des linearen Verlaufs deutlicher ausgeprägt ist. Die mit Abstand höchsten Werte bis zu mehr als 2 kN und die höchsten Wertezunahmen mit 1 kN pro 25 kg Lastgewicht werden wiederum für die extrem unsymmetrischen Belastungsfälle D2 und D3 angenommen.

#### *d) Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko*

Aufgrund einer Literaturdurchsicht empfehlen Gallagher u. Marras (2012) verschiedene Expositionsbegrenzungen je nach Häufigkeit von Belastungsfällen pro Arbeitstag, wobei auf eine geschlechtsspezifische Empfehlung für Toleranzen der Lendenwirbelsäule bezüglich Scherbelastungen verzichtet wird: Eine Scherkraftgrenze von 1 kN erscheint bei gelegentlichen Expositionen bis zu 100 pro Tag akzeptabel, während jedoch ein Limit für häufigere Scherbelastungen bis zu 1000 pro Tag für die meisten Arbeitspersonen angemessen erscheint. Aufgrund der Formulierung im Original „... would appear acceptable ...“ bzw. „... would appear appropriate ...“ werden die genannten Grenzen als Richtwerte interpretiert.

Die deutlich höheren Werte der Sagittalscherkraft im Vergleich zur lateralen Scherkomponente – Ausnahme sind die extremen Belastungsfälle D2 und D3, auf die separat eingegangen wird – lassen es in diesem Ansatz gerechtfertigt erscheinen, die Bewertung der erhobenen Scherkräfte hinsichtlich potentieller lumbaler Scher-Überlastungen auf Basis der sagittalen Komponente durchzuführen (oberes Diagramm in Abb. 3.5.1-10). Bei Anwendung der oben genannten Richtwerte ergibt sich, dass sämtliche Belastungsfälle A1 bis D1 trotz der hohen Lastgewichte bis 50 kg zumindest bis 100mal je Tag ausgeführt werden „dürfen“, ohne dass aufgrund der korrespondierenden Scherbelastung eine biomechanische Überlastung bzw. eine unangemessenes Überlastungsrisiko unterstellt wird. Dies gilt sogar für Belastungshäufigkeiten von 1000mal pro Tag, allerdings nicht für Belastungsfall B1, das Tragen eines Lastobjekts auf dem Rücken. Bei diesen Interpretationen ist zu berücksichtigen, dass sich – analog zur Erhöhung der Bandscheiben-Druckkräfte durch Massenträgheitseffekte – auch die Scherkräfte beim Gehen bzw. Tragen in der Regel im Vergleich zum „statischen“ Fall deutlich erhöhen und dass demzufolge niedrigere Lastgewichte als Maximalexpositionen anzusetzen sind.

Die extremen Belastungsfälle D2 und D3 weisen derartig ungünstige Körperhaltungen mit deutlich median-unsymmetrischen Lastpositionen auf, dass erheblich niedrigere maximale Lastmassen aufgrund der korrespondierenden Bandscheiben-Scherbelastungen als „akzeptabel“ bzw. „angemessen“ hinsichtlich des Überlastungsrisikos abgeleitet werden: Bei Scherkräften von jeweils etwa 0,7 kN für die sagittale und laterale Komponente ergibt sich eine Gesamtscherkraft von etwa 1 kN, aus der sich etwa 10 kg (D2) und 5 kg (D3) als Maximalgewicht bei „gelegentlichen“ Expositionen bis etwa 100mal pro Tag ableiten lassen. Bei Scherkräften von jeweils etwa 0,5 kN je Scherkomponente beträgt die Gesamtscherkraft etwa 0,7 kN, woraus sich für die Körperhaltung D2 etwa 5 kg maximales Lastgewicht ergibt, bei D3 ein Maximum in unmittelbarer Nähe von 0 kg. Insgesamt können somit die meisten der angeführten und als typisch angesehenen Körperhaltungen der Leitmerkalmethode HHT als unkritisch in Hinsicht auf induzierte Bandscheiben-Scherbelastungen eingeschätzt werden, allerdings und vor allem nicht die von einer deutlichen Unsymmetrie gekennzeichneten Haltungen D2 und D3.

### 3.5.1.4 Zusammenfassende Evaluierung der Screening-Werkzeuge

#### 3.5.1.4.1 Lumbalbelastung vs. Haltungswichtung

Mit Bezug auf die Ergebnisübersichten in den Abbildungen 3.5.1-7 und 9 zu Bandscheiben-Druckkräften sowie in der Abbildung 3.5.1-10 zu sagittalen und lateralen Scherkräften lässt sich zunächst herausheben, dass die von deutlicher Unsymmetrie von Körperhaltung und Lastposition geprägten Belastungsfälle D2 und D3 mit den höchsten Lumbalbelastungen verbunden sind, sodass dieses Teilergebnis mit der höchsten Haltungswichtung in den Screening-Werkzeugen einhergeht. Bei Belastungsfall D1, der Arbeiten im Knien repräsentiert, sind die Lumbalbelastungen durchweg im unteren oder allenfalls mittleren Bereich, d.h. die vorgenommene hohe Haltungswichtung ist mutmaßlich in der erhöhten Kniebelastung begründet.

Die Druckkraftbelastungen der C-Belastungsfälle sind niedriger als die der D-Gruppe und in der Regel höher als die der B-Gruppe, sodass die Haltungswichtung der Screening-Werkzeuge widergespiegelt wird. Eine gewisse Ausnahme betrifft den Belastungsfall B2, bei dem aufgrund der etwas weiteren frontalen Lastposition höhere Bandscheiben-Druckkräfte erhoben wurden als für die Belastungsfälle C1 und C2. Letzterer Belastungsfall bezieht sich auf das Arbeiten oberhalb Schulterhöhe, wobei hier eine Hohlkreuzhaltung und somit vergleichsweise kurze Lasthebelarme unterstellt wurden. Somit sind die induzierten Druckkräfte zwar eher niedrig, doch begründet die erhöhte Kantenpressung aufgrund der verstärkten Wirbelsäulenkrümmung die vorgenommene hohe Haltungswichtung. Die sagittalen und lateralen Scherkräfte sind erheblich von der jeweiligen Rumpfvorneigung bzw. von einer eventuellen Unsymmetrie des Belastungsfalls abhängig, sodass sich die Haltungswichtungen der C-Gruppe nicht entsprechend einordnen.

Eine gewisse Auffälligkeit ist den beiden Belastungsfällen A4 sowie B1 zuzuschreiben, die ein unsymmetrisches Tragen auf einer Schulter bzw. ein Tragen auf dem Rücken mit deutlicher Rumpfvorneigung repräsentieren. Ersterer Belastungsfall induziert im Vergleich zu den anderen der A-Gruppe zugeordneten Belastungsfällen sowohl bei Druck- als auch bei Scherkräften eher hohe Werte, die eine höhere Haltungswichtung überdenkenswert erscheinen lassen. Belastungsfall B1 ist mit eher hohen Sagittalscherkräften verbunden – sicherlich auch zurückzuführen auf die Wahl der lumbosakralen Bandscheibe mit der ausgeprägten Ventralneigung relativ zur Rumpflängsachse –, sodass eine höhere Haltungswichtung zumindest diskutabel erscheint.

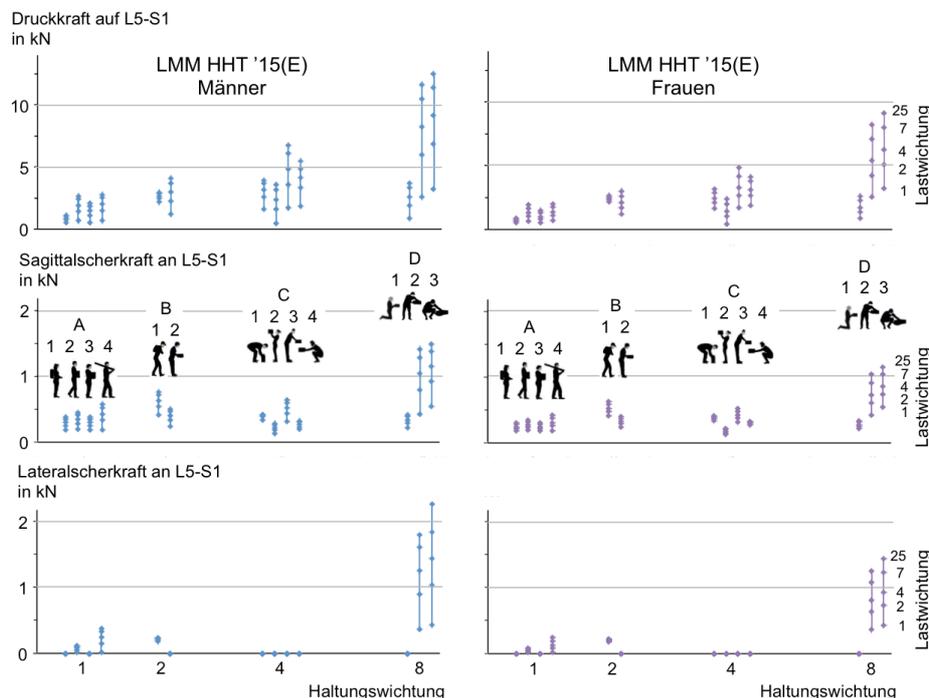
Insgesamt zeigen die Erhebungen zur Lumbalbelastung in Form der lumbosakralen Druck- und Scherkräfte in Bezug auf die vorgenommenen Haltungswichtungen in den Screening-Werkzeugen Leitmerkmalmethoden von 2001 und 2015 (Entwurf) bzw. EAWS keine offensichtlichen Widersprüche, für die meisten Belastungsfälle eher eine Bestätigung: Hohe Haltungswichtungen gehen in der Regel mit hohen Lumbalbelastungen einher, niedrige Haltungswichtungen mit eher niedrigen. Gleichwohl könnte die Zuordnung des Tragens auf einer Schulter bzw. dem Rücken zu einer höheren Stufe der Haltungswichtung überdacht werden.

#### 3.5.1.4.2 Lumbalbelastung vs. Handlungs- und Lastwichtung

Eine zusammenfassende Darstellung des Zusammenhangs zwischen Handlungs- und Lastwichtung einerseits sowie Lumbalbelastung andererseits enthält Abbildung 3.5.1-11. Im linken Teil sind die Ergebnisse für Männer, im rechten die für Frauen dargestellt. Im oberen Teil sind die Druckkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe, im mittleren Teil die Sagittal- und im unteren Teil die Lateralscherkräfte an der Ordinate aufgetragen. Auf der Abszisse sind die Punkte der jeweiligen Haltungswichtung eingezeichnet, wobei die insgesamt 13 Belastungsfälle an-

hand der Haltungsskizzen der LMM HHT '15(E) gekennzeichnet sind – somit sind die Haltungen der 2001er Leitmerkmalmethode und die des EAWS miteinbezogen. Der Einfluss des Lastgewichts wird anhand der in den Screening-Werkzeugen vorgenommenen Lastwichtung wiedergegeben, wobei die Lumbalbelastungswerte jeweils für die Klassenmitte angegeben wird, beispielsweise für ein Lastgewicht von 15 kg bei der Klasse „10 bis 20 kg“ und der Lastwichtung „2 Punkte“ für Männer. Ausnahme ist die höchste, nach oben „offene“ Lastgewichtsklasse von  $\geq 40$  bzw. 25 kg; hier wurden die genannten Werte an der Klassengrenze als Eingabewert gewählt.

Mit Bezug auf die Bandscheiben-Druckkraft wird sowohl für Männer als auch für Frauen deutlich, dass mit zunehmender Haltungswichtung auch die Lumbalbelastung ansteigt. In der Regel werden zudem die Bereiche aufgrund unterschiedlicher Lastwichtung größer, d.h. bei ungünstigen Körperhaltungen ist der Einfluss des Lastgewichts größer als bei günstigen. Aus präventiver Sicht sollte daher das Lastgewicht bei ungünstigen Körperhaltungen niedriger gewählt werden bzw. schwere Lasten sollten gegebenenfalls ausschließlich in günstiger Körperhaltung gehandhabt werden. Eine Ausnahme von dem erwähnten generellen Verhalten bildet das Tragen auf dem Rücken (B1): aufgrund des extrem kurzen Lasthebelarms relativ zur Bezugsbandscheibe ist der Lastgewichtseinfluss äußerst gering. Eine weitere Ausnahme bildet das Arbeiten in Hohlkreuzhaltung (C2) mit vergleichsweise geringen Druckkräften – allerdings verbunden mit hohen Kräften im Kantenbereich, die hier nicht wiedergespiegelt werden. Analog gilt dies auch für das Arbeiten in Bodennähe mit extrem vorgebeugtem Oberkörper (C1), was zwar relativ geringe Lasthebelarme beinhaltet, aber aufgrund der Rundrückenhaltung auch eine ausgeprägte Kantenpressung. Als auffällige Ausnahme ist zudem das Arbeiten im Knien (D1) zu nennen, das zwar mit vergleichsweise niedrigen Wirbelsäulenbelastungen verbunden ist, aber mit vermutlich hohen, hier nicht wiedergegebenen Kniebelastungen.



**Abb. 3.5.1-11:** Zusammenhang zwischen einerseits der Haltungswichtung und Lastwichtung für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-D3 entsprechend der Leitmerkmalmethode (Entwurf) zum Heben, Halten, Tragen aus 2015(E) sowie andererseits der Lumbalbelastung – dargestellt anhand der Druck- (oben) und sagittalen (Mitte) und lateralen (unten) Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe unter Voraussetzung statischer Bedingungen – für Männer (links) und Frauen (rechts); somit sind die Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode aus 2001, identisch denen im EAWS, eingeschlossen

Das Verhalten der sagittalen Scherkraft mit zunehmender Haltungswichtung ähnelt dem der Bandscheiben-Druckkraft. Ausnahmen sind dabei das Tragen auf dem Rücken (B1), bei dem der Lastgewichtseinfluss größer ist als bei der Druckkräften – dies ist im Wesentlichen auf Rumpfvorneigung und zusätzlicher Ventralneigung der untersten Bandscheibe sowie die schrittinduzierte Beckenrotation mit begleitender Bauchmuskelaktivierung zurückzuführen. Im Gegensatz dazu ist der Lastgewichtseinfluss bei den Belastungsfällen C1, C2 und C4 geringer ausgeprägt als bei der Druckkraft: einerseits weil die Bezugsbandscheibe über den unteren „Totpunkt“ nach vorn gekippt ist ( $> 90^\circ$ ) und somit Lastgewichtserhöhungen zu einer partiellen Zug- anstatt Druckbelastung führen (C1), andererseits weil die Bezugsbandscheibe nach dorsal gekippt ist und somit die Druckbelastung erhöht, die Scherbelastung aber erniedrigt wird (C2) und letztendlich weil aufgrund der erheblichen stützenden Wirkung des Bauchraum-Innendrucks in der Kauerhaltung (C4) die Scherbelastung mit zunehmendem Lastgewicht abnimmt und ab einem Umkehrpunkt wieder zunimmt. In letzterem Belastungsfall ist der oberste Datenpunkt nicht mit der höchsten, sondern mit der niedrigsten Lastwichtung verbunden (s. dazu Abb. 3.5.1-10, oberes Diagramm, Verlauf zu C4).

Die im unteren Teil von Abbildung 3.5.1-11 dargestellten Ergebnisse verdeutlichen den Einfluss der Asymmetrie von Körperhaltung und/oder Lastposition: Nur für die Belastungsfälle mit Schrittstellung und begleitender Beckenrotation (A2, A4, B1) sowie für die Situationen mit seitlich gehaltenem Lastobjekt (D2, D3) ergeben sich von Null verschiedene Seitenscherkräfte an der Bezugsbandscheibe. Für letztere Belastungsfälle lässt sich die hohe Haltungswichtung allein schon aufgrund der hier gezeigten (Teil-)Ergebnisse begründen. Es ist offensichtlich, dass nur die hier als „ideal-symmetrisch“ vorausgesetzten Bedingungen für die übrigen Belastungsfälle (z.B. A1, B2, C1, D1) die entsprechenden Nullwerte für die laterale Scherkraft generieren: Im Realfall liegen fast niemals beidseits symmetrische Körperhaltungen und Lastpositionen mit beidseits gleicher muskulärer Aktivierung vor, sodass von einer Belastungszunahme insbesondere für die Asymmetrie-anzeigenden Belastungskenngrößen wie die Seitenscherkraft – aber auch Torsions- und Seitbeugemoment – ausgegangen werden muss.

Insgesamt zeigen die Darstellungen der Zusammenhänge von Haltungs- und Lastwichtungen der Screening-Werkzeuge LMM HHT bzw. EAWS und mittels Modellrechnungen erhobenen Kräften an der Lendenwirbelsäule eine sehr gute Entsprechung:

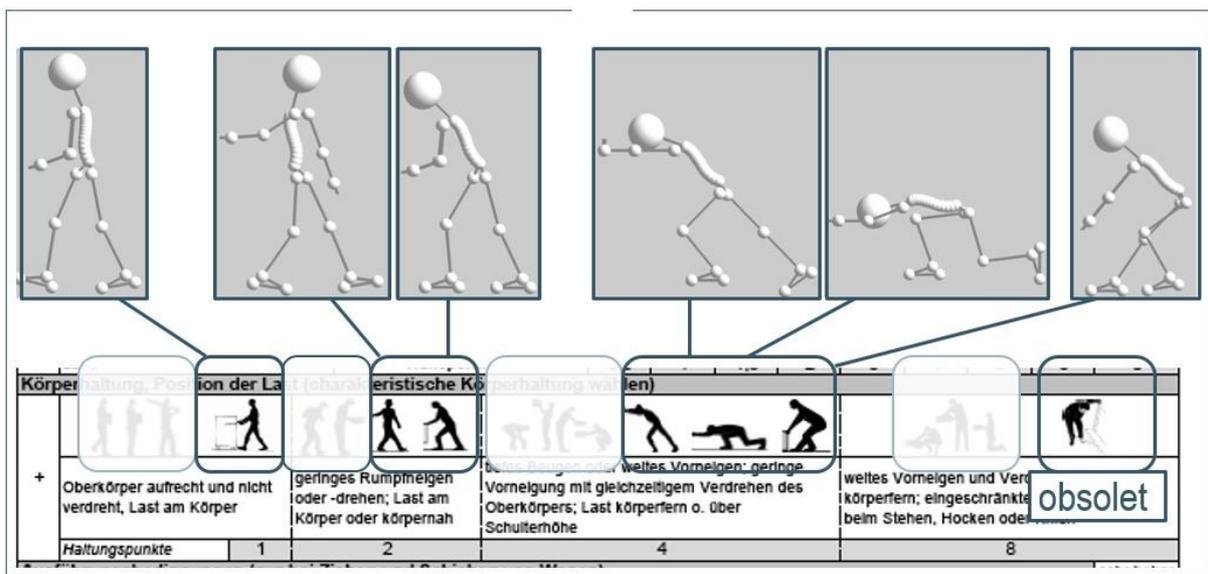
- Die Belastungssituationen mit der niedrigsten Haltungswichtung (A1 bis A4) sind mit den relativ geringsten Bandscheiben-Druckkräften und einem eher geringen Lastgewichtseinfluss verbunden.
- Die Belastungssituationen mit der zweitniedrigsten Haltungswichtung (B1 und B2) weisen entweder höhere Druckkräfte als die A-Gruppe auf oder, bezüglich B1, auch einen höheren Lastgewichtseinfluss.
- Die Belastungssituationen mit der zweithöchsten Haltungswichtung (C1 bis C4) resultieren in höheren Druckkräften, insbesondere bei schwereren Lasten (C3 und C4), oder bedingen hier nicht widerspiegelte erhöhte Lumbalbelastungen durch erhöhte Kantenpressung infolge Rundrücken- bzw. Hohlkreuzhaltung (C1 und C2).
- Die Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (D1 bis D3) weisen entweder hier nicht widerspiegelte erhöhte Kniebelastungen (D1) oder besonders hohe Belastungswerte in allen drei hier angeführten Kenngrößen der Lumbalbelastung auf (D2 und D3): Aufgrund der extremen Asymmetrie von Körperhaltung und Lastposition sind eindeutig die höchsten Wirbelsäulenbelastungen zu unterstellen.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituationen A4 (Tragen auf einer Schulter) und B1 sollte diskutiert werden.
- Variationen von Körperhaltung und Lastposition sowie Massenträgheitseinflüsse bei Bewegung von Körper und Last resultieren in der Regel zu höheren, können durch geschicktes Abändern aber auch zu niedrigeren Belastungen als hier angenommen führen – dies ist im Einzelfall zu prüfen.

### 3.5.2 Leitmerkmalmethode „Ziehen, Schieben“ 2015(E) und 2002, EAWS

Im vorstehenden Kapitel 3.5.1 wurde darauf hingewiesen, dass im EAWS zusätzlich zu den Körperhaltungen für das Heben, Halten und Tragen auch charakteristische Körperhaltungen für das Ziehen und Schieben von Lasten berücksichtigt sind. Im hier vorliegenden Kapitel wird der für MEGAPHYS vorgesehene Ansatz einer lumbal-biomechanischen Evaluierung zu diesem Teil des EAWS und zur Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Schiebe- und Ziehtätigkeiten dargestellt. Bezüglich der für die biomechanischen Simulationsrechnungen unterstellten Voraussetzungen sowie bezüglich der angewendeten Bewertungsmaße der Berechnungsergebnisse wird auf die Erläuterung eingangs von Kapitel 3.5 verwiesen.

#### 3.5.2.1 Prinzipielle Vorgehensweise

Abbildung 3.5.2-1 zeigt im unteren Teil die Körperhaltungen aus dem EAWS (Schaub et al., 2010; 2012), die das Schieben und Ziehen betreffen, mit den zugehörigen Haltungspunkten; diese Abbildung repräsentiert somit die komplementären Körperhaltungen im Vergleich zu den in Abbildung 3.5.1-1 enthaltenen. Im oberen Teil der Abbildung 3.5.2-1 sind die jeweils entsprechenden Modellierungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* dargestellt. Die rechts/unten in der Abbildung dargestellte Körperhaltung wurde nicht modelliert, da sie nach Rücksprache mit dem langjährig federführenden LMM-Entwickler (U. Steinberg) als obsolet gilt und unter anderem auch in der neueren Entwurfsversion der LMM ZS nicht mehr verwendet wird.

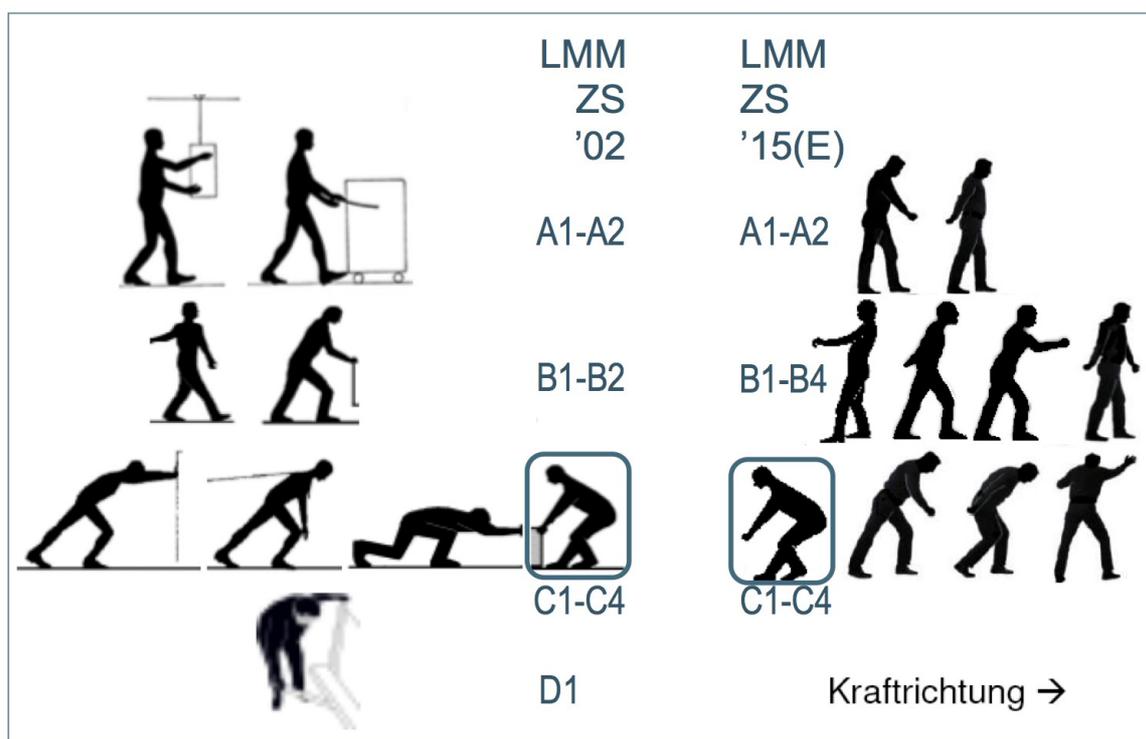


**Abb. 3.5.2-1:** Ausschnitt aus dem EAWS-Erhebungsbogen mit charakteristischen Körperhaltungen beim Ziehen oder Schieben sowie deren Nachstellung für die biomechanische Analyse mit dem Dortmunder; die Körperhaltungen zum Heben, Halten, Tragen – in Kap. 3.5.1 aufgegriffen – sind hier ausgeblendet

Die in der Abbildung 3.5.2-2 dargestellten Körperhaltungen wurden der Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Ziehen und Schieben entnommen: Die Darstellungen in der linken Bildhälfte stammen aus einer Ursprungsversion aus dem Jahr 2002 (Steinberg et al. 2002) und sind identisch mit den charakteristischen Körperhaltungen aus dem EAWS-Erhebungsbogen (s. Abb. 3.5.2-1). Wie der Vergleich zeigt, wurden für den EAWS nicht alle Körperhaltungen der LMM ZS '02 aufgegriffen: Es „fehlen“ eine Situation an einer Hängebahn mit manueller

Förderung (oben/links) sowie eine Situation beim Ziehen eines Seils oder Schlauches über einer Schulter (s. links: dritte Reihe, 2. Haltung). In der neueren Fassung, dem Entwurf von 2015 (Klußmann et al. 2015), sind die in der rechten Bildhälfte von Abbildung 3.5.2-2 dargestellten Körperhaltungen vorgesehen. Diese Haltungen unterscheiden sich von den früheren erheblich, lediglich die in der Abbildung umrandete dargestellte Haltung ist bei beiden Fassungen der LMM gleich.

Analog zu den Bezeichnungen, die für die Analyse zum Heben, Halten und Tragen benutzt wurden, wurden auch hier Gruppen-Bezeichnungen von A bis C und Nummern von 1 bis maximal 4 für die unterschiedlichen Körperhaltungen innerhalb der Gruppen eingeführt. Die Punktwerte für die Wichtung der Körperhaltung in der LMM variieren von der Gruppe A mit neuerdings null Punkten (vormals 1) bis zur Gruppe C mit nun 3 Punkten (vormals 4). In dem LMM-Entwurf von 2015 ist, wie in Abbildung 3.5.2-2 ersichtlich, im Gegensatz zur Fassung aus 2002 keine „sehr hoch belastende“ Körperhaltung der Gruppe D vorgesehen.



**Abb. 3.5.2-2:** Gegenüberstellung der charakteristischen Körperhaltungen in der Leitmerkalmethode zum Ziehen und Schieben in den Fassungen von 2002 (linker Teil; aus LMM ZS '02, z.T. horizontal invertiert) und 2015 (rechter Teil – aus LMM ZS '15(E))

Die biomechanische Evaluierung einschließlich der Berechnung von Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung wurde zunächst für die aktuelle(re) LMM von 2015 enthaltenen Körperhaltungen durchgeführt. Für die in der LMM von 2002 enthaltenen Körperhaltungen – von denen die meisten im EAWS verwendet werden – wurden die Berechnungen zur Wirbelsäulenbelastung danach durchgeführt, deren Ergebnisse im späteren Verlauf erläutert werden. Diese Entscheidung leitet sich aus dem Umstand ab, dass die LMM-Entwickler offensichtlich erhebliche Änderungen bei der Prüfung bzw. Überarbeitung für notwendig hielten, sodass der biomechanischen Evaluierung der aktuell(er)en Fassung eine höhere Priorität zugemessen wurde. Der Einfluss des Lastgewichts erfolgt in den nachstehenden Erhebungen zum Ziehen und Schieben nicht analog zur Übersicht zum Heben und Tragen (s. Kap. 3.5.1.2), da beim Ziehen und Schieben das jeweilige Lastobjekt nicht vollständig aufgenommen werden und

zusätzlich insbesondere auch die Reibung des Lastobjekts die resultierende Wirbelsäulenbelastung erheblich beeinflusst. Daher werden im Folgenden die Aktionskräfte an den Händen variiert, mit denen die zu untersuchenden Zieh- oder Schiebevorgänge durchgeführt werden.

Für die in den Screening-Werkzeugen angegebenen Körperhaltungen wurden systematische Berechnungen der Wirbelsäulenbelastung durchgeführt, dabei wurden die Hand-Aktionskräfte zwischen 0 bis 400 N und die Krafrichtungswinkel zwischen 0° (gleich horizontal) bis 40° zur Horizontalen variiert. Das Vorsehen verschiedener Winkel der Aktionskraft folgt Beobachtungen und Messungen bei realen Belastungsfällen, dass beim Ziehen und Schieben – insbesondere von Flurförderzeugen, die auch hier Gegenstand der Untersuchung sind – in der Regel nicht-horizontale Aktionskräfte auf das zu bewegende Lastobjekt aufgebracht werden. Sowohl in der *Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2 (DOLLY 2; Jäger et al. 2001)* als auch in der „Trolleystudie“ von IFA, IAD, der seinerzeitigen Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltungen (BGF, heute BGV) und dem IfADo (Glitsch et al. 2004) sowie daraus folgend in der ISO 11228-2 (2007) wird von schrägen Aktionskräften beim Schieben oder Ziehen von Lasten ausgegangen.

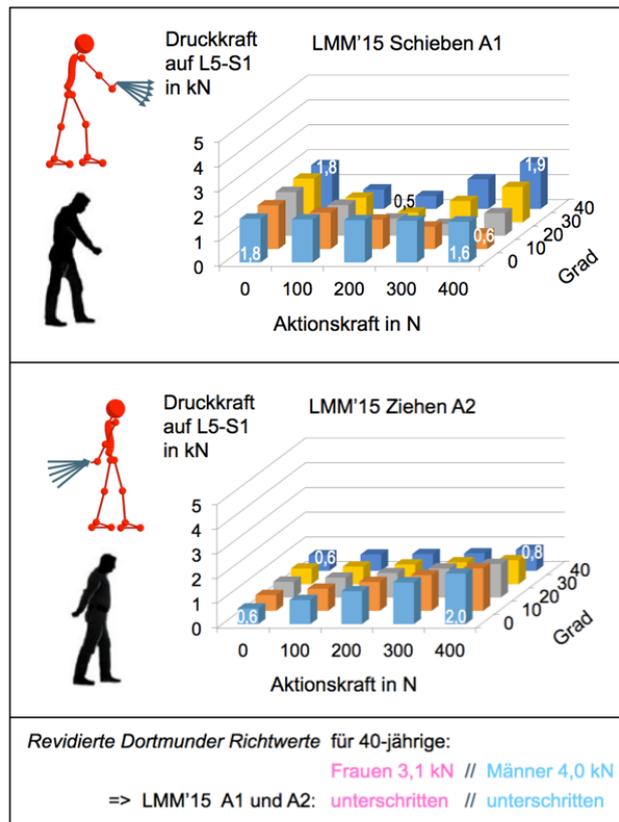
### 3.5.2.2 Ergebnisse zur Lumbalbelastung – LMM-Entwurf aus 2015

#### 3.5.2.2.1 Belastungsfälle A1 und A2 der LMM ZS '15(E)

##### a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte

In Abbildung 3.5.2-3 ist ein Ergebnis der Berechnungen für die beiden Körperhaltungen der Gruppe A für das Handhaben mit einem weitgehend aufrechten Oberkörper dargestellt. Im linken Teil der Abbildung sind die Haltungsskizzierungen aus der LMM und zum Vergleich die Strichfiguren aus der Modellierung mit dem *Dortmunder* mit Angaben zur Krafrichtung wiedergegeben. Der rechte Teil der Abbildung zeigt in einer 3D-Darstellung die Belastung der unteren Wirbelsäule in Form der Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit vom Betrag der Aktionskraft an den Händen (Säulen nebeneinander) und dem Krafrichtungswinkel (Säulen von vorn nach schräg hinten). Im oberen Diagramm sind die Werte für das Schieben vor dem Körper, im unteren für das Ziehen hinter dem Körper dargestellt. In die Diagramme sind vereinzelt Zahlenangaben eingefügt, die die höchsten und niedrigsten oder andere markante Werte in der Säulenschar kennzeichnen.

Für den Fall des Schiebens (oberes Diagramm) findet man – abgesehen von dem Wert 1,9 kN in der hinteren rechten Säule – die höchsten Werte der Druckkraft von 1,8 kN für die Aktionskraft 0 N, d.h. für das Stehen in der angegebenen Körperhaltung. Diese Druckkraft resultiert aus der Vorneigung des Oberkörpers, durch die bezüglich L5-S1 ein Beugemoment nach vorne ausgeübt wird, das durch eine entsprechende Aktivierung der Rückenmuskulatur „aufgefangen“ oder „kompensiert“ wird – im statischen Fall, wie hier angenommen, liegt ein Gleichgewicht von belastenden, beugenden und entlastenden, aufrichtenden Momenten vor. Für die zugehörigen hintereinander dargestellten Säulen am linken Diagrammrand ergibt sich keine Abhängigkeit vom Krafrichtungswinkel, weil die Aktionskraft zu null Newton angenommen ist und der Winkel damit irrelevant ist. Die Druckkraftwerte werden nach rechts hin, d.h. zu steigenden Aktionskräften hin kleiner, sie nehmen dann im hinteren Teil des Diagramms bei größeren Krafrichtungswinkeln und größeren Aktionskräften wieder zu. Dadurch ergibt sich insgesamt ein „wannenförmiges Bild“ mit einem Minimum von 0,5 kN.



**Abb. 3.5.2-3:** Druckkraft auf L5-S1 für das Schieben und Ziehen mit den Körperhaltungen A1 und A2 der LMM ZS '15(E) (oben / unten) in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Revidierten Dortmunder Richtwerten für 40-jährige Personen (pink für Frauen, hellblau für Männer)

Das Abfallen der Druckkraft mit steigenden Aktionskräften ist dadurch zu erklären, dass beim Schieben nach vorne eine umgekehrt gerichtete „Re-Aktionskraft“ auf den Körper einwirkt, die nach hinten gerichtet ist. Dadurch entsteht ein aufrichtendes Moment an L5-S1, das die Wirbelsäule partiell entlastet und dementsprechend die Druckkraft auf L5-S1 verringert. Dieses aufrichtende Moment ist bei kleinen Krafrichtungswinkeln klein, da dann der Abstand der Wirkungslinie der Reaktionskraft zur Bezugsbandscheibe L5-S1 klein ist. Dieser geringe Abstand erklärt auch, dass sich die Höhe der vorderen Säulen für den Winkel 0° trotz großer Variation der Aktionskraft zwischen 0 und 400 N nur sehr wenig ändert. Eine genauere Analyse der entsprechenden Druckkraftwerte zeigt eine geringe Abnahme mit steigenden Aktionskräften für den Aktionskraftwinkel 0°. Das bedeutet, dass die Kraftwirkungslinie oberhalb von L5-S1 verläuft, so dass ein – wenn auch kleines – entlastendes Moment vorliegt.

Mit größer werdendem Winkel in Relation zur Horizontalen wird der Abstand der Wirkungslinie von Aktions- bzw. Reaktionskraft vom Berechnungsbezugspunkt L5-S1 größer, damit steigt auch die Entlastungswirkung, und die Druckkraft auf L5-S1 sinkt stärker ausgeprägt: Die Person stützt sich auf dem Lastobjekt wenig bis mehr ab. Dies zeigt sich insbesondere in der zweiten Säulenreihe von vorne für den Winkel von 10°. Bei weiter steigenden Winkeln – hier ab 20° – überlagert sich diesem Abfallen der Werte ein gegenläufiger Effekt, der dann in der Überlagerung zu einem Ansteigen der Druckkraftwerte mit steigenden Aktionskräften und steigenden Winkeln führt. Dies bedeutet, dass das aufrichtende Moment aufgrund der Aktions- bzw. Reaktionskraft beim Schieben größer wird als das beugende Moment aufgrund der zu-

grunde gelegten Körperhaltung oder – mit anderen Worten – das haltungsbedingte Beugemoment wird „überkompensiert“, und nicht mehr die Rückenmuskulatur wirkt dem Beugemoment nach vorn entgegen, sondern die Bauchmuskulatur dem „übergroßen“ Aufrichtmoment beim Schieben mit starkem Aufstützen. Derartige Kraftausübungen, repräsentiert durch die Belastungsangaben im hinteren rechten Teil des Diagramms zu A1, sind in der Realität eher selten und wurden hier nur zur Wahrung einer vollständigen Darstellung nicht ausgeblendet. Insgesamt zeigt sich, dass auch bei hohen Aktionskräften und einem weiten Variationsbereich des Kraftwinkels die Druckkraft auf L5-S1 vergleichsweise klein bleibt.

Im unteren Diagramm der Abbildung 3.5.2-3 sind die Druckkraftwerte für das Ziehen hinter dem Körper dargestellt. Die Werte für die Aktionskraft 0 N, d.h. für das Stehen in der angegebenen Körperhaltung, sind kleiner als im oberen Diagramm. Dies resultiert aus der ausgeprägt(er)en aufrechten Körperhaltung mit einer daher niedrigeren Druckkraft auf L5-S1. Mit zunehmender Aktionskraft steigen die Druckkraftwerte an; der stärkste Anstieg zeigt sich in den vorderen Säulen für den Kraftwinkel  $0^\circ$ , mit zunehmendem Kraftwinkel (hintere Säulenreihen) wird der Anstieg kleiner. Die Ursache für dieses Verhalten lässt sich anhand der Strichfigur in der Abbildung ableiten: Die Position der Hände und der eingezeichneten horizontalen Aktionskraft verdeutlicht, dass deren Wirkungslinie unterhalb der Bezugsbandscheibe verläuft. Die Aktionskraft ist nach vorne gerichtet und die auf den Körper der ziehenden Person einwirkende, umgekehrt gerichtete Re-Aktionskraft zeigt dementsprechend nach hinten. Da die Wirkungslinie unterhalb von L5-S1 liegt, entsteht ein Beugemoment nach vorne. Das Beugemoment steigt somit mit zunehmender Aktionskraft an, was zu einer entsprechend zunehmenden Aktivierung der Rückenmuskulatur und einer mit der Aktionskraft ansteigenden Kompression der Wirbelsäulenelemente führt. Diese Zunahme ist beim Kraftwinkel  $0^\circ$  am stärksten ausgeprägt; sie wird mit zunehmendem Kraftwinkel kleiner, da – wie man der Strichfigur entnehmen kann – der Abstand der Kraftwirkungslinie gegenüber L5-S1 („Hebelarm der Lastkraft“) kleiner wird und somit auch das „belastende“ Beugemoment nach vorn. Dementsprechend steigen bei größeren Kraftwinkeln die kompensatorischen Rückenmuskelkräfte sowie die Kompressionskräfte am Bezugspunkt L5-S1 mit zunehmender Aktionskraft weniger stark an. Auch bei einem Kraftwinkel von  $40^\circ$  ist der „Hebelarm der Lastkraft“ bezüglich L5-S1 klein, allerdings hat sich die Wirkungsrichtung umgekehrt: Der vergleichsweise hohe vertikale Anteil der Lastkraft (Aktionskraft  $\cdot \sin 40^\circ$ ) führt dazu, dass diese nicht Beugemomente nach vorn, sondern nach hinten bewirkt – entsprechend dem „Aufrichtmoment“ im Fall A1. Eine weitere Erhöhung der vertikalen Komponente durch „steilere Aktionskraftwinkel“ über das hier vorgesehene Spektrum bis  $40^\circ$  hinaus mit einhergehender Zunahme des Lastkraft-Hebelarms würde dann zu einer ausgeprägteren Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft mit zunehmendem Aktionskraftbetrag führen.

#### *b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko*

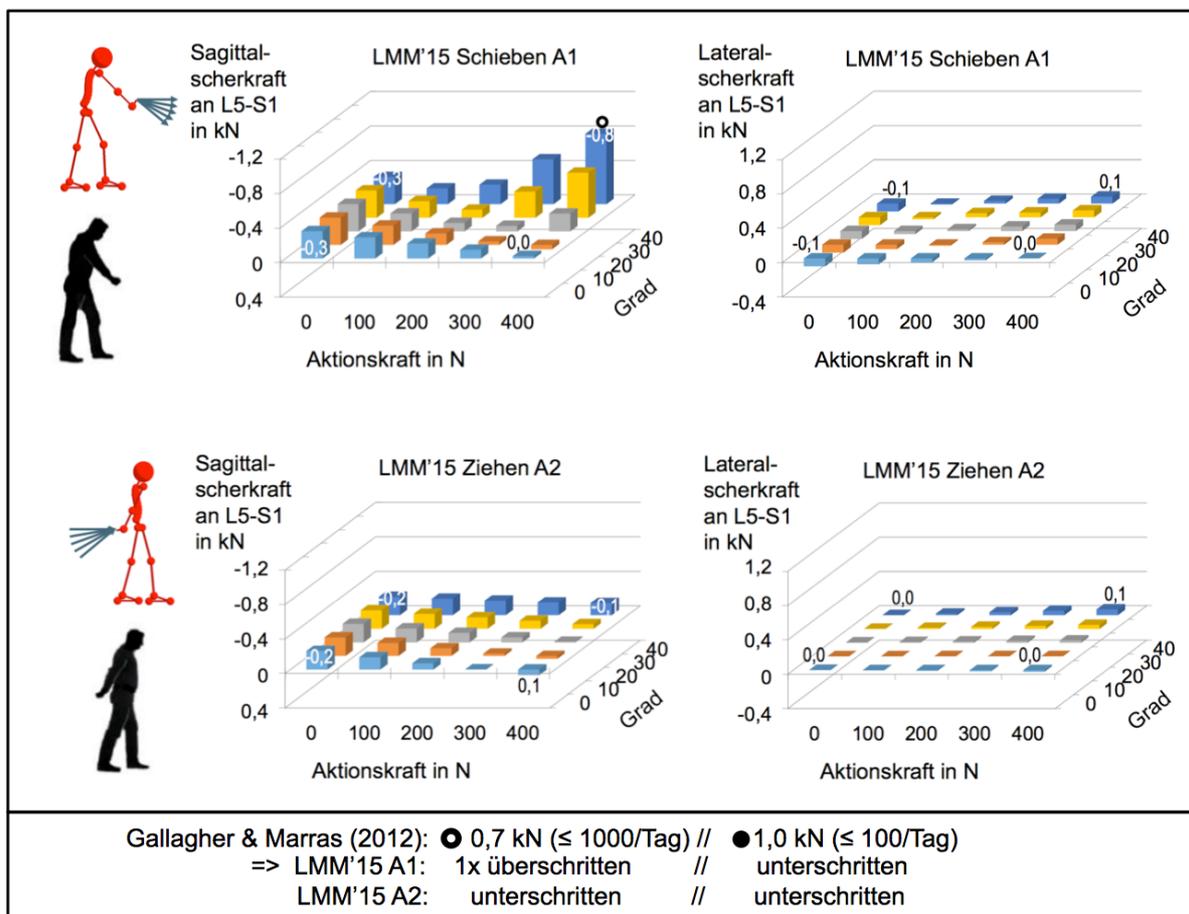
Unterhalb der Diagramme ist in Abbildung 3.5.2-3 eine Anmerkung eingefügt, die sich auf die Bewertung der auftretenden Druckkräfte bezieht: Dieser Bewertungsansatz geht wie im vorhergehenden Kapitel zu Belastungen durch Heben, Halten, Tragen von 40-jährigen Personen aus, für die entsprechend der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* für Frauen ein empfohlener Maximalwert von 3,1 kN und für Männer von 4,0 kN gewählt wird (Jäger 2018). Da sowohl für das Schieben in Belastungsfall A1 als auch für das Ziehen in Belastungsfall A2 nur Druckkraftwerte bis zu etwa 2 kN auftreten, werden lumbal-biomechanische Überlastungen hinsichtlich Bandscheiben-Druckkräften für bis zu 40-jährige Personen durch diese Tätigkeiten als „unwahrscheinlich“ angesehen, wenn sie in den dargestellten Körperhaltungen ausgeführt werden sowie Aktionskraftbetrag und -winkel im angenommenen Wertebereich liegen und „Dynamikeffekte“ beim Bewegen der Last ein unbedeutendes Ausmaß aufweisen. Eine Übertragung dieser Vorgehensweise der Bewertung erhobener Wirbelsäulenbelastungen hinsichtlich lumbal-biomechanischer Überlastungen für Personen anderen Alters ist unter

Zuhilfenahme der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* einfach durchführbar, sodass auf eine entsprechende Bewertung hier verzichtet wird.

### c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte

Als Ergänzung zur Darstellung der mit Hilfe biomechanischer Simulationsrechnungen erhobenen Druckkräfte bezüglich der lumbosakralen Bandscheibe L5-S1 (s. Abb. 3.5.2-3) sind in Abbildung 3.5.2-4 die korrespondierenden sagittalen (links) und lateralen Scherkräfte (rechts) für die Belastungsfälle A1 (oben) und A2 (unten) dargestellt.

*Anmerkung:* Wie im Zusammenhang der Scherkräfteerläuterung beim Heben, Halten, Tragen beschrieben (s. Kap. 3.5.1.3c), werden in diesem Bericht die Reaktionskräfte „am unteren Schnittpunkt“ der Bandscheibe aufgetragen. Aufgrund des im *Dortmunder* vereinbarten Koordinatensystems mit positiven Werten nach vorn, links und oben weisen daher die Sagittalscherkräfte bei den hier vorliegenden, zumeist vorrangig sagittalen Körperhaltungen und Kräfteübungen in der Regel negative Werte auf, während das Vorzeichen der Lateralscherkräfte vom jeweiligen Belastungsfall bezüglich Körperhaltung und Kräfteinsatz vorbestimmt wird.



**Abb. 3.5.2-4:** Sagittal- und Lateralscherkraft an L5-S1 (links / rechts) für das Schieben und Ziehen mit den Körperhaltungen A1 und A2 der LMM ZS '15(E) (oben / unten) in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Scherkraft-Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012)

Wie das obere linke Diagramm in Abbildung 3.5.2-4 anhand der Sagittalscherkräfte für den Belastungsfall A1 – das Schieben in etwa Abdominalhöhe bei leicht vorgeneigtem Oberkörper (15°) – verdeutlicht, stellt das Schieben aufgrund der Körperhaltung eine partielle Ent-Lastung anstatt einer Erhöhung der Be-Lastung dar: Die Person kann sich an dem zu schiebenden Lastobjekt „abstützen“. Dies gilt sowohl für horizontale Aktionskräfte (s. vorderste Säulenreihe) als auch für schräg wirkende Aktionskräfte (s. z.B. 2. und 3. Säulenreihe von vorn): dann ist der Abstützeffekt noch stärker ausgeprägt. Bei noch größeren Aktionskraftwinkeln, beispielsweise von 40° (s. hinterste Säulenreihe), wird dieser Effekt so stark, dass schon bei vergleichsweise niedrigem Aktionskraftbetrag (ab 100 N) eine Art „Überkompensation“ der haltungsbedingten Beugemomente nach vorn durch Aktivierung der Bauch- anstatt Rückenmuskulatur eintritt – dieser Effekt ist recht ähnlich demjenigen beim Druckkraftprofil erläuterten (s.a. Abb. 3.5.2-3, oberes Diagramm). Bei fehlender Aktionskraft (0 N) nimmt die Sagittalkraft einen Wert von etwa 0,3 kN an (s. Säulenreihe an linker Diagrammwand); dies entspricht der Gewichtskraft der anteiligen Oberkörpermasse (nahezu 45 kg) in der Bandscheibenebene: diese ist ca. 30° bei aufrechtem Rumpf nach vorn gekippt zuzüglich ca. 15° für die hier angenommene Vorneigung des Rumpfes, d.h. etwa  $450 \text{ N} \cdot \sin(30^\circ + 15^\circ) \approx 0,3 \text{ kN}$ . Insgesamt bildet sich analog zum Druckkraftprofil auch bei der Sagittalscherkraft ein wannenförmiges Profil aus. Allerdings sind derartige Kraftausübungen, repräsentiert durch die Belastungsangaben im hinteren rechten Teil des Diagramms zu A1 mit hohen Werten für Aktionskraftbetrag und -winkel, in der Realität eher selten und wurden hier nur zur Wahrung einer vollständigen Darstellung nicht ausgeblendet.

Im Diagramm unten links in Abbildung 3.5.2-4 sind die korrespondierenden Sagittalscherkräfte für Belastungsfall A2 – das Ziehen hinter dem Körper bei aufrecht gehaltenem Rumpf – dargestellt. Diese Kräfte aufgrund des nicht-vorgeneigten Rumpfs sind ein wenig niedriger als für Belastungsfall A1. Bei zunehmender horizontaler Aktionskraft nach vorn (s. vorderste Säulenreihe) nehmen die sagittalen Re-Aktionskräfte an der Bezugsbandscheibe ab, d.h. das Ziehen führt aufgrund des Kraftangriffspunkts unterhalb von L5-S1 zu einer partiellen Entlastung. Mit zunehmendem Winkel der Aktionskraft nimmt diese partielle Entlastung ab bis hin zu einer annähernd gleichbleibenden Sagittalscherkraft mit zunehmendem Aktionskraftbetrag (s. hinterste Säulenreihe).

Die beiden rechts in Abbildung 3.5.2-4 dargestellten Diagramme repräsentieren die Berechnungsergebnisse für die seitliche Komponente der Bandscheiben-Scherkraft. Aufgrund der beidhändigen Kraftausübung und der annähernd median-symmetrischen Körperhaltung – außer einer leichten Schrittstellung mit begleitender Beckenverdrehung um die Hochachse und einer entsprechenden Wirbelsäulentorsion – nehmen die Lateralscherkräfte durchweg geringe Werte um Null bis allenfalls 0,1 kN an. Demzufolge wird auf eine detaillierte Erläuterung der Profile verzichtet. Insgesamt zeigt sich, dass auch bei hohen Aktionskräften und einem weiten Variationsbereich des Kraftwinkels die Scherkräfte an L5-S1 vergleichsweise geringe Werte annehmen. Die höchsten Werte (bis 0,8 kN, s. schwarze Ringmarkierung im Diagramm oben links im hinteren rechten Teil) sind auf seltene, „eher ungewöhnliche“ Belastungssituationen zurückzuführen.

#### *d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko*

Vergleicht man die erhobenen Sagittal- und Lateralscherkräfte an der Bezugsbandscheibe L5-S1 mit den Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012) von 1 kN für nicht allzu häufige Kraftausübungen pro Schicht (bis 100/Tag) sowie 0,7 kN für häufigere Kraffälle (bis 1000/Tag), kann für die meisten der in diesem Kapitel analysierten Belastungssituationen von einem vernachlässigbaren biomechanischen Überlastungsrisiko hinsichtlich Bandscheibenschere ausgegangen werden. Lediglich die Aktionskraftkonfigurationen mit eher hohem Betrag und sehr schräger Krafführung auf das Lastobjekt bei Belastungsfall A1 führt zu Scherbelastun-

gen oberhalb des unteren Richtwertes, d.h. diese ohnehin „eher ungewöhnlichen“ Kraftausübungen mit übermäßig kraftbetontem Aufstützen sollten nicht über den gesamten Arbeitstag in hoher Wiederholhäufigkeit (> 1000/Tag) ausgeführt werden.

#### 3.5.2.2.2 Belastungsfälle B1 bis C4 der LMM ZS '15(E)

In Analogie zu den Darstellungen in der Abbildung 3.5.2-3 für die Belastungsfälle A1 und A2 wurden die Ergebnisse der biomechanischen Berechnungen für die anderen 8 Körperhaltungen der LMM ZS 2015(E) in Form von 3D-Darstellungen zusammengefasst. In der Abbildung 3.5.2-5 findet man in den oberen 4 Diagrammen die Körperhaltungen und die korrespondierenden Werte der Druckkraft auf L5-S1 für die Situationen der Gruppe B und in den unteren 4 Diagrammen für die Belastungsfälle der Gruppe C (s. Abb. 3.5.2-2).

##### *a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte*

Die Druckkraftschar zur Körperhaltung B1 zum Ziehen rückwärts (oben links in Abb. 3.5.2-5) mit einem Kraftangriffspunkt oberhalb des Bezugspunkts L5-S1 verdeutlicht, dass mit zunehmender Aktionskraft die Wirbelsäulenbelastung zunimmt und dass dies mit zunehmendem Winkel und somit zunehmendem Hebeanteil stärker ausgeprägt ist: Die Aktionskraft erhöht stets das Beugemoment nach vorn und dies um so ausgeprägter, je größer der Lasthebelarm, d.h. der Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft von der Bezugsbandscheibe ist. Das Ergebnis zur Belastungssituation B2 für ein Ziehen im Vorwärtsgehen hinter dem Körper ähnelt sehr dem Ergebnis zu Belastungsfall A2 und weist nur geringe Unterschiede zu diesem auf.

Die „wannenartige“ Druckkraftschar zu Belastungsfall B3 für ein Schieben vor dem Körper in etwa Schulterhöhe ähnelt dagegen stark dem Ergebnis zur Situation A1: Die Wirkungslinie der Aktionskraft – rein horizontales Schieben vorausgesetzt – verläuft deutlich oberhalb dem Berechnungsbezugspunkt L5-S1, sodass das Schieben eine partielle Entlastung bewirkt und somit zu einem Abnehmen der Bandscheiben-Druckkraft mit zunehmender Aktionskraft bewirkt. Schon bei einem Aktionskraftwinkel von  $10^\circ$  (2. Säulenreihe) findet sich bei einer Aktionskraft von etwa 200 N ein Minimum, sodass eine weitere Erhöhung der Aktionskraft zu der oben erläuterten „Überkompensation“ führt: Das sagittale Gesamtmoment durch Vorneigen des Oberkörpers und Ausüben der schrägen Lastkraft ist nicht beugend, sondern aufrichtend, und die Aktivierung der Bauchmuskulatur statt zuvor der Rückenmuskulatur dient dem Erreichen des Momentengleichgewichts bezüglich L5-S1. Für die dahinter angeordneten Säulenreihen mit zunehmendem Aktionskraftwinkel verstärkt sich dieser Effekt der „Überkompensation“, sodass sich insgesamt höhere Bandscheiben-Druckkraft-Werte als zu Belastungsfall A1 ergeben. Gleichwohl gilt auch hier, dass derartige Kraftausübungen, repräsentiert durch die Belastungsangaben im hinteren rechten Teil des Diagramms zu B3, in der Realität eher selten sind – zur Wahrung einer vollständigen Darstellung wurden die Werte hier nicht ausgeblendet.

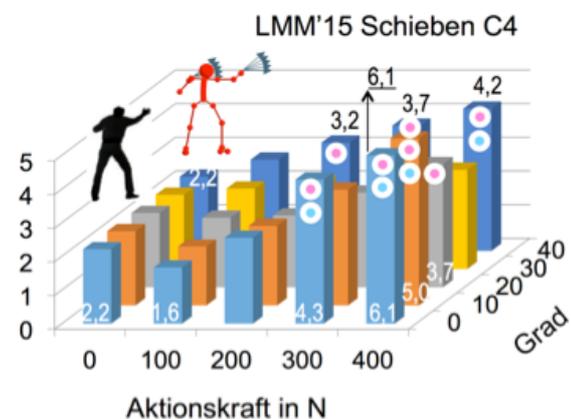
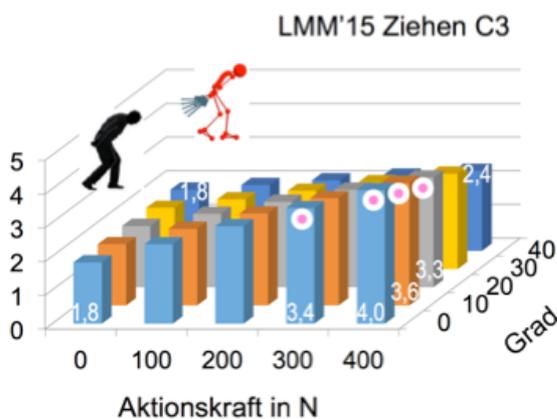
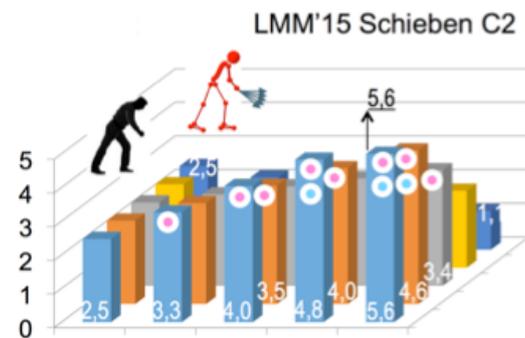
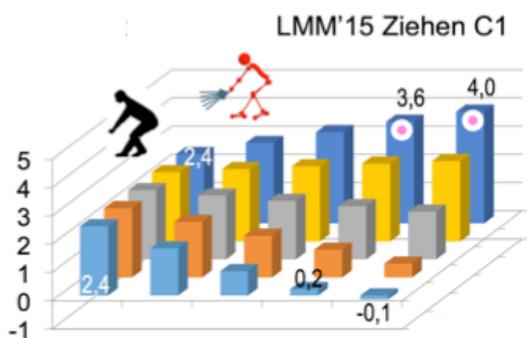
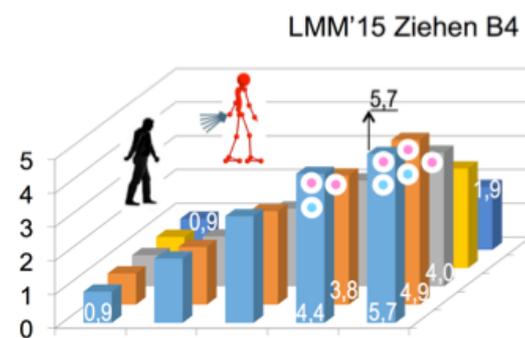
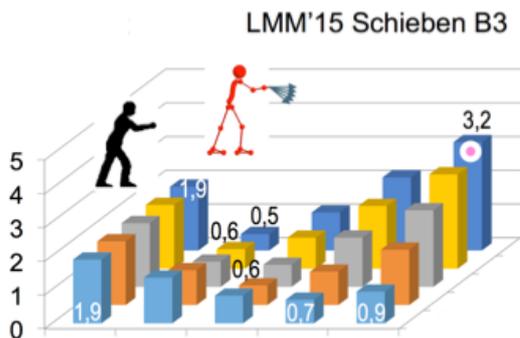
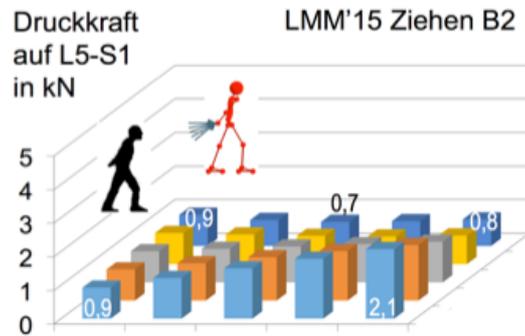
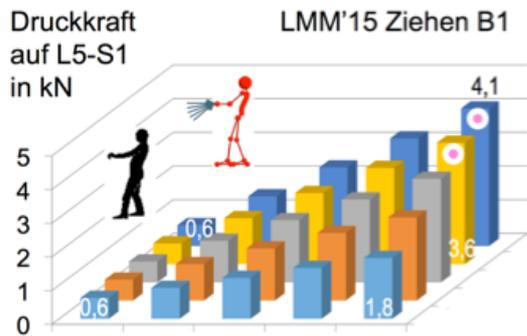


Abb. 3.5.2-5: Druckkraft auf L5-S1 für das Schieben und Ziehen mit den 8 Körperhaltungen B1 bis C4 der LMM ZS '15(E) in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Revidierten Dortmunder Richtwerten für 40-jährige Personen (pink für Frauen, hellblau für Männer)

Die Druckkraft-Säulenschar zu Belastungssituation B4 für ein Ziehen hinter dem Körper ähnelt den Scharen zu den Belastungsfällen B2 und A2; da jedoch bei B4 ein einhändiges Arbeiten mit korrespondierender deutlichen Asymmetrie unterstellt wurde, ergeben sich insgesamt höhere Druckkräfte an L5-S1. Das Ergebnis zu Körperhaltung C1 für ein Ziehen rückwärts mit tiefem Kraftangriffspunkt stellt eine Kombination bisheriger Teilergebnisse dar. Bei einer horizontalen Aktionskraft führt deren Erhöhung zu einer zunehmenden Entlastung bis hin zu einer Zug- statt Druckbelastung (negativer Druckkraftwert), da das Gesamt-Beugemoment aus Rumpfvorneigen und Lastkraft geringer wird. Mit zunehmendem Hebeanteil aufgrund „steilerem“ Aktionskraftwinkel wird bei dieser Körperhaltung zwischen 20° und 30° die partielle Entlastung in eine Zunahme der Be-Lastung umgekehrt, d.h. die Lastkräfte üben zusätzliche Beugemomente nach vorn aus: Dementsprechend nehmen dann auch die Bandscheiben-Druckkräfte mit zunehmendem Aktionskraftbetrag zu (s. z.B. hinterste Säulenreihe).

Das Schieben vor dem Körper bei niedrigem Kraftangriffspunkt (C2) weist eine ähnliche, allerdings inverse Charakteristik im Vergleich zu Belastungsfall C1 auf: Eine horizontale Aktionskraft führt zu einer Erhöhung des Beugemoments durch die Körperhaltung mit deutlicher Rumpfvorneigung, sodass mit zunehmender Aktionskraft auch die Bandscheiben-Druckkraft zunimmt (s. vorderste Säulenreihe im C2-Diagramm).

Das Ziehen hinter dem Körper mit stark vorgeneigtem Oberkörper und hier auch deutlich gekrümmtem Rücken (C3) führt zu einer Druckkraftschar ähnlich der zu Belastungsfall B4 oder auch A2, wenn auch begleitet von deutlich höheren Werten als zu A2 aufgrund der ungünstigeren Körperhaltung und teilweise niedrigeren Druckkraftwerten als zum asymmetrischen, einhändigen Ziehen in Konfiguration B4: Ausgehend von einer horizontalen Aktionskraft führt eine Zunahme deren Betrags zu einer Zunahme des Beugemoments nach vorn und damit einhergehend zu höheren Bandscheiben-Druckkräften. Mit „steilerer“ Aktionskraft wird der Lastkraft-Hebelarm kleiner – d.h. der Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft zur Bezugsbandscheibe wird kleiner – und somit auch das Lastkraft-induzierte Beugemoment nach vorn. Daher wird die Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft mit Zunahme des Aktionskraftwinkels geringer: In der vorderen Säulenreihe beträgt der Zuwachs 2,2 kN (von 1,8 auf 4,0 kN), in der hintersten Säulenreihe 0,6 kN (von 1,8 auf 2,4 kN).

Ein Schieben zur Seite wird anhand des Belastungsfalls C4 nachempfunden. Dabei wurde – analog zum Schieben eines Tores zur Seite – eine Körperhaltung vorgesehen, bei der die Hände in der Seitenansicht oder auch Draufsicht (hier nicht dargestellt) gleiche sagittale Abstände vom Berechnungsbezugspunkt L5-S1 aufweisen. Für diesen sehr unsymmetrischen Belastungsfall mit insbesondere hohen Seitbeuge- und Torsionsmomenten wurden die höchsten Bandscheiben-Druckkräfte ermittelt. Diese sind bei seitlich-horizontaler Aktionskraft aufgrund des größeren Lastkraft-Hebelarms höher als beim schrägem Schieben nach (hier) oben rechts, da in letzterem Fall der Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft kleiner bzgl. L5-S1 ist als bei horizontalem Schieben (6,1 zu 4,2 kN).

#### *b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko*

Die überschlagsmäßige und an die Kriterien der Leitmerkalmethode angelehnte Bewertung erfolgt analog zur bisherigen Vorgehensweise: Bei einer Druckkraft oberhalb von 3,1 kN wurde ein rosa Punkt als Kennzeichen einer Überschreitung des empfohlenen Maximalwertes für Frauen ab 40 Jahren eingefügt, analog zeigt ein hellblauer Punkt das Überschreiten des empfohlenen Maximalwertes für 40-jährige Männer von 4,0 kN an. Eine Übertragung dieser Vorgehensweise der Bewertung erhobener Wirbelsäulenbelastungen hinsichtlich lumbal-biomechanischer Überlastungen für Personen anderen Alters ist unter Zuhilfenahme der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* einfach durchführbar, sodass auf eine entsprechende Bewertung hier verzichtet wird.

In den oberen Diagrammen für die Körperhaltungen der Gruppe B findet man für Männer lediglich zwei markierte Säulen für das Ziehen in der asymmetrischen Haltung und Aktionskraftausübung des Belastungsfalls B4, das entspricht dem einhändigen waagerechten Ziehen mit Aktionskräften von 300 und 400 N. Für Frauen liegen in dieser Handlungsgruppe zusätzlich Markierungen auch beim Aktionskraftwinkel von  $10^\circ$  vor. Weiterhin findet man für Frauen überlastungsanzeigende Markierungen auch beim Ziehen in der Körperhaltung B1 bei Aktionskräften von 300 und 400 N mit vergleichsweise hohem Hebeanteil ( $40^\circ$  Kraftwinkel). Insgesamt erhält man für die Handlungsgruppe B lediglich bei hohen Aktionskräften Überschreitungen der empfohlenen Maximalwerte für 40-Jährige.

In den unteren 4 Diagrammen für die Handlungsgruppe C gibt es ebenfalls eine eher geringe Zahl von Markierungen, wiederum für Aktionskräfte von 300 und 400 N. Eine Ausnahme bildet die Haltung C2 beim Schieben in einer stark vorgeneigten Körperhaltung. In diesem Fall überlagert sich – wie zuvor erläutert – einem den Oberkörper beugenden Moment durch die Vorneigung des Oberkörpers ein ebenfalls beugendes Moment durch die Lastkraft aufgrund des niedrigen Kraftangriffspunkts. Dadurch ergeben sich vor allem bei niedrigen Kraftwinkeln hohe Werte der Wirbelsäulenbelastung mit Überschreitung der empfohlenen Maximalwerte bei Männern bei Aktionskräften von 300 und 400 N und bei Frauen schon ab 100 N. Bei höheren Kraftwinkeln nähert sich die Wirkungslinie von Aktions- bzw. Re-Aktionskraft der Bezugsbandscheibe, sodass das beugende Moment und damit auch die Druckkraftwerte kleiner werden und die hier angesetzten Belastungsgrenzen nicht überschritten werden.

### *c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte*

Entsprechend den Darstellungen in der Abbildung 3.5.2-4 zu sagittalen und lateralen Scherkräften an der als Berechnungsbezugspunkt gewählten lumbosakralen Bandscheibe für die Belastungsfälle A1 und A2 wurden die Ergebnisse der biomechanischen Berechnungen für die anderen 8 charakteristischen Körperhaltungen der LMM ZS '15(E) in Form von 3D-Darstellungen zusammengefasst: in Abbildung 3.5.2-6 für die sagittale und in Abbildung 3.5.2-7 für die laterale Scherkraft. In beiden Abbildungen findet man in den oberen 4 Diagrammen die Körperhaltungen und die korrespondierenden Werte der Scherkraft an L5-S1 für die Situationen der Gruppe B und in den unteren 4 Diagrammen für die Belastungsfälle der Gruppe C (s. Abb. 3.5.2-2). Zunächst wird auf die sagittale Komponente, danach auf die seitliche eingegangen.

#### *c1) Sagittale Scherkräfte*

Die Sagittalscherkraft-Säulenschar zur Belastungssituation B1 zum Ziehen rückwärts (oben links in Abb. 3.5.2-6) mit einem Kraftangriffspunkt oberhalb des Bezugspunkts L5-S1 zeigt, dass mit zunehmender Aktionskraft die Wirbelsäulenbelastung zunimmt; dabei fällt auf, dass sich mit zunehmendem Aktionskraftwinkel keine sich überlagernde, deutlich erkennbare Erhöhung oder Erniedrigung ergibt (s. hintereinander stehende Säulen). Dies wird auf die in der folgenden Anmerkung erläuterten Zusammenhänge zurückgeführt.

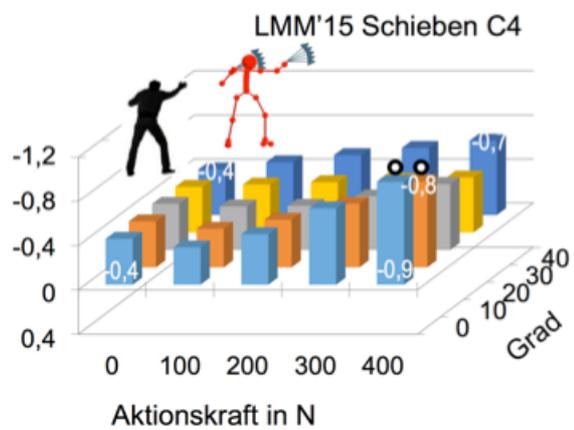
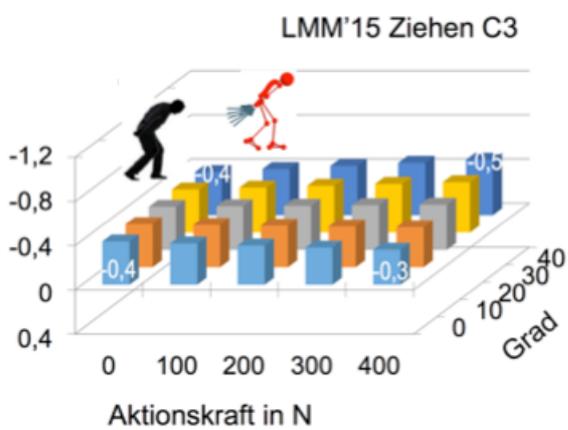
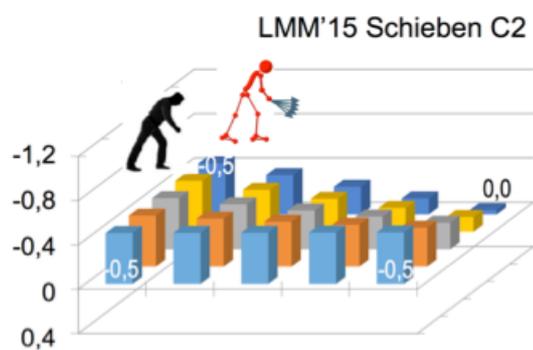
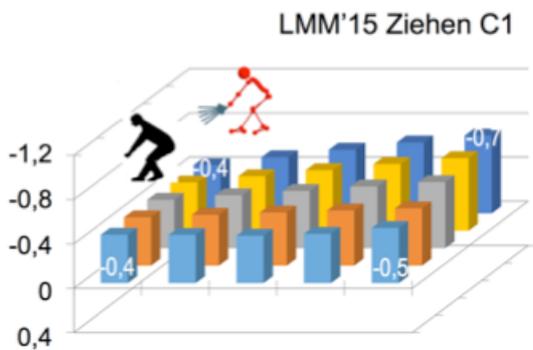
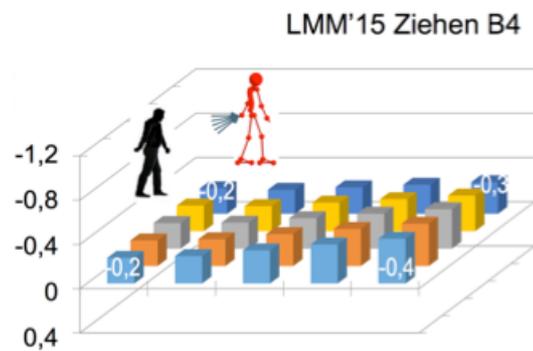
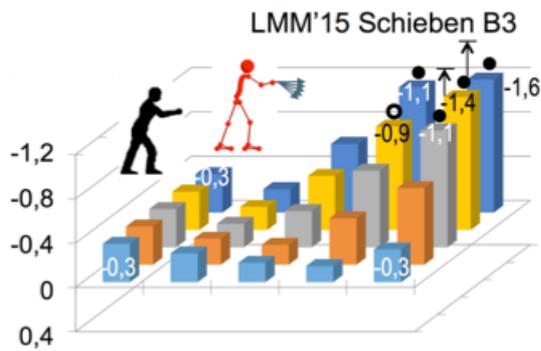
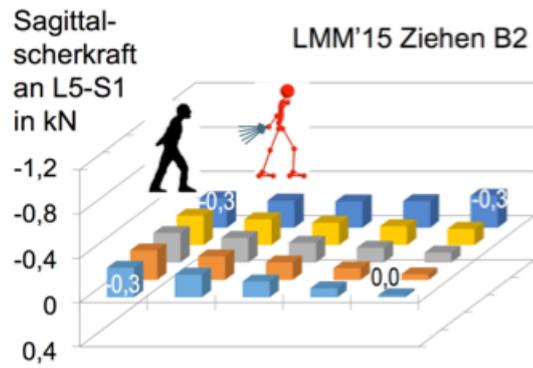
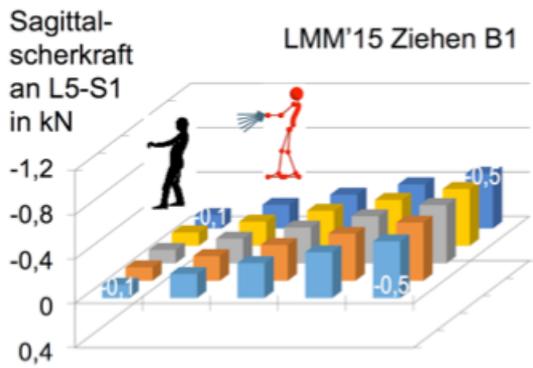


Abb. 3.5.2-6 Sagittalscherkraft an L5-S1 für das Schieben und Ziehen in den Körperhaltungen B1 bis C4 der LMM ZS '15(E) in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Scherkraft-Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012), gekennzeichnet analog Abb. 3.5.2-4

Anmerkung: Einerseits erhöht ein zunehmender Aktionskraftwinkel bei der vorliegenden Konstellation von Körperhaltung und Kraftangriffsposition zwar stets das Beugemoment nach vorn und dies um so ausgeprägter, je größer der Lasthebelarm, d.h. der Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft von der Bezugsbandscheibe ist. Jedoch führt dieser Sachverhalt aufgrund der dann vorliegenden stärkeren Rückenmuskelaktivität im Wesentlichen zu einer Erhöhung der Bandscheiben-Druckkräfte (vgl. Abb. 3.5.2-3) und beeinflusst die Scherkräfte eher nachrangig.

Andererseits führt ein zunehmender Aktionskraftwinkel zu einer Verringerung des Differenzwinkels zwischen Aktionskrafttrichtung (von 0 auf 40° zu einer Waagerechten) und Bandscheibenebene; letztere ist bei aufrechtem Rumpf ca. 30° nach vorn gekippt und ergibt sich hier aufgrund des Nach-hinten-Lehnens (ca. 10°) zu ca. 20° zu einer Waagerechten. Mit einer Verringerung des Differenzwinkels ([a] von 20°-0°=20° über [b] 20°-10°=10° über [c] 20°-20°=0° über [d] 20°-30°=-10° auf [e] 20°-40°=-20°) nähert sich somit die Richtung der Aktionskraft zunächst der räumlichen Lage, Neigung bzw. Richtung der Bandscheibenebene, trifft bei einem Aktionskraftwinkel von 20° mit der Bandscheibenebene zusammen [c] und bildet bei der hier schrägsten Aktionskrafttrichtung von 40° einen Winkel zur Bandscheibenebene von -20° [e]. Dies verdeutlicht, dass sich die Cosinuskomponente der Aktionskraft in einer sagittalen Scherkraft an der Bandscheibe widerspiegelt. Somit folgt die Sagittalscherkraft dem Cosinusverlauf des Differenzwinkels, und die Sagittalscherkraft kann sich aufgrund des hier vorgeesehenen Winkelbereichs nur bis etwa 6% unterscheiden ( $\cos 20^\circ \approx 0,94$  //  $\cos 0^\circ = 1$  //  $\cos -20^\circ \approx 0,94$ ). Dieser Sachverhalt gilt für den Sagittalscherkraft-Anteil aufgrund der Aktionskraft.

Ein anderer Anteil entsteht aus dem anteiligen Körpergewicht oberhalb der Bezugsbandscheibe (ca.  $450 \text{ N} \cdot \sin 20^\circ \approx 150 \text{ N}$ ). Somit ergibt sich die größte Veränderung der Sagittalscherkraft aufgrund veränderter Aktionskraftwinkel für die größte hier berücksichtigte Aktionskraft von 400 N wie folgt: Die Sagittalscherkraft beträgt bei einem Aktionskraftwinkel von 0° etwa 530 N ( $\approx 150 \text{ N} + 400 \text{ N} \cdot 0,94$ ) sowie bei einem Aktionskraftwinkel von 20° etwa 550 N ( $\approx 150 \text{ N} + 400 \text{ N} \cdot 1,0$ ); dies entspricht einem für Belastungsfall B1 maximalen Unterschied von unter 4% bei der zugrundeliegenden Variation des Aktionskraftwinkels (0 bis 40°) – was in jeweils etwa gleichhohen hintereinanderstehenden Säulen im Diagramm oben links in Abbildung 3.5.2-6 resultiert.

Dem Belastungsfall B1 prinzipiell ähnlich ist Fall C1 trotz der dort deutlich ausgeprägteren Rumpfvorneigung und dem tiefer positionierten Kraftangriffspunkt. Insbesondere bei schrägen Aktionskräften im Belastungsfall C1 üben diese einerseits Beugemomente nach vorn aus, die nicht nur zu erhöhten Bandscheiben-Druck-, sondern auch zu erhöhten Sagittalscherkräften führen. Deren Zunahme mit zunehmendem Aktionskraftwinkel (s. z.B. rechte Säulenreihe) ist auf die unsymmetrische Körperhaltung mit Schrittstellung und einhergehender Beckenverdrehung um die Hochachse zurückzuführen, was insgesamt zu einer erhöhten Muskelaktivierung und, daraus folgend, zu erhöhten Bandscheibenkräften führt.

Das Ergebnis zur Belastungssituation B2 für ein Ziehen im Vorwärtsgen hinter dem Körper ähnelt sehr dem Ergebnis zu Belastungsfall A2 und weist nur geringe Unterschiede zu diesem auf, da sich die beiden Belastungsfälle im Wesentlichen lediglich hinsichtlich der Rumpfneigung unterscheiden: aufrecht in Belastungsfall A2, gering ausgeprägt bei B2. Dies gilt prinzipiell analog für Belastungsfall C3, der allerdings aufgrund der deutlicheren Rumpfvorneigung zu insgesamt höheren sagittalen Scherkräften führt. Im Gegensatz dazu weisen die Ergebnisse zur Belastungssituation B4 für ein Ziehen im Vorwärtsgen hinter dem Körper mit nur einer Hand prinzipielle Unterschiede auf: Aufgrund der deutlichen Torsionswirkung der ein-

händigen Aktionskraftausübung ist auch bei horizontalem Ziehen verstärkt die Bauchmuskulatur – beidseits recht verschieden – aktiviert, was sich unter anderem in erhöhten Sagittalscherkräften relativ zum nahezu beidseits symmetrischen Fall A2 oder B2 abbildet.

Die Ergebnisse zu Belastungsfall B3 ähneln denen zu Fall A1: In beiden Fällen werden Aktionskräfte nach vorn bzw. nach vorn unten ausgeübt – analog dem Schieben eines Transportwagens –, allerdings ist in Belastungsfall B3 die Rumpfvorneigung stärker ausgeprägt sowie der Kraftübertragungspunkt höher positioniert und somit mit größeren Hebelarmen der Aktionskraft verbunden als bei Fall A1. Dies führt in beiden Fällen zu einem „wannenartigen“ Belastungsprofil einerseits mit ähnlich hohen Sagittalscherkräften für die haltungsbedingten Anteile (s. Säulen an linker Diagrammwand; etwa 0,3 kN). Dieses Belastungsprofil ist zudem mit einer Abnahme der Bandscheiben-Scherkräfte mit zunehmender Aktionskraft und zunehmendem Aktionskraftwinkel verbunden, bis – entsprechend dem Effekt der „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn durch Aktivierung vorrangig der Bauchmuskulatur (s. Kap. 3.5.2.2.1) – die Bandscheibenbelastung, hier in Form der Sagittalscherkräfte, wieder zunimmt mit Zunahme von Aktionskraftbetrag und -richtung. Letztere Belastungssituationen mit übermäßig kraftbetontem Aufstützen sind im Berufsalltag eher ungewöhnlich und wurden hier nur zur Wahrung einer vollständigen Darstellung nicht ausgeblendet. Die Ergebnisse zu Belastungsfall B3 ähneln zudem auch denen zu Fall C2, bei dem jedoch eine ausgeprägtere Rumpfvorneigung und ein Kraftübertragungspunkt unterhalb der Bezugsbandscheibe vorliegt. Demzufolge sind die körperhaltungsbedingten Scherkräfte bei Fall C2 höher als zuvor (s. Säulen an linker Diagrammwand; etwa 0,5 kN), und das wannenartige Belastungsprofil ist auf den vorderen Teil begrenzt („rudimentiert“) – erkennbar an der 0-kN-Säule hinten rechts für die höchsten der vorausgesetzten Werte von Aktionskraftbetrag und -winkel.

Ein besonderer Fall des Ziehens oder Schiebens wird durch den Belastungsfall C4 repräsentiert, bei dem die Aktionskräfte nicht in der Sagittalebene ausgeübt werden, sondern in der Frontalebene entsprechend einem Schieben seitwärts. Aufgrund des deutlich erkennbar unsymmetrischen Belastungsfalls – sowohl der Rumpf ist etwas zur Seite gewendet als auch die Aktionskraft ist seitlich gerichtet – und aufgrund des leichten Vorneigens des Oberkörpers ergibt sich eine vergleichsweise stark ausgeprägte muskuläre Aktivierung im unteren Rumpfbereich, aus der neben hohen Druck- insbesondere hohe sagittale Scherkräfte an der Bezugsbandscheibe resultieren.

### *c2) Laterale Scherkräfte*

Eine Reihe der Körperhaltungen B1 bis B4 sowie C1 bis C4 wurde bezüglich des Oberkörpers annähernd beidseits symmetrisch angenommen, die gegebenenfalls unterstellte Unsymmetrie ergibt sich dabei aufgrund einer Schrittstellung mit begleitender Beckenrotation um die Hochachse (s. Haltungsskizzen in Abb. 3.5.2-7). Dies trifft für die Belastungssituationen B1 bis B3 sowie C1 bis C3 zu, sodass eher niedrige Lateral-Scherkräfte bis etwa 0,2 kN an der Bezugsbandscheibe trotz hoher Hand-Aktionskräfte bis 400 N und Aktionskraftwinkel bis 40° resultieren. Lediglich im Fall C2 sind die Seitscherkräfte ein wenig höher (bis ca. 0,4 kN), was auf die recht ausgeprägte Schrittstellung zurückgeführt wird.

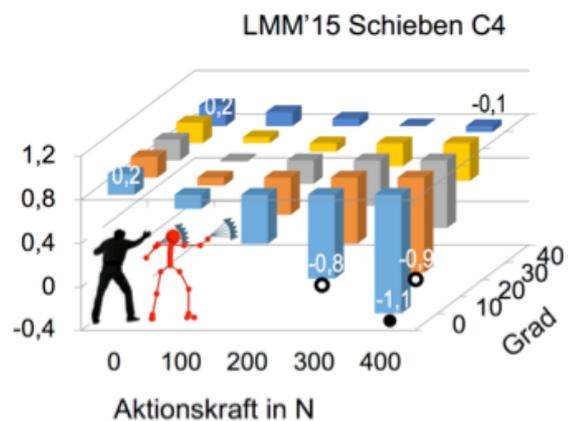
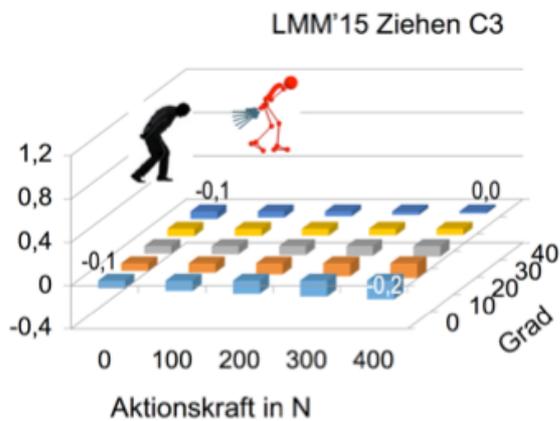
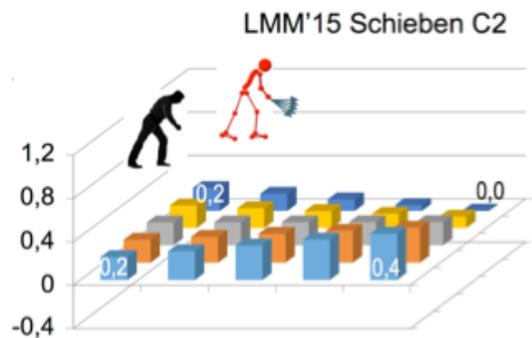
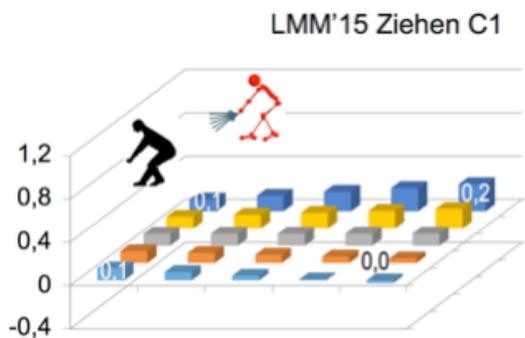
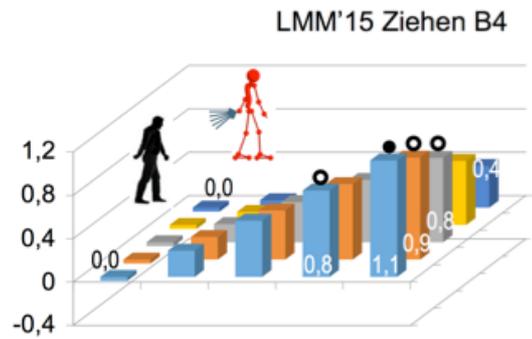
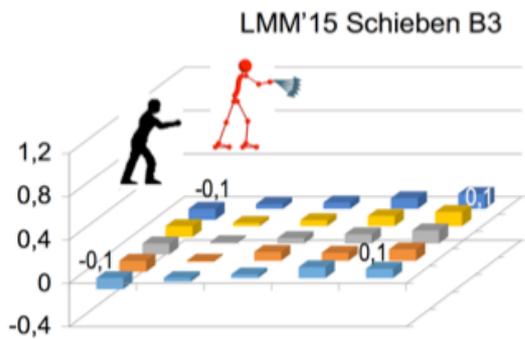
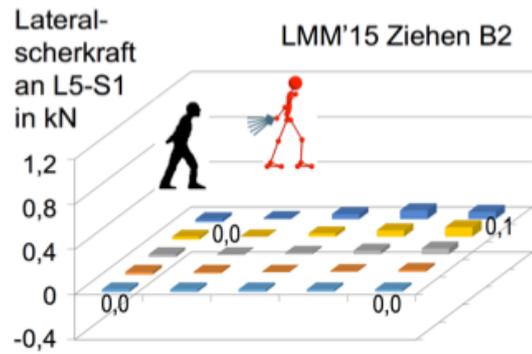
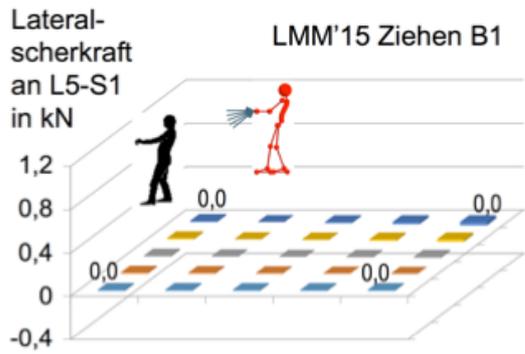


Abb. 3.5.2-7 Lateralscherkraft an L5-S1 für das Schieben und Ziehen in den Körperhaltungen B1 bis C4 der LMM ZS '15(E) in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Scherkraft-Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012), gekennzeichnet analog Abb. 3.5.2-4

Die beiden Belastungsfälle B4 und C4 sind in besonderem Maß unsymmetrisch: Ersterer Fall repräsentiert eine einhändige Kraftausübung, letzterer eine seitliche Kraftausübung vor dem Körper, sodass hohe Torsionsmomente in Bezug auf die untere Lendengegend bewirkt werden. Daraus resultiert eine vergleichsweise stark ausgeprägte, beidseits unsymmetrische muskuläre Aktivierung im unteren Rumpfbereich, sodass sich insbesondere hohe seitliche Scherkräfte an der Bezugsbandscheibe ergeben.

#### d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Der Vergleich der erhobenen Sagittal- und Lateralscherkräfte an der Bezugsbandscheibe L5-S1 (s. Abb. 3.5.2-6 und 3.5.2-7) mit den Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012) von 1 kN für nicht allzu häufige Kraftausübungen pro Schicht (bis 100/Tag; s. schwarzer Vollkreis) sowie 0,7 kN für häufigere Kraftfälle (bis 1000/Tag; s. schwarzer Ring) ergibt, dass für die meisten der in diesem Zusammenhang analysierten Belastungssituationen von einem vernachlässigbaren biomechanischen Überlastungsrisiko hinsichtlich Bandscheibenscherung ausgegangen werden kann.

Einerseits führen die stark unsymmetrischen Belastungskonfigurationen mit eher hohem Aktionskraftbetrag und eher horizontaler Krafteinleitung auf das Lastobjekt bei Belastungsfall B4 und C4 zu sagittalen (C4) und lateralen Scherbelastungen (B4 u. C4) oberhalb der Richtwerte, d.h. Belastungsfälle mit derart ausgeprägter Asymmetrie von Krafteinleitung (B4) oder Kraft-richtung (C4) sollte nicht von hohen Kraftbeträgen gekennzeichnet sein.

Für Belastungsfall C4 gilt verstärkend, dass beide Scherindikatoren (sagittal, lateral) bei gleichen Kraftbedingungen (300/400 N mit 0°/10°) hohe Werte erreichen, sodass die Scherkraftresultierende sehr hohe Werte annimmt.

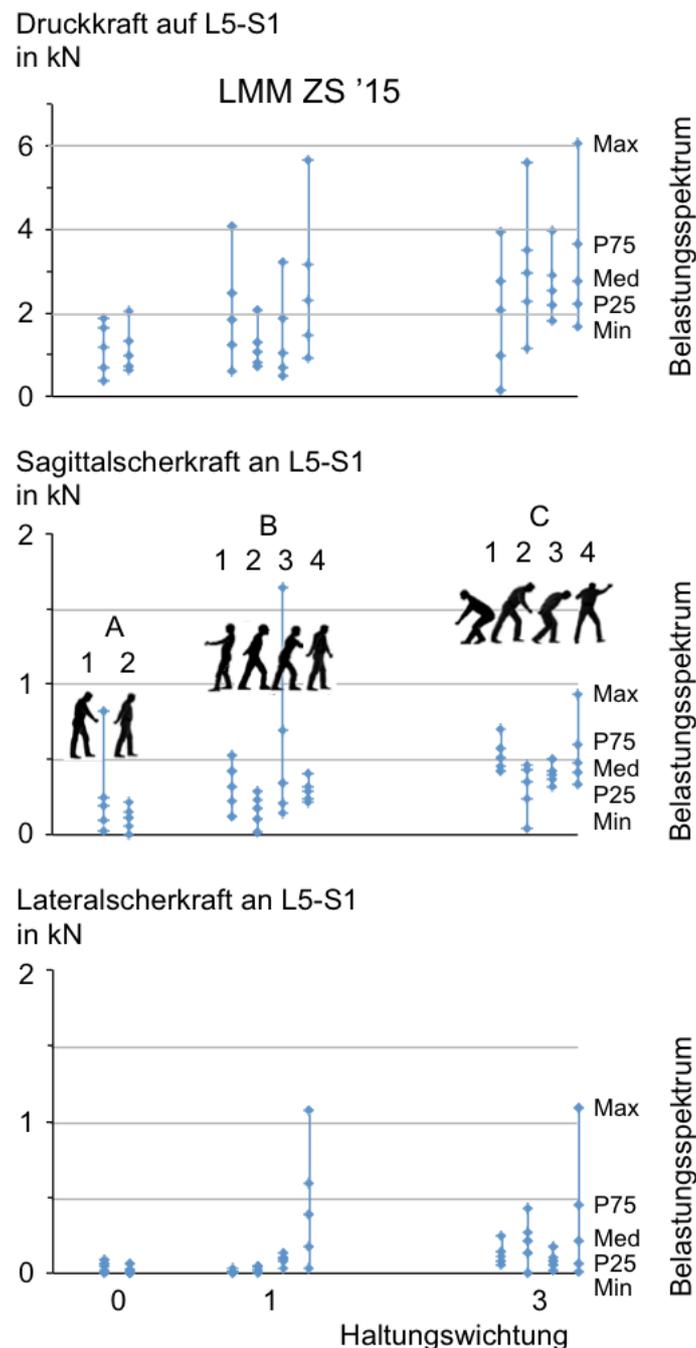
Andererseits führt das Schieben in Schulterhöhe aufgrund des großen Hebelarms der Aktionskraft relativ zur Bezugsbandscheibe zu sagittalen Scherkräften oberhalb der Richtwerte; dies gilt allerdings nur für hohe Aktionskraftbeträge begleitet von hohen Aktionskraftwinkeln und somit für im Berufsalltag eher seltene Belastungskonfigurationen. Dies bedeutet, dass diese ohnehin „eher ungewöhnlichen“ Kraftausübungen mit übermäßig kraftbetontem Aufstützen nur allenfalls selten und somit niedriger Wiederholhäufigkeit (< 100/Tag) ausgeführt werden sollten.

#### 3.5.2.2.3 Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs

In einem ersten Ansatz einer qualitativen biomechanischen Wertung der Angaben in der Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Schieben und Ziehen findet man eine gewisse Übereinstimmung zwischen Haltungswichtung und erhobenen Druckkräften an der lumbosakralen Bandscheibe wie folgt, wenn – wie in Kapitel 3.5.2.2.1 vorausgesetzt – die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* für 40-jährige als Kriterium gewählt werden: Die Haltungen der Gruppe A, denen in der LMM ZS '15(E) eine Haltungswichtung von 0 zugeordnet wird, können als unkritisch hinsichtlich einer biomechanischen Überlastung bezüglich Druckkräften angesehen werden (vgl. Abb. 3.5.2-3). Bei der Gruppe B mit der Haltungswichtung 1 ergeben sich einige und bei der Gruppe C mit der Haltungswichtung 4 eine größere Zahl von Überschreitungen der empfohlenen Druckkraft-Maximalwerte – vorrangig bei großen Aktionskräften (vgl. Abb. 3.5.2-5). Weiterhin besteht insofern Übereinstimmung, als die Zahl der Richtwertüberschreitungen für Frauen höher ist als die für Männer. – Körperhaltungen entsprechend einer 8er-Wichtung kommen im 2015er Entwurf der Leitmerkmalmethode nicht vor.

Eine zusammenfassende Darstellung des Zusammenhangs zwischen einerseits der in der Leitmerkmalmethode zum Ziehen und Schieben von Lasten vorgesehenen Haltungswichtung

und andererseits der für die jeweiligen Belastungskonstellationen von Körperhaltung und Aktionskräften ermittelten Lumbalbelastung enthält Abbildung 3.5.2-8: Im oberen Teil sind die Druckkräfte, im mittleren Teil die Sagittal- und im unteren Teil die Lateralscherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe auf der Ordinate abgetragen. Auf der Abszisse sind die Punkte der jeweiligen Haltungswichtung dargestellt, wobei die insgesamt 10 Belastungsfälle anhand der Haltungsskizzen der LMM ZS '15(E) gekennzeichnet sind.



**Abb. 3.5.2-8:** Zusammenhang zwischen einerseits der Haltungswichtung für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-C4 entsprechend der Leitmerkmalmethode (Entwurf) zum Ziehen und Schieben aus 2015(E) sowie andererseits der Lumbalbelastung unter Voraussetzung statischer Bedingungen – dargestellt anhand der Druck- (oben) sowie sagittalen (Mitte) und lateralen (unten) Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe; Punkte repräsentieren Kennwerte des jeweiligen Belastungsspektrums

Der Einfluss des Lastgewichts bzw. der Lastwichtung kann in dieser Darstellung zum Ziehen und Schieben nicht analog zur Übersicht zum Heben und Tragen vorgenommen werden (s. Abb. 3.5.1-11), da beim Ziehen und Schieben aus biomechanischer Sicht vorrangig die ausgeübten Aktionskräfte und eher mittelbar die Masse eines bewegten Lastobjekts – wegen der zusätzlich einzubeziehenden Reibung – bedeutsam sind. Zur Berücksichtigung der verschiedenen Aktionskräfte (0 sowie 4 • 5 Betrag-Winkel-Kombinationen) und somit zur Darstellung der Belastungsspektren je nach Körperhaltung werden daher in dieser Übersichtsdarstellung von Abbildung 3.5.2-8 markante Perzentile (P25, P50 gleich Median, P75) sowie die Extremwerte (Minimum, Maximum) miteingetragen; in diese Perzentilierung sind die 21 Betrag-Winkel-Kombinationen gleichgewichtet eingegangen, d.h. es wurden gleiche Auftretenshäufigkeiten der 21 Konstellationen unterstellt.

Das oberste Diagramm in Abbildung 3.5.2-8 zeigt, dass die höchsten Druckkräfte zu den Körperhaltungen mit der niedrigsten LMM-Haltungswichtung von 0 niedriger sind als diejenigen der zweiten Gruppe (Wichtung 1) und dass die Maximalwerte der dritten Gruppe (Wichtung 3) insgesamt höher liegen als die der beiden Gruppen zuvor. Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, dass die Maxima teilweise aus recht extremen Belastungskonstellationen von Haltung, Aktionskraftbetrag und -richtung beim Ziehen und Schieben mit Aktionskräften von 400 N resultieren: beispielsweise beim Rückwärtsziehen (B1, C1) sowie dem Schieben vorwärts (B3) unter einem Aktionskraftwinkel von 40° oder auch horizontales Hinter-sich-her-Ziehen (B4 einhändig, C3 weit vorgeneigt), horizontales Schieben (C2, weit vorgeneigt) und horizontales seitliches Schieben (C4). Lediglich Belastungsfall B2 – ein beidhändiges Ziehen hinter dem Körper mit aufrechtem Rumpf – führt zu Druckkraftwerten, wie sie denen der Körperhaltungen mit der Wichtung 0 entsprechen.

Das mittlere Diagramm in Abbildung 3.5.2-8 verdeutlicht, dass die Höhe der erhobenen Sagittalscherkräfte an der Bezugsbandscheibe in erster Näherung die LMM-Haltungswichtung widerspiegelt: Im Durchschnitt ist die erste Gruppe von Körperhaltungen der Wichtung 0 mit den niedrigsten, die zweite Gruppe (Wichtung 1) mit mittelhohen und die dritte Gruppe (Wichtung 3) im Mittel mit den höchsten Bandscheiben-Scherkräften verbunden. Auffällig sind dabei die extrem hohen Werte für die beiden Belastungsfälle des Schiebens vor dem Körper mit eher aufrechtem Rumpf (A1, B3), verbunden mit hohen Aktionskräften von 400 N unter einem Winkel von 40° – dies entspricht „eher ungewöhnlichen“ Kraftausübungen mit übermäßig kraftbetontem Aufstützen; derartige Fälle und Werte wurden zur Wahrung einer vollständigen Darstellung zwar nicht ausgeblendet, bedürfen allerdings dennoch dieser einschränkenden Interpretationsanmerkung.

Im untersten Diagramm der Abbildung 3.5.2-8 ist der Zusammenhang zwischen LMM-Haltungswichtung und erhobenen seitlichen Bandscheiben-Scherkräften dargestellt. In einer ersten Ansicht spiegelt auch hierbei die Wichtung die Höhe der Scherkräfte wider: im Mittel bzw. für alle Körperhaltungen der jeweiligen Gruppe zusammen finden sich die niedrigsten Werte für die erste Gruppe (Wichtung 0), mittlere für die zweite (Wichtung 1) und die höchsten Scherkräfte für die dritte Gruppe von Körperhaltungen bzw. Konstellationen von Körperhaltung und Aktionskräften beim Ziehen und Schieben (Wichtung 3). Die hier dargestellten Ergebnisse zeigen aber auch, dass aufgrund der niedrigen Werte – außer für die Konstellationen des einhändigen Ziehens hinter dem Körper (B4) und des seitlichen Schiebens vor dem Körper (C4) – die Belastungsfälle als weitgehend symmetrisch in Körperhaltung, beidseitiger Kraftausübung und vorrangig sagittaler Krafrichtungen interpretiert wurden, sodass die mit der Kenngröße „Lateral-Scherkraft“ repräsentierten möglichen Asymmetrien eher gering ausfallen. Allein aufgrund der zum Teil angenommenen, von einer Beckenrotation begleiteten Schrittstellung bilden sich hier seitliche, von Null verschiedene seitliche Scherkräfte aus; bei der Konstellation des sagittalen Schiebens vor dem Körper mit weitem Vor-neigen des Oberkörpers mit ausgeprägter Schrittstellung (C2) wird dieser Aspekt deutlich.

Insgesamt zeigen die Darstellungen der Zusammenhänge zwischen einerseits der Haltungswichtung des in MEGAPHYS 2015 vorgestellten Entwurfs eines veränderten Screening-Werkzeugs zur Bewertung von Belastungen durch Ziehen und Schieben von Lasten LMM ZS '15(E) und andererseits mittels Modellrechnungen erhobenen Kräften an der Lendenwirbelsäule eine sehr gute Entsprechung:

- Die Belastungssituationen mit der niedrigsten Haltungswichtung (A1 und A2) sind im Mittel mit den geringsten Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateralscherkräften verbunden.
- Die Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (C1 bis C4) sind im Mittel mit den höchsten Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateralscherkräften verbunden.
- Die Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (C1 bis C4) sind mit der stärksten Abhängigkeit der Bandscheiben-Druckkraft von den ausgeübten Aktionskräften, d.h. mit den größten Wertebereichen verbunden.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituationen B4 (einhändiges Ziehen hinter dem Körper) und C4 (seitliches Schieben vor dem Körper) sollte aufgrund der ausgeprägten Asymmetrie und resultierenden Seitscherkräften diskutiert werden; dies gilt analog beim rückwärtigen Ziehen (B1) aufgrund von nicht unwahrscheinlichen eventuell hohen Hebeanteilen, d.h. bei eher schrägen Aktionskräften und resultierenden hohen Bandscheiben-Druckkräften.
- Eine Erniedrigung der Haltungswichtung der Belastungssituation B2 (beidhändiges Ziehen hinter dem Körper) sollte aufgrund der niedrigen Belastungswerte (Druck-, Sagittalscher- und Lateralscherkräfte) diskutiert werden.
- Aufgrund des zugrundegelegten weiten Bereichs für Aktionskraftbetrag (bis 400 N) und Aktionskraftwinkel (bis 40° zur Waagerechten) ergeben sich für einige Kombinationen Extremwerte insbesondere bei Druck- und Sagittalscherkräften, die zur Wahrung einer vollständigen Ergebnisdarstellung zwar nicht ausgeblendet wurden, aber bezüglich der Auftretenswahrscheinlichkeit im Berufsalltag eher als ungewöhnlich eingeschätzt werden. Dies gilt insbesondere für das Schieben vor dem Körper mit eher aufrechtem Rumpf und schrägen Aktionskräften (A1, B3) oder mit weiter vorgeneigtem Rumpf und horizontalen Aktionskräften (C2). Aus den zum Teil hohen Werten sollte daher nicht die Notwendigkeit einer Änderung der Haltungswichtung abgeleitet werden.
- Variationen von Körperhaltung und Aktionskräften sowie Massenträgheitseinflüsse bei Bewegung von Körper und Last resultieren in der Regel zu höheren, können durch geschicktes Abändern aber auch zu niedrigeren Belastungen als hier angenommen führen – dies ist im Einzelfall zu prüfen.

### 3.5.2.3 Ergebnisse zur Lumbalbelastung – LMM-Version aus 2002 bzw. EAWS

Am Ende des einführenden Kapitels 3.5.2.1 zur prinzipiellen Vorgehensweise der biomechanischen Evaluierung der Screeningwerkzeuge zum Ziehen und Schieben von Lasten wurde erläutert, dass zunächst der aktuelle Entwurf einer modifizierten LMM aus 2015 (Klußmann et al. 2015) hinsichtlich möglicher Überlastungen des unteren Rückens analysiert wurde (s. Kap. 3.5.2.2) und danach die Ursprungsfassung aus 2002, der für das EAWS alle charakteristischen Körperhaltungen entlehnt wurden – außer zwei nicht aufgegriffenen Haltungen. Das vorliegende Kapitel 3.5.2.3 beschreibt die Ergebnisse entsprechender biomechanischer Modellrechnungen zur Belastung der Lendenwirbelsäule für die ursprüngliche Leitmerkmalermethode „Ziehen und Schieben“, sodass diese Erhebungen unmittelbar auch für das EAWS gelten.

Berücksichtigt wurden die in Abbildung 3.5.2-2 im linken Teil skizzierten Körperhaltungen – mit Ausnahme derjenigen in der letzten Zeile wegen mangelnder Relevanz (D1; s. Erläuterung in Kap. 3.5.2.1).

Wie bei den LMM-bezogenen Analysen zum Heben und Tragen sowie Ziehen und Schieben des 2015er Entwurfs wurden den charakteristischen Körperhaltungen zum einen Buchstaben (A bis C) entsprechend der in der LMM ZS '02 vorgesehenen Haltungswichtung und zum anderen Ordnungsnummern für verschiedene Ausprägungen mit gleicher Wichtung (bis 4) zugeordnet. Analog zum vorigen Kapitel wurden Aktionskräfte bis 400 N mit Winkeln bis 40° zur Waagerechten vorgesehen, und als Kenngrößen der Lumbalbelastung wurden die Druck-, Sagittalscher- und Lateralscherkraft bezüglich der lumbosakralen Bandscheibe (L5-S1) gewählt. Wie zuvor werden die Re-Aktionskräfte „am unteren Schnittufer“ dargestellt, sodass sich aufgrund des im Simulationswerkzeug *Der Dortmund* vereinbarten Koordinatensystems bei den Druckkräften in der Regel positive, bei den Sagittalscherkräften negative Werte und bei den Lateralscherkräften fallspezifische Vorzeichen ergeben.

Zur Bewertung der erhobenen Belastungen hinsichtlich potentieller lumbal-biomechanischer Überlastungen wurden wie zuvor die Empfehlungen zu maximalen Druck- und Scherkräften an lumbalen Wirbelkörpern und Bandscheiben verwendet: die altersabhängigen geschlechtsspezifischen *Revidierten Dortmund Richtwerte* – in einem ersten überblickshaften Ansatz exemplarisch für 40-jährige Frauen und Männer (3,1 bzw. 4,0 kN Druckkraft) – bzw. die häufigkeitsabhängigen Gallagher-Marras-Richtwerte bezüglich Scherung (0,7 und 1,0 kN für bis zu 1000 bzw. 100 Kraftfälle pro Tag). Eine Übertragung dieser Vorgehensweise der Bewertung der erhobenen Bandscheiben-Druckkräfte für Personen anderen Alters ist einfach durchführbar, sodass auf eine entsprechende Darstellung hier verzichtet wird.

### 3.5.2.3.1 Belastungsfälle A1 bis C4 der LMM ZS '02 bzw. EAWS

#### a) Bandscheiben-Druckkräfte – Werte

In Abbildung 3.5.2-9 sind die Druckkraftspektren in Abhängigkeit der verschiedenen Aktionskraftbeträge und -winkel für die 8 zugrundeliegenden Körperhaltungen dargestellt: Die beiden Körperhaltungen mit der niedrigsten Wichtung (Gruppe A) repräsentieren ein Schieben vor dem Körper mit nach vorn gehaltenen Armen – bei ersterem Fall befinden sich die Hände in deutlich verschiedener Höhe – und Kraftangriffspunkten deutlich oberhalb bzw. etwa in Höhe der Bezugsbandscheibe. Daher wird das belastende Beugemoment aufgrund der frontalen Armhaltung mit zunehmender Aktionskraft und damit einhergehendem partiell entlastenden Moment zunächst bis zum Erreichen eines Gleichgewichts von vor- und rückbeugenden Sagittalmomenten geringer. Ein weiteres Ansteigen der Hand-Aktionskräfte entspricht „eher ungewöhnlichen“ Kraftausübungen mit übermäßig kraftbetontem Aufstützen, sodass diese „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn durch Aktivierung der Bauchmuskulatur ein Wiederansteigen der Bandscheiben-Druckkräfte bewirkt.

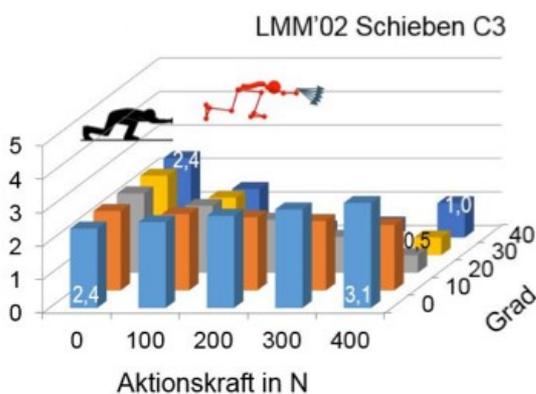
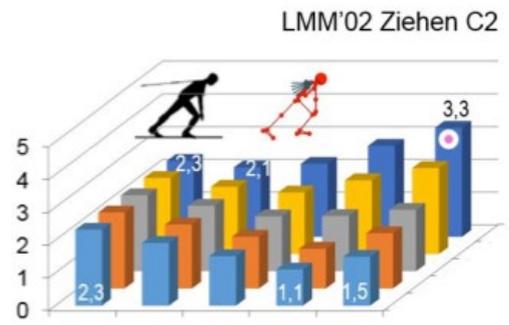
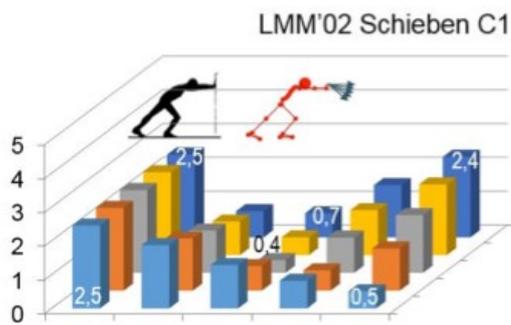
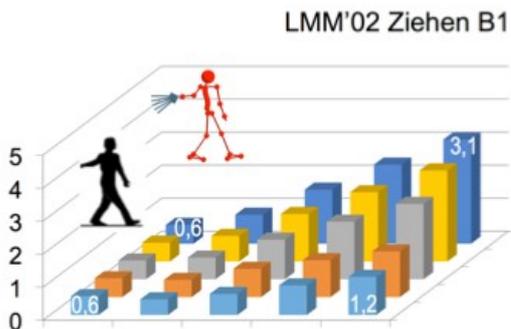
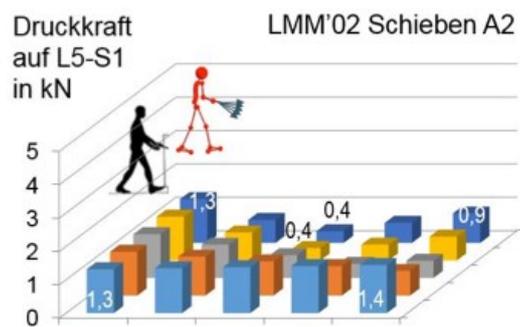
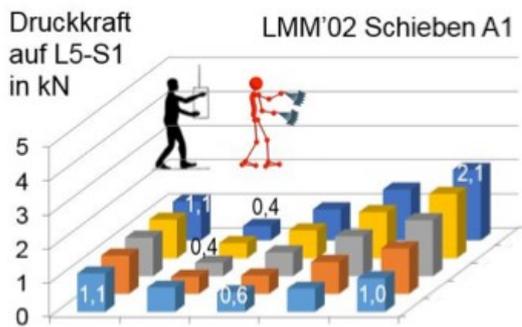


Abb. 3.5.2-9: Druckkraft auf L5-S1 für das Schieben und Ziehen mit den 8 Körperhaltungen A1 bis C4 der LMM ZS '02 in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Revidierten Dortmunder Richtwerten für 40-jährige Personen (pink für Frauen; entfallend: hellblau für Männer) – Ergebnisse gelten analog für das EAWS

Derartige Fälle und Werte wurden nur zur Wahrung einer vollständigen Darstellung nicht ausgeblendet. Analog zu den Belastungsfällen A1 und B3 der 2015er LMM-Version ergeben sich „wannenförmige“ Profile der Druckkraft-Säulen mit relativ hohen Werten bei Kombination niedriger Aktionskräfte und -winkel (s. vordere linke Diagrammecke) sowie bei Kombination hoher Aktionskräfte und -winkel (s. hintere rechte Diagrammecke), sodass sich die relativ niedrigen Druckkraftwerte in einer Diagonalen ausbilden. Ansatzweise lässt sich dieses Druckkraftverhalten auch für das Schieben vor dem Körper in etwa Hüfthöhe mit weiter vorgeneigtem Rumpf (B2) erkennen: Allerdings befindet sich die Position der Kraftübertragung ein wenig unterhalb der Bezugsbandscheibe, sodass sich das „wannenförmige“ Profil erst für größere Aktionskraftwinkel ausbildet, wenn die Wirkungslinie der Aktionskraft oberhalb der Bezugsbandscheibe verläuft. Dieser Belastungsfall entspricht in erster Näherung Fall C2 der LMM ZS '15(E), wenn auch mit niedrigeren Druckkraftwerten verbunden -aufgrund der weniger ausgeprägten Rumpfvorneigung und daraus resultierendem geringeren Lastkraft-Hebelarm.

Die andere Körperhaltung mit der zweitniedrigsten Wichtung (B1) repräsentiert ein einhändiges Ziehen hinter dem Körper mit starker Verdrehung des aufrecht gehaltenen Oberkörpers sowie einem nach hinten gehaltenem und angehobenem Arm, sodass eine relativ gering-seitliche Position der Kraftübertragung in etwa Brustkorbhöhe resultiert. Dadurch ergibt sich ein Profil der Bandscheiben-Druckkraft mit einer Zunahme für zunehmende Aktionskräfte und einer deutlich ausgeprägten Abhängigkeit vom sagittalen Aktionskraftwinkel, sodass die Bandscheiben-Druckkraft mit zunehmendem Aktionskraftbetrag und zunehmendem Hebeanteil bei schrägen Aktionskräften deutlich ansteigt.

Die ersten beiden Körperhaltungen mit der höchsten Wichtung (C1, C2), mit einer Rumpfeigung von etwa 40° verbunden, repräsentieren ein Schieben vor dem Körper mit horizontal nach vorn gehaltenen Armen bzw. ein Ziehen mit einer Hand, sodass sich für beide Haltungen Kraftangriffspunkte in etwa Schulterhöhe ergeben. Diese Belastungsfälle sind, wie mehrere der zuvor beschriebenen, mit ausgeprägten haltungsbedingten Beugemomenten nach vorn verbunden, woraus bei zunehmenden Hand-Aktionskräften nach vorn eine zunehmende partielle Entlastung bis zum Erreichen eines Gleichgewichts von vor- und rückbeugenden Sagittalmomenten bewirkt wird; eine weitere Zunahme der Schiebe- bzw. Ziehkräfte resultiert dann in der mehrfach zitierten „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn, begleitet von einer Aktivierung der Bauchmuskulatur und einem Wiederansteigen der Bandscheiben-Druckkräfte. Dieser Sachverhalt gilt beim Schieben mit einem Kraftangriffspunkt weit vor dem Körper (C1) für alle Aktionskraftwinkel und für das einseitige Ziehen über einer Schulter (C2) nur für kleine Aktionskraftwinkel (bis 10°; s. vordere 2 Säulenreihen). Daher bildet sich auch hier ein „wannenförmiges“ Druckkraftprofil wie bei den Belastungsfällen A1, A2 und B2 aus – verbunden jedoch mit insgesamt höheren Druckkraftwerten aufgrund des höheren haltungsbedingten Belastungsanteils als bei den drei genannten Fällen. Derartige, im Berufsalltag eher ungewöhnliche Situationen und Belastungen wurden nur zur Wahrung einer vollständigen Darstellung nicht ausgeblendet. Mit Bezug auf das einseitige Ziehen über einer Schulter (C2) mit größeren Aktionskraftwinkeln (ab 20°) verstärken die enthaltenen Hebeanteile die haltungsbedingten Belastungsanteile, sodass höhere Druckkräfte bei höheren Aktionskraftbeträgen resultieren (s. hintere 3 Säulenreihen).

Der vorletzte der hier relevanten Belastungsfälle (C3) repräsentiert ein Schieben in annähernd knieender Körperhaltung mit waagrecht vorgeneigtem Rumpf und einer sehr niedrigen Kraftübertragsposition in etwa Kniehöhe; ein derartiger Belastungsfall kann beispielsweise bei eingeschränkter Arbeitshöhe wie unter Tage oder bei der Beladung unterer Regalfächer vorkommen. Aufgrund der nah der Körperlängsachse verlaufenden Aktionskraft-Wirkungslinie bei niedrigen Aktionskraft-Winkeln resultiert eine Aktionskraft-Erhöhung in einer eher begrenzten Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft (s. vordere Säulenreihe). Schräge Aktionskräfte

entsprechen einem Aufstützen, sodass die Belastung niedriger wird – bis zur eher ungewöhnlichen „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn durch Beugemomente nach hinten mit begleitender Bauchmuskulaturaktivierung (s. Säule in hinterer rechten Ecke).

Unten rechts in Abbildung 3.5.2-9 sind die Ergebnisse für ein Ziehen rückwärts in etwa Kniehöhe mit einem deutlich vorgeneigtem Rumpf dargestellt (C4); Belastungsfall und Druckkraftprofil sind identisch mit den Angaben zu C1 des 2015er LMM-Entwurfs, sodass auf die entsprechende detailliertere Beschreibung in Kapitel 3.5.2.2.2 verwiesen wird: horizontales Ziehen führt zu einer partiellen Entlastung und somit zu einer Druckkraftverringerng, schräge Aktionskräfte enthalten mit zunehmendem Winkel mehr und mehr Hebeanteile, aus denen sich zunehmende Bandscheiben-Druckkräfte ergeben.

#### *b) Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko*

Wie die eingetragenen punktförmigen Markierungen in den Diagrammen von Abbildung 3.5.2-9 verdeutlichen, werden die als „erster Bewertungsansatz“ angewendeten Richtwerte für 40-Jährige bei nur 3 von 8 Körperhaltungen und dann nur in einzelnen Kombinationen von Aktionskraftbetrag und -winkel überschritten – trotz des weiten Bereichs zugrundegelegter Handkräfte (bis 400 N bzw. 40°). Zudem wird allenfalls der niedrigere Richtwert für Frauen (3,1 kN) und kein einziges Mal der höhere Richtwert für Männer (4,1 kN) überschritten. Die wenn auch seltenen Richtwertüberschreitungen sind nachvollziehbar und nicht auf die erwähnten „ungewöhnlichen“ Kraftaufbringungen mit übermäßigem Aufstützen auf die gehandhabte Last zurückzuführen (Effekt der „Überkompensation“ von haltungsbedingten Beugemomenten nach vorn, s. Kap. 3.5.2.2.1): Bei dem unsymmetrisch, da einhändig ausgeübten Belastungsfall zum Ziehen über einer Schulter (C2) wird der gewählte Richtwert für Bandscheiben-Druckkräfte (3,1 kN) nur bei der Kombination hoher Aktionskraftbeträge und -winkel überschritten (400 N / 40°) – dies entspricht Ziehen mit starkem Hebeanteil; wenn auch nicht überschritten, doch wird der Richtwert gerade erreicht für das einhändige Ziehen mit stark verdrehtem aufrechtem Oberkörper (B1). Analog gilt dieser Sachverhalt auch für das Ziehen rückwärts bei niedrigem Kraftangriffspunkt in etwa Kniehöhe (C4), allerdings schon ab Aktionskräften von 200 N. Im Gegensatz dazu wird der Richtwert beim Schieben vor dem Körper in etwa Hüfthöhe (B2) nur bei hohen Kräften und waagerechter Kraftausübung (ab 300 N / 0°) überschritten; dies ist auf den etwas unterhalb der Bezugsbandscheibe gelegenen Kraftübertragungspunkt zurückzuführen, sodass waagerechte Aktionskräfte eine Belastungserhöhung und schräge eine Belastungserniedrigung bewirken.

#### *c) Bandscheiben-Scherkräfte – Werte*

Entsprechend den Darstellungen in Abbildung 3.5.2-9 zu Druckkräften auf die als Berechnungsbezugspunkt gewählte lumbosakrale Bandscheibe für die Belastungsfälle A1 bis C4 wurden die Ergebnisse der biomechanischen Berechnungen für die sagittale und laterale Scherkraft in Abbildung 3.5.2-10 bzw. 3.5.2-11 zusammengefasst. In beiden Abbildungen findet man in den oberen 4 Diagrammen die Körperhaltungen und die korrespondierenden Werte der jeweiligen Scherkraftkomponente an L5-S1 bei Variation der Hand-Aktionskräfte bezüglich Betrag und Winkel für die Situationen der Gruppen A und B sowie in den unteren 4 Diagrammen für die Belastungsfälle der Gruppe C (C1 bis C4). Zunächst wird auf die sagittale Komponente, danach auf die seitliche eingegangen.

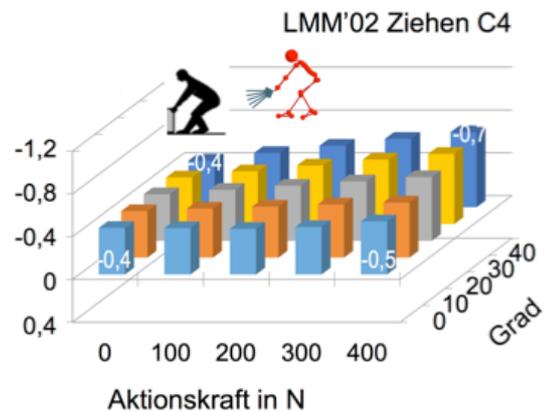
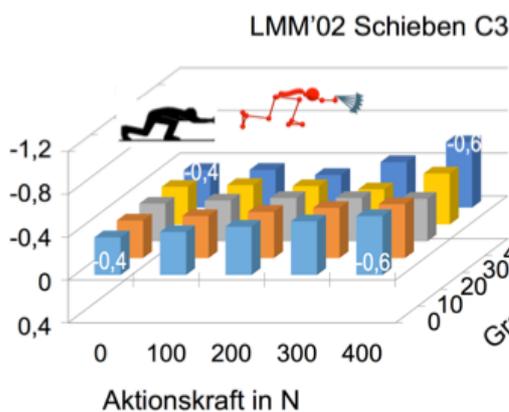
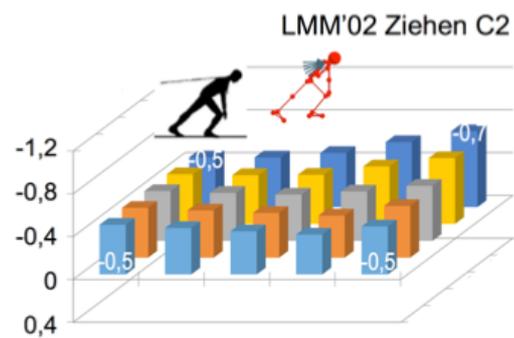
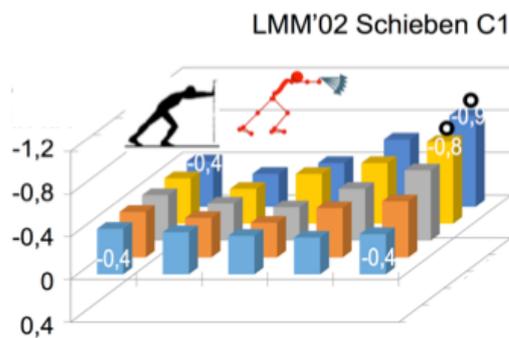
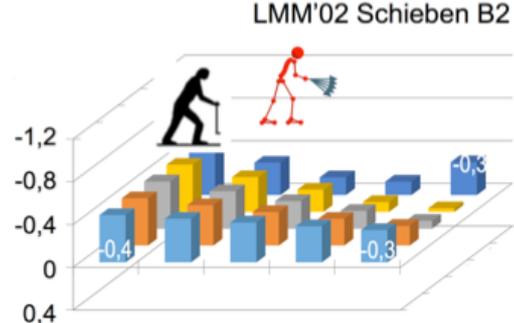
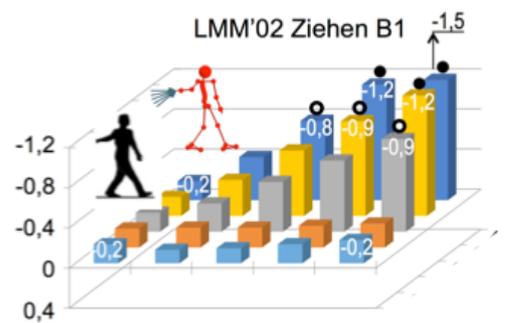
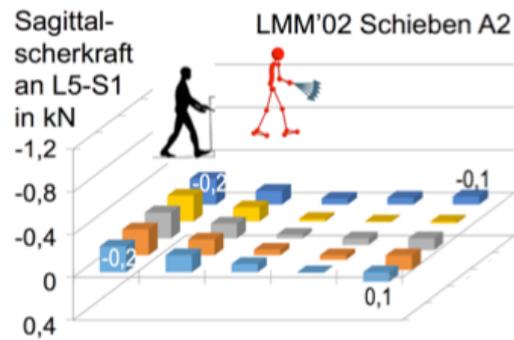
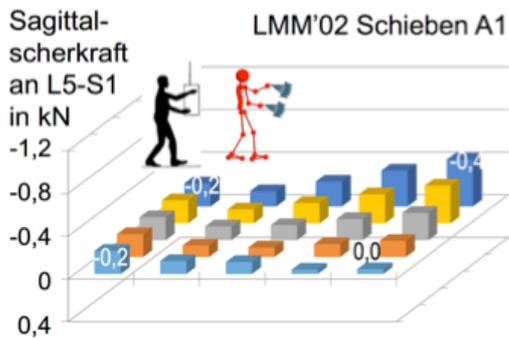


Abb. 3.5.2-10: Sagittalscherkraft an L5-S1 für das Schieben und Ziehen in den 8 charakteristischen Körperhaltungen A1 bis C4 der LMM ZS '02 in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Scherkraft-Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012), gekennzeichnet analog Abb. 3.5.2-4 – Ergebnisse gelten analog für das EAWS

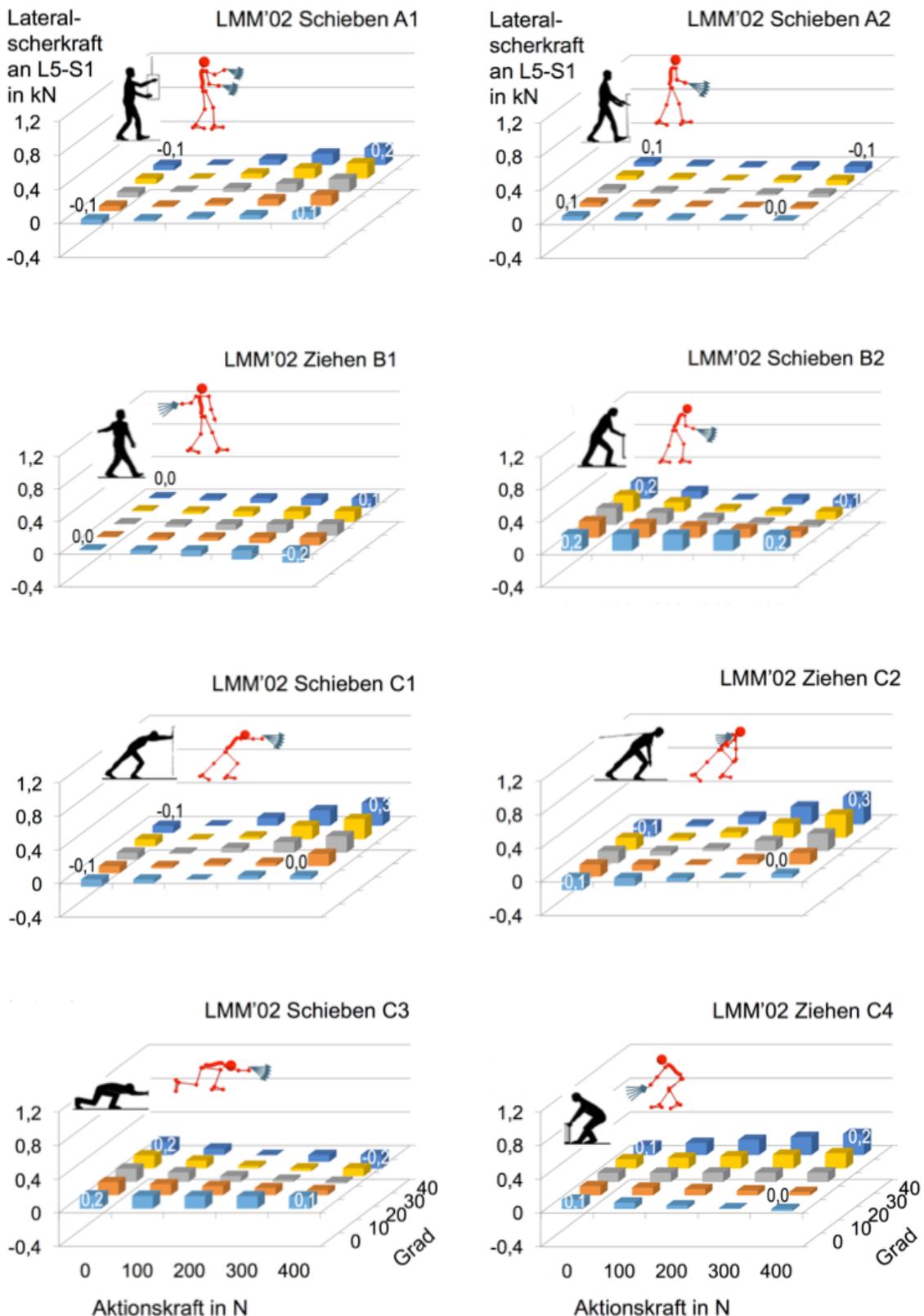
### *c1) Sagittale Scherkräfte*

Wie die 3D-Darstellungen in Abbildung 3.5.2-10 für die Belastungsfälle A1 und A2 zeigen, werden aufgrund der Körperhaltung mit aufrechtem Rumpf vergleichsweise niedrige Sagittalscherkräfte an der Bezugsbandscheibe bewirkt. Im Gegensatz dazu führt das einhändige Ziehen mit stark verdrehtem Oberkörper (B1) zu einer starken Aktivierung der Bauchmuskulatur, was an der anatomisch bedingten, nach vorn gekippten lumbosakralen Bandscheibe nicht nur hohe Druckkräfte (s. Abbildung 3.5.2-9), sondern auch hohe Sagittalscherkräfte an der Bezugsbandscheibe induziert. Beim Schieben nach vorn in etwa Hüfthöhe (B2) bewirken die Hand-Aktionskräfte eine partielle Entlastung („man stützt sich am Lastobjekt auf“), sodass die Bandscheiben-Sagittalscherkräfte mit zunehmender Aktionskraft abnehmen – wie die Druckkräfte (s. Abbildung 3.5.2-9).

Die Konstellationen aus Haltung, Aktionskraftbetrag und -winkel der unten dargestellten Belastungsfälle C1 bis C4 führen zu mittleren bis hohen Sagittalscherkräften von etwa  $1/2$  bis 1 kN. Dies ist einerseits auf den hohen haltungsbedingten Belastungsanteil aufgrund der weiten (C1, C2, C4) bzw. sehr weiten Rumpfvorneigung (C3) zurückzuführen, andererseits auf den Belastungsanteil aufgrund der nicht unerheblichen Aktionskräfte (bis 400 N) mit teilweise deutlicher Hebekomponente beim Ziehen (20-40° bei C2, C4; s. hintere Säulenreihen in betreffenden Diagrammen). Derartige Aktionskraftwinkel repräsentieren beim Schieben (C1, C3) eher partielle Entlastungen; mit Bezug auf das Schieben in Schulterhöhe (C1) kehrt sich diese teilweise Ent- in eine zusätzliche Be-Lastung bei größeren Aktionskräften um – entsprechend eines übermäßig kraftbetonten Aufstützens und dem Effekt der „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn durch Beugemomente nach hinten (s. Kap. 3.5.2.2.1). Die korrespondierenden Sagittalscherkraftwerte für Konstellationen mit hohen Aktionskraftbeträgen und -winkeln (s. Säulen in Diagrammecke hinten rechts) wurden zur Wahrung einer vollständigen Darstellung zwar nicht ausgeblendet, bedürfen allerdings dennoch dieser einschränkenden Interpretationsanmerkung.

### *c2) Laterale Scherkräfte*

Wie die 3D-Darstellungen in Abbildung 3.5.2-11 zeigen, werden aufgrund der zugrundeliegenden Körperhaltungen mit zumeist annähernd symmetrisch gehaltenem Oberkörper vergleichsweise niedrige Lateralscherkräfte an der Bezugsbandscheibe bewirkt. Eine deutliche Ausnahme dieses Sachverhalts zur Körperhaltung bildet das einhändige Ziehen mit stark verdrehtem Oberkörper (B1); dieser Belastungsfall ist zwar mit einer starken und insbesondere beidseits verschiedener Aktivierung der Rücken- und Bauchmuskulatur verbunden, doch wird die Aktionskraft fast median ausgeführt, was daher eher zu sagittalen als zu lateralen Scherkräften an der Bezugsbandscheibe führt. Erkennbar von Null verschiedene Seitscherkräfte finden sich für Konstellationen mit hohen Aktionskraftbeträgen und -winkeln für das einseitige Ziehen über einer Schulter (C2) sowie das Schieben in Schulterhöhe (C1); letzterer Sachverhalt liegt in der Schrittstellung begründet.



**Abb. 3.5.2-11:** Lateralscherkraft an L5-S1 für das Schieben und Ziehen in den 8 charakteristischen Körperhaltungen A1 bis C4 der LMM ZS '02 in Abhängigkeit von Betrag und Richtung der Aktionskraft an den Händen sowie Bewertung mit den Scherkraft-Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012), gekennzeichnet analog Abb. 3.5.2-4 – Ergebnisse gelten analog für das EAWS

#### d) Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

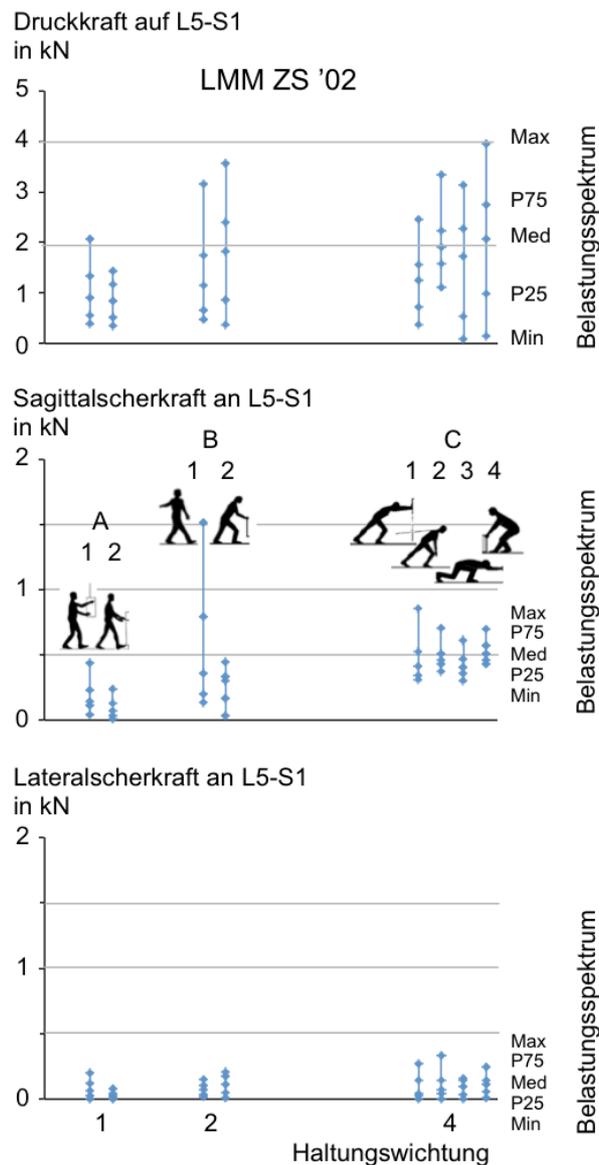
Wie die eingetragenen punktförmigen Markierungen in den Diagrammen von Abbildung 3.5.2-10 verdeutlichen, werden die Gallagher-Marras-Empfehlungen zu maximalen Scherkräften an lumbalen Wirbelsäulensegmenten in nur 2 von 8 Körperhaltungen und dann nur in einzelnen Kombinationen von Aktionskraftbetrag und -winkel überschritten – trotz des weiten Bereichs zugrundegelegter Handkräfte (bis 400 N bzw. 40°): beim einhändigen Ziehen in Schulterhöhe mit aufrechtem, aber stark verdrehtem Oberkörper (B1) sowie beim Schieben in Schulterhöhe mit deutlicher Rumpfvorneigung (C1). Bei der ersteren Körperhaltung (B1) wird der untere Richtwert von 0,7 kN für bis zu etwa 1000 derartiger Situationen pro Tag nur bei hohem Aktionskraftbetrag und/oder Aktionskraftwinkel überschritten, d.h. wenn ein relativ großer Hebeanteil vorliegt. Der obere Richtwert für bis zu 100 Fälle pro Tag wird ausschließlich bei Kombination der höchsten Aktionskraftbeträge von 300 oder 400 N mit den höchsten Aktionskraftwinkeln von 30° oder 40° überschritten. Wenn derartige Konstellationen von Körperhaltung und Handkräften in diesen Häufigkeiten im Berufsalltag auftreten, ist Gestaltungsbedarf offensichtlich. Mit Bezug auf die zweite Körperhaltung mit Richtwertüberschreitungen, dem Schieben in Schulterhöhe (C1), ist anzumerken, dass die hohen Werte ausschließlich für als „ungewöhnlich“ eingeschätzte Konstellationen mit übermäßigem Aufstützen gefunden wurden; wenn derartige Belastungsfälle vorliegen, ist eine Umgestaltung geradezu angeraten.

Wie die Diagramme von Abbildung 3.5.2-11 zu seitlichen Scherkräften an der Bezugsbandscheibe verdeutlichen, werden die Gallagher-Marras-Empfehlungen zu maximalen Scherkräften in keiner der zugrundeliegenden Körperhaltungen bei Hand-Aktionskräften bis 400 N bzw. 40° überschritten. Auch in die Nähe des unteren Richtwerts reichen die Belastungen bei keiner der hier untersuchten Belastungskonstellationen, allenfalls bis zur Hälfte des Richtwerts. Allerdings sind bei den Haltungen C2 bis C4 bei hohen Kraftbeträgen und -winkeln die Lateralscherkräfte in einem Bereich (bis 0,3 kN), dass deren Überlagerung mit den Sagittalscherkräften im Bereich von 0,6 bzw. 0,7 kN (s. Abb. 3.5.2-10) zu eventuellen Richtwertüberschreitungen führen. Daher sollte nicht ausgeschlossen werden, dass in diesen Belastungsfällen bei hoher Auftretenshäufigkeit eine zu hohe Belastung vorliegen kann.

#### 3.5.2.3.2 Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs

Analog zur Darstellung in Abbildung 3.5.2-8 mit Bezug auf den 2015er Entwurf der modifizierten Leitmerkmalmethode zum Ziehen und Schieben von Lasten zeigt Abbildung 3.5.2-12 eine zusammenfassende Darstellung für die ursprüngliche Ziehen-Schieben-Leitmerkmalmethode aus 2002 zum Zusammenhang zwischen einerseits der vorgesehenen Haltungswichtung (1, 2, 4) und andererseits der für die jeweiligen Belastungskonstellationen von Körperhaltung und Aktionskräften ermittelten Lumbalbelastung: Im oberen Teil sind die Druckkräfte, im mittleren Teil die Sagittal- und im unteren Teil die Lateralscherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe auf der Ordinate abgetragen. Auf der Abszisse sind wie zuvor die Punkte der jeweiligen Haltungswichtung dargestellt, wobei die insgesamt 8 Belastungsfälle anhand der Haltungsskizzen der LMM ZS '02 gekennzeichnet sind. Der Einfluss des Lastgewichts wird wiederum mittelbar auf Basis der ausgeübten Aktionskräfte vorgenommen – diese sind relevanter und prägnanter als Lastgewichte, da einerseits verschiedene Reibungsbedingungen zu verschiedenen Aktionskräften führen und andererseits Reibungsbedingungen vergleichsweise schwierig prognostizierbar sind. Zur Darstellung der Belastungsspektren aufgrund verschiedener Aktionskräfte (0 sowie 4 • 5 Betrag-Winkel-Kombinationen) sind in Abbildung 3.5.2-12 markante Kennzahlen (Minimum, 25./50./75. Perzentil, Maximum) miteingetragen, bezogen auf die Profile der Abbildungen 3.5.2-9 bis 3.5.2-11 und unter Voraussetzung gleicher Wichtungen der 21 Betrag-Winkel-Kombinationen.

Wie Abbildung 3.5.2-12 verdeutlicht, sind die beiden Körperhaltungen der niedrigsten LMM-Haltungswichtung (Gruppe A) mit den niedrigsten Druck- und Lateralscherkräften (s. oberes/unteres Diagramm) sowie mit nicht auffällig hohen oder niedrigen Sagittalscherkräften verbunden (mittleres Diagramm). Im Gegensatz dazu sind die vier Körperhaltungen mit der höchsten Wichtung (Gruppe C) mit deutlich höheren Druck- und Scherkräften verbunden. Allerdings liegen die Belastungswerte für die beiden Körperhaltungen mit einer mittleren Wichtung (Gruppe B) nicht in einem mittleren Bereich zwischen denen der A- und C-Wichtung: Dies gilt insbesondere für das einhändige Ziehen hinter dem Körper (B1), das mit sehr hohen Druck- und auch Sagittalscherkräften sowie vergleichsweise hohen Seitscherkräften verbunden ist. Wäre der Kraftangriffspunkt der Aktionskraft weiter lateral als angenommen, würden auch die Seitscherkräfte erheblich erhöht sein.



**Abb. 3.5.2-12:** Zusammenhang zwischen einerseits der Haltungswichtung für alle charakteristischen Körperhaltungen A1-C4 entsprechend der Leitmerkmalmethode zum Ziehen und Schieben aus 2002 sowie andererseits der Lumbalbelastung unter Voraussetzung statischer Bedingungen – dargestellt anhand der Druck- (oben) sowie sagittalen (Mitte) und lateralen (unten) Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe; Punkte repräsentieren Kennwerte des jeweiligen Belastungsspektrums; Ergebnisse gelten analog für das EAWS

Dieses Ergebnis lässt trotz des aufrecht vorausgesetzten Oberkörpers eine Wichtungserhöhung möglich oder sogar sinnvoll erscheinen. Bei Körperhaltung B2 – Schieben vor dem Körper mit leichtem Rumpfvorneigen – werden zwar ähnlich hohe Druckkräfte an der Bezugsbandscheibe bewirkt, doch sind die Werte beider Scherkomponenten vergleichsweise niedrig, sodass eine Wichtungsänderung nicht derart erforderlich erscheint. Insgesamt zeigen die Darstellungen der Zusammenhänge zwischen einerseits der Haltungswichtung des ursprünglichen Screening-Werkzeugs zur Bewertung von Belastungen durch Ziehen und Schieben von Lasten LMM ZS '02 und andererseits mittels Modellrechnungen erhobenen Kräften an der Lendenwirbelsäule eine überwiegend gute Entsprechung:

- Die Belastungssituationen mit der niedrigsten Haltungswichtung (A1 und A2) sind im Mittel mit den geringsten Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateralscherkräften verbunden.
- Die Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (C1 bis C4) sind im Mittel mit sehr hohen Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateralscherkräften verbunden.
- Die Belastungssituationen mit der mittleren Haltungswichtung (B1 und B2) sind mit den höchsten Bandscheiben-Druck- und hohen Sagittalscherkräften verbunden.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation B1 (einhändiges Ziehen hinter dem Körper in Schulterhöhe) sollte insbesondere aufgrund der ausgeprägten Asymmetrie und den resultierenden Scherkräften diskutiert werden.
- Aufgrund des zugrundegelegten weiten Bereichs für Aktionskraftbetrag (bis 400 N) und Aktionskraftwinkel (bis 40° zur Waagerechten) ergeben sich für einige Kombinationen hohe Druck- und Sagittalscherkräfte, die zur Wahrung einer vollständigen Ergebnisdarstellung zwar nicht ausgeblendet wurden, aber bezüglich der Auftretenswahrscheinlichkeit im Berufsalltag eher als ungewöhnlich eingeschätzt werden. Dies gilt insbesondere für das Schieben vor dem Körper in Schulterhöhe mit vorgeneigtem Rumpf und schrägen Aktionskräften (C1), was einem starken bzw. übermäßigen Aufstützen entspricht. Aus den dann zum Teil hohen Werten sollte daher nicht die Notwendigkeit einer Änderung der Haltungswichtung abgeleitet werden.
- Variationen von Körperhaltung und Aktionskräften sowie Massenträgheitseinflüsse bei Bewegung von Körper und Last resultieren in der Regel zu höheren, können durch geschicktes Abändern aber auch zu niedrigeren Belastungen als hier angenommen führen – dies ist im Einzelfall zu prüfen.

### 3.5.3 Leitmerkmalmethode „Ganzkörperkräfte“ 2015(E)

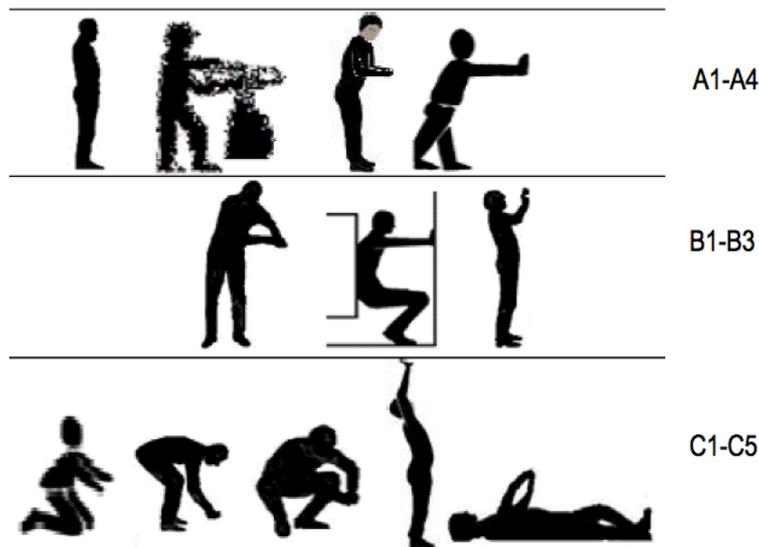
Die hier beschriebenen Untersuchungen beziehen sich auf die lumbal-biomechanische Evaluierung des 2015 im Rahmen von MEGAPHYS erstellten Entwurfs einer „Leitmerkmalmethode zur Erfassung von Belastungen bei Ganzkörperkräften“ – im Folgenden mit der Abkürzung LMM GKK '15(E) bzw. in Abbildungen in abgewandelter Form gekennzeichnet. Der Anwendungsbereich dieser Leitmerkmalmethode (LMM) betrifft das Aufbringen erheblicher Kräfte beispielsweise beim Bearbeiten großer Werkstücke, bei der Maschinenbedienung, bei der Benutzung von Werkzeugen oder Vorrichtungen oder beim Positionieren von Arbeitsgegenständen mit überwiegend stationärer Kraftausübung. Die Krafteinleitung erfolgt dabei überwiegend über die Hände und die Fortleitung der Kräfte gemeinhin über Schultern, Rücken, Beine und Füße auf die Unterstüßungsfläche, den Boden. Im Anwendungsbereich dieses LMM-Entwurfs wird beschrieben, dass die erforderlichen Kräfte in der Regel so hoch sind,

dass die Tätigkeit nicht mehr im Sitzen ausgeübt werden kann. In der hier beschriebenen Untersuchung werden – analog zu den vorherigen Screening-Tool-Evaluierungen – Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* wiedergegeben; zur Kennzeichnung der körperlichen Belastung wurde dabei insbesondere die an der untersten Bandscheibe der Wirbelsäule wirkenden Druck- und Scherkräfte berechnet. Bezüglich der für die biomechanischen Simulationsrechnungen unterstellten Voraussetzungen sowie bezüglich der angewendeten Kriterien zur Bewertung der Berechnungsergebnisse wird auf die Erläuterung eingangs von Kapitel 3.5 verwiesen.

### 3.5.3.1 Prinzipielle Vorgehensweise

In Abbildung 3.5.3-1 sind die in dem hier betrachteten Entwurf der Leitmerkalmethode zur Erfassung von Belastungen bei Ganzkörperkräften vorgegebenen Körperhaltungen dargestellt. Sie sind, basierend auf der angegebenen Körperhaltungswichtung der LMM, in drei Kategorien A bis C (s. Zeilen 1 bis 3 in Abb. 3.5.3-1) zugeordnet, d.h. die Buchstaben charakterisieren die Haltungswichtung und die Ordnungsnummern verschiedene typische Haltungen mit gleicher Wichtung (bis 5). Bei den Belastungsfällen A1 bis A4 mit der niedrigsten Haltungswichtung findet man einen aufrechten oder leicht vorgeneigten Oberkörper; die Fälle B1 bis B3 mit einer mittleren Wichtung betreffen Tätigkeiten mit einem verdrehten oder seitgeneigten Rumpf oder Tätigkeiten oberhalb des Schulterniveaus, während die Fälle C1 bis C4 mit der höchsten Körperhaltungswichtung Tätigkeiten mit einem stark vor-, rück- oder seitgeneigten oder verdrehten Oberkörper sowie Tätigkeiten im Hocken, Knien oder Liegen sowie in Überkopfhaltung kennzeichnen.

Die biomechanischen Berechnungen zur Quantifizierung der Belastung im unteren Rückenbereich wurden in gleicher Weise durchgeführt, wie zuvor in den Kapiteln 3.5.1 bis 3.5.3 für die anderen Leitmerkalmethoden bzw. deren Entwürfen und das EAWS-Verfahren beschrieben. Dazu wurden die verschiedenen in Abbildung 3.5.3-1 dargestellten Körperhaltungen im Labor nachgestellt und die Winkelstellungen der verschiedenen Körpersegmente über eine Bildschirmmaske in das biomechanische Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* eingegeben. Für die Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung wurde davon ausgegangen, dass in den verschiedenen Körperhaltungen Aktivitäten wie das Heben, Halten, Ziehen oder Schieben von Objekten durchgeführt und dass dazu entsprechende Hand-Aktionskräfte – in der Regel beidseits gleiche – ausgeübt werden. Diese Handkräfte wurden systematisch hinsichtlich ihrer Krafthöhe bei typischen Richtungen variiert; deren Variation wurde individuell für jede Körperhaltung unter Berücksichtigung der Ausführbarkeit und Sinnhaftigkeit der entsprechenden Kraftaufbringungen beim Heben, Halten, Ziehen oder Schieben in der jeweiligen Körperhaltung durch drei erfahrene Projektmitarbeiter im Konsens festgelegt.



**Abbildung 3.5.3-1:** Charakteristische Körperhaltungen der Leitmerkmalmethode zu Ganzkörperkräften (Entwurf)

Zur Bewertung der erhobenen Belastungen hinsichtlich potentieller lumbal-biomechanischer Überlastungen werden wie zuvor die Empfehlungen zu maximalen Druck- und Scherkräften an lumbalen Wirbelkörpern und Bandscheiben verwendet: die altersabhängigen geschlechts-spezifischen *Revidierten Dortmunder Richtwerte* – in einem ersten überblickshaften Ansatz exemplarisch für 40-jährige Frauen und Männer (3,1 bzw. 4,0 kN Druckkraft) – bzw. die häufigkeitsabhängigen Gallagher-Marras-Richtwerte bezüglich Scherung (0,7 und 1,0 kN für bis zu 1000 bzw. 100 Kraftfälle pro Tag). Eine Übertragung dieser Vorgehensweise der Bewertung der erhobenen Bandscheiben-Druckkräfte für Personen anderen Alters ist einfach durchführbar, sodass auf eine entsprechende Darstellung hier verzichtet wird.

### 3.5.3.2 Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung

Im Folgenden werden die Ergebnisse der biomechanischen Modellrechnungen für die verschiedenen Belastungsfälle in Form von Diagrammen vorgestellt. Die untersuchten Körperhaltungen werden entsprechend den Darstellungen in Abbildung 3.5.3-1 durch die Kurzbezeichnungen A1 bis C5 gekennzeichnet.

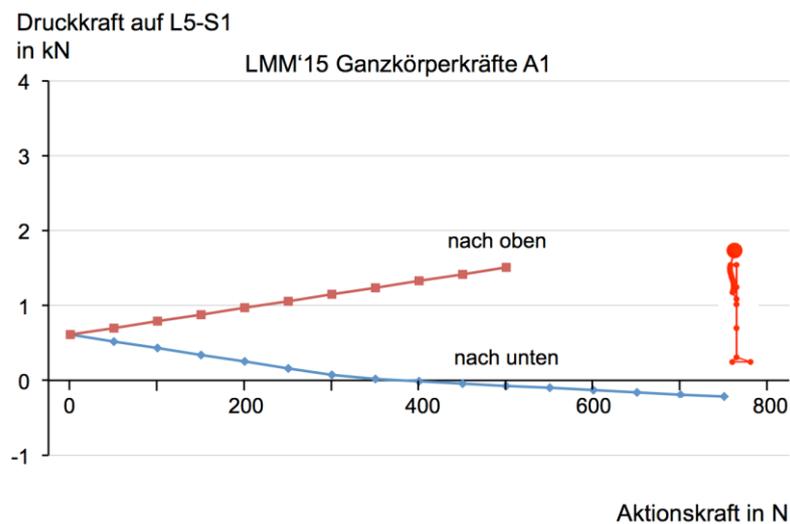
*Anmerkung:* Wie zuvor beschrieben (s. Kap. 3.5.1.3c), werden in diesem Bericht die Reaktionskräfte an der Bezugsbandscheibe aufgetragen. Aufgrund des im *Dortmunder* vereinbarten Koordinatensystems mit positiven Werten nach vorn, links und oben nehmen die Druckkräfte in der Regel positive, die sagittalen Scherkräfte überwiegend negative und die lateralen Scherkräfte positive und negative Werte an.

#### 3.5.3.2.1 Bandscheiben-Druckkräfte – Werte

##### a) Belastungsfälle A1 bis A4 der LMM GKK '15(E)

Der Belastungsfall A1 beschreibt eine aufrecht stehende Person mit senkrecht nach unten hängenden Armen (s. Strichfigur in Abb. 3.5.3-2). Bei der biomechanischen Analyse wurde davon ausgegangen, dass die Person Kräfte nach unten oder nach oben ausübt; dies entspricht entweder beidseitigem Halten von Lasten bzw. dem Aufstützen des Körpers wie auf

den Holmen eines Barrens. Für die Aktionskraft nach oben wurden Werte zwischen 0 und 500 N und für die Kraft nach unten Werte zwischen 0 und 750 N angesetzt – letzterer Wert korrespondiert mit dem unterstellten Gesamtkörpergewicht.



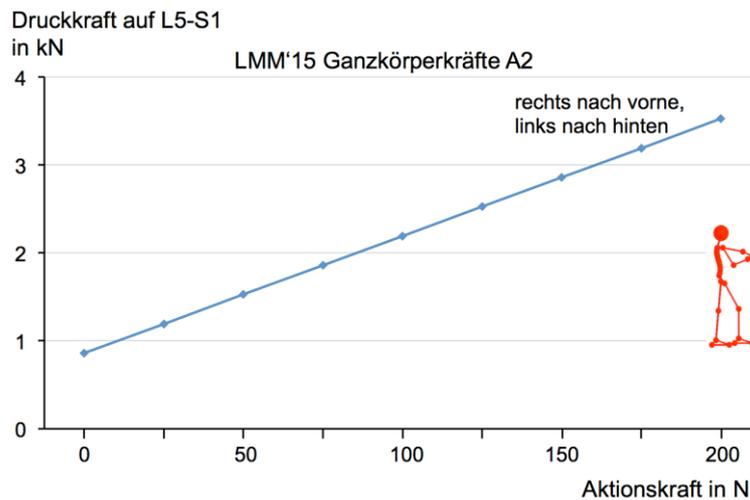
**Abbildung 3.5.3-2:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben (rote Kurve) und nach unten (blaue Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung A1

Die Ergebnisse der biomechanischen Modellrechnungen sind in Abbildung 3.5.3-2 dargestellt. Für kleine Aktionskräfte an den Händen ergibt sich eine Druckkraft auf L5-S1 von etwa  $\frac{1}{2}$  kN. Mit zunehmender Kraftausübung nach oben nimmt die Wirbelsäulenbelastung zu (rote Kurve), für eine Aktionskraft von 500 N ergibt sich eine Druckkraft in der LWS von etwa  $1\frac{1}{2}$  kN. Die Ausübung von Kräften nach oben entspricht dem Halten von Lastobjekten, dementsprechend ist ein Vergleich der Ergebnisse mit den Berechnungen für die Leitmerkalmethode zum Heben, Halten und Tragen von Lasten in Abbildung 3.5.1-4 (dort oben links: Belastungsfall A2) möglich. Die Gegenüberstellung zeigt, dass sich im Fall des Haltens von Lasten höhere Werte der Wirbelsäulenbelastung ergeben haben; dies ist darauf zurückzuführen, dass die Lasten in der dortigen Konstellation der LMM HHT ein wenig vor dem Körper gehalten werden, während die Arme bei der hier betrachteten Kraftausübung der LMM GKK zwar seitlich, aber beidseits symmetrisch und – bezogen auf die Sagittalebene – in der Nähe der Körperlängsachse gehalten werden. Der größere Abstand des Punktes der Kräfteinleitung an den Händen bei Halten von Lasten bewirkt ein größeres Beugemoment nach vorne und dementsprechend eine größere Druckkraft auf die Bezugsbandscheibe.

Bei der Ausübung von Kräften nach unten ergibt sich für die Belastung der Lendenwirbelsäule mit steigender Kraftausübung ein abfallender Verlauf (blaue Kurve in Abb. 3.5.3-2). Bei dieser Art der Belastung wird das Körpergewicht mehr und mehr auf den Händen abgestützt, und die Wirbelsäule wird nach und nach mehr „entlastet“ bzw. – in mechanisch treffenderer Beschreibung – die Belastung nimmt mehr und mehr ab. Dieser Effekt führt dazu, dass ab einer Aktionskraft von etwa 300 N – entsprechend dem Gewicht der Körperteile unterhalb der Bezugsbandscheibe – die Belastung in Form der Druckkraft in eine Belastung in Form einer Zugkraft, d.h. einer negativen Druckkraft auf die Bandscheibe übergeht. Bei der höchsten angenommenen Aktionskraft von 750 N ergibt sich eine Zug- bzw. negative Druckkraft an der Bezugsbandscheibe von etwa  $\frac{1}{4}$  kN.

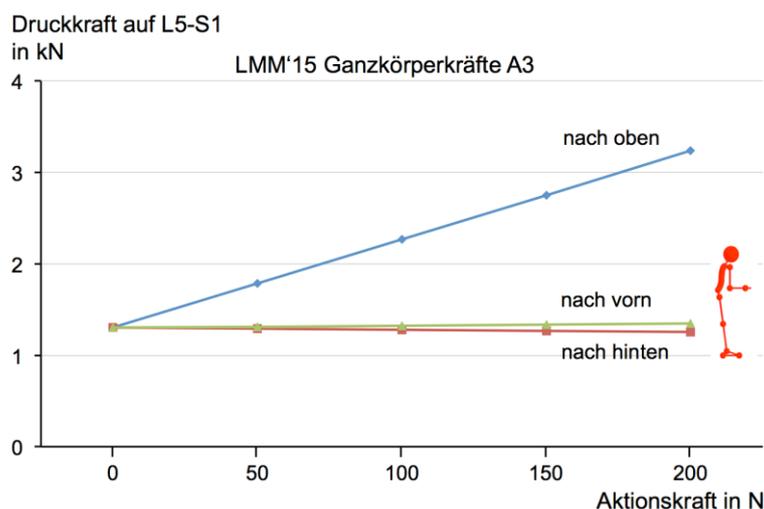
Der Belastungsfall A2 beschreibt eine Tätigkeit mit aufrechter Oberkörperhaltung (s. Abb. 3.5.3-3), bei der ein horizontales Kräftepaar ausgeübt wird, d.h. an der einen Hand wirkt eine

Kraft nach vorne und an der anderen Hand eine Kraft nach hinten. Eine derartige Belastung findet man beispielsweise bei der Betätigung eines Handrades. Das Ergebnis der biomechanischen Simulationsrechnungen bezüglich der Druckkraft in der unteren Lendenwirbelsäule ist in der Abbildung 3.5.3-3 dargestellt. Aufgrund der Körperhaltung, d.h. ohne eine Aktionskraft über die Hände abzugeben, ergibt sich eine Druckkraft auf die Bezugsbandscheibe von nahezu 1 kN. Die Ausübung von Kräften bis 200 N führt zu einem Anstieg der Bandscheiben-Druckkraft auf Werte von bis zu etwa  $3\frac{1}{2}$  kN.



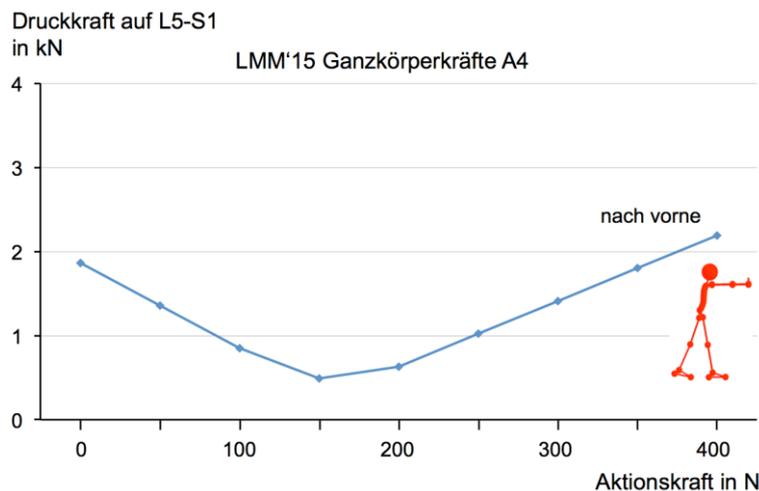
**Abbildung 3.5.3-3:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 bei der Ausübung eines Kräftepaars –Aktionskräfte jeweils antiparallel an beiden Händen – in Abhängigkeit vom Betrag der Aktionskräfte an rechter bzw. linker Hand für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung A2

Die Körperhaltung A3 (s. Abb. 3.5.3-4) ist gekennzeichnet durch einen leicht nach vorne geneigten Oberkörper, die Oberarme und Unterarme stehen in einem Winkel von etwa 90° zueinander und die Unterarme weisen waagrecht nach vorne vom Körper weg. Für die biomechanischen Simulationsrechnungen wurde angenommen, dass Aktionskräfte an den Händen nach vorne, nach hinten und nach oben ausgeübt werden.



**Abbildung 3.5.3-4:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben (blaue Kurve), nach vorn (grüne Kurve) und nach hinten (rote Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung A3

Die Ergebnisse der Berechnungen sind im Diagramm der Abbildung 3.5.3-4 dargestellt. Für die Krafrichtung „nach oben“ ergibt sich ein Anstieg der Bandscheibendruckkräfte von etwa 1 kN bis auf etwa 3 kN – jeweils abgerundet – für Aktionskräfte zwischen 0 und 200 N, während für die Krafrichtungen nach vorne bzw. nach hinten für die resultierenden Bandscheibendruckkräfte ein von den Aktionskräften nahezu unabhängiger Verlauf mit einem Wert von etwa  $1\frac{1}{3}$  kN vorliegt. Die dabei gefundene geringe Abhängigkeit der Bandscheiben-Druckkraft von der Aktionskraft an den Händen ist dadurch bedingt, dass die Wirkungslinie der Handkräfte bei der zugrundegelegten Körperhaltung nahe an der bzw. „nahezu durch die“ Bezugsbandscheibe verläuft und somit das entsprechende „Lastmoment“ klein ist; die Druckkraft in der Lendenwirbelsäule von etwa  $1\frac{1}{3}$  kN ist höher als im aufrechten Stand und im Wesentlichen durch den vorgeneigten Oberkörper und die vorgestreckten Unterarme bedingt.



**Abbildung 3.5.3-5:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach vorn für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung A4

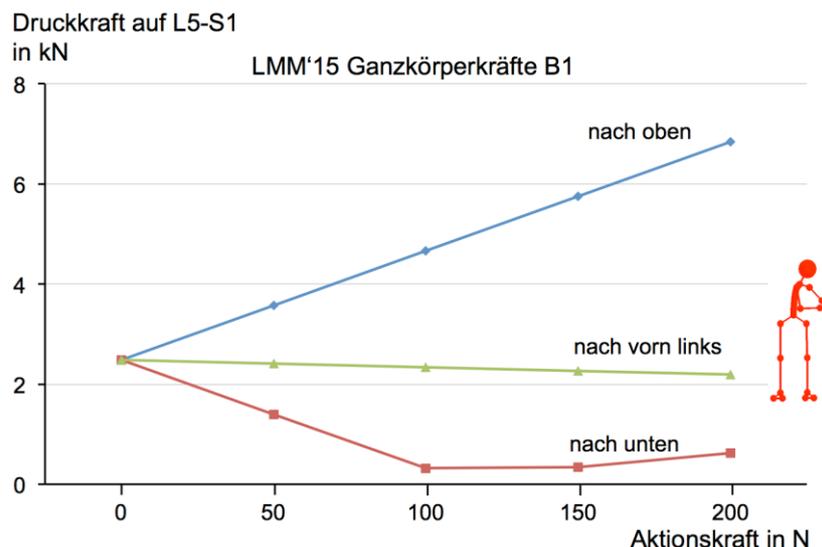
Bei der Körperhaltung A4 (s. Abb. 3.5.3-5) steht die Person in Schrittstellung, der Oberkörper ist leicht nach vorne geneigt und beide Unter- und Oberarme sind waagrecht nach vorn gestreckt. Für die Berechnungen wurde angenommen, dass über die Hände nach vorn gerichtete Aktionskräfte zwischen 0 und 400 N ausgeübt werden.

Für die resultierende Wirbelsäulenbelastung ergibt sich bei steigenden Aktionskräften ein Verlauf mit einem Minimum bei einer Aktionskraft bei etwa 150 N. Dieses Verhalten ist dadurch bedingt, dass die Wirkungslinie der nach vorne gerichteten Aktionskräfte oberhalb der Bezugsbandscheibe liegt und die entsprechende auf den Körper einwirkende nach hinten gerichtete Re-Aktionskraft ein den Oberkörper aufrichtendes Moment erzeugt. Dieses aufrichtende Moment wirkt dem durch das Gewicht der oberen Körpersegmente verursachten Moment nach vorn entgegen, wirkt somit entlastend bzw. erzeugt eine „partielle Entlastung“ der Bandscheibe, sodass insgesamt die Belastung bei Zunahme der Aktionskräfte abnimmt. Diese Abnahme der Druckkraft wird bei einer weiteren Steigerung der Aktionskräfte dadurch begrenzt, dass zur Stabilisierung der Oberkörperhaltung bzw. zur Vermeidung eines Nach-hinten-Kippens des Oberkörpers eine Aktivierung der Bauchmuskulatur erforderlich ist, die ihrerseits wiederum mit einer Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft einhergeht. Dieser Effekt entspricht der „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn, wie in Kapitel 3.5.2.2.1 für das Schieben entsprechend Belastungsfall A1 der Leitmerkalmethode zum Ziehen und Schieben von Lasten detailliert erläutert wird (s.a. Abb. 3.5.2-3). Als Folge dieser gegenläufigen Einflüsse auf die Druckkraft auf L5-S1 kommt es zu einem Minimum im Kurvenverlauf.

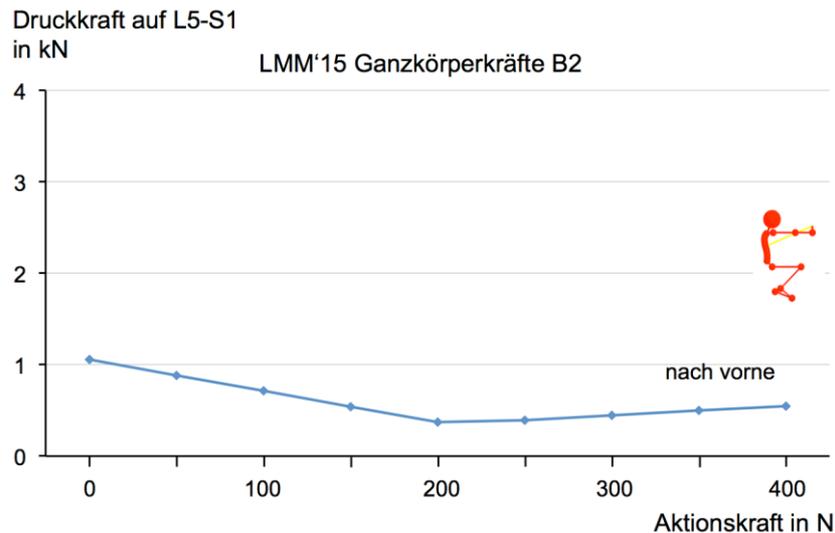
b) Belastungsfälle B1 bis B3 der LMM GKK '15(E)

Für den Belastungsfall B1 (s. Abb. 3.5.3-6) ist eine stehende Person in der Ansicht von vorne dargestellt, der Oberkörper ist leicht nach vorn und zur linken Seite gewendet. Für die biomechanische Analyse wurde davon ausgegangen, dass in dieser Körperhaltung Aktionskräfte an den Händen mit der Krafrichtung schräg nach vorne links, nach unten und nach oben ausgeübt werden. In der Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.3-6 zeigt sich für die Aktionskraft 0 ein vergleichsweise hoher Wert der Bandscheibendruckkraft von etwa 2<sup>1</sup>/<sub>2</sub> kN. Dies ist auf die Körperhaltung mit verdrehtem Oberkörper und schräg vorgestreckten Armen zurückzuführen.

Für die Krafrichtung „nach vorne links“ (grüne Kurve) findet man bei einer Zunahme der Aktionskraft an den Händen von 0 bis 200 N eine leichte Abnahme der Bandscheiben-Druckkraft um etwa 1/4 kN. Dieses Abfallen ist in ähnlicher Weise wie im vorherigen Fall A4 durch die Lage der Wirkungslinie der Aktionskraft oberhalb der Bezugsbandscheibe und die dadurch bewirkte teilweise Entlastung der Wirbelsäule bei steigender Aktionskraft begründet; dieser Effekt ist hier aufgrund des geringeren Hebelarms allerdings deutlich weniger ausgeprägt – im Vergleich zu Belastungsfall A4. Bei der Krafrichtung „nach unten“ (rote Kurve) ergibt sich ein Abfallen der Druckkraftwerte um etwa 2 kN bei einer Steigerung der Aktionskraft von 0 bis 100 N. Die Ursache ist in der Ausübung von Aktionskräften nach unten zu sehen, die einer Abstützung des Oberkörpers mit entsprechender partieller Entlastung der Wirbelsäule gleichkommt. Eine weitere Steigerung der Aktionskraft von 100 N auf 200 N geht mit einer Aktivierung vorrangig der Bauchmuskulatur und einer entsprechenden Erhöhung der Bandscheiben-Druckkraft einher. Ein derartiger Belastungsfall ist als vergleichsweise selten anzusehen, wurde hier aber im Sinne einer vollständigen Ergebnisdarstellung nicht ausgeblendet (entspricht dem Effekt der „Überkompensation“ von Beugemomenten nach vorn; s. Kap. 3.5.2.2.1). Für die Krafrichtung „nach oben“ (blaue Kurve) findet man eine deutliche Steigerung der Druckkraft auf L5-S1 bei Zunahme der Hand-Aktionskraft. Dieser Belastungsfall ist vergleichbar mit einem körperfernen Halten bzw. Heben von Lasten mit verdrehtem Oberkörper und entspricht somit Belastungsfall D2 der Leitmerkmalmethode zum Heben, Halten und Tragen von Lasten (s. Abb. 3.5.1-7).



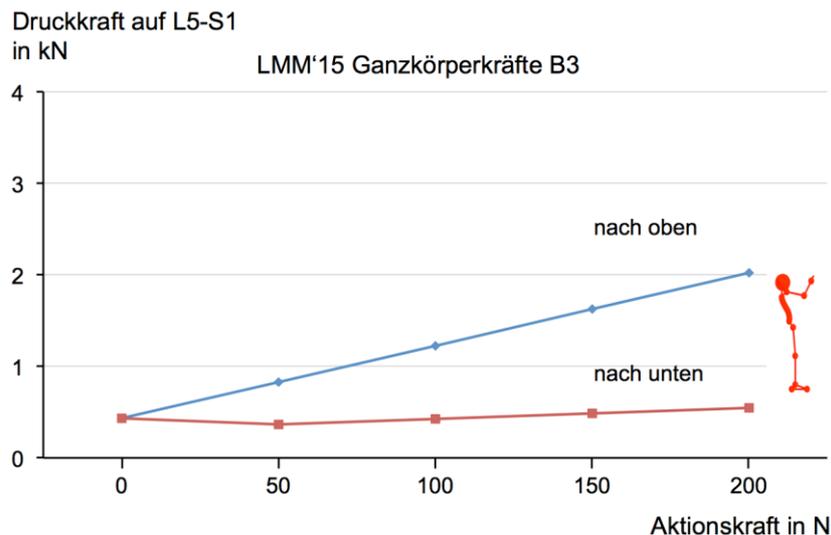
**Abbildung 3.5.3-6:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach vorne links (grüne Kurve), nach unten (rote Kurve) und nach oben (blaue Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung B1



**Abbildung 3.5.3-7:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von den Aktionskräften an den Händen und am Rücken nach vorne bzw. nach hinten für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung B2

Die Darstellung in Abbildung 3.5.3-7 zur Körperhaltung B2 zeigt die Seitenansicht einer Person in Hockstellung; dabei stützt sich die Person mit dem Rücken an einem festen Gegenstand, wie beispielsweise einer Wand, ab und übt Hand-Aktionskräfte nach vorne aus. Durch die Abstützung an der Wand wirkt im Rücken eine Kraft, die in erster Näherung den gleichen Betrag wie die Aktionskraft an den Händen aufweist, aber umgekehrt – d.h. nach hinten – gerichtet ist. Die biomechanischen Analysen erfolgten für Kräfte an den Händen bzw. am Rücken zwischen 0 und 400 N; eventuelle Reibungskräfte an den Berührungsflächen von Rücken und Wand bzw. Händen und Lastobjekt wurden vernachlässigt.

Das Diagramm in Abbildung 3.5.3-7 zeigt die Abhängigkeit der Druckkraft auf die Bezugsbandscheibe von den Aktionskräften: Für Aktionskräfte von 0 N ergibt sich ein Wert von etwas mehr als 1 kN, vorwiegend bedingt durch das Oberkörpergewicht und die weit nach vorn gestreckten Arme, sodass dieser Wert ein wenig höher ausfällt als bei aufrechtem Rumpf und hängenden Armen. Mit zunehmender Aktionskraft (bis ca. 200 N) sinkt die Bandscheiben-Druckkraft, da die Aktionskraft an den Händen den Oberkörper „stützt“ – sie wirkt dem Beugemoment nach vorn entgegen. Bei weiterer Erhöhung der Aktionskräfte erfolgt eine zunehmende Aktivierung der Bauchmuskulatur mit entsprechender Erhöhung der Druckkraft in der unteren Wirbelsäule (entspricht dem Effekt der „Überkompensation“ von Beugemomenten nach vorn; s. Kap. 3.5.2.2.1).

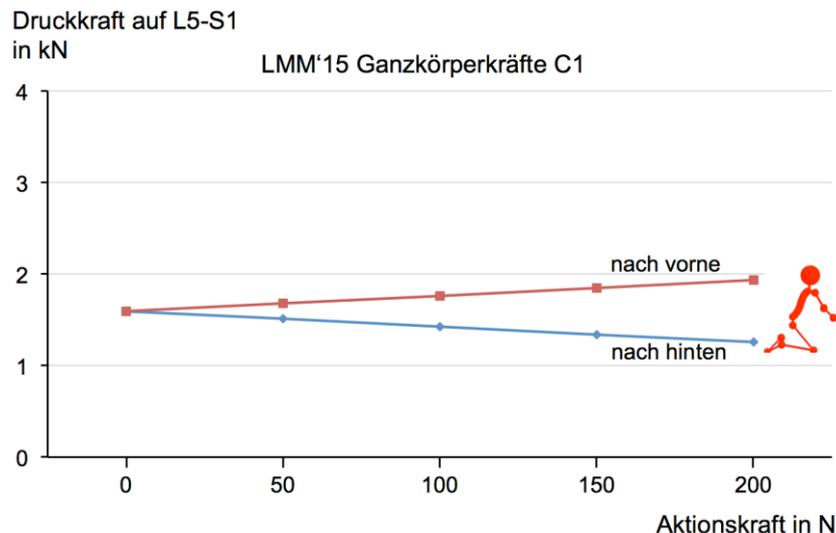


**Abbildung 3.5.3-8:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben (blaue Kurve) und nach unten (rote Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung B3

Die Körperhaltung B3, skizziert in Abbildung 3.5.3-8, zeigt eine aufrecht stehende Person, bei der die Unterarme annähernd waagrecht gehalten werden sowie Ober- und Unterarme annähernd einen rechten Winkel zueinander bilden. Es werden Hand-Aktionskräfte von bis zu 200 N angenommen, die entweder wie ein Drücken nach oben oder wie ein Ziehen nach unten ausgeübt werden. Die Ergebnisse der biomechanischen Berechnungen sind im entsprechenden Diagramm dargestellt: Der Ausgangswert der Bandscheiben-Druckkraft für die Aktionskraft 0 N liegt bei etwa  $\frac{1}{2}$  kN. Dieser Wert ist etwas kleiner als beim aufrechten Stehen (s. z.B. Abb. 3.5.3-2); Ursache ist im ein wenig nach hinten geneigten Oberkörper zu sehen, wodurch ein die Wirbelsäule partiell entlastendes Moment entsteht. Für Aktionskräfte nach oben ergeben sich mit zunehmender Aktionskraft ansteigende Bandscheiben-Druckkräfte von etwa  $\frac{1}{2}$  bis 2 kN (blaue Kurve). Dieser Belastungsfall ist mit dem Halten von Lastobjekten vergleichbar; d.h. mit steigender Kraft steigt analog zu einer Zunahme der Lastmasse die Belastung in der unteren Wirbelsäule an. Für die Krafrichtung „nach unten“ findet man mit steigender Aktionskraft zunächst eine geringfügige Abnahme, da die Aktionskraft ein den Oberkörper aufrichtendes Moment erzeugt, das dem senkenden Moment durch die vorgestreckten Arme entgegenwirkt. Bei weiterer Steigerung der Aktionskraft steigt die Bandscheiben-Druckkraft in geringem Ausmaß an; Ursache ist eine mit steigender Hand-Aktionskraft zunehmende Aktivierung der Bauchmuskulatur (entspricht dem Effekt der „Überkompensation“ von Beugemomenten nach vorn; s. Kap. 3.5.2.2.1).

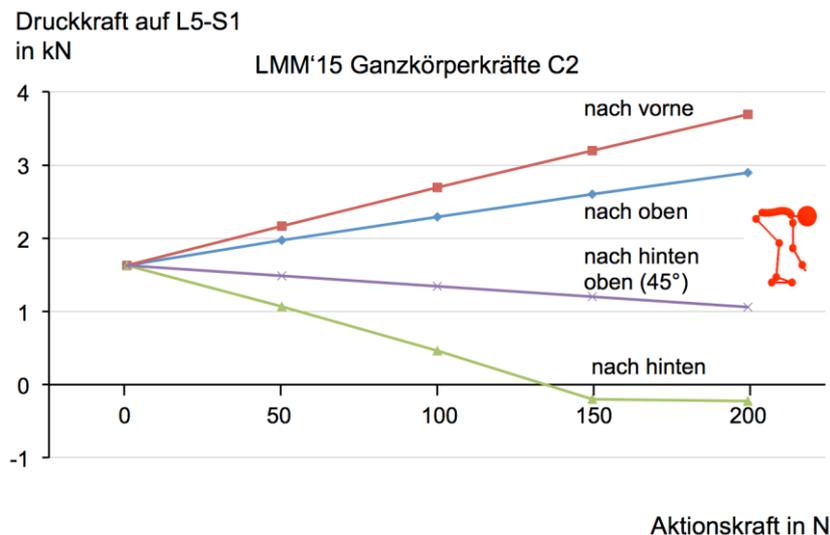
### c) Belastungsfälle C1 bis C5 der LMM GKK '15(E)

Der Belastungsfall C1 betrifft eine kniende Person, die eine Hand-Aktionskraft von bis zu 200 N nach hinten oder nach vorne ausübt (s. Abb. 3.5.3-9). Die Druckkraft auf die unterste Bandscheibe, die ohne Ausübung von Aktionskräften, d.h. allein durch die Körperhaltung mit einem etwas nach vorne geneigten Oberkörper und etwas nach vorn angehobenen Armen entsteht, liegt bei etwa  $1\frac{1}{2}$  kN. Bei der Ausübung von Aktionskräften nach hinten (blaue Kurve) sinkt die Bandscheiben-Druckkraft, bei Hand-Aktionskräften nach vorne steigt die Druckkraft (rote Kurve) – jeweils um weniger als  $\frac{1}{2}$  kN. Bei der Interpretation dieser Befunde ist zu berücksichtigen, dass der Kraftangriffspunkt an den Händen bei der zugrundegelegten Körperhaltung unterhalb der Bezugsbandscheibe L5-S1 liegt. Demzufolge führt die Ausübung von Kräften nach hinten zu einem die Wirbelsäule teilweise entlastenden Moment, bei Kräften nach vorne entsteht ein zusätzlich belastendes Moment nach vorne.



**Abbildung 3.5.3-9:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach hinten (blaue Kurve) und nach vorne (rote Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung C1

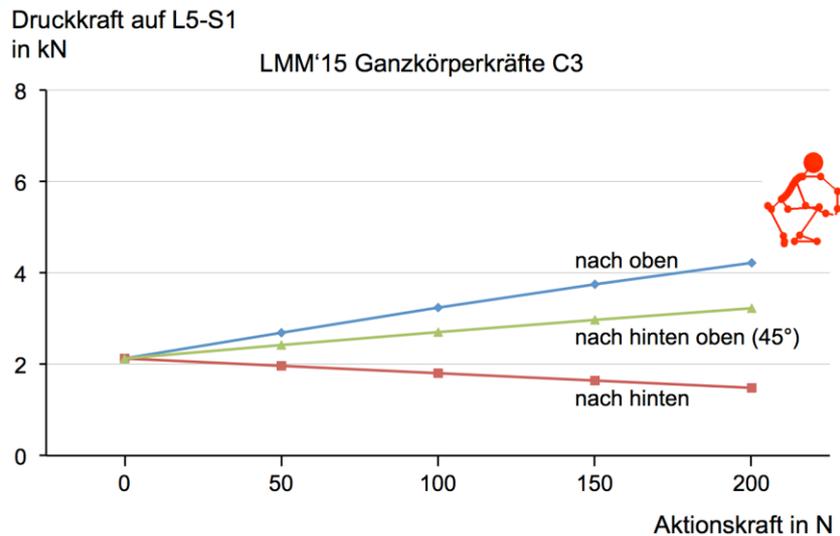
Der Belastungsfall C2 beschreibt die Ausübung von Tätigkeiten in Bodennähe (s. Abb. 3.5.3-10). Der Oberkörper der Person ist extrem weit nach vorne geneigt, der Rücken gekrümmt („Rundrückenhaltung“), er nimmt eine nahezu waagerechte Position ein, die Beine und Arme sind etwas angewinkelt. Für die biomechanischen Analysen wurde angenommen, dass Hand-Aktionskräfte nach oben, nach vorne und nach hinten sowie zusätzlich in einer schrägen Richtung unter einem Winkel von 45° nach hinten oben ausgeübt werden. Der Wertebereich der zugrundegelegten Handkräfte liegt zwischen 0 und 200 N. Die Ergebnisse der Berechnungen sind in der Abbildung 3.5.3-10 wiedergegeben: Für die Aktionskraft 0 N findet man – bedingt durch den stark vorgeneigten Oberkörper – eine Druckkraft von etwa 1 1/2 kN. Bei der Ausübung von Kräften nach oben (blaue Kurve) steigt die Belastung der Wirbelsäule mit zunehmender Aktionskraft. Dieser Belastungsfall ist vergleichbar mit dem Halten von Lasten, bei dem mit steigender Kraftausübung ebenfalls ein Steigen der Bandscheiben-Druckkraft vorliegt. Bei der Aufbringung von Aktionskräften nach vorne steigt die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 an (rote Kurve) an, bei Kräften nach hinten fällt sie ab (grüne Kurve). Die Interpretation dieses Verhaltens erfolgt analog zum vorher beschriebenen Belastungsfall C1: auch im hier vorliegenden Fall C2 liegt der Kraftangriffspunkt an den Händen unterhalb der Bezugsbandscheibe. Die Abhängigkeit der Bandscheiben-Druckkraft von der Aktionskraft ist allerdings hier stärker ausgeprägt, da der Abstand zwischen dem Kraftangriffspunkt und der Bandscheibe L5-S1 im Belastungsfall C2 größer ist als bei C1. Dabei ist der Knick im Kurvenverlauf zur Krafrichtung „nach hinten“ auf den Effekt der „Überkompensation“ der Beugemomente nach vorn zurückzuführen (s. Kap. 3.5.2.2.1). Der vierte Fall mit einer schrägen Krafrichtung „nach hinten oben“ (violette Kurve) ist ebenfalls mit einem Abfallen der Bandscheibenbelastung mit steigender Aktionskraft verbunden, weil auch in dieser Belastungssituation die Wirkungslinie der Aktionskraft unterhalb der Bezugsbandscheibe verläuft und eine Vergrößerung der Aktionskraft nach hinten oben ein die Wirbelsäule partiell entlastendes Moment bedingt. Dies ist aufgrund des kleineren Hebelarms der Aktionskraft beim schrägen Ziehen geringer ausgeprägt als beim horizontalen Ziehen nach hinten.



**Abbildung 3.5.3-10:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben (blaue Kurve), nach vorne (rote Kurve), nach hinten (grüne Kurve) und schräg nach hinten oben (violette Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung C2

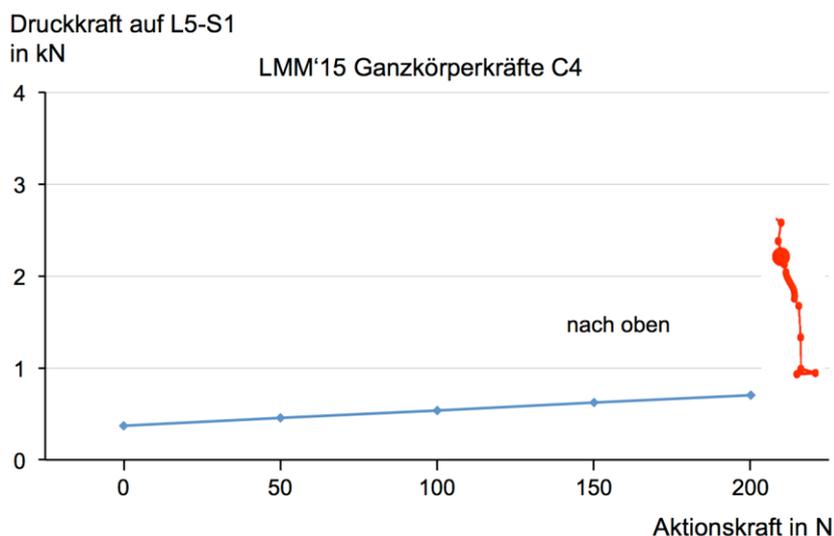
Die Körperhaltungsskizze in Abbildung 3.5.3-11 für den Belastungsfall C3 zeigt eine hockende Person mit deutlicher Rumpfvorneigung, wobei die Arme ein wenig nach vorn angehoben sind. Die Position der Aktionskraft-Übertragung ergab sich bei Nachstellung der Körperhaltung im Labor annähernd median; die Ansicht von vorn schräg im ursprünglichen Piktogramm mag diesen Aspekt eventuell unbeachtet lassen. Für die biomechanischen Analysen wurde angenommen, dass Kräfte an den Händen senkrecht nach oben, waagrecht nach hinten und schräg nach hinten oben unter einem Winkel von 45° ausgeübt werden.

Die Ergebnisse der Berechnungen sind in der Abbildung 3.5.3-11 dargestellt: Die Ausübung einer Aktionskraft nach oben (blaue Kurve) entspricht dem Halten einer Last in den Händen. Der Ausgangswert der Druckkraft für eine Aktionskraft von 0 N liegt bei etwa 2 kN, bei Zunahme der Aktionskraft an den Händen bis zu 200 N findet man eine Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft um bis zu etwa 2 kN auf etwa 4 kN. Die Ursache für die vergleichsweise hohe Wirbelsäulenbelastung ist in dem deutlich vorgeneigten Oberkörper und einem dadurch bedingten großen Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft von der Bezugsbandscheibe zu sehen. Für die Krafrichtung „nach hinten“ ergibt sich für eine Steigerung der Aktionskraft auf 200 N eine Abnahme der Bandscheiben-Druckkraft in der Lendenwirbelsäule um etwa 1/2 kN (rote Kurve). Dieses Verhalten resultiert aus der Lage des Angriffspunkts der Aktionskraft an den Händen unterhalb der Bezugsbandscheibe: Bei dieser Art der Körperhaltung bewirkt die Handkraft ein die Wirbelsäule aufrichtendes Moment mit einer partiellen Entlastung der Wirbelsäule; eine Zunahme der Hand-Aktionskraft führt dem-zufolge zu einer Abnahme der Wirbelsäulenbelastung. Die Ausübung einer Aktionskraft in schräger Richtung nach oben zum Körper hin (grüne Kurve) geht bei steigenden Aktionskräften bis etwa 200 N mit einer Zunahme der Bandscheiben-Druckkraft um bis zu etwa 1 kN auf bis zu etwa 3 kN einher. Die Abhängigkeit der Druckkraft von der Aktionskraft ist hierbei geringer als bei der Krafrichtung „nach oben“, da der Abstand der Wirkungslinie der Handkraft bei der schrägen Krafrichtung kleiner ist als bei einer senkrecht nach oben gerichteten Hand-Aktionskraft.



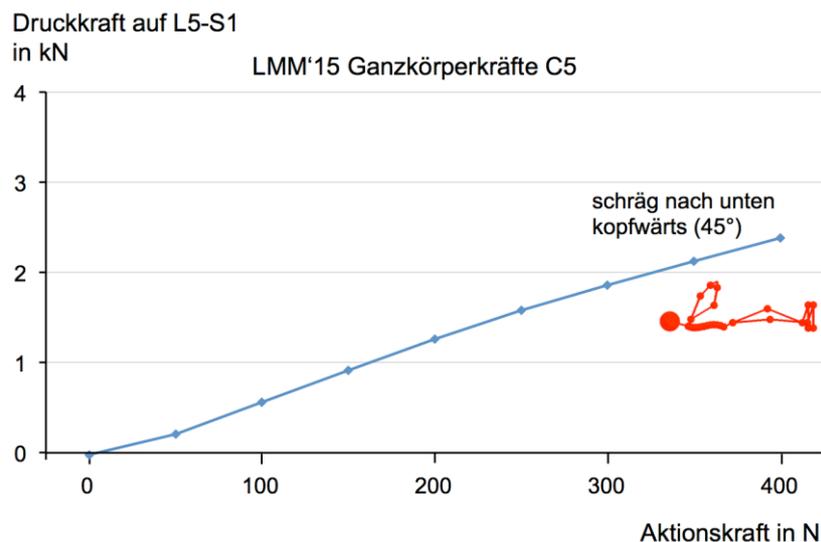
**Abbildung 3.5.3-11:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben (blaue Kurve), nach hinten (rote Kurve) und schräg nach hinten oben (grüne Kurve) für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung C3

In Abbildung 3.5.3-12 wird für den Belastungsfall C4 eine aufrechte Körperhaltung mit nach oben gestreckten Armen dargestellt, wobei der Rumpf ein wenig nach hinten geneigt ist. Für die Berechnungen wurde eine Aktionskraft Richtung wie beim Drücken nach oben angenommen. Für die Belastung der Lendenwirbelsäule ergeben sich niedrige Werte zwischen etwa  $\frac{1}{2}$  und  $\frac{3}{4}$  kN für Handkräfte zwischen 0 und 200 N. Die Ursache für dieses Verhalten ist in der zugrundeliegenden Körperhaltung mit einem nach hinten geneigten Oberkörper und einem Kraftübertragungspunkt ein wenig dorsal („hinter“) der Bezugsbandscheibe zu sehen; diese Konstellation von Haltung und Kraftausübungsposition geht mit einer mit der Höhe der Aktionskraft zunehmenden Aktivierung der Bauchmuskulatur einher. Zudem ist der Abstand der Wirkungslinie der Aktionskraft von der Lendenwirbelsäule gering, woraus sich eine begrenzte Belastungsabhängigkeit von der Aktionskraft ergibt.



**Abbildung 3.5.3-12:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach oben für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung C4

Im Fall der Körperhaltung C5, wie in Abbildung 3.5.3-13 skizziert, liegt die Person ausgestreckt auf dem Boden. Die Arme werden in einem Winkel von etwa 45° schräg vom Oberkörper nach vorn-oben gehalten. Für die biomechanischen Berechnungen wurde eine Krafrichtung schräg nach unten in Richtung „auf die Schultern zu“ angenommen. Da die Person auf dem Boden liegt, wird insbesondere das Oberkörpergewicht von der Bodenunterstützungsfläche aufgenommen und muss nicht durch Muskelaktivierung in dieser Position gehalten werden; bei den Berechnungen wurde daher das Oberkörpergewicht zu Null gesetzt.



**Abbildung 3.5.3-13:** Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in Abhängigkeit von der Aktionskraft an den Händen nach unten für die in der LMM GKK '15(E) beschriebenen Körperhaltung C5

Wie der Kurvenverlauf in der Abbildung verdeutlicht, „beginnt“ die Bandscheiben- Druckkraft auf L5-S1 entsprechend einer Aktionskraft von 0 N bei einem kleinen, insbesondere negativen Wert; dies ist darauf zurückzuführen, dass im zugrundeliegenden biomechanischen Modell auch bei fehlenden oder geringen „äußeren“ Belastungen eine die Wirbelsäule entlastende Wirkung durch den Bauchraum-Innendruck vorgesehen wird („Basisdruck“ aufgrund entsprechender Messergebnisse; vgl. Kap. 3.4.3.2). Bei zunehmender Aktionskraft steigt die Belastung der Wirbelsäule bis auf etwa 2 1/2 kN für eine Aktionskraft von 400 N. Da die hier unterstellte Aktionskraft entsprechend einem „Ziehen auf den Körper zu“ eine den Oberkörper hebende Wirkung aufweist, wird bei dieser Konstellation von Haltung und Aktionskraftichtung im Wesentlichen die Rückenmuskulatur aktiviert.

### 3.5.3.2.2 Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Wie in der Beschreibung der prinzipiellen Vorgehensweise erläutert, werden die erhobenen Bandscheiben-Druckkräfte in einem ersten überblickshaften Bewertungsansatz mit den *Revidierten Dortmunder Richtwerten* für 40-jährige Männer (4,0 kN) und Frauen (3,1 kN) verglichen – die Anwendung spezifischer Richtwerte für Personen anderen Alters ist einfach durchführbar, sodass hier darauf verzichtet wird.

Mit Bezug auf die Belastungsfälle mit der geringsten Haltungswichtung entsprechend dem Leitmerkmalmethoden-Entwurf (A1 bis A4, s. Abb. 3.5.3-2 bis 3.5.3-5 in Kap. 3.5.3.2.1a) wird lediglich der niedrigere, für 40-jährige Frauen empfohlene Richtwert in zwei Fällen, allerdings

nur geringfügig innerhalb des vorausgesetzten Aktionskraftbereichs überschritten: bei der antiparallelen Krafterübung wie an einem horizontalen Handrad (A2) ab Aktionskräften von etwa 150 N sowie bei vertikalen Aktionskräften ab etwa 180 N in einer leicht vorgeneigten Körperhaltung mit nach vorn gehaltenen Unterarmen (A3), was einem Halten eines Lastobjekts in etwa Taillenhöhe entspricht.

Werden die Belastungsfälle mit der mittleren Haltungswichtung des LMM-Entwurfs zugrundegelegt (B1 bis B3, s. Abb. 3.5.3-6 bis 3.5.3-8 in Kap. 3.5.3.2.1b), werden beide Richtwerte bei Krafterübungen in stark verdrehter Körperhaltung (B2) zum Teil sogar erheblich überschritten: ab etwa 30 bzw. 70 N bzgl. Frauen bzw. Männern bei Aktionskräften „nach oben“, einem Halten eines Lastobjekts schräg vorn entsprechend. Bei Belastungsfall B3 ist eine Hohlkreuzhaltung zugrundegelegt, was zwar nicht zu hohen Gesamtdruckkräften über die Bandscheibenfläche verteilt resultiert, allerdings in einer erhöhten Kantenpressung – eine Kenngröße, die hier quantitativ nicht betrachtet wird.

Die Belastungsfälle mit der höchsten im LMM-Entwurf vorgesehenen Haltungswichtung (C1 bis C5, s. Abb. 3.5.3-9 bis 3.5.3-13 in Kap. 3.5.3.2.1c) führen in zwei der fünf Konstellationen zu Bandscheiben-Druckkräften oberhalb eines bzw. beider Richtwerte: Beim Schieben „nach vorn“ in Bodennähe in einer Körperhaltung mit extremer Rumpfvorneigung und -krümmung („Rundrückenhaltung“) werden Druckkräfte von mehr als 3,1 kN (Richtwert für 40-jährige Frauen) ab Aktionskräften von etwa 150 N bewirkt; der obere Richtwert (für Männer) wird auch bei Aktionskräften von 200 N nicht erreicht oder überschritten. Als zweiter Belastungsfall der C-Gruppe mit Richtwertüberschreitung gilt das Arbeiten in Hockstellung mit relativ weit nach vorn gehaltenen Armen. Wenn Aktionskräfte nach oben ausgeübt werden – was einem Halten einer Last entspricht –, wird der untere Richtwert ab etwa 100 N, der obere bei etwas unterhalb 200 N überschritten. In Analogie zur Körperhaltung bei Belastungsfall B3 ist auch bei Fall C4 eine deutliche Hohlkreuzhaltung zugrundegelegt, woraus zwar nicht übermäßig hohe Druckkräfte resultierten, jedoch eine erhöhte Kantenpressung – die hier quantitativ nicht betrachtet wird. Bei Belastungsfall C1 stehen weniger lumbal-biomechanische Überlastungen im Vordergrund, stattdessen die resultierende Kniebelastung – was in diesem Zusammenhang einer lumbal-biomechanischen Bewertung nicht im Fokus steht.

### 3.5.3.2.3 Bandscheiben-Scherkräfte – Werte

Entsprechend den Abbildungen 3.5.3-2 bis 3.5.3-13 zu Druckkräften auf die als Berechnungsbezugspunkt gewählte lumbosakrale Bandscheibe für die 12 Belastungsfälle A1 bis C5 (s. Abb. 3.5.3-1) wurden die Ergebnisse der biomechanischen Berechnungen für die sagittale und laterale Scherkraft in Abbildung 3.5.3-14 bzw. 3.5.3-15 zusammengefasst. In beiden Abbildungen findet man in den oberen 4 Diagrammen die Körperhaltungen und die korrespondierenden Werte der jeweiligen Scherkraftkomponente an L5-S1 bei Variation der Hand-Aktionskräfte für die Belastungsfälle der Gruppe A (A1 bis A4), in der Mitte für die B-Fälle (B1 bis B3) sowie darunter für die Belastungsfälle der Gruppe C (C1 bis C5). Zunächst wird auf die sagittale Komponente, danach auf die seitliche eingegangen. Dabei ist zu beachten, dass die Richtung der Aktionskräfte je nach zugrundeliegender Körperhaltung verschieden sein kann, wie bezüglich der prinzipiellen Vorgehensweise erläutert (s. Kap. 3.5.3.1): häufig nach oben oder unten, häufig aber auch nach vorn oder hinten und gegebenenfalls auch in schräger Richtung. Zudem sollte berücksichtigt werden, dass sich auch der Wertebereich der zugrundegelegten Aktionskräfte, d.h. die Beträge der maximalen Handkräfte bei den verschiedenen Körperhaltungen unterscheiden können: für Körperhaltungen mit schwieriger Standstabilisierung bis 200 N (A2, A3, B1, B3 bis C4), für „stabile“ Körperhaltungen bis 400 N (A4, B2, C5) und für den Sonderfall des beidseitig körpernahen Aufstützens bis 750 N (A1, entsprechend dem unterstellten Gesamtkörpergewicht).

### a) Sagittale Scherkräfte

Die Diagramme in Abbildung 3.5.3-14 zu Sagittalscherkräften an der Bezugsbandscheibe zeigen, dass die Scherkräfte in der Regel Werte bis etwa  $\frac{1}{2}$  kN annehmen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Richtung der unterstellten Aktionskräfte nicht beliebig „nach überall hin“, sondern der Körperhaltung entsprechend und mit Beobachtungen aus dem Berufsalltag korrespondierend gewählt wurden. Eine gewisse Ausnahme mit sehr hohen Sagittalscherkräften bildet hierbei Belastungsfall A4, der ein Schieben in Schulterhöhe mit vorgestreckten Armen repräsentiert: Bei starker Kraftausübung nach vorn ab etwa 150 N wird aufgrund des zugrundeliegenden großen Hebelarms der Aktionskraft ein Beugemoment nach hinten bewirkt, aus dem ein eher ungewöhnliches bzw. übermäßiges Anspannen der Bauchmuskulatur resultiert, verbunden mit einem Wiederansteigen der Sagittalscherkraft (Effekt der „Überkompensation“ von körperhaltungsinduzierten Beugemomenten nach vorn, s.a. Kap. 3.5.2.2.1). Dies bedeutet, dass die Richtung zwar durchaus realistisch angenommen wurde, der Wertebereich der ausgeübten Handkräfte eher nicht; aufgrund einer vollständigen Ergebnisdarstellung wurde dennoch auf ein Ausblenden dieses Teilergebnisses verzichtet.

Hohe Sagittalscherkräfte an der Bezugsbandscheibe werden zudem bei Belastungsfall B1 erreicht, der eine aufrechte, aber stark verdrehte Körperhaltung mit einem Arbeiten vorn schräg repräsentiert. Demzufolge sind insbesondere Hebekräfte (s. Diagramm zu B1: „nach oben“) mit großen Beuge- und Torsionsmomenten sowie – daraus resultierend – mit starker Muskelaktivierung im unteren Rumpfbereich verbunden, was zu den erhobenen hohen sagittalen Scherkräften bei der hier als Belastungsbezugspunkt gewählten Bandscheibe L5-S1 mit anatomisch bedingter starker Ventralkipfung aufgrund der Wirbelsäulenkrümmung führt.

Bei Belastungsfall B2 ist eine Konstellation von Körperhaltung und Kraftausübung zugrundegelegt, bei nicht nur mit den Händen Aktionskräfte nach vorn bewirkt werden, sondern bei der als unmittelbare Folge gleichgroße, aber entgegengesetzt gerichtete Aktionskräfte über den Rücken in Höhe der Brustwirbelsäule in den Körper eingeleitet werden. Diese Aktionskräfte am mittleren Rücken stellen Scherkräfte an den betreffenden Bandscheiben und Wirbelkörpern dar; dies sind Belastungsformen, die hier im Zusammenhang lumbal-biomechanischer Überlastungen nicht im Vordergrund stehen und quantitativ nicht betrachtet werden, gleichwohl nicht außer Acht gelassen werden sollten.

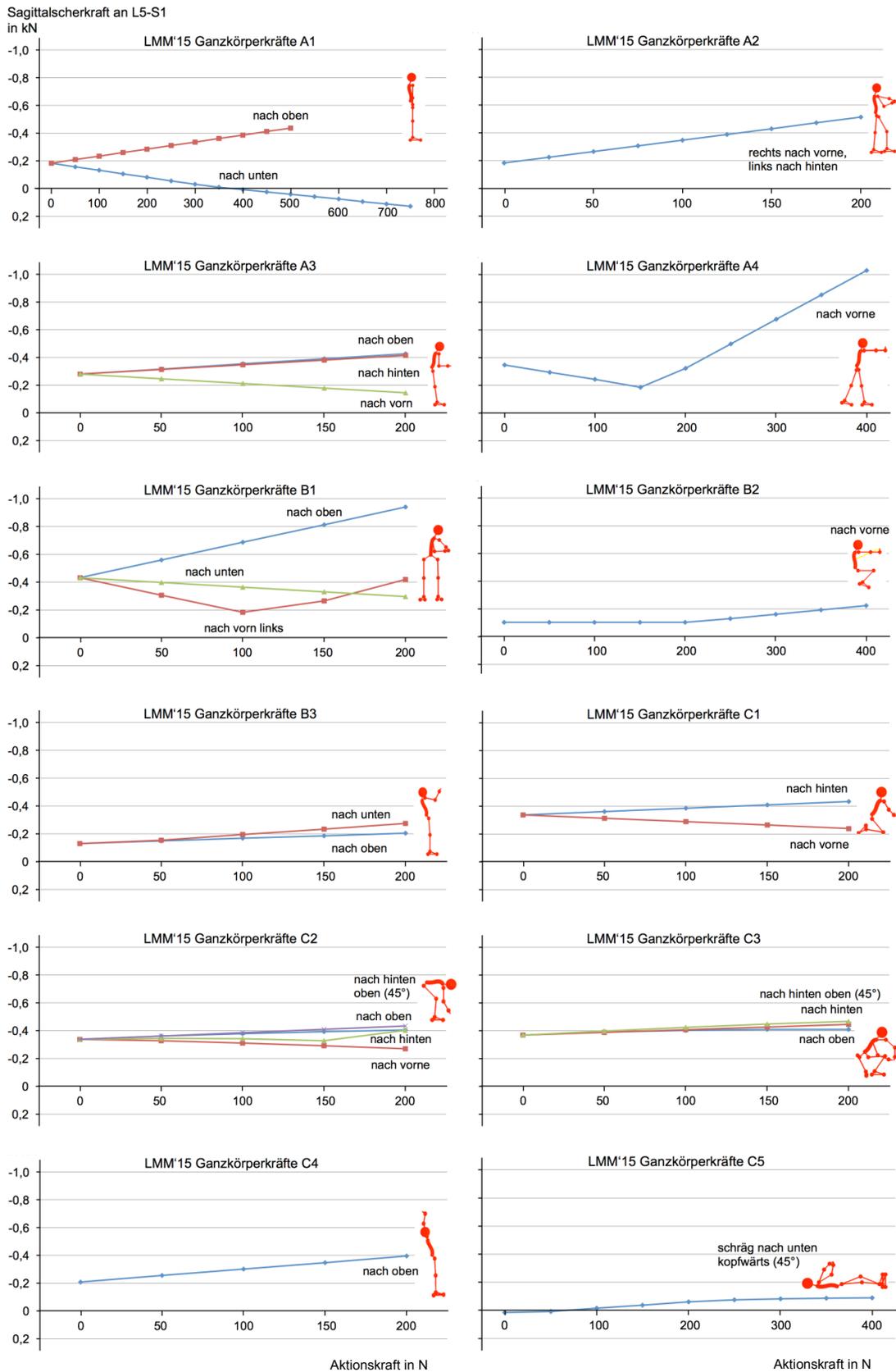


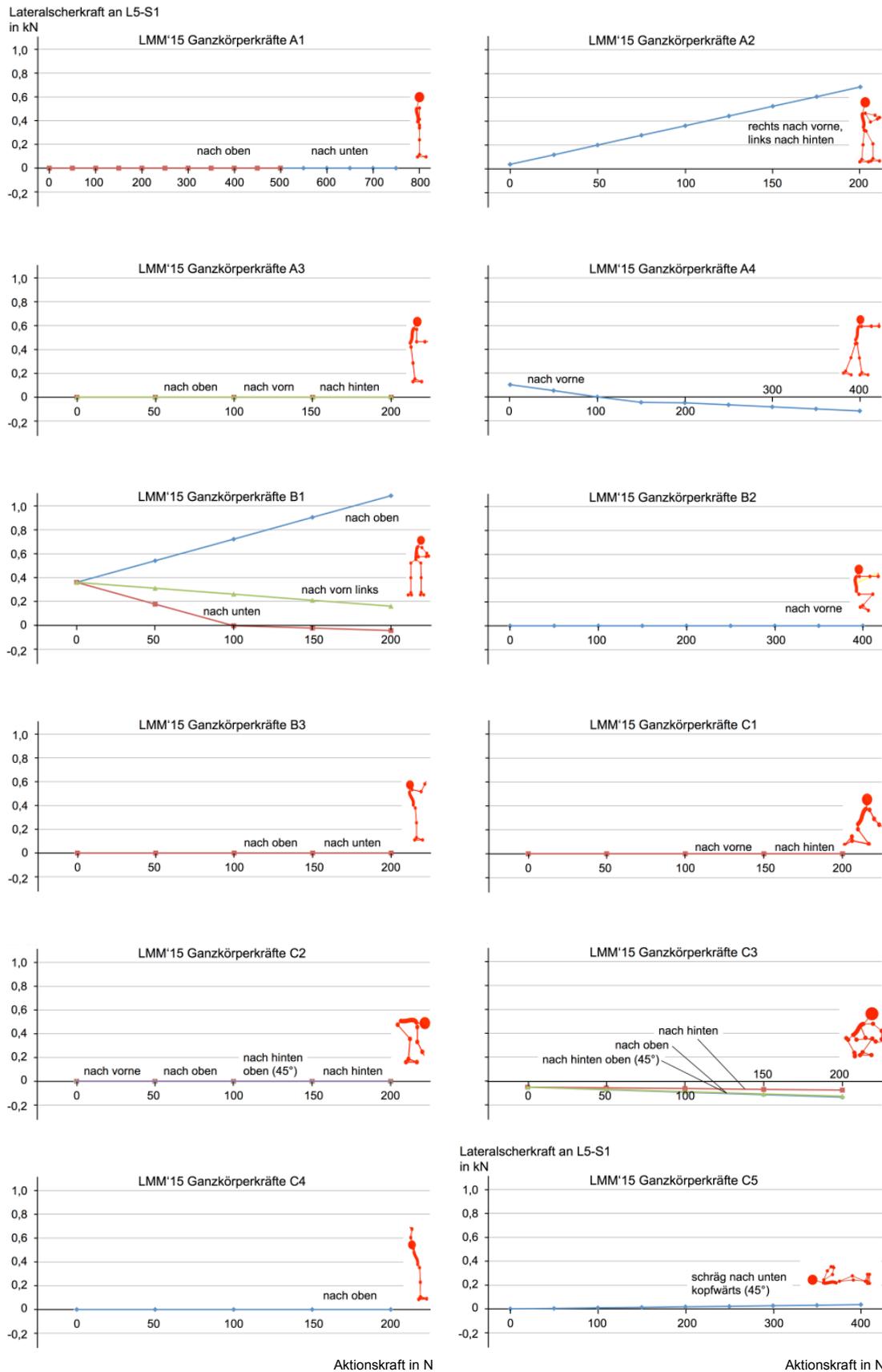
Abbildung 3.5.3-14: Sagittalscherkraft an L5-S1 für das Ausüben von Ganzkörperkräften in den 12 charakteristischen Körperhaltungen A1 bis C5 der LMM GKK '15(E) in Abhängigkeit von Hand-Aktionskräften verschiedener Richtungen und Maximalbeträge

### *b) Laterale Scherkräfte*

Wie die Diagramme in Abbildung 3.5.3-15 zeigen, werden aufgrund der zugrundeliegenden Körperhaltungen mit überwiegend symmetrisch oder annähernd symmetrisch gehaltenem Oberkörper vergleichsweise niedrige Lateralscherkräfte an der Bezugsbandscheibe bewirkt. Deutliche Ausnahmen dieses grundlegenden Sachverhalts bildet das antiparallele Aufbringen von Aktionskräften wie an einem horizontalen Handrad bei Belastungsfall A2 – dies entspricht einem horizontalen Torsionsmoment – sowie das Arbeiten im frontalen Bewegungsraum mit verdrehtem Oberkörper (B1). Eine nur ansatzweise vorliegende Unsymmetrie von Körperhaltung und/oder Kraftausübung liegt beim Schieben in Schulterhöhe in Schrittstellung (A4) vor, zudem beim Arbeiten in Hockstellung mit unsymmetrischer Beinhaltung und Kraftübertragung (C3) sowie beim Arbeiten im Liegen mit einer Kraftübertragung, die beidseits nicht ganz gleich erfolgt (C5). In Belastungsfällen mit beidseits identischer Körperhaltung und Kraftausübung (Fälle A1 und A3, B2 bis C2 sowie C4) ergeben sich aufgrund dieser idealisierten Annahmen seitliche Scherkräfte mit dem Wert 0 N.

#### 3.5.3.2.4 Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Wie in der Beschreibung der prinzipiellen Vorgehensweise erläutert, werden die erhobenen Bandscheiben-Scherkräfte in einem literaturbezogenen Bewertungsansatz mit den Richtwerten von Gallagher u. Marras (2012) von 1 kN für nicht allzu häufige Kraftausübungen pro Schicht (bis 100/Tag) sowie 0,7 kN für häufigere Krafftälle (bis 1000/Tag) verglichen. Bei Berücksichtigung (i) dieser Häufigkeitsbedingungen sowie (ii) der zugrundegelegten Aktionskraftbedingungen hinsichtlich Maximalbetrag und typischer Richtung je nach Belastungsfall ergeben derartige Vergleiche von Belastung und Belastbarkeit, dass für die meisten der hier analysierten Belastungssituationen von einem vernachlässigbaren biomechanischen Überlastungsrisiko hinsichtlich Bandscheibenscherung ausgegangen werden kann (A1 bis A3, B2 bis C5). Dieses Ergebnis bedeutet auch, dass ausschließlich beim Schieben nach vorn in Schulterhöhe bei übermäßigem Krafteinsatz (A4) sowie bei Arbeiten in stark verdrehter Körperhaltung vorn schräg im frontalen Bewegungsraum (B1) Belastungen zu erwarten sind, die oberhalb der Scher-Richtwerte liegen. Somit ist vor allem für diese beiden Konstellationen von Körperhaltung und ausgeübten Aktionskräften zu folgern, dass derartige Tätigkeiten entweder mit geringerem Krafteinsatz und insbesondere nicht mit allzu großer Häufigkeit ausgeführt werden sollten.



**Abbildung 3.5.3-15:** Lateralscherkraft an L5-S1 für das Ausüben von Ganzkörperkräften in den 12 charakteristischen Körperhaltungen A1 bis C5 der LMM GKK '15(E) in Abhängigkeit von Hand-Aktionskräften verschiedener Richtungen und Maximalbeträge

### 3.5.3.3 Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs

Die Erhebungen zum Zusammenhang zwischen einerseits der in der Leitmerkalmethode zu Ganzkörperkräften vorgesehenen Haltungswichtung und andererseits der für die jeweiligen Belastungskonstellationen von Körperhaltung und Aktionskräften ermittelten Lumbalbelastung sind weniger umfassend als diejenigen zur lumbal-biomechanischen Evaluierung der Leitmerkalmethoden zum Heben, Halten, Tragen bzw. zum Ziehen und Schieben von Lasten (s. dazu Kap. 3.5.1.3: HHT; Kap. 3.5.2.2.3: ZS 2015; Kap. 3.5.2.3.2: ZS 2002). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Anzahl von zugrundegelegten Richtungen der Aktionskräfte auf die typisch erscheinenden begrenzt und beispielsweise nicht beliebig „nach überall hin“ gewählt wurden. Als typisch wurde dabei – auf Basis der Erfahrung der Untersucher – eingeschätzt, dass die Aktionskraft-Richtung der Körperhaltung entspricht, mit Beobachtungen aus dem Berufsalltag korrespondiert und dass entsprechende Aktionskräfte in der jeweiligen Körperhaltung ausgeführt werden können.

Insgesamt zeigen die Zusammenhänge zwischen der Haltungswichtung des Screening-Werkzeug-Entwurfs und den mittels Modellrechnungen erhobenen Reaktionskräften an der Lendenwirbelsäule eine erkennbare Entsprechung:

- Ausgewählte Belastungssituationen mit der niedrigsten Haltungswichtung (A1 und A4) sind mit vergleichsweise niedrigen Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateral-scherkräften verbunden.
- Ausgewählte Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (C2, C4 und C5) sind für ausgewählte Richtungen mit vergleichsweise hohen Bandscheiben-Druck-, -Sagittalscher- und -Lateral-scherkräften verbunden.
- Eine deutliche Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation A2 (Aufbringen eines antiparallelen Kräftepaars wie an ein horizontales Handrad) sollte aufgrund der hohen Asymmetrie durch das Torsionsmoment diskutiert werden.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation A3 (Aufbringen von Hebekräften mittelweit vor dem Körper bei mittelgradiger Rumpfvorneigung) sollte aufgrund hoher Bandscheiben-Druckkräfte diskutiert werden.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation B1 (Aufbringen von Hebekräften schräg vor dem Körper bei erheblicher Rumpfvorneigung) sollte aufgrund der hohen Werte aller drei Kraftkomponenten an der Bezugsbandscheibe diskutiert werden.
- Ausgewählte Belastungssituationen mit der mittleren bzw. höchsten Haltungswichtung (B3, C4) resultieren nicht in hohen Bandscheiben-Druck- oder Scherkräften, bedingen allerdings hier nicht widergespiegelte erhöhte Lumbalbelastungen durch erhöhte Kantenpressung infolge Hohlkreuzhaltung. Aus diesem Teilergebnis sollte daher nicht auf eine Erniedrigung der Haltungswichtung geschlossen werden.
- Eine ausgewählte Belastungssituation mit der mittleren Haltungswichtung (B2: Arbeiten in der Hocke mit dem Rücken nach hinten angelehnt) resultiert nicht in hohen Bandscheiben-Druck- oder Scherkräften in der Lendenwirbelsäule, bedingt jedoch hier nicht widergespiegelte erhöhte Scherkräfte an den Elementen der Brustwirbelsäule. Aus diesem Teilergebnis sollte daher nicht auf eine Erniedrigung der Haltungswichtung geschlossen werden.
- Eine ausgewählte Belastungssituation mit der höchsten Haltungswichtung (C1: Arbeiten im Knien) resultiert nicht in hohen Bandscheiben-Druck- oder Scherkräften, bedingt

vermutlich jedoch hier nicht widergespiegelte erhöhte Kniebelastungen. Aus diesem Teilergebnis sollte daher nicht auf eine Erniedrigung der Haltungswichtung geschlossen werden.

- Eine ausgewählte Belastungssituation mit der höchsten Haltungswichtung (C5: Arbeiten im Liegen) resultiert eher in vergleichsweise niedrigen Bandscheiben-Druck- und Scherkräften. Daher sollte eine Erniedrigung der Haltungswichtung diskutiert werden.
- Variationen von Körperhaltung und Aktionskraft sowie insbesondere Massenträgheitsinflüsse bei Bewegung von Körper und Last resultieren in der Regel zu höheren, können durch geschicktes Abändern aber auch zu niedrigeren Belastungen als hier angenommen führen – dies ist im Einzelfall zu prüfen.

Mit Bezug auf den LMM-Entwurf zur Beurteilung von Ganzkörperkräften gilt zudem:

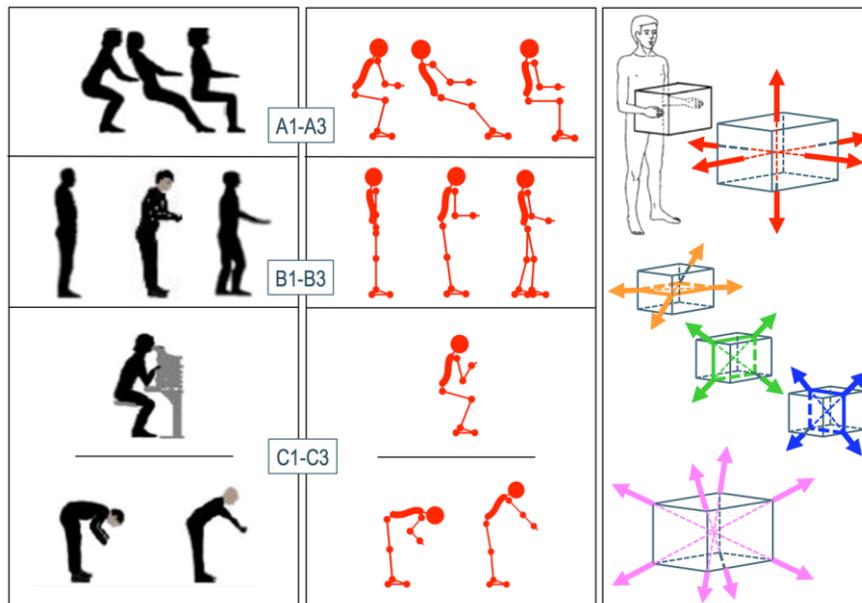
- Das zugrundegelegte fallspezifische Spektrum von Aktionskräften mit Bezug auf Maximalwert und Richtung ist begrenzt; andere Aktionskräfte führen zu hier nicht widergespiegelten und somit unbekanntem Belastungsergebnissen.
- Das dem LMM-Entwurf zugrundeliegende Spektrum charakteristischer Körperhaltungen bei Ausüben von Ganzkörperkräften ist naturgemäß begrenzt; beispielsweise finden sich keine Haltungen, die hochbelastende Tätigkeiten wie Schaufeln von Schüttgütern, manuelles Bewegen von Personen in der Pflege oder auch das Werfen von Gegenständen bei Hafendarbeiten miteinschließen, die auch mithilfe der anderen Leitmerkmalmethoden nicht erfasst werden; es mag unterstellt werden, dass derartige Tätigkeiten biomechanisch zu komplex sind, als dass sie mit einem Screening-Werkzeug angemessen erfasst werden können (zu entsprechenden Erhebungen wird auf Kapitel 3.3 verwiesen).

#### 3.5.4 Leitmerkmalmethode „Körperhaltung“ 2015(E) – Teil „Rücken“

Das vorliegende Kapitel bezieht sich auf die lumbal-biomechanische Evaluierung des innerhalb von MEGAPHYS neu konfigurierten Entwurfs einer Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Körperhaltungen hinsichtlich eventueller „körperlicher Überbeanspruchungen“ (Klußmann et al. 2015). Dieser LMM-Entwurf zielt auf drei besonders betroffene Körperbereiche ab: oberer und unterer Rücken, Schultern und Oberarme sowie Knie- bzw. Beinbelastungen. In dem rückenbezogenen Teil des Methodenentwurfs sind neun charakteristische Körperhaltungen aufgeführt, die – analog zu den vorherigen Screening-Tool-Evaluierungen – im Labor nachgestellt und mit Hilfe des Simulationswerkzeugs *Der Dortmunder* digital nachgebildet, d.h. „modelliert“ und hinsichtlich potentieller biomechanischer Überlastungen des unteren Rückens evaluiert wurden (s. Abb. 3.5.4-1). Da uns sowohl bezüglich des oberen Rückens als auch zum Schulter-Oberarm- sowie Knie-Bein-Bereich keine entsprechenden Werkzeuge wie der *Dortmunder* verfügbar sind, beschränken sich die nachfolgenden Erhebungen auf Belastungen des unteren Rückens – im Folgenden mit der Abkürzung LMM KHR '15(E) bzw. in Abbildungen in abgewandelter Form gekennzeichnet. Zur Kennzeichnung der körperlichen Belastung wurden dabei insbesondere die an der untersten Bandscheibe der Wirbelsäule wirkenden Druck- und Scherkräfte berechnet.

Anmerkung: Aufgrund des im *Dortmunder* vereinbarten Koordinatensystems mit positiven xyz-Werten nach vorn, links und oben nehmen die als Re-Aktionskräfte am „unteren Schnittpunkt“ dargestellten Bandscheiben-Druckkräfte in der Regel positive, die sagittalen Scherkräfte überwiegend negative und die lateralen Scherkräfte positive und negative Werte an. Die Ergebnisse der Bandscheiben-Reaktionskräfte sind mit 2 Nachkommastellen angegeben, um bei eventuellen Regressionen Fehler zu verringern; gleichwohl

sollte die Genauigkeit der Werte nicht überinterpretiert werden, da – wie bei jeder Modellbildung oder Simulation – zahlreiche Voraussetzungen unumgänglich sind, sodass andere Ausprägungen, beispielsweise von Körperhaltungen, in der Regel zu abweichenden Ergebnissen führen. Bezüglich der für die biomechanischen Simulationsrechnungen unterstellten Voraussetzungen sowie bezüglich der angewendeten Kriterien zur Bewertung der Berechnungsergebnisse wird auf die Erläuterung eingangs von Kapitel 3.5 verwiesen.



**Abbildung 3.5.4-1:** Charakteristische Körperhaltungen des Entwurfs der Leitmerkmal-methode zu Körperhaltungen (links) und Haltungsnachstellung für die biomechanische Analyse mit dem Dortmund (Mitte) sowie – bei allenfalls geringfügiger Kraftausübung bis 40 N – Skizzierung der dabei vorgesehenen insgesamt 26 Aktionskraftrichtungen (rechts): 6 entsprechend den 3 Raumachsen, je 4 entsprechend den Flächendiagonalen in Transversal-, Frontal-, Sagittal-ebene sowie 8 entsprechend den Diagonalen der Raumoktanten; s.a. Erläuterung im Text

Analog zur Vorgehensweise in den voranstehenden Kapiteln 3.5.1 bis 3.5.3 wurden den Körperhaltungen spezifische Kürzel zugeordnet: Basierend auf der angegebenen Körperhaltungswichtung in der Leitmerkmalmethode ergeben sich drei Kategorien A bis C, d.h. die Buchstaben charakterisieren die Wichtung für Haltungen mit mutmaßlich ähnlicher Größenordnung der Belastung und die Zahlen verschiedene typische Ausprägungen von Haltungen mit gleicher Wichtung (bis 3). Für diese Ordnungsgebung wurde die im LMM-Entwurf enthaltene Darstellung modifiziert, sodass oben die niedriger belastenden Haltungen für das Sitzen und darunter für das Stehen sowie im unteren Teil die höher belastenden Sitz- und Steh-Haltungen aufgeführt sind. Letztere Haltungen sind in der Leitmerkmalmethode – wie die Verwendung des einheitlichen Buchstabens „C“ kennzeichnet – mit identischen Punktwerten der Haltungswichtung versehen.

Die Gruppe A1-A3 charakterisiert Sitzen bzw. Arbeiten in variabler Sitzhaltung mit Rumpfvorneigen, -rückneigen an eine Sitzlehne oder aufrechtem Oberkörper. Die Gruppe B1-B3 bezieht sich auf Haltungen mit aufrecht gehaltenem oder mäßig vorgeneigtem Oberkörper (bis ca. 20°) beim Stehen oder beim Gehen kurzer Strecken. Die erste Körperhaltung der C-Gruppe (C1) fokussiert auf Sitzen in erzwungener Haltung durch die Arbeitsaufgabe oder den Arbeitsplatz, wie beispielsweise beim Mikroskopieren. Die beiden weiteren aufgeführten charakteristischen Haltungen der C-Gruppe (C2 und C3) unterscheiden sich von den Haltungen der B-Gruppe

durch eine deutlich bis sehr stark ausgeprägte Rumpfvorneigung im Stehen, was einem Bücken bzw. Arbeiten weit vorn vor dem Körper entspricht. Die Gruppen A bis C sind im Entwurf dieser Leitmerkmalmethode zwar mit haltungsabhängigen, nicht jedoch mit jeweils Zeitdauerunabhängigen Wichtungspunkten versehen, obwohl zusätzlich auch eine Zeitwichtung wie in den LMMs zum Heben, Halten, Tragen bzw. Ziehen, Schieben von Lasten oder auch zu Ganzkörperkräften vorgesehen ist: Je nach anteiliger Dauer an einer Arbeitsstunde werden den A-Haltungen hier  $1/2$  bis  $2 1/2$  Punkte zugeordnet, den B-Haltungen 1 bis 5 Punkte sowie den C-Haltungen 1 bis 12 Wichtungspunkte.

#### 3.5.4.1 Prinzipielle Vorgehensweise

Die biomechanischen Modellrechnungen zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung wurden durchgeführt, indem relativ geringe Last- oder Aktionskräfte bis 40 N – in verschiedenen Richtungen wirkend – über die Bildschirmmaske für die zahlreichen Belastungsfälle eingegeben, d.h. „eingepägt“ wurden. Dieser Wert von 40 N findet sich in einschlägigen Verfahren wie dem EAWS als Obergrenze bei der Beurteilung von Körperhaltungen zur Abgrenzung von manuellen Lastenhandhabungen. Da im Vorhinein nicht abgeschätzt werden kann, welche Richtung der Hand-Aktionskraft trotz der vergleichsweise niedrigen Kraftbeträge eventuell zu einer biomechanischen Überlastung der Lendenwirbelsäule führt, wurde sowohl eine beidhändig mediansymmetrische als auch eine schultersagittal-einhändige Aktionskraftausübung vorgesehen. Wie rechts in Abbildung 3.5.4-1 anhand einer stehenden Person mit einem vor dem Körper gehaltenen quaderförmigen Gegenstand skizziert, wurden insgesamt 6 Aktionskraftrichtungen bezüglich der Raumachsen (nach vorn/hinten, nach links/rechts, nach oben/unten), 12 in Richtung der Flächendiagonalen entsprechend den jeweils 4 Quadranten der 3 anthropometrischen Ebenen (Horizontal-, Frontal-, Sagittalebene) sowie 8 Richtungen entsprechend den Diagonalen der 8 Raumoktanten angesetzt. Dies führt zu 26 richtungsabhängigen Lastfällen, für die die Wirbelsäulenbelastung mit Beträgen der Hand-Aktionskraft von 20 und 40 N, zuzüglich der Null-Newton-Konfiguration, bestimmt wurde; insgesamt wurden somit über 900 verschiedene Belastungssituationen analysiert (9 Haltungen mal 26 Richtungen mal 2 Kraftbeträge mal 2 Händigkeiten plus 9 Situationen ohne Hand-Aktionskraft mit daher irrelevanter Krafrichtung).

#### 3.5.4.2 Ergebnisse biomechanischer Modellrechnungen zur Lumbalbelastung

In diesem Unterkapitel werden die Ergebnisse der biomechanischen Modellrechnungen zur Belastung am unteren Rücken vorgestellt, die mit Bezug auf die 9 charakteristischen Körperhaltungen jeweils getrennt in einer tabellenartigen Abbildung dargestellt werden. Die Abbildungen sind folgendermaßen aufgebaut (s. als Beispiel Abb. 3.5.4-2): Oben ist die jeweilige charakteristische Körperhaltung mit dem entsprechenden Kürzel aus Abb. 3.5.4-1 aufgeführt – hier zu Körperhaltung A1, die einem Sitzen mit leichter Rumpfvorneigung entspricht –, ergänzt um die Haltungsskizzen aus LMM und *Dortmunder*. Der Hauptteil der Abbildung enthält eine umfangreiche Tabelle mit zwei Gruppen von Spalten: Der linke Teil enthält Angaben zur *Richtung* der Hand-Aktionskraft, und daneben sind die Berechnungsergebnisse aufgrund verschiedener *Beträge* der Hand-Aktionskraft (20 und 40 N; s. Kopfzeilen) bei beid- oder einhändiger Kraftausübung (eher mittig bzw. rechts) aufgeführt. Die Ergebnisse umfassen die Reaktionskräfte an der lumbosakralen Bandscheibe in Form der Druck-, Sagittalscher- und Lateralscherkraft ( $F_D$ ,  $F_S$ ,  $F_L$ ) – d.h. in Form der auf die räumliche Orientierung der Bandscheibe bezogenen Komponenten der Reaktionskraft. Am unteren Rand der Abbildung werden die Belastungswerte des Sonderfalls dargestellt, bei dem *keine* Hand-Aktionskraft ausgeübt wird (0 N) – deren Richtung daher irrelevant ist – und der somit alleinig die Wirkung der unterstellten Körperhaltung „ohne jegliche Kraftausübung über die Hände an die Arbeitsumgebung“ repräsentiert (s. Tabellensockel).

Körperhaltung A1														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)					
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
			in kN			in kN			in kN			in kN		
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	1,72	-0,34	0,00	1,74	-0,34	0,00	1,75	-0,35	-0,01	1,80	-0,34	-0,02
		... hinten	1,69	-0,36	0,00	1,68	-0,37	0,00	1,72	-0,36	0,01	1,74	-0,38	0,02
		... links	1,96	-0,39	-0,05	2,21	-0,42	-0,09	1,96	-0,39	-0,05	2,21	-0,42	-0,09
		... rechts	1,96	-0,39	0,05	2,21	-0,42	0,09	1,96	-0,39	0,05	2,21	-0,42	0,09
		... oben	1,92	-0,37	0,00	2,12	-0,38	0,00	1,99	-0,38	0,02	2,25	-0,40	0,03
		... unten	1,48	-0,33	0,00	1,24	-0,32	0,00	1,54	-0,34	-0,02	1,37	-0,33	-0,03
je 4 Flächendiagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	1,88	-0,38	0,03	2,04	-0,41	0,07	1,90	-0,39	0,04	2,08	-0,42	0,08
		... hinten links	1,88	-0,38	-0,03	2,04	-0,41	-0,07	1,85	-0,38	-0,03	2,00	-0,41	-0,06
		... vorne rechts	1,90	-0,37	0,03	2,09	-0,39	0,07	1,88	-0,37	0,03	2,04	-0,38	0,06
		... vorne links	1,90	-0,37	-0,03	2,09	-0,39	-0,07	1,92	-0,37	-0,04	2,13	-0,39	-0,08
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	1,72	-0,36	0,03	1,74	-0,38	0,07	1,68	-0,36	0,02	1,64	-0,36	0,04
		... rechts oben	2,04	-0,39	0,03	2,36	-0,42	0,07	2,09	-0,39	0,05	2,45	-0,43	0,09
		... links unten	1,72	-0,36	-0,03	1,74	-0,38	-0,07	1,77	-0,37	-0,05	1,83	-0,39	-0,09
		... links oben	2,04	-0,39	-0,03	2,36	-0,42	-0,07	2,00	-0,38	-0,02	2,27	-0,41	-0,04
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	1,53	-0,35	0,00	1,36	-0,34	0,00	1,56	-0,35	-0,01	1,41	-0,35	-0,01
		... vorne unten	1,55	-0,33	0,00	1,40	-0,31	0,00	1,62	-0,34	-0,02	1,53	-0,33	-0,04
		... hinten oben	1,85	-0,37	0,00	1,98	-0,38	0,00	1,92	-0,38	0,02	2,11	-0,40	0,04
		... vorne oben	1,88	-0,36	0,00	2,04	-0,36	0,00	1,91	-0,36	0,01	2,09	-0,37	0,01
8 Raumdiagonalen	... vorne rechts unten	1,73	-0,36	0,03	1,75	-0,36	0,05	1,67	-0,35	0,01	1,64	-0,35	0,03	
	... vorne rechts oben	2,00	-0,38	0,03	2,27	-0,40	0,05	2,02	-0,38	0,03	2,31	-0,41	0,07	
	... vorne links unten	1,73	-0,36	-0,03	1,75	-0,36	-0,05	1,78	-0,36	-0,04	1,86	-0,38	-0,08	
	... vorne links oben	2,00	-0,38	-0,03	2,27	-0,40	-0,05	1,98	-0,38	-0,02	2,23	-0,39	-0,04	
	... hinten rechts unten	1,71	-0,37	0,03	1,71	-0,38	0,05	1,69	-0,36	0,02	1,67	-0,37	0,04	
	... hinten rechts oben	1,97	-0,39	0,03	2,22	-0,42	0,05	2,03	-0,39	0,04	2,33	-0,43	0,08	
	... hinten links unten	1,71	-0,37	-0,03	1,71	-0,38	-0,05	1,73	-0,37	-0,03	1,75	-0,39	-0,07	
	... hinten links oben	1,97	-0,39	-0,03	2,22	-0,42	-0,05	1,92	-0,38	-0,01	2,11	-0,40	-0,03	
Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			F <sub>D</sub> = 1,71 kN / F <sub>S</sub> = -0,35 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN											
* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft											

**Abbildung 3.5.4-2: Lumbalbelastung** – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung A1 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Mit Bezug auf die richtungsspezifizierende Spaltengruppe im linken Abbildungsteil wird deutlich, dass bei 3 kartesischen Raumachsen (im *Dortmunder*: x nach vorn, y nach links, z nach oben) und einer Kraftausübung in beiden Orientierungen („hin und her“) 6 prinzipiell verschiedene Belastungssituationen beschrieben werden. Bezogen auf die Flächendiagonalen ergeben sich insgesamt 12 prinzipiell verschiedene Belastungssituationen, beispielsweise eine Situation mit einer horizontalen Kraftausübung nach hinten rechts, die biomechanisch grundlegend verschieden zur sagittalen Situation „Aktionskraft nach vorne oben“ ist. Als räumlich-diagonale Kraftausübungen lassen sich 8 prinzipiell verschiedene Belastungssituationen unterscheiden, die sich aus der 3er-Kombination der Raumachsen mit Plus-minus-Orientierung ( $\pm x / \pm y / \pm z$ ; d.h.  $2^3 = 8$ ) ergeben. Als derartiges Beispiel lassen sich Kraftausübungen nach vorne rechts unten (im *Dortmunder*:  $+x / -y / -z$ ) und nach hinten links oben anführen (im *Dortmunder*:  $-x / +y / +z$ ), die einerseits biomechanisch gänzlich verschieden sind und andererseits dahingehend „verwandt“, als dass die beiden Kraftausübungen zwar derselben Raumdiagonalen folgen, aber „entgegengesetzt orientiert“ vorausgesetzt sind.

Mit Bezug auf die betragsbezogene Spaltengruppe im rechten Teil von Abbildung 3.5.4-2 werden die Spezifikationen zum Kraftangriffspunkt der Aktionskraft (mittig = beidhändig-gleichverteilt vs. einhändig = schulter-sagittal-rechts) und zu deren Höhe (20 vs. 40 N) deutlich. Zu jedem

dieser 4 Untergruppen von Belastungskonstellationen sind die Berechnungsergebnisse zur Druckkraft ( $F_D$ ), sagittalen Scherkraft ( $F_S$ ) und lateralen Scherkraft ( $F_L$ ) an der Bandscheibe L5-S1 zur quantitativen Beschreibung der resultierenden Wirbelsäulenbelastung am unteren Rücken aufgeführt: zeilenweise für die 26 verschiedenen Aktionskraftrichtungen.

#### 3.5.4.2.1 Belastungsfälle A1 bis A3 der LMM KHR '15(E)

Bei den Belastungsfällen der A-Gruppe repräsentieren die Körperhaltungen eine sitzende Person mit unterschiedlichen Rumpfneigungen sowie Bein- und Armstellungen, wie sie vorzugsweise bei Büroarbeiten an einem Schreibtisch anzutreffen sind; ein Ablegen der Hände und damit die „Kompensation“ der Gewichtskräfte der Arme wurde bei der Simulation nicht vorgesehen, um zur Selektierung potentieller Überlastungskonstellationen die maximal auftretende Belastung zu prüfen und nicht durch zu günstige Annahmen zu kaschieren.

Die erste der dargestellten Körperhaltungen stellt eine Person dar, die mutmaßlich an einem Schreibtisch sitzt, der Oberkörper ist dabei um gut  $30^\circ$  nach vorne geneigt, Ober- und Unterschenkel bilden einen rechten Winkel und die Arme sind in ein wenig angehoben und nach vorn gehalten.

Wie die Berechnungsergebnisse zeigen, lassen sich eine Reihe von Gesetzmäßigkeiten erkennen, die exemplarisch im Folgenden kurz beschrieben werden. Dabei ist jedoch auch zu berücksichtigen, dass die jeweils zitierten Werte für Druck-, sagittale und laterale Scherkraft niedrig sind im Vergleich zu den zuvor gezeigten Ergebnissen zum Handhaben von Lasten wie Heben oder auch Ausüben von Ganzkörperkräften (s. dazu Kap. 3.5.1 bis 3.5.3); diese Einschätzung gilt in besonderem Maß für das Aufgreifen von Unterschieden zwischen Wertepaaren, sodass ein Teil der folgenden Erläuterungen eher vor dem Hintergrund biomechanischer Zusammenhänge zu werten sind und weniger als möglicherweise überlastungsrelevant:

Die Bandscheiben-Druckkräfte variieren zwischen etwa  $1\frac{1}{2}$  und  $2\frac{1}{2}$  kN und sind somit höher als die sagittalen Scherkräfte, die Werte zwischen etwa  $\frac{1}{3}$  bis unter  $\frac{1}{2}$  kN annehmen. Die sagittalen Scherkräfte sind höher als die lateralen (0 bei symmetrischen Belastungsfällen bis allenfalls 0,1 kN bei unsymmetrischen). Bei höherem Aktionskraftbetrag (40 N) sind die Belastungswerte für alle drei Reaktionskraftkomponenten ( $F_D / F_S / F_L$ ) in der Regel höher als für eine 20-N-Aktionskraft, und für den Sonderfall fehlender Hand-Aktionskraft (0 N) sind die Bandscheibenkräfte zumeist niedriger als bei 20 N. Bezüglich letzteren Sachverhalts gilt dies allerdings beispielsweise nicht, wenn die Aktionskraft nach unten ausgeführt wird, was einem Aufstützen entspricht: Dann werden die lumbalen Bandscheiben und somit insbesondere die Bezugsbandscheibe partiell ein wenig entlastet und die Druckkraft nimmt einen etwas niedrigeren Wert als bei fehlender Aktionskraft an (hier: 1,48; 1,24; 1,54; 1,37 kN vs. 1,71 kN bei Aktionskräften von 20 / 40 N und beid- / einhändiger Kraftausübung vs. Null-Newton-Hand-Aktionskraft; siehe 6. Ergebniszeile vs. Tabellensockel).

Darüber hinaus ist die Belastung bei einhändiger Kraftausübung in der Regel höher als bei beidhändiger. Eine erste Ausnahme – beide „Händigkeiten“ führen zu identischen Lumbalbelastungen – bilden Kraftausübungen senkrecht auf die Körpermittenebene (nach links oder rechts, siehe 3. u. 4. Ergebniszeile). Dies liegt darin begründet, dass Kräfte und somit auch Aktionskräfte linienflüchtig sind und diese „Querkräfte“ – ob beid- oder einhändig bei gleicher Armhaltung ausgeübt – identische Hebelarme bezüglich der Wirbelsäule aufweisen und daher identische Torsionsmomente in der Horizontalebene bewirken. Bei gleicher Körperhaltung, wie hier unterstellt, und gleicher „äußerer Belastung“ durch Aktionskräfte bzw. Torsionsmomente ergeben sich daher gleiche „innere Belastungen“ – hier bezüglich der Bezugsbandscheibe. Eine weitere Ausnahme bildet beispielsweise das horizontale Ziehen nach hinten links (siehe

8. Ergebniszeile: 1,88 vs. 1,85 kN bei 20 N Aktionskraft sowie 2,04 vs. 2,00 kN bei 40 N Aktionskraft), da in dieser Belastungskonstellation der Hebelarm der Aktionskraft zwischen voraussetzungsgemäß rechter Hand und Bezugsbandscheibe geringer ist als bei beidhändiger Kraftausübung vor dem Körper.

Mit Bezug auf die ersten beiden Ergebnisspalten für die sagittalen Reaktionskraftkomponenten ( $F_D / F_S$  für eine Aktionskraft 20 N, beidhändig) ergeben sich jeweils identische Werte, wenn die Aktionskraft nach links oder rechts ausgeübt wird (hier 1,96 / -0,39 kN [3. u. 4. Ergebniszeile]), oder auch, wenn die Aktionskraft schräg mit einer seitlichen Komponente nach links oder rechts ausgeübt wird (z.B. nach hinten rechts oder links 1,88 / -0,38 kN [7. u. 8. Ergebniszeile] bzw. nach vorne rechts oder links 1,90 / -0,37 kN [9. u. 10. Ergebniszeile] bzw. nach rechts oder links unten 1,72 / -0,36 kN [11. u. 13. Ergebniszeile] usw.). Die korrespondierenden seitlichen Scherkräfte  $F_L$  sind für diese Links-rechts-Vergleiche jeweils betragsmäßig identisch, weisen jedoch ein verschiedenes Vorzeichen auf. Diese Gesetzmäßigkeit gilt auch bei der größeren Aktionskraft von 40 N bei beidhändiger Kraftausübung (z.B. Richtung nach links oder rechts  $F_D / F_S / F_L$  gleich 2,21 / -0,42 /  $\pm 0,09$  kN), allerdings nicht bei einhändiger Kraftausübung aufgrund dann vorliegender Unsymmetrie. Diese Wertedifferenzen sollten, wie eingangs erläutert, nicht als überlastungsrelevant gewertet werden.

Anmerkung: Die genannten Gesetzmäßigkeiten hinsichtlich (i) der Größenordnungen von Druck- und Scherkräften, (ii) dem Einfluss von Hand-Aktionskräften auf die Belastung an der Lendenwirbelsäule durch Vergleich zu rein körperhaltungsinduzierten Lumbalbelastungen, (iii) dem Einfluss der Asymmetrie infolge einhändiger anstatt beidseits gleicher Ausführung sowie (iv) hinsichtlich identischer oder betragsmäßig identischer Werte der Druck- und Scherkräfte bei Aktionskräften zur Seite (z.B. nach links) oder anteilig zur Seite (z.B. nach links oben) lassen sich größtenteils auch auf die im Folgenden erläuterten Ergebnisse zu den anderen Belastungskonstellationen von Körperhaltung und Aktionskraftausübung (A2 bis C3) übertragen, sodass auf Wiederholungen der grundlegenden Sachverhalte verzichtet wird – wenn auch die jeweiligen Zahlenwerte in der Regel differieren und den gegebenenfalls geringeren zahlenmäßigen Unterschieden bei Wertevergleichen keine biomechanisch überlastungsrelevante Bedeutung zugemessen werden sollte.

Wie die Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-2 für Belastungsfall A1 verdeutlicht, ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen bei dem höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N und Aktionskraftrichtungen mit seitlicher Komponente.

Körperhaltung A2														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)					
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
			in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	0,41	-0,01	0,00	0,42	0,00	0,00	0,45	-0,04	-0,02	0,46	-0,03	-0,04
		... hinten	0,38	-0,04	0,00	0,37	-0,05	0,00	0,55	-0,06	0,05	0,74	-0,10	0,10
		... links	0,83	-0,09	-0,12	1,30	-0,15	-0,23	0,83	-0,09	-0,12	1,30	-0,15	-0,23
		... rechts	0,83	-0,09	0,12	1,30	-0,15	0,23	0,83	-0,09	0,12	1,30	-0,15	0,23
		... oben	0,49	-0,01	0,00	0,69	-0,02	0,00	0,51	-0,02	0,01	0,73	-0,02	0,01
		... unten	0,43	-0,06	0,00	0,46	-0,09	0,00	0,52	-0,07	-0,01	0,64	-0,11	-0,01
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	0,69	-0,08	0,08	1,07	-0,14	0,16	0,81	-0,09	0,12	1,33	-0,17	0,23
		... hinten links	0,69	-0,08	-0,08	1,07	-0,14	-0,16	0,56	-0,06	-0,05	0,81	-0,10	-0,10
		... vorne rechts	0,71	-0,06	0,08	1,03	-0,09	0,16	0,59	-0,04	0,05	0,78	-0,06	0,10
		... vorne links	0,71	-0,06	-0,08	1,03	-0,09	-0,16	0,83	-0,08	-0,12	1,28	-0,13	-0,23
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	0,47	-0,08	0,03	1,06	-0,15	0,16	0,46	-0,07	0,04	0,93	-0,14	0,16
		... rechts oben	0,79	-0,06	0,08	1,30	-0,11	0,16	0,80	-0,06	0,09	1,32	-0,12	0,17
		... links unten	0,47	-0,08	-0,03	1,06	-0,15	-0,16	0,48	-0,09	-0,03	1,18	-0,17	-0,17
		... links oben	0,79	-0,06	-0,08	1,30	-0,11	-0,16	0,78	-0,06	-0,08	1,27	-0,11	-0,16
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	0,41	-0,06	0,00	0,42	-0,09	0,00	0,47	-0,06	0,03	0,52	-0,15	0,04
		... vorne unten	0,43	-0,04	0,00	0,46	-0,05	0,00	0,57	-0,13	-0,01	0,70	-0,19	-0,02
		... hinten oben	0,46	-0,03	0,00	0,64	-0,04	0,00	0,60	-0,05	0,04	0,92	-0,08	0,08
		... vorne oben	0,40	0,00	0,00	0,51	0,01	0,00	0,51	-0,01	-0,03	0,74	-0,02	-0,06
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	... vorne rechts unten	0,49	-0,08	0,03	0,54	-0,10	0,05	0,50	-0,09	0,02	0,56	-0,11	0,04
		... vorne rechts oben	0,67	-0,04	0,07	1,06	-0,07	0,13	0,58	-0,03	0,04	0,87	-0,05	0,08
		... vorne links unten	0,49	-0,08	-0,03	0,54	-0,10	-0,05	0,48	-0,07	-0,03	1,26	-0,16	-0,20
		... vorne links oben	0,67	-0,04	-0,07	1,06	-0,07	-0,13	0,76	-0,05	-0,09	1,25	-0,10	-0,19
	... hinten rechts unten	... hinten rechts unten	0,44	-0,07	0,03	0,92	-0,14	0,13	0,70	-0,09	0,09	1,02	-0,16	0,19
		... hinten rechts oben	0,72	-0,06	0,07	1,16	-0,12	0,13	0,84	-0,08	0,10	1,39	-0,15	0,20
		... hinten links unten	0,44	-0,07	-0,03	0,92	-0,14	-0,13	0,47	-0,09	-0,01	0,50	-0,12	-0,02
		... hinten links oben	0,72	-0,06	-0,07	1,16	-0,12	-0,13	0,60	-0,05	-0,04	0,93	-0,09	-0,07
	Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant): F <sub>D</sub> = 0,39 kN / F <sub>S</sub> = -0,03 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN													
	* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1: F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft													

**Abbildung 3.5.4-3: Lumbalbelastung** – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung A2 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Auch dem Belastungsfall A2 liegt eine sitzende Körperhaltung zugrunde: Der Oberkörper ist etwa 30° nach hinten geneigt, die Beine sind – wie beim rückgelehntem Sitzen üblich – recht weit nach vorn gestreckt. Die Arme sind in den Ellenbogen leicht angewinkelt, wobei Unterarme und Hände horizontal nach vorne weisen. Die skizzierte Körperhaltung lässt zwar die Nutzung einer Rückenlehne vermuten, dennoch wurde zur Selektierung potentieller Überlastungskonstellationen bei der Simulation von fehlender Abstützmöglichkeit ausgegangen, um die maximal auftretende Belastung nicht durch zu günstige Annahmen zu kaschieren.

Die erhobenen Belastungen bei Körperhaltung A2 sind im Vergleich zu A1 insgesamt niedriger: Die Bandscheiben-Druckkräfte variieren bis zu unter 1 kN und die Sagittalscherkräfte bis zu etwa 0,2 kN (vs. 2,5 bzw. 0,4 kN bei A1). Allerdings nehmen die Lateralscherkräfte zum Teil auch marginal höhere Werte bis zu etwa 0,2 kN an (vs. 0,1 kN), was auf die ausgeprägtere Aktivierung der Bauchmuskulatur bei rückgelehntem Rumpf in Körperhaltung A2 im Vergleich zum vorgeneigten Sitzen mit vorrangig druckkraftgenerierender Rückenmuskelaktivierung zurückgeführt wird. Für Belastungsfall A2 ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen bei höchstem Aktionskraftbetrag von 40 N, einer räumlich-diagonalen Aktionskraftichtung nach

hinten rechts oben und einhändiger Kraftausübung, was mit dem vergleichsweise größten Hebelarm der Aktionskraft verbunden ist.

Der dritte Belastungsfall der A-Gruppe bezieht sich auf eine aufrecht sitzende Person mit rechtwinklig gehaltenen Beinen, hängenden Oberarmen und waagrecht nach vorn angeordneten Unterarmen und Händen.

Körperhaltung A3														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig			einhändig (rechts)								
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
			in kN			in kN			in kN			in kN		
3 Raumachsen	hin	... vorne	0,83	-0,25	0,00	0,82	-0,24	0,00	0,96	-0,27	-0,03	1,07	-0,27	-0,07
	und	... hinten	0,86	-0,28	0,00	0,87	-0,30	0,00	0,98	-0,30	0,03	1,12	-0,33	0,07
	her	... links	1,11	-0,30	-0,05	1,37	-0,33	-0,10	1,11	-0,30	-0,05	1,37	-0,33	-0,10
		... rechts	1,11	-0,30	0,05	1,37	-0,33	0,10	1,11	-0,30	0,05	1,37	-0,33	0,10
		... oben	1,03	-0,28	0,00	1,22	-0,30	0,00	1,16	-0,30	0,03	1,47	-0,33	0,07
		... unten	0,66	-0,25	0,00	0,47	-0,24	0,00	0,78	-0,27	-0,03	0,72	-0,27	-0,07
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	1,04	-0,30	0,04	1,24	-0,34	0,07	1,13	-0,31	0,06	1,41	-0,36	0,12
		... hinten links	1,04	-0,30	-0,04	1,24	-0,34	-0,07	0,95	-0,29	-0,01	1,06	-0,31	-0,02
		... vorne rechts	1,02	-0,28	0,04	1,20	-0,30	0,07	0,94	-0,27	0,01	1,03	-0,27	0,02
		... vorne links	1,02	-0,28	-0,04	1,20	-0,30	-0,07	1,11	-0,29	-0,06	1,38	-0,32	-0,12
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	0,90	-0,28	0,04	0,95	-0,30	0,07	0,81	-0,27	0,01	0,78	-0,27	0,02
		... rechts oben	1,16	-0,30	0,04	1,48	-0,34	0,07	1,25	-0,31	0,06	1,66	-0,36	0,12
		... links unten	0,90	-0,28	-0,04	0,95	-0,30	-0,07	0,99	-0,29	-0,06	1,13	-0,32	-0,12
		... links oben	1,16	-0,30	-0,04	1,48	-0,34	-0,07	1,08	-0,29	-0,01	1,31	-0,31	-0,02
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	0,72	-0,27	0,00	0,60	-0,27	0,00	0,72	-0,27	0,00	0,60	-0,27	0,00
		... vorne unten	0,70	-0,25	0,00	0,56	-0,23	0,00	0,88	-0,27	-0,05	0,91	-0,27	-0,09
		... hinten oben	0,99	-0,29	0,00	1,13	-0,31	0,00	1,16	-0,31	0,05	1,48	-0,35	0,09
		... vorne oben	0,97	-0,27	0,00	1,09	-0,27	0,00	0,97	-0,27	0,00	1,09	-0,27	0,00
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	0,88	-0,27	0,03	0,92	-0,27	0,06	0,74	-0,25	-0,01	0,63	-0,24	-0,02	
	... vorne rechts oben	1,10	-0,29	0,03	1,35	-0,31	0,06	1,10	-0,29	0,03	1,35	-0,31	0,06	
	... vorne links unten	0,88	-0,27	-0,03	0,92	-0,27	-0,06	1,02	-0,29	-0,07	1,20	-0,31	-0,13	
	... vorne links oben	1,10	-0,29	-0,03	1,35	-0,31	-0,06	1,10	-0,29	-0,03	1,35	-0,31	-0,06	
	... hinten rechts unten	0,90	-0,29	0,03	0,95	-0,31	0,06	0,90	-0,29	0,03	0,95	-0,31	0,06	
	... hinten rechts oben	1,11	-0,30	0,03	1,38	-0,34	0,06	1,26	-0,32	0,07	1,66	-0,37	0,13	
	... hinten links unten	0,90	-0,29	-0,03	0,95	-0,31	-0,06	0,90	-0,29	-0,03	0,95	-0,31	-0,06	
	... hinten links oben	1,11	-0,30	-0,03	1,38	-0,34	-0,06	0,97	-0,29	0,01	1,10	-0,30	0,02	
Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			F <sub>D</sub> = 0,85 kN / F <sub>S</sub> = -0,27 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN											
* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft											

**Abbildung 3.5.4-4:** Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung A3 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Die erhobenen Belastungen sind niedriger als bei der Sitzhaltung mit Rumpfvorneigen (A1) und höher als bei der Sitzhaltung mit Rumpfrückneigen (A2): Die Bandscheiben-Druckkräfte variieren bis zu unter 2 kN, die Sagittalscherkräfte bis unter 0,4 kN und die Lateralscherkräfte bis etwas über 0,1 kN. Auf Basis der Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-4 für Belastungsfall A3 ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, Aktionskraftrichtungen mit seitlicher Komponente und in der Regel einhändiger Kraftausübung.

Zusammenfassend ergibt sich, dass die erhobenen Bandscheiben-Reaktionskräfte hinsichtlich der drei Komponenten insgesamt vergleichsweise niedrig sind, was einerseits auf die biomechanisch eher günstigen Körperhaltungen mit Sitzen sowie andererseits auf die relativ geringen ausgeübten Aktionskräfte bis 40 N zurückgeführt werden kann. Vorbehaltlich des insgesamt niedrigen

Belastungsniveaus werden nur in ungünstigen Konstellationen wie dem einhändigen Heben schräg nach außen im Sitzen mit Rumpfvorneigen (Belastungsfall A1; s. Abb. 3.5.4-2, 12. Ergebniszeile) oder generell bei Kraftausübungen mit seitlicher Komponente Bandscheiben-Druckkräfte „erkennbar oberhalb“ 2 kN generiert.

#### 3.5.4.2.2 Belastungsfälle B1 bis B3 der LMM KHR '15(E)

Die Belastungsfälle der B-Gruppe repräsentieren Körperhaltungen für eine stehende Person mit paralleler Fuß- bzw. Schrittstellung und aufrecht gehaltenem oder leicht nach vorn geneigtem Rumpf mit hängenden oder verschieden nach vorn gehaltenen Armen. Die erste der dargestellten Körperhaltungen (B1) stellt eine aufrecht stehende Person mit hängenden Armen dar. Die erhobenen Belastungen sind im Vergleich zu dem augenscheinlich recht ähnlichen Belastungsfall A3 – Sitzen mit aufrechtem Rumpf und nach vorn gehaltenen Unterarmen – insgesamt ein wenig geringer, da hängende Arme in der Regel mit kürzeren Hebelarmen der Aktionskraft als vorgestreckte Unterarme verbunden sind; demzufolge ist der Einfluss der „Lastkräfte“ auf die induzierte Lumbalbelastung geringer. Dieser Sachverhalt gilt allerdings nicht bei sagittalen Aktionskräften, da die Kraftübertragung bei hängenden Armen unterhalb der Hüftgelenke und bei der unterstellten Sitzhaltung in etwa Lumbalhöhe erfolgt; daher sind die seitlichen Scherkräfte bei sagittalen Aktionskräften im Stehen etwas größer als im Sitzen (vgl. z.B. Abb. 3.5.4-5 und 3.5.4-2, jeweils 1. Ergebniszeile rechts).

Mit Bezug auf Belastungsfall B1 reichen die Bandscheiben-Druckkräfte bis auf etwas oberhalb 1 kN und die Sagittalscherkräfte bis zu etwa 0,3 kN (vs. 2,5 bzw. 0,4 kN bei A1), die Lateral-scherkräfte sind in gleicher Größenordnung (bis 0,1 kN). Aufgrund der günstigen Körper- und insbesondere Armhaltung werden im Stehen ohne Aktionskraftausübung nur geringe Bandscheiben-Reaktionskräfte bewirkt ( $F_D / F_S / F_L$  bis etwa 0,6 / -0,2 / 0 kN, s. Tabellensockel). Für Belastungsfall A3 ergeben sich auf Basis der Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-4 die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, Aktionskraftrichtungen mit sagittaler Komponente nach vorn und einhändiger Kraftausübung (s. z.B. 1. Ergebniszeile).

Körperhaltung B1														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
			beidhändig						einhändig (rechts)					
Richtung analog zu ...	in Richtung nach ...	Erläuterung	20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
			in kN			in kN			in kN			in kN		
3 Raumachsen	hin	... vorne	0,71	-0,17	0,00	0,81	-0,15	0,00	0,89	-0,19	-0,05	1,17	-0,20	-0,10
	und	... hinten	0,51	-0,20	0,00	0,41	-0,22	0,00	0,69	-0,22	0,05	0,77	-0,27	0,10
	her	... links	0,78	-0,21	-0,03	0,95	-0,23	-0,05	0,78	-0,21	-0,03	0,95	-0,23	-0,05
		... rechts	0,78	-0,21	0,03	0,95	-0,23	0,05	0,78	-0,21	0,03	0,95	-0,23	0,05
		... oben	0,65	-0,19	0,00	0,68	-0,20	0,00	0,75	-0,21	0,03	0,89	-0,23	0,06
		... unten	0,57	-0,17	0,00	0,54	-0,16	0,00	0,68	-0,19	-0,03	0,75	-0,19	-0,06
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	0,66	-0,21	0,02	0,71	-0,24	0,04	0,79	-0,23	0,05	0,97	-0,27	0,10
		... hinten links	0,66	-0,21	-0,02	0,71	-0,24	-0,04	0,55	-0,20	0,02	0,48	-0,21	0,03
		... vorne rechts	0,80	-0,19	0,02	0,99	-0,19	0,04	0,69	-0,17	-0,02	0,76	-0,16	-0,03
		... vorne links	0,80	-0,19	-0,02	0,99	-0,19	-0,04	0,93	-0,20	-0,05	1,25	-0,23	-0,10
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	0,71	-0,19	0,02	0,80	-0,20	0,04	0,63	-0,18	0,00	0,65	-0,18	0,00
		... rechts oben	0,76	-0,21	0,02	0,90	-0,23	0,04	0,83	-0,22	0,04	1,05	-0,25	0,08
		... links unten	0,71	-0,19	-0,02	0,80	-0,20	-0,04	0,78	-0,20	-0,04	0,95	-0,22	-0,08
		... links oben	0,76	-0,21	-0,02	0,90	-0,23	-0,04	0,68	-0,20	0,00	0,75	-0,21	0,00
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	0,51	-0,19	0,00	0,42	-0,19	0,00	0,57	-0,19	0,01	0,52	-0,21	0,03
		... vorne unten	0,65	-0,16	0,00	0,70	-0,14	0,00	0,86	-0,19	-0,05	1,11	-0,20	-0,11
		... hinten oben	0,56	-0,20	0,00	0,52	-0,22	0,00	0,77	-0,23	0,05	0,92	-0,28	0,11
		... vorne oben	0,71	-0,18	0,00	0,80	-0,17	0,00	0,76	-0,18	-0,01	0,91	-0,19	-0,03
8 Raum-diagonalen	schräg im Raum	... vorne rechts unten	0,75	-0,18	0,01	0,88	-0,18	0,03	0,71	-0,18	-0,03	0,82	-0,17	-0,06
		... vorne rechts oben	0,79	-0,19	0,01	0,96	-0,20	0,03	0,74	-0,19	0,00	0,88	-0,19	0,01
		... vorne links unten	0,75	-0,18	-0,01	0,88	-0,18	-0,03	0,91	-0,20	-0,06	1,21	-0,22	-0,12
		... vorne links oben	0,79	-0,19	-0,01	0,96	-0,20	-0,03	0,83	-0,20	-0,03	1,05	-0,21	-0,05
	... hinten rechts unten	0,63	-0,20	0,01	0,65	-0,22	0,03	0,67	-0,21	0,03	0,74	-0,23	0,05	
	... hinten rechts oben	0,67	-0,21	0,01	0,73	-0,24	0,03	0,84	-0,23	0,06	1,06	-0,29	0,12	
	... hinten links unten	0,63	-0,20	-0,01	0,65	-0,22	-0,03	0,59	-0,19	0,00	0,57	-0,21	-0,01	
	... hinten links oben	0,67	-0,21	-0,01	0,73	-0,24	-0,03	0,64	-0,21	0,03	0,67	-0,23	0,06	
	Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			F <sub>D</sub> = 0,61 kN / F <sub>S</sub> = -0,18 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN										
	* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft										

**Abbildung 3.5.4-5: Lumbalbelastung** – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung B1 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Der zweite Belastungsfall der B-Gruppe (B2) bezieht sich auf eine Person, deren Oberkörper leicht nach vorn geneigt ist; die Oberarme hängen dabei senkrecht nach unten und die Unterarme bilden einen rechten Winkel dazu und werden nach vorn waagrecht gehalten.

Insgesamt werden bei Belastungsfall B2 etwas höhere Bandscheiben-Reaktionskräfte als bei B1 (aufrechtes Stehen mit hängenden Armen) angenommen, was auf die Körperhaltung mit einer leichten Rumpfvorneigung und dem Angriffspunkt der Aktionskräfte im frontalen Bewegungsraum zurückgeführt wird. Dadurch ergeben sich in der Regel längere Hebelarme, die wiederum im Allgemeinen zu höheren Belastungen der Wirbelsäule führen (F<sub>D</sub> / F<sub>S</sub> / F<sub>L</sub> bis etwa 2,3 / -0,4 / 0,2 kN für B2 im Vergleich zu 1,2 / -0,3 / 0,1 kN für B1).

Im Gegensatz dazu sind die erhobenen Belastungen im Vergleich zu dem augenscheinlich recht ähnlichen Belastungsfall A1 – Sitzen mit leicht vorgeneigtem Rumpf und nach vorn gehaltenen Ober- und Unterarmen – ein wenig niedriger bezüglich der Bandscheiben-Druckkraft (F<sub>D</sub> bis etwa 2,5 für A1); deutlicher wird dieser Sachverhalt anhand der rein haltungs-induzierten Druckkraft: etwa 0,6 vs. 1,7 kN (siehe Tabellensockel in Abb. 3.5.4-6 für B2 vs. 3.5.4-2 für A1). Wie die Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-6 für Belastungsfall B2 aufzeigt, ergeben

sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, Aktionskraftrichtungen mit vertikaler Komponente nach oben und überwiegend einhändiger Kraftausübung.

Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)					
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
			in kN			in kN			in kN			in kN		
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	1,31	-0,27	0,00	1,31	-0,25	0,00	1,45	-0,29	-0,04	1,60	-0,29	-0,08
		... hinten	1,30	-0,29	0,00	1,29	-0,31	0,00	1,44	-0,31	0,04	1,58	-0,35	0,08
		... links	1,62	-0,32	-0,07	1,95	-0,37	-0,13	1,62	-0,32	-0,07	1,95	-0,37	-0,13
		... rechts	1,62	-0,32	0,07	1,95	-0,37	0,13	1,62	-0,32	0,07	1,95	-0,37	0,13
		... oben	1,49	-0,29	0,00	1,69	-0,31	0,00	1,65	-0,32	0,04	2,00	-0,35	0,08
		... unten	1,11	-0,26	0,00	0,91	-0,25	0,00	1,26	-0,29	-0,04	1,23	-0,29	-0,08
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	1,53	-0,32	0,05	1,75	-0,36	0,09	1,63	-0,33	0,07	1,95	-0,39	0,15
		... hinten links	1,53	-0,32	-0,05	1,75	-0,36	-0,09	1,42	-0,31	-0,02	1,55	-0,33	-0,04
		... vorne rechts	1,53	-0,30	0,05	1,76	-0,32	0,09	1,43	-0,29	0,02	1,56	-0,29	0,04
		... vorne links	1,53	-0,30	-0,05	1,76	-0,32	-0,09	1,63	-0,31	-0,07	1,97	-0,35	-0,15
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	1,39	-0,30	0,05	1,48	-0,32	0,09	1,28	-0,28	0,02	1,26	-0,29	0,03
		... rechts oben	1,67	-0,32	0,05	2,03	-0,36	0,09	1,78	-0,34	0,08	2,25	-0,39	0,15
		... links unten	1,39	-0,30	-0,05	1,48	-0,32	-0,09	1,50	-0,31	-0,08	1,70	-0,35	-0,15
		... links oben	1,67	-0,32	-0,05	2,03	-0,36	-0,09	1,56	-0,31	-0,02	1,81	-0,33	-0,03
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	1,16	-0,28	0,00	1,02	-0,28	0,00	1,17	-0,28	0,00	1,04	-0,28	0,00
		... vorne unten	1,17	-0,26	0,00	1,03	-0,24	0,00	1,38	-0,29	-0,06	1,46	-0,30	-0,11
		... hinten oben	1,43	-0,30	0,00	1,57	-0,32	0,00	1,65	-0,33	0,06	1,99	-0,38	0,11
		... vorne oben	1,44	-0,28	0,00	1,58	-0,28	0,00	1,45	-0,28	0,00	1,60	-0,28	0,00
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	1,38	-0,29	0,04	1,46	-0,30	0,08	1,21	-0,26	-0,01	1,11	-0,25	-0,02	
	... vorne rechts oben	1,60	-0,31	0,04	1,53	-0,28	0,00	1,61	-0,31	0,04	1,92	-0,33	0,08	
	... vorne links unten	1,38	-0,29	-0,04	1,46	-0,30	-0,08	1,55	-0,31	-0,08	1,80	-0,34	-0,17	
	... vorne links oben	1,60	-0,31	-0,04	1,53	-0,28	0,00	1,59	-0,30	-0,04	1,89	-0,33	-0,07	
	... hinten rechts unten	1,37	-0,30	0,04	1,44	-0,33	0,08	1,37	-0,30	0,04	1,43	-0,33	0,07	
	... hinten rechts oben	1,60	-0,32	0,04	1,89	-0,36	0,08	1,77	-0,34	0,08	2,24	-0,41	0,17	
	... hinten links unten	1,37	-0,30	-0,04	1,44	-0,33	-0,08	1,38	-0,30	-0,04	1,46	-0,33	-0,08	
	... hinten links oben	1,60	-0,32	-0,04	1,89	-0,36	-0,08	1,42	-0,30	0,01	1,55	-0,32	0,02	
Sonderfall <u>keine</u> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			F <sub>D</sub> = 1,30 kN / F <sub>S</sub> = -0,28 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN											
* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft											

**Abbildung 3.5.4-6:** Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung B2 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Beim dritten Belastungsfall der B-Gruppe (B3) ist eine Person mit aufrechtem Oberkörper gezeigt, sie nimmt eine leichte Schrittstellung ein, die Oberarme hängen fast senkrecht und die Unterarme sind weit, jedoch nicht bis zur Horizontalen nach vorn angehoben. Aufgrund dieser Haltungsausprägung ähnelt sie bezüglich der bewirkten Wirbelsäulenbelastung am ehesten der Körperhaltung zu Belastungsfall A3 – Sitzen mit aufrechtem Rumpf und nach vorn gehaltenen Unterarmen –, wenn von einer eventuellen, hier aufgrund der Körperhaltungsskizzen nicht erkennbaren und deshalb nicht unterstellten Kyphosierung im Lumbalbereich beim Sitzen abgesehen wird. Die erhobenen Belastungen für Belastungsfall B3 variieren wie folgt: Bandscheiben-Druckkräfte bis etwa 1,7 kN, Sagittalscherkräfte bis etwa -0,3 kN und Lateralscherkräfte an der Bezugsbandscheibe bis etwa 0,2 kN (zum Vergleich: F<sub>D</sub> / F<sub>S</sub> / F<sub>L</sub> bis etwa 1,7 / -0,4 / 0,1 kN für A3).

Körperhaltung B3														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig			einhändig (rechts)								
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			Fd*	Fs	FL	Fd	Fs	FL	Fd	Fs	FL	Fd	Fs	FL
			in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	0,75	-0,17	0,00	0,75	-0,15	0,00	0,93	-0,19	-0,05	1,12	-0,20	-0,10
		... hinten	0,74	-0,20	0,00	0,74	-0,22	0,00	0,92	-0,22	0,05	1,10	-0,27	0,10
		... links	1,10	-0,23	-0,07	1,45	-0,28	-0,15	1,10	-0,23	-0,07	1,45	-0,28	-0,15
		... rechts	1,10	-0,23	0,07	1,45	-0,28	0,15	1,10	-0,23	0,07	1,45	-0,28	0,15
		... oben	0,91	-0,19	0,00	1,08	-0,20	0,00	1,02	-0,21	0,03	1,29	-0,23	0,06
		... unten	0,58	-0,17	0,00	0,41	-0,16	0,00	0,68	-0,19	-0,03	0,62	-0,19	-0,06
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	0,99	-0,23	0,05	1,24	-0,27	0,10	1,12	-0,25	0,09	1,49	-0,31	0,17
		... hinten links	0,99	-0,23	-0,05	1,24	-0,27	-0,10	0,86	-0,21	-0,02	0,98	-0,24	-0,04
		... vorne rechts	1,00	-0,20	0,05	1,25	-0,23	0,10	0,87	-0,19	0,02	1,00	-0,19	0,04
		... vorne links	1,00	-0,20	-0,05	1,25	-0,23	-0,10	1,13	-0,22	-0,09	1,51	-0,26	-0,17
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	0,88	-0,21	0,05	1,01	-0,24	0,10	0,80	-0,20	0,03	0,86	-0,22	0,06
		... rechts oben	1,11	-0,22	0,05	1,48	-0,26	0,10	1,19	-0,23	0,07	1,63	-0,28	0,14
		... links unten	0,88	-0,21	-0,05	1,01	-0,24	-0,10	0,95	-0,22	-0,07	1,16	-0,26	-0,14
		... links oben	1,11	-0,22	-0,05	1,48	-0,26	-0,10	1,04	-0,21	-0,03	1,33	-0,24	-0,06
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	0,62	-0,19	0,00	0,50	-0,19	0,00	0,68	-0,19	0,01	0,61	-0,21	0,03
		... vorne unten	0,63	-0,16	0,00	0,52	-0,14	0,00	0,83	-0,19	-0,05	0,92	-0,20	-0,11
		... hinten oben	0,86	-0,20	0,00	0,97	-0,22	0,00	1,06	-0,23	0,05	1,38	-0,28	0,11
		... vorne oben	0,87	-0,18	0,00	0,99	-0,17	0,00	0,92	-0,18	-0,01	1,09	-0,19	-0,03
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	0,86	-0,19	0,04	0,97	-0,21	0,09	0,69	-0,17	0,00	0,64	-0,16	0,00	
	... vorne rechts oben	1,05	-0,21	0,04	1,35	-0,23	0,09	1,01	-0,20	0,03	1,27	-0,22	0,06	
	... vorne links unten	0,86	-0,19	-0,04	0,97	-0,21	-0,09	1,02	-0,22	-0,09	1,30	-0,25	-0,17	
	... vorne links oben	1,05	-0,21	-0,04	1,35	-0,23	-0,09	1,09	-0,21	-0,05	1,44	-0,24	-0,11	
	... hinten rechts unten	0,85	-0,21	0,04	0,95	-0,25	0,09	0,89	-0,22	0,05	1,04	-0,26	0,11	
	... hinten rechts oben	1,04	-0,23	0,04	1,34	-0,27	0,09	1,21	-0,25	0,09	1,67	-0,31	0,17	
	... hinten links unten	0,85	-0,21	-0,04	0,95	-0,25	-0,09	0,81	-0,21	-0,03	0,87	-0,23	-0,06	
	... hinten links oben	1,04	-0,23	-0,04	1,34	-0,27	-0,09	0,88	-0,20	0,00	1,01	-0,22	0,00	
Sonderfall <i>keine Hand-Aktionskraft</i> (0 N: Richtung irrelevant): Fd = 0,75 kN / Fs = -0,18 kN / FL = 0 kN														
* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1: Fd ... Druckkraft / Fs ... Sagittalscherkraft / FL ... Lateralscherkraft														

**Abbildung 3.5.4-7: Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung B3 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft**

Auf Basis der Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-7 für Belastungsfall B3 ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, Aktionskraftrichtungen mit seitlicher Komponente und, einhändige Kraftausübung rechts und nach rechts vorausgesetzt, überlagerter Hebekomponente nach oben.

### 3.5.4.2.3 Belastungsfälle C1 bis C3 der LMM KHR '15(E)

Der Belastungsfall C1 basiert auf einer Körperhaltung ähnlich wie bei Belastungsfall A1 (s.a. Abb. 3.5.4-1): Eine Person sitzt vorgebeugt wie an einem Schreibtisch (A1) bzw. hier bei Fall C1 mit etwas weniger Vorneigung vor einem mutmaßlich auf einem Tisch stehenden Mikroskop; zudem unterscheidet sich die Körperhaltung hinsichtlich der Armstellung, die bei Fall C1 eine stärkere Beugung in den Ellenbogengelenken und insbesondere nach oben gehaltene Unterarme aufweist, sodass sich die Greifpunkte erkennbar höher und dichter am Oberkörper befinden. Dadurch ergeben sich auch mit Bezug auf die resultierende Wirbelsäulenbelastungen Unterschiede: Bei Belastungsfall C1 werden insgesamt niedrigere Reaktionskräfte an der Bezugsbandscheibe bewirkt, und die Maximalwerte werden bei anderen Aktionskraftrichtungen

gen erreicht. Jeweils einhändige Kraftausübung mit rechtem Arm unterstellt, ist die Bandscheiben-Druckkraft bei Fall C1 bei sagittalen Hebekräften schräg nach hinten oben maximal ( $F_D = 2,0$  kN; s. Abb. 3.5.4-8, Richtung „in Sagittalebene“, dort 3. Zeile), während bei Fall A1 die Druckkraft bei seitlichen Hebekräften schräg nach oben rechts maximal wird ( $F_D = 2,5$  kN; s. Abb. 3.5.4-2, Richtung „in Frontalebene“, dort 2. Zeile).

Körperhaltung C1														
Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)					
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>
in kN			in kN			in kN			in kN			in kN		
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	1,28	-0,32	0,00	1,20	-0,31	0,00	1,36	-0,33	-0,02	1,37	-0,33	-0,05
		... hinten	1,44	-0,34	0,00	1,51	-0,35	0,00	1,52	-0,35	0,02	1,69	-0,37	0,05
		... links	1,36	-0,33	0,02	1,36	-0,33	0,04	1,36	-0,33	0,02	1,36	-0,33	0,04
		... rechts	1,36	-0,33	-0,02	1,36	-0,33	-0,04	1,36	-0,33	-0,02	1,36	-0,33	-0,04
		... oben	1,53	-0,35	0,00	1,70	-0,37	0,00	1,67	-0,37	0,04	1,99	-0,40	0,08
		... unten	1,18	-0,31	0,00	1,01	-0,30	0,00	1,33	-0,33	-0,04	1,30	-0,34	-0,08
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	1,41	-0,34	-0,01	1,47	-0,35	-0,03	1,47	-0,35	0,00	1,59	-0,36	0,00
		... hinten links	1,41	-0,34	0,01	1,47	-0,35	0,03	1,47	-0,35	0,03	1,59	-0,36	0,06
		... vorne rechts	1,30	-0,32	-0,01	1,24	-0,32	-0,03	1,36	-0,33	-0,03	1,37	-0,33	-0,06
		... vorne links	1,30	-0,32	0,01	1,24	-0,32	0,03	1,36	-0,33	0,00	1,37	-0,33	0,00
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	1,23	-0,32	-0,01	1,11	-0,31	-0,03	1,34	-0,33	-0,04	1,32	-0,33	-0,08
		... rechts oben	1,48	-0,34	-0,01	1,60	-0,36	-0,03	1,58	-0,36	0,01	1,81	-0,38	0,03
		... links unten	1,23	-0,32	0,01	1,11	-0,31	0,03	1,34	-0,33	-0,01	1,32	-0,33	-0,03
		... links oben	1,48	-0,34	0,01	1,60	-0,36	0,03	1,58	-0,36	0,04	1,81	-0,38	0,08
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	1,29	-0,33	0,00	1,22	-0,32	0,00	1,33	-0,33	-0,01	1,31	-0,33	-0,02
		... vorne unten	1,18	-0,31	0,00	1,00	-0,29	0,00	1,34	-0,33	-0,04	1,33	-0,34	-0,09
		... hinten oben	1,53	-0,35	0,00	1,71	-0,37	0,00	1,70	-0,37	0,04	2,04	-0,41	0,09
		... vorne oben	1,42	-0,34	0,00	1,49	-0,34	0,00	1,46	-0,34	0,01	1,57	-0,35	0,02
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	1,21	-0,32	-0,01	1,07	-0,30	-0,02	1,35	-0,33	-0,05	1,33	-0,34	-0,09	
	... vorne rechts oben	1,41	-0,34	-0,01	1,46	-0,34	-0,02	1,44	-0,34	0,00	1,53	-0,35	-0,01	
	... vorne links unten	1,21	-0,32	0,01	1,07	-0,30	0,02	1,34	-0,33	-0,02	1,33	-0,34	-0,05	
	... vorne links oben	1,41	-0,34	0,01	1,46	-0,34	0,02	1,44	-0,34	0,02	1,53	-0,35	0,04	
	... hinten rechts unten	1,30	-0,33	-0,01	1,25	-0,32	-0,02	1,34	-0,33	-0,02	1,32	-0,33	-0,04	
	... hinten rechts oben	1,50	-0,35	-0,01	1,65	-0,36	-0,02	1,64	-0,37	0,02	1,92	-0,40	0,05	
	... hinten links unten	1,30	-0,33	0,01	1,25	-0,32	0,02	1,34	-0,33	0,00	1,32	-0,33	0,01	
	... hinten links oben	1,50	-0,35	0,01	1,65	-0,36	0,02	1,64	-0,37	0,05	1,92	-0,40	0,09	

Sonderfall keine Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):  $F_D = 1,36$  kN /  $F_S = -0,33$  kN /  $F_L = 0$  kN  
 \* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:  $F_D$  ... Druckkraft /  $F_S$  ... Sagittalscherkraft /  $F_L$  ... Lateralscherkraft

**Abbildung 3.5.4-8:** Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung C1 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Wie die Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-8 für Belastungsfall C1 insgesamt verdeutlicht, ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, bei Aktionskrafttrichtungen mit vertikaler Komponente nach oben und einhändiger Kraftausübung.

Wie Abbildung 3.5.4-1 zeigt, repräsentieren die beiden letzten der aufgeführten charakteristischen Körperhaltungen eine stehende Person mit ausgeprägter Rumpfvorneigung. Dabei weist die als Belastungsfall C2 bezeichnete Körperhaltung einen um etwa 90° nach vorne geneigten Rumpf auf, die Oberarme sind dabei um etwa 45° nach hinten und die Unterarme mit 45° nach vorne gehalten, so dass die Ellenbogen ungefähr einen rechten Winkel bilden und

sich die Greifpunkte in erster Näherung unterhalb der Schultergelenke befinden. Diese Körperhaltung führt zu vergleichsweise hohen Beugemomenten nach vorn, sodass sich für die haltungsbedingte Belastung ein relativ hoher Druckkraftwert von etwa 1,7 kN ergibt (s. Tabellensockel). Insgesamt zeigt die Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-9 für diesen Belastungsfall C2 eines Bückens, dass sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, bei Aktionskraftrichtungen mit vertikaler Komponente nach außen oben und einhändiger Kraftausübung ergeben, d.h. wenn die Aktionskraft einen großen Hebelarm zur Bezugsbandscheibe aufweist und hohe Seitbeuge- und Torsionsmomente bewirkt werden (s. Abb. 3.5.4-9:  $F_D = 2,5$  kN, Richtung „in Frontalebene nach rechts oben“, sowie  $F_D = 2,6$  kN, Richtung in einer der „8 Raumdiagonalen nach vorne rechts oben“).

Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag											
Richtung analog zu ...	in Richtung nach ... <i>Erläuterung</i>	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)					
			20 N			40 N			20 N			40 N		
			$F_D^*$	$F_S$	$F_L$	$F_D$	$F_S$	$F_L$	$F_D$	$F_S$	$F_L$	$F_D$	$F_S$	$F_L$
			in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	in kN	
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	1,85	-0,37	0,00	2,01	-0,37	0,00	1,93	-0,38	0,02	2,17	-0,40	0,04
		... hinten	1,53	-0,35	0,00	1,37	-0,34	0,00	1,61	-0,36	-0,02	1,53	-0,37	-0,04
		... links	1,92	-0,39	-0,04	2,14	-0,42	-0,08	1,92	-0,39	-0,04	2,14	-0,42	-0,08
		... rechts	1,92	-0,39	0,04	2,14	-0,42	0,08	1,92	-0,39	0,04	2,14	-0,42	0,08
		... oben	1,83	-0,38	0,00	1,95	-0,39	0,00	2,03	-0,41	0,05	2,35	-0,45	0,11
		... unten	1,56	-0,34	0,00	1,42	-0,32	0,00	1,75	-0,37	-0,05	1,82	-0,38	-0,11
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	1,74	-0,38	0,03	1,78	-0,39	0,06	1,68	-0,37	0,01	1,67	-0,38	0,03
		... hinten links	1,74	-0,38	-0,03	1,78	-0,39	-0,06	1,79	-0,38	-0,04	1,90	-0,41	-0,09
		... vorne rechts	1,97	-0,39	0,03	2,24	-0,41	0,06	2,02	-0,39	0,04	2,35	-0,43	0,09
		... vorne links	1,97	-0,39	-0,03	2,24	-0,41	-0,06	1,91	-0,38	-0,01	2,13	-0,40	-0,03
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	1,76	-0,37	0,03	1,82	-0,38	0,06	1,61	-0,35	-0,01	1,54	-0,34	-0,02
		... rechts oben	1,95	-0,39	0,03	2,20	-0,43	0,06	2,09	-0,41	0,07	2,48	-0,47	0,13
		... links unten	1,76	-0,37	-0,03	1,82	-0,38	-0,06	1,90	-0,39	-0,07	2,10	-0,42	-0,13
		... links oben	1,95	-0,39	-0,03	2,20	-0,43	-0,06	1,81	-0,37	0,01	1,92	-0,39	0,02
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	1,48	-0,34	0,00	1,27	-0,32	0,00	1,68	-0,37	-0,05	1,66	-0,38	-0,11
		... vorne unten	1,71	-0,35	0,00	1,73	-0,34	0,00	1,79	-0,36	-0,02	1,90	-0,37	-0,04
		... hinten oben	1,67	-0,37	0,00	1,65	-0,37	0,00	1,76	-0,38	0,02	1,82	-0,40	0,04
		... vorne oben	1,90	-0,38	0,00	2,10	-0,39	0,00	2,10	-0,40	0,05	2,49	-0,45	0,11
8 Raumdiagonalen	... vorne rechts unten	1,84	-0,37	0,02	1,98	-0,38	0,05	1,77	-0,36	0,01	1,85	-0,36	0,01	
	... vorne rechts oben	1,99	-0,39	0,02	2,29	-0,42	0,05	2,16	-0,41	0,07	2,61	-0,47	0,13	
	... vorne links unten	1,84	-0,37	-0,02	1,98	-0,38	-0,05	1,91	-0,38	-0,04	2,12	-0,40	-0,08	
	... vorne links oben	1,99	-0,39	-0,02	2,29	-0,42	-0,05	1,89	-0,38	0,02	2,09	-0,40	0,04	
	... hinten rechts unten	1,65	-0,36	0,02	1,61	-0,37	0,05	1,55	-0,35	-0,02	1,41	-0,34	-0,04	
	... hinten rechts oben	1,81	-0,38	0,02	1,92	-0,41	0,05	1,88	-0,39	0,04	2,06	-0,43	0,08	
	... hinten links unten	1,65	-0,36	-0,02	1,61	-0,37	-0,05	1,81	-0,38	-0,07	1,93	-0,41	-0,13	
	... hinten links oben	1,81	-0,38	-0,02	1,92	-0,41	-0,05	1,74	-0,37	-0,01	1,79	-0,39	-0,01	
Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			$F_D = 1,69$ kN / $F_S = -0,36$ kN / $F_L = 0$ kN											
* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			$F_D$ ... Druckkraft / $F_S$ ... Sagittalscherkraft / $F_L$ ... Lateralscherkraft											

**Abbildung 3.5.4-9:** Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung C2 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Belastungsfall C3 repräsentiert eine stehende Person mit einer Rumpfvorneigung von etwa 45°, dabei sind die Ober- und Unterarme nach vorn um etwa 45° angehoben. Aufgrund dieser Körperhaltung sind die Greifpunkte bzw. Übertragungspunkte der Aktionskräfte vergleichsweise weit vorn positioniert, woraus für zahlreiche Aktionskraftrichtungen große Hebelarme zur Bezugsbandscheibe resultieren; dies drückt sich beispielsweise in einem hohen Druck-

kraftwert von etwa 2 kN für allein den haltungsspezifischen Anteil der Belastung ohne Aktionskraftausübung aus – dem höchsten innerhalb der in diesem Kapitel analysierten 9er-Gruppe von Körperhaltungen (s. Tabellensockel). Auf Basis der Ergebnisdarstellung in Abbildung 3.5.4-10 für Belastungsfall C3 ergeben sich die höchsten Lumbalbelastungen beim höchsten Aktionskraftbetrag von 40 N, bei Aktionskraftrichtungen mit vertikaler Komponente nach oben und einhändiger Kraftausübung. Allerdings sind die Bandscheiben-Druckkräfte aufgrund des großen sagittalen Hebelarms – im Vergleich zum seitlichen – bei beidhändig jeweils gleicher Kraftausübung nur geringfügig geringer.

Hand-Aktionskraft: Richtung			Hand-Aktionskraft: Betrag												
Richtung analog zu ...	Erläuterung	in Richtung nach ...	beidhändig						einhändig (rechts)						
			20 N			40 N			20 N			40 N			
			F <sub>D</sub> *	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	F <sub>D</sub>	F <sub>S</sub>	F <sub>L</sub>	
in kN			in kN			in kN			in kN			in kN			
3 Raumachsen	hin und her	... vorne	2,06	-0,36	0,00	2,14	-0,36	0,00	2,12	-0,37	-0,02	2,27	-0,38	-0,03	
		... hinten	1,88	-0,38	0,00	1,79	-0,38	0,00	1,94	-0,39	0,02	1,92	-0,40	0,03	
		... links	2,37	-0,43	-0,09	2,78	-0,48	-0,18	2,37	-0,43	-0,09	2,78	-0,48	-0,18	
		... rechts	2,37	-0,43	0,09	2,78	-0,48	0,18	2,37	-0,43	0,09	2,78	-0,48	0,18	
		... oben	2,23	-0,39	0,00	2,50	-0,41	0,00	2,43	-0,42	0,05	2,90	-0,46	0,11	
		... unten	1,70	-0,35	0,00	1,44	-0,33	0,00	1,91	-0,38	-0,05	1,84	-0,39	-0,11	
je 4 Flächen-diagonalen	in <b>Horizontal-</b> ebene	... hinten rechts	2,19	-0,41	0,06	2,42	-0,46	0,12	2,24	-0,42	0,07	2,51	-0,47	0,15	
		... hinten links	2,19	-0,41	-0,06	2,42	-0,46	-0,12	2,15	-0,41	-0,05	2,33	-0,44	-0,10	
		... vorne rechts	2,32	-0,41	0,06	2,67	-0,44	0,12	2,27	-0,40	0,05	2,58	-0,43	0,10	
		... vorne links	2,32	-0,41	-0,06	2,67	-0,44	-0,12	2,36	-0,41	-0,07	2,76	-0,45	-0,15	
	in <b>Frontal-</b> ebene	... rechts unten	2,07	-0,40	0,06	2,17	-0,42	0,12	1,92	-0,38	0,02	1,88	-0,38	0,05	
		... rechts oben	2,44	-0,42	0,06	2,91	-0,48	0,12	2,58	-0,44	0,10	3,20	-0,51	0,20	
		... links unten	2,07	-0,40	-0,06	2,17	-0,42	-0,12	2,21	-0,42	-0,10	2,45	-0,46	-0,20	
		... links oben	2,44	-0,42	-0,06	2,91	-0,48	-0,12	2,30	-0,40	-0,02	2,63	-0,44	-0,05	
	in <b>Sagittal-</b> ebene	... hinten unten	1,72	-0,36	0,00	1,47	-0,35	0,00	1,82	-0,37	-0,03	1,67	-0,38	-0,05	
		... vorne unten	1,84	-0,35	0,00	1,72	-0,34	0,00	2,03	-0,38	-0,05	2,10	-0,39	-0,10	
		... hinten oben	2,09	-0,39	0,00	2,22	-0,41	0,00	2,28	-0,41	0,05	2,59	-0,46	0,10	
		... vorne oben	2,22	-0,38	0,00	2,47	-0,39	0,00	2,32	-0,39	0,03	2,66	-0,42	0,05	
8 Raum-diagonalen	... vorne rechts unten	2,10	-0,39	0,05	2,23	-0,41	0,10	1,95	-0,37	0,01	1,92	-0,36	0,02		
	... vorne rechts oben	2,41	-0,41	0,05	2,84	-0,45	0,10	2,49	-0,42	0,07	3,00	-0,47	0,14		
	... vorne links unten	2,10	-0,39	-0,05	2,23	-0,41	-0,10	2,25	-0,41	-0,09	2,54	-0,45	-0,18		
	... vorne links oben	2,41	-0,41	-0,05	2,84	-0,45	-0,10	2,33	-0,40	-0,03	2,68	-0,43	-0,06		
	... hinten rechts unten	2,00	-0,39	0,05	2,03	-0,42	0,10	1,92	-0,38	0,03	1,87	-0,40	0,06		
	... hinten rechts oben	2,30	-0,42	0,05	2,64	-0,46	0,10	2,46	-0,44	0,09	2,95	-0,51	0,18		
	... hinten links unten	2,00	-0,39	-0,05	2,03	-0,42	-0,10	2,08	-0,41	-0,07	2,19	-0,44	-0,14		
	... hinten links oben	2,30	-0,42	-0,05	2,64	-0,46	-0,10	2,15	-0,40	-0,01	2,33	-0,42	-0,02		
	Sonderfall <i>keine</i> Hand-Aktionskraft (0 N: Richtung irrelevant):			F <sub>D</sub> = 1,97 kN / F <sub>S</sub> = -0,37 kN / F <sub>L</sub> = 0 kN											
	* Bandscheiben-Reaktionskräfte an L5-S1:			F <sub>D</sub> ... Druckkraft / F <sub>S</sub> ... Sagittalscherkraft / F <sub>L</sub> ... Lateralscherkraft											

**Abbildung 3.5.4-10:** Lumbalbelastung – gekennzeichnet anhand der Komponenten der Reaktionskraft an der lumbosakralen Bandscheibe (Druck-, Sagittalscher-, Lateralscherkraft an L5-S1) – für die Körperhaltung C3 der LMM KHR '15(E) bei allenfalls geringfügiger beid- oder einhändiger Kraftausübung (bis 40 N) in Abhängigkeit verschiedener Richtungen der Hand-Aktionskraft

Insgesamt weisen die erhobenen Lumbalbelastungen zu Belastungsfall C3 mit Druckkraftwerten bis allenfalls 3,2 kN, Sagittalscherkräften bis 0,5 kN und Lateralscherkräften bis 0,2 kN die höchsten Werte mit Bezug auf die untersuchte 9er Gruppe auf; allerdings sind sie eher gering im Vergleich zu denen beim Handhaben von Lasten oder Ausüben von Ganzkörperkräften. Dies lässt sich im Wesentlichen auf die betragsmäßig geringen Aktionskräfte zurückführen, die ansatzgemäß allenfalls 40 N betragen. Anhand der „Basisbelastungen“, d.h. derjenigen allein aufgrund der eingenommenen Haltung, ohne eine Kraft an die Arbeitsumgebung abzugeben, lassen sich die in der Leitmerkmalmethode vorgesehenen charakteristischen Körperhaltungen drei Gruppen zuordnen:

[a] Haltungen mit deutlicher Rumpfvorneigung, ggf. begleitet von einem Heben der Arme nach vorn, sind mit vergleichsweise hoher Lumbalbelastung verbunden (A1, B2, C1-C3);

[b] Haltungen ohne Rumpfvor- oder -rückneigung, ggf. begleitet von einem Heben der (Unter-)Arme nach vorn, sind mit eher geringer Lumbalbelastung verbunden (B1, B3, A3);

[c] die Haltung mit Rumpfrückneigung, obwohl begleitet von einem Heben der Arme recht weit nach vorn, ist mit der eindeutig niedrigsten Lumbalbelastung verbunden (A2).

#### 3.5.4.3 Bewertung der erhobenen Lumbalbelastungen

Zur Bewertung der erhobenen Belastungen hinsichtlich potentieller lumbal-biomechanischer Überlastungen werden wie zuvor die Empfehlungen zu maximalen Druck- und Scherkräften an lumbalen Wirbelkörpern und Bandscheiben verwendet: die altersabhängigen geschlechtsspezifischen *Revidierten Dortmunder Richtwerte* bzw. die häufigkeitsabhängigen Gallagher-Marras-Richtwerte bezüglich Scherung (0,7 und 1,0 kN für bis zu 1000 bzw. 100 Krafftälle pro Tag).

Wie insbesondere in Kapitel 3.2 dargestellt, gehen die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* davon aus, dass die Belastbarkeit der Wirbelsäule hinsichtlich Druckkräften auf die lumbalen Wirbelsäulenelemente mit zunehmenden Alter geringer wird; zudem wird davon ausgegangen, dass bei Frauen gleichen Alters wie Männer ein höheres biomechanisches Überlastungsrisiko für die gleiche Kompressionsbelastung vorliegt. In diesem Kapitel werden nicht die Richtwerte für 40-Jährige wie bei Lastenhandhabungsbewertungen als Kriterium gewählt (s. Kap. 3.5.1 bis 3.5.3), sondern der geringste aus dem Spektrum der *Revidierten Dortmunder Richtwerte*: 1,8 kN, der für Frauen ab 60 Jahren als überlastungsindizierendes Kriterium empfohlen wird. Diese Vorgehensweise leitet sich daraus her, dass hier nicht beispielsweise Lastenhandhabungen analysiert werden sollen, die eine gewisse körperliche Leistungsfähigkeit und skelettale Belastbarkeit der Ausführenden bedingen. Stattdessen sollen mutmaßlich niedriger belastende Körperhaltungen – wenn sie nicht allzu häufig oder langandauernd eingenommen werden – bewertet werden, bei denen ansatzgemäß geringe Hand-Aktionskräfte ausgeübt werden (allenfalls bis 40 N). Daher sollten die hier zu beurteilenden Tätigkeiten möglichst von allen Personen bzw. von möglichst vielen Personen mit einem begrenzten lumbal-biomechanischen Überlastungsrisiko durchgeführt werden können.

##### 3.5.4.3.1 Bandscheiben-Druckkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Am Ende von Kapitel 3.5.4.2 wurden die diesem LMM-Entwurf zugrundeliegenden charakteristischen Körperhaltungen hinsichtlich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung bei fehlender Aktionskraft drei Gruppen zugeordnet: Körperhaltungen mit vergleichsweise hoher, mit geringer bzw. sehr geringer Belastung. Diese Kategorisierung lässt sich auch auf die Belastungsfälle übertragen, wenn Aktionskräfte bis 40 N mit „frei wählbarer Richtung“ – entsprechend den 26 vorgesehenen – ausgeübt werden:

Die Körperhaltungen, die von einem aufrechten oder rückgelehnten Rumpf gekennzeichnet sind (A2 und A3 sowie B1 und B3), führen für keine der vorgesehenen Aktionskraftrichtungen zu Bandscheiben-Druckkräften oberhalb des hier gewählten Richtwerts von 1,8 kN. Im Gegensatz dazu führen die Körperhaltungen, die mit einem deutlichen Rumpfvorneigen geprägt sind (A1 und B2 sowie C1 bis C3), in einigen oder sogar mehreren Richtungskonstellationen zu teilweise deutlichen Überschreitungen des angesetzten Kriteriums. Die wesentlichen, da zu den höchsten Belastungen führenden und somit „überlastungsinduzierenden“ Richtungen sind in den oben dargestellten Ergebnisbeschreibungen spezifiziert (s. Kap. 3.5.4.2.1 bis

3.5.4.2.3); gegebenenfalls sind sie nicht vollständig aufgeführt, sodass dazu bei Bedarf auf die Ergebnistabellen verwiesen wird.

Wird anstatt des vergleichsweise rigiden Kriteriums „niedrigster Richtwert“ – gleichbedeutend mit Belastungen, die für alle Personen ohne diesbezügliche Leistungsminderung empfohlen werden können – der Richtwert für 50-jährige oder jüngere Frauen angewendet (2,4 kN), wird dieses liberalere Kriterium in nur noch wenigen Konstellationen von Körperhaltung und Aktionskräften überschritten: beim Sitzen vorgebeugt mit relativ weit nach vorn gehaltenen Armen (A1) sowie beim Stehen mit sehr ausgeprägter bzw. ausgeprägter Rumpfbeugehaltung (C2 und C3), fast ausnahmslos für Aktionskräfte mit Hebekomponente „nach oben“. Bei ersterer Belastungskonfiguration – Sitzen mit Armen nach vorn – sollte jedoch berücksichtigt werden, dass ein belastungsreduzierendes Ablegen der Arme auf Stuhllehne oder der Hände auf dem Arbeitstisch in diesen Simulationen nicht eingegangen ist; in realen Fällen ist diese Gestaltungsmaßnahme üblich, sodass von einem Nichtüberschreiten des Kriterium ausgegangen werden kann.

Wird der nochmals liberalere Richtwert für Männer bis zu 50 Jahren (3,1 kN) angewendet, findet sich nur eine einzige Konstellation von Haltung und Aktionskraft mit Richtwertüberschreitung: beim Stehen mit ausgeprägtem Vorneigen und ausgeprägtem Anheben der Arme nach vorn (C3) für die nach außen oben gerichtete Aktionskraft bei einhändiger Ausführung (s. Abb. 3.5.4-10, Richtung in Frontalebene nach rechts oben, 40 N einhändig:  $F_D = 3,2$  kN).

#### 3.5.4.3.2 Bandscheiben-Scherkräfte – Bewertung hinsichtlich Überlastungsrisiko

Für keine der hier untersuchten Körperhaltungen wurden bei Ausführung von Aktionskräften bis 40 N in keiner der zugrundegelegten Aktionskraftrichtungen die Richtwerte zu maximalen Scherkräften nach Gallagher u. Marras (2012) überschritten. Dies gilt sowohl für die sagittale als auch für die laterale Komponente sowie insbesondere auch für deren Überlagerung.

#### 3.5.4.4 Zusammenfassende Evaluierung des Screening-Werkzeugs

Insgesamt zeigen die Zusammenhänge zwischen der Haltungswichtung des Screening-Werkzeug-Entwurfs und den mittels Modellrechnungen erhobenen Reaktionskräften an der Lendenwirbelsäule eine erkennbare Entsprechung; die folgende Listung bezieht sich im Wesentlichen auf die induzierten Bandscheiben-Druckkräfte, da sie Scherkräfte durchgehend als nicht-überlastungsgenerierend und eher unkritisch bewertet werden:

- Ausgewählte Belastungssituationen mit der niedrigsten Haltungswichtung (A2 und A3: Sitzen rückgelehnt oder aufrecht) sind mit vergleichsweise niedrigen Bandscheiben-Druckkräften verbunden; die Belastungswerte wären geringer, wenn ein im Berufsalltag übliches Abstützen der Arme oder Hände über Armlehnen oder Arbeitstisch vorläge – dieser Aspekt wurde in den Simulationen nicht berücksichtigt.
- Ausgewählte Belastungssituationen mit der höchsten Haltungswichtung (C2 und C3: Stehen mit starkem Rumpfvorneigen) sind mit vergleichsweise hohen Bandscheiben-Druckkräften verbunden.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation A1 (Sitzen nach vorn geneigt und Arme nach vorn gehalten) sollte diskutiert werden; bei dieser Wichtungsprüfung ist das Abstützen von Armen oder Händen einzubeziehen bzw. als Bedingung der Haltungskategorisierung gegebenenfalls sogar zu fordern, allerdings auch das zu gewährleistende Abstützen an einer Rückenlehne.

- Eine Erniedrigung der Haltungswichtung der Belastungssituation A2 (Sitzen nach hinten gelehnt) sollte aufgrund der niedrigen Bandscheiben-Druckkräfte diskutiert werden; die Belastungswerte wären noch geringer, wenn ein im Berufsalltag übliches Abstützen der Arme oder Hände über Armlehnen oder Arbeitstisch vorläge – dieser Aspekt wurde in den Simulationen nicht berücksichtigt.
- Eine Erniedrigung der Haltungswichtung der Belastungssituation B1 (Stehen mit hängenden Armen) sollte aufgrund der niedrigen Bandscheiben-Druckkräfte diskutiert werden; gleichwohl ist beispielsweise die Problematik einer ausreichenden Durchblutung in den Beinen einzubeziehen – dieser Aspekt wurde in den hier vorliegenden lumbalbiomechanischen Erhebungen naturgemäß nicht berücksichtigt.
- Eine Erhöhung der Haltungswichtung der Belastungssituation C3 (Stehen mit ausgeprägter Rumpfvorneigung und ausgeprägt nach vorn angehobenen Armen) sollte aufgrund der z.T. hohen Druckkraftwerte diskutiert werden.
- Variationen von Körperhaltung und Aktionskräften sowie Massenträgheitseinflüsse bei Bewegung von Körper und Last resultieren in der Regel zu höheren, können durch geschicktes Abändern aber auch zu niedrigeren Belastungen als hier angenommen führen – dies ist im Einzelfall zu prüfen.

## Literatur

Gallagher S, Marras WS (2012) Tolerance of the lumbar spine to shear: A review and recommended exposure limits. *Clin Biomech* 27:973–978

Glitsch U, Ottersbach HJ, Ellegast R, Hermanns I, Feldges W, Schaub Kh, Berg K, Winter G, Sawatzki K, Voß J, Göllner R, Jäger M, Franz G (2004) Untersuchung der Belastung von Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen. BIA-Report 5/2004, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

ISO 11228-2, International Organization for Standardization (2007) Ergonomics – Manual handling, Part 2: Pushing and pulling

Jäger M (2018) Extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength for deriving reference values in ergonomic work design: the Revised Dortmund Recommendations. *EXCLI Journal* 17:362-385

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1989) Biomechanik der Lastenmanipulation. In: J Konietzko, H Dupuis (Hrsg) *Handbuch der Arbeitsmedizin – Arbeitsphysiologie, Arbeitspathologie, Prävention*. Kap. V-1.1.2.3, S. 1-16. ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A (2001) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Wortmann N, Kuhn, S, Nienhaus A, Luttmann A (2013) Lumbar-Load Analysis of Manual Patient-Handling Activities for Biomechanical Overload Prevention Among Healthcare Workers. *Ann Occup Hyg* 57:528-544

Jordan C, Jäger M, Theilmeier A, Luttmann A (2001) Wirbelsäulenbelastung bei ausgewählten Tragetätigkeiten. *Z Arbeitswiss* 55:145-153

Klußmann A, Liebers F, Schust M, Brandstädt F, Ditchen D, Hoehne-Hückstädt U, Steinberg U, Hartmann B, Sinn-Behrendt A, Schaub Kh, Jäger M, Jordan C, Gebhardt H-J und die MEGAPHYS-Studiengruppe (2015) Studienprotokoll / Prüfplan zum Projekt MEGAPHYS: Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz (internes Dokument). Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Berlin) und Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (Sankt Augustin)

Schaub K, Caragnano G, Britzke B, Bruder R (2010) The European Assembly Worksheet. In: Mondelo P, Karwowski W, Saarela K, Swuste P, Occhipinti E (Eds): Proceedings of the VIII International Conference on Occupational Risk Prevention, ORP 2010. Valencia (CD-Rom)

Schaub K, Caragnano G, Britzke B, Bruder R (2012) The European Assembly Worksheet. In: Theoretical Issues in Ergonomics Science pp. 1-23. ISSN 146-536X

Steinberg U, Caffier G, Liebers F, Berendt S (2002) Ziehen und Schieben ohne Schaden. 1. Auflage. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Berlin

Windberg H-J, Steinberg U (1998) Heben und Tragen ohne Schaden. 1. Auflage. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Berlin

### 3.6 Definierung geeigneter Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung auftretender Belastungen an verschiedenen Lokalisationen

Zur Beschreibung und Bewertung von physischen Belastungen sind in der Regel eine Reihe von Kenngrößen zu Körperhaltung und -bewegung sowie Aktions- und Reaktionskräften zu erheben, beispielsweise über Beobachtung und Protokollierung, durch Messung oder auch durch Berechnung. Gewisse Messgrößen liegen aufgrund der eingesetzten Messtechnik und Sensorik gegebenenfalls direkt in Form von Daten oder als Messschrieb im zeitlichen Verlauf vor und stellen daher „unmittelbare Ergebnisparameter“ dar: Als ein typisches Beispiel wird auf den Zeitverlauf des Vorneigewinkels des Rumpfes auf Höhe der Brustwirbelsäule bei *CUELA*-Messungen verwiesen. Auf Grundlage derartiger Messergebnisse lassen sich gegebenenfalls weitere Kenngrößen ableiten oder berechnen, die dann „berechnete Ergebnisparameter“ repräsentieren wie beispielsweise der Zeitverlauf der Rumpfbeuge bzw. Oberkörpervorneigung. Letztendlich können bzw. werden diese unterschiedlichen Kenngrößen, die erhoben oder abgeleitet wurden, zu einer angemessenen Belastungsbeschreibung und als Eingabegrößen zur Anwendung von Bewertungskriterien oder -verfahren herangezogen: So wird beispielsweise aus zahlreichen Kenngrößen zur Körperhaltung und zu Aktionskräften die lumbosakrale Kompressionskraft mit dem System *CUELA-Dortmunder* berechnet (s. Kap. 3.4), aus deren Zeitverlauf die Kenngröße „Messdosis“ abgeleitet wird.

Die Aufgabe der Definierung geeigneter Kriterien für die Protokollierung von Messungen und die Bewertung auftretender Belastungen an verschiedenen Lokalisationen hat das IFA federführend übernommen, die bisher vorliegenden Ergebnisse sind im Studienprotokoll beschrieben (Klußmann et al. 2015). Im Verlauf des Forschungsvorhabens MEGAPHYS abgeleitete Kenngrößen zur angemessenen Beschreibung der Belastung des unteren Rückens bzw. der Lendenwirbelsäule sowie definierte Kriterien zur angemessenen Bewertung wurden in enger Absprache von IFA und IfADo erarbeitet. Im Folgenden werden Ziel, Hintergrund und mögliche Vorgehensweise(n) auf Basis einer ursprünglich im IFA entworfenen umfassend(er)en Beschreibung skizziert; eine Ausnahme bildet die Spezifizierung von extremen Belastungen einschließlich der Anwendung von Bewertungskriterien vor dem Hintergrund der nicht vermeidbaren und schon in der Definition begründeten Unschärfe von Richtwerten und somit insbesondere der *Revidierten Dortmunder Richtwerte*.

#### 3.6.1 Messtechnisch-basierte Gefährdungsbeurteilung von Belastungen des unteren Rückens

Ziel einer messtechnisch-basierten Gefährdungsbeurteilung ist die Erstellung einer „Ampelbewertung“ von Belastungen analog der DIN EN 614-1 (2009) für den Bereich des unteren Rückens, sodass beurteilt werden kann, ob für diese Körperregion eine Gefährdung der Beschäftigten am untersuchten Arbeitsplatz vorliegt. Im Folgenden werden die Bewertungsansätze für situative und kumulative Belastungen des unteren Rückens für die Kriterien „Körperhaltung“ und „lumbale Bandscheiben-Druckkraft“ beschrieben.

### 3.6.1.1 Kriterium „Körperhaltung“

Die im Folgenden aufgeführten Beschreibungen von Bewertungsansätzen gelten nur für Situationen, in denen keine relevanten Lastgewichte ( $< 3$  kg) gehandhabt bzw. keine relevanten Aktionskräfte ( $< 30$  N) ausgeübt werden; in Situationen mit schwereren Lasten oder höheren Aktionskräften erfolgt die Gefährdungsanalyse bezüglich des unteren Rückens anhand der Bewertung der dabei bewirkten lumbalen Bandscheiben-Druckkräfte.

#### 3.6.1.1.1 Bewertung der einzelnen Körperhaltungen – situative Belastungen

Bei der situativen Bewertung von Körperhaltungen wird von einer körperteilbezogenen Bewertung analog zur ISO 11226 und DIN EN 1005-4 ausgegangen, d.h. es werden die jeweiligen räumlichen Körperteilstellungen oder die Gelenkstellungen zwischen benachbarten Körperteilen bewertet. Für „Neutralbereiche“ der Körperteil- und Gelenkstellungen, denen unter „normalen Bedingungen“ keine relevant erhöhte physiologische Belastung zugeschrieben werden, wird die Bewertung „akzeptabel“ vorgesehen. Körperhaltungen mit extremen Winkelstellungen, die im Bereich der Endstellungen der Gelenke liegen, gelten als „nicht-akzeptabel“, wenn sie in einer gewissen Häufigkeit oder über eine gewisse Dauer eingenommen werden; dazwischen wird der entsprechende Winkelbereich gemeinhin als „bedingt-akzeptabel“ bezeichnet. Eine wirksame Körperab- oder -unterstützung führt in der Regel zu einer Belastungsreduzierung, so dass eine eventuell als nicht- oder bedingt-akzeptabel bewertete Körperhaltung als akzeptabel eingestuft wird. Entsprechend den Normen werden bei suboptimalen Körperteil- und Gelenkstellungen statische Bedingungen (ab 4s) und Haltungen mit hoher Häufigkeit (ab 2/min) aufgrund der zu unterstellenden Belastungserhöhung als nicht-akzeptabel bewertet.

Für die Bewertung der haltungsbasierten Belastung des unteren Rückens werden die Ausprägungen von Rumpfvor- bzw. -rückneigung, -seitbeugung bzw. -neigung sowie der Rumpfverdrehung bewertet; zudem ist die Bewertung der Überlagerung dieser üblicherweise nicht getrennt vorkommenden Rumpfhaltungen oder -bewegungen denkbar und sinnvoll. Wie für zahlreiche andere Winkel innerhalb des Muskel-Skelett-Systems erfolgt dazu eine kontinuierliche messtechnische Erfassung mit Hilfe des CUELA-Systems bzw. – sofern möglich – mit Hilfe des in MEGAPHYS konfigurierten Systems CUELA-Dortmunder. Die Bewertung der situativen Belastung der einzelnen Körperteile – Rumpf, Oberarme, Kopf und Hals sowie Schultern, Knie, Füße – wird anhand der in den obengenannten Normen angegebenen Winkelbereiche sowie in Anlehnung an Drury (1987) bezüglich der Rumpfseitneigung vorgenommen.

#### 3.6.1.1.2 Bewertung der einzelnen Körperhaltungen – kumulative Belastungen

Im Gegensatz zur Bewertung situativer Belastungen durch Körperhaltungen sind aus der Literatur keine direkt anwendbaren Kriterien zu einer wissenschaftlich gestützten Bewertung kumulativer haltungsinduzierter Belastungen des unteren Rückens verfügbar. Aufgrund der inzwischen vorliegenden Erfahrungen bei der Bewertung langdauernder Belastungen des unteren Rückens beispielsweise in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 BKV (1992) lassen sich jedoch Kriterien adaptieren, die eine entsprechende Bewertung zahlreicher Situationen über einen Arbeitstag, die eine kumulative Belastung darstellen, ermöglichen. Im Folgenden werden vier Vorgehensweisen skizziert:

In einem ersten „Epidemiologischen Ansatz“ lassen sich zum Beispiel die Tagesdosisschwellen für Frauen und Männer (3,5 bzw. 5,5 kNh) des häufig genutzten *Mainz-Dortmunder Dosismodells – MDD* nutzen (Hartung et al. 1999; Jäger et al. 1999). Ab diesen Schwellenwerten gelten kumulierte lumbale Belastungen als relevant für die Entwicklung bandscheibenbedingter Erkrankungen der Lendenwirbelsäule und gehen daher in die Summierung über das Berufsleben ein. Unter Verwendung der bei der Bewertung situativer Belastungen erhobenen

„nicht-akzeptablen Rumpfhaltungen – NAR“ und einem repräsentativen korrespondierendem Wert der Bandscheiben-Druckkraft für eine extreme Rumpfbeugehaltung (1,7 kN) lassen sich maximale kumulierte Dauern je Schicht in derartigen NAR ableiten, die – angemessen unterteilt – in ein Ampelschema überführbar sind.

Ein weniger retrospektiv als prospektiv orientierter zweiter Ansatz nutzt die in MEGAPHYS an 120 Arbeitsplätzen erhobenen Belastungen. Unter der Annahme einer repräsentativen Erhebung mit niedrigen, mittleren und hohen Belastungen lassen sich in diesem „Expositionsansatz“ entsprechende Klassen eines Ampelschemas direkt oder – nach entsprechender Überprüfung anhand der in Arbeitspaket 2 erhobenen Daten – über Perzentile, Tertile, Quartile oder Quintile einer Ampelklassierung zuordnen.

Aufgrund der direkt erhobenen und somit unmittelbar vorliegenden Belastungsempfindung bei Anwendung des körperteilbezogenen Corlett-Bishop-Fragebogens (Corlett u. Bishop 1976; Klußmann et al. 2015) lässt sich ein „Psychophysischer Ansatz“ zur Bewertung kumulativer Belastungen des unteren Rückens vergleichsweise literaturnah konfigurieren. Die im Original 7-stufige Skala kann gegebenenfalls unter Zuhilfenahme der mit Wortankern versehenen 15-stufigen Borg-Skala zum Anstrengungsempfinden (Bereich 6 bis 20: Borg 1998; 2004) modifiziert werden und – nach angemessener Klassierung – in ein Ampelschema überführt werden.

Ein „Gesundheitsbezogener Ansatz“, der einerseits auf den Ergebnissen zu Beschwerden der projektierten 1200 medizinisch untersuchten Personen an 120 Arbeitsplätzen und andererseits auf den erhobenen bzw. zugeordneten Angaben zu nicht-akzeptablen Rumpfhaltungen basiert, ist zwar zur Bewertung kumulativer haltungsinduzierter Belastungen des unteren Rückens entwickelbar, wurde allerdings aufgrund der Verzögerungen bei der betrieblichen Datenerhebung hintangestellt und nicht präzisiert.

#### 3.6.1.2 Kriterium „lumbale Bandscheiben-Druckkraft“

Die im Folgenden aufgeführten Beschreibungen von Bewertungsansätzen gelten nur für Situationen, in denen „relevante“ Lastgewichte (ab 3 kg) gehandhabt bzw. „relevante“ Aktionskräfte (ab 30 N) ausgeübt werden; in Situationen ohne oder mit leichteren Lasten oder mit niedrigeren Aktionskräften erfolgt die Gefährdungsanalyse bezüglich des unteren Rückens anhand der Bewertung der dabei eingenommenen Körperhaltungen. Als Bezugspunkt innerhalb der Lendenwirbelsäule wird – wie in anderen Fragestellungen in Ergonomie und Arbeitsmedizin üblich – die lumbosakrale Bandscheibe L5-S1 gewählt. Für die Darstellungen in diesem Unterkapitel wird aufgrund der zeitlichen Restriktionen des Forschungsvorhabens MEGAPHYS nicht auf andere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung wie sagittale und laterale Scherkräfte, Torsions- und Beugemomente an der Bezugsbandscheibe, Bandscheibendruck, lokale Belastungsprofile auch bezüglich der anderen lumbalen Bandscheiben L1-L2 bis L4-L5 eingegangen, auch wenn dies im Sinne einer umfassenden Bewertung von Belastungen des unteren Rückens ebenso wünschenswert wäre wie beispielsweise auch die messtechnische Erhebung der muskulären Aktivierung im unteren Rumpfbereich.

##### 3.6.1.2.1 Bewertung der einzelnen Situationen – situative Belastungen

Die Bewertung von Belastungen durch einzelne Belastungen oder auch im Extremfall von Einzelbelastungen – d.h. bewirkt durch eine einzelne Situation – erfolgt anhand des Vergleichs von [i] berechneten Bandscheiben-Druckkräften auf Basis messtechnischer Erhebungen zu Körperhaltungen und gegebenenfalls zu ausgeübten Aktionskräften sowie mit [ii] Empfehlungen zur maximalen lumbalen Kompressionsbelastung beim Handhaben von Lasten und biomechanisch ähnlichen Situationen: den alters- und geschlechtsspezifischen *Revidierten Dortmunder Richtwerten* (s. Kap. 3.2). Da die genannten Richtwerte – wie alle Richtwerte –

schon ansatzgemäß eine gewisse Unschärfe aufweisen, wird in einem exemplarischen Gedankengang auf mögliche Vorgehensweisen im Umgang mit selten bis häufig auftretenden Richtwert-Über- oder -Unterschreitungen verschiedenen Ausmaßes eingegangen (s. Kap. 3.6.2).

Aufgrund der Eigenschaften der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* in den Bereichen von 1,8 bis 4,1 kN für Frauen höheren und niedrigeren Alters sowie von 2,2 bis 5,4 kN für jüngere bzw. ältere Männer (jeweils ab 60 Jahre bzw. ab 20 bis 30 Jahre) lassen sich drei typische Vorgehensweisen (a bis c) bei der Bewertung von einzelnen Belastungssituationen ableiten, die im Folgenden skizziert werden.

#### a) Alters- und geschlechts-unspezifische Belastungsbewertung

In einem ersten Ansatz „Arbeitsgestaltung für alle“ („Design for all“) könnte die Arbeit dahingehend gestaltet werden, dass nur Belastungen auftreten (sollten), die mit Bandscheiben-Druckkräften nicht höher als der niedrigste Richtwert (1,8 kN) verbunden sind; derartige Belastungen sind für alle Arbeitspersonen unabhängig von Alter und Geschlecht akzeptabel – ausgenommen sind beispielsweise Leistungsgeminderte aufgrund von Erkrankungen oder auch junge Personen unter 20 Jahren. Dies bedeutet mit Bezug auf sehr hohe Belastungen, dass alle Tätigkeiten bzw. Situationen, die mit Bandscheiben-Druckkräften höher als der höchste Richtwert (5,4 kN) verbunden sind, für alle Arbeitspersonen unabhängig von Alter und Geschlecht als nicht-akzeptabel bezeichnet werden. Belastungen zwischen 1,9 und 5,4 kN sind bedingt-akzeptabel und sollten – im Idealfall – durch Umgestaltung der Tätigkeitsbedingungen für alle akzeptabel gemacht werden. Diese Vorgehensweise folgt im Prinzip früheren Belastungsbewertungen, insbesondere solchen zu Belastungen beim manuellen Bewegen von Personen in der Pflege (Jäger et al. 2010, ISO/TR 12296 2012).

#### b) Geschlechts-spezifische Belastungsbewertung

Ein zweiter Ansatz lässt sich in Übertragung der zuvor beschriebenen Vorgehensweise definieren, indem zunächst die geschlechtsspezifischen Richtwertbereiche zugrunde gelegt werden, da bei messtechnischen Erhebungen das Geschlecht der jeweiligen Arbeitsperson offensichtlich ist und daher auch für die Bewertung der bewirkten Belastungen berücksichtigt werden kann: Belastungen bis zu 1,8 oder 2,2 kN gelten für alle Frauen bzw. Männer unabhängig vom Alter als akzeptabel, und Belastungen oberhalb 4,1 oder 5,4 kN gelten für alle Frauen bzw. Männer unabhängig vom Alter als nicht-akzeptabel. Da in diesem Bewertungsansatz das Alter als Kriterium zunächst nicht einbezogen wird, ist eine weitere Kategorisierung beispielsweise anhand der in den Leitmerkmalmethoden verwendeten Eigenschaft „verminderte Belastbarkeit ab 40 Jahren“ denkbar, sodass die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* für Personen bis und oberhalb 40 Jahren als Kategoriedefinition zusätzlich zu den Kriterien „Alter  $\geq 60$  Jahre“ sowie „20 Jahre  $\leq$  Alter  $<$  30 Jahre“ genutzt werden könnte. Daraus lassen sich dann entsprechend der Terminologie im Risikokonzept (s. Klußmann et al. 2015) geringe, mäßig erhöhte, wesentliche erhöhte sowie hohe Belastungen – zuvor umgangssprachlich als zu hoch bezeichnet – definieren.

#### c) Alters- und geschlechts-spezifische Belastungsbewertung

Als dritter Ansatz zur Bewertung von Belastungen des unteren Rückens lässt sich die direkte Anwendung der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* vorsehen, indem die alters- und geschlechtsspezifischen Richtwerte zugrunde gelegt werden; bei messtechnischen Erhebungen ist das Geschlecht bekannt und das klassierte Alter der jeweiligen Arbeitsperson in der Regel leicht bestimmbar sowie daher auch für die Bewertung der bewirkten Belastungen berücksichtigbar. Dies bedeutet allerdings – wie auch bei Nutzung der zuvor genannten Ansätze –, dass

Richtwert-Überschreitungen als nicht-akzeptabel bewertet werden und zu einer (Um-)Gestaltung der Tätigkeitsbedingungen anregen und letztendlich dazu führen sollten, dass dadurch das lumbale Überlastungsrisiko gesenkt wird.

### 3.6.1.2.2 Bewertung der einzelnen Situationen – kumulative Belastungen

Im Gegensatz zur Bewertung kumulativer Belastungen des unteren Rückens durch Körperhaltungen sind aus der Literatur scheinbar (!) direkt anwendbare Kriterien zur Bewertung kumulierter Bandscheiben-Druckkräfte durch Lastenhandhabung oder biomechanisch ähnliche Belastungen verfügbar. Allerdings sind die vorliegenden Bewertungsansätze langdauernder Belastungen des unteren Rückens beispielsweise in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 BKV (1992) an eine Reihe von Nebenbedingungen geknüpft, die in der Definition der BK 2108 begründet sind und somit für eine Anwendung in MEGAPHYS eher nicht geeignet erscheinen lassen, wie im Folgenden ausgeführt wird:

Die Anwendung des Kriteriums „extreme Rumpfbeugehaltung“ – gemeinhin umgesetzt als eine Rumpfvorneigung von etwa 90 Grad nach vorn – schließt deutliche, ausgeprägte oder starke Rumpfvorneigungen unterhalb von „extrem“ aus. Ebenso bleiben bei einer Anwendung des BK-Kriteriums „schwere Lasten“ – entsprechend 20 und 10 kg Lastgewicht und widergespiegelt in Bandscheiben-Druckkräften von 3,2 und 2,5 kN für Männer bzw. Frauen beim Heben vom Boden – Lastgewichte ab 3 kg bis „schwer“ in einer eher BK-orientierten Bewertung unberücksichtigt. Dies bedeutet, dass die Belastungserhebung zur Bestimmung einer „BK-Dosis“ auf die BK-relevanten Anteile innerhalb einer Schicht oder Teilschicht beschränkt wird und dass bei Ausschluss der größten Anteile der kontinuierlich erhobenen Daten mit Hilfe des Systems *CUELA-Dortmunder* in MEGAPHYS die dort erhobene „Messdosis“ fälschlicherweise auf einen lediglich kleinen Anteil reduziert wird. Dieser Sachverhalt mag in BK-Feststellungsverfahren mit einem Zeithorizont eines kompletten Berufslebens angemessen erscheinen, da dieses anhand ausgewählter typischer Schichten über Jahr(zehnt) quantitativ beschrieben wird, allerdings scheint ein derartiges „Ausblend-Vorgehen“ in MEGAPHYS bei Beschränkung auf eine einzige (Teil-)Schicht je untersuchter Arbeitsperson eher unangemessen. Somit entfallen die zur Anwendung scheinbar naheliegenden Bewertungsmodelle *Mainz-Dortmunder Dosismodell* sowie die in der Nachfolge zur Präzisierung entwickelten Dosismodelle innerhalb der *Deutschen Wirbelsäulenstudie – DWS* (Bolm-Audorff et al. 2007) und der *DWS-Richtwertstudie* (Seidler et al. 2013) für eine Auswertung der tageskontinuierlich erhobenen Daten zur Bestimmung und Bewertung einer Messdosis in MEGAPHYS.

Nach der Erläuterung des Verwerfens von eventuell als geeignet erscheinenden Vorgehensweisen werden im Folgenden zwei Ansätze auf Basis der kontinuierlich erhobenen Messdosis mit Hilfe des *CUELA-Dortmunder* skizziert: die schwellenlose „originale“ oder „wahre Messdosis“ sowie die mit niedrigen Schwellen versehene „relevante Messdosis“:

Die „originale Messdosis“ ergibt sich – ohne jegliches Ausblenden von Niedrigbelastungen – aus dem Integral des quadrierten Druckkraft-Zeitverlaufs über der Messdauer, hochgerechnet auf eine 8-h-Schicht. Die Quadrierung erfolgt mit dem Ziel einer höheren Wichtung der Belastungshöhe relativ zur Belastungsdauer analog zur Vorgehensweise beim *Mainz-Dortmunder Dosismodell* bzw. dem zugrundeliegenden biologischen Sachverhalt, dass hohe Kräfte – hier die Bandscheiben-Druckkraft – ein höheres, überproportionales Schädigungspotential aufweisen als lange Einwirkungsdauern (Jäger et al. 1999). Ein wesentlicher Vorteil dieses Ansatzes „originale Messdosis“ liegt in der Originalität, „Ungefiltertheit“ oder „Nichtverfälschung“ der erhobenen originalen Daten. Ein wesentlicher Nachteil ist ein hoher „Belastungssockel“ aufgrund langer Phasen der Basisbelastung infolge des Stehens, sodass sich die vergleichsweise kurzen Phasen von Lastenhandhabungen oder Kraftausübungen im Ergebnis (dem Zeitintegral des Druckkraftquadrats) eher schwach abbilden.

Die „relevante Messdosis“ wird analog zur originalen Messdosis gebildet, allerdings werden nur Phasen mit einer „relevanten“ Belastung oberhalb definierter Schwellen in die Integralbildung einbezogen: Dies sind alle Situationen mit überlastungsrelevanter Körperhaltung oder Lastenhandhabung bzw. Kraftausübung. Dabei ist die haltungsbezogene Relevanz in der situationsbezogenen Bewertung begründet, d.h. Rumpfvorneigung ( $\alpha$ ), -seitbeugung ( $\beta$ ) und -verdrehung ( $\gamma$ ) weisen Winkelwerte auf, die häufigkeitsunabhängig als bedingt-akzeptabel oder nicht-akzeptabel bewertet wurden ( $\alpha \geq 20^\circ$ ;  $\beta \geq 10^\circ$ ;  $\gamma \geq 10^\circ$ ). Die kraftbezogene Relevanz wird in Druckkräften oberhalb 1,8 kN widergespiegelt, dem niedrigsten Richtwert der empfohlenen Maximalbelastungen. Vorteil dieses Ansatzes ist der niedrigere Belastungssockel aufgrund von Niedrig(st)belastungen und die damit einhergehende höhere Diskriminierungs- oder Selektierungsfähigkeit von Phasen höherer Belastung; d.h. der Anteil von ungünstigen Körperhaltungen und Lastenhandhabungen am Ergebnis, dem Zeitintegral des Druckkraftquadrats, ist höher.

Beiden Ansätzen gemeinsam ist das Fehlen eines absoluten Bewertungskriteriums. Daher scheint gegenwärtig nur ein relatives Bewertungskriterium hinsichtlich biomechanischer Überlastung oder körperlicher Überbeanspruchung ableitbar, das auf Basis von Perzentilen oder anderen Quantilen nach Belastungserhebung am gesamten Untersuchungskollektiv in MEGAPHYS definiert wird.

### 3.6.2 Umgang mit Richtwert-Unschärfe und Spezifizierung von extremen Belastungen – Beispiel anhand der *Revidierten Dortmunder Richtwerte*

Bei den zuvor beschriebenen Ansätzen a bis c in Kapitel 3.6.1.2.1 zur Bewertung von situativen Belastungen wurde auf die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* Bezug genommen. Da ein „Richt“wert im Gegensatz zu einem „Grenz“wert als Anhaltspunkt oder Orientierungshilfe für eine Kenngröße, hier der Bandscheiben-Druckkraft, verstanden werden sollte und daher definitionsgemäß eine gewisse Unschärfe aufweist, ist dieser Sachverhalt auch bei der Bewertung innerhalb des Forschungsvorhabens MEGAPHYS zu berücksichtigen, um Fehlanwendungen und Missinterpretationen zu vermeiden. Gleichwohl sind aber auch Belastungen denkbar, bei denen aufgrund der absoluten Höhe selbst bei einmaligem Überschreiten eines Richtwertes von einer zu hohen Belastung ausgegangen werden sollte – trotz aller Diskussionen um die Unschärfe eines „Richt“wertes. Auf diese einfachste Form einer einzigen extremen und sicher als „kritisch“ zu bezeichnenden Belastung wird in Unterkapitel 3.6.2.4 eingegangen.

Mit Bezug auf mehrmaliges Über- und Unterschreiten eines Richtwertes im genannten „Unschärfebereich“ sollte berücksichtigt werden, dass auch ein seltenes geringfügiges Überschreiten eines Richtwertes noch nicht zwingend ein Ausführungsverbot dieser Tätigkeit bedingen sollte, wie auch ein mehrmaliges nur geringfügiges Unterschreiten eines Richtwertes keine generelle Risikoarmut darstellt. Daher werden im Folgenden die Kriterien von Unschärfe und Häufigkeit von Richtwert-Über- und -Unterschreitungen zur Spezifizierung von extremen hohen bzw. niedrigen Belastungen erläutert sowie insbesondere die Verknüpfung dieser beiden Aspekte.

Mit dem zuletzt genannten Sachverhalt der Verknüpfung von Richtwert-Unschärfe und Auftrenshäufigkeit soll präzisiert werden, dass ab einer definierten Häufigkeit von Richtwert-Überschreitungen innerhalb des Unschärfebereiches von einer zu hohen und somit eindeutig nicht-tolerierbaren und daher „kritischen“ Belastung mit dringendem Umgestaltungsbedarf auszugehen ist – trotz möglicher Vorbehalte bezüglich der Anwendung von Richt- anstatt von (nicht verfügbaren) Grenzwerten. Mit Bezug auf Richtwert-Unterschreitungen wird spezifiziert, dass bis zu einer definierten Häufigkeit von Unterschreitungen innerhalb des Unschärfebereiches sicher von einer ausreichend niedrigen und somit eindeutig akzeptablen und daher „unkritischen“ Belastung ausgegangen werden darf, die trotz mehrfacher Belastungseinwirkung bis

hin zum Richtwert oder bis annähernd zum Richtwert hin keine Gestaltungsmaßnahmen bedingt.

Ziel der Darstellung dieses Unterkapitels ist die Präzisierung der folgenden Begrifflichkeiten im Zusammenhang mit der Unschärfe eines Richtwertes zur Kennzeichnung einer Überlastung:

- *Welche maximale Differenz zu einem „Richt“wert kann noch als geringfügig bezeichnet werden?*

*Kurz: Welche Unschärfe soll für einen Richtwert zugelassen werden?*

- *Welche Häufigkeit von beispielsweise Hebeaktionen mit geringfügigen Richtwert-Überschreitungen kann sicher nicht mehr als „selten“ bezeichnet werden, sodass diese Überschreitungen als überlastungsrelevant angesehen werden sollten?*

*Kurz: Wie häufig darf ein Richtwert geringfügig überschritten werden, ohne als häufig und somit überlastungsrelevant zu gelten?*

- *Welche Häufigkeit von beispielsweise Hebeaktionen mit geringfügigen Richtwert-Unterschreitungen kann sicher als „ausreichend selten“ bezeichnet werden, sodass diese Unterschreitungen als überlastungs-irrelevant angesehen werden sollten?*

*Kurz: Wie häufig darf ein Richtwert nur geringfügig unterschritten werden, ohne als häufig und somit überlastungsrelevant zu gelten?*

- *Ab welcher Zusatzbelastung zu einem „Richt“wert kann sicher von einer zu hohen Einzelbelastung ausgegangen werden – trotz der Unschärfe eines Richtwertes und trotz nur einmaliger Richtwert-Überschreitung?*

*Kurz: Ab wann ist eine (Einzel-)Belastung eindeutig zu hoch?*

### 3.6.2.1 Unschärfe eines Richtwertes

In einem Technischen Report zur Anwendung ergonomischer Normen zur Bewertung physischer Belastungen (ISO/TR 12295) werden eindeutig grüne und eindeutig rote Bereiche dahingehend definiert, dass daraus entweder kein oder aber dringender Handlungsbedarf bezüglich einer Umgestaltung abgeleitet wird. In der Norm ISO 11228-2, die der Bewertung von Belastungen beim Schieben und Ziehen von Lastobjekten dient, wird ein „Sicherheitsabschlag“ von 15% vom zuvor als eine Art Richtwert berechneten Ergebnis angesetzt – in jenem Fall die „maximal erlaubte Aktionskraft“ zum Ziehen oder Schieben. In Übertragung dieser Ansätze wird in MEGAPHYS ein Ab- bzw. Zuschlag von 15% zum jeweiligen Richtwert bzw. zur Kategoriegrenze empfohlen.

Zum Vergleich und zur Einordnung der aktuellen Vorgehensweise wird auf zwei vormals vorgestellte Bewertungsansätze unter Berücksichtigung der Unschärfe von Richtwerten hingewiesen:

- Bei der Entwicklung eines Expertensystems zur ergonomischen Analyse und Gestaltung des manuellen Lastentransports nutzten Hecktor u. Jäger (1994) zur Risikoklassierung und Ableitung von Gestaltungsempfehlungen Zu- bzw. Abschläge von 20% bei der Bewertung von Maximalkräften nach DIN 33411 und zur Ausdauer nach Rohmert (1981). Im Gegensatz dazu basiert die Bewertung von aus Modellrechnungen stammenden Bandscheiben-Druckkräften auf der mittleren Kompressionsfestigkeit von Wirbelsäulensegmenten zu- bzw. abzüglich der Standardabwei-

abweichung des zugrundeliegenden Datenkollektivs; bezogen auf den Abschlag wurde letztere Vorgehensweise in späterer Zeit zur Ableitung der *Dortmunder Richtwerte* genutzt (Jäger 2001).

- Im Rahmen des „Kooperationsprogramms zum normativen Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit – KoBRA“ (Kugler et al. 2011) stellten Hecktor et al. (2014) im Zusammenhang mit der Gefährdungsbeurteilung von Montagearbeit alters- und geschlechtsspezifische Bereiche zum lumbalen Überlastungsrisiko vor, die auf einem 20%-Abschlag von den *Dortmunder Richtwerten* basieren.

### 3.6.2.2 Mehrmalige geringfügige Richtwert-Überschreitungen – „kritische“ nicht-seltene Belastungen

Beim Überschreiten eines Richtwertes kann zwar davon ausgegangen werden, dass das Überlastungsrisiko bzw. die Wahrscheinlichkeit einer körperlichen Überbeanspruchung deutlich ansteigt; jedoch sollte nicht unterstellt werden, dass ein einmaliges oder seltenes Überschreiten „automatisch“ oder „generell“ zu einer Schädigung bzw. körperlichen Überbeanspruchung führt. Letzteres gilt insbesondere dann, wenn das Ausmaß der Überschreitung eher gering ist, hier – wie im vorigen Unterkapitel 3.6.2.1 erläutert – bis zu 15% des Richtwertes beträgt. Zur Definierung des Begriffs „selten“ bzw. des Kriteriums, ab wann eine Häufigkeit sicher nicht mehr als selten aufgefasst werden sollte, sodass die korrespondierende Belastung als „kritisch“ zu bewerten ist, wird die Norm ISO 11228-1 herangezogen, die der Bewertung von Belastungen beim Heben und Tragen von Lastobjekten dient und in großen Teilen das sogenannte NIOSH-Verfahren (NIOSH 1981, Waters et al. 1993) widerspiegelt.

Erläuterungen zur ISO-Norm bzw. zum NIOSH-Verfahren:

- Im angeführten Verfahren wird mit Hilfe mehrerer Faktoren – z.B. horizontaler Lastabstand vom Körper, vertikale Lastposition über dem Boden und Hubdistanz sowie insbesondere mittels eines „Frequenzfaktors“, im Folgenden „Häufigkeitsfaktor“ genannt – ein unter optimalen Hebebedingungen empfohlenes maximales Lastgewicht („Lastkonstante“) auf ein empfohlenes Maß bei näher zu spezifizierenden suboptimalen Bedingungen reduziert. Der zitierte Häufigkeitsfaktor ist maximal 1 bei seltenen, bis zu einer Stunde dauernden Hebetätigkeiten; „selten“ ist hier als „ $\leq 0,2/\text{min}$ “ entsprechend „bis zu 1 Hebevorgang pro 5 Minuten“ charakterisiert.

Anmerkung: Der Begriff „Frequenz“ ist ursprünglich an periodische Vorgänge geknüpft, sodass dessen Verwendung in diesem Zusammenhang eher ungeeignet, da zu einschränkend ist. Allerdings wird er in der deutschen Fassung der korrespondierenden EN-Norm DIN EN 1005-2 als Übersetzung aus dem Englischen von „frequency“ (= Frequenz, Häufigkeit u.ä.) genutzt und als Häufigkeit pro Zeiteinheit verstanden. Eine entsprechende Ein-Wort-Bezeichnung ist im Deutschen nicht verfügbar, sodass im Folgenden entweder Häufigkeit pro Dauer oder die sogenannte Frequenz in Anführungszeichen Verwendung findet.

- Werden die betreffenden Tätigkeiten über die gesamte Schicht von 8 Stunden ausgeführt, wird ein maximaler Häufigkeitsfaktor von 0,85 angesetzt, der in diesem „Niedrighäufigkeitsbereich“ bis maximal 1/5min gültig ist, d.h. die betreffenden zu hebenden Lastobjekte sollten im Vergleich zur einstündigen Tätigkeitsausführung 15% leichter sein.
  - Dies bedeutet somit, dass allein aufgrund der Ausführung über die gesamte Schicht und unabhängig von den anderen zu berücksichtigenden Tätigkeitsbedingungen empfohlen wird, das bei niedrigerer Tätigkeitsdauer von einer Stunde empfohlene „Referenzgewicht“ entsprechend dem „empfohlenen maximalen Lastgewicht“ („Recommended Mass Limit“ – RML) um 15% zu senken.

- Durch die empfohlene Reduzierung des empfohlenen maximalen Lastgewichts bei 8-stündiger Tätigkeitsausführung auf 85% des Referenzgewichts bei einstündiger Ausführung wird von ISO bzw. NIOSH offensichtlich auch in diesem Niedrighäufigkeitsbereich von einer physiologischen Wirkung ausgegangen und somit ein erhöhtes Überlastungsrisiko für 8-stündige Tätigkeitsausführung unterstellt, verbunden mit seltenem Heben bis zu 1/5 min.
- Bis zu jener Maximalhäufigkeit von 1/5min wird allerdings *nicht* von einer *häufigkeitsabhängigen* physiologischen Wirkung ausgegangen, da ein *einheitlicher* Häufigkeitsfaktor angesetzt wurde, d.h. Hebevorgänge alle 5 Minuten werden mit Vorgängen alle 10 oder 20 oder 60 Minuten in ihrer Wirkung gleichgesetzt – bei ansonsten jeweils gleichen Bedingungen.
- In beiden Fällen der Tätigkeitsdauer „bis 1 h“ bzw. „bis 8 h“ gilt, dass mit zunehmender Hebehäufigkeit je Zeiteinheit – bzw. Hebe„frequenz“ – der Häufigkeitsfaktor abnimmt, beispielsweise auf 0,45 bei einstündiger und 0,13 bei achtstündiger Tätigkeit für eine Häufigkeit von 10/min.
  - Dies bedeutet somit, dass allein aufgrund [i] der wiederholten Ausführung mit einer gewissen Häufigkeit bzw. „Frequenz“ und [ii] unabhängig von den anderen zu berücksichtigenden Tätigkeitsbedingungen empfohlen wird, [iii] das bei niedrigeren Häufigkeiten empfohlene Referenzgewicht zu senken – im genannten Beispiel von 10/min um 55% bzw. 72% (von 100 auf 45% bzw. von 85 auf 13%).

Für die Ableitung eines Kriteriums für sicher nicht mehr als selten zu bezeichnende und somit hier als zu hoch anzusehende Hebe-Häufigkeiten über ganze Schichten wird zunächst auf den „Niedrighäufigkeitsbereich“ bis maximal 0,2/min entsprechend 1/5min abgehoben, für den nach ISO und NIOSH [a] keine Häufigkeitsabhängigkeit bzw. „Frequenz“abhängigkeit des empfohlenen maximalen Lastgewichts angenommen wird und [b] einheitlich der Maximalwert des Häufigkeitsfaktors (0,85) gilt.

**Ansatz 1:** Oberhalb dieser Häufigkeit von 1/5min geht ISO bzw. NIOSH davon aus, dass das empfohlene maximale Lastgewicht verringert werden sollte, d.h. die Häufigkeit wird als so hoch eingeschätzt, dass eine Abnahme des Häufigkeitsfaktors und somit des empfohlenen maximalen Lastgewichts oberhalb 1/5min vorgesehen wird. Somit könnte diese obere Grenze des Niedrighäufigkeitsbereichs in einem ersten Ansatz als das gesuchte Kriterium fungieren. Da eine Häufigkeit von 1/5min allerdings etwa 100 Hüben pro 8-h-Schicht entspricht – was schon umgangssprachlich für Hebetätigkeiten nicht als selten angesehen wird –, sollte dieser Erstansatz nicht übernommen werden.

**Ansatz 2:** Ziel ist das Heben von Lastobjekten des Gewichts „G“ – im Folgenden wiederum als Referenzgewicht bezeichnet –, und dieses Heben soll über eine ganze 8-h-Schicht sowie „selten“ erfolgen, da häufig(er)es Heben nicht mehr als selten bezeichnet werden kann. Da der Häufigkeitsfaktor im Niedrighäufigkeitsbereich bis 1/5min jedoch 0,85 beträgt und somit eine Lastgewichtsreduzierung auf 0,85 G vorsieht, ist das Lastgewicht unter den angenommenen Bedingungen zu hoch angesetzt. Dies bedeutet, dass das angenommene Referenzgewicht nach ISO/NIOSH nicht gehoben werden sollte oder „darf“ – auch nicht in geringer Häufigkeit. Daher sollte, wenn das gehobene Lastgewicht größer als das empfohlene maximale ist, „zum Ausgleich“ nicht die vorgesehene Maximalhäufigkeit von 1/5min im Niedrighäufigkeitsbereich gewählt, sondern stattdessen angemessen reduziert werden.

Unter der Annahme, dass das Gewicht des über die gesamte Schicht zu hebenden Lastobjekts nicht allzu viel höher als das empfohlene Maximalgewicht sein sollte, wird in einer ersten groben (Über-)Schätzung ein empfohlenes Maximalgewicht von 90% des Referenzgewichts unterstellt – anstatt 85% bei ISO bzw. NIOSH – sowie daraus eine empfohlene Maximalhäufigkeit von etwa 0,1/min abgeleitet; dies entspricht einer Häufigkeit von etwa 50 Hüben pro 8-h-Schicht.

Erläuterung zur Schätzung und Abwägung:

- In der Norm wird der Häufigkeitsfaktor für niedrigere Häufigkeiten als 0,2/min nicht differenziert; in einem x-y-Diagramm „Häufigkeitsfaktor vs. Häufigkeit“ wird für den Häufigkeitsbereich 0 bis 0,2/min auf der x-Achse eine horizontale Linie mit dem Faktorwert 0,85 auf der y-Achse dargestellt.
- In der Norm nimmt der Häufigkeitsfaktor für höhere Häufigkeiten als 0,2/min niedrigere Werte als 0,85 an; in dem angeführten x-y-Diagramm wird für den Bereich  $x=0,2/\text{min}$  bis  $10/\text{min}$  eine abfallende Linie von  $y=0,85$  bis hinunter zu 0,13 an der Ordinate angenommen.
- Somit ergibt sich an beiden „Übergängen“ der Häufigkeiten eine Unstetigkeitsstelle wie ein Sprung bzw. Knick im Graphen des angeführten x-y-Diagramms: Am ersten Übergang von 0 bis zur geringstmöglichen Häufigkeit größer Null (d.h.  $x=1/8h$  entsprechend 0,002/min) liegt eine Art Sprung des Häufigkeitsfaktors von  $y=1$  nach unten auf 0,85 vor; am zweiten Übergang von  $x<0,2/\text{min}$  bis  $>0,2/\text{min}$  ergibt sich ein Knick von einer Horizontalen auf eine abfallende Linie für  $y=f(x)$ .
- Mit Hilfe einer polynomialen stetigen Ausgleichskurve im Häufigkeitsbereich 0 bis 0,2/min lassen sich Sprung bzw. Knick vermeiden; Wertepaare von (x;y) der Kurvenstützstellen sind beispielsweise ( $x=0/\text{min};y=1$ ) sowie etwa (0,006/min;y=0,99), (0,01/min;0,98), (0,02/min;0,97), (0,04/min;0,95), (0,1/min;0,9), (0,15/min;0,87) und (0,2/min;0,85).

Auf Basis der eingefügten Anpassungskurve lässt sich für den Häufigkeitsfaktor 0,90 eine Häufigkeit von etwa 1/10min oder etwa 50 Hübe pro Schicht ableiten.

Zum Vergleich:

- [a] Wird ein empfohlenes Maximalgewicht von 95% des Referenzgewichts gewählt, ergibt sich auf Basis der eingefügten Anpassungskurve die empfohlene Maximalhäufigkeit zu etwa 0,04/min entsprechend etwa 20 Hüben pro 8-h-Schicht. Dies wäre eine eher rigide Interpretation des Begriffs „selten“ und führte eher, d.h. nach weniger Hüben pro Schicht zu einer Bewertung „kritisch“ im Vergleich zum Ansatz von 50 Hüben/Schicht.
- [b] Wird auf die oben erläuterte Häufigkeitsreduzierung zum Ausgleich des nach ISO-Empfehlung zu hoch gewählten Lastgewichts verzichtet, verbleibt der Maximalwert von 0,2/min entsprechend etwa 100 Hüben pro 8-h-Schicht. Dies wäre eine eher (zu) liberale Interpretation des Begriffs „selten“ und führte erst später, d.h. nach mehr Hüben pro Schicht zu einer Bewertung „kritisch“ im Vergleich zum Ansatz von 50 Hüben/Schicht. – Als sog. Ansatz 1 wurde dieser Häufigkeitswert von 100 Hüben/Schicht bereits verworfen, obwohl in jenem Ansatz sogar nur 0,85 G als zu hebendes Lastgewicht anstatt hier 1 G unterstellt wurden.

Zusammenfassend wird davon ausgegangen, dass ein mehr als 50-maliges Überschreiten eines *Revidierten Dortmunder Richtwerts* pro Schicht um bis zu 15% als eine „kritische“ bzw. eindeutig nicht-tolerierbare Belastung bewertet wird, für die eine dringende Umgestaltung der Arbeitsbedingungen empfohlen wird (Rot-Bewertung Richtung dunkelrot). Bei Häufigkeiten bis zu 50 Mal pro Schicht wird von einer hohen Belastung ausgegangen, für die eine körperliche Überbeanspruchung wahrscheinlich ist und bei der Maßnahmen zur Gestaltung erforderlich sind (Rot-Bewertung Richtung hellrot).

### 3.6.2.3 Mehrmalige geringfügige Richtwert-Unterschreitungen – „unkritische“ seltene Belastungen

Beim Unterschreiten eines Richtwertes kann zwar davon ausgegangen werden, dass das Überlastungsrisiko bzw. die Wahrscheinlichkeit einer körperlichen Überbeanspruchung begrenzt ist; jedoch sollte nicht unterstellt werden, dass ein vielfaches Unterschreiten „automatisch“ oder „generell“ eine Schädigung bzw. körperliche Überbeanspruchung ausschließt. Dies gilt insbesondere dann, wenn das Ausmaß der Unterschreitung eher gering ist, hier bis zu 15% des Richtwertes beträgt. Zur Definierung des Begriffs „selten“ bzw. eines Kriteriums, ab wann eine Häufigkeit sicher als so selten bezeichnet werden kann, dass die korrespondierende Belastung als „unkritisch“ zu bewerten ist, wird wie zuvor die Norm ISO 11228-1 bzw. das NIOSH-Verfahren herangezogen, insbesondere der Zusammenhang zwischen Häufigkeit („Frequenz“) und Häufigkeitsfaktor („Frequenzfaktor“).

**Ansatz 1:** In einem ersten Ansatz könnte die Definition von „selten“ bzw. hier von „ausreichend selten“ aus der oben beschriebenen Ableitung in Unterkapitel 3.6.2.2 übernommen werden, d.h. bis zu 50 Hübe des betreffenden Lastobjekts pro 8-h-Schicht wären dann mit einer „unkritischen“ bzw. eindeutig akzeptablen Belastung verbunden. Aufgrund des oben skizzierten Sachverhaltes, dass der Häufigkeitsfaktor im Niedrighäufigkeitsbereich jedoch nur 0,85 beträgt, muss zur Kennzeichnung einer eindeutig akzeptablen oder „unkritischen“ Belastung ein stärker präventiver Ansatz gewählt werden. Dazu darf beispielsweise das zu hebende Lastgewicht nicht allzu sehr oberhalb des empfohlenen Maximalgewichts liegen, d.h. der Häufigkeitsfaktor sollte nahe 1 liegen.

**Ansatz 2:** Unter der Annahme, dass das Gewicht des zu hebenden Lastobjekts in einem präventiven Ansatz allenfalls marginal höher sein darf als das empfohlene Maximalgewicht, wird ein Lastgewicht von 98% des Referenzgewichts unterstellt sowie daraus eine empfohlene Maximalhäufigkeit von etwa 0,02/min abgeleitet; dies entspricht einer Häufigkeit von etwa 10 Hüben pro 8-h-Schicht.

Zum Vergleich:

- [a] Wird ein empfohlenes Maximalgewicht von 95% des Referenzgewichts gewählt, ergibt sich die empfohlene Maximalhäufigkeit zu etwa 0,04/min entsprechend etwa 20 Hüben pro 8-h-Schicht. Dies wäre eine eher liberale Interpretation des Begriffs „selten“ oder „ausreichend selten“ und führte später, d.h. nach mehr Hüben pro Schicht noch zu einer Bewertung „unkritisch“ im Vergleich zum Ansatz von 10 Hüben/Schicht.
- [b] Wird ein empfohlenes Maximalgewicht von 99% des Referenzgewichts gewählt, ergibt sich die empfohlene Maximalhäufigkeit zu etwa 0,007/min entsprechend etwa 3 Hüben pro 8-h-Schicht. Dies wäre eine sehr rigide Interpretation des Begriffs „selten“ oder „ausreichend selten“ und führte eher, d.h. schon nach weniger Hüben pro Schicht zu einer Bewertung, die nicht mehr „unkritisch“ bezeichnet wird im Vergleich zum Ansatz von 10 Hüben/Schicht.

Zusammenfassend wird davon ausgegangen, dass Belastungen, die maximal bis zu 10-mal pro Schicht in den Bereich zwischen *Revidiertem Dortmunder Richtwert* und Richtwert minus 15% fallen, als eindeutig akzeptabel bzw. als „unkritisch“ bewertet werden, für die auch keine Umgestaltung der Arbeitsbedingungen empfohlen wird (Grün-Bewertung Richtung dunkelgrün). Bei höheren Häufigkeiten (> 10/Schicht) wird von einer (mäßig) erhöhten Belastung ausgegangen, für die eine körperliche Überbeanspruchung bei vermindert belastbaren Personen möglich ist und bei der für vermindert belastbare Personen Maßnahmen zur Gestaltung und sonstige Präventionsmaßnahmen sinnvoll sind (Grün-Bewertung Richtung hellgrün).

#### 3.6.2.4 Einmalige erhebliche Richtwert-Überschreitung – „kritische“ Einzelbelastung

Im beruflichen Alltag können (Einzel-)Belastungen auftreten, die eindeutig als zu hoch und somit als „kritisch“ zu bewerten sind, unabhängig der unbestrittenen Unschärfe von Richtwerten und somit auch der definitionsentsprechenden Unschärfe der *Revidierten Dortmunder Richtwerte*. Als Kriterium für eine eindeutig zu hohe Belastung eines Einzelvorgangs wird der jeweilige Richtwert zuzüglich der korrespondierenden Standardabweichung (Männer 2,7 kN, Frauen 1,8 kN) gewählt. Daraus ergibt sich für Männer ein Wertebereich von 4,9 bis 8,1 kN und für Frauen ein Bereich von 3,6 bis 5,9 kN (Alter  $\geq 60$  bzw. 20 Jahre), ab deren Überschreiten Belastungen eindeutig als zu hoch – auch bei einmaligem Vorliegen – bewertet werden und somit als „kritische Belastungen“ bezeichnet werden, für die eine dringende Umgestaltung der Arbeitsbedingungen empfohlen wird (Rot-Bewertung Richtung dunkelrot).

Erläuterung zur Ableitung des Kriteriums:

Die *Revidierten Dortmunder Richtwerte* gehen von der mittleren lumbalen Kompressionsfestigkeit bei gegebenem Alter und Geschlecht aus, die zur Verringerung der Überschätzungswahrscheinlichkeit der individuellen Maximalbelastbarkeit um den Wert einer Standardabweichung des zugrundeliegenden Kollektivs – Wirbelsäulensegmente von Männern bzw. Frauen ab 20 Jahren – verringert wurden. Somit kann bei Wahl der mittleren Festigkeit davon ausgegangen werden, dass etwa die Hälfte aller (Arbeits-)Personen eine niedrigere Festigkeit aufweisen – wenn eine symmetrische Verteilung unterstellt wird. Demzufolge müssen Belastungen oberhalb der mittleren Festigkeit für die „Zielpopulation“ als eindeutig zu hoch und somit als „kritisch“ bewertet werden, die Gestaltungsmaßnahmen als dringend erforderlich kennzeichnen.

#### 3.6.2.5 Zusammenfassung zum Umgang mit der Unschärfe von Richtwerten

Insgesamt kann davon ausgegangen werden, dass die schon in der Definition von Richt- anstatt von Grenzwerten begründete Unschärfe quantitativ gefasst werden sollte. Die im Vorstehenden entwickelten Vorschläge [i] zur Unschärfedefinition sowie zur Bewertung [ii] „kritischer“ nicht-seltener Belastungen, [iii] „unkritischer“ seltener Belastungen und [iv] „kritischer“ Einzelbelastungen sind aus Literaturangaben abgeleitet, somit nachvollziehbar und für eine inhalts-gestützte Diskussion offen. Diese Vorgehensweise ist nicht auf Kompressionsbelastungen lumbaler Wirbelsäulensegmente beschränkt und kann beispielsweise auf Bewertungen von Belastungen durch Körperhaltungen oder auch des Herz-Kreislauf-Systems übertragen werden.

#### Literatur

BK 2108, Berufskrankheit Nummer 2108: Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können (zit. n. BMA 1992)

BMA, Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung (1992) Zweite Verordnung zur Änderung der Berufskrankheiten-Verordnung. Bundesgesetzblatt I, Nr. 59, 2343-2344

Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Elsner G, Geiß O, Grifka J, Haerting J, Hofmann G, Jäger M, Linhardt O, Luttmann A, Michaelis M, Nübling M, Petereit-Haack G, Schumann B, Seidler A (2007) Forschungsvorhaben „Epidemiologische Fall-Kontroll-Studie zur Untersuchung von Dosis-Wirkungs-Beziehungen bei der Berufskrankheit 2108“ (Deutsche Wirbelsäulenstudie). Abschlußbericht. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Borg G (1998) Borg's perceived exertion and pain scales. Human Kinetics, Champaign IL.

- Borg G (2004) Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. Dtsch. Ärzteblatt 101: A1016-1021
- Corlett E N, Bishop R P (1976) A technique for measuring postural discomfort. Ergonomics 9:175-182
- DIN EN 614-1, Deutsches Institut für Normung (2009) Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Gestaltungsgrundsätze - Teil 1: Begriffe und allgemeine Leitsätze; Deutsche Fassung EN 614-1:2006+A1:2009
- DIN EN 1005-2, Deutsches Institut für Normung, DIN (2003) Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung. Teil 2: Manuelle Handhabung von Gegenständen in Verbindung mit Maschinen und Maschinenteilen.
- DIN EN 1005-4, Deutsches Institut für Normung, DIN (2005) Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung. Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen
- DIN 33411-5, Deutsches Institut für Normung (1999) Körperkräfte des Menschen, Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte
- Drury CG (1987) A biomechanical evaluation of the repetitive motion injury potential of industrial jobs. Seminars in occupational medicine 2:41-49
- Hartung E, Schäfer K, Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed. 34:112-122
- Hecktor K, Jäger M (1994) Beurteilung von Analyseergebnissen und Ableitung von Gestaltungsvorschlägen. In: W Laurig, K Hecktor, M Jäger (Bearb.): Entwicklung eines Expertensystems zur ergonomischen Beurteilung und Gestaltung von Tätigkeiten des manuellen Lastentransports: ErgonEXPERT, S. 121-146 [Literatur S. 151-158]. Dr. Otto Schmidt Verlag, Köln
- Hecktor K, Schaub Kh, Jäger M (2014) Biomechanische Gefährdungsbeurteilung bei Montagearbeitsplätzen. Z Arbwiss 68: 7-17
- ISO 11226, International Organization for Standardization (2000) Ergonomics – Evaluation of static working postures.
- ISO 11228-1, International Organization for Standardization (2003) Ergonomics – Manual handling, Part 1: Lifting and carrying
- ISO 11228-2, International Organization for Standardization (2007) Ergonomics - Manual handling, Part 2: Pushing and pulling
- ISO/TR 12295, International Organization for Standardization (2013) Ergonomics – Application document for ISO standards on manual handling and static working postures
- ISO/TR 12296, International Organization for Standardization (2012) Ergonomics – Manual handling of people in the healthcare sector
- Jäger M (2001) Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag - ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208. VDI-Verlag, Düsseldorf
- Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Schäfer K, Hartung E, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 34:101-111
- Jäger M, Theilmeier, A, Jordan, C, Kuhn, St, Wortmann N, Luttmann A (2010) Der Dortmunder Denkansatz – Prävention biomechanischer Überlastungen der Lendenwirbelsäule bei Patiententransfers. In: Ges. f. Arbeitswiss. (Hrsg.), M Schütte (Schriftlgt.): Neue Arbeits- und Lebenswelten gestalten, S. 727-730. GfA-Press, Dortmund
- Klußmann A, Liebers F, Schust M, Brandstädt F, Ditchen D, Hoehne-Hückstädt U, Steinberg U, Hartmann B, Sinn-Behrendt A, Schaub Kh, Jäger M, Jordan C, Gebhardt H-J und die MEGAPHYS-Studiengruppe (2015) Studienprotokoll / Prüfplan zum Projekt MEGAPHYS: Mehrstufige Gefährdungsanalyse

physischer Belastungen am Arbeitsplatz (internes Dokument). Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Berlin) und Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (Sankt Augustin)

Kugler M, Bierwirth M, Sinn-Berendt A, Schaub Kh, Feith A, Ghezel-Ahmadi K, Bruder R (2011) Kooperationsprogramm zu normativem Management von Belastungen und Risiken bei körperlicher Arbeit. IAD Forschungsbericht F336, Institut für Arbeitswissenschaft (Hrsg), TU Darmstadt

NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health (1981) Work Practices Guide for Manual Lifting, No. 81-122. Dept. Health and Human Services, Cincinnati OH, USA

Rohmert W (1981) Biomechanische Grundlagen. In: Schmidtke H (Hrsg) Lehrbuch der Ergonomie, 387-397. Carl Hanser Verlag, Stuttgart

Seidler A, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Euler U, Haerting J, Haufe, E, Jordan C, Kersten N, Kuss O, Lundershausen N, Luttmann A, Morfeld P, Petereit-Haack G, Schäfer K, Jäger M (2013) Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie mit dem Ziel der Ableitung geeigneter Richtwerte, Abschlussbericht. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Sankt Augustin

Waters ThR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ (1993) Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. Ergonomics 36:749-776

### 3.7 Erweiterung eines Lumbalbelastungsatlas um branchenübergreifende Tätigkeiten

Zur Prüfung eines Überlastungsrisikos ist die Kenntnis der vorliegenden Belastung der jeweils durchgeführten Tätigkeit unumgänglich. In diesem Zusammenhang sollen vom IfADo innerhalb des Forschungsvorhabens MEGAPHYS Belastungen der Lendenwirbelsäule (LWS) verfügbar und somit leichter nutzbar gemacht werden, die beispielsweise in früheren Fragestellungen erhoben wurden oder die im aktuellen Verbundvorhaben zu erarbeiten sind. Mit der Zusammenstellung von Lumbalbelastungen für branchentypische Tätigkeiten wie dem manuellen Bewegen von Personen im Pflegebereich oder dem Schaufeln von Schüttgütern liegt ein erster Teil der Erarbeitung eines „Lumbalbelastungsatlas“ inzwischen vor (s. Kap. 3.3), über die Erhebungen zum zweiten Teil der Erarbeitung eines Lumbalbelastungsatlas mit Fokus auf branchenübergreifende Tätigkeiten mit physischer Belastung wie Heben oder Umsetzen von Lastobjekten wird im Folgenden berichtet.

Dazu wurden, dem Antrag zum Forschungsvorhaben entsprechend, biomechanische Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* für zahlreiche Belastungssituationen oder -vorgänge durchgeführt. Als Bezugspunkt der biomechanischen Modellrechnungen wurde – wie in anderen Fragestellungen in Ergonomie und Arbeitsmedizin üblich – die lumbosakrale Bandscheibe L5-S1 gewählt; Körperhöhe und -gewicht wurden zu 1,75 m bzw. 75 kg angenommen sowie die im *Dortmunder* hinterlegten Körperproportionen verwendet.

#### Anmerkungen:

- Für die Erhebungen in diesem Kapitel gelten die zuvor genannten Voraussetzungen bezüglich Körperhöhe und -gewicht sowie Körperproportionen; andere Maße können zu veränderten Ergebnissen führen (s. z.B. Jäger et al. 1989).
- Für die Darstellungen in diesem Kapitel wurde aufgrund der zeitlichen Restriktionen des Forschungsvorhabens MEGAPHYS – wie im Forschungsantrag beschrieben – nicht auf andere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung wie Torsions- und Beugemomente, Bandscheibendruck, lokale Belastungsprofile auch bezüglich der anderen lumbalen Bandscheiben L1-L2 bis L4-L5 eingegangen sowie keine messtechnische Erhebung der muskulären Aktivierung vorgenommen.

### 3.7.1 Hintergrund

In der Vergangenheit wurden auch zu branchenübergreifend vorkommenden typischen beruflichen Tätigkeiten Belastungsdaten vorgestellt, oder durch Anwendung von „Prognosemodellen“ können entsprechende Belastungsdaten generiert werden. Beispielsweise wurden auf Basis systematischer Berechnungen zum Heben oder Halten von Lasten mit dem vormals entwickelten biomechanischen Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* sogenannte Bestimmungsgleichungen zur retrospektiven Abschätzung von Druckkräften an der Lendenwirbelsäule abgeleitet (Hartung et al. 1999), die in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren zur BK 2108 Anwendung finden. Dieser 7 Gleichungen enthaltende Satz des *Mainz-Dortmunder Dosismodells (MDD)* beschränkt sich aufgrund des Anwendungsfokus auf Heben, Tragen bzw. extreme Rumpfbeugehaltungen und kann daher die Vielfalt physischer Belastungen des beruflichen Alltags nur eher grob und ohne Detailgenauigkeit abbilden. Durch sehr umfangreiche, dennoch detaillierte und zielgerichtete Analysen innerhalb der *Deutschen Wirbelsäulenstudie 2 (DWS 2)* konnte ein spezifischerer Satz von 11 Gleichungen zuzüglich 4 Modulationsfaktoren definiert werden (Seidler et al. 2013, Ditchen et al. 2014), der ebenso vorrangig als Schätzung für die retrospektive Anwendung in BK-2108-Verfahren vorgesehen ist. Beiden Methoden ist gemein, dass auf die Geschwindigkeit von Hebe- oder Tragevorgängen nicht abgehoben wird, um in retrospektiven Belastungsschätzungen das Risiko von Fehlzuordnungen zu verringern.

### 3.7.2 Ergebnisstand aus früheren Erhebungen

Neben oben genannten Entwicklungen in Form von Schätzmodellen liegen auch Belastungsdaten aus einem früheren, vom seinerzeitigen HVBG geförderten Forschungsvorhaben vor, mit dem ein erster Ansatz eines „Standardfall-Registers“ für LWS-Belastungen typischer, teilweise auch branchenübergreifender Lastenhandhabungen erarbeitet wurde: *Die Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2 (DOLLY 2; Jäger et al. 2001)*. In der Folge wurden diese Ergebnisse zur situativen Wirbelsäulenbelastung ergänzt (Jäger 2001), bevor Fragestellungen zur kumulativen Wirbelsäulenbelastung und deren Bewertung beispielsweise in BK-Feststellungsverfahren durch die Initiierung der *Deutschen Wirbelsäulenstudie* deutliche

**Beitrag im Handbuch der Arbeitsmedizin (2004)**  
(u.a. Ergebnisse aus *DOLLY 2* + VDI 17/208)

- Heben, Senken, Umsetzen und Tragen**
  - Heben und Senken von Lasten
  - Umsetzen von Lasten
  - Tragen von Lasten
- Lastentransport mit Hilfsmitteln**
  - Transportieren mit Schubkarre
  - Schaufeln von Schüttgütern
  - Schieben und Ziehen von Transportwagen
- Besondere Kraftaufwendungen**
  - Halten von Lasten bei überlagerten Manipulationskräften
  - Fangen und Werfen von Lasten



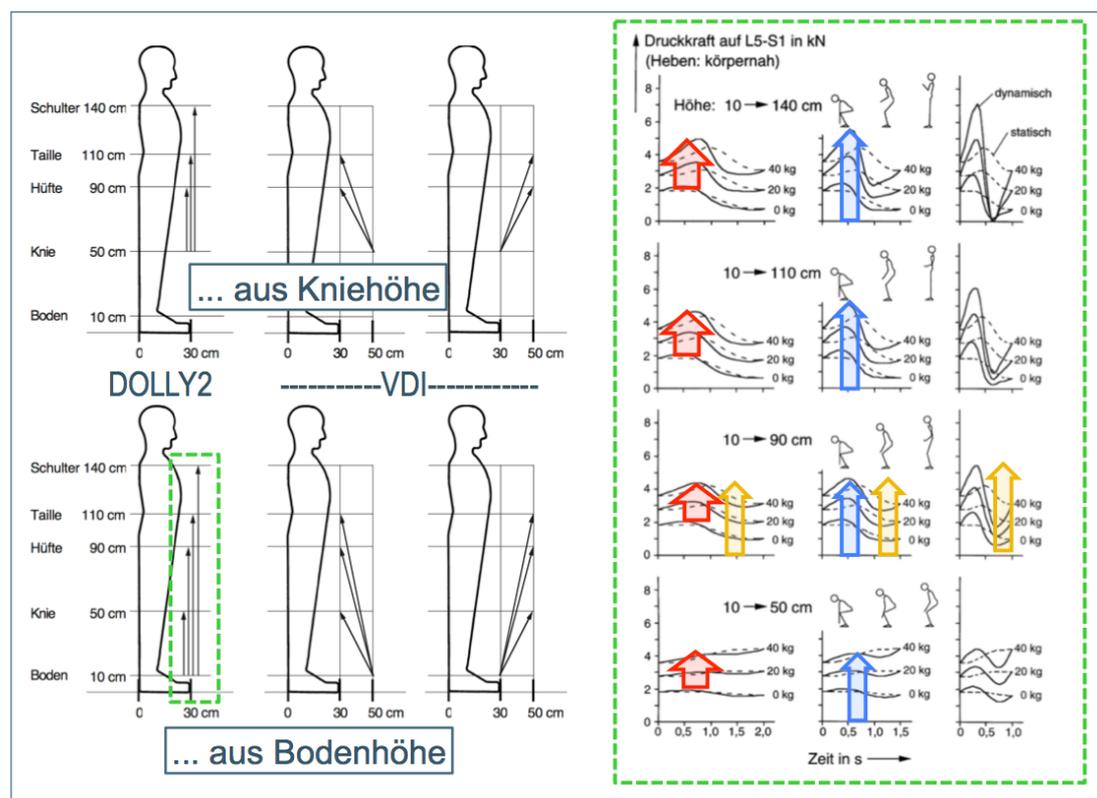
The image shows the cover of a book titled 'Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag' (2001). The cover features a diagram of the human spine with red arrows indicating load and a photograph of a person lifting a box. The text on the cover includes 'Fortschritt-Berichte VDI', 'Reihe 17', 'HVBG 2001', and 'Ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung'.

**Abbildung 3.7-1:** Tätigkeiten mit physischer Belastung, für die hinsichtlich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung Ergebnisse früherer Erhebungen vorliegen (nach Jäger et al. 2004)

Priorität erlangten (Kranig 2007). Wie Abbildung 3.7-1 zeigt, wurden Tätigkeiten [i] mit vollständigem Aufnehmen des Lastgewichts wie Heben oder Tragen, [ii] Lastentransporte unter Nutzung von Hilfsmitteln wie einer Schubkarre und [iii] sogenannte besondere Kraftaufwendungen untersucht.

Im Rahmen von MEGAPHYS wurden in Ergänzung der vormaligen Erhebungen und Entwicklungen weitere Belastungsfälle hinsichtlich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung untersucht, um das Analysespektrum insgesamt zu erweitern: Dies betrifft das Heben von Lasten und das Aufbringen von Aktionskräften, wie sie beim Schieben oder Ziehen von Transportwagen oder Containern anzutreffen sind (ISO 11228-2). Diese Belastungsformen wurden favorisiert, um vormalige Ergebnisse gezielt zu erweitern bzw. das Spektrum weiter zu vervollständigen. Daher wurde auf im Projektantrag als „erster Gedankenansatz“ genannte Analysen zu Manipulationskräften, die beim Halten von Lastobjekten zu deren Positionieren zusätzlich zu den Haltekräften aufgebracht werden, verzichtet. Die folgende Darstellung zum vorliegenden Ergebnisstand beschränkt sich auf ausgewählte Ergebnisse zum Heben; die Erhebungen zum Ziehen und Schieben werden zusammengefasst mit den aktuellen Erhebungen in Kapitel 3.7.5.3 dargestellt.

In Abbildung 3.7-2 sind im linken Teil die innerhalb von *DOLLY 2* analysierten Hubwege für das Bewegen von Gegenständen vom Boden oder aus Kniehöhe auf höhere „Zielpositionen“ in Knie-, Hüft-, Taillen- oder Schulterhöhe skizziert.



**Abb. 3.7-2:** Skizzierung der in früheren Forschungsvorhaben unterstellten Hubwege, für die die resultierende Wirbelsäulenbelastung mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen bestimmt wurde (links/DOLLY2 und Mitte/VDI), sowie Berechnungsergebnisse für den grün umrandeten Fall vertikalen Hebens vom Boden auf verschiedene Absetzhöhen (rechts); Erläuterung der Nebenbedingungen: s. Text

Obengenannte Hebevorgänge weisen gänzlich körpernahe vertikale Lastspuren auf. In einem weiteren Schritt wurden die entsprechenden Ergebnisse zum Heben mit körperferne(re)m Lastaufnahmen bzw. -abgeben und somit schrägem Hubweg in der Sagittalebene ergänzt (VDI-Bericht, Jäger 2001; s. Mitte der Abbildung). Im rechten Teil ist ein früheres Ergebnis in Form eines „Diagrammfeldes“ von 4 • 3 Diagrammen zitiert, das sich auf die Hubwege entsprechend der Skizze unten links bezieht. Die Strichfiguren in den Diagrammen zeigen exemplarisch die bei der Bewegung unterstellten Körperhaltungen.

Die 12 Diagramme in Abbildung 3.7-2 zeigen die mit dem *Dortmunder* berechneten Bandscheiben-Druckkräfte am lumbosakralen Übergang für das vertikal-körpernahe beidhändig symmetrisch ausgeführte Heben verschieden schwerer Lasten (0 / 20 / 40 kg; Kurven innerhalb der Diagramme) vom Boden auf 4 Absetzhöhen (Diagramme übereinander) in verschiedener Dauer je Vorgang (2 / 1<sup>1</sup>/<sub>2</sub> / 1 s; Diagramme nebeneinander). Den Berechnungen *mit* Berücksichtigung der Massenträgheit (durchgezogene Linien; „dynamisch“) sind jeweils solche *ohne* deren Einbeziehung gegenübergestellt (gestrichelt; „statisch“). Dies bedeutet, dass die gestrichelt dargestellten Ergebnisse in nebeneinander gezeigten Diagrammen jeweils identische Druckkraftwerte annehmen; aufgrund der zeitlichen Zuordnung mit verschiedenen Vorgangsdauern sind die Kurven jedoch horizontal verschieden „gestaucht“. Diese „statischen Analysen“ könnten auch derart interpretiert werden, dass die gleichen Belastungswerte auch bei „dynamischen Analysen“ angenommen würden, wenn eine sehr lange Vorgangsdauer vorliegt und somit die für die Bewegungsausführung erforderlichen Beschleunigungen – und Verzögerungen – ein unbedeutendes Ausmaß aufweisen. Den Kurvenpaaren kann zudem entnommen werden, dass Anfangs- und Endpunkte jeweils gleiche Werte annehmen – zu diesen Zeitpunkten des jeweiligen Hebevorgangs sind voraussetzungsgemäß Körper und Last in Ruhe, sodass keine beschleunigungsinduzierten „Dynamikeffekte“ auftreten.

Als Hebetechnik wurde ein „freies Heben“, d.h. weder ein reines „Heben aus dem Rücken“ noch ein reines „Heben aus den Beinen“ unterstellt, bei dem zu Vorgangsbeginn sowohl [a] die Beine in den Kniegelenken gebeugt als auch [b] der Rumpf nach vorn geneigt ist und [c] eine gewisse kyphotische Krümmung zusätzlich zur natürlich-normalen „physiologischen“ Wirbelsäulen-Doppel-S-Form aufweist; eine solche Haltung kann als die übliche, gewöhnliche, „normale“ bezeichnet werden. Bei den Modellierungen wurde zudem vorausgesetzt, dass sich die Bewegungen der einzelnen Körperteile derart überlagern, dass eine weitestgehend lineare Lastspur für den gehobenen Gegenstand resultiert.

Als Hauptergebnis wird angeführt, dass die Wirbelsäulenbelastung – hier anhand des jeweiligen Maximums der Kurven zur lumbosakralen Druckkraft indiziert – mit zunehmender Lastmasse steigt: siehe rote Pfeile exemplarisch für die linke Reihe übereinander stehender Diagramme für Vorgangsdauern von einheitlich 2 s (Bereich im Diagramm links/unten: 1,9 kN/0 kg bis 4,4 kN/40 kg; Bereich im Diagramm links/oben: 2,1 kN/0 kg bis 4,9 kN/40 kg). Das Bandscheiben-Druckkraft-Maximum nimmt auch mit zunehmendem Hubweg zu: siehe blaue Pfeile, exemplarisch für die mittlere Reihe übereinander stehender Diagramme für Vorgangsdauern von 1,5 s (Bereich im Diagramm Mitte/unten: 2,0 kN/0 kg bis 4,4 kN/40 kg; Bereich im Diagramm Mitte/oben: 2,3 kN/0 kg bis 5,5 kN/40 kg). Letztendlich nimmt die Druckkraft auch mit wachsendem Ausführungstempo zu, hier widergespiegelt durch eine abnehmende Vorgangsdauer: siehe gelbe Pfeile, exemplarisch für die zweitunterste Reihe nebeneinander stehender Diagramme für Heben aus Boden- auf Hüfthöhe (Bereich im Diagramm links/2. von unten: 2,0 kN/0 kg bis 4,4 kN/40 kg; Bereich im Diagramm rechts/2. von unten: 2,6 kN/0 kg bis 5,4 kN/40 kg). Somit können die Kurven in Abbildung 3.7-2 in der Art zusammengefasst werden: Je schwerer die Last und/oder je weiter der Hubweg und/oder je schneller der Hub, desto höher der Maximalwert der Bandscheiben-Druckkraft eines Hebevorgangs. Vergleicht man die Überlagerung dieser Einflüsse, wird das Ausmaß der Modulation der Wirbelsäulenbelastung

besonders deutlich: Bei sehr langsamer Ausführung bei kleinem Hubweg ergeben sich Druckkraftmaxima von 1,8 kN (0 kg) bis 4,4 kN (40 kg), während bei schneller Ausführung über den längsten hier angenommenen Hubweg Maxima von 2,8 kN (0 kg) bis 7,1 kN (40 kg) resultieren. Daraus kann und sollte gefolgert werden, dass die Einflüsse von Hublänge und Tempo ebenso wenig vernachlässigbar erscheinen wie beispielsweise das Gewicht des gehandhabten Lastobjekts.

Die genannten Werte der Druckkraftmaxima für das vertikale körpernahe Heben aus Bodenhöhe auf 4 Zielhöhen – abgegriffen von den jeweiligen vorgangsspezifischen Kurvenverläufen – finden sich auch in einer tabellarischen Übersicht in Tabelle 3.7-1: Dabei sind die Ergebnisse zum Heben auf die Lastabsetzhöhen in Schulter-, Tailen-, Hüft- und Kniehöhe von oben nach unten angeordnet.

**Tab. 3.7-1: Wirbelsäulenbelastung beim sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Boden- auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg (Erhebungsdesign s. Abb. 3.7-2 links unten); Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung, s.a. „Anmerkungen“ im Text)**

<b>Heben, beidhändig, vertikal, körpernah vom Boden (10 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,81	3,06	4,45	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,08	3,51	4,94	-0,42	-0,57	-0,72
	1,5 s	2,28	3,89	5,53	-0,45	-0,62	-0,77
	1,0 s	2,83	4,94	7,11	-0,55	-0,74	-0,93
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,06	4,37	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,08	3,37	4,64	-0,41	-0,56	-0,70
	1,5 s	2,28	3,69	5,02	-0,45	-0,6	-0,74
	1,0 s	2,83	4,54	6,10	-0,54	-0,71	-0,85
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,00	4,22	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,02	3,21	4,37	-0,40	-0,55	-0,68
	1,5 s	2,17	3,44	4,64	-0,43	-0,58	-0,71
	1,0 s	2,59	4,08	5,42	-0,50	-0,66	-0,79
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,09	4,39	-0,37	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,90	3,08	4,39	-0,38	-0,51	-0,65
	1,5 s	1,97	3,09	4,39	-0,39	-0,52	-0,65
	1,0 s	2,16	3,36	4,42	-0,43	-0,56	-0,67

In den Spalten nebeneinander sind die Ergebnisse für die verschiedenen Lastmassen von 0, 20 und 40 kg aufgeführt – im linken Teil für die Bandscheiben-Druckkraft, im rechten Teil für die Sagittal-Scherkraft. In jedem der markierten Tabellenfelder finden sich die Maxima für äußerst langsames Heben ohne Berücksichtigung der Massenträgheitseffekte unter der Bezeichnung „statisch“ sowie für „dynamisches“ Heben mit Berücksichtigung der Massenträgheitseffekte für Vorgangsdauern zwischen 2 und 1 Sekunde.

Wie der Vergleich der Druckkraftwerte verdeutlicht, ergeben sich die höchsten Werte für den längsten Hubweg von Boden- auf Schulterhöhe, höhere Werte für schwere Lasten im Vergleich zu leichteren sowie die höchsten Werte für das Heben in kürzester Zeit. Ein analoges Verhalten zeigt sich auch für den Vergleich der korrespondierenden Scherkraftwerte aufgrund des biomechanisch engen Zusammenhangs der beiden sagittalen Kraftkomponenten zur Kompressions- und Scherbelastung bei diesem sagittalen Belastungsfall. Wie üblich in derartigen Belastungserhebungen werden in der Regel um ein Vielfaches höhere Druck- als Scherkräfte bewirkt. Bezüglich des durchweg positiven Vorzeichens bei den Druckkräften und des durchweg negativen Vorzeichens bei den Scherkräften gelten die folgenden Hinweise.

#### Anmerkungen:

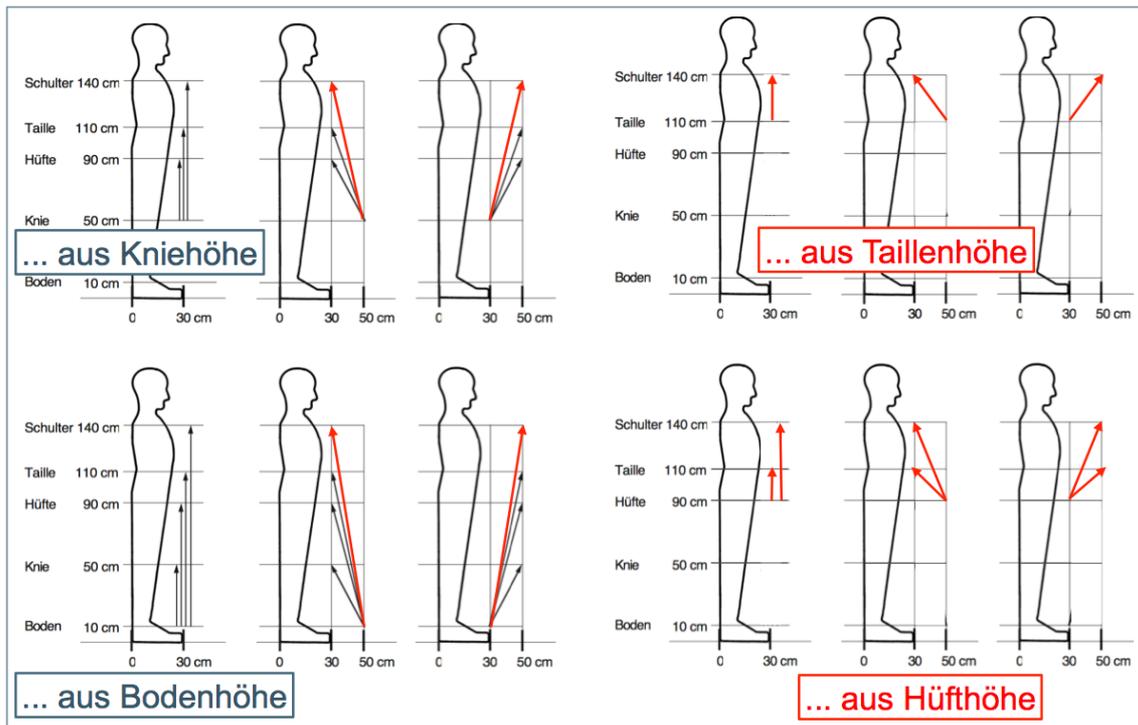
- Aufgrund des im *Dortmunder* vereinbarten Koordinatensystems mit positiven xyz-Werten nach vorn, links und oben nehmen die als Re-Aktionskräfte am „unteren Schnittufer“ dargestellten Bandscheiben-Druckkräfte in der Regel positive, die sagittalen Scherkräfte überwiegend negative Werte an. Da Körperhaltungen und -bewegungen sowie Lastposition und -schwerpunktlage bei beidhändig symmetrisch ausgeführten Hebetätigkeiten keine seitlichen Kräfte bewirken – bzw. seitliche Kräfte der einen Seite heben sich mit entsprechenden der anderen Seite gegenseitig auf –, wird auf die Auflistung der Werte für die laterale Bandscheiben-Scherkraft verzichtet: für diesen Sonderfall „idealer Symmetrie“ ist sie durchgehend Null.
- Die Ergebnisse der Bandscheiben-Reaktionskräfte sind mit 2 Nachkommastellen angegeben, um bei eventuellen Regressionen Fehler zu verringern; gleichwohl sollte die Genauigkeit der Werte nicht überinterpretiert werden, da – wie bei jeder Modellbildung oder Simulation – zahlreiche Voraussetzungen unumgänglich sind, sodass andere Ausprägungen, beispielsweise von Körperhaltungen, in der Regel zu abweichenden Ergebnissen führen. Bezüglich der für die biomechanischen Simulationsrechnungen unterstellten Voraussetzungen sowie bezüglich der anwendbaren Kriterien zur Bewertung der Berechnungsergebnisse wird auf die Erläuterung eingangs von Kapitel 3.5 verwiesen.

Abschließend wird auf eine Besonderheit bei den in Abbildung 3.7-2 dargestellten Kurvenverläufen hingewiesen: In den Diagrammen der unteren Reihe liegen die Anfangswerte unterhalb derjenigen am Vorgangsende; dies ist – trotz der größeren Rumpfvorneigung infolge der niedrigen Lastaufnahme-position am Boden – auf den kürzeren Hebelarm von Last und Oberkörperschwerpunkt bezogen auf den Berechnungsbezugspunkt L5-S1 zurückzuführen. Insgesamt wurden für die 7 Hubwege ab Kniehöhe und 10 Hubwege ab Bodennähe sowie 3 Lastmassen und 3 Hubdauern, ergänzt um „statische Betrachtungsweise“, 204 Belastungsfälle bezüglich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung analysiert (84 aus *DOLLY 2*, 120 aus VDI-Bericht).

### 3.7.3 Aktuelle Erhebungen zu beid- und einhändigem Heben

Zur Erläuterung der in MEGAPHYS erarbeiteten Ergänzungen sind in Abbildung 3.7-3 die insgesamt untersuchten Hubwege skizziert, wobei die bisher nicht-analysierten 4 langen schrägen Hubwege von Boden- und Kniehöhe auf Schulterhöhe im linken Teil eingefügt wurden.

Der rechte Abbildungsteil zeigt Skizzierungen der aktuell untersuchten Belastungsfälle mit bisher nicht vorgesehener Lastaufnahme in Hüft- bzw. Taillenhöhe, die zu 9 weiteren Hubwegen führen. Aufgrund der dabei ebenso 3 verschiedenen Lastmassen und 4 Tempi ergeben sich 12 mal 13 gleich 156 zusätzlich analysierte Hebevorgänge. Dies kann dahingehend zusammengefasst werden, dass die vormaligen „Lücken“ des Analysespektrums, das sich auf das beidhändig symmetrisch ausgeführte Heben im Bewegungsraum vor dem Körper bezieht, gefüllt wurden und dass somit Belastungsergebnisse zu nunmehr 360 beidhändig symmetrisch ausgeführten Hebevorgängen vorliegen. Die aus den Zeitverläufen abgegriffenen Maxima für die lumbosakrale Druck- sowie Sagittalscherkraft sind in Teil 1 von Anhang 3 zusammengefasst.



**Abb. 3.7-3:** Skizzierung der in früheren Forschungsvorhaben unterstellten Hubwege, für die die resultierende Wirbelsäulenbelastung mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen bestimmt wurde (links, schwarze Pfeile), sowie Skizzierung der in MEGAPHYS analysierten Hubwege (Mitte und rechts: rote Pfeile); sämtliche Lastspuren in dieser Seitansicht gelten für beidhändige und einhändige Ausführung; sie verlaufen mediansagittal (beidhändig) bzw. schultersagittal (einhändig)

Die Bewegungsmodellierungen zum beidhändigen Heben wurden dazu genutzt, entsprechende Berechnungen auch für das Heben einer Last mit nur einem Arm durchzuführen. Dabei wurde vorausgesetzt, dass der lastbewegende Arm das Objekt in der Schultersagittalebene dieser Körperseite hebt und dass der unbeteiligte Arm eine hängende Position einnimmt; dadurch ergibt sich einerseits eine zur Medianebene unsymmetrische Körperhaltung und andererseits auch eine unsymmetrische Lastposition. Durch letztere werden von Null verschiedene Torsions- und Seitbeugemomente bzgl. des Referenzpunktes L5-S1 generiert – im Gegensatz zu beidhändig symmetrischem Heben.

Aufgrund der einhändigen Ausführung wurden der Gewichtsbereich des Lastobjekts und auch der Vorgangsdauerbereich angepasst; statt 0 / 20 / 40 kg bei beidhändigem Heben wurden hier Lastmassen von 0 / 5 / 10 / 15 kg angenommen, statt Vorgangsdauern von 2 / 1<sup>1</sup>/<sub>2</sub> / 1 s (beidhändig) bei einhändiger Ausführung 2 / 1 / <sup>3</sup>/<sub>4</sub> s. Somit wird einerseits ein realistisches

Tätigkeitsspektrum gewährleistet und andererseits die Möglichkeit von Vergleichen zwischen ein- und beidhändiger Ausführung bei ansonsten gleichen Tätigkeitsbedingungen gegeben. Insgesamt ergeben sich 480 zusätzlich analysierte Belastungsfälle, die auf einhändiges Heben im Bewegungsraum vor dem Körper abheben.

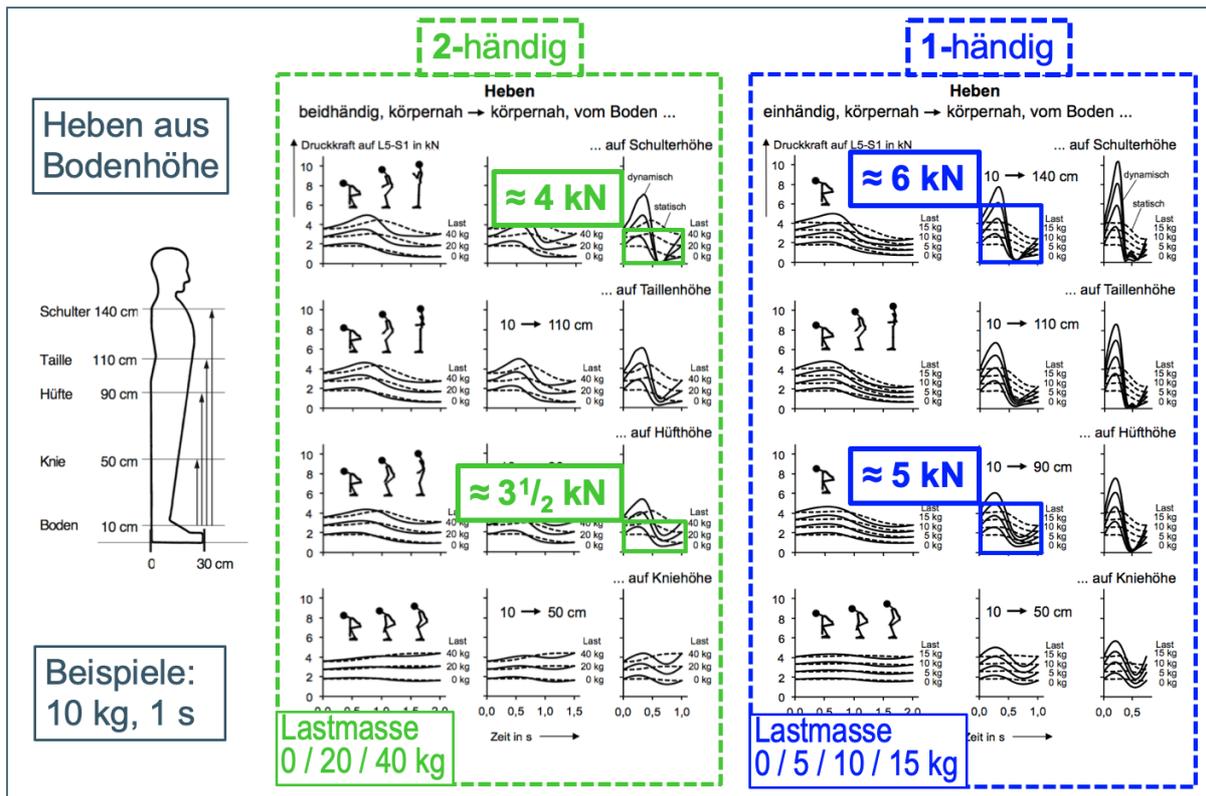
### 3.7.4 Exemplarische Vergleiche

Im Folgenden werden exemplarisch die Ergebnisse zur Wirbelsäulenbelastung bei verschiedener Ausführung bzw. von ähnlich scheinenden, aber biomechanisch verschiedenen Vorgängen herangezogen, um insbesondere die Vorteile aufgrund der neuen Analysen und die Möglichkeit einer möglichst genauen Belastungserhebung aufzuzeigen.

#### 3.7.4.1 Beidhändiges vs. einhändiges Heben

In Abbildung 3.7-4 sind die Ergebnisse zur Wirbelsäulenbelastung beim Heben vom Boden auf Knie-, Hüft-, Taillen- und Schulterhöhe dargestellt, in der Mitte bei beidhändiger und rechts bei einhändiger Ausführung. Wie die Skizzierung im linken Teil zeigt, wurde – wie in Abbildung 3.7-2 – von vertikalen und körpernahen Lastwegen ausgegangen. Die Werte im mittleren Diagrammfeld sind mit denen in Abbildung 3.7-2 aus einer früheren Darstellung identisch; die Kurvenverläufe wurden jedoch mit der aktuellsten Version des *Dortmunder* Neuberechnet, um potentielle Ergebnisänderungen zu berücksichtigen. Zudem wurden die Kurvenverläufe mit dem Ziel eines einheitlichen Ordinatenmaßstabs für dieses Diagramm umgezeichnet. Da sich, wie oben erläutert, die Wertebereiche für das Lastgewicht und die Vorgangsdauer bei beid- bzw. einhändigem Heben erheblich unterscheiden, sollten nicht die Maximalwerte „über alle Diagramme und Kurven“ miteinander verglichen werden – dies ergäbe für beidhändiges Heben von 40 kg in 1 s vom Boden auf Schulterhöhe ca. 7 kN, für einhändiges Heben von 15 kg in 0,75 s mehr als 10 kN. Stattdessen sollten jeweils Ausführungen gleicher „Grundbedingungen“ verglichen werden, um die Ursache eines Werteunterschiedes den jeweilig verschiedenen Tätigkeitsbedingungen zuordnen zu können.

Im zuvor erläuterten Sinn wurden für den exemplarischen Vergleich Bedingungskonfigurationen von Heben auf Hüft- oder Schulterhöhe bei einer 10-kg-Lastmasse mit einer 1-s-Vorgangsdauer gewählt – bei beidhändigem Heben gewinnt man die Werte zu 10 kg durch Interpolation aus den korrespondierenden 0- und 20-kg-Verläufen. Wie in Abbildung 3.7-4 hervorgehoben, ergibt sich für den kürzeren Hubweg ein Druckkraft-Maximum-Wertepaar für beid- versus einhändige Ausführung von ca. 3<sup>1</sup>/<sub>2</sub> zu 5 kN, für den längeren Hubweg ein Wertepaar von ca. 4 zu 6 kN – somit „Zuwächse“ von etwa 40 bis 50%. Dies bedeutet, dass bereits eine vergleichsweise geringe Ausprägung von Asymmetrie durch schulter-sagittale ein- statt mediansymmetrische beidhändige Ausführung zu einer deutlichen Erhöhung der Belastungswerte führt oder führen kann. Zudem zeigt sich, dass erst durch die aktuell neu erhobenen Daten zu einhändigem Heben die Auswirkungen auf die Wirbelsäulenbelastung quantitativ abgeschätzt werden können. Bei stärkerer Asymmetrie von Oberkörper- oder Armhaltung oder deutlich stärkerer seitlicher Lastposition ist ein noch größerer Unterschied zwischen symmetrischer und unsymmetrischer Ausführung zu erwarten, wie insbesondere aus früheren Erhebungen zum Bewegen von Mauersteinen bei Bautätigkeiten oder zum manuellen Patiententransfer bei Pflege-tätigkeiten geschlossen werden kann (Jäger et al. 1991, 2013; s.a. Kap. 3.3.1 bzw. 3.3.7.2).

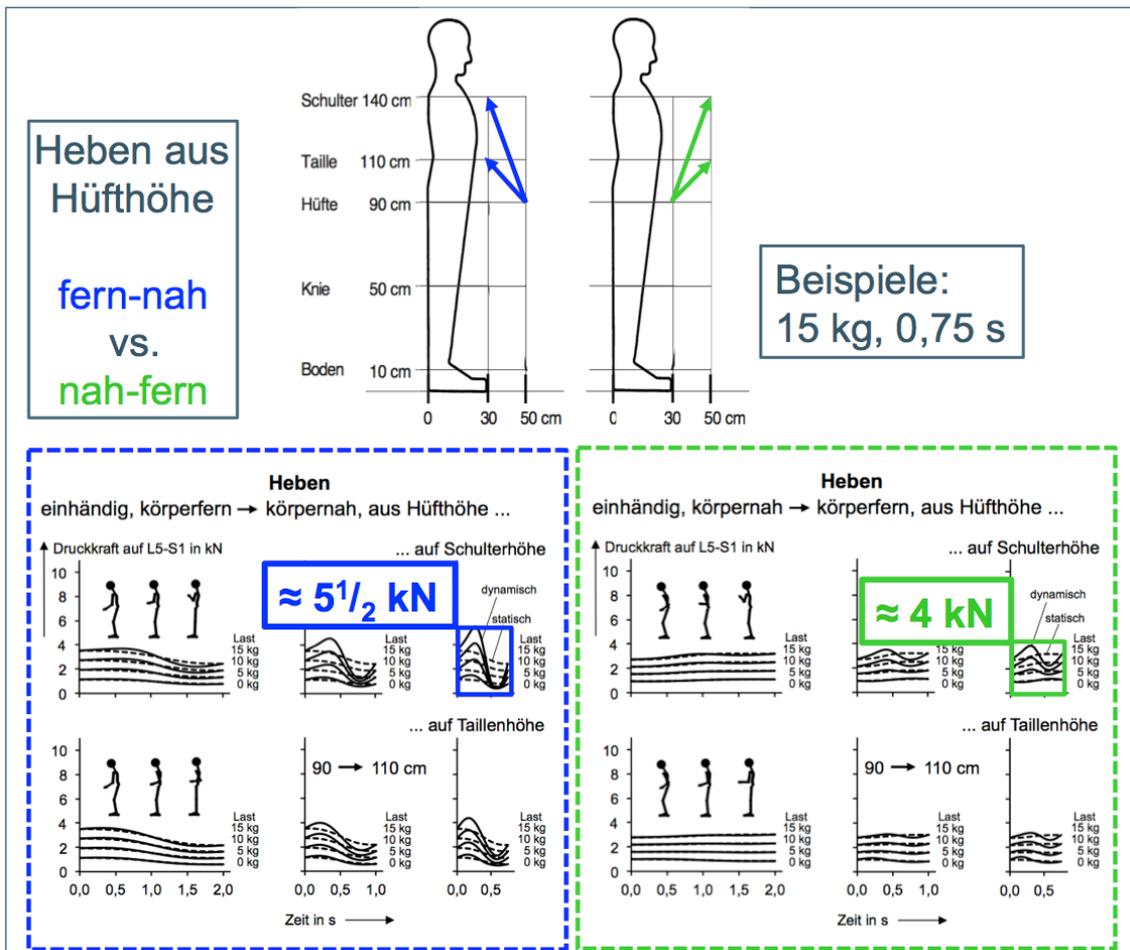


**Abb. 3.7-4:** Skizzierung der unterstellten vertikalen Hubwege mit Lastaufnahme am Boden und 4 verschiedenen Absetzhöhen sowie körpernaher Lastspur, für die die resultierende Wirbelsäulenbelastung mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen bestimmt wurde (links); in der Mitte Ergebnisse für beidhändig mediansymmetrisch ausgeführtes Heben, rechts für schultersagittal einhändiges Heben; Hervorhebung der Ergebnisse für Heben von 10 kg in 1 s auf Knie- bzw. Schulterhöhe (s. Umrandungen); bei den Körperhaltungsskizzen wurden das zur Stabilisierung nach hinten ausgestellte Bein sowie der linke hängende Arm (bei einhändiger Ausführung mit rechtem Arm) zur Vereinfachung nicht abgebildet

### 3.7.4.2 Heben von nah nach fern vs. fern nach nah

Im zweiten Vergleichsbeispiel sind die Ergebnisse zum Heben aus Hüfthöhe auf Zielpositionen in Taillen- bzw. Schulterhöhe dargestellt. Im Gegensatz zum vorherigen Beispiel wurde nicht von vertikalen Hubwegen ausgegangen, bei denen die Last durchgängig körpernah geführt wird, sondern von Lastspuren, bei denen sich das gehobene Objekt entweder zu Vorgangsbeginn oder am Vorgangsende ein wenig körperferner befand. Als Maß für eine körpernahe Position wurde ein Abstand von 30 cm nach vorn, bezogen auf die Ferse, angenommen – dies entspricht etwa einer Fußlänge –, bei körperferner Position wurde ein Sagittalabstand zur Ferse von 50 cm unterstellt. Diese Maße sind identisch mit denen vormaliger Erhebungen (Jäger 2001). Für dieses Vergleichsbeispiel mit schrägen Lastspuren in der Seitenansicht – von körpernah nach -fern versus körperfern nach -nah – wurde zudem angenommen, dass das Lastobjekt mit nur einem Arm gehoben wurde, für den anderen wurde eine hängende Stellung vorausgesetzt. In Abbildung 3.7-5 sind dazu die resultierenden Diagrammfelder der Druckkraftverläufe bezüglich L5-S1 für das Heben auf den Körper zu (links) und vom Körper weg (rechts) dargestellt, ergänzt um die Skizzierungen der schrägen Hubwege (oben). Aufgrund der hier unterstellten Lastaufnahme in Hüfthöhe und 2 Absetzhöhen sowie der Annahme von 3 Vorgangsdauern ergeben sich je 6 Diagramme. Durch das Vorsehen von 4 Lastmassen

und der Gegenüberstellung von Berechnungen mit und ohne Berücksichtigung des Massenträgheitseffekts („dynamisch“: Linien durchgezogen; „statisch“: gestrichelt) resultieren insgesamt 4 Kurvenpaare je Diagramm.



**Abb. 3.7-5:** Skizzierung der unterstellten schrägen Hubwege mit Lastaufnahme in Hüfthöhe körperfern (blau) bzw. körpernah (grün) und 2 verschiedenen Absetzhöhen (oben), für die die resultierende Wirbelsäulenbelastung mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen bestimmt wurde (unten); Ergebnisse für einhändig schultersagittal ausgeführtes Heben – links für körperferne Lastaufnahme (blau), rechts für körpernahe (grün); Hervorhebung der Ergebnisse für Heben von 15 kg in 0,75 s auf Schulterhöhe (s. Umrandungen)

Bereits eine erste Sicht auf die Kurven zeigt, dass Heben auf den Körper zu von einem höheren Anfangswert der Druckkraft auf einen niedrigeren zu Vorgangsende strebt, während beim Heben von Körper weg ein umgekehrtes Verhalten vorliegt. Dies lässt sich auf die verschiedenen Körperhaltungen mit weiter vorn bzw. dichter am Körper gehaltenem Arm mit Lastobjekt zurückführen, sodass sich der Gesamtschwerpunkt von Oberkörper und Last eher weiter entfernt bzw. näher am Bezugspunkt L5-S1 befindet. Werden die Hubbewegungen eher langsam ausgeführt (Vorgangsdauer 2 s), unterscheiden sich die Ergebnisse „statischer Berechnungen“ von denen mit Berücksichtigung der Massenträgheit kaum: die Kurven liegen fast übereinander. Mit kürzer werdender Vorgangsdauer jedoch sind deutliche Unterschiede erkennbar: In der Beschleunigungsphase, d.h. im ersten Teil der Bewegung nehmen die Druckkraftkurven bei „dynamischer Berechnung“ höhere Werte an als bei Modellierungen ohne Einbeziehung von Beschleunigungen, während im zweiten Bewegungsteil die Gravitation zur Verzögerung

von Körper und Last genutzt wird: Dann ist bei den durchgezogenen Kurven ein „Unterschließen“ unter den entsprechenden gestrichelten Verlauf erkennbar.

Vergleicht man die horizontalen Anteile der Bewegungsrichtungen „auf den Körper zu“ und „vom Körper weg“, ergeben sich deutliche Unterschiede bezüglich der resultierenden Bandscheiben-Druckkraft: In Abbildung 3.7-5 ist dazu das Beispiel des Hebens einer Last von 15 kg in der hier schnellstmöglichen Art mit einer Vorgangsdauer von 0,75 s herausgehoben: Heben auf den Körper zu führt zu einem Druckkraftmaximum von etwa 5<sup>1</sup>/<sub>2</sub> kN, beim Heben vom Körper weg erreicht das Maximum einen Wert von etwa 4 kN. Dies ist darauf zurückzuführen, dass in ersterem Fall die beschleunigungsinduzierten Belastungserhöhungen „gegen die Schwerkraft“ bei den vergleichsweise ungünstigeren Körperhaltungen in der ersten Bewegungshälfte auftreten, d.h. die dynamikbedingte Belastungserhöhung überlagert sich dem ohnehin höheren statischen Belastungsanteil. Dieser Sachverhalt wird in der zweiten Bewegungshälfte dadurch ergänzt, dass die dynamikbedingte Belastungserniedrigung „durch Nutzen der Schwerkraft“ den ohnehin niedrigeren statischen Belastungsanteil auf noch niedrigere Werte verringert. Im Gegensatz dazu überlagern sich im zweiten Fall des Hebens vom Körper weg die beschleunigungsinduzierten Belastungserhöhungen den vergleichsweise günstigen Körperhaltungen in der ersten Bewegungshälfte, sodass das Kurvenmaximum einen geringeren Wert annimmt. Daraus folgend sind die eher ungünstigen Körperhaltungen in der zweiten Bewegungshälfte mit der Belastungserniedrigung aufgrund der gravitationsbedingten Verzögerung verbunden, sodass das dynamikbedingte Unterschließen unter die „statische Kurve“ zu insgesamt höheren Werten als beim Heben auf den Körper zu verknüpft ist; somit liegt das Kurvenminimum mit etwa 2 kN zwar auf höherem Belastungsniveau als im ersten Fall (ca. 1<sup>1</sup>/<sub>2</sub> kN), doch ist dieser Nebeneffekt unerheblich für das Auslesen der Kurvenmaxima (s. oben: 4 kN zu 5<sup>1</sup>/<sub>2</sub> kN,  $\Delta \approx 30\%$ ).

Zusammenfassend zeigt auch dieses Vergleichsbeispiel, dass bereits ein gering scheinender Unterschied in der Bewegungsausführung zu einer deutlichen Erhöhung bzw. Erniedrigung der Belastungswerte führt oder führen kann. In Übertragung des „Hauptaspektes“ des gezeigten Beispiels sollte gefolgert werden, dass Körper und Last beim Heben nach Möglichkeit bei eher günstiger Körperhaltung mit eher günstigen Hebelverhältnissen beschleunigt werden sollten, um die einhergehenden zusätzlichen Belastungsanteile aufgrund der Massenträgheitseffekte („Dynamikzuschläge“) nicht bei ohnehin vorliegender hoher Belastung („statische Grundlast“) zu überlagern.

### 3.7.5 Zusammenfassung zum Stand von Belastungserhebungen

#### 3.7.5.1 Beidhändig symmetrisches Heben von Lasten

Zum beidhändigen Heben von Lasten im Bewegungsraum vor dem Körper, symmetrisch bezüglich der Medianebene ausgeführt, wurden vormalige Erhebungen mit der aktuellsten Version des *Dortmunder* wiederholt, im Ergebnis verifiziert sowie dahingehend ergänzt, dass einzelne, bisher nicht berücksichtigte „sagittal schräge Hubwege“ wie das Heben von Boden- oder Kniehöhe auf Schulterhöhe mit körperferner Lastaufnahme zu einer körpernahen Absetzposition – oder umgekehrt – hinsichtlich der resultierenden Wirbelsäulenbelastung mit Hilfe biomechanischer Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* analysiert wurden. Somit wurde das betreffende Tätigkeits- bzw. Datenspektrum zu niedrigen Lastaufnahmepositionen komplettiert (vormals 204 Einzelanalysen, in MEGAPHYS plus 48); dabei wurden 3 Lastmassen und 4 Ausführungstempi berücksichtigt (3 Vorgangsdauern zzgl. „statische Analyse“ ohne Einbeziehung des Massenträgheitseffektes). Darüber hinaus wurden Analysen zu eher günstigen, höheren Lastaufnahmepositionen in Hüft- und Taillenhöhe durch-

geführt, analog für „rein vertikale“ Lastspuren und auch für solche mit „sagittal schrägen“ Hubwegen – somit wurde das betreffende Tätigkeits- bzw. Datenspektrum um höhere Lastaufnahmepositionen neu erschlossen (in MEGAPHYS plus 108 Einzelanalysen).

Insgesamt liegen Ergebnisse zu 360 Einzelanalysen zum beidhändigen mediansymmetrischen sagittalen Heben von Lasten vor: 204 analog zu früheren Erhebungen und 156 aus „komplettierenden“ Simulationsrechnungen innerhalb MEGAPHYS. Zur Wahrung der Übersichtlichkeit des Berichtstextes sind diese Ergebnisse als tabellarische Zusammenstellung der Maximalwerte für Druck- und sagittale Scherkraft an der Bezugbandscheibe L5-S1 in einem ersten Teil von Anhang 3 dargestellt – der zweite Teil bezieht sich auf einhändiges Heben. Diese Zusammenstellung enthält somit auch zahlreiche Werte analog zu früheren Quellen, um Vergleiche mit den aktuellen ergänzenden Erhebungen zu vereinfachen.

Mit Bezug auf die in Abbildung 3.7-3 dargestellten Hubwege werden zunächst die „rein vertikalen“ Hebevorgänge und danach die „schrägen Hubwege“ auf den Körper zu bzw. vom Körper weg aufgeführt. Innerhalb dieser 3 Gruppen sind jeweils 4 Tabellen entsprechend den Lastaufnahmehöhen aus Boden-, Knie-, Hüft- und Taillenhöhe enthalten – analog aufgebaut wie Tabelle 3.7-1. Jede somit „Lastaufnahme-spezifische Tabelle“ zeigt, jeweils übereinander angeordnet, die Ergebnisse auf die verschiedenen Lastabsetzhöhen. In den Spalten nebeneinander sind die Ergebnisse für die verschiedenen Lastmassen von 0, 20 und 40 kg aufgeführt – im linken Teil für die Bandscheiben-Druckkraft, im rechten Teil für die Sagittal-Scherkraft. In jedem der markierten Tabellenfelder finden sich die Maxima für verschieden schnelles Heben mit Vorgangsdauern zwischen 2 und 1 Sekunde – mit und ohne Berücksichtigung der Massenträgheitseffekte („dynamisch“, „statisch“).

#### 3.7.5.2 Einhändiges Heben von Lasten in der Schultersagittalebene

Zum einhändigen Heben von Lasten im Bewegungsraum vor dem Körper lagen bisher keine Ergebnisse entsprechender Modellrechnungen zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung vor, abgesehen von vereinzelt Analysen typischer Maurertätigkeiten mit seitlichem Aufnehmen und Heben von „Einhandsteinen“ auf Taillenhöhe (Jäger et al. 1991). Deshalb wurden die Modellierungen zum beidhändigen symmetrischen Heben genutzt, um nach angemessener Modifikation der unterstellten Körperbewegungen sowie der Expositionsbedingungen innerhalb des Forschungsvorhabens MEGAPHYS ein recht umfassendes neues Tätigkeits- und Datenspektrum zu generieren. Dabei wurde vorausgesetzt, dass das Lastobjekt mit nur einer Hand gefasst und bewegt wird, der unbeteiligte Arm wurde als hängend angenommen; das Lastobjekt wird dabei nicht in der Medianebene, sondern in der betreffenden Schultersagittalebene gehoben. Bei den Simulationsrechnungen wurden 4 verschiedene Lastmassen anstelle von 3 beim beidhändigen Heben unterstellt, 4 Ausführungstempi sowie 3 prinzipiell verschiedene Hubwege: körpernah „rein vertikal“ sowie schräg nach oben auf den Körper zu bzw. vom Körper weg, wie in Abbildung 3.7-3 skizziert.

Analog zum beidhändigen Heben sind Belastungen für Vorgänge erhoben worden, bei denen aus Bodenhöhe auf 4 höher gelegene „Zielpositionen“ gehoben wird, aus Kniehöhe auf 3, aus Hüfthöhe auf 2 und aus Taillenhöhe auf 1 höhere Position, die Schulterhöhe – somit wurden 10 Höhendifferenzen durch Heben „durchlaufen“. Insgesamt ergaben sich durch diese Bedingungskombinationen 480 MEGAPHYS-spezifische Einzelanalysen mit korrespondierender Wirbelsäulenbelastung (4 Massen x 4 Tempi x 3 Wegarten x 10 Höhendifferenzen). Zur Wahrung der Übersichtlichkeit des Berichtstextes sind diese Ergebnisse als tabellarische Zusammenstellung mit den jeweils bewirkten Maxima von Druckkraft sowie sagittaler und lateraler Scherkraft an der Bezugsbandscheibe L5-S1 im zweiten Teil von Anhang 3 dargestellt. Die im Vergleich zum beidhändig symmetrischen Heben zusätzlich angegebenen Seitscherkräfte nehmen durchweg positive Werte an; dies ist einerseits auf die Koordinatenfestlegungen im

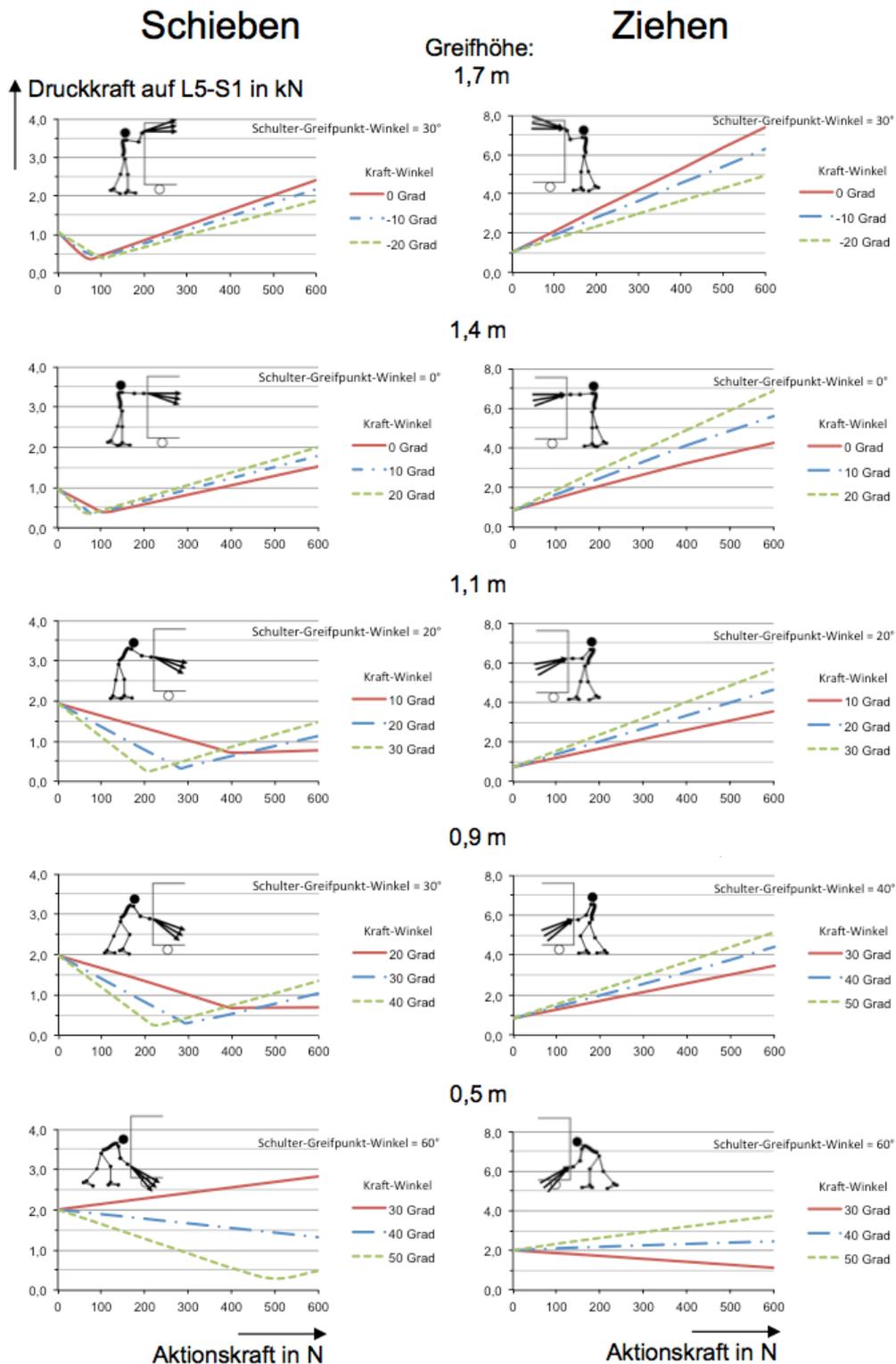
verwendeten Simulationswerkzeug (s. Anmerkung in Kap. 3.7.2) sowie auf die Annahme zurückzuführen, dass das Heben in den vorliegenden Simulationen mit dem rechten Arm ausgeführt wird. Dieser „rechtslastige“ Vorgang bewirkt eine verstärkte Aktivierung von Rücken- und Bauchmuskulatur auf der linken Körperseite, was letztendlich zu positiven Bandscheibenschwerkkräften nach links führt. Die Werte sind insbesondere aufgrund der nicht allzu stark ausgeprägten Asymmetrie in der Regel deutlich niedriger als die sagittalen Schwerkkräfte; bei einer Lastmasse von Null sind die Seitschwerkkräfte nahezu Null: allenfalls ist nur die 2. Nachkommastelle ungleich Null.

Somit liegen Wirbelsäulen-Belastungsdaten zu mehr als 800 Hebevorgängen vor – dem mehr als Vierfachen des vor MEGAPHYS vorliegenden Spektrums. Auch wenn dieses Situations-, Vorgangs- bzw. Datenspektrum die Vielfalt des beruflichen Alltags nur rudimentär abbilden kann, steht mit diesem erweiterten Datensatz eine umfangreich(er)e Basis zur Schätzung von Wirbelsäulenbelastungen für zahlreiche typische Hebevorgänge im frontalen Bewegungsraum zur Verfügung – insbesondere auch durch die Möglichkeit des Interpolierens hinsichtlich Lastaufnahmehöhe, Lastabsetzhöhe, Vorgangsdauer, Lastmasse und Unsymmetrie der Lastposition. Derartiges, gegebenenfalls auch „mehrfaches Interpolieren“ bezüglich mehr als einer Einflussgröße wird ausdrücklich empfohlen, um eine möglichst realitätsnahe Schätzung vorzunehmen.

### 3.7.5.3 Beidhändig symmetrisches Ziehen und Schieben von Lasten

Innerhalb von MEGAPHYS wurden auch vormalige Untersuchungen zum Aufbringen von Aktionskräften, wie sie beim Schieben oder Ziehen von Transportwagen oder Containern auftreten (Jäger et al. 2001, ISO 11228-2), um Analysen zu „benachbarten“, ähnlichen Handhabungsbedingungen ergänzt. Seinerzeit wurde das sagittale Bewegen von Transportwagen untersucht, bei denen Greif- bzw. Griffpositionen in Hüft-, Tailen- und Schulterhöhe – entsprechend 90, 110 und 140 cm – berücksichtigt wurden. Diese Analysen wurden in MEGAPHYS um entsprechende Simulationsrechnungen in Knie- und Kopfhöhe (50 bzw. 170 cm) auf Basis von Nachstellungen der Körperhaltungen im Labor und nachfolgenden biomechanischen Modellrechnungen mit dem *Dortmunder* ergänzt.

In Abbildung 3.7-6 sind die Ergebnisse zur Bandscheiben-Druckkraft auf die lumbosakrale Bandscheibe dargestellt, im linken Teil für das Schieben, im rechten fürs Ziehen; aufgrund der in der Regel niedrigeren Belastung beim Schieben als beim Ziehen ist im linken Abbildungsteil ein Ordinatenbereich bis 4 kN, im rechten Teil bis 8 kN vorgesehen. Analog zu den früheren Erhebungen wurden Aktionskräfte bis zu 600 N unterstellt sowie Körperhöhe und -gewicht zu 1,75 m und 75 kg vorausgesetzt. Zudem wurden verschiedene Winkel der auf das Lastobjekt aufgeprägten Aktionskraft („Kraftwinkel“ relativ zur Horizontalen) vorgesehen – analog zu früheren Erhebungen beim Bewegen von Müllbehältern oder Trolleys in Flugzeugen (s.a. Kap. 3.3.5 und 3.3.6). Zur Kennzeichnung der Armhaltung, die einen nicht unerheblichen Einfluss auf die resultierende Wirbelsäulenbelastung haben kann, ist der sogenannte Schulter-Greifpunkt-Winkel angegeben (in Seitansicht zwischen einer Horizontalen und der Verbindungslinie von Schultergelenk und Greifpunkt).



**Abb. 3.7-6:** Wirbelsäulenbelastung beim Schieben (links) und Ziehen (rechts) von Transportwagen: Exemplarische Verläufe der Bandscheiben-Druckkraft am Lenden-Kreuzbein-Übergang als Funktion der Aktionskraft bei unterschiedlichen Greifhöhen, Schulter-Greifpunkt-Winkeln (SGW: Winkel zwischen einer Horizontalen und der Verbindungslinie von Schultergelenk und Greifpunkt in Seitansicht) und Kraftwinkeln (KW: Winkel zwischen einer Horizontalen und der Richtung der sagittal vorausgesetzten Aktionskraft in der Seitansicht)

Im Folgenden werden die Ergebnisse nicht in allen Details erläutert und auf korrespondierende Beschreibungen, insbesondere bezüglich der vormals analysierten mittleren Greifhöhen, verwiesen (Jäger et al. 2004). Ähnliche Belastungsfälle wurden auch in Kapitel 3.5.2 im Rahmen der Evaluierung der Screeningwerkzeuge zum Ziehen und Schieben hinsichtlich der resultierenden Lumbalbelastung untersucht.

Wie die Druckkraftkurven in Abbildung 3.7-6 für das Schieben zeigen, ergeben sich in der Regel Verläufe mit einem Umkehrpunkt mit zunehmendem Aktionskraftbetrag: Aufgrund der unterstellten Körperhaltungen mit einem weniger oder stärker ausgeprägten Nach-vorn-Lehnen weisen die Kurven bei fehlender Aktionskraft (0 N) Druckkraftwerte zwischen etwa 1 und 2 kN auf; bewirkt durch ein weniger oder stärker ausgeprägtes, nach vorn wirkendes Beugemoment bezüglich der Bezugsbandscheibe. Mit zunehmender Aktionskraft verringert sich dieser Belastungsanteil, sodass ein verstärktes Schieben zu einer partiellen Entlastung führt, was sich in einer Abnahme des Beugemoments nach vorn, einer Abnahme der „kompensatorischen“ Rückenmuskelaktivität und letztendlich in einer Abnahme im Druckkraftverlauf widerspiegelt. Ab einem gewissen Betrag der Aktionskraft – dieser ist bei den verschiedenen Griffhöhen haltungsbedingt unterschiedlich und auch für die unterschiedlichen Aktionskraftwinkel verschieden – führt eine weitere Erhöhung der Aktionskraft zu einem Beugemoment nach hinten, d.h. „der Oberkörper wird nach hinten gedrückt“. Dieses „aufrichtende“ Moment wird nicht durch Aktivität der Rücken-, sondern stattdessen der Bauchmuskulatur ausgeglichen. Daraus folgt eine Wiederzunahme der Bandscheiben-Druckkraft. Dieses Umkehrpunkt-behaftete Verhalten gilt allerdings nicht für das Schieben in Kniehöhe mit einem vergleichsweise geringen Aktionskraftwinkel (hier 30°, s. rote Linie), da die Wirkungslinie dieser Kraft unterhalb des Berechnungsbezugspunktes L5-S1 verläuft und somit eine Erhöhung der Aktionskraft auch bei kleinen Schiebekräften zu einer Erhöhung des Beugemoments nach vorn führt – woraus eine Erhöhung auch der Bandscheiben-Druckkraft resultiert. Bei größeren Aktionskraftwinkeln ist auch bei der niedrigen Griffhöhe der „Knick“ im Druckkraftverlauf zu erkennen, wenn auch bei sehr viel größeren Aktionskräften: Dies ist auf die vergleichsweise hohe „Grundbelastung“ aufgrund des weit vorgeneigten Oberkörpers zurückzuführen, sodass erst bei größeren Aktionskräften das Beugemoment nach vorn in eines nach hinten umgekehrt wird.

Die Druckkraftkurven für das Ziehen weisen ein anderes Verhalten als die Kurven zum Schieben auf: In der Regel bewirken die Aktionskräfte ein Beugemoment bezüglich der Bezugsbandscheibe nach vorn, d.h. „der Oberkörper wird nach vorn gezogen“. Mit Zunahme der Aktionskraft erhöht sich dieses Belastungsmoment; auch die erforderlichen Rückenmuskelkräfte zur Stabilisierung der Körperhaltung und somit die Bandscheiben-Druckkräfte nehmen dann zu. Diese erreichen zum Teil sehr hohe Werte bis etwa 8 kN, was allerdings auf die recht hoch angenommenen Aktionskräfte bis 600 N bei einem recht weit oben angenommenen Kraftübertragungspunkt in Kopfhöhe und einer horizontalen Kraftausübung – verbunden mit einem großen Hebelarm zur Lendenwirbelsäule – zurückzuführen ist. Im beruflichen Alltag ist eine Überlagerung mehrerer derartig ungünstiger Tätigkeitsbedingungen eher selten. Wie auch beim Schieben bildet auch das Ziehen in etwa Kniehöhe bei gewissen Aktionskraftwinkeln eine Ausnahme: Mit Erhöhung der Aktionskraft verringert sich die Bandscheiben-Druckkraft, was auf die zuvor geschilderten Sachverhalte, nur in umgekehrter Wirkungsrichtung zurückzuführen ist: Das Ziehen „hilft“ und verringert das haltungsbedingte Beugemoment nach vorn, woraus eine Abnahme der Bandscheiben-Druckkraft resultiert.

Durch die ergänzenden Simulationsrechnungen liegen Wirbelsäulen-Belastungsdaten zu zusätzlichen Belastungssituationen vor: das vor MEGAPHYS vorliegende Spektrum wurde um Zweidrittel erweitert. Auch wenn dieses Situations-, Vorgangs- bzw. Datenspektrum die Vielfalt des beruflichen Alltags nur rudimentär abbilden kann, insbesondere da seitliche Aktionskraftkomponenten in diesen sagittal-symmetrischen Tätigkeitsannahmen unberücksichtigt sind,

steht mit diesem erweiterten Datensatz eine umfangreich(er)e Basis zur Schätzung von Wirbelsäulenbelastungen für zahlreiche typische Schiebe- und Ziehvorgänge im frontalen Bewegungsraum zur Verfügung.

## Literatur

BK 2108, Berufskrankheit Nummer 2108: Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können (zit. n. BMA 1992)

BMA, Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung (1992) Zweite Verordnung zur Änderung der Berufskrankheiten-Verordnung. Bundesgesetzblatt I, Nr. 59, 2343-2344

Ditchen D, Lundershausen N, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Haerting J, Haufe E, Kersten N, Luttmann A, Morfeld P, Schäfer K, Seidler A, Voß J, Jäger M, Ellegast R (2014) Abschätzung von lumbalen Bandscheiben-Druckkräften in BK-2108-Verfahren. Entwicklung eines Instruments innerhalb der DWS-Richtwertstudie. Zbl Arbeitsmed 64:258-269

Hartung E, Schäfer K, Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Kuhn S, Paul R, Francks H-P (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed 34:112-122

ISO 11228-2, International Organization for Standardization (2007) Ergonomics – Manual handling, Part 2: Pushing and pulling

Jäger M (2001) Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag – ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208. VDI-Verlag, Düsseldorf

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1989) Biomechanik der Lastenmanipulation. In: J Konietzko, H Dupuis, St Letzel (Hrsg) Handbuch der Arbeitsmedizin – Arbeitsphysiologie, Arbeitspathologie, Prävention. Kap. V-1.1.2.3, S 1-16. ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg/Lech

Jäger M, Luttmann A, Laurig W (1991) Lumbar load during one-handed bricklaying. Int J Indust Ergon 8:261-277

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A (2001) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Göllner R, Luttmann A (2004) Belastung der Lendenwirbelsäule bei branchenübergreifend auftretenden Arbeitssituationen mit Lastenhandhabung – Arbeitsphysiologie, Arbeitspathologie, Prävention. In: J Konietzko, H Dupuis, St Letzel (Hrsg) Handbuch der Arbeitsmedizin. Kap. IV.-3.1, S 1-28. Ecomed Verlagsgesellschaft, 36. Erg-Lfg, Landsberg/Lech

Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Wortmann N, Kuhn S, Nienhaus A, Luttmann A (2013) Lumbar-Load Analysis of Manual Patient-Handling Activities for Biomechanical Overload Prevention Among Healthcare Workers. Ann Occup Hyg 57, 528-544

Kranig A (2007) Grundlagen und Ziele der Deutschen Wirbelsäulenstudie. Zbl Arbeitsmed 57: 242

Seidler A, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Euler U, Haerting J, Haufe E, Jordan C, Kersten N, Kuss O, Lundershausen N, Luttmann A, Morfeld P, Petereit-Haack G, Schäfer K, Jäger M (2013) Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie mit dem Ziel der Ableitung geeigneter Richtwerte, Abschlussbericht. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Sankt Augustin

## 4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens

Zu den Ergebnissen des Gesamtvorhabens trägt das IfADo vorrangig mit den in Kapitel 3 dargestellten Ergebnissen bei. Diese betreffen einerseits offensichtliche Kooperationen mit den Projektpartnern (s. Kap. 3.1 Methoden der Literatur, Kap. 3.4 *CUELA-Dortmunder*, Kap. 3.6 Mess- und Bewertungskriterien zum unteren Rücken) und andererseits eher federführend oder weitestgehend eigenständig durch das IfADo er- oder bearbeitete Themen (s. Kap. 3.2 Revision der *Dortmunder Richtwerte*, Kap. 3.3 und 3.7 Lumbalbelastungsatlas branchenspezifisch bzw. -übergreifend, Kap. 3.5 Lumbalbiomechanische Evaluierung von Leitmerkmalmethoden und EAWS).

Als während der Laufzeit des Verbundvorhabens erarbeitete Publikationen wird auf zwei Überblicksdarstellungen sowie auf die in Anhang 2 enthaltene Darstellung zur Erweiterung der Datenbasis zur Ableitung der sogenannten *Revidierten Dortmunder Richtwerte* im *Experimental and Clinical Science Journal ExCliJ* verwiesen:

1. Hartmann B, Botter J, Brandstädt F, Ditchen D, Ellegast R, Gebhardt H, Glitsch U, Hoehne-Hückstädt U, Jäger M, Jordan C, Kaiser B, Klusmann A, Schaub K, Schust M, Sinn-Behrendt A, Steinberg U (2014) MEGAPHYS: Entwicklung eines Methodenspakets zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen. In: Dokumentation der 54. Wiss. Jahrestagung der DGAUM, 4 Seiten. DGAUM, Dresden
2. Ditchen D, Gebhardt H, Hartmann B, Hermanns I, Jäger M, Jordan C, Klußmann A, Schaub Kh, Schust M, Sinn-Behrendt A, Weber B, Brandstädt F u. MEGAPHYS-Projektgruppe (2017) Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen – neue Ansätze im Projekt MEGAPHYS. In: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung eV (DGUV), Berlin (Hrsg): 6. DGUV Fachgespräch Ergonomie. Zusammenfassung der Vorträge vom 2./3. November 2016 (S 87-91). Berlin: DGUV (DGUV Report, Nr. 2/2017)
3. Jäger M (2018) Extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength for deriving reference values in ergonomic work design: the Revised Dortmund Recommendations. *EXCLI Journal* 17:362-385.

## **5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen**

Im Folgenden sind zwei Literaturstellen aufgeführt, die von Relevanz für das Vorhaben sind; diese Publikationen wurden zwar von an MEGAPHYS beteiligten Gruppen erarbeitet, die jedoch nicht dem Vorhabensteil der DGUV zugeordnet werden:

1. Klußmann A, Liebers F, Brandstädt F, Schust M, Serafin P, Schäfer A, Gebhardt HJ, Hartmann B, Steinberg U (2017) Validation of newly developed and redesigned key indicator methods for assessment of different working conditions with physical workloads based on mixed-methods design: a study protocol. *BMJ Open*. 2017 Aug 21;7(8):e015412. doi: 10.1136/bmjopen-2016-015412. (URL: <http://bmjopen.bmj.com/content/7/8/e015412.long>)
2. Klußmann A, Liebers F, Gebhardt HJ, Rieger MA, Latza U, Steinberg U (2017) Risk assessment of manual handling operations at work with the key indicator method (KIM-MHO) – determination of criterion validity regarding the prevalence of musculoskeletal symptoms and clinical conditions within a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2017. 18:184. 10. Mai 2017. DOI: 10.1186/s12891-017-1542-0, ISSN 1471-2474 (URL: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-017-1542-0>)

## 6. Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse des Verbundvorhabens führen zu einer Verbesserung, Evaluierung und Ergänzung bestehender Methoden zur Gefährdungsbeurteilung und zur Erweiterung des Methodeninventars zur Erfassung und Bewertung physischer Belastungen. Insgesamt steht somit insbesondere den Unfallversicherungsträgern und den Betrieben ein weitgehend abgestimmtes Methodenpaket zur Verfügung, das nach wissenschaftlichen Grundsätzen datengestützt entwickelt und auf Basis betrieblicher Anwendungen evaluiert wurde. Das Teilvorhaben des IfADo unterstützt vorrangig die Entwicklung, Weiterentwicklung und Ergänzung von Erhebungs- und Bewertungsverfahren sowie der Messung in Feld und Labor; dabei besteht mit diesem Teilvorhaben ein besonderer Fokus auf die resultierende Rückenbelastung, die Untersuchungen bezüglich anderer Areale im Schulter-Arm-Hand-Bereich sowie im Bereich der unteren Extremitäten wurden durch Beratung und Mitarbeit vor allem in der Konzeptphase unterstützt.

Darüber hinaus ergibt sich eine zusätzliche Relevanz der Ergebnisse des Verbund- und insbesondere des IfADo-Teilvorhabens aus der Häufigkeit der Verdachtsanzeigen bezüglich des Vorliegens einer Berufskrankheit 2108 – für diesen Themenkomplex stehen mit dem erweiterten Ansatz eines Lumbalbelastungsatlas' zahlreiche neue Basisdaten zur Verfügung. Zudem lassen sich anhand der Ergebnisse direkt Maßnahmen zur Prävention ableiten: beispielsweise durch Anwendung der (neuen) Werte zur Belastung und deren Bewertung hinsichtlich des lumbalen Überlastungsrisikos mit Hilfe der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* unter Einbeziehung der Hinweise zum Umgang mit der ansatzgemäß vorliegenden Unschärfe jeglicher Richtwerte.

Das Ergebnis des Verbundvorhabens ist ein umfassende(re)s Methodeninventar zur Durchführung von betrieblichen Gefährdungsbeurteilungen mit Bezug auf physische Belastungen durch manuelle Lastenhandhabung oder erhöhte Krafteinwirkung sowie durch andauernde oder wiederholt eingenommene Körperhaltungen oder auch von Körperzwangshaltungen. Dadurch liegen eine transparente(re) Darstellung der verfügbaren Bewertungsverfahren und eine verstärkte Vernetzung der Methoden untereinander vor. Im Beitrag des IfADo sind bestehende Übersichten, Verfahren oder Kriterien aktualisiert und/oder ergänzt sowie insbesondere ein messtechnisch gestütztes Werkzeug zu einer detailliert(er)en und insbesondere kontinuierlichen Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen in Form des *CUELA-Dortmunder* weiterentwickelt worden. Aus diesem Spektrum von Ergebnissen von Verbund- und Teilvorhaben kann eine verbesserte und fundiertere Anwendbarkeit der Methoden mit dem Ziel der Prävention von muskuloskeletalen Überlastungen und kardiopulmonalen Überanspruchungen des Menschen durch physisch belastende Tätigkeiten des Berufsalltags geschlussfolgert werden.

## **7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan**

Sowohl das Verbundvorhaben als auch das hier beschriebene Teilvorhaben des IfADo basieren bezüglich Konzeption, Durchführung und Zielen auf Forderungen der betrieblichen Praxis; dementsprechend stellen sie ein besser aufeinander abgestimmtes und umfassenderes Methodenpaket zur Gefährdungsanalyse physischer Belastungen für die Anwendung in der betrieblichen Praxis dar. Entsprechend der Vorgaben im Vorhabensantrag sowie aus Überzeugung der Forschungsbeteiligten weisen diese Methoden einen unterschiedlichen Detaillierungsgrad zwischen eher einfachem Screeningansatz und eher aufwändigen messtechnisch gestützten Belastungserhebungen und -bewertungen sowie Risikobeurteilungen hinsichtlich muskuloskeletaler Überlastungen oder kardiopulmonaler Überanspruchungen auf.

## **8. Anhänge**

### **Anhang 1 – Ergänzung zu Kap. 3.1**

Skizzenhafte Beschreibungen des IfADo  
von 25 Verfahren der Literatur

### **Anhang 2 – Ergänzung zu Kap. 3.2**

Publikation zur Ableitung der  
'Revised Dortmund Recommendations'

### **Anhang 3 – Ergänzung zu Kap. 3.7**

Tabellen zur Wirbelsäulenbelastung  
beim beid- und einhändigen Heben

# Anhang 1

Skizzenhafte Beschreibungen des IfADo von 25 Verfahren der Literatur zur Erfassung oder Bewertung von physischen Belastungen – Arbeitspaket 1

- AP1\_M013: Der Dortmunder [Jäger et al. 2001a]  
AP1\_M014: Die *Dortmunder Richtwerte* [Jäger et al. 2001b]  
AP1\_M015: A Guide to Manual Materials Handling, 1<sup>st</sup> ed. [Mital et al. 1993]  
AP1\_M016: Maximum acceptable weight of lift MAWL [Ayoub et al. 1980]  
AP1\_M018: Lastgewichts- und Lastkraftgrenzen aus Intraabdominaldruckmessungen [Davis u. Stubbs 1977]
- AP1\_M019: OWAS [Karhu et al. 1977]  
AP1\_M020: Kritische Dosis beruflicher LWS-Belastungen [Pangert u. Hartmann 1991]  
AP1\_M021: Berufliche LWS-Belastung in BK-Verfahren [Hartung u. Dupuis 1994]  
AP1\_M022: Work Practices Guide for Manual Lifting [NIOSH 1981]  
AP1\_M023: Revised NIOSH Lifting Equation [Waters et al. 1993]
- AP1\_M026: A Guide to Manual Materials Handling, 2<sup>nd</sup> ed. [Mital et al. 1997]  
AP1\_M027: ErgonLIFT [Vedder u. Laurig 1994]  
AP1\_M028: ErgonEXPERT [Laurig et al. 1994]  
AP1\_M029: Das Mainz-Dortmunder Dosismodell  
[T1: Jäger et al. 1999; T2: Hartung et al. 1999]  
AP1\_M034: LWS-Belastung beim Schaufeln [Glitsch et al. 2008]
- AP1\_M035: LWS-Belastung beim Bewegen von Trolleys in Flugzeugen [Glitsch et al. 2004]  
AP1\_M036: DOLLY, Dortmunder Lumbalbelastungsstudie: Monitoring d. Schichtbelastung [Jäger et al. 1998]  
AP1\_M037: DOLLY 2: Standardfall-Register von LWS-Belastungen [Jäger et al. 2001c]  
AP1\_M038: DOLLY 3: LWS-Belastung bei manuellem Patiententransfer [Teile 1-5: Jäger et al. 2003 usw.]  
AP1\_M039: DWS, Deutsche Wirbelsäulenstudie, Dosis-Wirkung-Beziehungen [Bolm-Audorff et al. 2007]
- AP1\_M040: DWS2, DWS-Richtwertestudie [Seidler et al. 2012]  
AP1\_M049: ISO/TR 12296: Manual Patient Handling [ISO 2012]  
AP1\_M1601: BG-Information BGF-TAD 2000: Sicherheit u. Gesundheitsschutz mHvL [Franz 2000]  
AP1\_M1602: SECO-Prüfmittel und -Leitfaden: Gesundheitsrisiken Bewegungsapparat [Läubli 2013]  
AP1\_M1603: Klimmer-Fragebögen [Klimmer et al. 2005]

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>13</b>
--------------------------------	-----------

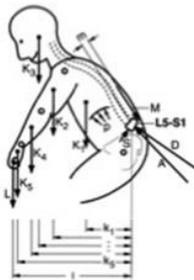
<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Der Dortmunder
<b>Autoren der Erstpublikation</b>	Jäger, M.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr der Erstpublikation</b>	1987
<b>Art</b>	Modellrechnung

## 1.2 Methodenabbildung

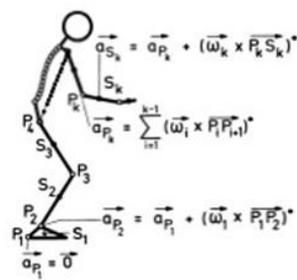
### Kinetik-Modell

beugende Momente,  
aufrichtende Momente  
→ resultierende BS-Kräfte



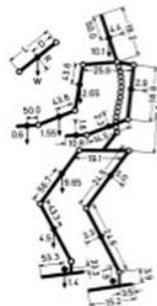
### Kinematik-Modell

Überlagerung von  
Segmentrotationen



### Skelett-Modell

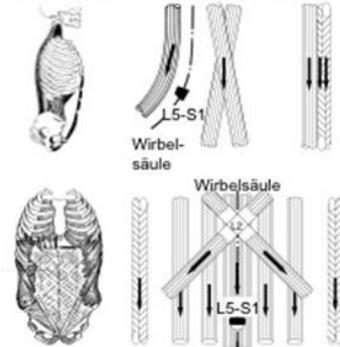
Segmentmaße  
und -gewichte



### Muskel-Modell (Lumbalbereich)

Anatomie

Simulation



Biomechanische Modellierung im Analysesystem *Der Dortmunder*.  
Kinetik-Modell zur Berechnung der Kräfte an den lumbalen Bandscheiben;  
Kinematik-Modell zur Beschreibung der Bewegung von Körperteilen und Last;  
Skelett-Modell mit detaillierten anthropometrischen Angaben;  
Muskel-Modell zur Beschreibung der Muskulatur im Lumbalbereich  
entsprechend Anatomie und Simulation durch Kraftresultierende;

Biomechanische Modellierung im Analysesystem *Der Dortmunder*.

Kinetik-Modell zur Berechnung der Kräfte an den lumbalen Bandscheiben;

Kinematik-Modell zur Beschreibung der Bewegung von Körperteilen und Last;

### Aus:

Jäger, M. u. Luttmann, A.; Der „Dortmunder Denkansatz“ zur biomechanischen Analyse der Wirbelsäulenbelastung bei Lastenhandhabungen

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Praktiker => Gutachter => Wissenschaftler zahlreiche Ergebnisse allg. verfügbar (ecomед Handb. ArbMed 2004)	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Heben, Halten, Tragen, Schieben, Ziehen, Fangen, Werfen, Patiententransfer, Schaufeln, allg. Aktionskräfte, Rumpfvor-/,-seitneigung, Rumpfkrümmung/-torsion	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Ganzkörper, detailliert: Wirbelsäule mit SP LWS	
<b>4. Methodentyp</b>	
Spezielles Screening: Lumbalbelastungsatlas (Start: DOLLY 2, ecomed 2004), Experten-Screening (z.B. über EAWS hinterlegt), Feld-, Labormessungen	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
Parameter	Körperhaltung, -bewegung, Lastmasse, Kräfte allg. Richtung und Angriffspunkt, Körpergröße, -gewicht, Vorgangsdauer
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
3-dim dyn biomech Modell; Lumbalbelastung hängt i.W. von Körperhaltung und Aktionskräften sowie deren zeitlichem Verlauf ab	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
<i>Dortmunder Richtwerte</i> auf Basis der Kompressionsfestigkeit isolierter Segmente der Lendenwirbelsäule: 2,3-6,0 kN (M); 1,8-4,4 kN (F)	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Zbl.ArbMed. 2001, VDI 17/20	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Ablese von Kenngrößen aus Tabelle, gemeinhin Inter-/Extrapolation erforderlich => Messung von Körperhaltungsindikatoren und Aktionskräften	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
Belastungsgrößen für alle Körperhaltungen/-bewegungen/Arten von Handhabung und Kräfteerzeugung sowie Bewegungen/Halten/Untersetzen von Menschen anwendbar	in Standardfall-Register fehlt "ähnlicher Fall" ... Messung und Auswertung eines Vorgangs dauert Wochen
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Konvergenzvalidität	Beschreibung
	in Teilen geprüft (Bewegungssimulation, Muskel-Modell-Anteile, extern validiert [Physik+Biomechanik]), verglichen mit Messwerten zum IDP => Validität hoch
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
Objektivität	Beschreibung
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
langjährig+vielfältig eingesetzt	
<b>9. Kommentar</b>	
Aussagen zur kumulativen LWS-Belastung über zusätzliche/parallele (Real)Expositionserhebungen (als Eingangsgröße) möglich, s. DOLLY1, MDD, DWS	
<b>10. Literatur</b>	
Jäger, M.: Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf 1987	
Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.; Laurig, W.: The Dortmunder - Biomechanical model for quantification and assessment of the load on the lumbar spine. In: Soc. Automotive Engineers (Ed.): SAE Digital Human Modeling Conf., Proc. on CD-Rom (paper 201-01-2085, 9 pp). Arlington (VA, U.S.A.) 2001	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>14</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	<i>Dortmunder Richtwerte</i>
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Jäger et al.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1987, 2001
<b>Art</b>	Referenzwerte

1.2 Methodenabbildung		
<i>Dortmunder Richtwerte</i>		
Alter	Frauen	Männer
20 Jahre	4,4 kN	6,0 kN
30 Jahre	3,8 kN	5,0 kN
40 Jahre	3,2 kN	4,1 kN
50 Jahre	2,5 kN	3,2 kN
≥60 Jahre	1,8 kN	2,3 kN
<p><i>Tabelle 2: Dortmunder Richtwerte – Empfehlungen zur maximalen lumbalen Kompressionsbelastung beim Handhaben von Lasten, vorgesehen für Fragestellungen der Arbeitsgestaltung</i></p> <p><b>Aus: Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.: Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten - Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl Arbeitsmed 51 (2001) 354-372</b></p>		
2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen		
Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs, Wissenschaft		
3. Zielstellung		
3.1 Belastungsart		
Lastenhandhabung, Körperhaltung, Bewegen v. Menschen		
3.2 Körperregion		
Wirbelsäule (LWS)		

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening bis Labormessungen	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	mechan. Kompressionsfestigkeit der LWS
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
Labormessungen an LWS-Präparaten (da am Lebenden nicht messbar)	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
<i>Dortmunder Richtwerte</i> auf Basis der Kompressionsfestigkeit isolierter Segmente der Lendenwirbelsäule: 2,3-6,0 kN (M); 1,8-4,4 kN (F)	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Zbl.ArbMed. 2001, VDI 17/208	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genaue Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Vergleich von arbeitsbedingter LWS-Belastung mit LWS-Belastbarkeit (=DoRi)	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
Richtwerte einfach anwendbar, alters- und geschlechtsabhängig, umfangreiche Datenbasis, kritische (Vor-)Selektierung der Quelldaten	Bewertung nur anhand ebendieser Belastungsgröße "Kompressionskraft"; wiederholte Belastungen nicht bewertbar; Datenbasis an Leichenpräparaten erhoben
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	hoch, da naturwiss. basiert
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	hoch, da mutmaßlich Datenbasis seinerzeit vollständig

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Jäger, M.: Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf 1987</p> <p>Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.: Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten - Ableitung der „<i>Dortmunder Richtwerte</i>“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl. Arbeitsmed. 51 (2001) 354-372</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>15</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	A Guide to Manual Materials Handling (1st edition): Tafelwerte nach Mital et al.
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Mital et al.
<b>Land</b>	USA, UK
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1993
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

### Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

#### 1.2 Methodenabbildung

##### Lifting

Table 4.2 Recommended weight of lift (kg) for male industrial workers for two-handed symmetrical lifting for 8 h.

Box-size (cm)	Percentile	Frequency of Lift							
		1/8 h	1/30 min	1/5 min	1/min	4/min	8/min	12/min	16/min
<b>Floor to 80 cm height</b>									
75	90	17	14	14	11	9	7	6	4.5
	75	24	21	20	16	13	10.5	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	22	17	14	12	9.5
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	21	17.5	15	12
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	25	20.5	18	14.5
49	90	20	17	16	13	10	7	7	6.5
	75	27 <sup>a</sup>	24	24	19	14	10	10	9
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	26	19	15	12.5	10
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	18.5	15	12
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28	22	17.5	15
34	90	23	19	19	15	11	7	7	6.5
	75	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	17	10	10	9.5
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	15	14	12
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	20	17	14
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	25	21	15
<b>Floor to 132 cm height</b>									
75	90	15	13	13	10	8	6	6	4
	75	22	20	19	14.5	12	10	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	25	24	20	15	13	11	9
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24.5	18	15	12	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	19	16	13
49	90	18	16	15	12.5	9	6	6	5
	75	27	22.5	22.5	18	14	10	9	8
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	18	14	12	10
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	18	14	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	21	17	14
34	90	22	18	18	14	11	6	6	5
	75	27 <sup>a</sup>	26	25	21	16	10	9	8
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	14	12	10
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	20	14	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	21	17	14
<b>Floor to 183 cm height</b>									
75	90	15	12	12	9.5	8	6	5	3
	75	21	18	17	14	11	9	8	6
	50	27 <sup>a</sup>	24	23	19	15	12	10	8
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	18	14	12	9
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	18	15	12
49	90	17	15	14	11	9	6	6	4
	75	24	21	21	16	12	9	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	16	14	12	10
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	20	17	14	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	23	20	17	14
34	90	20	16	16	13	9	6	6	4
	75	27 <sup>a</sup>	24	24	19	15	9	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	26	19	14	12	10
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	23	20	14	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	17	14

##### Aus:

A. Mital, A. S. Nicholson and M. M. Ayoub

A Guide to Manual Materials Handling, Taylor & Francis, 1997

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Ergonomen, Arbeitsmediziner	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Heben, Tragen, Ziehen, Schieben, Halten, Lastenhandhabung in ungewöhnlichen Körperhaltungen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS), Körper gesamt, Energieumsatz, Max akzeptierte Last(mass)en	
<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	<p>HEBEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Boxbreite, Handhabungsfrequenz, Hubweg, Geschlecht, Arbeitsdauer, Körperdrehung, asym. Lastposition, Greifkopplung, Positioniergenauigkeit, Raumhöhenbegrenzung, Lasthändigkeit;</p> <p>ZIEHEN/SCHIEBEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Griffhöhe, Geschlecht, Handhabungsfrequenz, Transportweg, Lasthändigkeit, Inertial- und Dauerbelastung;</p> <p>TRAGEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Geschlecht, Vertikale Lastposition, Handhabungsfrequenz, Transportweg; Lasthändigkeit;</p> <p>HALTEN: mittlere Haltedauer aus Geschlecht, Lastgewicht, Tätigkeitsart;</p> <p>LASTEN BEI UNGEWÖHNL. KÖRPERHALTUNGEN: empfohlene isometrische Maximalkräfte aus Raummaßen (Höhe, Weite)</p>
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

epidemiologischer Hintergrund, biomechanischer Ansatz bzgl. LWS, physiologischer Ansatz bzgl. Energieumsatz, psychophysischer Ansatz	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft 3930N Männer 2689N Frauen /// Energieumsatz: 4 kcal/min Männer, 3 kcal/min Frauen /// Psychophysik: Maximal akzeptierte Lastgewichte je nach Tätigkeit	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft: Job Severity Index $\geq 1,5$ nach Ayoub u. Mital 1989: Einflussfaktoren sind Arbeitsdauer, Hebefrequenz, Leistungsfähigkeit /// 5 kcal/min entsprechen 33-35% der aeroben Laufband-Leistungsfähigkeit (Michael et al. 1961) bzw. 28% der Fahrrad-Ergometer-LF für 8h (Mital et al. 1984a), Frauen stellten sich auf 29% der Fahrrad-Ergometer-LF ein; für 12-h-Arbeit verringert auf 23/24% /// individuelle Antworten auf Kurzzeit-Expositionen gegenüber der betreffenden Tätigkeit in Extrapolation auf einen 8-h-Tag	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Tabellenwerte	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
einfach anwendbar, perzentilisiert	beschränkt auf analysierte bzw. vorgegebene, kategorisierte vorrangig repetitive Belastungsfälle (Tätigkeiten) und bezogen auf "industrial workers" der USA

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	bzgl. des gesamten Tabellenwerks unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. Bandscheiben-Druckkraft-, AEU- und MAWL-Nutzung) valide
Konvergenzvalidität	Beschreibung
8.2 Objektivität, Reliabilität	
Objektivität	Beschreibung
	Verfahren objektiv, Datenerhebung z.T. (Psychophysik) subjektiv
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
	bzgl. des gesamten Tabellenwerks unbekannt
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
8.3 Weitere Aspekte	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 9. Kommentar

In Kap. 1 "The world-wide scope of manual materials handling" wird insbesondere auf die ursprüngliche NIOSH Lifting Equation von 1981 im Work Practices Guide for Manual Lifting hingewiesen; sonstige Unterschiede zur 2nd edition siehe Quelle Mital et al. (1997)

### 10. Literatur

Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.: Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten - Ableitung der „*Dortmunder Richtwerte*“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl. Arbeitsmed. 51 (2001) 354-372

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>16</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Maximum acceptable weight of lift MAWL: Empfohlene maximale Lasten nach Ayoub et al.
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Ayoub et al.
<b>Land</b>	USA
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1980
<b>Art</b>	

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

Tabelle 22 a:  
Mittelwert [MW] und Standardabweichung [SD] von „empfohlenen maximalen Lasten“ für Männer und Frauen beim Heben von Lasten vom Boden über unterschiedliche Hubwege unter Berücksichtigung verschiedener Lasttiefen\*) und Hubfrequenzen (Ayoub et al., 1980)

Anfangs-/Endhöhe	Lasttiefe*) in cm	Hubfrequenz in 1/min	empfohlene maximale Last (kg)			
			Männer		Frauen	
			MW	SD	MW	SD
Boden/Hüfte	30,48	1	30,25	8,56	19,79	3,11
		2	27,54	9,37	18,46	1,49
		4	23,83	6,70	15,82	3,23
		6	22,32	7,97	13,93	3,53
		8	20,81	7,83	13,18	3,21
	45,72	1	26,68	7,78	17,45	3,11
		2	25,65	8,56	13,40	3,21
		4	23,62	9,46	12,82	4,89
		6	21,57	5,75	12,23	3,08
		8	19,53	6,29	11,56	2,04
	60,96	1	24,07	7,78	15,56	3,11
		2	23,15	6,75	12,59	2,35
		4	21,33	7,47	12,40	2,66
		6	19,50	5,16	11,29	2,67
		8	14,03	3,89	9,50	2,33
Boden/Schulter	30,48	2	22,87	6,11	13,18	3,26
		4	21,57	5,48	12,97	1,54
		6	20,27	6,07	12,75	3,26
		8	18,98	6,20	12,55	1,94

\*) Tiefe der Box in der Sagittalebene

Tabelle 22 a:  
(Fortsetzung)

Anfangs-/Endhöhe	Lasttiefe*) in cm	Hubfrequenz in 1/min	empfohlene maximale Last (kg)			
			Männer		Frauen	
			MW	SD	MW	SD
Boden/Schulter (Fortsetzung)	45,72	2	24,05	3,17	14,27	2,80
		4	23,10	5,75	13,42	3,35
		6	22,15	4,80	12,57	4,66
		8	21,20	6,75	11,73	2,13
	60,96	2	22,83	5,07	13,09	2,81
		4	21,97	4,30	12,48	1,94
		6	21,11	3,76	11,88	2,44
		8	20,25	6,34	11,28	3,58
Boden/Reichweite nach oben	30,48	2	21,38	5,03	12,36	2,17
		4	20,21	5,75	11,83	2,62
		6	19,05	3,12	11,30	2,80
		8	17,89	3,67	10,78	1,72
	45,72	2	24,41	6,16	12,59	2,04
		4	21,21	5,84	12,03	2,19
		6	18,01	3,89	11,47	1,85
		8	14,81	3,67	10,91	1,90
	60,96	2	18,43	5,25	11,96	2,85
		4	17,81	3,70	11,39	3,35
		6	17,19	3,98	10,84	2,26
		8	16,58	4,35	10,28	1,94

\*) Tiefe der Box in der Sagittalebene

101

Aus:

O. Bongwald, A. Luttmann, W. Laurig: Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten HVBG 1995

### 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner

### 3. Zielstellung

#### 3.1 Belastungsart

Heben

#### 3.2 Körperregion

Ganzkörper, Herz-Kreislauf-System

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>4. Methodentyp</b>	
spezielles Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	HEBEN: Aufnahme-/Absetzhöhe (=Hubweg), Geschlecht, Boxbreite, Hubfrequenz
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
psychophysischer Ansatz: MAWL max. acc. weight of lift	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Männer maximal: 30,25±8,56 kg Boden=> Hüfte, 30,48 cm Breite, 1/min; Männer minimal:10,96±2,33 kg Schulter => Reichweite, 60,96 cm Breite, 12/min; Frauen maximal: 19,79±3,11 kg Boden=> Hüfte, 30,48 cm Breite, 1/min; Frauen minimal:1,10±1,36 kg Schulter => Reichweite, 60,96 cm Breite, 8/min	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Datenbasis: Ayoub et al. 1978 (Forschungsbericht HEW NIOSH) und Snook 1978 (Vortrag Bedfordshire, UK)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Tabellenwerte	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
einfach anwendbar	beschränkt auf analysierte bzw. vorgegebene, kategorisierte vorrangig repetitive Belastungsfälle (Tätigkeiten) und erhoben an US industrial workers (oder auch housewives)
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	unbekannt
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, hinterlegte Daten subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	mutmaßlich gering

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
Ayoub, M.M.; Mital, A.; Bakken, G.M.; Asfour, S.S.; Bethea, N.J.: Development of strength and capacity norms for manual materials handling activities: The state of the art. In: Human Factors 22 (1980), Nr.3, S. 271-283	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

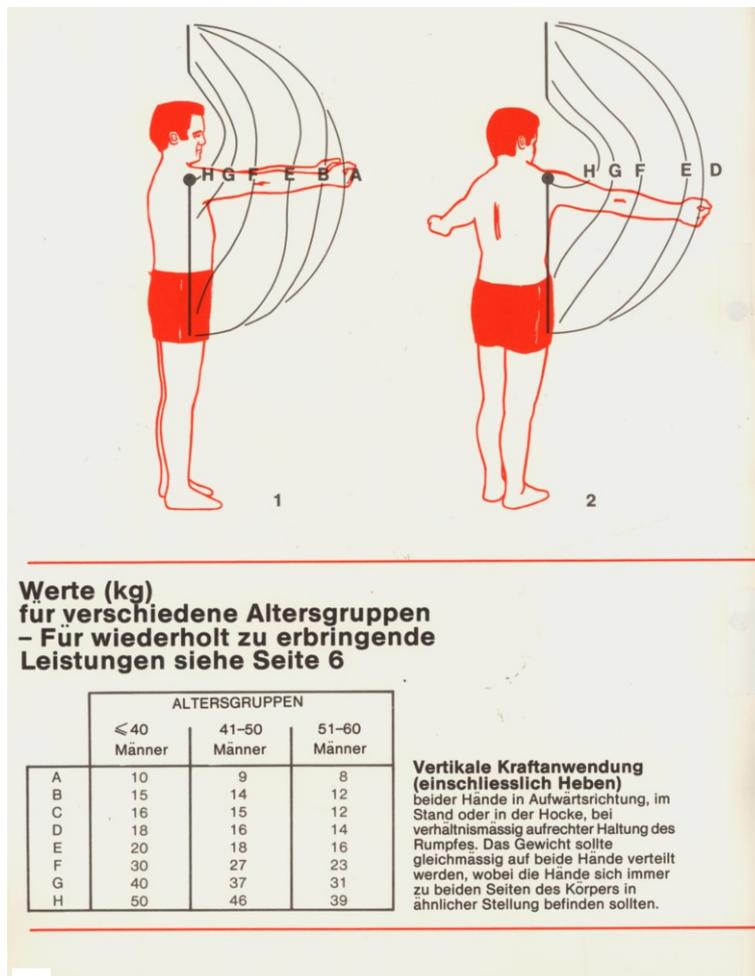
Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>18</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Lastgewichts- und Lastkraftgrenzen im Bewegungsraum der Arme aus Intraabdominaldruckmessungen: Verfahren nach Davis u. Stubbs (IntraAbdominalPressure IAP)
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Davis und Stubbs
<b>Land</b>	UK
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1977
<b>Art</b>	

## 1.2 Methodenabbildung



### Aus:

Sekretariat der Europäischen Gemeinschaftsaktion, 1980: Leistungsgrenzen bei manueller Arbeit

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Heben, Ziehen, Schieben, Stoßen von Lasten

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule	
<b>4. Methodentyp</b>	
spezielles Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Kraft-Grenzen: Lastgewichte (Heben), Lastkräfte (ansonsten)
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Messung des Bauchraum-Innendruckes (Intraabdominaldruck IAD) mittels "radio pills" (=Drucksensoren mit Sender)	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
IAD-Wert: 12,0 kPa bei Tätigkeitsausführung mit verschieden schweren Lasten/ausgeprägten Lastkräften	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
IAD-Korrelation mit Rückenschmerz-Zunahme: signifikant ab 13,3 kPa (=100 mmHg); N_insgesamt = 700 Probanden	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
Ablese von Isodyn in Bewegungsraum der Arme je nach Belastungsfall		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
einfach nutzbar	Korrelation hinterfragenswert	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	unbekannt	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>		
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	Verfahren objektiv, hinterlegte Daten subjektiv	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	mutmaßlich hoch
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Davis, P.R.; Stubbs, D.A.: (1977a): Safe levels of manual forces for young males (1). In: Applied Ergonomics 8 (1997), Nr. 3, S. 141-150</p> <p>Davis, P.R.; Stubbs, D.A.: (1977b): Safe levels of manual forces for young males (2). In: Applied Ergonomics 8 (1997), Nr. 4, S. 219-228</p> <p>Davis, P.R.; Stubbs, D.A.: (1978): Safe levels of manual forces for young males (3). In: Applied Ergonomics 9 (1978), Nr. 1, S. 33-38</p> <p>Ergonomische Gemeinschaft für Kohle und Stahl (1980): Leistungsgrenzen bei manueller Arbeit. Sekretariat der Ergonomischen Gemeinschaftsaktion, Europazentrum, Luxemburg.</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 22.10.2013

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>19</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	<b>OWAS-Methode</b>
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	IFA: Karhu et al.
<b>Land</b>	IFA: Finnland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	IFA; 1977
<b>Art</b>	

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

## 1.2 Methodenabbildung

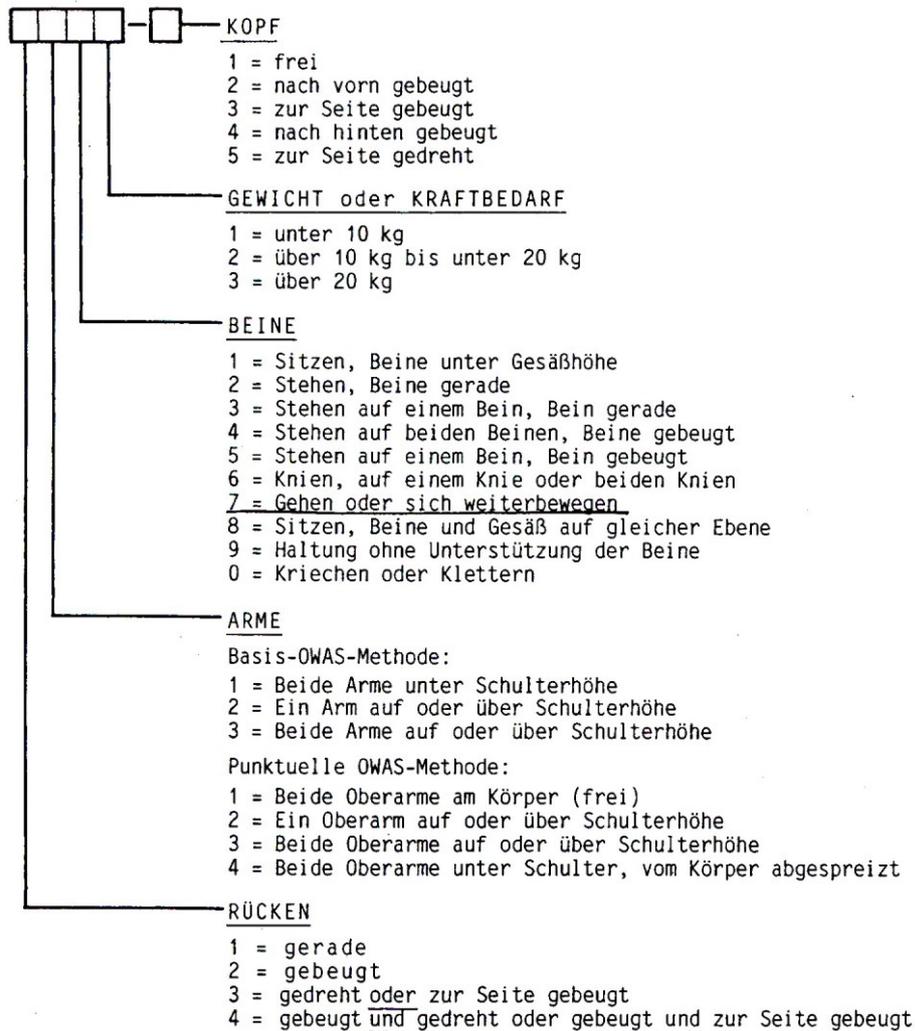


Bild 1: Ziffercode für OWAS-Arbeitshaltungstypen

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

IFA: Wissenschaftler, SiFa (?)

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

IFA: Körperhaltungen, Heben und Tragen, Körperhaltungen (Rücken, Arme, Beine, (Kopf) und Lastgewichtsklassen)	
<b>3.2 Körperregion</b>	
IFA: Rücken, obere Extremitäten, untere Extremitäten, Kopf/Nacken	
<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	IFA: Arm- (3), Bein (7 oder 10)- und Rückenhaltungen (4), Lasten (3), (+ Kopf (5) separate Bewertung)
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
IFA: Photographien von 700 typischen Arbeiten in einem finnischen Stahlwerk	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
IFA: 4 Maßnahmenklassen	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
IFA: Klassifizierung nach subjektivem Empfinden (32 Arbeiter, jeweils zweimal)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
IFA: Codierung von Situationen mittels 4-5-stelligem Code	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
IFA: Schnelle und einfache Anwendung; weit verbreitet (Anwendung und Literatur) /	Beobachtungsverfahren (Subjektivität)
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	IFA: moderat (subjektives Empfinden)
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	IFA: moderat (Beobachtungsverfahren); mehrere Aspekte gleichzeitig zu beurteilen
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	IFA: inter: hoch nach Louhevaara und Suurnäkki (1992) 93% intra: hoch Minimal veränderte Beobachtungszeitpunkte können zu starken Abweichungen führen
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
IFA: ausschließlich Symmetriebetrachtung; keine Bewertung des Nackens, Ellebogens, Handgelenks; grobe Schulterbetrachtung; keine Beachtung von Wiederholungen oder alternierenden Tätigkeiten; nur grobe "Abtastfrequenzen" möglich	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
Bongwald, O.; Luttmann, A.; Laurig, W.: Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HBVG) (Hrsg.); 1995.	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>20</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Kritische Dosis beruflicher LWS-Belastungen: Dosismodell nach Pangert u. Hartmann
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1991
<b>Art</b>	

## 1.2 Methodenabbildung

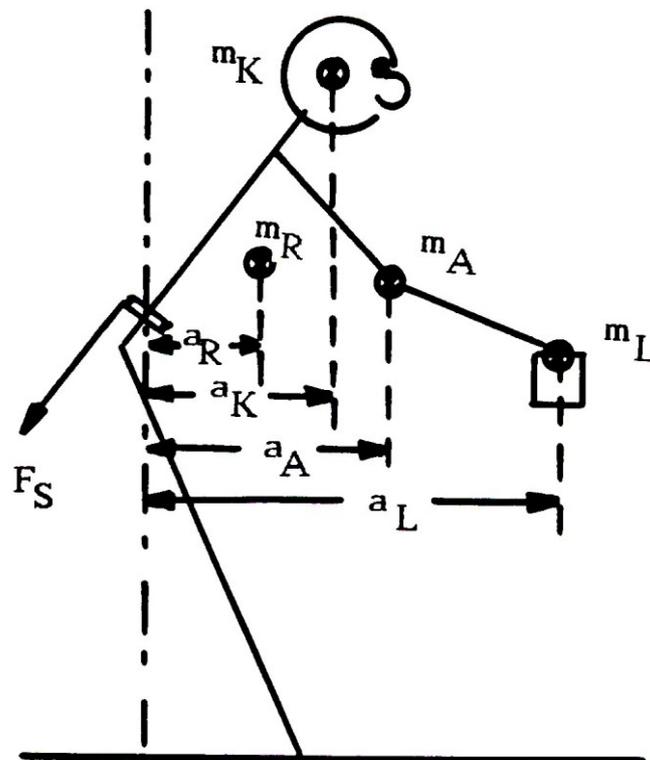


Abbildung 1: Definition der Abstände für das biomechanische Modell zur Berechnung der Kraft auf die LWS

Figure 1: Definition of the distances in the biomechanical model to estimate the forces on the lumbar region of spine

Figure 1: Définition des distances pour le modèle biomécanique pour calculer la charge sur la région des vertèbres lombaires

### Aus:

R. Pangert, H. Hartmann: Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten, Zbl. Arbeitsmed. 44 (1991) 193-197

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Heben (Halten, Tragen)

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS)	
<b>4. Methodentyp</b>	
spezielles Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Rumpfneigung nach vorn, Lastmasse, Körperteilmassen (Rumpf, Arme), Vorgangsdauer, -häufigkeit, Dauer pro Schicht, Monatsanzahl, Druckkraft auf L4-L5, kumulierte Dosis,
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
kumulatives lineares Dosismodell für BS-Druckkräfte; BS-FD-Schätzung aus sagittalem biomech. Modell analog 3-Winkel-Modell (Pa+Ha 89 Zbl)	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Druckkraftschwelle 4,0 kN, 20 Expositionsjahre, 250 Hebevorgänge/Schicht, 120 GNs (33 MNh)	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
kritischer Lebensdosiswert in Do-Wi-Bez ist „optimale Trennstelle“ zwischen 2 Untergruppen von insgesamt 49 Presswerkern	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
vorgesehen für BK-Feststellungsverfahren (BK 70 vorhanden, BK 2108 war in Planung)		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
einheitl. Verfahren, verschiedene Expositionsarten prinzipiell "addierbar" (=Mischexpositionen bewertbar)	retrospektive Eingangsdatenerhebung schwierig, kritische Dosis auf Basis von Rückenschmerzhäufung	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	Dosisermittlung nach vorgegebenen Strukturen möglich => Validität hoch	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv (Antragsteller + Erheber)
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Dosisermittlung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
Pangert, R.; Hartmann, H. (1991): Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastung der Lendenwirbeläule beim Heben von Lasten. In: Zbl. Arbeitsmed. 41 (1991), S. 193-197	
Pangert, R.; Hartmann, H. (1994): Kritische Dosis für die berufliche Belastung der Lendenwirbelsäule als gutachtliche Entscheidungshilfe. In: Zbl. Arbeitsmed. 44 (1994), S. 124-130	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>21</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Berufliche LWS-Belastung in BK-Verfahren: Dosismodell nach Hartung und Dupuis
<b>Autoren der Erstpublikation</b>	Hartung und Dupuis
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr der Erstpublikation</b>	1994
<b>Art</b>	

<b>1.2 Methodenabbildung</b>
------------------------------

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Erhebungsbogen zur Ermittlung der Belastung durch Heben und Tragen von Lasten, durch große Rumpfbeugehaltung und Vibrationen**

Name..... Vorname..... Geb.Dat.:.....  
 Belastungszeitraum: vom.....19..... bis .....19.....  
 Firma:..... Betr.Nr.:.....  
 Az:.....

1. Beschreibung der Tätigkeit: .....

2. Welche Körperhaltung lag bei der Tätigkeit vor?  sitzen  knien  hocken  stehen

3a. Haben Sie von Hand dabei Gegenstände heben und tragen müssen? ja  nein

bis 10 kg	10-15 kg	15-20 kg	20-25 kg	mehr als 25 kg
-----------	----------	----------	----------	----------------

3b. Wenn ja: Wie schwer waren die Gegenstände? Wie häufig haben Sie diese pro Arbeitstag gehoben oder getragen (Schätzung)?

				.....kg
--	--	--	--	---------

3c. Um welche Gegenstände handelte es sich? .....

4. Müßten die Gegenstände über größere Entfernungen getragen oder längere Zeit gehalten werden? ja  nein

Wenn ja: Wie weit war die durchschnittliche Trageentfernung .....Meter?  
 oder  
 Wie lange dauerte der einzelne Hebe- oder Tragevorgang .....Sekunden?

5. Wurden technische Hilfsmittel verwendet? ja  nein

(z.B. Tragegurt, Schweißzange usw.) Wenn ja: Welche? .....

6. Wie haben Sie die Gegenstände getragen oder gehoben? Zutreffendes ankreuzen.

Vor dem Körper  An der Seite  Seitwärts mit verdrehtem Oberkörper  Auf der Schulter  Auf dem Rücken

7. Wie stark mußte beim Heben oder Tragen der Lasten der Oberkörper nach vorn gebeugt werden? Zutreffendes ankreuzen.

(0°-10°)  (10°-30°)  (30°-60°)  (mehr als 60°)

8. An wieviel Arbeitstagen pro Jahr lag diese Belastung vor? An.....Arbeitstagen pro Jahr

9. Haben Sie mit extremer Krümmbeugung (Neigung des Oberkörpers um mehr als 90° nach vorn) arbeiten müssen? ja  nein

Wenn ja: Wie lange pro Arbeitstag.....Min?  
 An.....Arbeitstagen pro Jahr  
 (bitte genaue Arbeitstätigkeit angeben)

10. Waren Sie im Sitzen über längere Zeit regelmäßig Vibrationen ausgesetzt (z.B. als Staplerfahrer auf unebenem Gelände)? ja  nein

Ort und Datum:..... Unterschrift.....

© SM-BG Mainz, 11. 1993

**Aus:**

Hartung E. und Dupuis, H (1994): Verfahren zur Bestimmung der beruflichen Belastung durch Heben und Tragen schwerer Lasten oder extreme Rumpfbeugehaltung und deren Beurteilung im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Die BG (1994) Nr. 7, S. 452-458

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

UVTs

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Heben und Tragen, extreme Rumpfbeuge

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS)	
<b>4. Methodentyp</b>	
Spezielles Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Lastgewicht, Rumpfbeugewinkel beim Heben/Tragen, Rumpfdrehung/-seitneigung, Armhaltung (Lastabstand vom Rumpf), Hubhöhe (Aufnahme-/Absetzhöhe), -geschwindigkeit beim Heben (Ruckhaftigkeit), Händigkeit, Körpergröße, -gewicht, Vorgangsdauer, -häufigkeit tägl. Expositionsdauer, Jahresschichten, Tagesdosis, Lebensdosis
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
kumulatives lineares Dosismodell für BS-Druckkräfte; BS-FD-Schätzung aus Druckkraftkurven (Jäger et al 1990 ecomed) mit Korrektur-Faktor	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Druckkraftschwellen 3,4/2,6 kN in Anlehnung an NIOSH 1981, Tagesdosis 1,7/1,3 kNh, 110 Schichten/Jahr, Lebensdosis 12,5/9,5 MNh (aus 3,4/2,6 kN, 100 min/Tag, 220 Schichten/Jahr, 10 Jahre Gesamtexposition)	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien	
Bewertungskriterien (Vorneigung, 10-Jahre-Minimum mit 220 Tagen/Jahr) aus Regulation (2108-Merkblatt) übernommen; BS-Druckkraft von NIOSH (M) bzw. gesetzt (F), 100min/Tag aus 20% Schichtdauer entspr. DDR-Vorsorgeerhebungen, Bewertungskriterien (Lebensdosen) daraus abgeleitet	
6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse	Genaue Beschreibung/Werte
7 Anwendung des Verfahrens	
7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens	
vorgesehen für BK-Feststellungsverfahren BK 2108 (wurde durch umfassenderes MDD hin-fällig)	
7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens	
Stärken	Schwächen
einheitl. Verfahren, verschiedene Expositi- onsarten prinzipiell "addierbar" (=Mischex- positionen bewertbar)	retrospektive Eingangsdatenerhebung schwierig, Lebensdosis auf Basis von Set- zungen
8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	Dosisermittlung nach vorgegebenen Strukturen möglich => Va- lidität hoch
Konvergenzvalidität	Beschreibung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv (Antragsteller + Erheber)
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Dosisermittlung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
Hartung, E.; Dupuis, H. (1994): Verfahren zur Bestimmung der beruflichen Belastung durch Heben und Tragen schwerer Lasten oder extreme Rumpfbeugehaltung und deren Beurteilung im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. In: Die BG (1994), Nr. 7, S. 452-458	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>22</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Work Practices Guide for Manual Lifting: NIOSH-Verfahren 1981
<b>Autoren der Erstpublikation</b>	NIOSH
<b>Land</b>	USA
<b>Jahr der Erstpublikation</b>	1981
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

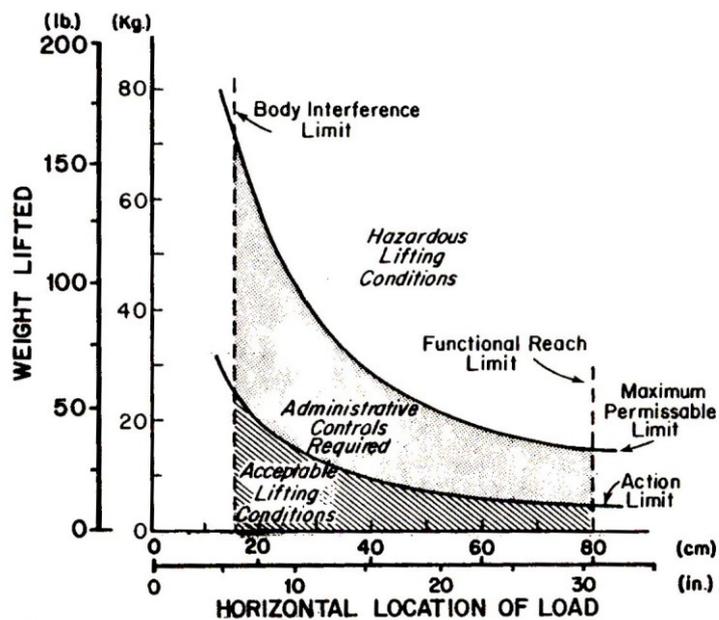


Figure 8.1: Maximum Weight versus Horizontal Location for Infrequent Lifts from Floor to Knuckle Height

Aus:

NIOSH 1981: Work Practices Guide for Manual Lifting

### 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner

### 3. Zielstellung

#### 3.1 Belastungsart

beidhändiges, symmetrisches Heben

#### 3.2 Körperregion

Wirbelsäule (LWS), Körper gesamt, Herz-Kreislauf-System, Beanspruchungsempfinden

### 4. Methodentyp

Experten-Screening

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Grenzlasten aus Horizontalabstand Last/L5-S1, Vertikalposition, Hubweg, Hubfrequenz, Expos.dauer
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
epidemiol., biomechanischer, energetischer + psychophysiologischer Kombinations-Bewertungsansatz	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft (3,4/6,4 kN) und Energieumsatz (5,0/3,5 kcal/min) ; Action Limit AL vs. Max. Permissible Limit MPL	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft (3,4 / 6,4 kN): Festigkeit von Präparaten der unteren LWS (Sonoda 1962, Evans u. Lissner 1959) sowie Häufigkeit von Rückenschmerzen; Energetik (3,5 / 5,0 kcal/min): 33% von 10,5 (:=AL) bzw. 15 kcal/min (:=MPL) (Robinson 1939); ersterer Wert sind 70% vom zweiten Wert (Astrand 1960) entstammen F- vs. M-Werten; Psychophysik: AL als ausführbar bewertet von 99% Männer und 75% Frauen; kritische Wertung des epidem. und biomech- Kriteriums bei Jäger 2001	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
vorgesehen zur Bewertung von repetitivem 2-händigen, gleichförmigem symmetrischen Heben bei therm. Normalbedingungen	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
leicht anwendbar, Ableitung auf Basis vielfältiger Vorüberlegungen und Vorversuchen	nur für eher untypisches Belastungsprofil anwendbar, Langzeiteffekte nicht einbezogen (Entwicklung degenerativer LWS-Erkrankungen)
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Grenzlastermittlung nach vorgegebenen Strukturen möglich => Validität hoch
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

	Grenzlastermittlung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
Spalte 10.1 (Heben/Halten/Tragen) nur für Heben	
<b>10. Literatur</b>	
NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) (1981): Work practices guide for manual lifting. In: U.S. Department of Health and Human Services (Hrsg.): NIOSH Technical report, Publication No. 81-122, Cincinnati OH, USA 1981	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>23</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Revised NIOSH Lifting Equation: NIOSH-Verfahren 1991
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Waters et al. (1993)
<b>Land</b>	USA
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1981
<b>Art</b>	

<b>1.2 Methodenabbildung</b>
------------------------------

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

### Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Table 5. Comparison of recommended weight limits with Snook and Ciriello's maximum acceptable weight limit for 90% of female workers.\*

Vertical displacement of lift (cm)	Horizontal distance of load from body (cm)	Vertical starting height of lift (cm)	Recommended weight limit (kg) RWL	Snook and Ciriello's 1991 maximum acceptable weight limit for 90% of female workers (kg)
Floor-knuckle				
25	37	26	10.0	11
	45	26	8.2	9
	58	26	6.3	9
51	37	12.5	8.7	11
	45	12.5	7.1	9
	58	12.5	5.5	8
76	42	0	7.1	9
	50	0	5.9	8
	63	0	4.7	7
Knuckle-shoulder				
25	37	92	11.1	12
	45	92	9.2	10
	58	92	7.1	10
51	37	78.5	10.6	10
	45	78.5	8.7	9
	58	78.5	6.7	9
76	37	66	10.0	9
	45	66	8.3	9
	58	66	6.3	9
Shoulder-reach				
25	37	154	8.9	10
	45	154	7.3	8
	58	154	5.6	8
51	37	141	8.5	9
	45	141	7.0	7
	58	141	5.4	7
76	37	128	8.7	8
	45	128	7.1	7
	58	128	5.5	6

Note:

\* Evaluated at a task frequency ( $F$ ) of 1 lift/min.

**Aus:**

NIOSH 1991: Lifting Guidelines

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

beidhändiges Heben/Absetzen

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS), Körper gesamt, Herz-Kreislauf-System, Beanspruchungsempfinden	
<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Grenzlasten aus Horizontalabstand Last/L5-S1, Vertikalposition, Hubweg, Hubfrequenz, Asymmetrieposition, Greifbedingungen, Expositionsdauer
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
epidemiol., biomechanischer, energetischer + psychophysiologischer Kombinations-Bewertungsansatz	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Revised NIOSH '93: BS-Druckkraft 3,4 kN; <1h: 50% • 9,5 kcal/min; 1-2h: 40% • 9,5 kcal/min; 2-8h: 33% • 9,5 kcal/min	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien	
Bandscheiben-Druckkraft (3,4 kN): Festigkeit von Präparaten der unteren LWS (Sonoda 1962, Evans u. Lissner 1959) sowie Häufigkeit von Rückenschmerzen, neuere Erhebungen weisen große Variation auf (Brinckmann et al. 1988 sowie Jäger und Luttmann 1989); Energetik: Schwelle von 1981er 10,5 auf 1991er 9,5 kcal/min abgesenkt (Rodgers et al. 1991).	
6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse	Genaue Beschreibung/Werte
7 Anwendung des Verfahrens	
7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens	
vorgesehen zur Bewertung von repetitivem 2-händigen, gleichförmigem symmetrischen Heben auch von seitlichen Aufnahme- oder Absetzpositionen mit verschiedenen Greifbedingungen bei therm. Normalbedingungen	
7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens	
Stärken	Schwächen
leicht anwendbar, Ableitung auf Basis vielfältiger Vorüberlegungen und Vorversuchen	nur für eher untypisches Belastungsprofil anwendbar, Langzeiteffekte nicht einbezogen (Entwicklung degenerativer LWS-Erkrankungen)
8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	Grenzlastermittlung nach vorgegebenen Strukturen möglich => Validität hoch
Konvergenzvalidität	Beschreibung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Grenzlastermittlung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
Spalte 10.1 (HHT) nur für Heben	
10. Literatur	
Waters, T.R.; Putz-Anderson, V.; Garg, A.; Fine, L.J. (1993): Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. In: Ergonomics 36 (1993), Nr. 7, S. 749-776	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>26</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	A Guide to Manual Materials Handling (2nd edition): Tafelwerte nach Mital et al.
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Mital et al.
<b>Land</b>	UK
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1997
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

### Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

#### 1.2 Methodenabbildung

##### Lifting

Table 4.2 Recommended weight of lift (kg) for male industrial workers for two-handed symmetrical lifting for 8 h.

Box-size (cm)	Percentile	Frequency of Lift							
		1/8 h	1/30 min	1/5 min	1/min	4/min	8/min	12/min	16/min
<b>Floor to 80 cm height</b>									
75	90	17	14	14	11	9	<b>7</b>	6	4.5
	75	24	21	20	16	13	<b>10.5</b>	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	22	17	<b>14</b>	12	9.5
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	21	<b>17.5</b>	15	12
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	25	<b>20.5</b>	18	14.5
49	90	20	17	16	13	10	<b>7</b>	7	6.5
	75	27 <sup>a</sup>	24	24	19	14	<b>10</b>	<b>10</b>	9
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	26	19	<b>15</b>	<b>12.5</b>	<b>10</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	<b>18.5</b>	<b>15</b>	<b>12</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28	<b>22</b>	<b>17.5</b>	<b>15</b>
34	90	23	19	19	15	11	<b>7</b>	<b>7</b>	6.5
	75	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	17	<b>10</b>	<b>10</b>	9.5
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	<b>15</b>	<b>14</b>	<b>12</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	<b>20</b>	<b>17</b>	<b>14</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	<b>25</b>	<b>21</b>	<b>15</b>
<b>Floor to 132 cm height</b>									
75	90	15	13	13	10	8	<b>6</b>	6	4
	75	22	20	19	14.5	12	<b>10</b>	9	7
	50	27 <sup>a</sup>	25	24	20	15	13	11	9
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24.5	18	15	12	11
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	19	16	13
49	90	18	16	15	12.5	9	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>5</b>
	75	27	22.5	22.5	18	14	<b>10</b>	<b>9</b>	<b>8</b>
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	18	<b>14</b>	<b>12</b>	<b>10</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	18	<b>14</b>	<b>11</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	21	<b>17</b>	<b>14</b>
34	90	22	18	18	14	11	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>5</b>
	75	27 <sup>a</sup>	26	25	21	16	<b>10</b>	<b>9</b>	<b>8</b>
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	<b>14</b>	<b>12</b>	<b>10</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27	<b>20</b>	<b>14</b>	<b>11</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	21	<b>17</b>	<b>14</b>
<b>Floor to 183 cm height</b>									
75	90	15	12	12	9.5	8	<b>6</b>	5	3
	75	21	18	17	14	11	<b>9</b>	8	6
	50	27 <sup>a</sup>	24	23	19	15	12	10	8
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	18	14	12	9
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	18	15	12
49	90	17	15	14	11	9	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>4</b>
	75	24	21	21	16	12	<b>9</b>	<b>9</b>	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	22	16	<b>14</b>	<b>12</b>	<b>10</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	20	17	<b>14</b>	<b>11</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	23	20	<b>17</b>	<b>14</b>
34	90	20	16	16	13	9	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>4</b>
	75	27 <sup>a</sup>	24	24	19	15	<b>9</b>	<b>9</b>	7
	50	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	26	19	<b>14</b>	<b>12</b>	<b>10</b>
	25	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	23	<b>20</b>	<b>14</b>	<b>11</b>
	10	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	24	<b>17</b>	<b>14</b>

##### Aus:

A. Mital, A. S. Nicholson and M. M. Ayoub

A Guide to Manual Materials Handling, Second Edition, Taylor & Francis, 1997

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Ergonomen, Arbeitsmediziner	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Heben, Tragen, Ziehen, Schieben, Halten, Lastenhandhabung in ungewöhnlichen Körperhaltungen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS), Körper gesamt, Energieumsatz, Max akzeptierte Last(mass)en	
<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	<p>HEBEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Boxbreite, Handhabungsfrequenz, Hubweg, Geschlecht, Arbeitsdauer, Körperdrehung, asym. Lastposition, Greifkopplung, Positioniergenauigkeit, Raumhöhenbegrenzung, Lasthändigkeit;</p> <p>ZIEHEN/SCHIEBEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Griffhöhe, Geschlecht, Handhabungsfrequenz, Transportweg, Lasthändigkeit, Inertial- und Dauerbelastung;</p> <p>TRAGEN: Populationsbezogene Grenzlasten aus Geschlecht, Vertikale Lastposition, Handhabungsfrequenz, Transportweg; Lasthändigkeit;</p> <p>HALTEN: mittlere Haltedauer aus Geschlecht, Lastgewicht, Tätigkeitsart;</p> <p>LASTEN BEI UNGEWÖHNL. KÖRPERHALTUNGEN: empfohlene isometrische Maximalkräfte aus Raummaßen (Höhe, Weite)</p>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
epidemiologischer Hintergrund, biomechanischer Ansatz bzgl. LWS, physiologischer Ansatz bzgl. Energieumsatz, psychophysischer Ansatz	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft 3930 N Männer 2689N Frauen /// Energieumsatz: 4 kcal/min Männer, 3 kcal/min Frauen /// Psychophysik: Maximal akzeptierte Lastgewichte je nach Tätigkeit	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft: Job Severity Index $\geq 1,5$ nach Ayoub u. Mital 1989: Einflussfaktoren sind Arbeitsdauer, Hebefrequenz, Leistungsfähigkeit /// 5 kcal/min entsprechen 33-35% der aeroben Laufband-Leistungsfähigkeit (Michael et al. 1961) bzw. 28% der Fahrrad-Ergometer-LF für 8h (Mital et al. 1984a), Frauen stellten sich auf 29% der Fahrrad-Ergometer-LF ein; für 12-h-Arbeit verringert auf 23/24% /// individuelle Antworten auf Kurzzeit-Expositionen gegenüber der betreffenden Tätigkeit in Extrapolation auf einen 8-h-Tag	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genaue Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Tabellenwerte	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens	
Stärken	Schwächen
einfach anwendbar, perzentilisiert	beschränkt auf analysierte bzw. vorgegebene, kategorisierte vorrangig repetitive Belastungsfälle (Tätigkeiten) und bezogen auf "industrial workers" der USA
8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	bzgl. des gesamten Tabellenwerks unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. Bandscheiben-Druckkraft-, AEU- und MAWL-Nutzung) valide
Konvergenzvalidität	Beschreibung
8.2 Objektivität, Reliabilität	
Objektivität	Beschreibung
	Verfahren objektiv, Datenerhebung z.T. (Psychophysik) subjektiv
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
	bzgl. des gesamten Tabellenwerks unbekannt
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>8.3 Weitere Aspekte</b>
<b>9. Kommentar</b>
In Kap. 1 "The world-wide scope of manual materials handling" wird insbesondere auf die Revised NIOSH Lifting Equation von Waters et al. (1993 in ERGONOMICS) hingewiesen; in Kap. 3 "Design approaches to solving manual materials handling problems" wird zusätzlich ein Vergleich der 3 Ansätze (biomechanisch, physiologisch [energetisch], psychophysisch) vorgestellt; Kap. 10-12 sind neu: 10: Designing and evaluation multiple-task manual materials handling jobs; 11: High and very high frequency manual lifting/lowering and carrying (load transfer); 12: Determination of rest allowances
<b>10. Literatur</b>
Mital, A., Nicholson, A.S., Ayoub, M.M. (1997) A guide to manual materials handling. Second Edition. Taylor and Francis, London Washington DC

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>27</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Ergon Lift
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Vedder u. Laurig 1994 (ZfA 48:67-74); Schiffmann et al. 1995 (ASU 30:101-106)
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1994, 1995
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

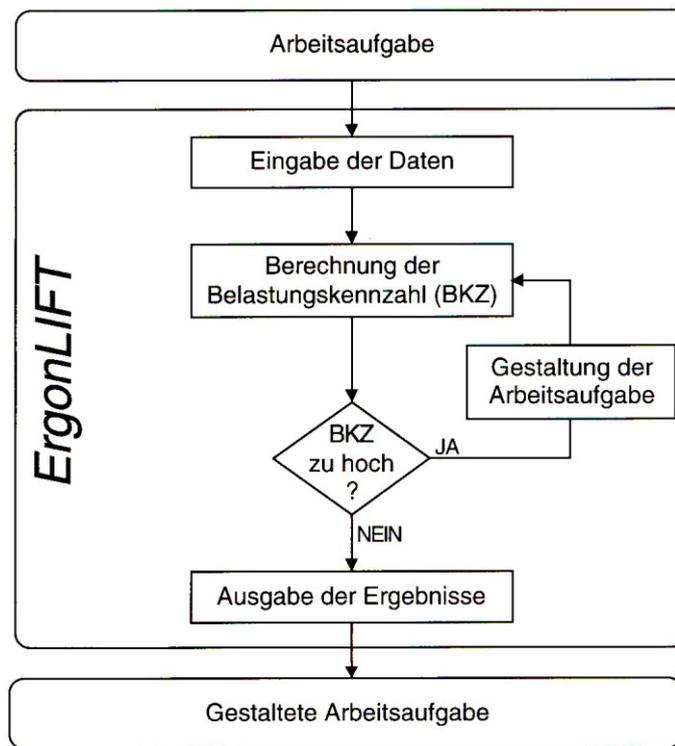


Bild 3: Ablauf einer Gefährdungsanalyse mit Gestaltung der Arbeitsaufgabe

### 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner

### 3. Zielstellung

#### 3.1 Belastungsart

Heben, Tragen, Halten, Gehen, Stehen, Sitzen

#### 3.2 Körperregion

Körper gesamt, insbesondere LWS, Herz-Kreislauf-System, Beanspruchungsempfinden

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Kennzahlen anhand biomechanischer und physiologischer Kriterien sowie psychophysikalischer Faktoren
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Biomechanische Modellierung: Chaffin 1969 / Physiologisches Kriterium: Arbeitsenergieumsatz Garg et al. 1978; Durnin & Passmore (1967)	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
1994: Revised NIOSH '93: BS-Druckkraft 3,4 kN; <1h: 50% • 9,5 kcal/min; 1-2 h: 40% • 9,5 kcal/min; 2-8 h: 33% • 9,5 kcal/min; 1995: DoRi 1.0 (1994): 2,0-6,0 kN (M), 2,0-4,4 kN (F)	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
1994: Kompressionsfestigkeit lumbaler Segmente, AEU, Asymmetrie: 1995: Kompressionsfestigkeit lumbaler Segmente, DLG nach Bonjer 1968, MAWL aus Mital-MMH-Guide	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
rechnergestütztes System, Plattform nicht mehr lauffähig		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
seinerzeit innovativ, umfassend wegen Einbindung mehrerer Verfahren, PC-basiert anwendbar	Version nicht der Hardware-Entwicklung angepasst (Pflege beendet)	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	unbekannt bzw. ungeprüft, da nach Pilotnutzung nicht mehr eingesetzt; bzgl. des gesamten Werkzeugs/Expertensystems unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. AEU-, Maximalkraft-Schätzung) valide	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	bzgl. des gesamten Werkzeugs/Expertensystems unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. AEU-, Bandscheiben-Druckkraft-Schätzung) reliabel
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
<p>Vedder, J. und Laurig, W.: ErgonLIFT. Rechner-Programm zur Gefährdungsanalyse beim manuellen Handhaben von Lasten - Umsetzung der EWG-Richtlinie 90/269/EWG. Z. Arbeitswiss. 48 (20 NF), 67-74 (1994)</p> <p>Schiffmann, M., Laurig, W. und Vedder, J.: ErgonLIFTWIN - Rechnerunterstützte Methodik zur Bewertung und Prävention für das manuelle Handhaben von Lasten. Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed. 30, 101-106 (1995)</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

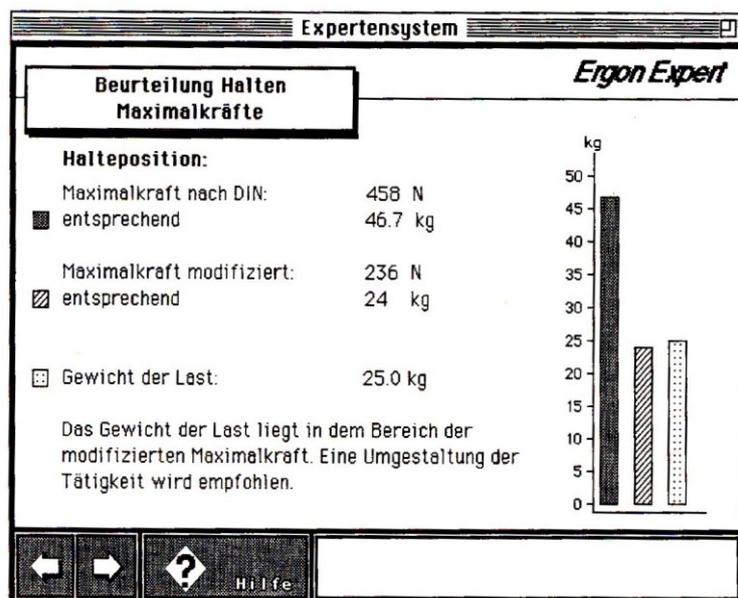
Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>28</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	ErgonEXPERT
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Laurig, W.; Hecktor, K.; Jäger, M.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1994
<b>Art</b>	Expertensystem

## 1.2 Methodenabbildung



## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Wissenschaft

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
HuT, Halten, Umsetzen, langs. Bewegungen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
HKS, Wirbelsäule	
<b>4. Methodentyp</b>	
Experten-Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	BS-Druckkraft (L5-S1), Vorgangsdauer, -häufigkeit, typ. Schichten, Belastungsabschnitte, Jahresschichten, Tagesdosis, Lebensdosis
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Sammlung der seinerzeit verfügbaren Methoden/Verfahren zur Bewertung von Lastenhandhabungen	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Lastgewichtsgrenzen, max. Armkräfte, Kräfte/Momente an L5-S1, Energieumsatz, AEU,	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
ArbSchutz-Regulation (Gesetz, Verordnung, UVV); Somatometrie (Anthropom., Körperkräfte); Biomechanik (WS-Belastung, -belastbarkeit); Energetik (EU, AEU, DLG); KombiVerfahren (energet.-biomech.= REFA+NIOSH); Psychophysik (MAWL: Ayoub+Ciriello)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
rechnergestütztes wissensbasiertes System (regelbasiert programmierte Plattform: nicht mehr lauffähig)	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
seinerzeit sehr umfassend und vielfältig, ermöglichte das Erkennen seinerzeitiger Wissensdefizite	Hardware-orientiert programmiert, daher über Pilotanwendung nicht hinausgekommen / nicht mehr lauffähig
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	unbekannt bzw. ungeprüft, da nach Pilotnutzung nicht mehr eingesetzt; bzgl. des gesamten Expertensystems unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. AEU-Schätzung) valide
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	bzgl. des gesamten Expertensystems unbekannt; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. AEU-, Maximalkraft-Schätzung) reliabel
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
<p>LAURIG, W. and ROMBACH, V.: Expert systems in ergonomics: requirements and an approach. <i>Ergonomics</i> 32, 795-811 (1989)</p> <p>JÄGER, M. und HECKTOR, K.: Ergon Expert - ein wissensbasiertes System zur Analyse und Gestaltung von Lastenmanipulationen. <i>Z. Arbeitswiss.</i> 45 (17 NF), 216-222 (1991)</p> <p>Laurig, W., Hecktor, K. und Jäger, M.: Entwicklung eines Expertensystems zur ergonomischen Analyse und Gestaltung von Tätigkeiten des manuellen Lastentransports: ErgonEXPERT. O. Schmidt, Köln 1994 (Dokumentation Arbeitswissenschaft, Bd. 36)</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>29</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	MDD
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Mainz Dortmunder Dosismodel
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	TEIL 1: Jäger et al. 1999 (ASU), 2000 (ecomед); TEIL 2: Hartung et al. 1999 (ASU), 2000 (ecomед)
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	1999, 2000
<b>Art</b>	

<b>1.2 Methodenabbildung</b>
------------------------------

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

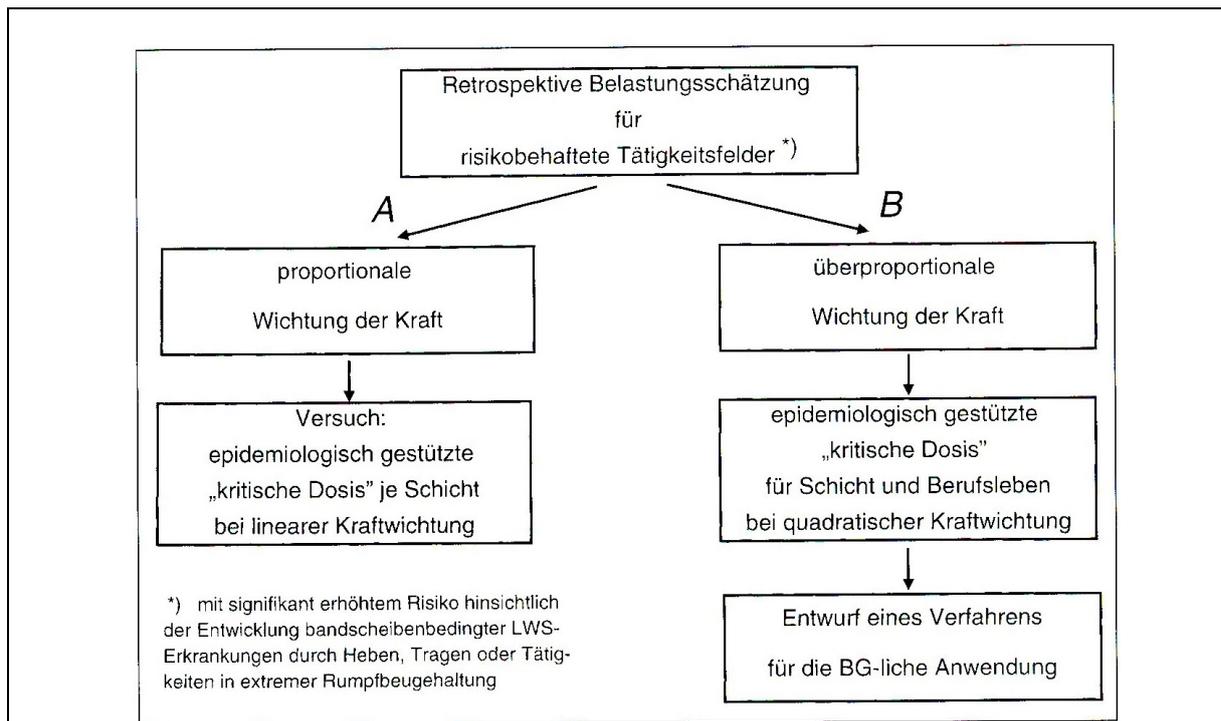


Abb. 1: Grundgedanke und Vorgehensweise der „Mainz-Dortmunder Gespräche“

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

UVTs

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Heben, Halten, Tragen, Patiententransfer, Schaufeln, Rumpfvorneigung, Last-Händigkeit

### 3.2 Körperregion

Wirbelsäule (LWS)

## 4. Methodentyp

Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Teil 1: BS-Druckkraft (L5-S1), Vorgangsdauer, -häufigkeit, typ. Schichten, Belastungsabschnitte, Jahresschichten, Tagesdosis, Lebensdosis; Teil 2: wie zuvor, jedoch: BS-Druckkraft (L5-S1) aus Schätzgleichungen
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Teil 1: kumulatives nichtlineares Dosismodell für BS-Druckkräfte; Teil 2: Schätzgleichungen für retrospektive Abschätzung für nicht mehr vorhandene Arbeitsplätze	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Druckkraftschwellen 3,2/2,5 kN, Tagesdosis 5,5/3,5 kNh,110 bzw. 60 d/a, Lebensdosis 25/17 MNh	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Bewertungskriterien (Druckkraft, Vorneigung) aus Regulation (2108-Merkblatt) übernommen; Bewertungskriterien (Dosen) an Realexpositionen Erkrankter aus epidem. Studien gekankert (s. MDD in ASU 99 bzw. ecomed 2000)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
BK-2108-Feststellungsverfahren	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
einheitl. Verfahren, verschiedene Expositionarten "addierbar" (=Mischexpositionen bewertbar /	retrospektive Eingangsdatenerhebung schwierig
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Dosiermittlung nach vorgegebenen Strukturen möglich => Validität hoch
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv (Antragsteller + Erheber)
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

	Dosiermittlung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
Spalte 10.4 (Kraft) nur für Pflege und Schaufeln; Spalte 10.5 (Körperhaltung) nur für extreme Rumpfvorneigung	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Hartung, E.; Schäfer, K.; Jäger, M.; Luttmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Kuhn, S.; Paul, R.; Francks, H.-P.: Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen in Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren.</p> <p>Jäger, M.; Luttmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Schäfer, K.; Hartung, E.; Kuhn, S. Paul, R.; Francks, H.-P.: Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin 34 (1999) 101-111</p> <p>Liebers, F.; G. Caffier: Anmerkungen zum Mainz-Dortmunder-Dosismodell (MDD) als Verfahren zur retrospektiven Beurteilung der beruflichen Exposition gegenüber Lastenhandhabung und Arbeiten in extremen Körperhaltungen. Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed. 36 (2001), S. 447-457</p> <p>Jäger, M.; Luttmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Schäfer, K.; Hartung, E.; Kuhn, S.; Paul, R.; Francks, H.-P.: Kritische Wertung aktueller Anmerkungen zum „Mainz-Dortmunder Dosismodell - MDD“ zur Beurteilung der Wirbelsäulenbelastung bei der BK 2108. Arbeitsmed, Sozialmed, Umweltmed 37 (2002) 582-598</p> <p>Schäfer, K.; Luttmann, A.; Jäger, M.: Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten: Vergleich von Leitmerkmalmethode und Mainz-Dortmunder Dosismodell. Zbl Arbeitsmed 55 (2005) 218-236 [4785_IfADo.pdf]</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>34</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

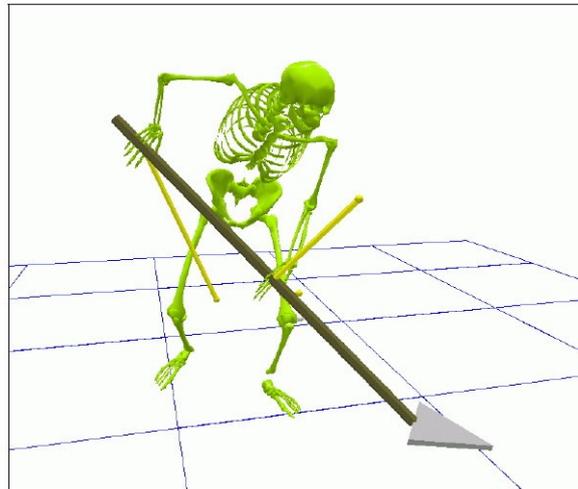
<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	LWS-Belastung beim Schaufeln: Schaufelprojekt
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Glitsch et al.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2008
<b>Art</b>	Anwendungsstudie

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

Abbildung 2.16:  
Biomechanisches Modell zur Bestimmung des Gelenkmoments  
an der Lendenwirbelsäule (L5/S1) aus den Aktionskräften der  
Hände (gelbe Vektoren) und der Körperhaltung



Aus:

Glitsch, U.; Ottersbach H.-J.; Ellegast, R.; Sawatzki, K.; Voß, J.; Luttmann, A.; Jäger, M.; Rehme, G.: Belastung der Lendenwirbelsäule bei Schaufeltätigkeiten. BGIA-Report 4/2008, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Sankt Augustin 2008

### 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

UVT; Feststellungsverfahren für BK-2108

### 3. Zielstellung

#### 3.1 Belastungsart

spez. Lastenhandhabung (Schaufeln)

#### 3.2 Körperregion

Bandscheiben, LWS (L5/S1)

### 4. Methodentyp

IfADo: Labormessung zu Aktionskräften und Körperhaltung, nachfolgende biomechanische Modellierung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	IFA: Bandscheiben-Druckkraft L5/S1 + Vorgangsdauer
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
z.B. MDD	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
IFA: Regelfall: 3,5 kN + 2 s; Sonderfall: 6,25 kN + 1,5 s; 8 kg/Schaufel	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
MDD	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Richtwert für BK-2108-Verfahren	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens	
Stärken	Schwächen
umfassend, detailliert, zielgerichtet, Vorschläge einfach umsetzbar	Ergebnisfindung sehr aufwändig
8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	IFA: Gut (Laborbedingungen, 5 Probanden, 12 Versuchskonstellationen x 20 Versuche / Proband, individuelles Schaufeltempo, keine Randomisierung)
Konvergenzvalidität	Beschreibung
8.2 Objektivität, Reliabilität	
Objektivität	Beschreibung
	IFA: hoch (Labormessung); IfADo: hoch für biomechanische Simulationen
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
	IFA: Gut (Laborbedingungen, 5 Probanden, 12 Versuchskonstellationen x 20 Versuche / Proband, individuelles Schaufeltempo, keine Randomisierung); IfADo: Validität hoch (WS-Belastung via biomech. Simulation)
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>8.3 Weitere Aspekte</b>
<b>9. Kommentar</b>
<b>10. Literatur</b>
<p>Glitsch, U.; Ottersbach H.-J.; Ellegast, R.; Sawatzki, K.; Voß, J.; Luttmann, A.; Jäger, M.; Rehme, G.: Belastung der Lendenwirbelsäule bei Schaufeltätigkeiten. BGIA-Report 4/2008, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Sankt Augustin 2008 [5620_IfADo.pdf]</p> <p>Rehme, G.; Hartmann, B.; Ellegast, R.; Jäger, M.; Glitsch, U.: Handlungsanleitung zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung bei Schaufeltätigkeiten in BK-Feststellungsverfahren. Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft, BG Bau, 2008 [5656_IfADo.pdf]</p>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>35</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	LWS-Belastung beim Bewegen von Trolleys: Flugbegleiter-Projekt
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Glitsch et al., Schaub et al., Jäger et al.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2004, 2007
<b>Art</b>	Anwendungsstudie

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

Trolley type	: full-size, half-size
Manoeuvre	: pushing, pulling
Floor inclination	: 8°, 5°, 2°, 0°
Trolley masses	
FS	: 90, 65, 40 kg
HS	: 60, 45, 30 kg
Number of subjects	: 25
Trials per person	: 48
Total number of trials	: 1200

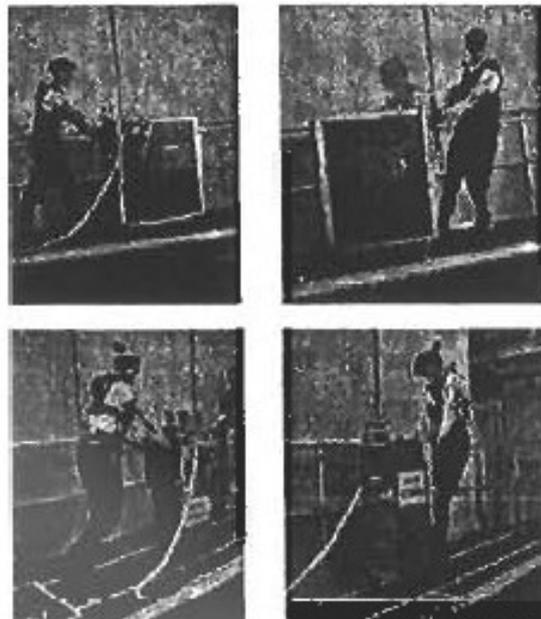


Figure 6: Experimental protocol with 48 levels per subject

Aus:

Glitsch, U.; Ottersbach, H.J.; Ellegast, R.; Schaub, Kh.; Jäger, M.: Musculo-skeletal loads on flight attendants when pushing and pulling trolleys aboard aircraft. In: Soc. Automotive Engineers (Ed.): SAE Digital Human Modelling Conf. Proc. on CD-Rom (paper 2004-01-2131, 6 pp). Rochester (NY, U.S.A.) 2004

### 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner bei Airlines

### 3. Zielstellung

#### 3.1 Belastungsart

Schieben, Ziehen von Trolleys

#### 3.2 Körperregion

Ganzkörper, Arme/Schultern, Beine, Wirbelsäule

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>4. Methodentyp</b>	
Anwendungsstudie. Felderhebungen zu Belastungssituation und Maximalkräften, Labormessung zu Aktionskräften und Körperhaltung, nachfolgende biomechanische Modellierung	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Tätigkeitsart, Trolleytyp, Lastgewicht, Bodenneigung, Handhabungsfrequenz, Aktionsdichte, Geschlecht, Alter, Kraftangriffspunkt, Krafrichtung, Armmaximalkraft, Beinmaximalkraft, Arbeitsschwere, Körperbau, Übung, Schulung u.a.
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
WS-Belastung: 2,5 kN, 85 Nm, Häufigkeit von Richtwert-Überschreitungen; Aktionskräfte: 215 N (S), 185 N(Z); 130 N (S), 110 N(Z); 160 N (S Kurzstrecke), 90 N(Z Kurz) u.a.	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
ISO 11228-2, Tichauer, DoRi	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genaue Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
Erarbeitung von vorwiegend naturwissenschaftlich begründeten Arbeitsgestaltungsmaßnahmen		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
umfassend, detailliert, zielgerichtet, Vorschläge einfach umsetzbar /	Ergebnisfindung ungeheuer aufwändig	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	IFA+BGF: Validität hoch (Pitchbereich an mehreren Flugzeugtypen gemessen) // IFA: Validität hoch (Laborbedingungen, 25 Probanden, 48 Versuchskonstellationen x 3 Versuche) // IAD: Validität hoch (Maximalkraftbestimmung) // IfADo: Validität hoch (WS-Belastung via biomech. Simulation) // langjährige Erfahrung aller 4 Gruppen (BGF, IAD, IFA, IfADo)	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
Objektivität	Beschreibung
	hoch (Feld- und Labormessung), hoch für biomechanische Simulationen
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
	IFA: Reliabilität hoch (Laborbedingungen, 25 Probanden, 48 Versuchskonstellationen x 3 Versuche) // Reliabilität eingeschränkt (Proband mit individuellem Handhabungsmuster, Randomisierung vorhanden) // IAD: Reliabilität hoch (Maximalkraftbestimmung an >500 Flugbegleitern in 4 Positionen) // IfADo Reliabilität hoch für biomechanische Simulationen auf Basis der Körperhaltungs- und Aktionskraftmessung
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
<p>Glitsch, U.; Ottersbach, H-J.; Ellegast, R.; Hermanns, I.; Feldges, W.; Schaub, Kh.; Berg, K.; Winter, G.; Sawatzki, K.; Voß, J.; Göllner, R.; Jäger, M.; Franz, G.: Untersuchung der Belastung von Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen. BIA-Report 5/2004, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin 2004 [4582_IfADo.pdf] (<a href="http://www.hvbg.de/bia/pub/rep/rep04/bia0504.html">www.hvbg.de/bia/pub/rep/rep04/bia0504.html</a>)</p> <p>Glitsch, U.; Ottersbach, H.J.; Ellegast, R.; Schaub, Kh.; Franz, G.; Jäger, M.: Physical workload of flight attendants when pushing and pulling trolleys aboard aircraft. Int J Ind Ergon 37 (2007) 845-854 [5440_IfADo.pdf]</p> <p>Jäger, M.; Sawatzki, K.; Glitsch, U.; Ellegast, R.; Ottersbach, H.J.; Schaub, Kh.; Franz, G.; Luttmann, A.: Load on the lumbar spine of flight attendants during pushing and pulling trolleys aboard aircraft. Int J Ind Ergon 37 (2007) 863-876 [5441_IfADo.pdf]</p> <p>Schaub, Kh.; Berg, K.; Winter, G.; Ellegast, R.; Glitsch, U.; Ottersbach, H.J.; Jäger, M.; Franz, G.: Muscular capabilities and workload of flight attendants for pushing and pulling trolleys aboard aircraft. Int J Ind Ergon 37 (2007) 883-892 [5442_IfADo.pdf]</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>36</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	Dolly 1
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Monitoring der Schichtbelastung (Dortmunder Lumbalbelastungsstudie - Dolly [1])
<b>Autoren der Erstpublikation</b>	Jäger et al. 1998a-c HVBG, WolterSeide, IVSS; 1999a+b ZfA, HVBG, 2000 IJIE, Jordan 2005 Shaker, et al 1998 Die BG, 2008 Zbl
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr der Erstpublikation</b>	1998
<b>Art</b>	

## 1.2 Methodenabbildung

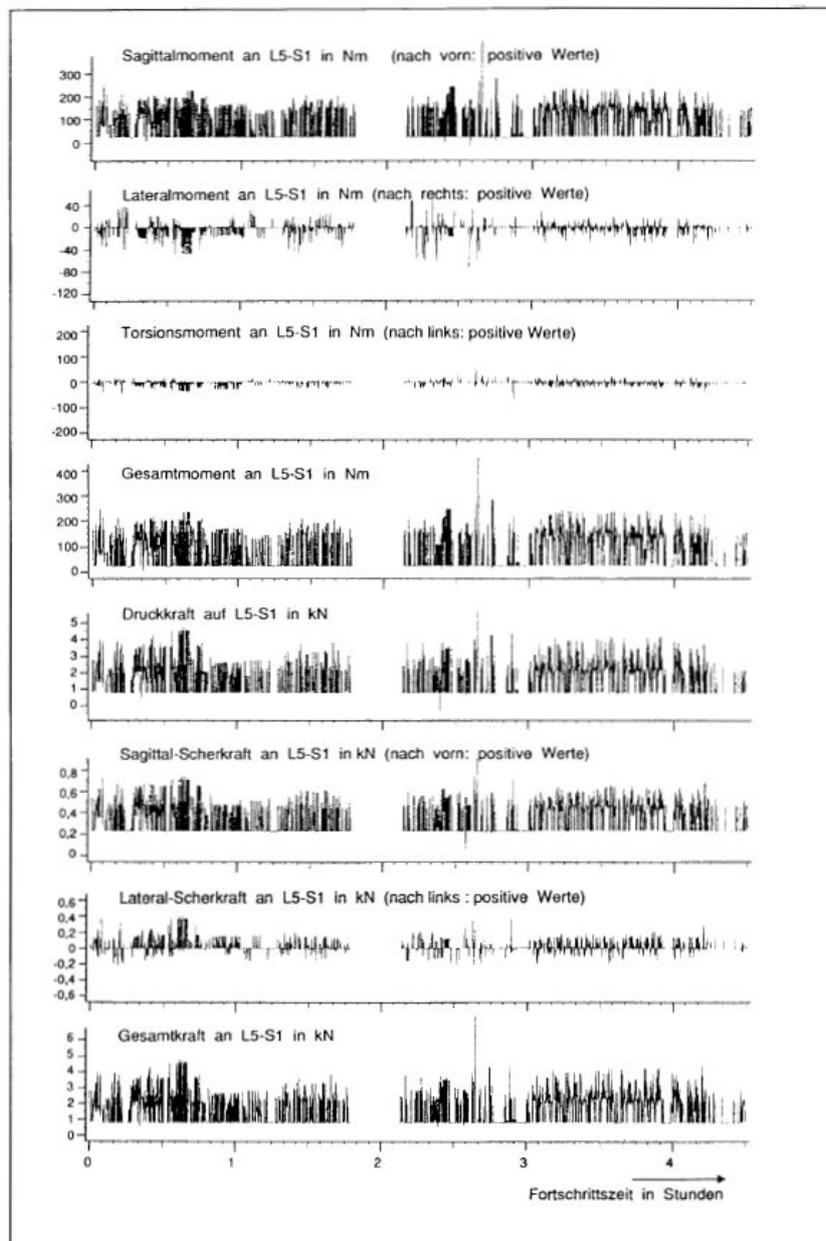


Bild 3: Zeitlicher Verlauf von 8 Kenngrößen der Belastung der Lendenwirbelsäule während etwa einer halben Schicht bei Tätigkeiten im Hochbau

Aus:

Jäger M, Luttmann A, Jordan C, Laurig W: Ganzschichtige Feldstudien zur Belastung der Lendenwirbelsäule bei berufsbedingten Lastenhandhabungen. Z Arbeitswiss 53 (25 NF), 68-79 (1999)

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Lastenhandhabung (Heben, Halten, Tragen, Umsetzen, Schieben, Ziehen, Schaufeln, Bewegen mittels Werkzeug) Körperhaltungen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS)	
<b>4. Methodentyp</b>	
8 komplette Felderhebungen zu Belastungssituationen, Labormessung zu Aktionskräften beim Ziehen (Müllbehälter), nachfolgende biomechanische Modellierung	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Tätigkeitsart (Hochbau, Schmiede, Fleischverarbeitung, Müllentsorgung), Körperhaltungen (Rumpf-Vorneigungen, -Krümmungen, -Seitbeugungen, -Verdrehungen; Armstellungen; Beinstellungen; Kopfhaltung), Lastgewicht, Lastkräfte, Lastkraft-richtungen, Vorgangsdauer, Lastposition, Werkzeugnutzung, Geschlecht, Alter, Kraftangriffspunkt, Last-Händigkeit u.a., BS-Druckkraft, -Scherkraft (sag + lat), Beugemomente (sag + lat), Torsionsmoment (L5-S1), Tagesdosis (mehrere Kennzahlen zur Kompressionsbelastung); Anzahl von Richtwertüberschreitungen
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Zeitverläufe über Schichten, Entwicklung von Belastungskennzahlen für Schichten (Äquivalenzkräfte = gewichtete Mittelwerte, BSK mit versch. Kraft-Wichtungen)	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
WS-Belastung anhand DoRi '91 bzw. '2001ff: 6,0/4,0/2,0 kN bzw. 6,0/4,1/2,3 kN sowie NIOSH ActLim 3,4 kN, Häufigkeit von Richtwert-Überschreitungen	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
DoRi: Jä et al. IJIE 1991, Jä et al ZblArbMed 2001, NIOSH WPG 1981 (s.a. Jä 1996, 2001)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Erarbeitung von Realdaten-basierten lumbal-biomechanisch begründeten Bewertungskriterien (kumulierte Tagesdosen mit verschiedenen Erhebungsschwellen)	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
umfassend, detailliert, zielgerichtet, Vorschläge einfach umsetzbar	Ergebnisfindung ungeheuer aufwändig, nur 4x2 exemplarische Schichten
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
hoch (Feldmessung mit geringfügigen Laborerhebungen)	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Aktionskräfte geschätzt, Körperhaltungen kategorisiert, Massenträgheit vernachlässigt, Modellierung 3D statisch => Validität eingeschränkt
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	hoch (Feldmessung mit geringfügigen zusätzlichen Laborerhebungen und sehr intensiven Videoauswertungen)
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Datenbasis eingeschränkt (nur 8 Schichten aus 4 Tätigkeitsfeldern) => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Jäger M, Luttmann A, Jordan C, Laurig W: Ganzschichtige Feldstudien zur Belastung der Lendenwirbelsäule bei berufsbedingten Lastenhandhabungen. Z Arbeitswiss 53 (25 NF), 68-79 (1999) [3362_ifADo.pdf]</p> <p>Jäger, M.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Dettmer, U.; Bongwald, O.; Laurig, W.: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie: Ermittlung der Belastung der Wirbelsäule bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten. Wissenschaftlicher Schlußbericht. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin 1998</p> <p>Jäger, M.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Laurig, W. and the DOLLY Group: Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study - DOLLY. International Journal of Industrial Ergonomics 25 (2000) 553-571</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>37</b>
--------------------------------	-----------

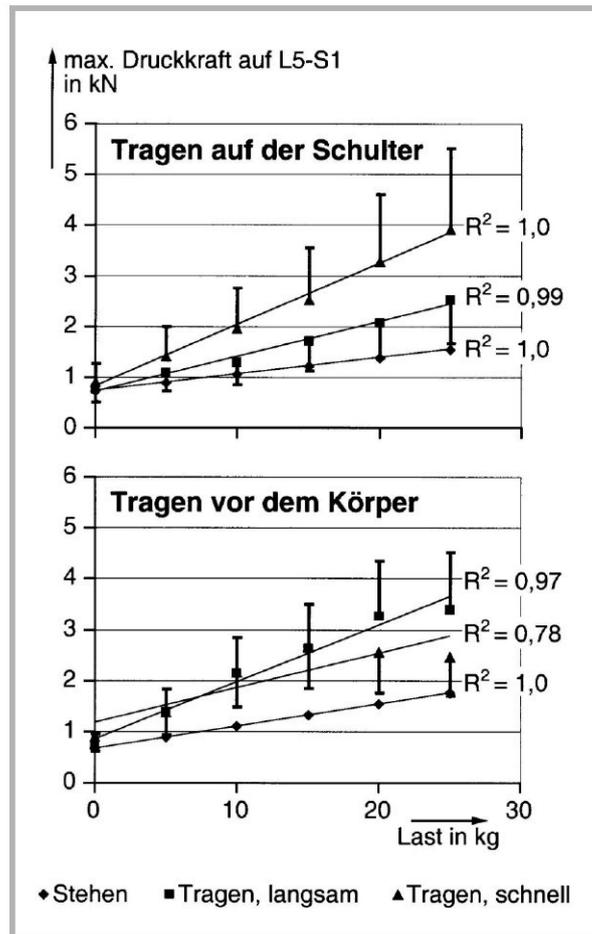
<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	Dolly 2
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Standardfall-Register (Dortmunder Lumbalbelastungsstudie - Dolly 2)
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Jordan et al. 2000 DieBG / Theilmeyer et al. 2001 ZfA / Jäger et al. 2001 HVBG, 2002a+b ZfA+Erfurt, 2004 eco-med / Jä 2001 VDI
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2000
<b>Art</b>	

## 1.2 Methodenabbildung

Bild 6:

Wirbelsäulenbelastung –  
Gemittelte Maximalwerte der  
Druckkraft auf L5-S1 beim  
Stehen und Tragen verschiedener  
Lastgewichte und deren  
Standardabweichungen



Aus:

Jordan C, Jäger M, Theilmeier A, Luttmann A: Wirbelsäulenbelastung bei ausgewählten Tragetätigkeiten. Z Arbeitswiss 55: 145-153 (2001)

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Lastenhandhabung (Heben, Tragen, Umsetzen, Schieben, Ziehen, Schaufeln, Bewegen mittels Schubkarre, Kraftaufwendungen in extremer Rumpfbeuge, Halten plus Positionierkräfte, Fangen, Werfen)

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>3.2 Körperregion</b>	
Wirbelsäule (LWS)	
<b>4. Methodentyp</b>	
Labormessung zu Aktions-/Reaktionskräften beim Tragen, Schaufeln, Schubkarrennutzung, nachfolgende biomechanische Modellierung	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Tätigkeitsart, Hebe: (Lastaufnahme- / -absetzposition, Vorgangsdauer, Lastmasse, Körperdrehung), Umsetzen (2 Arbeitshöhen, -dauern, seitl. Aufnahmepositionen, Lastmasse), Tragen (schnell/langsam, a.d.Schulter/vorm Körper, Schubkarre (Ladegewicht, Bodenbeschaffenheit, Heben/Fahren/Auskippen), Schaufeln (Einstechen/Anheben, Kies/Sand/Erde), Schieben/Ziehen v. Containern (Schulter-Arm-Winkel, Kraftwinkel, Greifhöhe, Aktionskraftbetrag), extr. Rumpfbeuge (Beinstellung, Kraftbetrag), Halten+Positionierkräfte (Arbeitshöhe, Krafttrichtung, -betrag), Fangen/Werfen (Bodenreaktionskräfte); LWS-Kräfte und Momente (L5-S1)
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Zeitverläufe von Aktions-/Bodenreaktionskräften, Körperhaltungs-, -bewegungsmodellierung je nach Tätigkeit, Modellrechnungen von oben vs. von unten	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
nur Hinweise, da i.W. Belastungserhebungen	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Ablese aus Tabellen / Zeitverläufen	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
vielfältig	eingeschränkt auf vorgestellte Standardfälle
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
hoch	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Aktionskräfte gemessen oder vorgegeben, Körperhaltungen und -bewegungen nachgestellt, Massenträgheit berücksichtigt, Modellierung 3D dynamisch => Validität hoch
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	hoch für biomechanische Simulationen, eingeschränkt für Messergebnisse zum Tragen, Schubkarre fahren und Schaufeln
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	hoch für biomechanische Simulationen, hoch auch für Messergebnisse auf Basis von Wiederholungen => Reliabilität hoch
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
Simulation des Schaufelns in späterem Forschungsvorhaben intensiviert	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
Jäger, M.; Jordan, C.; Theilmeier, A.; Luttmann, A.: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Wissenschaftlicher Schlussbericht, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin 2001	
Jäger, M.; Göllner, R.; Jordan, C.; Theilmeier, A.; Luttmann, A.: Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben und Umsetzen von Lasten. Z Arbeitswiss 56 (2002) 93-105	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

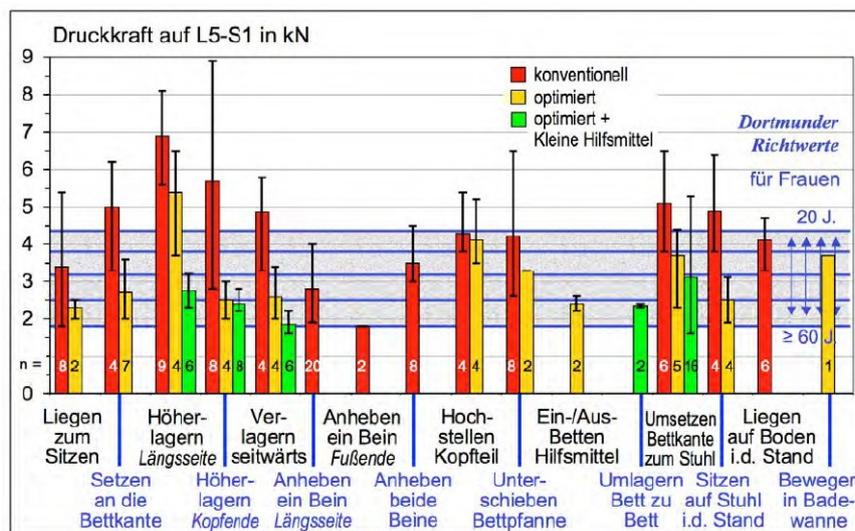
Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>38</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	Dolly 3
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Pflege-Projekte (Dortmunder Lumbalbelastungsstudie - Dolly 3)
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Theilmeyer et al. 2005 ZfA, Zbl 2006, AnnOccHyg2010, Jordan et al. JOMT 2011, Jä et al. AnnOccHyg2013
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2003ff bis 2013
<b>Art</b>	

## 1.2 Methodenabbildung



**Abbildung 1:** Belastung der Lendenwirbelsäule beim Bewegen von Patienten und Bewertung hinsichtlich des biomechanischen Überlastungsrisikos – Spitzenwerte der Kompressionskraft am Lenden-Kreuzbein-Übergang (Mittelwert und Spannweite) für insgesamt 168 Vorgänge (16 Tätigkeiten, bis zu 3 Ausführungsmodi) im Vergleich zu empfohlenen Maximalbelastungen (*Dortmunder Richtwerte*)

Aus:

Jäger, M.; Jordan, C.; Theilmeier, A.; Kuhn, St.; Wortmann, N.; Luttmann, A.: Biomechanische Belastungsanalysen zur Prävention von Überlastungen der Lendenwirbelsäule bei Patiententransfers. In: B. Griefahn, K. Golka, J.G. Hengstler, H.M. Bolt (Hrsg.): Dokumentation der 50. Wiss. Jahrestagung der DGAUM, S. 236-241. DGAUM, Aachen 2010

## 2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen

Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs

## 3. Zielstellung

### 3.1 Belastungsart

Bewegen von Menschen

### 3.2 Körperregion

Lendenwirbelsäule

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>4. Methodentyp</b>	
Labormessung zu Aktionskräften und Körperhaltung, nachfolgende biomechanische Modellierung	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Tätigkeitsart, Körpergewicht, Aktionsdichte, Kraftangriffspunkt, Krafrichtung, Hilfsmittelnutzung
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Eingabe-, Basisdaten für Nutzung des MDD, Prävention	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
WS-Belastung: 1,8-4,4 kN, Bandscheiben-Momente 85 Nm	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Tichauer, DoRi, ISO/TR 12296	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Erarbeitung von lumbal-biomechanisch begründeten Arbeitsgestaltungsmaßnahmen	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
umfassend, detailliert, zielgerichtet, Vorschläge einfach umsetzbar	Ergebnisfindung ungeheuer aufwändig, eingeschränkt auf ausgewählte, wenn auch typische Standardfälle
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
hoch (Labormessung)	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Aktionskräfte via Reaktionskräfte gemessen, Körperhaltungen und -bewegungen messtechnisch gestützt erfasst und dann simulativ nachgestellt, Massenträgheit berücksichtigt, Modellierung 3D dynamisch => Validität hoch
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Datenbasis eingeschränkt (häufig nur 1 typischen Vorgang aus 5 Messwiederholungen bei ansonsten gleicher Bedingungskombination bis hin zur WS-Belastung analysiert) => Reliabilität eingeschränkt, aber hoch für biomechanische Simulationen auf Basis der Körperbewegungsanalyse

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 3: Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pfl egetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 1: Entwicklung und exemplarische Anwendung der Methodik. Aachen: Shaker, 2003</p> <p>Theilmeier, A.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Jäger, M.: Measurement of Action Forces and Posture to Determine the Lumbar Load of Healthcare Workers During Care Activities with Patient Transfers. Ann. Occup. Hyg. 54 (2010) 923-933</p> <p>Jäger M, Theilmeier A, Jordan C, Luttmann A: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 3: Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pfl egetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 2: Belastungskennwerte von sicher gefährdenden Tätigkeiten im Sinne der Berufskrankheit 2108. Aachen: Shaker, 2005</p> <p>Jordan C, Luttmann A, Theilmeier A, Kuhn S, Wortmann N, Jäger M: Characteristic values of the lumbar load of manual patient handling for the application in workers' compensation procedures. J Occup Med Toxicol 6:17 (2011) (13 pp)</p> <p>Jäger, M.; Jordan, C.; Theilmeier, A.; Wortmann, N.; Kuhn, S.; Nienhaus, A.; Luttmann, A.: Lumbar Load Analysis of Manual Patient Handling Activities for Biomechanical Overload Prevention Among Healthcare Workers. Ann. Occup. Hyg. 57 (2013) 528-544</p> <p>Jäger M, Theilmeier A, Jordan C, Luttmann A: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 3 - Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pfl egetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 3: Biomechanische Beurteilung von Tätigkeiten im Gesundheitsdienst hinsichtlich der Möglichkeiten zur Prävention von Gefährdungen der Wirbelsäule. Aachen: Shaker, 2008</p> <p>Jordan, C.; Luttmann, A.; Theilmeier, A.; Jäger, M.: Load on the lumbar spine during manual handling of obese patients. In: S. Albolino, S. Bagnara, T. Bellandi, J. Ll aneza, G. Rosal, R. Tartaglia (Eds.): Healthcare Systems Ergonomics and Patient Safety 2011 (HEPS), pp. 398-399. Taylor &amp; Francis, London 2011</p> <p>Jäger, M.: Wirbelsäulenbelastung beim Bewegen von XXL-Patienten. Veranstaltungsdokumentation zum BGW forum 2013 – Gesundheitsschutz in Krankenhaus und Klinik, Hrsg.: Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW), Hamburg 2013 [online verfügbar unter: <a href="http://www.bgwforum.de/pdf/lang2013/Plenum_G2_Jäger_Kuhn.pdf">www.bgwforum.de/pdf/lang2013/Plenum_G2_Jäger_Kuhn.pdf</a> [6.9.2013]]</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

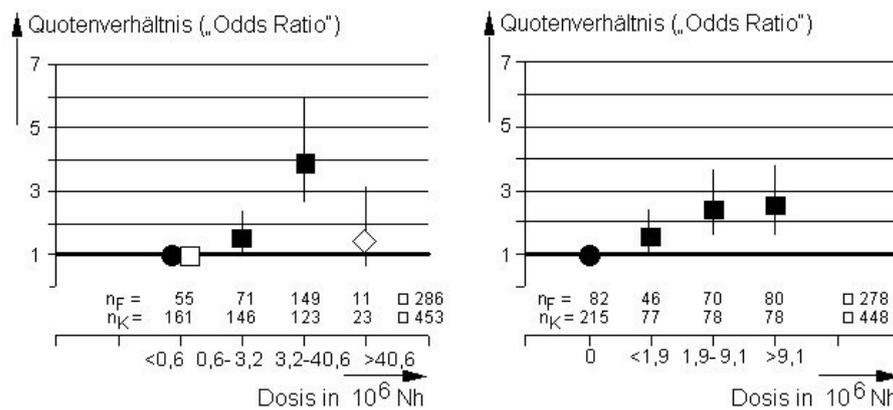
<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>39</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

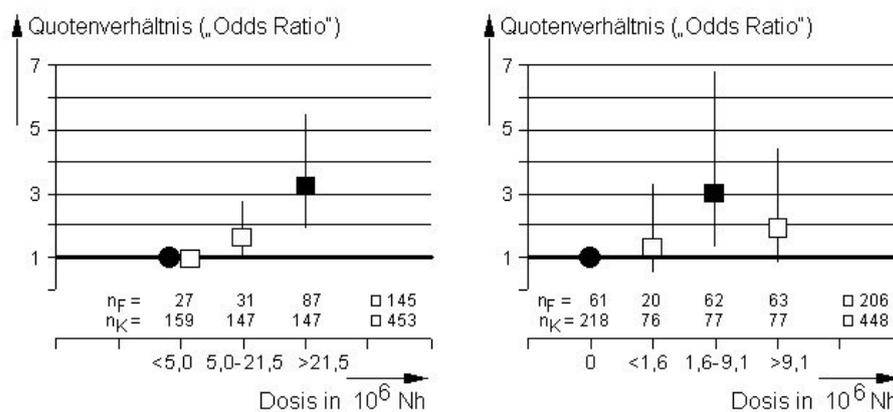
<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	DWS
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Deutsche Wirbelsäulenstudie
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Bolm-Audorff et al., Linhardt, Ellegast, Jäger, Michaelis, Bergmann, Seidler, Petereit-Haack (et al.)
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2007
<b>Art</b>	Epidemiologische Studie

1.2 Methodenabbildung

**Bandscheibenvorfall („Prolaps“)**



**Bandscheibenhöhenminderung („Chondrose“)**



**Männer**

**Frauen**

*Dosis-Wirkung-Beziehungen zwischen Belastungen durch Lastenhandhabung und Körperhaltung sowie Erkrankungen der Lendenwirbelsäule für Männer und Frauen ( $n_F$ ,  $n_K$ : Anzahl von Fall- bzw. Kontrollprobanden in jeweiliger Dosisklasse).*

Aus:

Jäger M, Geiß O, Luttmann A, Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Linhardt O, Michaelis M, Seidler A: Zusammenhang zwischen beruflichen Belastungen durch Lastenhandhabung und Körperhaltung sowie Erkrankungen der Lendenwirbelsäule – Ergebnisse der Deutschen Wirbelsäulenstudie. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), Schütte M (Schriftltg): Produkt- und Produktions-Ergonomie – Aufgabe für Entwickler und Planer. 54. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, Techn. Univ. München, 9.-11.04.2008 (S 555-559). Dortmund: GfA-Press, 2008

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Arbeitsmediziner, UVTs	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Lastenhandhabung, Körperhaltung, Bewegen v. Menschen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Lendenwirbelsäule	
<b>4. Methodentyp</b>	
Betriebs-/Labormessungen: Felderhebung (Erkrankungen, Expositionen), biomech. Sim., epidem. Zusammenhangsanalysen	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Tätigkeitsart, Lastgewicht, Handhabungsfrequenz, Vorgangsdauer, Lastposition, Hilfsmittelnutzung, Geschlecht, Alter, Kraftangriffspunkt, Krafrichtung, u.a., BS-Druckkraft (L5-S1), Druckkraftanteile, typ. Schichten, Belastungsabschnitte, Jahresschichten, Tagesdosis, Lebensdosis
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Ziel der Erfassung aller möglichen Risikofaktoren, die bei physischen Belastungen vorkommen können	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
10 kum. WS-Bel-Dosismodelle (mit versch. Schwellen und Kraftwichtungen), Anpassungsgüte (AIC)	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
erweiterte Expositions- und Erkrankungserfassung im Vergleich zum Pilotprojekt MDD	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
Hinterfragung/Validierung von Dosis-Wirkung-Beziehungen und insbes. des MDD, Gesichertheit der BK 2108		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
umfassend, detailliert, zielgerichtet, interdisziplinär, Klärung einer <b>Grundsatzfrage</b>	Ergebnisfindung ungeheuer aufwändig	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
hoch mediz. Erhebungen, Befragung durch UV-Experten hoch		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	Lastgewichte, -kräfte, Körperhaltungen, Vorgangshäufigkeiten, -dauern kategorisiert und retrospektiv durch Erfragung erhoben => Validität eingeschränkt	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>		
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	hoch (mediz. Erhebungen), hoch (Befragung durch UV-Experten)	
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	Lastgewichte, -kräfte, Körperhaltungen, Vorgangshäufigkeiten, -dauern kategorisiert und retrospektiv durch Erfragung erhoben => Reliabilität eingeschränkt	
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
obwohl Validität und Reliabilität eingeschränkt, dennoch mutmaßlich die beste bisher erhobene Expositions- und Erkrankungsdokumentation für 1.00 Personen	
<b>10. Literatur</b>	
<p>Seidler, A.; Bergmann, A.; Jäger, M.; Ellegast, R.; Ditchen, D.; Elsner, G.; Grifka, J.; Haerting, J.; Hofmann, F.; Linhardt, O.; Luttmann, A.; Michaelis, M.; Petereit-Haack, G.; Schumann, B.; Bolm-Audorff, U.: Cumulative occupational lumbar load and lumbar disc disease – results of a German multi-center case-control study (EPILIFT). BMC Musculoskeletal Disorders 10:48 (2009) (13 pages)</p> <p>Jäger, M.; Bergmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Ellegast, R.; Grifka, J.; Hofmann, F.; Michaelis, M.; Seidler, A.; Voß, J.; Luttmann, A.: Occupational low-back exposure of persons with or without lumbar disc-related diseases - Selected results of the German Spine Study EPILIFT. In: R. Grieshaber, M. Stadeler, H.-C. Scholle (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 17. Erfurter Tage, S. 341-365. Verlag Bussert &amp; Stadeler, Jena 2011</p> <p>Bolm-Audorff, U.; Ditchen, D.; Ellegast, R.; Elsner, G.; Geiß, O.; Grifka, J.; Haerting, J.; Hofmann, G.; Jäger, M.; Linhardt, O.; Luttmann, A.; Michaelis, M.; Nübling, M.; Petereit-Haack, G.; Schumann, B.; Seidler, A.: Epidemiologische Fall-Kontroll-Studie zur Untersuchung von Dosis-Wirkungs-Beziehungen bei der Berufskrankheit 2108 (Deutsche Wirbelsäulenstudie). HVBG, Sankt Augustin 2007</p>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>40</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	DWS 2
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	"DWS-Richtwertestudie"
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Seidler et al. 2012, Morfeld, Ellegast, Jäger (et al.) 2013
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2012
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

### 1.2 Methodenabbildung

**Tabelle 1:** Separat variierte Eigenschaften der zunächst verwendeten 18 Dosismodelle (Nr. 101-118) zur Berechnung der Schichtdosis – ausgehend von den Eigenschaften des „Grundmodells“ Nr. 101 –, ergänzt um 12 Dosismodelle (Nr. 201-212) mit weiteren Tagesdosis- und Druckkraft-Schwellen

Modellgruppe	Dosismodell Nr.	Schwelle Tagesdosis	Schwelle Druckkraft	Schwelle Rumpfvorneigung	Ziehen/Schieben Fangen/Werfen Kraftaufwendung
1	101	0 kNh	2,0 kN	45°	mit
	201	0,5 kNh			
	202	1,0 kNh			
	102	2,0 kNh			
	103	3,0 kNh			
	104	4,0 kNh			
	105	5,0 kNh			
	106	6,0 kNh			
	107	8,0 kNh			
108	10,0 kNh				
2	101	0 kNh	2,0 kN	45°	mit
	109		2¼ kN		
	110		2½ kN		
	111		2¾ kN		
	112		3,0 kN		
	113		3¼ kN		
	203		3½ kN		
	204		4,0 kN		
	205		4½ kN		
	206		5,0 kN		
	207		5½ kN		
	208		6,0 kN		
	209		7,0 kN		
210	8,0 kN				
211	10,0 kN				
212	12,0 kN				
3	114	0 kNh	2,0 kN	20°	mit
	101			45°	
	115			75°	
4	116	0 kNh	2,0 kN	90°	ohne mit
	117			45°	
5	101	0 kNh	2,7 kN	90°	ohne mit
	118 (M)		2,0 kN	45°	

Aus:

Jäger M, Jordan C, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Haerting J, Haufe E, Morfeld P, Schäfer K, Luttmann A, Seidler A: DWS-Richtwertestudie: Entwicklung von Dosismodellen zur quantitativen Beschreibung der kumulativen Belastung der Wirbelsäule durch physische Belastungen im Sinne der Berufskrankheit 2108. In: 53. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., "Arbeitsmedizin in Europa", "Muskel-Skelett-Erkrankungen und Beruf". Bregenz, 13-16.03.2013. Stuttgart: Gentner, 2013

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Arbeitsmediziner, Ergonomen, UVTs	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Lastenhandhabung, Körperhaltung, Bewegungen v. Menschen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Lendenwirbelsäule	
<b>4. Methodentyp</b>	
Teil 1: Entwicklung math.-epim. Verfahren, biomech. Sim., epidem. Zusammenhangsanalysen; Teil 2: Entwicklung von Bestimmungsgln. Zur retrospektiven Schätzung von BS-Druckkräften	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Teil 1: Tätigkeitsart, Lastgewicht, Handhabungsfrequenz, Vorgangsdauer, Lastposition, Hilfsmittelnutzung, Geschlecht, Alter, Kraftangriffspunkt, Krafrichtung, u.a., BS-Druckkraft (L5-S1), Druckkraftanteile, typ. Schichten, Belastungsabschnitte, Jahres-schichten, Tagesdosis, Lebensdosis // Teil 2: 11 Schätzgl. mit 4 Hebe-Zusatzfaktoren
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
Ziel der Erfassung aller möglichen Risikofaktoren, die bei physischen Belastungen vorkommen können	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Tätigkeitsart, Lastgewicht, Handhabungsfrequenz, Vorgangsdauer, Lastposition, Hilfsmittel-nutzung, Geschlecht, Alter, Kraftangriffspunkt, Krafrichtung, u.a., BS-Druckkraft (L5-S1), Druckkraftanteile, typ. Schichten, Belastungsabschnitte, Jahresschichten	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Reanalyse der Daten der DWS zur Definierung optimaler Dosismodelle (zur Beschreibung der DoWiBez für Bandscheibenvorfall/-höhenminderung bei Männern/Frauen) + Ableitung der Risiko-Verdopplungsdosis	
<b>6.3 Darstellung der Bewer-tungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Ableitung epidem. gesicherter Richtwerte für Rumpf-Vorneigung, BS-Druckkraft, Tagesdosis Lebensdosis u.a.	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
umfassend, detailliert, zielgerichtet, interdisziplinär, innovativ, Vorschläge einfach umsetzbar	Ergebnisfindung ungeheuer aufwändig

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8. Güte des Verfahrens	
8.1 Validität	
Kriteriumsvalidität	Beschreibung
	bzgl. Basisdaten Validität eingeschränkt (s. DWS); bzgl. epidemiologischer Auswertungen sehr hoch (2-stufige Multi-Modell-Analyse zur Ausschöpfung "aller Zusammenhänge" von Dosis und Wirkung)
Konvergenzvalidität	Beschreibung
8.2 Objektivität, Reliabilität	
Objektivität	Beschreibung
	bzgl. Basisdaten Objektivität hoch (mediz. Erhebungen), hoch (Befragung durch UV-Experten); bzgl. epidemiologischer Auswertungen sehr hoch (2-stufige Multi-Modell-Analyse zur Ausschöpfung "aller Zusammenhänge" von Dosis und Wirkung)
Interobserver-Reliabilität	Beschreibung
	bzgl. Basisdaten Reliabilität eingeschränkt (s. DWS); bzgl. epidemiologischer Auswertungen Reliabilität unbekannt, da innovatives, bisher nicht angewendetes Verfahren (2-stufige Multi-Modell-Analyse mit zahlreichen gewichteten Mittelungen)
Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>8.3 Weitere Aspekte</b>
<b>9. Kommentar</b>
<b>10. Literatur</b>
<p>Seidler, A.; Bergmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Ditchen, D.; Ellegast, R.; Euler, U.; Haerting, J.; Haufe, E.; Jordan, C.; Kersten, N.; Kuss, O.; Lundershausen, N.; Luttmann, A.; Morfeld, P.; Petereit-Haack, G.; Schäfer, K.; Jäger, M.: Forschungsvorhaben „Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie mit dem Ziel der Ableitung geeigneter Richtwerte“, Abschlussbericht. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Sankt Augustin 2012</p> <p>Jäger M: Forschungsprojekt „Erweiterte Auswertung der Deutschen Wirbelsäulenstudie mit dem Ziel der Ableitung geeigneter Richtwerte (DWS-Richtwerteableitung)“. In: U. Wolf, M. Wittke [Red.], Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, DGUV (Hrsg.): Dokumentation – Fachgespräch „Deutsche Wirbelsäulen-Studie (DWS) II“, (S. 63-96). Berlin: DGUV, 2013 [7224_lfADo.pdf]</p>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>49</b>
--------------------------------	-----------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	ISO/TR 12296
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	ISO/TC159 Ergonomics, SC3 Anthropometry and Biomechanics, WG4 Human Physical Strength–Manual Handling and Force Limits
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	
<b>Land</b>	ISO
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2012
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>1.2 Methodenabbildung</b>	
<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
<p>Pflegepersonal, Pflegende, Manager und Beschäftigte im Gesundheitswesen, Verantwortliche im Arbeits- und Gesundheitsschutz, Hersteller von „Kleinen“ und „Technischen“ Hilfsmitteln/Arbeitsmitteln, Ausbildungs- und Trainingsleiter sowie Planer von Gesundheitseinrichtungen</p>	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
<p>manuelles Bewegen von Personen in der Kranken-, Alten und häuslichen Pflege</p>	
<b>3.2 Körperregion</b>	
<p>Ganzkörper, (Lenden-)Wirbelsäule, Schulter</p>	
<b>4. Methodentyp</b>	
<p>Spezielles Screening, Experten-Screening</p>	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	<p>Anhang A: Risiko-Schätzung und –Bewertung; Anhang B: Organisation von Interventionen zum Bewegen v. Pat.; Anhang C: Hilfsmittel, Ausrüstung und Gerät; Anhang D: Gebäude und Arbeitsumgebung; Anhang E: Personalausbildung und -training; Anhang F: Effekt-Prüfung einer Intervention; ANMERKUNG: Indikatorenbeschreibung in Spalte 5.2 ausschließlich zur Risiko-beurteilung, d.h. ANHANG a !</p>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>
<b>Hintergründe</b>
zu Anhang A: (A1) Dortmunder Denkansatz: typ. Transfertätigkeit, -Handhabungsart, Mithilfe des Patienten, Gewicht des Pat., Hilfsmittelnutzung (Jäger et al. 2010 ORP); (A2) MAPO Movement and Assistance of patient in hospitals (ital: ospedalizzati): Patienteneigenschaften (Erkrankungs-/Behinderungsgrad + Anzahl), Personaleigenschaften (Ausbildung, Training + Anzahl), Tätigkeitsart, Hilfsmittelnutzung (z.B. Hebehilfen, Gleittücher + Wartungszustand), Bettenausstattung (Höhenverstellung, Räder usw.) bauliche Gegebenheiten (Menoni et al. 1999, Battevi et al. 2006); (A3) PTAI Patient Transfer Assessing Instrument (Karhula et al. 2009): Arbeitsumgebung (Temperatur, Zugluft, Beleuchtung, Bewegungsfreiraum, Boden, Schuhe usw.), Lifter + Kleine Hilfsmittel (Anzahl, Angemessenheit), Transferdistanz und -höhe, Körperhaltung (Arm, Schulter, Hand, Finger, unterer Rücken, Beine), Ausführungsart/Geschicklichkeit, Anleitung, Schulung, Training, Pausengestaltung, mentale Beanspruchung (Zeitdruck, Arbeitsplanung usw.) physische Belastung Schwere + Anzahl); (A4) TilThermometer (Knibbe et al. 1999): Tätigkeiten (Transfers, Körperhaltungen, Ankleiden + Dauer bzw. Häufigkeit), Patientenmithilfe, Hilfsmittelnutzung, Bettenausstattung
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>
zu Anhang A: (A1) Dortmunder Denkansatz: <i>Dortmunder Richtwerte</i> aus lumbaler Festigkeit; (A2) MAPO-Index ist ein Zahlenwert, der sich aus gewichteter Verrechnung von zutreffenden Belastungsfaktoren zur Arbeitsorganisation, Ausführungsweise, Hilfsmittelnutzung, Ausbildung des Pflegepersonal ergibt; (A3) PTAI (Karhula et al. 2009): modif. Belastungsindex des FIOSH (Laitinen et al. 2000, Ketola u. Laaksonlaita 2004); (A4) TilThermometer (Knibbe et al. 1999): Pflegebelastung prozentual (wie viele Patienten von allen sind betroffen?), Hilfsmittelnutzung prozentual (Bei wie vielen Patienten wird das betreffende HM eingesetzt?)
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>
zu Anhang A: (A1) siehe <i>Dortmunder Richtwerte</i> ; (A2) MAPO-Index; Wichtung und Verrechnung ist Experten-gesetzt; (A3) PTAI modif. Belastungsindex: Punkte aus Expertenrating; (A4) TilThermometer: Belastung direkt angezeigt, Bewertung basiert auf Häufigkeit/Anteil der Hilfsmittelnutzung: bei Fehlen zeigt dies 100% nicht genutztes Präventionspotential

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>	
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>		
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>		
Anleitung zur Beurteilung von Risiken durch manuelles Bewegen von Personen (Identifizieren von eventuellen Überlastungen) und zur Ableitung ergonomischer Strategien und Maßnahmen		
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>		
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>	
umfassender, partizipativer Ansatz von der Risikobeurteilung bis zum Risikomanagement und zur Überprüfung der Wirksamkeit der eingeleiteten Maßnahmen	intensiv und äußerst zeitaufwändig	
<b>8. Güte des Verfahrens</b>		
<b>8.1 Validität</b>		
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	
	bzgl. des gesamten Technischen Reports unbekannt, da neu; bzgl. einzelner Analyseaspekte (z.B. Körperhaltungserfassung) oder der Wirksamkeitsprüfung valide	
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Risikobeurteilung zum Teil objektiv, zum Teil subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	bzgl. des gesamten Technischen Reports unbekannt, da neu
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	
International Organization for Standardization, ISO: Ergonomics – Manual handling of people in the healthcare sector. ISO/TR 12296, 2012	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>1601</b>
--------------------------------	-------------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger / Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	BG-Information BGF-TAD 2000
<b>Autoren der Erstpublikation</b>	BGF Franz
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr der Erstpublikation</b>	2000
<b>Art</b>	

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

1.2 Methodenabbildung					
<p>Orientierende Werte zu Hebe- und Tragehäufigkeiten von Lasten für Männer<sup>1)</sup> und Frauen<sup>1+4)</sup> in einer Ganztageschicht<sup>2)</sup>, bei deren Überschreitung vorzugsweise technische und/oder organisatorische Maßnahmen insbesondere zum Schutz der Lendenwirbelsäule vorzusehen sind.</p>					
Geschlecht	Lastgewicht (in kg)	Heben, Absetzen, Tragen und Halten	Tragen		
			Dauer < 5 s	Trageentfernung 5 bis < 10 m	Trageentfernung 10 bis 30 m
M Ä N N E R	< 10	Im allgemeinen keine Einschränkungen			
	10 bis 15	bis 1000 mal pro Schicht	bis 500 mal pro Schicht	bis 250 mal pro Schicht	bis 100 mal pro Schicht
	> 15 bis 20	bis 250 mal pro Schicht	bis 100 mal pro Schicht		bis 50 mal pro Schicht
	> 20 bis 25	bis 100 mal pro Schicht	bis 50 mal pro Schicht		
	> 25	In Verbindung mit präventiven Maßnahmen in Ausnahmefällen gestattet <sup>3)</sup>			
F R A U E N	< 5	Im allgemeinen keine Einschränkungen			
	5 bis 10	bis 1000 mal pro Schicht	bis 500 mal pro Schicht	bis 250 mal pro Schicht	bis 50 mal pro Schicht
	> 10 bis 15	bis 250 mal pro Schicht	bis 100 mal pro Schicht		bis 50 mal pro Schicht
	> 15	In Verbindung mit präventiven Maßnahmen in Ausnahmefällen gestattet <sup>3)</sup>			
<p>1) Für Jugendliche, Ältere und Leistungsgeminderte sowie bei ungünstigen Ausführungsbedingungen/Körperhaltungen wird erfahrungsgemäß eine Verringerung der orientierenden Werte empfohlen.                  2) Schichtdauer ≥ 7 Stunden                  3) Spezielle präventive Maßnahmen leiten sich aus der jeweiligen Tätigkeit ab                  4) Für werdende Mütter gelten besondere Bestimmungen nach dem Mutterschutzgesetz</p>					
<b>Aus:</b>					
G. S. Franz: BG-Information, Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten, BGF (2000)					
2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen					
Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs					
3. Zielstellung					
3.1 Belastungsart					
Heben, Halten, Tragen					
3.2 Körperregion					
Ganzkörper, LWS					
4. Methodentyp					
Grobscreening					

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Lastmasse, Geschlecht, Alter, Handhabungshäufigkeit, Vorgangsdauer, Trageentfernung
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
M: Lastmasse <10 bis >25 kg; Häufigkeit: keine Einschränkungen bis nur Ausnahmefälle; F: Lastmasse <5 bis >15 kg; Häufigkeit: keine Einschränkungen bis nur Ausnahmefälle	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Vergleich mit anderen Verfahren mit dem Ziel geringer Unterschiede (Mital et al., NIOSH 1981, Snook, Ciriello, Rühmann)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
orientierende Werte aus Tabelle ablesbar	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
sehr einfach anwendbar	nur auf repetitives Heben oder Tragen anwendbar
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	unbekannt bzw. ungeprüft, da nach Erstdarstellung nicht mehr eingesetzt
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Bewertung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Intraobserver-Reliabilität	Beschreibung
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
Berufsgenossenschaftliche Information für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit. BG-Information : Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten. Vom Juli 2000. BGF Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltungen, Technischer Aufsichtsdienst	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 27.2.2014

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>1602</b>
--------------------------------	-------------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger /Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	SECO-Prüfmittel und -Leitfaden: Prüfmittel (Leitfaden Inspektions-Prüfmittel) Gesundheitsrisiken Bewegungsapparat
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Läubli
<b>Land</b>	Schweiz
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	o.J. (2013)
<b>Art</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

1.2 Methodenabbildung		
<b>Belastung des Rückens (sitzend oder stehend)</b>		
A) Zumutbare Lastgewichte für eng am Körper gehaltene Lasten. Falls diese Grenzen nicht eingehalten werden können, sind generell besondere Massnahmen erforderlich		
<b>Alter</b>	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>
16 bis 18 Jahre	19 kg	12 kg
18 bis 20 Jahre	23 kg	14 kg
20 bis 35 Jahre	25 kg	15 kg
35 bis 50 Jahre	21 kg	13 kg
über 50 Jahre	16 kg	10 kg
bis zum Ende des 6. Schwangerschaftsmonats		10 kg
ab dem 7. Schwangerschaftsmonat		0 kg
<b>Gesundheitsschutz-Kriterium:</b>		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> erfüllt	
	<input type="checkbox"/> nicht erfüllt → Massnahme:	
<b>Aus:</b> T. H. Läubli: Prüfmittel, Gesundheitsrisiken, Bewegungsapparat, SECO, Arbeitsbedingungen, 3003 Bern		
2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen		
Ergonomen, Arbeitsmediziner, UVTs		
3. Zielstellung		
3.1 Belastungsart		
Arbeitshaltungen, -bewegungen, Halten, Bewegen von Lasten		
3.2 Körperregion		
Ganzkörper, Rücken, Nacken, Schultern, Arme und Hände, Hüfte und Beine		
4. Methodentyp		
Spezielles Screening		

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5.1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Sitzen/Stehen/Knien, Alter, Geschlecht, Lastmasse, Rumpfvorneigung, -drehung, Handhabungsfrequenz, Bewegungsfrequenz, Expositionsdauer, statisch/dynamisch, Sehanforderungen, Handposition, -gelenkstellung, Kurzpausen
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
im korrespondierenden Leitfaden erläutert	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	
<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Punktwerte; je nach Körperregion verschieden; bei Überschreitung Maßnahmen angeraten	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genaue Beschreibung/Werte</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Erfordernis von Maßnahmen einfach nachvollziehbar und zielgerichtet	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
einfach anwendbar	Punktvergabe undokumentiert
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	unbekannt
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.2 Objektivität, Reliabilität</b>	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Bewertung abhängig von subjektiver Eingangsdatenerhebung => Reliabilität eingeschränkt
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>8.3 Weitere Aspekte</b>	
<b>9. Kommentar</b>	
<b>10. Literatur</b>	
Schweizerische Eidgenossenschaft, Eidgenossenschaft Volkswirtschaftsdepartment EVD. Prüfmittel Gesundheitsrisiken Bewegungsapparat. SECO, Arbeitsbedingungen, Publikation	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

Stand 22.10.2013

<b>Lfd. Nr. des Verfahrens</b>	<b>1603</b>
--------------------------------	-------------

<b>Bearbeiter</b>
Jäger/Jordan

<b>1. Methode</b>	
<b>1.1 Methodenidentifikation</b>	
<b>Kurzname</b>	
<b>Vollständige Bezeichnung</b>	Klimmer-Fragebögen
<b>Autoren</b> der Erstpublikation	Klimmer et al.
<b>Land</b>	Deutschland
<b>Jahr</b> der Erstpublikation	2005
<b>Art</b>	

1.2 Methodenabbildung

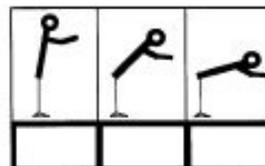
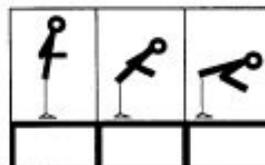
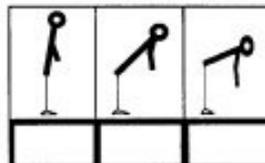
Bitte schätzen Sie ein,  
**wie häufig**  
**welche Gewichte**  
**in welcher Körperhaltung**  
 von Ihnen bei der Arbeit gehoben oder  
 getragen werden. Benutzen Sie dazu bitte  
 die folgende Zuordnung:

0	nie
1	selten
2	manchmal
3	häufig
4	sehr oft

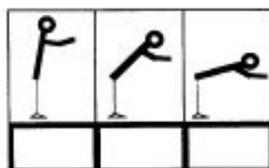
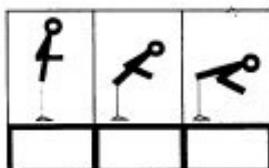
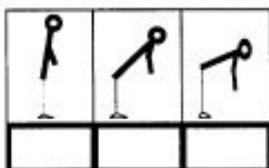
Unter jeder Strichfigur ist ein stark umrandetes Kästchen, in das Sie bitte die entsprechende Ziffer zur Häufigkeit dieser Körperhaltung eintragen.

!! Füllen Sie bitte **alle** Kästchen für **alle** Lastgewichte aus !!

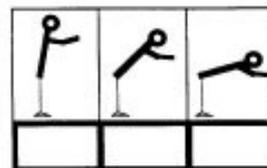
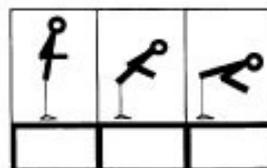
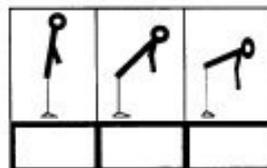
Lastgewicht bis 10 kg



Lastgewicht von 11 bis 20 kg



Lastgewicht über 20 kg



Selbsteinschätzungsbogen zur Beschreibung der Tätigkeit

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>2. Zielgruppen, beabsichtigte Anwendergruppen</b>	
Ergonomen, Arbeitsmediziner	
<b>3. Zielstellung</b>	
<b>3.1 Belastungsart</b>	
Handhaben von Lastobjekten, verschiedene Arbeitshaltungen	
<b>3.2 Körperregion</b>	
Ganzkörper, LWS	
<b>4. Methodentyp</b>	
Spezielles Screening	
<b>5. Indikatoren/Merkmale</b>	
<b>5. 1 Beschreibung der Indikatoren</b>	
<b>Art</b>	<b>Indikatoren</b>
	Oberkörperhaltung, Armhaltung, Beinstellung, Lastgewicht, Handhabungshäufigkeit
<b>5.2 . Hintergründe der Indikatoren/Merkmale mit zugehöriger Literatur</b>	
<b>Hintergründe</b>	
LWS-Belastung = f(Haltung, Lastgewicht)	
<b>Ermittelt mit welchen Methoden?</b>	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

<b>6. Bewertung/Bewertungskriterien</b>	
<b>6.1 Bewertungskriterien</b>	
Bandscheiben-Druckkraft, Muskel-Skelett-Beschwerden	
<b>6.2 Hintergründe der Bewertungskriterien</b>	
Biomechanische Modellrechnung (Jäger et al. 1992), Kuorinka et al. 1987)	
<b>6.3 Darstellung der Bewertungsergebnisse</b>	<b>Genauere Beschreibung/Werte</b>
<b>7 Anwendung des Verfahrens</b>	
<b>7.1 Beschreibung der Anwendungen des Verfahrens</b>	
Methodenvergleich	
<b>7.2 Stärken und Schwächen des Verfahrens</b>	
<b>Stärken</b>	<b>Schwächen</b>
einfach anwendbar/Methodeneigenschaften	unpubliziert
<b>8. Güte des Verfahrens</b>	
<b>8.1 Validität</b>	
<b>Kriteriumsvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>
	lt. Autoren hoch
<b>Konvergenzvalidität</b>	<b>Beschreibung</b>

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

8.2 Objektivität, Reliabilität	
<b>Objektivität</b>	<b>Beschreibung</b>
	Verfahren objektiv, Datenerhebung subjektiv
<b>Interobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>Intraobserver-Reliabilität</b>	<b>Beschreibung</b>
8.3 Weitere Aspekte	
9. Kommentar	
10. Literatur	

## **Anhang 2**

Publikation zur Ableitung der „Revidierten *Dortmunder Richtwerte*“

Erweiterte Erfassung von Ex-vivo-Messungen  
zur ultimativen Kompressionsfestigkeit der Lendenwirbelsäule  
zur Ableitung von Richtwerten für die ergonomische Arbeitsgestaltung:  
*Die Revidierten Dortmunder Richtwerte*

im Original:

**Extended compilation of autopsy-material measurements  
on lumbar ultimate compressive strength  
for deriving reference values in ergonomic work design:  
the Revised Dortmund Recommendations**

Matthias Jäger

Experimental and Clinical Sciences  
International online journal for advances in science  
ISSN 1611-2156  
**EXCLI Journal 2018;17:362-385**

Original article:

**EXTENDED COMPILATION OF  
AUTOPSY-MATERIAL MEASUREMENTS ON  
LUMBAR ULTIMATE COMPRESSIVE STRENGTH FOR  
DERIVING REFERENCE VALUES IN ERGONOMIC WORK DESIGN:  
THE REVISED DORTMUND RECOMMENDATIONS**

Matthias Jäger

IfADo – Leibniz Research Centre for Working Environment and Human Factors,  
Ardeystr. 67, 44139 Dortmund, Germany, E-mail: [mjaeger@ifado.de](mailto:mjaeger@ifado.de)

<http://dx.doi.org/10.17179/excli2018-1206>

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License  
(<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

**ABSTRACT**

Measures of human physical capacity are required in ergonomic work design. To avoid biomechanical low-back overload, criteria are needed to differentiate load and overload. With respect to the evaluation of manual materials handling and similar physical exposures regarding potential overload, the compression component of the forces transferred via lumbar discs or vertebrae are compared with the ultimate compressive strength of lumbar-spine segments in a common biomechanical approach. As mechanical load-bearing capacity cannot be quantified directly *in vivo*, forces are applied to dissected spinal elements up to failure, which is interpreted as a measure of ultimate strength or tolerance to compression. Corresponding autopsy-material measurements were collected from literature and examined regarding several conditions: At the very minimum, a specimen consists of a complete vertebra or a disc including the adjacent endplates; failure is identified definitely as lumbar; compressive-force application is quasi-static; results are given as single values etc. This study continues previous collations, the latest is dated on 2001 including 25 usable out of 47 investigations totally. Currently, 66 newly discovered seemingly appropriate studies were collected via a systematic literature search, 11 of them were added for subsequent analysis. Nearly 4,000 values were compiled, 1,192 remained for analysis. Human lumbar ultimate compressive strength varies between 0.6 and 15.6 kN, mean and standard deviation are  $4.84 \pm 2.50$  kN. For data originating from donors of specified gender and aged 20 years or more, the distributions are characterised by  $6.09 \pm 2.69$  kN for male adults ( $n=305$ ) and  $3.95 \pm 1.79$  kN for female adults ( $n=205$ ). According to a linear regression model for donors aged 20 years or more, strength significantly decreases with age: 10.43 kN minus 0.923 kN per 10 years of age for males and 7.65 kN minus 0.685 kN per decade for females. Based on these gendered age relations, the “Revised Dortmund Recommendations” were derived ranging between 5.4 kN for males aged 20 years and 2.2 kN for males of 60 years or more. The corresponding recommended limits for females amount to 4.1 and 1.8 kN, respectively. A specific safety margin was implemented for young adults up to 25 years of age as skeletal strength may not be fully developed. Due to the compression-related and biomechanical nature of this approach, other influences like shear or torsion as well as psychological or psychosocial risk factors remain unconsidered despite their undoubted importance for initiating complaints, disorders and diseases at the low-back region.

**Keywords:** lumbar spine, ultimate compressive strength, literature search, tolerance to compression, Revised Dortmund Recommendations, work design

**INTRODUCTION**

The biomechanical load-bearing capacity of the lumbar spine is examined for a long time (e.g. Wyss and Ulrich, 1954; Sonoda,

1962), in particular, in the context of complaints, pain and diseases which affect frequently the low-back region including the spinal elements in the lower trunk section (e.g. Battevi et al., 2016; Bergmann et al.,

2017). High mechanical load on the lumbar-spine structures like vertebrae and intervertebral discs results typically from activities like lifting or carrying heavy objects or manual patient handling (e.g. Chaffin, 1969; Lavender et al., 2009; Jäger et al., 2013). In consequence, besides other influences like psychological, psychosocial, metabolic or genetic risk factors, physical work is interpreted a relevant reason for the initiation of low-back pain and the development of degenerative diseases (e.g. White and Panjabi, 1990; Adams et al., 2002; Kuiper et al., 1999; da Costa and Vieira, 2010). In its restricted nature of mechanical relations between load and load-bearing capacity in the human body, however, a biomechanical approach cannot explain the commonly multifactorial genesis of any low-back disorders, injuries, incidences, complaints and diseases (e.g. Hartmann et al., 2013a; Brinjikji et al., 2015a, b). Nevertheless, this approach is accepted as a valuable supplementary tool for the evaluation and design of manual handlings in ergonomics and occupational health (e.g. Kumar, 1999; ISO, 2003, 2007, 2012; Chaffin et al., 2006; Hartmann et al., 2013b).

In the context of workload-overload associations, two general topics on dose-response relations can be differentiated which refer to short or long-term exposures. The latter issue became very prominent in Germany after the re-unification of the two German states in 1990 – the German Democratic Republic and the Federal Republic of Germany – as the possibilities and criteria for workers compensation with respect to severe mechanical low-back overload symptoms had to be harmonised. Through enacting a new regulatory directive “Intervertebral-disc related diseases of the lumbar spine caused by lifting or carrying heavy objects over many years or caused by activities in an extremely trunk-flexed posture over many years” as an “occupational disease” (BMA, 1992), derivation of distinct criteria for assessing both individual lumbar disease expressions and individual loading profiles over the total occupational life became obvi-

ously necessary. Whereas literature review and discussions of a medical consensus group resulted in disease and functional deficit definitions (Bolm-Audorff et al., 2005), the exposure-related criteria were specified regarding minimum values of object mass or exerted force, action frequency and total exposure duration (BMA, 1993). Based on these specifications, cumulative dose models were configured which consider each potential overloading action via the induced lumbosacral-disc compressive force and its duration and frequency applied (e.g. Hartung et al., 1999; Jäger et al., 1999). Meanwhile, this approach of a cumulative lumbar-load dose model is introduced in workers’ compensation procedures in Germany. By means of the so-called German Spine Study EPI-LIFT (e.g. Seidler et al., 2009; 2011), a positive dose-response relation between the development of lumbar degenerative diseases, i.e. herniation or chondrosis accompanied by functional deficits, and occupational lumbar lifetime dose was found. Corresponding long-term studies focussing on low-back pain were provided by Lu et al. (2013), Battevi et al. (2016) and Bergmann et al. (2017), also showing increased risks for higher physical workload.

Based on this knowledge on workload-overload associations at the lower back, an ergonomic work design shall be downright strived for in the preventing point of view. Thus, everyday working situations inducing “high” low-back load are identifiable and preventable via work design measures in future. However, specification of working situations resulting in “too high” low-back load needs overload criteria. With these aims, two benchmark manuals for the evaluation and design of handling tasks were provided, the so-called Work Practices Guide for Manual Lifting of the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH, 1981; Waters et al., 1993) and “A Guide to Manual Materials Handling” (Mital et al., 1997). In both guidebooks, besides psychophysical and physiological approaches, a biomechanical approach is recommended based on the

comparison of the compressive forces acting in the lower spine with the ultimate compressive strength of dissected lumbar discs, vertebrae or larger segments. Hence, this *ex vivo* approach utilises unavoidably measurements on autopsy material due to the impossibility of *in vivo* determination of spinal structural strength.

Considering the biomechanical idea of NIOSH (1981) and Mital et al. (1997), the provided biomechanical criteria – serving as compressive-force limits at the lumbosacral disc during a certain handling task – were analysed with regard to substantiation and reliability (e.g. Jäger and Luttmann, 1999). However, autopsy-material measurement of lumbar ultimate compressive strength is usually related to a limited number of specimens in a certain examination (e.g. Wyss and Ulrich, 1954; Nagel et al., 2013). Hence, several literature compilation studies on lumbar static load-bearing capacity were performed (e.g. Genaidy et al., 1993), in particular too, at author's institute in Dortmund according to changed demands or newly available literature (e.g. Jäger and Luttmann 1989, 1996).

The so-called Dortmund Recommendations were derived representing age-and-gender related limits for compressive forces at a lumbar disc or vertebra during manual materials handling to avoid biomechanical low-back overload, based on a multiple data amount compared to the samples in the aforementioned guidebooks (Jäger et al., 2001). As shown in previous analyses, age and gender represent the strongest predictors for ultimate compressive strength (e.g. Jäger, 2001). Other influences such as [i] donor's profession, [ii] health status and [iii] nutrition as well as test conditions like [iv] storage mode and [v] duration between section and experiment cannot be excluded, but could not be quantified. Further conditions serving as potential predictors are frequently not documented, on the one hand, and cannot be applied in preventive work design, on the other hand, such as body weight, specimen's cross-sectional area and the position of a test-induced, i.e. provoked damage within

the lumbar spine ("lumbar level") between the thoracolumbar and lumbosacral discs.

Due to progressed time, the aim of the current study is to provide the updated data sample, its analysis with respect to appropriateness and the newly derived so-called Revised Dortmund Recommendations. The compilation study at hand is embedded in a large cooperative project of the German Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA) and the German Social Accident Insurance (DGUV) aiming to the development of a compendium of methods for risk assessment of physical workload ("MEGAPHYS").

### METHODS

#### *Measurement of ultimate compressive strength in the studies considered*

The load-bearing capacity of the lumbar spine was determined in numerous series on autopsy material dissected after death of the specimen donor. In such a measurement, the respective sample like a complete lumbar spine including the pelvis (e.g. Wyss and Ulrich, 1954; Evans and Lissner, 1959) or a so-called motion segment consisting of an intervertebral disc and its adjacent vertebrae (e.g. Brown et al., 1957) is fixed in a testing machine. Axial compressive force is increased step by step or continuously in a quasi-static manner until a first maximum in a corresponding force-to-time or force-to-displacement curve is achieved. That means if the loaded specimen cannot fully withstand the applied force and is "yielding", the force transferred via the specimen is diminished, and the force curve shows a steep dip. Thus, the resulting force value is termed yield or breaking point, failure or fracture load, strength, ultimate or static strength etc. The latter term contrasts to "dynamic strength", if the applied force level is following a time-variant, mostly cyclic profile with a maximum lower than the ultimate strength. In ergonomic investigations, periodic force applications on spinal structures are common to examine fatigue fracture or failure load at vibration exposures (e.g. Brinckmann et al.,

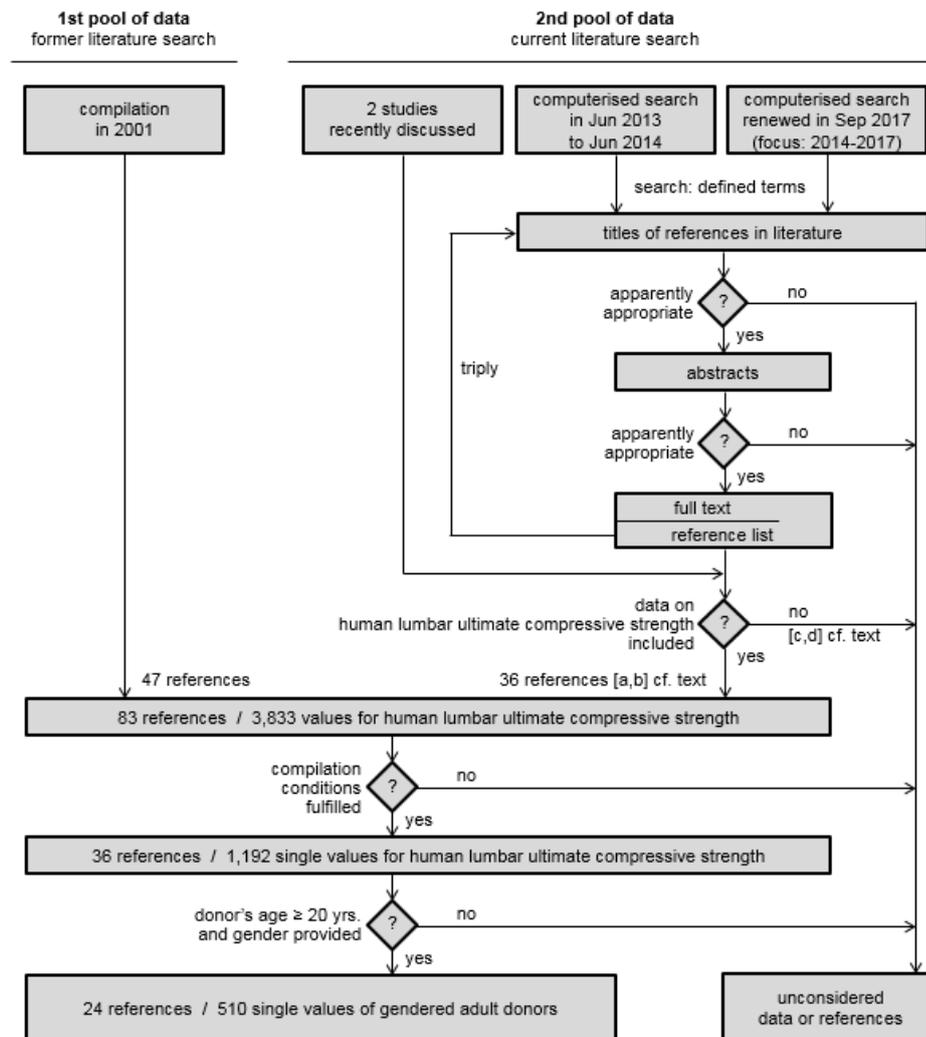
1988; Huber et al., 2005). Another dynamic loading profile is applied to investigate accidental impacts on spinal structures showing a very steep force increase (e.g. Plaue and Gesche, 1974). Both dynamic load profiles are complementary to this paper's topic on (quasi-)static or ultimate strength. If provided in the cited reference, the slew rate ranges up to 2 kN/s in very most cases which corresponds to approximately 1 mm/s deformation velocity assuming a stiffness of about 2 kN/mm (e.g. Panjabi and White, 1990). This strength-test related criterion coincides with a quasi-static assumption compared to force's slew rate present in working life: Considering a load maximum of 6 kN achieved after about 1/4 second in a typical bi-manual floor-to-waist 20-kg lifting task (Jäger and Luttmann, 1989), a slew rate of more than 20 kN/s will be adopted, that means it is much higher or “more dynamic” than most test conditions. In this regard, the study of Cheng et al. (1997) applying the by far highest slew rate of our compilation sample of approximately 15 kN/s (8 mm/s) was not disregarded in principle, but interpreted as borderline. Due to missing data on donor's age and gender, however, the data of Cheng et al. remained non-considered in the derivation of recommended limits.

### **Data compilation and selection**

Experimental findings on lumbar ultimate compressive strength were collected, examined with respect to the underlying aim and compiled based on two principles, as shown in the flow chart of Figure 1. A first pool of data is represented by the results of the author's most recent compilation (Jäger et al., 2001), and a second pool of newly available data was gathered via a systematic literature search. In an initial part, two studies recently discussed served as a starting point for further search (Huber et al., 2005; Fischbeck, 2006). The main search, however, had gone in computerised form via Scirus, Google Scholar and PubMed between June 2013 and June 2014 and was renewed in

September 2017 via PubMed for the years 2014-2017. The search terms were compressive or compression, ultimate or maximum or maximal or static, failure or yielding or fracture or breaking load, low back or lumbar or spinal load or stress or strength or load-bearing capacity or tolerance as well as the respective German terms. Based on the title of the references provided in a collected source, seemingly relevant articles could be directly used for data collection or were used for analysing the included reference list with respect to further apparently appropriate studies. This procedure was repeated triply resulting in a total of 66 newly discovered studies which were categorised as follows: [a] 11 references providing appropriate values for human lumbar ultimate compressive strength, [b] 25 references providing values for human lumbar ultimate compressive strength, but these were evaluated inappropriate in the given context as, for example, a specimen's size was too small like a 1-cm cube or a test result was not attributable unequivocally to the lumbar section as the specimen was termed “thoracolumbar”, [c] 7 references without discrete data on ultimate strength, instead inter alia, showing prevalences of lumbar-spine fractures in specific populations, [d] 23 references providing inappropriate values as, for example, measured at an animal's specimen.

With respect to the size of a specimen matching this study's aim, the size ranges between a complete lumbar spine including the pelvis and sections of a lumbar spine. As a minimum enabling the transfer of the total force via a spine's cross-sectional area, an isolated vertebra or disc was considered, the latter including the endplates of the adjacent vertebrae. In consequence, results on lumbar ultimate compressive strength achieved at the spongy or cortical bone parts of a vertebra only (e.g. Weaver and Chambers, 1966) were not included although those findings may be reasonable in prosthesis developments.



**Figure 1:** Flow chart of the current extended compilation of lumbar ultimate compressive strength data for deriving gender-specific age-related reference values to limit low-back biomechanical overload risk via ergonomic work design

Due to missing details, in particular very early publications of Messerer (1880), Lange (1902), Göcke (1928), Münchinger (1964), Gozulov et al. (1966), Krämer (1973) and Morris (1973) could not be examined adequately and remain disregarded in the subsequent description.

**Derivation of reference values**

The procedure to derive reference values for the design of short-term manual materials handling jobs in the time window between a single task up to few working shifts follows the principle applied in the derivation of the so-called Dortmund Recommendations (Jäger et al., 2001; ISO, 2012). In a first step,

literature data were gathered and analysed with respect to the study aim and conditions (i.e. human lumbar, compression mode, ultimate strength etc.). If age and gender of a specimen's donor were indicated and the donor was aged 20 years at minimum, gender-specific subgroups were established and strength regressions on age were calculated for both samples "adult males" or "adult females". As a point on such a regression line represents a kind of mean value for given age and gender, the recommended limits were picked off from the regression lines and lowered by one standard deviation value of the respective subgroup in order to diminish the risk of strength overestimation. Recommendations are specified for every age decade between 20 years and above. For working persons of high ages, however, a specific deviation from this procedure was introduced: As lumbar ultimate compressive strength varies to a very small extent with age in this region, a unique compressive-force limit value is recommended for persons aged 60 years and more.

Application of the former Dortmund Recommendations in ergonomic design practice over nearly two decades and numerous discussions lead to a further general modification, here for working persons of lower ages: To avoid misuse and misinterpretation of the newly derived Revised Dortmund Recommendations, a limit reduction for young adults aged 20 to 25 is preventively provided as the skeletal growth is possibly not terminated in those ages (e.g. Junghanns, 1979; Krämer, 1994).

### RESULTS

#### *Lumbar ultimate compressive strength*

##### *Studies provided in the literature*

Results regarding autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength are provided in the literature since many years. Based on a successive literature search by means of formerly found sources and the included references as well as on an intensive current literature examina-

tion (cf. Figure 1), 83 investigations in total were collated which presumably show, in part, considerable compressive-strength values for further utilisation in a limit derivation procedure. These studies are listed in Table 1 chronologically and characterised by 83 reference numbers to enable a quick locating.

The overview in Table 1 demonstrates that only a few investigations became known in the fifties and sixties of the last century (in Table 1, reference no. 1: Wyss and Ulrich, 1954 to ref. no. 12: Bell et al., 1967), whereas compressive strength was examined more often in the seventies and eighties (ref. no. 13 to 23 or no. 24 to 48). The main proportion of studies come from the nineties (ref. no. 49 to 79) and only a few could be found showing measurements performed in the 2000 millenium (ref. no. 80 to 83). The intermediate three columns in Table 1 illustrate the sample sizes:  $n_{\text{spec}}$  represents the number of specimens provided in a reference which were tested with respect to compressive strength,  $n_{\text{data}}$  corresponds to the amount of data which could be really found, and  $n_{\text{cons}}$  reflects the numbers of ultimate compressive force values where the underlying test conditions fulfill this study's assumptions so that those results were considered in the following analysis. In the column most right in Table 1, the concrete reasons for disregarding a certain result are specified and exemplarily explained subsequently in correspondence to their consecutive mention. In case of two reasons or more for non-considering a certain strength-test result, the supplementary causes are given in parentheses (e.g. Plau 1972a, ref. no. 14).

As shown in Table 1, Wyss and Ulrich (reference no. 1) tested 8 specimens in total, however, one sample did not fail until achieving the top stop of the force-production measuring machine. That means, although intended, no structural damage could be provoked at the specimen due to equipment's limitation. By contrast, another specimen – a relatively long sample L1 to S1 – buckled laterally so that the corresponding failure-load value cannot be interpreted as

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

EXCLI Journal 2018;17:362-385 – ISSN 1611-2156

Received: March 12, 2018, accepted: April 18, 2018, published: April 27, 2018

**Table 1:** Overview on investigations into lumbar ultimate compressive strength of autopsy material as collated from the literature. With regard to the respective study: number of tested specimens ( $n_{\text{spec}}$ ), number of provided data ( $n_{\text{data}}$ ), number of test results considered in the current compilation ( $n_{\text{cons}}$ ) and reasons for disregarding specified results

Ref. no.	author(s)	year	$n_{\text{spec}}$	$n_{\text{data}}$	$n_{\text{cons}}$	reasons for disregard with respect to specimen, data, damage location or loading type
1	Wyss & Ulrich	1954	8	8	6	1 not damaged, 1 laterally buckled
2	Bartelink	1957	10	1	1	9 not provided
3	Brown et al.	1957	10	10	10	--
4	Perey	1957	148	148	142	3 not damaged, 3 thoracic
5	Decoulx & Rieunau	1958	9	9	9	--
6	Evans & Lissner	1959	11	11	11	--
7	Roaf	1960	18	3	3	15 not provided
8	Sonoda	1962	22	16	--	6 not provided, 16 weighted
9	Bartley et al.	1966	32	32	4	28 per area
10	Eie	1966	30	23	19	7 not provided + not damaged, 4 thoracic
11	Weaver & Chalmers	1966	137	137	--	137 per area + too small
12	Bell et al.	1967	63	63	--	63 per area
13	Galante et al.	1970	87	87	--	87 per area + too small
14	Plaue	1972a	162	17	--	145 not provided, 17 weighted (12 thoracic)*
15	Plaue	1972b	60	60	--	60 per area
16	Farfan	1973	65	65	39	25 too small, 1 thoracic
17	Jayson et al.	1973	78	75	--	3 not provided, 75 per area (10 not damaged)
18	Hartman	1974	3	3	--	3 per area
19	Plaue & Gesche	1974	71	71	--	71 per area (47 impact loading)
20	Rolander & Blair	1975	38	19	--	19 not provided, 19 per area
21	Franke et al.	1976	5	4	--	1 not provided, 4 per area
22	Lin et al.	1978	19	8	8	11 not provided (6 pre-damaged)
23	Hutton et al.	1979	58	58	58	--
24	Hansson et al.	1980	109	109	109	--
25	Hansson & Roos	1981	109	109	--	republished
26	Adams & Hutton	1982	61	58	58	3 not provided + not damaged
27	Brassow et al.	1982	25	31	--	21 thoracolumbar, 10 weighted (6 thoracic damage)
28	Hutton & Adams	1982	33	33	28	3 adopted, 2 sacrum damage
29	Brinckmann & Horst	1983	22	22	19	3 not damaged
30	McBroom et al.	1985	40	16	--	24 not provided, 16 per area
31	Mosekilde et al.	1985	90	30	--	60 not provided, 30 weighted + too small + thoracolumbar
32	Brinckmann et al.	1986	46	46	1	27 republished later, 7 thoracic (1 cyclic load), 11 cyclic load (1 not damaged)
33	Mosekilde & Mosekilde	1986	132	87	--	45 not provided, 87 weighted + thoracolumbar + too small
34	Hansson et al.	1987a	17	16	--	1 not provided, 16 republished later + predicted indirectly
35	Hansson et al.	1987b	231	140	--	231 too small (92 not assignable, 1 weighted mean)
36	Mosekilde et al.	1987	42	40	--	2 not provided, 40 too small + per area
37	Biggemann et al.	1988	36	36	--	36 republished later (6 thoracic damage)
38	Brinckmann et al.	1988	51	51	5	46 republished later (11 cyclic load, 6 thoracic, 1 not damaged)
39	Hansson et al.	1988	17	17	--	17 predicted indirectly
40	Lang et al.	1988	66	41	--	25 not provided, 41 too small + per area
41	Mosekilde & Mosekilde	1988	126	62	--	64 not provided, 62 weighted + too small (40 per area)

# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

## Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

EXCLI Journal 2018;17:362-385 – ISSN 1611-2156

Received: March 12, 2018, accepted: April 18, 2018, published: April 27, 2018

Ref. no.	author(s)	year	n <sub>spec</sub>	n <sub>data</sub>	n <sub>cons</sub>	reasons for disregard with respect to specimen, data, damage location or loading type
42	Brinckmann et al.	1989	98	98	86	12 thoracic
43	Crone-Münzebrock et al.	1989	61	38	35	23 not provided (19 cancerous, 4 thoracic), 3 thoracic
44	Eriksson et al.	1989	73	61	61	12 not assignable
45	Granhed et al.	1989	52	52	52	--
46	Keller et al.	1989	231	22	--	231 too small (22 per area + weighted means)
47	Mosekilde et al.	1989	90	90	--	30 not provided, 60 too small (30 per area)
48	Porter et al.	1989	18	18	18	--
49	Mosekilde & Mosekilde	1990	90	89	--	1 not provided, 89 too small
50	Ranu	1990	2	2	2	--
51	Biggemann et al.	1991	75	75	--	75 predicted indirectly
52	Cody et al.	1991	58	20	--	38 not provided, 20 thoracolumbar
53	Vesterby et al.	1991	30	15	--	15 not provided, 15 too small
54	Shirado et al.	1992	11	11	9	2 thoracic
55	Dempster et al.	1993	29	16	--	13 not provided, 16 too small + per area
56	Ørtoft et al.	1993	46	46	--	46 too small
57	Adams et al.	1994	29	18	18	11 not provided + not damaged
58	Brinckmann & Porter	1994	20	20	--	20 pre-damaged
59	Edmondston et al.	1994	58	57	--	58 thoracolumbar (2 not identifiable, 1 lumbar weighted mean)
60	Myers et al.	1994	66	61	61	5 not provided + pre-damaged
61	McCubbrey et al.	1995	194	2	--	192 not provided, 2 weighted means
62	Moro et al.	1995	22	1	--	11 thoracic, 10 not provided, 1 weighted mean
63	Singer et al.	1995	306	287	--	19 pre-damaged, 287 thoracolumbar (5 lumbar weighted means)
64	Bjarnason et al.	1996	32	32	32	--
65	Bouxsein et al.	1996	10	10	--	10 republished later
66	Werner	1996	24	17	17	7 not provided
67	Cheng et al.	1997	70	62	62	8 not provided
68	Edmondston et al.	1997	272	20	--	272 thoracolumbar (22 deformed), 20 regressions (no single values)
69	Hayes & Bouxsein	1997	11	11	11	[allegedly adopted from Moro et al. 1995]
70	Link et al.	1997	38	38	--	38 thoracolumbar (4 not identifiable)
71	Veenland et al.	1997	67	42	--	67 thoracolumbar, 42 per area
72	Andresen et al.	1998	19	19	19	--
73	Lochmüller et al.	1998	49	48	48	1 not identifiable
74	Martin et al.	1998	16	18	--	2 not assignable, 16 too small
75	Ebbesen et al.	1999a	101	101	--	101 too small
76	Ebbesen et al.	1999b	101	101	--	101 too small + republished
77	Haidekker et al.	1999	24	24	12	12 severely osteoporotic
78	Konermann et al.	1999	110	102	--	8 not provided, 102 thoracolumbar (5 lumbar weighted means)
79	Waldt et al.	1999	36	36	--	36 thoracolumbar
80	Bürklein et al.	2001	357	114	114	238 thoracic, 5 lumbar not identifiable
81	Lochmüller et al.	2002	127	2	--	127 thoracolumbar (2 lumbar weighted means)
82	Fischbeck	2006	520	60	--	460 not provided, 60 weighted means (40 per area)
83	Nagel et al.	2013	6	5	5	1 not damaged
<b>total</b>			<b>6,046</b>	<b>3,833</b>	<b>1,192</b>	* () supplementary causes

ultimate compressive strength. Analysing reference no. 2, Bartelink (1957) mentioned that 10 specimens were tested, however, one strength value is provided only or, in other words, nine test results remain not shown. Similar is true regarding reference no. 7 (Roaf, 1960). The study of Perey (1957: no. 4) considered totally 148 specimens, but three of them showed no damage and another three failed within the lowest thoracic vertebra when samples spanning the thoracolumbar joint were tested (e.g. Th12-L1). Similar location-related cause for rejecting measurement results is true for the study of Waldt et al. (1999: ref. no 79): the values cannot be clearly attributed to the lumbar section as “thoracolumbar” specimens consisting of six to eight vertebrae – including the intermediate discs – were tested and specification of the respective location is not provided.

Besides the aforementioned reasons for disregarding measurement results such as missing data, unclear damage location or disadvantageous test conditions, further specifics of studies led to non-consideration in the current compilation. For example, Sonoda (1962: ref. no. 8) provides mean values for compressive strength at different lumbar levels without mentioning the sample sizes, so that the values are “weighted” and, in particular, of unknown weight. Bartley et al. (1966: ref. no. 9) published maximum strain values, i.e. ultimate strength divided by the cross-sectional area. In the given context of deriving substantiated force limits instead of pressure or strain thresholds, such area-related values are insufficient.

Despite of providing strength values “per area”, measurements achieved at parts of vertebrae were disregarded due to non fitting specimen size (e.g. Weaver and Chambers, 1966; Galante et al., 1970: ref. nos. 11 and 13). In particular, the authors group of Mossekilde and coauthors (ref. nos. 31, 33, 36, 41, 47, 49) performed numerous strength measurements on isolated cortical or trabecular material, however, the specimens' struc-

ture cannot reflect the mechanical behaviour of a complete vertebra due to its restricted size.

In few studies, strength was measured with regard to a temporal behaviour not coinciding with static or quasi-static conditions. For example, Plauue and Gesche (1974; ref. no. 19) investigated impact loading, Brinckmann et al. (1986, 1988: ref. nos. 32, 38) cyclic load on sub-ultimate levels. In other measurements, diverse mechanical prerequisites due to pre-damage were studied and compared to the strength behaviour of “normal” specimens. Those affected specimens were intentionally impaired mechanically prior to the subsequent test, or specimens showed metastatic signs in a “cancerous vertebral bone” (Lin et al., 1978; Crone-Münzebrock et al., 1989: ref. nos. 22, 43). The corresponding strength-test results were disregarded. In other cases, ultimate compressive strength was derived indirectly, for example, by means of the priorly determined relation of strength to insufficiency fractures identified via quantitative computer tomography or via the association to bone mineral content (Hansson et al., 1987a; Biggemann et al., 1991: ref. nos. 34, 51). Then, the resultant “predicted” instead of measured strength values were rejected in the current context.

A final group of disregard reasons is related to test results which were published more than once, but identified being the same (cf. “republished” or “republished later” in Table 1, e.g. compare ref. nos. 24, 25 and 38, 42), or which were not clearly identifiable or assignable in a provided diagram (ref. nos. 73, 74). It is obvious that duplications should be also excluded as “undetectable” results cannot be included in the intended compilation. A specific remark refers to the studies of the Bouxsein authors group: Bouxsein et al. (1996: ref. no. 65) and Hayes and Bouxsein (1997: ref. no. 69) published strength-test results “adopted from Moro et al.” (1995: ref. no. 62); in this reference, the

underlying methodology is indeed described, but the respective data are missing.

In summary, 47 out of 83 publications contained not a single lumbar ultimate compressive strength value which was considered in the subsequently analysed compilation sample of 36 references. In total, putatively 6,046 specimens were tested, however, 3,833 data were provided in the respective descriptions of investigations only. Due to the reasons specified aforementioned – which were related to specimen or data conditions or to non fitting damage location or inappropriate loading type – 1,192 single values of 36 different examinations remained for further analysis.

### *Data considered for further analysis*

Characterised by 36 reference numbers, Table 2 refers to the 36 references, which were published between 1954 (in Table 2, ref. no. 1: Wyss and Ulrich) and 2013 (ref. no. 36: Nagel et al.) and which provide values for lumbar ultimate compressive strength fulfilling all stipulated test conditions, in particular, with respect to the specimen size. These 36 references represent a subgroup of the 83 references listed in Table 1 (cf. Figure 1, lower left).

In the central columns of Table 2, the number of specimens ( $n_{\text{cons1}}$ , identical with  $n_{\text{cons}}$  of Table 1), mean and standard deviation (S.D.) are given for the respective subgroups. The latter is suppressed in case of one specimen per subgroup (cf. \*: ref. nos. 2, 17) and extra marked if a sample size is limited to 2 to 5 specimens only (cf. \*\*: e.g. ref. no. 7, 8). The highest number of considered data per reference amounts to 142 (ref. no. 4: Perey, 1957), 11 of 36 references provide usable data of less than 10 values. Strength's mean values range between approximately 2.3 kN (ref. no. 29: Werner, 1996) and 9.2

kN (ref. no. 23: Porter et al., 1989), and S.D. values of the samples not indicated as very small vary between approximately 1.0 kN (ref. no. 34: Haidekker et al., 1999) and 3.4 kN (ref. no. 28: Bjarnason et al., 1996). Ranges of both means and standard deviations point to a large variation of the single values for strength. With respect to the total sample compiled from 36 references, lumbar ultimate compressive strength is 4.8 kN on average, and the overall standard deviation amounts to 2.5 kN based on nearly two thousand single values.

Besides the numbers of strength values sketching roughly the respective test samples of the diverse authors ( $n_{\text{cons1}}$ ), further sample-amount numbers are listed in the column most right in Table 2 ( $n_{\text{cons2}}$ ). These numbers correspond to results which were measured at specimens of donors of indicated gender and aging 20 years as a minimum. The respective strength values were subsequently used for the derivation of age-and-gender related maximum compressive-force limits in work design. As shown,  $n_{\text{cons2}}$  may fully reflect the total considerable number in the respective sample  $n_{\text{cons1}}$  (e.g. ref. nos. 1, 2, 13), that means donor's age was always  $\geq 20$  years and donor's gender was specified throughout. In other cases, however, age and gender specifications were provided inconsistently or only few times in a reference, such as in the studies of Hutton et al. (1979, ref. no. 12: 51 of 58 results) or of Perey (1957, ref. no. 4: 2 of 142 results). In twelve references, not a single lumbar ultimate compressive strength value could be subsequently considered as the presumed criteria regarding donor's age and gender were not fulfilled. From adult donors ( $\geq 20$  years) indicated as female or male, 510 strength-test results were gathered in total (cf. Figure 1, bottom left).

**Table 2:** Investigations into and data on lumbar ultimate compressive strength of autopsy material as collated from the literature. With regard to the respective study: number of test results considered in the current compilation ( $n_{\text{cons1}}$ ), strength's mean and standard deviation (S.D.) and (cf. right column) number of test results considered in the subsequent derivation of reference values ( $n_{\text{cons2}}$ )

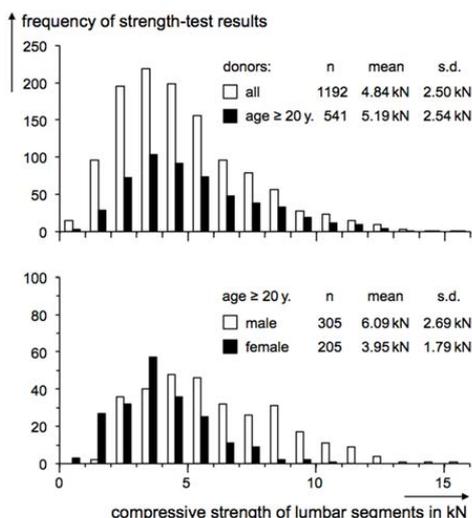
Ref. no.	author(s)	year	number			strength in kN		number
			$n_{\text{cons1}}$	mean	S.D.	$n_{\text{cons2}}$		
1	Wyss & Ulrich	1954	6	5.56	1.75	6		
2	Bartelink	1957	1	3.34	*--	1		
3	Brown et al.	1957	10	4.02	1.73	0		
4	Perey	1957	142	5.15	2.10	2		
5	Decoulx & Rieunau	1958	9	4.41	1.14	0		
6	Evans & Lissner	1959	11	3.51	1.22	11		
7	Roaf	1960	3	4.83	**2.06	0		
8	Bartley et al.	1966	4	5.35	**4.03	2		
9	Eie	1966	19	5.18	**2.16	5		
10	Farfan	1973	39	3.84	1.22	6		
11	Lin et al.	1978	8	3.30	1.06	8		
12	Hutton et al.	1979	58	6.47	3.35	51		
13	Hansson et al.	1980	109	3.85	1.71	109		
14	Adams & Hutton	1982	58	5.34	2.34	55		
15	Hutton & Adams	1982	28	7.41	2.83	28		
16	Brinckmann & Horst	1983	19	5.86	1.48	15		
17	Brinckmann et al.	1986	1	2.50	*--	1		
18	Brinckmann et al.	1988	5	6.00	**2.44	5		
19	Brinckmann et al.	1989	86	5.31	1.73	86		
20	Crone-Münzebrock et al.	1989	35	6.91	2.80	5		
21	Eriksson et al.	1989	61	3.03	1.29	0		
22	Granhed et al.	1989	52	5.43	2.34	48		
23	Porter et al.	1989	18	9.18	1.97	12		
24	Ranu	1990	2	3.71	**0.66	2		
25	Shirado et al.	1992	9	4.18	1.68	0		
26	Adams et al.	1994	18	7.31	2.55	18		
27	Myers et al.	1994	61	5.56	2.26	0		
28	Bjarnason et al.	1996	32	6.13	3.38	0		
29	Werner	1996	17	2.33	0.99	17		
30	Cheng et al.	1997	62	5.81	2.48	0		
31	Hayes & Bouxsein	1997	11	2.62	1.44	0		
32	Andresen et al.	1998	19	2.60	1.15	0		
33	Lochmüller et al.	1998	48	3.37	1.37	0		
34	Haidekker et al.	1999	12	3.53	0.95	12		
35	Bürklein et al.	2001	114	3.03	1.51	0		
36	Nagel et al.	2013	5	8.94	**1.84	5		
<b>total</b>			<b>1,192</b>	<b>4.84</b>	<b>2.50</b>	<b>510</b>		

\*: S.D. not applicable, \*\*: x.y.z,  $n_{\text{cons1}}$ : considered in data compilation,  $n_{\text{cons2}}$ : considered in limit derivation

Figure 2 shows four frequency distributions with respect to lumbar ultimate compressive strength values in classes of 1 kN

width. The diagram in the upper part corresponds to two “total samples”: the first refers to all values which were considered ( $n =$

1,192) and are fulfilling the main methodologic conditions such as quasi-static and measured at a not too small specimen (cf. white columns). By contrast, the second distribution (cf. black columns) demonstrates the values of all donors of a minimal age of 20 years, irrespective of gender specification (n = 541). The diagram in the lower part contains the respective strength values for indicated donor gender, i.e. for totally 305 male or 205 female adults (in sum 510). Hence, 31 values were gathered from measurements on specimens of adult donors without gender specification.



**Figure 2:** Frequency distributions of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength compiled from literature; distributions regarding all donors of specified or unspecified gender and age (white above) or all donors of a specified age of 20 years or more, irrespective of gender (black above) or regarding male (white below) or female adults of these ages (black below)

Any of the four strength distributions in Figure 2 demonstrates that ultimate strength spreads over a wide range which, however, differ among one another. Lowest values were found in the lowest class of up to 1 kN in the distributions of all donors (cf. white columns, diagram above), all adults (black

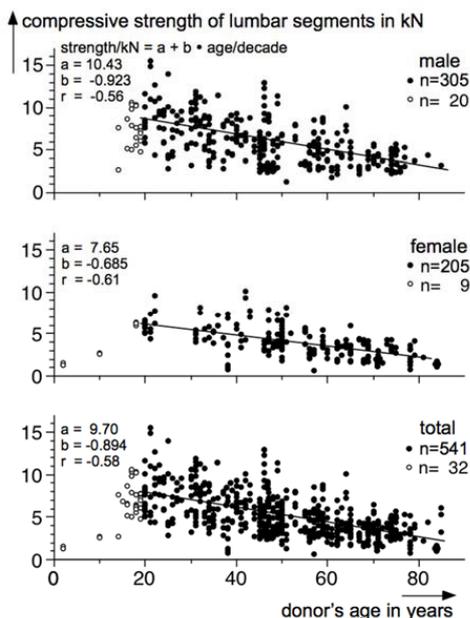
above) and female adults (black below), but not for male adults (white below). With the exception of female adults (cf. black columns, lower diagram) showing the highest strength in the class “10 to 11 kN”, highest values reached unitarily up to 15 to 16 kN in the complementary three samples (all donors, all adults, male adults). Considering the statistical indicators of the four samples, mean and standard deviation values of the two total samples “all donors” and “all adults” differ noticeably less (cf. upper part) compared to the gender-specified pair of distributions (cf. lower part). Means' difference of the distributions showed above is about 7 % (4.84 vs. 5.19 kN) in contrast to 36 % related to the male-and-female sample pair (6.09 vs. 3.95 kN). Due to the similar width of the above distributions, S.D. values differ only marginally (2.50 to 2.54 kN). However, this contrasts to the distributions' difference in the lower part of Figure 2: As varying over a distinctly wider range of strength in case of male donors compared to females, the male-related standard deviation is considerably larger (2.69 to 1.79 kN). Both differences are statistically significant (Student t-test, above  $p < 0.01$ , below  $p < 0.0001$ ).

In summary, lumbar ultimate compressive strength measured at autopsy material shows a high variation. With respect to donor's gender, on average, mechanical load-bearing capacity is higher for males than for females – approximately 6 vs. 4 kN – and reaches up to approximately 16 or 11 kN, respectively.

#### Age dependence

The diagrams in Figure 2 show wide distributions of the strength values. This is true even though age restrictions (≥ 20 years) and gender-related splitting are implemented. In correspondence to a common hypothesis (e.g. NIOSH, 1981; Mital et al., 1997), the newly compiled data samples were analysed with respect to donor's age. In this context, Figure 3 demonstrates the dependences of ultimate compressive strength of dissected lumbar segments versus donor's age for three

samples: total (bottom), female (middle) and male (top). Each dot represents a single strength-test result, the closed symbols correspond to a donor's age of 20 years or more and the open symbols to younger donors; the latter subgroups were not considered in the subsequent regression analyses. With respect to the lowest diagram, the unavoidable accumulation of values at higher ages – when death and, thus, section are more likely – becomes clearly apparent: many dots correspond to donors' ages around 50, 60 and 70 years, whereas quite less test results were gathered for ages between 20 and 40 years.



**Figure 3:** Relation of lumbar ultimate compressive strength on donor's age for all adults (bottom), female adults (middle) and male adults (top) based on the current data compilation of literature findings; linear regression modeling result in intercept (a), regression (b) and correlation coefficient (r) based on data of donor's age from 20 years (closed symbols) and neglecting lower-age data (open symbols)

By means of the vertical scattering of the data, the point clouds in the three diagrams illustrate that ultimate strength varies not only versus age, but also for a distinct age. This

finding can be attributed to “other” influences as mentioned in the introduction section, like donor's weight or specimen's cross-section. Nevertheless, a clear age dependence is visible, and the scatter plots are declined for increasing age. This is supported by only few low-strength values up to 3 kN for low ages (20-30 years) and no high-strength values (> 6 kN) for high ages (> 70 years) in the diagrams. Corresponding linear regression analyses confirm this observation: The regression coefficient amounts to more than 0.9 kN per decade in case of male donors and nearly 0.7 kN for female donors, an intermediate value was calculated for the total sample of all adults irrespectively of gender (nearly 0.9). These “degressions” mean that lumbar ultimate compressive strength decreases by nearly 4 kN during 40 years at males in comparison to nearly 3 kN at females. According to the considerably higher ultimate strength of lumbar segments dissected from males than from females (cf. Figure 2), a higher intercept of the regression line for males was calculated than for females (approximately 10<sup>1/2</sup> vs. 7<sup>1/2</sup> kN), but – as aforementioned – strength is declining steeper with increasing age for males. Assuming an age of 25 years, averaged lumbar ultimate compressive strength amounts to approximately 8 kN in case of a male donor and nearly 6 kN for a female donor; corresponding predictions for donors aged 65 years are 4<sup>1/2</sup> and 3 kN for males or females, respectively. The correlation coefficient varies between 0.56 and 0.61, and the regression models show statistically significant age dependences (slope ≠ 0, p<0.001).

In total, the results of regression analyses demonstrate that cadaver-related lumbar ultimate compressive strength show a clear dependence on donor's age. On average, mechanical load-bearing capacity is higher for younger adults than for older. The decrease over age is, furthermore, gender-specific and amounts to nearly 1 kN per 10 years of age for males and to about 2/3 kN per decade in case of females.

**The Revised Dortmund Recommendations**

*Derivation of reference values*

Application and compliance with reference values shall contribute to achieve the ergonomic preventive aim that the overload risk through manual materials handling and similar physical exposures is considerably diminished, even if a risk cannot be excluded completely. As the former “Dortmund Recommendations” do, the “Revised Dortmund Recommendations” are based on autopsy-material measurements on ultimate compressive strength of lumbar-spine segments. The wide scattering of data and the clear dependences to donor’s age and gender suggest consideration of these predictors to enable a substantiated and adequate limit determination. According to the procedure described in the Methods section, the gendered linear regression functions of strength versus age served as the basis of limit derivation. In order to reduce overload risk, the recommended reference values reflect gender-specifically the regression line minus standard deviation. Deviations from this principle are implemented for young adults aged 20 to 25 years and seniors aged 60 years or more.

The resultant suggested reference values representing gendered age-related limits for lumbar-spine compressive forces at manual handling of objects, subjects and other force exertion are provided in Table 3. The recommended reference values vary between 4.1 and 1.8 kN for young or older female adults aged 20 or 60 years, respectively, and between 5.4 and 2.2 kN in case of males.

*Specifics*

According to the corresponding regression coefficients provided in Figure 3, the limit differences are 0.7 or 0.6 kN per ten years for females, by contrast 1.0 or 0.9 kN for males – except for the decade 20 to 30 years of age. Regarding this exception, the limit differences amount only to 0.3 and 0.4 kN for young females or males due to the stipulated preventive limit reduction (cf. Methods section). That means the reference values for 20-years old females and males are precau-

tionarily set to 4.1 or 5.4 kN, instead of 4.5 or 5.9 kN when strictly following the rule “regression line minus S.D.”. As mentioned in the Introduction section, this preventive action aims to reduce overload risk as spinal resistance capacity may not be fully developed at ages of 20 years and slightly more.

**Table 3:** The “Revised Dortmund Recommendations” based on the current extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength and to be applied in work design analyses: Gender-specific age-related reference values for maximum lumbar compressive forces during manual materials handling and similar physical exposures owing to diminish biomechanical low-back overload risk

<b>The Revised Dortmund Recommendations</b>		
<b>age</b>	<b>female</b>	<b>male</b>
<b>20 years</b>	4.1 kN	5.4 kN
<b>30 years</b>	3.8 kN	5.0 kN
<b>40 years</b>	3.1 kN	4.0 kN
<b>50 years</b>	2.4 kN	3.1 kN
<b>≥ 60 years</b>	1.8 kN	2.2 kN

Table 3 shows, furthermore, that an unitary value is recommended for ages of 60 years or more: 1.8 kN for senior females and 2.2 kN for senior males. This recommendation results from specific regression analyses of strength versus age for gendered subgroups of donors’ ages of [i] 50 years and beyond or [ii] from 60 or [iii] 70 years or more. A highly significant decrease was found in the first case for both genders ( $p < 0.001$ ), whereas a slope unequal zero was not verified for males in the 2nd and 3rd case ( $p > 0.05$ ). For females, however, statistical significance was found, even though on a low level. In consequence, no varying reference values were recommended for ages from 60 years and beyond, in particular, to pursue the aim of an unique procedure for both genders.

For persons younger than 20 years of age, no recommended compressive-force limits were derived due to the insufficient data amount of the underlying compiled sample: Only few compressive-strength values could be found in the literature, i.e. 9 in case of female adolescents and 20 in case of male ones (cf. open symbols in Figure 3).

In summary, according to the large variation of lumbar ultimate compressive strength and according to the highly statistical significance of its age dependences for both genders, the newly derived “Revised Dortmund Recommendations” reflect these two influencing factors on individual capacity. These reference values are based on the current extended compilation of autopsy-material measurements on ultimate strength. In comparison with the formerly provided “Dortmund Recommendations”, the updated values deviate in 7 of 10 recommended limits for compressive forces acting in the lumbar spine during manual materials handling and biomechanically comparable exposures. For designing such physical work and following the biological fundamentals regarding lumbar-element's tolerance to compression, lower maximal lumbar load is recommended for older persons than for younger adults and – assuming identical age – lower limits should be applied for females than for males.

### DISCUSSION

Aiming to a substantiated derivation of reference values serving as upper limits of forces in the lumbar spine induced by manual materials handling and similar physical exposures, results of autopsy-material measurements on ultimate compressive strength provided in the literature were collated and analysed with respect to several stipulated test conditions. This “extended compilation” follows the principles of previously published data collections and is based mainly on the most recently performed analysis (Jäger et al., 2001), supplemented by newly available results of considerable amount. The number of seemingly reasonable investigations, i.e. literature references increased from

47 to 83, the number of examined specimens – as mentioned in the respective reference – gained from 2,517 to 6,046, the number of useful data in principle rose from 2,087 to 3,833, and the number of test results really included in the respective collation accrued from 776 to 1,192 single values for ultimate compressive strength of human lumbar-spine segments. By contrast, the number of test results considered in the procedure of limit derivation increased to a remarkably smaller extent: from 196 to 205 values in case of females and from 275 to 305 for males. As a consequence, the newly derived “Revised Dortmund Recommendations” should follow the updated gender-specific age-dependences and variances, on the one hand. However, they represent reference values for lumbar compressive forces of slight modification only, on the other hand, compared to the previously provided “Dortmund Recommendations”. Formerly ranging between 1.8 and 4.4 kN in case of females, reference values between 1.8 kN for older and 4.1 kN for young women are recommended due to the revision. The corresponding limit ranges differ to a larger extent in case of males: currently 2.2 to 5.4 kN instead of 2.3 to 6.0 kN before. With respect to recommended limits for ages of 30, 40 and 50 years, the modifications are kept within 0.1 kN for both genders. Although the differences between revised and original recommendations may be interpreted of minor extent, nevertheless, the renewed values are based on a considerably extended compilation, provide a larger “safety margin” for young adults and should be prioritised, therefore.

### *Criticism of the method*

The study at hand aims to generate substantiated support for a manifest approach common in ergonomics, namely to compare the load on the spine with its (bio-)mechanical load-bearing capacity. Except few direct, invasive measurements of intradiscal pressures (e.g. Nachemson and Morris, 1964; Sato et al. 1999; Wilke et al., 1999), indicators of mechanical load like compressive

forces at a lumbar disc are usually predicted applying an indirect methodology, that means via biomechanical model calculations (e.g. Bradford and Spurling, 1945; McGill, 1992; Mehta and Tewari, 2015; Weston et al., 2018). Similar is true for quantifying mechanical strength, since a direct measurement such as performed in mechanical structural analyses in material testing cannot be applied to living humans due to its non-destructive nature. Indirect fracture-load determination via bone mineral content (Hansson et al., 1980), ash density (Mosekilde et al., 1989), dual-energy x-ray absorptiometry or quantitative computed tomography (Lochmüller et al., 1998) were examined, but had to be verified applying a reference method. Thus, measurements on spinal material dissected after death were performed and, in the current paper, analysed in order to achieve a helpful surrogate indicator of real-life load-bearing capacity. This problem of applicable or inapplicable methodologies at human beings may be interpreted unfortunate from the scientific point of view, however, mechanical-strength measurements on cadaveric specimens seem a possible, even reasonable and more or less unavoidable solution under the given restricted circumstances. If applying such a discussible methodology, nevertheless, its basis should be defined as trustworthy as possible. In this context, the former recommendations were examined after nearly two decades of application and modified according to the currently extended data sample.

Considering ultimate, short-term strength instead of long-term load-bearing capacity represents a further critical issue in the evaluation of lumbar-spine exposures with respect to potential overload. In a long-lasting dose-response approach, the numerous loadings during an occupational life are accumulated and related to the real incidences of disorders, complaints, injuries or similar. Comparison of cumulative doses may serve as a basis to derive thresholds of overload risk, and high-risk cumulative load can be specified on real data. Hence, such a retro-

spective approach should be prioritised from the scientific point of view. In contrast, short-term design measures reflect prospectively a hypothesis of overload prevention only – even if efficacy is verifiable via intervention studies or randomised controlled trials. Thus, the very opportunity of considerable risk reduction through implementation of substantiated short-term or even action-related design measures should be seized from the ergonomic, occupational medicine or ethical point of view. In consequence, compliance with reference values such as the Revised Dortmund Recommendations seems reasonable although they are derived from ultimate strength measurements.

The procedure of quantifying ultimate compressive strength is characterised by a monotonous increase of force until specimen's failure, whereas changing magnitudes of force on submaximal levels are applied to the human spinal structures in common life. In corresponding fatigue-strength measurements performed as well at autopsy material (e.g. Brinckmann et al., 1988; Nagel et al., 2013), specimen failure risk increases with increasing loading force and frequency. However, the number of cycles until failure in those investigations amount to several thousands only – 5,000 cycles in Brinckmann et al. and 20,000 cycles in Nagel et al. – which contradicts reality by a factor of ten or more: A typical working life provides few hundreds of loadings during a typical shift and thousands of days without such severe structural damages. In consequence, the applicability of the results of fatigue-related strength measurements on cadaveric specimens to the physiological conditions in a living human appears confined, and derivation of recommended limits with respect to loading magnitude and number of loading cycles seems awkward. To pursue such a target should prioritise, therefore, performance of epidemiologic studies.

A further disadvantage of the current investigation into ultimate compressive strength may be seen in disregarding other indicators of mechanical load, such as tor-

sional and bending moments of force and, in particular, shear forces. It is undoubted that those modes of biomechanical load occur usually in combined form and in diverse expressions: Two-handed lifting in front of the body induce mainly sagittal shear and compressive forces at the lumbar discs, whereas handling tasks like one-handed bricklaying show considerable “asymmetric” load characterised by lateral shear force and lateral bending moments. However, corresponding strength tests are rare compared to compression-related measurements (Jäger and Luttmann, 1992) so that the derivation of tolerance limits seems more delicate and less substantiated. Nevertheless, such recommendations for work design are available with respect to moments (Tichauer, 1978) and shear forces (e.g. McGill et al., 1998; Gallagher and Marras, 2012).

Recommended limits are also available from literature with respect to lumbar compressive forces. In the well-known “Work Practices Guide for Manual Lifting” (NIOSH, 1981) and subsequent modifications (Waters et al., 1993, 1994), an “Action Limit” of 3.4 kN acting at the lumbosacral disc is provided. In their “Guide to Manual Materials Handling”, by contrast, Mital et al. (1997) recommended 3.9 kN for males and 2.7 kN as a limit for work design, which would represent nearly 70 percent of the mean ultimate compressive strength derived from a previous analysis of Jäger and Luttmann (1991). However, those single limits “will not necessarily be protective for most individuals over 50 years of age or other susceptible persons” (NIOSH, 1981) so that lower limits should be regarded, in particular, for older and/or female workforce. With respect to Mital et al. (1997), a substantial part of the population remains unprotected too, namely those persons showing a lumbar compressive strength of up to 70 percent of average. According to this paper's compilation with means of 6.1 and 4.0 kN for males or females, respectively, a proportion of 70 percent amounts to 4.3 or 2.8 kN. Based on the current strength distributions

sketched in Figure 2 (lower part), approximately 30 percent of the values are lower than this criterion “70 percent of average” for both genders. Furthermore, the limits of both guidebooks took into account only a fraction of available data on ultimate compressive strength and must be evaluated being less substantiated than the current compilation: NIOSH considered two investigations for deriving its biomechanical criterion, which at best is weakly justified by the cited results (Jäger and Luttmann, 1999); Mital et al. referred to six investigations besides our summarisation. Therefore, the current data collection and examination provide a remarkable extension of analysed findings on compressive load-bearing capacity of the lumbar spine and is interpreted a more comprehensive basis for a substantiated derivation of reference values to diminish overload risk.

Obviously, compliance with single limit values as recommended by NIOSH (1981) or Mital et al. (1997) is easier to be achieved than application of gendered age-related reference values like the Revised Dortmund Recommendations. However, the latter recommendations provide a higher grade of overload protection for females and/or older working persons and should therefore be prioritised. In contrast, the Dortmund limits for younger persons are chosen higher than those of the guidebooks and could be questioned. As lower limits for younger adults are not substantiated by the underlying strength-test results and by the “biologic reality” of higher load-bearing capacity for younger adults than for older ones, lower reference values would be contentious, detrimental to credibility and, in the long run, adversely effecting the acceptance in ergonomic practice.

In most statistical tests, independence of the elements of a sample among one another is postulated a prerequisite prior to testing (e.g. Sachs, 1984). If several specimens are dissected from a single donor and all strength-test results are regarded in a “specimen-related analysis”, this statistical re-

quirement is not fully met. This is also true in the current compilation study. However, due to the applied selection criterion of minimal size, the average number of specimens taken from a single donor is very small (approximately 2) in comparison with the total number of specimens (305 for male, 205 for female adult donors). In a previous compilation, “donor-related analysis” was therefore performed when only one randomly chosen strength-test result per donor was considered in the corresponding gendered regression analysis over age (Jäger et al., 1991). The hypothesis of statistical difference between specimen- and donor-related analysis was clearly falsified, i.e. intra-individual differences are lower than the inter-individual variation. Hence, the current study comprises all strength-test results fulfilling the predefined methodological requirements.

### CONCLUSIONS

In ergonomic work design of manual materials handling and similar physical exposures, measures of human physical capacity are needed to differentiate load and overload. Serving as substantiated upper limits of compressive forces acting at the lumbar spine, the Revised Dortmund Recommendations represent an easily applicable tool to evaluate handling tasks regarding biomechanical overload in a time window of a shift up to several shifts. For long-term exposure assessments, however, cumulative dose models should be prioritised. The Revised Dortmund Recommendations, derived from the current extended compilation on autopsy-material measurements on human lumbar ultimate compressive strength, consider the biological fundamentals of gender-specific age-related load-bearing capacity and specify lumbar-spine's tolerance to compression. So, identification of too high low-back exposures is enabled, in particular, for susceptible persons like older and/or female working persons. A comprehensive analysis of work-induced stress and strain should not be restricted to disc-compressive load only and should imply further aspects besides biome-

chanics such as epidemiological, physiological, psychological and psychophysical approaches.

### Acknowledgements

Grant: DGUV project No. 617.0-FP-0358 B; BAuA project No. F2333

Development of a compendium of methods for analysing the risks of physical exposures – A cooperative project of the German Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA) and the German Social Accident Insurance (DGUV);

Part A: Risk assessment regarding the musculoskeletal systems – Enhancing and evaluating methods and tools for analysing the risks of physical exposures in terms of the biomechanical effects on the musculoskeletal systems and, in particular, the spine.

Special thanks are due to the following persons: B. Hartmann (Hamburg, Germany) for encouraging to update the literature compilation, A. Luttmann (Dortmund, Germany) for long-term and specific scientific support, K. Lukaszewski (Dortmund) for accurate and careful preparation of tables and figures, K. Kostarelos (Dortmund) for engaged support to the literature search.

### Conflict of interest

The author declares that he has no conflict of interest.

### REFERENCES

- Adams MA, Hutton WC. Prolapsed intervertebral disc: a hyperflexion injury. *Spine*. 1982;7:184-91.
- Adams MA, McNally DS, Chinn H, Dolan P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clin Biomech*. 1994;9:5-14.
- Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. *The biomechanics of back pain*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone, 2002.
- Andresen R, Werner HJ, Schober HC. Contribution of the cortical shell of vertebrae to mechanical behaviour of the lumbar vertebrae with implications for predicting fracture risk. *Br J Radiol*. 1998;71:759-65.

- Bartelink DL. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg.* 1957;39B:718-25.
- Bartley MH, Arnold JS, Haslam RK, Jee WSS. The relationship of bone strength and bone quantity in health, disease, and aging. *J Gerontol.* 1966;21:517-21.
- Battevi N, Pandolfi M, Cortinovis I. Variable lifting index for manual-lifting risk assessment: a preliminary validation study. *Hum Factors.* 2016;58:712-25.
- Bell GH, Dunbar O, Beck JS, Gibb A. Variations in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcif Tiss Res.* 1967;1:75-86.
- Bergmann A, Bolm-Audorff U, Ditchen D, Ellegast R, Grifka J, Haerting J, et al. Do occupational risks for low back pain differ from risks for specific lumbar disc diseases? *Spine.* 2017;42:E1204-11.
- Biggemann M, Hilweg D, Brinckmann P. Prediction of the compressive strength of vertebral bodies of the lumbar spine by quantitative computed tomography. *Skeletal Radiol.* 1988;17:264-9.
- Biggemann M, Hilweg D, Seidel S, Horst M, Brinckmann P. Risk of vertebral insufficiency fractures in relation to compressive strength predicted by quantitative computed tomography. *Eur J Radiol.* 1991;13:6-10.
- Bjarnason K, Hassager C, Svendsen OL, Stang H, Christiansen C. Anteroposterior and lateral spinal DXA for the assessment of vertebral body strength: Comparison with hip and forearm measurement. *Osteoporosis Int.* 1996;6:37-42.
- BMA, Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung. Zweite Verordnung zur Änderung der Berufskrankheiten-Verordnung. *Bundesgesetzblatt I.* 1992;59:2343-4.
- BMA, Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung. Merkblatt für die ärztliche Untersuchung zu Nr. 2108. *Bundesarbeitsblatt.* 1993;3:50-3.
- Bolm-Audorff U, Brandenburg S, Brüning T, Dupuis H, Ellegast R, Elsner G, et al. Medizinische Beurteilungskriterien zu bandscheibenbedingten Berufskrankheiten der Lendenwirbelsäule (I): Konsensempfehlungen zur Zusammenhangsbegutachtung der auf Anregung des HVBG eingerichteten interdisziplinären Arbeitsgruppe. *Trauma und Berufskrankheiten.* 2005; 7:211-52.
- Bouxsein ML, Myers ER, Hayes WC. Biomechanics of age-related fractures. In: Marcus R, Feldman D, Kelsey J (eds): *Osteoporosis* (pp 373-93). San Diego, CA: Academic Press, 1996.
- Bradford FK, Spurling RG. *The intervertebral disc.* Springfield, IL: CC Thomas, 1945.
- Brassow F, Crone-Münzebrock W, Weh L, Kranz R, Eggers-Stroeder G. Correlations between breaking load and CT absorption values of vertebral bodies. *Eur J Radiol.* 1982;2:99-101.
- Brinckmann P, Horst M. The influence of vertebral body fracture, intradiscal and partial discectomy on the radial bulge and height of human lumbar discs. *Mitt Abt Biomech, Orthop Univ-Klinik Münster, Germany,* 1983.
- Brinckmann P, Porter RW. A laboratory model of lumbar disc protrusion. *Fissure and Fragment. Spine.* 1994;19:228-35.
- Brinckmann P, Johannleueling N, Hilweg D, Biggemann M. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Mitt Abt Biomech, Orthop Univ-Klinik Münster, Germany,* 1986.
- Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clin Biomech.* 1988; 3:Suppl 1.
- Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clin Biomech.* 1989;4:Suppl 2.
- Brinjikji W, Luetmer PH, Comstock B, Bresnahan BW, Chen LE, Deyo RA, et al. Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. *Am J Neuroradiol.* 2015a; 36:811-6.
- Brinjikji W, Diehn FE, Jarvik JG, Carr CM, Kallmes DF, Murad MH, et al. MRI findings of disc degeneration are more prevalent in adults with low back pain than in asymptomatic controls: a systematic review and meta-analysis. *Am J Neuroradiol.* 2015b;36:2394-9.
- Brown T, Hansen RJ, Yorra AJ. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg.* 1957;39A: 1135-64.
- Bürklein D, Lochmüller EM, Kuhn V, Grimm J, Barkmann R, Müller R, et al. Correlation of thoracic and lumbar vertebral failure loads with in situ vs. ex situ dual energy X-ray absorptiometry. *J Biomech.* 2001; 35:579-87.
- Chaffin DB. A computerized biomechanical model – development of and use in gross body actions. *J Biomech.* 1969;2:429-41.

- Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ. *Occupational biomechanics* (4<sup>th</sup> ed.) New York, NY: Wiley, 2006.
- Cheng XG, Nicholson PHF, Boonen S, Lowet G, Brys P, Aerssens J, et al. Prediction of vertebral strength in vitro by spinal bone densitometry and calcaneal ultrasound. *J Bone Miner Res.* 1997;12:1721-8.
- Cody DD, Goldstein SA, Flynn MJ, Brown EB. Correlations between vertebral regional bone mineral density (rBMD) and whole bone fracture load. *Spine.* 1991;16:146-54.
- Crone-Münzebrock W, Spielmann RP, Meenen NM. Beziehungen zwischen dem computertomographisch bestimmten Mineralgehalt und dem Frakturverhalten von gesunden und metastatischen Wirbelkörpern. *Fortschr Röntgenstr.* 1989;151,3:326-30.
- da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med.* 2010;53:285-323.
- Decouls P, Rieunau G. Les fractures du rachis dorso-lombaire sans troubles nerveux. *Rev Chir Orthop (Paris).* 1958;44:254-322.
- Dempster DW, Ferguson-Pell MW, Mellish RWE, Cochran GVB, Xie F, Fey C, et al. Relationships between bone structure in the iliac crest and bone structure and strength in the lumbar spine. *Osteoporosis Int.* 1993;3:90-6.
- Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ, Mosekilde L. Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing. *Bone.* 1999a;25:713-24.
- Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ, Mosekilde L. Age- and gender-related differences in vertebral bone mass, density, and strength. *J Bone Miner Res.* 1999b;14:1394-402.
- Edmondston SJ, Singer KP, Day RE, Breidahl PD, Price RI. In-vitro relationships between vertebral body density, size, and compressive strength in the elderly thoracolumbar spine. *Clin Biomech.* 1994;9:180-6.
- Edmondston SJ, Singer KP, Day RE, Price RI, Breidahl PD. Ex vivo estimation of thoracolumbar vertebral body compressive strength: the relative contributions of bone densitometry and vertebral morphometry. *Osteoporosis Int.* 1997;7:142-8.
- Eie N. Load capacity of the low back. *J Oslo City Hospitals.* 1966;16:73-98.
- Eriksson SAV, Isberg BO, Lindgren JU. Prediction of vertebral strength by dual photon absorptiometry and quantitative computed tomography. *Calcif Tissue Int.* 1989;44:243-50.
- Evans FG, Lissner HR. Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis. *J Bone Joint Surg.* 1959;41A:278-90.
- Farfan HF. *Mechanical disorders of the low back.* Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1973.
- Fischbeck M. *Mechanische Kompetenz und Knochendichte thorakolumbalen Wirbelkörper beim älteren Menschen.* Diss. München: Univ., 2006.
- Franke J, Runge H, Grau P, Fengler F, Wanka C, Rempel H. Physical properties of fluorosis bone. *Acta Orthop Scand.* 1976;47:20-2.
- Galante J, Rostoker W, Ray RD. Physical properties of trabecular bone. *Calcif Tissue Res.* 1970;5:236-46.
- Gallagher S, Marras WS. Tolerance of the lumbar spine to shear: A review and recommended exposure limits. *Clin Biomech.* 2012;27:973-8.
- Genaidy AM, Waly SM, Khalil TM, Hidalgo J. Spinal compression tolerance limits for the design of manual material handling operations in the workplace. *Ergonomics.* 1993;36:415-34.
- Göcke C. Beiträge zur Druckfestigkeit des spongiösen Knochens. *Bruns Beitr Klin Chir.* 1928;143:539-66.
- Gozulov SA, Korzheniyantz VA, Skrypnik VG, Sushkov N, Sushkov Y. A study of compression strength of vertebrae in man. *Arch Anat Gisto Embryol.* 1966;9:13-8.
- Granhed H, Jonson R, Hansson T. Mineral content and strength of lumbar vertebrae (A cadaver study). *Acta Orthop Scand.* 1989;60:105-9.
- Haidekker MA, Andresen R, Werner HJ. Relationship between structural parameters, bone mineral density and fracture load in lumbar vertebrae, based on high-resolution computed tomography, quantitative computed tomography and compression tests. *Osteoporosis Int.* 1999;9:433-40.
- Hansson T, Roos B. The relation between bone mineral content, experimental compression fractures, and disc degeneration in lumbar vertebrae. *Spine.* 1981;6:147-53.
- Hansson T, Roos B, Nachemson A. The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae. *Spine.* 1980;5:46-55.

- Hansson TH, Keller TS, Spengler DM. Mechanical behavior of the human lumbar spine. II. Fatigue strength during dynamic compressive loading. *J Orthop Res.* 1987a;5:479-87.
- Hansson TH, Keller TS, Panjabi MM. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: Effects of tissue characteristics. *Spine.* 1987b;12:56-62.
- Hansson TH, Keller T, Jonson R. Fatigue fracture morphology in human lumbar motion segments. *J Spinal Disord.* 1988;1:33-8.
- Hartman WF. Deformation and failure of spinal materials. *Exp Mech.* 1974;3:98-103.
- Hartmann B, Spallek M, Ellegast R. Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen: Ursachen, Prävention, Ergonomie, Rehabilitation. Heidelberg: ecomed, 2013a.
- Hartmann B, Ditchen D, Ellegast R, Gebhardt H, Hoehne-Hückstädt U, Jäger M, et al. Körperliche Belastungen des Rückens durch Lastenhandhabung und Zwangshaltungen im Arbeitsprozess. *Arbmed S1-Leitlinie Dt Ges Arbmed Umweltmed (DGAUM) und Ges Arbwiss (GfA).* AWMF-Register 2013b;002/029.
- Hartung E, Schäfer K, Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Kuhn S, et al. Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed.* 1999;34:112-22.
- Hayes WC, Bouxsein ML. Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk. In: Mow VC, Hayes WC (eds.): *Basic Basic orthopaedic biomechanics.* 2nd ed. (pp 69-111). New York, NY: Lippincott-Raven, 1997.
- Huber G, Paetzold H, Püschel K, Morlock MM. Verhalten von Wirbelsäulensegmenten bei dynamischer Belastung. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW, 2005 (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund – Fb 1062).
- Hutton WC, Adams MA. Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine.* 1982;7:586-90.
- Hutton WC, Cyron BM, Stott JRR. The compressive strength of lumbar vertebrae. *J Anat.* 1979;129:753-8.
- ISO, International Organization for Standardization. *Ergonomics – Manual handling, Part 1: Lifting and carrying.* ISO 11228-1. Geneva: WHO, 2003.
- ISO, International Organization for Standardization. *Ergonomics – Manual handling, Part 2: Pushing and pulling.* ISO 11228-2. Geneva: WHO, 2007.
- ISO, International Organization for Standardization. *Ergonomics – Manual handling of people in the healthcare sector.* ISO/TR 12296. Geneva: WHO, 2012.
- Jäger M. Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag – ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Düsseldorf: VDI-Verlag, 2001. (Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208).
- Jäger M, Luttmann A. Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment biomechanical human model. *Ergonomics.* 1989;32:93-112.
- Jäger M, Luttmann A. Compressive strength of lumbar spine elements related to age, gender, and other influencing factors. In: Anderson PA, Hobart DJ, Danooff JV (eds.): *Electromyographical kinesiology* (pp 291-4). Amsterdam: Elsevier Science, 1991.
- Jäger M, Luttmann A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomics.* 1992;35:783-805.
- Jäger M, Luttmann A. Extended compilation of measurements on cadaver-related lumbar ultimate compressive strength. In: Mital A, Krueger H, Kumar S, Menozzi M, Fernandez JE (eds.): *Advances in Occupational ergonomics and safety, Vol. 1* (pp 297-302). Cincinnati, OH: International Society for Occupational Ergonomics and Safety, 1996.
- Jäger M, Luttmann A. Critical survey on the biomechanical criterion in the NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Int J Indust Ergon.* 1999;23:331-7.
- Jäger M, Luttmann A, Laurig W. Lumbar load during one-handed bricklaying. *Int J Indust Ergon.* 8;1991: 261-77.
- Jäger M, Luttmann A, Bolm-Audorff U, Schäfer K, Hartung E, Kuhn S, et al. Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed.* 1999;34:101-11.

- Jäger M, Luttmann A, Göllner R. Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten – Ableitung der “Dortmunder Richtwerte” auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. *Zbl Arbmed.* 2001; 51:354-72.
- Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Wortmann N, Kuhn S, Nienhaus A, et al. Lumbar-load analysis of manual patient-handling activities for biomechanical overload prevention Among Healthcare Workers. *Ann Occup Hyg.* 2013;57:528-44.
- Jayson MIV, Herbert CM, Barks JS. Intervertebral discs: Nuclear morphology and bursting pressures. *Ann Rheum Dis.* 1973;32:308-15.
- Junghans H. Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin. I: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. Stuttgart: Hippokrates, 1979. (Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 78).
- Keller TS, Hansson TH, Abram AC, Spengler DM, Panjabi MM. Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: Effects of disc degeneration. *Spine.* 1989;14:1012-9.
- Konermann W, Stubbe F, Link Th, Meier N. Axiale Bruchfestigkeit von thorakolumbalen Wirbelkörpern – eine experimentelle biomechanische Studie. *Z Orthop.* 1999;137:223-31.
- Krämer J. Biomechanische Veränderungen im lumbalen Bewegungssegment. Stuttgart: Hippokrates, 1973. (Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 58).
- Krämer J. Bandscheibenbedingte Erkrankungen – Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. 3rd ed. Stuttgart: Thieme, 1994.
- Kuiper J, Burdorf A, Verbeek JHAM, Frings-Dresen MHW, van der Beek AJ, Viikari-Juntura ERA. Epidemiologic evidence on manual materials handling as a risk factor for back disorders: a systematic review. *Int J Indust Ergon.* 1999;24:389-404.
- Kumar S. Selected theories of musculoskeletal injury causation. In: Kumar S (ed.): *Biomechanics in ergonomics* (pp 3-24). London: Taylor & Francis, 1999.
- Lang SM, Moyle DD, Berg CEW, Detorie N, Gilpin AT, Pappas Jr NJ, et al. Correlation of mechanical properties of vertebral bone with equivalent mineral density as measured by computed tomography. *J Bone Joint Surg.* 1988;70-A:1531-8.
- Lange C. Untersuchungen über Elastizitätsverhältnisse in den menschlichen Rückenwirbeln mit Bemerkungen über die Pathogenese der Deformitäten. *Z Orthop Chir.* 1902;10:47-110.
- Lavender SA, Li YC, Natarajan RN, Andersson GBJ. Does the asymmetry multiplier in the 1991 NIOSH lifting equation adequately control the biomechanical loading of the spine? *Ergonomics.* 2009;52:71-9.
- Lin HS, Liu YK, Adams KH. Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *J Bone Joint Surg.* 1978;60A:41-55.
- Link TM, Majumdar S, Konermann W, Meier N, Lin JC, Newitt D, et al. Texture analysis of direct magnification radiographs of vertebral specimens: Correlation with bone mineral density and biomechanical properties. *Acad Radiol.* 1997;4:167-76.
- Lochmüller EM, Eckstein F, Kaiser D, Zeller JB, Landgraf J, Putz R, et al. Prediction of vertebral failure loads from spinal and femoral dual-energy x-ray absorptiometry and calcaneal ultrasound: An in situ analysis with intact soft tissues. *Bone.* 1998;23:417-24.
- Lochmüller EM, Bürklein D, Kuhn V, Glaser C, Müller R, Glüer CC, et al. Mechanical strength of the thoracolumbar spine in the elderly: Prediction from in situ dual-energy x-ray absorptiometry, quantitative computed tomography (QCT), upper and lower limb peripheral QCT, and quantitative ultrasound. *Bone.* 2002;31:77-84.
- Lu M, Waters R, Krieg E, Werren D. Efficacy of the revised NIOSH lifting equation to predict risk of low-back pain associated with manual lifting: a one-year prospective study. *Hum Factors.* 2013;56:73-85.
- Martin H, Werner J, Andresen R, Schober HC, Schmitz KP. Noninvasive assessment of stiffness and failure load of human vertebrae from CT-data. *Bio-med Tech.* 1998;43:82-8.
- McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP, White AA. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg.* 1985;67A:1206-14.
- McCubrey DA, Cody DD, Peterson EL, Kuhn JL, Flynn MJ, Goldstein SA. Static and fatigue failure properties of thoracic and lumbar vertebral bodies and their relation to regional density. *J Biomech.* 1995;28: 891-9.
- McGill SM. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomech.* 1992;25: 395-414.

- McGill SM, Norman RW, Yingling VR, Wells RW, Neumann P. Shear happens! Suggested guidelines for ergonomists to reduce the risk of low back injury from shear loading. In: Proceedings of the 30th Annual Conference of the Human Factors Association, Canada (pp 157-61). Mississauga ON, Canada, 1998.
- Messerer O. Über Elastizität und Festigkeit der menschlichen Knochen. Stuttgart: Verlag Cotta'sche Buchhandlung, 1880.
- Mehta CR, Tewari VK. Biomechanical model to predict loads on lumbar vertebra of a tractor operator. *Int J Indust Ergon.* 2015;47:104-16.
- Mital A, Nicholson AS, Ayoub MM. A guide to manual materials handling. 2nd ed. London: Taylor & Francis, 1997.
- Moro M, Hecker AT, Bouxsein ML, Myers ER. Failure load of thoracic vertebrae correlates with lumbar bone mineral density measured by DXA. *Calcif Tiss Int.* 1995;56:206-9.
- Morris JM. Biomechanics of the spine. *Arch Surg.* 1973;107:418-23.
- Mosekilde L, Mosekilde L. Normal vertebral body size and compressive strength: Relations to age and to vertebral and iliac trabecular bone compressive strength. *Bone.* 1986;7:207-12.
- Mosekilde L, Mosekilde L. Iliac crest trabecular bone volume as predictor for vertebral compressive strength, ash density and trabecular bone volume in normal individuals. *Bone.* 1988;9:195-9.
- Mosekilde L, Mosekilde L. Sex differences in age-related changes in vertebral body size, density and biomechanical competence in normal individuals. *Bone.* 1990;11:67-73.
- Mosekilde L, Viidik A, Mosekilde L. Correlation between the compressive strength of iliac and vertebral trabecular bone in normal individuals. *Bone.* 1985;6:291-5.
- Mosekilde L, Mosekilde L, Danielsen CC. Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone.* 1987;8:79-85.
- Mosekilde L, Bentzen SM, Ørtoft F, Jørgensen J. The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone.* 1989;10:465-70.
- Münchinger R. Die auf die Wirbelsäule wirkenden mechanischen Kräfte. In: Belart W (ed.): Die Funktionsstörungen der Wirbelsäule (pp 136-47). Bern: Huber, 1964. (Rheumatismus in Forschung und Praxis, Bd. 2).
- Myers BS, Arbogast KB, Lobaugh B, Harper KD, Richardson WJ, Drezner MK. Improved assessment of lumbar vertebral body strength using supine lateral dual-energy x-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res.* 1994;9:687-93.
- Nachemson A, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg.* 1964;46A:1077-92.
- Nagel K, Klein A, Püschel K, Morlock M, Huber G. Dependence of spinal segment mechanics on load direction, age and gender. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW, 2013. (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund, Res Proj F2059).
- NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health. Work practices guide for manual lifting, No. 81-122. Cincinnati, OH: Dept. Health and Human Services, 1981.
- Ørtoft G, Mosekilde L, Hasling C, Mosekilde L. Estimation of vertebral body strength by dual photon absorptiometry in elderly individuals: Comparison between measurements of total vertebral and vertebral body bone mineral. *Bone.* 1993;14:667-73.
- Panjabi MM, White AA. Physical properties and functional biomechanics of the spine. In: White AA, Panjabi MM (eds.): *Clinical biomechanics of the spine.* 2nd ed. (pp 1-83). Philadelphia, PA: Lippincott, 1990.
- Perey O. Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine. An experimental biomechanical investigation. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1957;25.
- Plaeue R. Das Frakturverhalten von Brust- und Lendenwirbelkörpern. Kompressionsversuche an mazerierten Leichenwirbeln. *Z Orthop.* 1972a;110: 159-86.
- Plaeue R. Das Frakturverhalten von Brust- und Lendenwirbelkörpern. Kompressionsversuche an frischen Leichenwirbeln. *Z Orthop.* 1972b;110:357-62.
- Plaeue R, Gesche E. Das Frakturverhalten von Brust- und Lendenwirbelkörpern. Dynamische Kompressionsversuche an Leichenwirbeln. *Z Orthop.* 1974; 112:427-32.
- Porter RW, Adams MA, Hutton WC. Physical activity and the strength of the lumbar spine. *Spine.* 1989;14: 201-3.

- Ram HS. Measurement of pressures in the nucleus and within the annulus of the human spinal disc: due to extrem loading. *Proc Inst Mech Eng, Part H. J Eng Med* 1990;204:141-6.
- Roaf R. A study of the mechanics of spinal injuries. *J Bone Joint Surg.* 1960;42B:810-23.
- Rolander SD, Blair WE. Deformation and fracture of the lumbar vertebral end plate. *Orthop Clin North Am.* 1975;6:75-81.
- Sachs L. *Angewandte Statistik.* 6th ed. Berlin: Springer, 1984.
- Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine.* 1999;24:2468-74.
- Seidler A, Bergmann A, Jäger M, Ellegast R, Ditchen D, Elsner G, et al. Cumulative occupational lumbar load and lumbar disc disease – results of a German multi-center case-control study (EPILIFT). *BMC Musculoskel Disord.* 2009;10:48-60.
- Seidler A, Euler U, Bolm-Audorff U, Ellegast R, Grifka J, Haerling J, et al. Physical workload and accelerated occurrence of lumbar spine diseases: Risk and rate advancement periods in a German multicenter case-control study. *Scand J Work Environ Health.* 2011;37:30-6.
- Shirado O, Kaneda K, Tadano S, Ishikawa H, McAfee PC, Warden KE. Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. *Spine.* 1992;17:286-92.
- Singer K, Edmondston S, Day R, Bredahl P, Price R. Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: Correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone.* 1995;17:167-75.
- Sonoda T. Studies on the strength for compression, tension, and torsion of the human vertebral column. *J Kyoto Pref Univ Med.* 1962;71:659-702.
- Tichauer ER. *The biomechanical basis of ergonomics.* New York, NY: Wiley, 1978.
- Vecenland JF, Link TM, Koncinski W, Grashuis JL, Gelsema ES. Unraveling the role of structure and density in determining vertebral bone strength. *Calcif Tiss Int.* 1997;61:474-9.
- Vesterby A, Mosckilde L, Gundersen HJG, Melsen F, Mosckilde L, Holme K, et al. Biologically meaningful determinants of the in vitro strength of lumbar vertebrae. *Bone.* 1991;12:219-24.
- Waldt S, Meier N, Renger B, Lenzen H, Fiebich M, Rummeny EJ, et al. Strukturanalyse hochauflösender Computerprogramme als ergänzendes Verfahren in der Osteoporosedagnostik: In-vitro-Untersuchungen an Wirbelsäulensegmenten. *Fortschr Röntgenstr.* 1999;171:136-42.
- Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics.* 1993;36:749-76.
- Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A. *Application manual for the revised NIOSH lifting equation.* Cincinnati, OH: Dept. Health and Human Services, 1994.
- Weaver JK, Chalmers J. Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg.* 1966;48A:289-98.
- Werner HJ. *Die nichtinvasive Ermittlung von Steifigkeit und Versagenslast humaner Wirbelkörper.* Aachen: Shaker, 1996.
- Weston EB, Aarand A, Dufour JS, Knapik GG, Marras WS. Biomechanically determined hand force limits protecting the low back during occupational pushing and pulling tasks. *Ergonomics.* 2018;61:853-65.
- White AA, Panjabi MM (eds.). *Clinical biomechanics of the spine.* 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott, 1990.
- Wilke H-J, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine.* 1999;24:755-62.
- Wyss T, Ulrich SP. *Festigkeitsuntersuchungen und gezielte Extensionsbehandlung der Lendenwirbelsäule unter Berücksichtigung des Bandscheibenvorfalles.* Zürich: Druck und Verlag Gebr. Frez AG, 1954. (Vierteljahresschrift der Naturforschenden Gesellschaft in Zürich, Jg. 99 (1954), Beiheft Nr. 3/4).

## **Anhang 3**

Tabellen zur Wirbelsäulenbelastung beim beid- und einhändigen Heben

aus Boden-, Knie-, Hüft-, Taillenhöhe

auf Knie-, Hüft-, Taillen- oder Schulterhöhe

Teil 1: Beidhändiges Heben von Lasten bis 40 kg in der Sagittalebene,  
– Rumpf, Arme und Last symmetrisch zur Körpermittenebene,  
ein Bein ggf. zur Haltungsstabilisierung nach hinten ausgestellt\*

- 1.1 Hubwege vertikal: von körpernah auf körpernah
- 1.2 Hubwege schräg: von körperfern auf körpernah
- 1.3 Hubwege schräg: von körpernah auf körperfern

Teil 2: Einhändiges Heben von Lasten bis 15 kg in der Sagittalebene,  
– Rumpf symmetrisch zur Körpermittenebene,  
einhändig in Schulter-sagittalebene, anderer Arm hängend\*,  
ein Bein ggf. zur Haltungsstabilisierung nach hinten ausgestellt\*

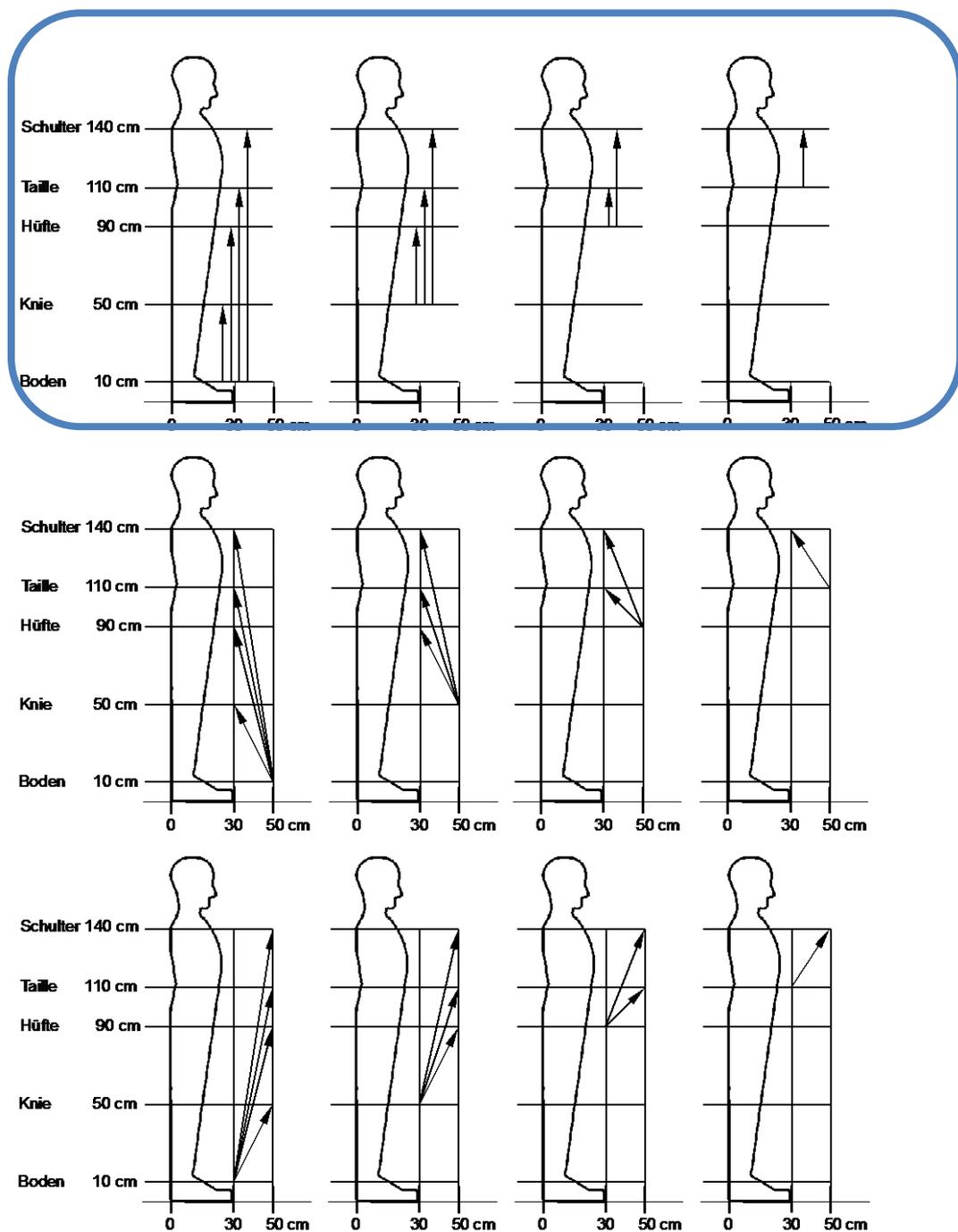
- 2.1 Hubwege vertikal: von körpernah auf körpernah
- 2.2 Hubwege schräg: von körperfern auf körpernah
- 2.3 Hubwege schräg: von körpernah auf körperfern

\* in Strichfiguren zur Skizzierung der beim Heben eingenommenen Körperhaltungen  
nicht abgebildet (zur Vereinfachung bzw. klareren Darstellung)

Anhang 3 – Teil 1

Beidhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit vertikalem Hubweg

Teil 1.1: Hubwege vertikal – von körpernah auf körpernah



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.1-1:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“, „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, vertikal, körpernah vom Boden (10 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,81	3,06	4,45	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,08	3,51	4,94	-0,42	-0,57	-0,72
	1,5 s	2,28	3,89	5,53	-0,45	-0,62	-0,77
	1,0 s	2,83	4,94	7,11	-0,55	-0,74	-0,93
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,06	4,37	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,08	3,37	4,64	-0,41	-0,56	-0,70
	1,5 s	2,28	3,69	5,02	-0,45	-0,6	-0,74
	1,0 s	2,83	4,54	6,10	-0,54	-0,71	-0,85
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,00	4,22	-0,37	-0,52	-0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,02	3,21	4,37	-0,40	-0,55	-0,68
	1,5 s	2,17	3,44	4,64	-0,43	-0,58	-0,71
	1,0 s	2,59	4,08	5,42	-0,50	-0,66	-0,79
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,82	3,09	4,39	-0,37	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,90	3,08	4,39	-0,38	-0,51	-0,65
	1,5 s	1,97	3,09	4,39	-0,39	-0,52	-0,65
	1,0 s	2,16	3,36	4,42	-0,43	-0,56	-0,67

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.1-2:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“, „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, vertikal, körpernah aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>							
		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
Dauer	Last						
	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>						
<b>statisch</b>		1,63	3,08	4,40	-0,34	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,76	3,42	5,02	-0,36	-0,56	-0,73
	1,5 s	1,89	3,73	5,50	-0,39	-0,6	-0,79
	1,0 s	2,27	4,6	6,86	-0,46	-0,71	-0,95
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,63	3,08	4,43	-0,34	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,76	3,37	4,89	-0,36	-0,55	-0,71
	1,5 s	1,89	3,62	5,24	-0,38	-0,58	-0,75
	1,0 s	2,25	4,29	6,24	-0,45	-0,68	-0,87
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,63	3,08	4,39	-0,34	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,71	3,24	4,66	-0,35	-0,53	-0,69
	1,5 s	1,78	3,39	4,87	-0,36	-0,56	-0,72
	1,0 s	2,00	3,80	5,47	-0,40	-0,61	-0,79

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.1-3:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“, „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, vertikal, körpernah aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>							
		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
Dauer	Last						
	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>						
<b>statisch</b>		0,97	2,04	3,11	-0,24	-0,36	-0,49
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,00	2,08	3,20	-0,24	-0,37	-0,51
	1,5 s	1,02	2,18	3,39	-0,25	-0,39	-0,53
	1,0 s	1,12	2,50	3,97	-0,27	-0,42	-0,59
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		0,97	2,04	3,11	-0,24	-0,36	-0,49
<b>dyn.</b>	2,0 s	0,99	2,10	3,21	-0,24	-0,37	-0,50
	1,5 s	1,02	2,16	3,30	-0,25	-0,38	-0,51
	1,0 s	1,09	2,32	3,55	-0,26	-0,40	-0,54

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

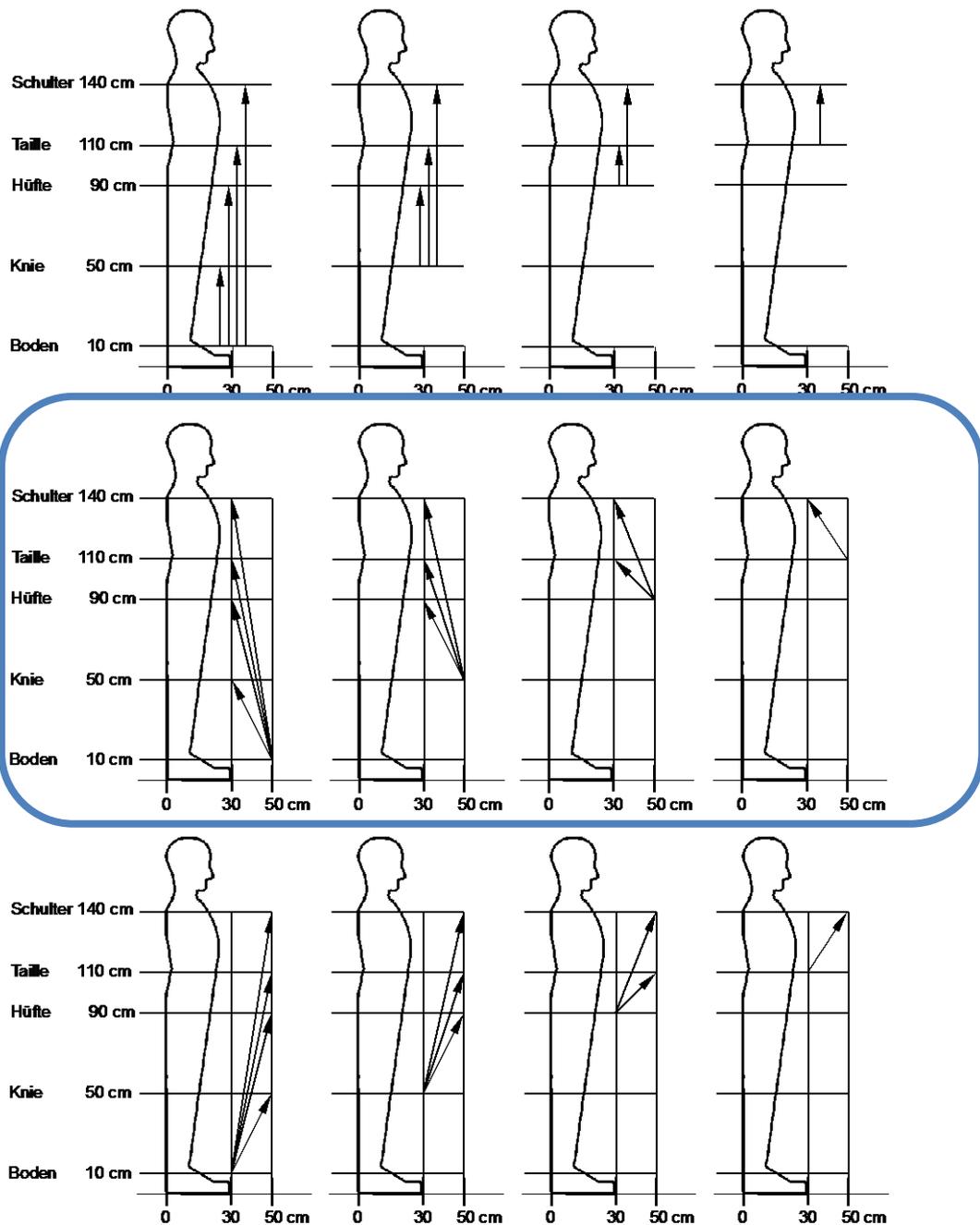
**Tab. A3-1.1-4:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/ „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, vertikal, körpernah aus Taillenhöhe (110 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		0,72	1,86	2,99	-0,18	-0,28	-0,38
<b>dyn.</b>	2,0 s	0,72	1,86	2,99	-0,18	-0,29	-0,40
	1,5 s	0,72	1,88	3,12	-0,19	-0,30	-0,41
	1,0 s	0,72	2,11	3,58	-0,19	-0,32	-0,45

Anhang 3 – Teil 1

Beidhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit schrägem Hubweg

Teil 1.2: Hubwege schräg – von körperfern auf körpernah



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.2-1:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körperfern vom Boden (10 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,93	3,60	5,26	-0,37	-0,52	-0,66
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,20	4,01	5,73	-0,41	-0,55	-0,68
	1,5 s	2,42	4,38	6,24	-0,45	-0,58	-0,71
	1,0 s	2,99	5,40	8,36	-0,54	-0,67	-0,93
<b>... auf Taillehöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,91	3,47	5,02	-0,37	-0,52	0,67
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,18	3,87	5,42	-0,41	-0,54	0,67
	1,5 s	2,39	4,20	5,81	-0,45	-0,58	0,69
	1,0 s	2,95	5,10	7,78	-0,54	-0,67	0,90
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,92	3,47	4,95	-0,37	-0,52	-0,66
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,12	3,70	5,13	-0,40	-0,53	-0,65
	1,5 s	2,28	3,93	5,37	-0,42	-0,55	-0,66
	1,0 s	2,71	4,54	6,53	-0,50	-0,62	-0,74
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,90	3,32	4,62	-0,37	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,99	3,39	4,62	-0,38	-0,51	-0,65
	1,5 s	2,06	3,46	4,67	-0,39	-0,51	-0,65
	1,0 s	2,25	3,68	4,85	-0,42	-0,53	-0,65

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.2-2:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körperfern aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,84	3,65	5,31	-0,36	-0,54	-0,69
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,97	3,93	5,87	-0,38	-0,58	-0,77
	1,5 s	2,10	4,22	6,34	-0,41	-0,62	-0,84
	1,0 s	2,47	5,02	7,65	-0,47	-0,74	-1,01
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,86	3,67	5,34	-0,36	-0,54	-0,69
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,98	3,91	5,70	-0,38	-0,58	-0,76
	1,5 s	2,10	4,11	6,02	-0,41	-0,62	-0,82
	1,0 s	2,46	4,74	6,93	-0,47	-0,73	-0,97
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,86	3,67	5,34	-0,36	-0,54	-0,69
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,93	3,80	5,53	-0,37	-0,56	-0,73
	1,5 s	2,00	3,92	5,69	-0,39	-0,58	-0,76
	1,0 s	2,22	4,26	6,17	-0,42	-0,65	-0,85

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.2-3:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körperfern aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,19	2,95	4,70	-0,25	-0,39	-0,52
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,22	3,00	4,81	-0,26	-0,40	-0,54
	1,5 s	1,25	3,13	5,07	-0,26	-0,41	-0,57
	1,0 s	1,34	3,59	5,91	-0,28	-0,47	-0,67
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körpernah</b>							
<b>statisch</b>		1,19	2,95	4,70	-0,25	-0,39	-0,52
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,21	2,99	4,76	-0,26	-0,40	-0,54
	1,5 s	1,24	3,04	4,84	-0,26	-0,41	-0,55
	1,0 s	1,31	3,19	5,07	-0,26	-0,40	-0,54

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

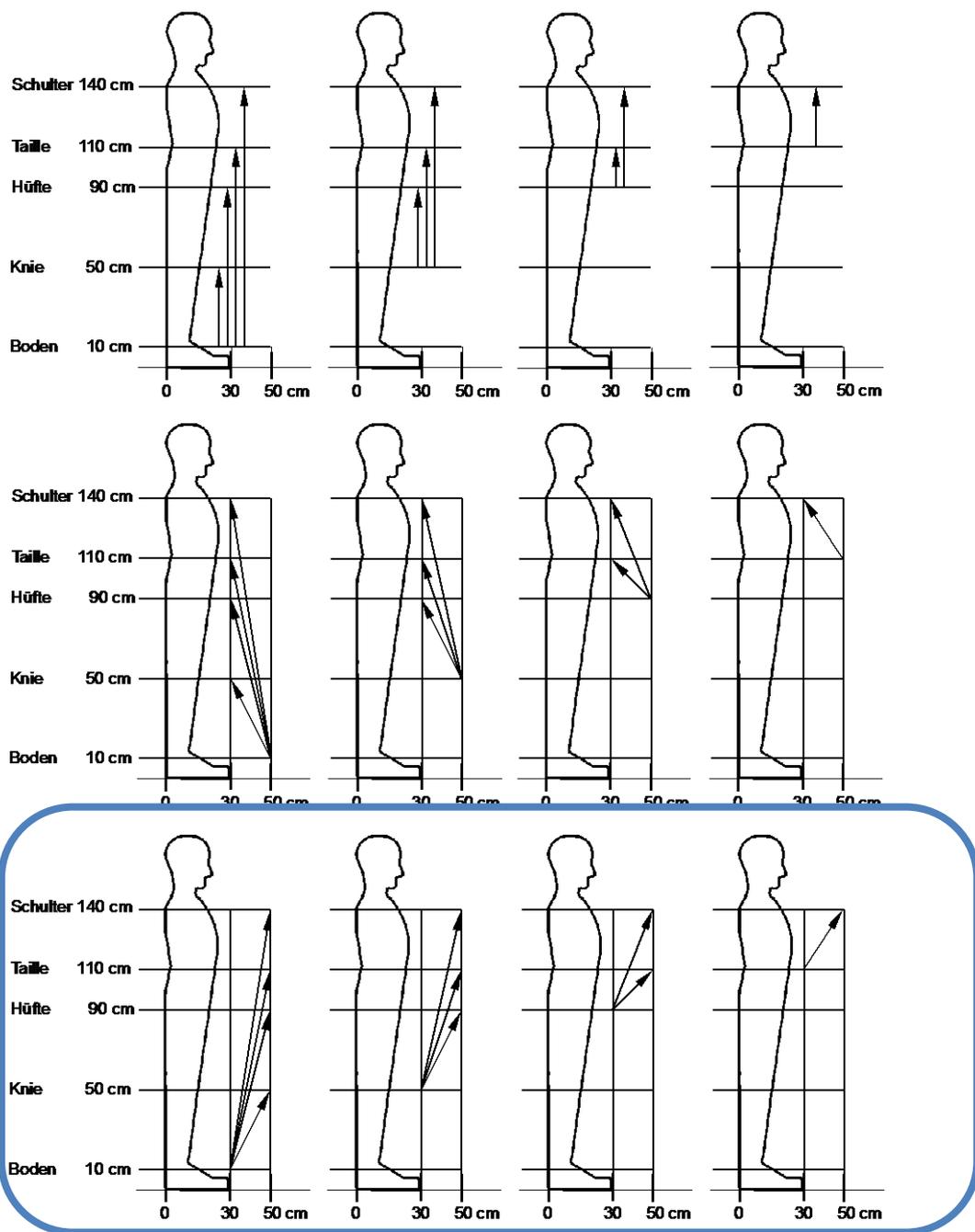
**Tab. A3-1.2-4:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

Heben, beidhändig, schräg, körperfern aus Taillenhöhe (110 cm) ...							
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah							
statisch		0,91	2,67	4,42	-0,20	-0,31	-0,42
dyn.	2,0 s	0,92	2,74	4,57	-0,20	-0,32	-0,44
	1,5 s	0,93	2,84	4,77	-0,21	-0,33	-0,47
	1,0 s	0,98	3,18	5,41	-0,21	-0,38	-0,54

Anhang 3 – Teil 1

Beidhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit schrägem Hubweg

Teil 1.3: Hubwege schräg – von körpernah auf körperfern



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.3-1:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körpernah vom Boden (10 cm) ...</b>							
Dauer \ Last	Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN			
	0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg	
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>	1,83	3,28	4,92	-0,38	-0,54	-0,70	
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,06	3,53	4,96	-0,41	-0,57	-0,70
	1,5 s	2,25	3,93	5,51	-0,44	-0,60	-0,74
	1,0 s	2,79	5,04	7,36	-0,53	-0,70	-0,95
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>	1,85	3,51	5,35	-0,37	-0,51	-0,65	
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,10	3,63	5,20	-0,41	-0,54	-0,66
	1,5 s	2,29	3,94	5,57	-0,44	-0,58	-0,68
	1,0 s	2,83	4,93	6,90	-0,53	-0,66	-0,81
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>	1,85	3,38	5,08	-0,37	-0,52	-0,66	
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,04	3,42	4,82	-0,40	-0,53	-0,65
	1,5 s	2,20	3,66	5,07	-0,43	-0,56	-0,67
	1,0 s	2,65	4,42	6,02	-0,50	-0,63	-0,72
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>	1,90	3,67	5,34	-0,37	-0,54	-0,68	
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,93	3,67	5,34	-0,38	-0,54	-0,68
	1,5 s	2,01	3,67	5,34	-0,40	-0,54	-0,68
	1,0 s	2,24	3,67	5,34	-0,43	-0,55	-0,68

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.3-2:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körpernah aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>							
		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
Dauer	Last						
	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>						
<b>statisch</b>		1,63	3,08	4,47	-0,34	-0,51	-0,66
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,73	3,44	5,15	-0,36	-0,55	-0,72
	1,5 s	1,83	3,75	5,66	-0,37	-0,58	-0,76
	1,0 s	2,11	4,62	7,11	-0,42	-0,67	-0,88
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>		1,63	3,14	4,84	-0,34	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,76	3,47	5,18	-0,36	-0,54	-0,70
	1,5 s	1,88	3,75	5,55	-0,38	-0,57	-0,73
	1,0 s	2,22	4,52	6,70	-0,44	-0,65	-0,82
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>		1,63	3,10	4,75	-0,34	-0,51	-0,65
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,72	3,34	4,92	-0,35	-0,53	-0,68
	1,5 s	1,80	3,53	5,17	-0,37	-0,55	-0,70
	1,0 s	2,04	4,05	5,94	-0,40	-0,60	-0,76

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-1.3-3:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körpernah aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>							
		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
Dauer	Last						
	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>						
<b>statisch</b>		1,04	2,48	3,93	-0,25	-0,38	-0,51
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,05	2,47	3,89	-0,25	-0,38	-0,52
	1,5 s	1,06	2,47	3,89	-0,26	-0,39	-0,53
	1,0 s	1,07	2,58	4,24	-0,26	-0,40	-0,57
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>		0,97	2,67	4,42	-0,24	-0,36	-0,49
<b>dyn.</b>	2,0 s	0,99	2,67	4,42	-0,24	-0,36	-0,49
	1,5 s	1,01	2,67	4,42	-0,24	-0,36	-0,49
	1,0 s	1,07	2,67	4,42	-0,25	-0,37	-0,49

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

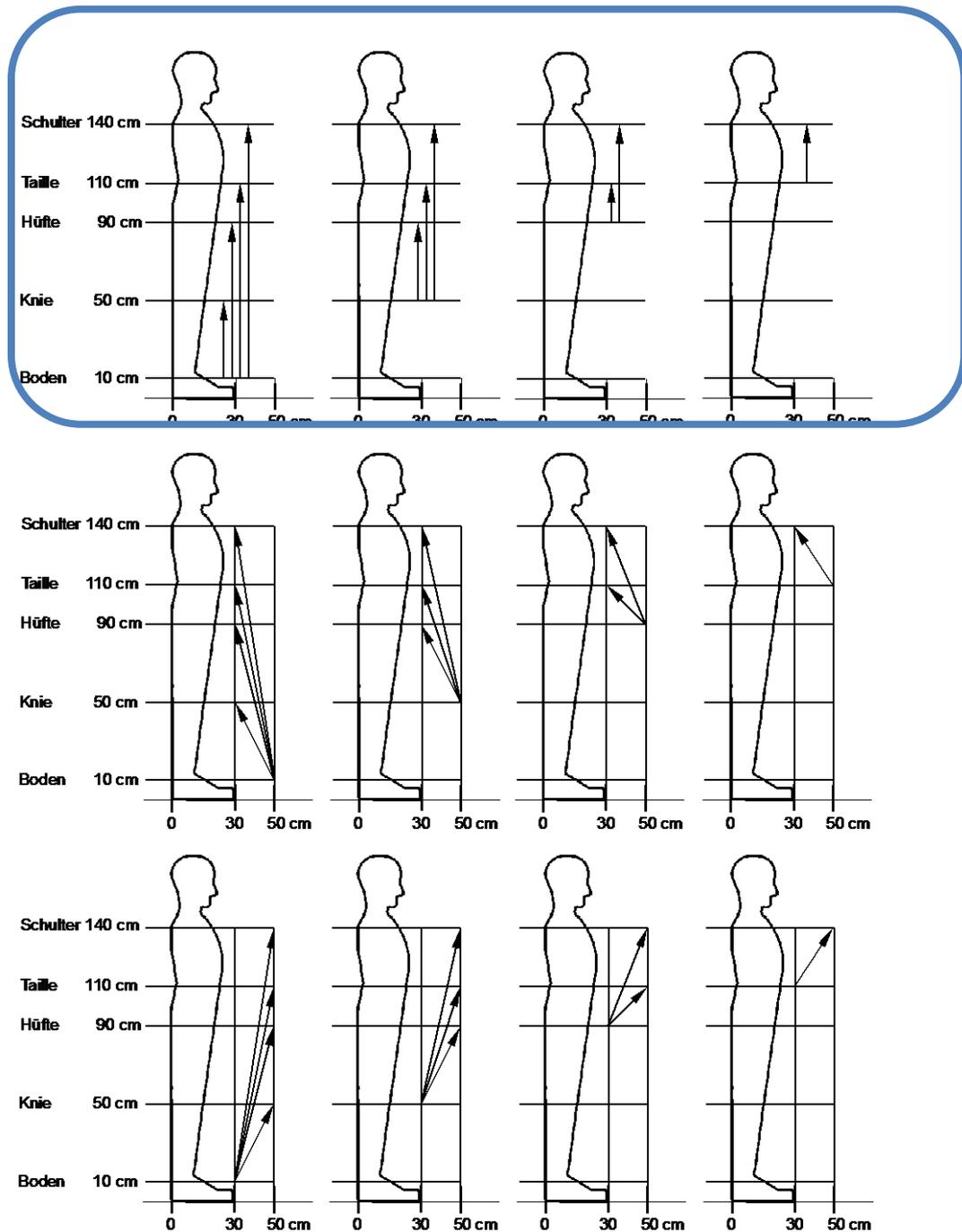
**Tab. A3-1.3-4:** Wirbelsäulenbelastung beim beidhändig sagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für beidhändiges mediansymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 40 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, beidhändig, schräg, körpernah aus Taillenhöhe (110 cm) ...</b>							
Last		Druckkraft (max.) in kN			Sagittal-Scherkraft (max.) in kN		
		0 kg	20 kg	40 kg	0 kg	20 kg	40 kg
Dauer							
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>							
<b>statisch</b>		1,04	2,47	3,89	-0,25	-0,38	-0,51
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,07	2,47	3,89	-0,26	-0,38	-0,51
	1,5 s	1,09	2,47	3,89	-0,26	-0,39	-0,51
	1,0 s	1,17	2,47	3,89	-0,28	-0,39	-0,52

Anhang 3 – Teil 2

Einhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit vertikalem Hubweg

Teil 2.1: Hubwege vertikal – von körpernah auf körpernah



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.1-1:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schulter-sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“, „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, vertikal, körpernah vom Boden (10 cm) ...</b>													
		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
Last	Dauer												
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,83	2,57	3,33	4,08	-0,37	-0,47	-0,57	-0,67	0,03	0,14	0,28	0,42
dyn.	2,0 s	2,10	3,06	4,02	4,98	-0,42	-0,54	-0,67	-0,79	0,03	0,17	0,33	0,49
	1,0 s	2,90	4,48	6,08	7,65	-0,56	-0,75	-0,95	-1,14	0,04	0,31	0,59	0,86
	0,75 s	3,66	5,88	8,10	10,34	-0,68	-0,95	-1,22	-1,45	0,07	0,46	0,86	1,25
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,84	2,63	3,41	4,19	-0,37	-0,48	-0,58	-0,68	0,02	0,14	0,28	0,42
dyn.	2,0 s	2,10	3,02	3,93	4,84	-0,42	-0,54	-0,66	-0,78	0,02	0,16	0,33	0,49
	1,0 s	2,86	4,18	5,48	6,76	-0,55	-0,72	-0,88	-1,05	0,02	0,25	0,48	0,72
	0,75 s	3,58	5,28	6,95	8,59	-0,67	-0,88	-1,09	-1,29	0,03	0,33	0,64	0,96
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,82	2,61	3,40	4,18	-0,37	-0,48	-0,58	-0,69	0,00	0,14	0,28	0,42
dyn.	2,0 s	2,02	2,91	3,79	4,66	-0,40	-0,52	-0,64	-0,75	0,00	0,16	0,31	0,47
	1,0 s	2,60	3,79	4,96	6,12	-0,50	-0,66	-0,81	-0,96	0,01	0,22	0,43	0,65
	0,75 s	3,15	4,64	6,10	7,54	-0,60	-0,79	-0,97	-1,15	0,01	0,28	0,55	0,83
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,82	2,62	3,42	4,22	-0,37	-0,47	-0,58	-0,68	0,00	0,14	0,28	0,42
dyn.	2,0 s	1,90	2,73	3,55	4,36	-0,38	-0,49	-0,60	-0,71	0,00	0,15	0,30	0,44
	1,0 s	2,16	3,12	4,07	5,01	-0,43	-0,55	-0,68	-0,80	0,00	0,17	0,35	0,52
	0,75 s	2,42	3,52	4,60	5,67	-0,47	-0,62	-0,76	-0,89	0,00	0,20	0,40	0,60

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.1-2:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schulter-sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/ „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, vertikal, körpernah aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>														
		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN				
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	
Dauer	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>													
	<b>statisch</b>	1,64	2,46	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,03	0,12	0,25	0,37	
	dyn.	2,0 s	1,78	2,70	3,62	4,54	-0,36	-0,48	-0,60	-0,72	0,03	0,14	0,28	0,41
		1,0 s	2,32	3,63	4,98	6,33	-0,46	-0,62	-0,79	-0,97	0,03	0,22	0,42	0,62
0,75 s		2,87	4,60	6,37	8,10	-0,56	-0,77	-0,99	-1,21	0,04	0,30	0,57	0,84	
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>														
<b>statisch</b>	1,64	2,46	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,02	0,12	0,25	0,37		
dyn.	2,0 s	1,77	2,68	3,58	4,49	-0,36	-0,48	-0,59	-0,71	0,02	0,14	0,27	0,40	
	1,0 s	2,27	3,45	4,62	5,78	-0,45	-0,60	-0,75	-0,90	0,02	0,18	0,35	0,53	
	0,75 s	2,78	4,24	5,66	7,07	-0,54	-0,73	-0,91	-1,08	0,02	0,22	0,44	0,65	
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>														
<b>statisch</b>	1,64	2,46	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,00	0,12	0,25	0,37		
dyn.	2,0 s	1,72	3,31	3,45	4,32	-0,35	-0,58	-0,58	-0,69	0,00	0,24	0,26	0,39	
	1,0 s	2,01	3,05	4,09	5,13	-0,40	-0,54	-0,67	-0,81	0,00	0,16	0,31	0,47	
	0,75 s	2,33	3,54	4,76	5,94	-0,46	-0,62	-0,77	-0,92	0,01	0,19	0,37	0,55	

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.1-3:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schulter-sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/ „statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, vertikal, körpernah aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>													
		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
Dauer	Last												
	<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>												
<b>statisch</b>		0,99	1,59	2,19	2,79	-0,24	-0,31	-0,39	-0,47	0,03	0,12	0,20	0,29
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,03	1,66	2,31	2,96	-0,24	-0,33	-0,41	-0,49	0,03	0,12	0,21	0,31
	1,0 s	1,15	1,94	2,75	3,57	-0,27	-0,37	-0,47	-0,57	0,04	0,14	0,26	0,38
	0,75 s	1,28	2,23	3,21	4,21	-0,29	-0,41	-0,54	-0,66	0,04	0,16	0,31	0,46
<b>... auf Taillehöhe (110 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		0,99	1,59	2,19	2,79	-0,24	-0,31	-0,39	-0,47	0,00	0,09	0,18	0,27
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,01	1,63	2,24	2,85	-0,24	-0,32	-0,40	-0,48	0,00	0,09	0,18	0,27
	1,0 s	1,11	1,78	2,45	3,12	-0,26	-0,34	-0,43	-0,51	0,00	0,10	0,19	0,29
	0,75 s	1,22	1,94	2,67	3,40	-0,28	-0,37	-0,46	-0,55	0,00	0,10	0,21	0,31

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

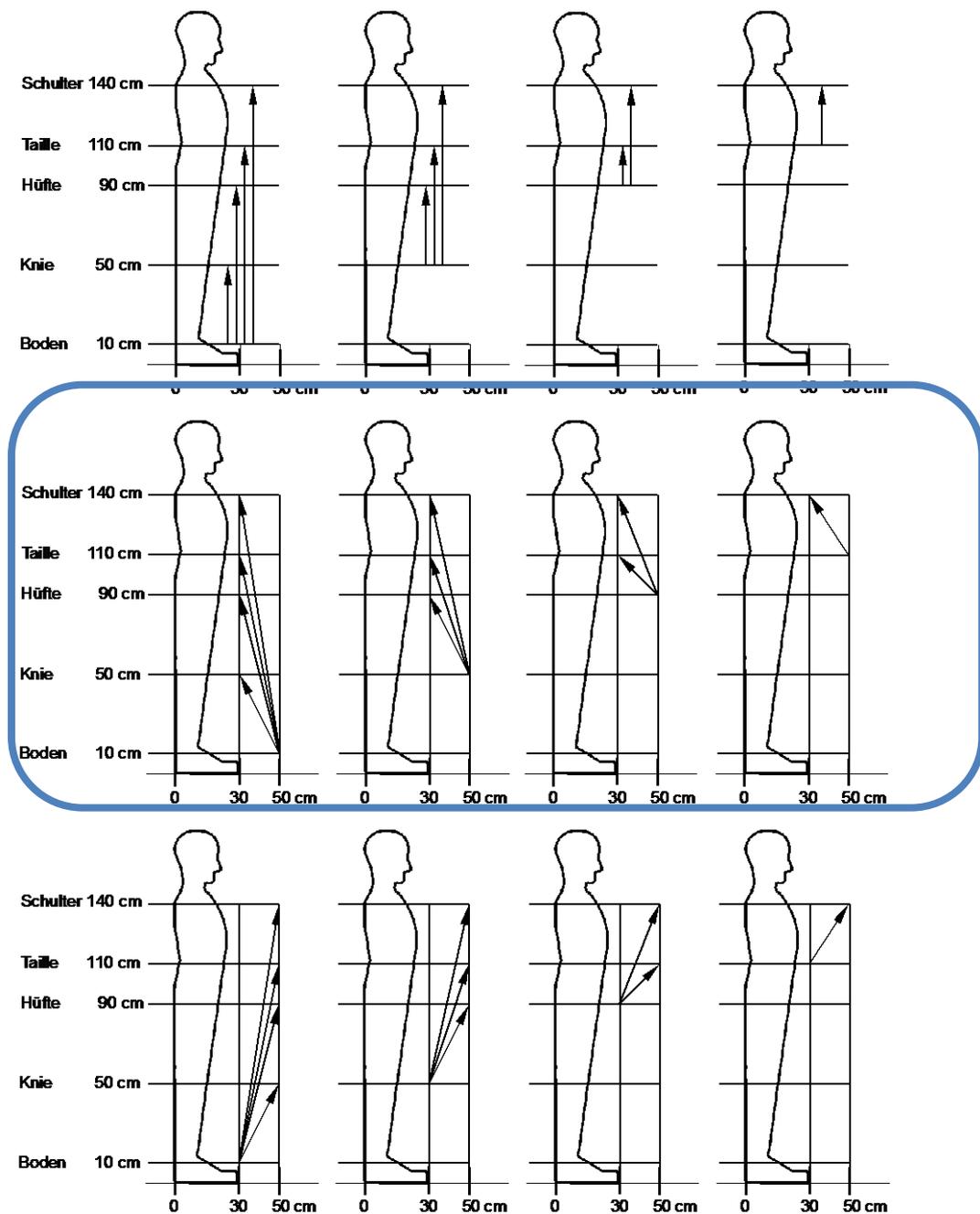
**Tab. A3-2.1-4:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schulter-sagittalen Heben von Lasten, körpernah vertikal, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei vertikalem Hubweg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

Heben, einhändig, vertikal, körpernah aus Taillenhöhe (110 cm) ...													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah													
statisch		0,78	1,34	1,90	2,47	-0,20	-0,26	-0,33	-0,39	0,03	0,11	0,19	0,27
dyn.	2,0 s	0,78	1,33	1,92	2,52	-0,20	-0,26	-0,33	-0,40	0,03	0,11	0,20	0,28
	1,0 s	0,78	1,43	2,16	2,88	-0,20	-0,28	-0,36	-0,44	0,04	0,13	0,22	0,32
	0,75 s	0,78	1,57	2,42	3,28	-0,20	-0,29	-0,39	-0,48	0,05	0,15	0,26	0,37

Anhang 3 – Teil 2

Einhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit schrägem Hubweg

Teil 2.2: Hubwege schräg – von körperfern auf körpernah



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.2-1:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, schräg, körperfern vom Boden (10 cm) ...</b>													
		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
Last	Dauer												
		<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>											
<b>statisch</b>		1,94	2,88	3,80	4,70	-0,38	-0,49	-0,59	-0,69	0,04	0,15	0,29	0,43
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,22	3,34	4,45	5,53	-0,42	-0,55	-0,67	-0,79	0,03	0,19	0,36	0,54
	1,0 s	3,05	4,73	6,41	8,05	-0,56	-0,74	-0,92	-1,10	0,06	0,32	0,60	0,87
	0,75 s	3,84	6,09	8,32	10,49	-0,68	-0,92	-1,16	-1,38	0,09	0,46	0,84	1,22
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,88	2,79	3,68	4,57	-0,37	-0,48	-0,58	-0,69	0,02	0,14	0,28	0,43
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,15	3,22	4,27	5,31	-0,42	-0,54	-0,66	-0,77	0,02	0,17	0,34	0,51
	1,0 s	2,92	4,47	5,98	7,45	-0,55	-0,72	-0,89	-1,05	0,02	0,27	0,53	0,79
	0,75 s	3,65	5,65	7,59	9,54	-0,66	-0,89	-1,10	-1,31	0,03	0,37	0,72	1,08
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,90	2,80	3,69	4,58	-0,37	-0,48	-0,58	-0,68	0,00	0,14	0,28	0,43
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,09	3,10	4,09	5,07	-0,40	-0,52	-0,63	-0,74	0,00	0,16	0,32	0,48
	1,0 s	2,68	4,01	5,30	6,57	-0,50	-0,65	-0,79	-0,93	0,01	0,22	0,45	0,67
	0,75 s	3,25	4,88	6,47	8,01	-0,59	-0,77	-0,95	-1,12	0,02	0,29	0,57	0,86
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,88	2,77	3,65	4,51	-0,37	-0,47	-0,58	-0,68	0,00	0,14	0,28	0,43
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,96	2,89	3,81	4,71	-0,38	-0,49	-0,59	-0,69	0,00	0,15	0,30	0,45
	1,0 s	2,22	3,28	4,32	5,34	-0,42	-0,55	-0,67	-0,79	0,00	0,18	0,36	0,54
	0,75 s	2,49	3,67	4,83	5,97	-0,47	-0,61	-0,75	-0,88	0,01	0,21	0,42	0,63

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.2-2:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, schräg, körperfern aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,81	2,75	3,70	4,65	-0,36	-0,47	-0,58	-0,70	0,03	0,13	0,26	0,39
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,96	2,98	4,02	5,06	-0,39	-0,51	-0,63	-0,76	0,03	0,16	0,31	0,45
	1,0 s	2,49	3,89	5,36	6,85	-0,48	-0,65	-0,82	-1,01	0,05	0,26	0,48	0,69
	0,75 s	3,05	4,84	6,79	8,74	-0,57	-0,80	-1,03	-1,27	0,07	0,36	0,65	0,94
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,81	2,75	3,70	4,65	-0,36	-0,47	-0,58	-0,70	0,02	0,13	0,26	0,39
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,93	2,93	3,93	4,94	-0,38	-0,50	-0,63	-0,75	0,02	0,14	0,28	0,42
	1,0 s	2,39	3,66	4,96	6,26	-0,47	-0,63	-0,79	-0,96	0,02	0,21	0,40	0,60
	0,75 s	2,89	4,46	6,06	7,64	-0,56	-0,76	-0,97	-1,18	0,03	0,27	0,53	0,78
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,81	2,75	3,70	4,65	-0,36	-0,47	-0,58	-0,70	0,00	0,13	0,26	0,39
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,88	2,86	3,85	4,83	-0,37	-0,49	-0,61	-0,73	0,00	0,14	0,27	0,41
	1,0 s	2,18	3,31	4,44	5,57	-0,42	-0,57	-0,71	-0,85	0,01	0,17	0,33	0,50
	0,75 s	2,49	3,78	5,08	6,36	-0,48	-0,64	-0,81	-0,98	0,02	0,20	0,40	0,59

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.2-3:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, schräg, körperfern aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,14	1,93	2,72	3,51	-0,25	-0,34	-0,42	-0,50	0,03	0,11	0,19	0,28
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,18	2,01	2,84	3,68	-0,26	-0,35	-0,43	-0,52	0,03	0,12	0,22	0,32
	1,0 s	1,34	2,38	3,47	4,56	-0,29	-0,40	-0,51	-0,63	0,03	0,17	0,31	0,44
	0,75 s	1,50	2,79	4,15	5,50	-0,31	-0,45	-0,60	-0,76	0,05	0,22	0,39	0,57
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körpernah</b>													
<b>statisch</b>		1,14	1,93	2,72	3,51	-0,25	-0,34	-0,42	-0,50	0,00	0,09	0,19	0,28
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,16	1,98	2,79	3,60	-0,26	-0,34	-0,43	-0,51	0,00	0,10	0,20	0,30
	1,0 s	1,27	2,17	3,07	3,98	-0,28	-0,38	-0,48	-0,58	0,01	0,12	0,24	0,35
	0,75 s	1,39	2,39	3,39	4,39	-0,30	-0,41	-0,53	-0,65	0,01	0,15	0,28	0,42

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.2-4:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schulter-sagittalen Heben von Lasten, schräg von körperfern nach körpernah, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei schrägem Hubweg auf den Körper zu; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

Heben, einhändig, vertikal, körperfern aus Taillenhöhe (110 cm) ...													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
... auf Schulterhöhe (140 cm), körpernah													
statisch		0,85	1,57	2,30	3,02	-0,20	-0,27	-0,33	-0,40	0,03	0,10	0,18	0,25
dyn.	2,0 s	0,88	1,66	2,44	3,22	-0,21	-0,28	-0,36	-0,43	0,03	0,11	0,19	0,28
	1,0 s	0,97	1,96	2,96	3,95	-0,22	-0,32	-0,42	-0,52	0,03	0,15	0,26	0,38
	0,75 s	1,06	2,27	3,49	4,70	-0,23	-0,36	-0,49	-0,62	0,05	0,19	0,34	0,49

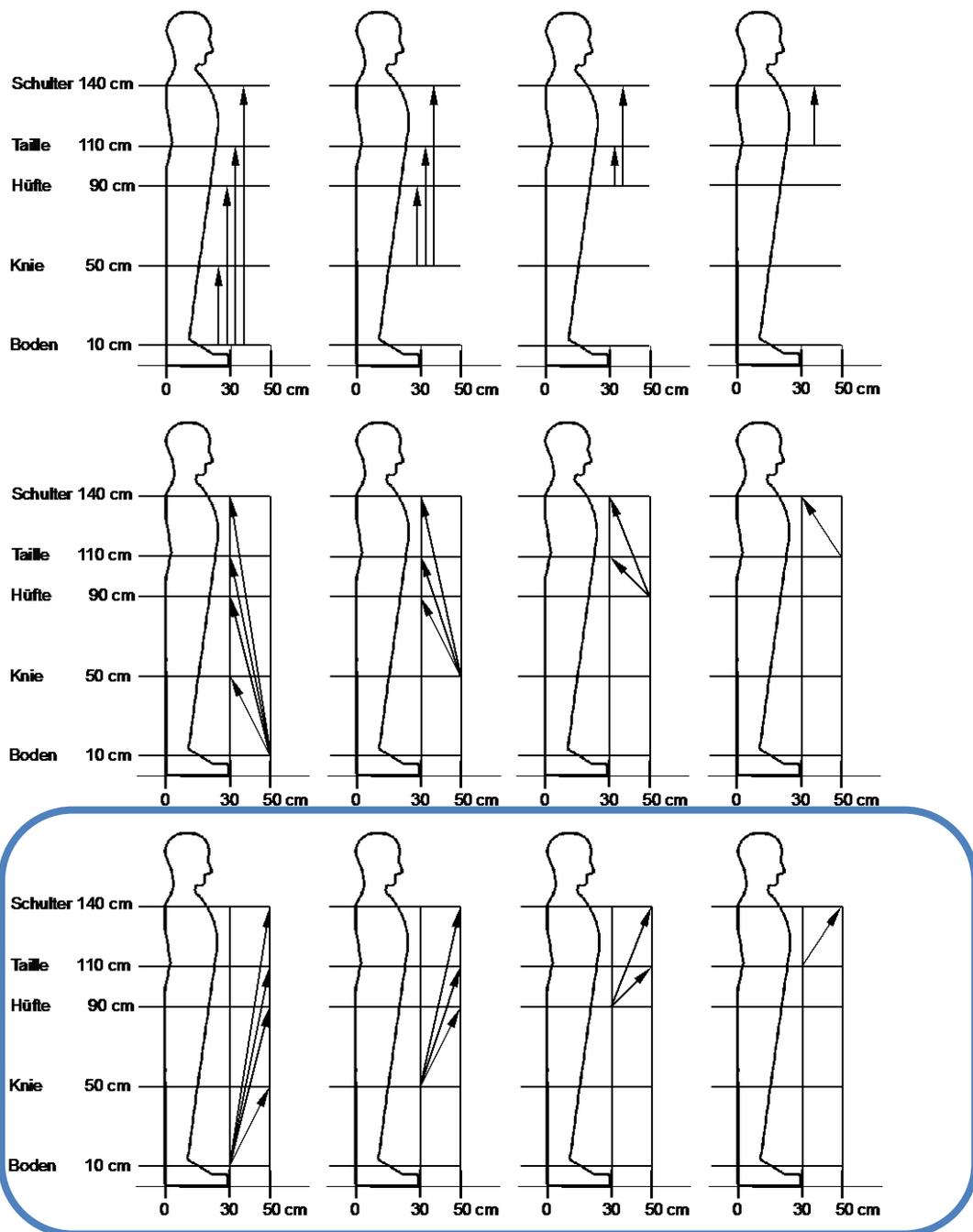
# Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

## Anhang 3 – Teil 2

Einhändiges Heben aus Boden-, Knie-, Hüft- oder Taillenhöhe mit schrägem Hubweg

Teil 2.3: Hubwege schräg – von körpernah auf körperfern



## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.3-1:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, vom Boden – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Bodenhöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, schräg, körpernah vom Boden (10 cm) ...</b>													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,98	2,79	3,61	4,47	-0,39	-0,50	-0,61	-0,71	0,05	0,17	0,31	0,46
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,23	3,23	4,22	5,21	-0,43	-0,56	-0,69	-0,82	0,04	0,21	0,38	0,55
	1,0 s	3,07	4,75	6,42	8,06	-0,56	-0,77	-0,97	-1,16	0,08	0,37	0,66	0,95
	0,75 s	3,85	6,24	8,57	10,85	-0,68	-0,96	-1,23	-1,49	0,12	0,53	0,94	1,36
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,84	2,69	3,57	4,43	-0,37	-0,48	-0,58	-0,68	0,00	0,14	0,28	0,42
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,08	3,04	4,01	4,97	-0,41	-0,53	-0,65	-0,76	0,00	0,16	0,32	0,48
	1,0 s	2,80	4,20	5,57	6,91	-0,53	-0,69	-0,85	-0,99	0,01	0,23	0,46	0,70
	0,75 s	3,48	5,29	7,06	8,79	-0,65	-0,84	-1,02	-1,20	0,01	0,31	0,61	0,92
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,83	2,67	3,51	4,37	-0,37	-0,48	-0,58	-0,68	0,00	0,14	0,28	0,42
<b>dyn.</b>	2,0 s	2,03	2,95	3,86	4,76	-0,40	-0,52	-0,63	-0,74	0,00	0,16	0,31	0,47
	1,0 s	2,62	3,87	5,09	6,30	-0,50	-0,65	-0,80	-0,94	0,00	0,21	0,42	0,63
	0,75 s	3,19	4,76	6,30	7,80	-0,60	-0,78	-0,95	-1,11	0,01	0,27	0,54	0,81
<b>... auf Kniehöhe (50 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,87	2,77	3,70	4,65	-0,37	-0,48	-0,59	-0,70	0,00	0,14	0,28	0,42
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,92	2,77	3,70	4,65	-0,38	-0,49	-0,60	-0,70	0,00	0,15	0,29	0,44
	1,0 s	2,22	3,23	4,22	5,21	-0,44	-0,56	-0,68	-0,80	0,00	0,17	0,35	0,52
	0,75 s	2,53	3,70	4,85	5,99	-0,49	-0,62	-0,76	-0,89	0,00	0,20	0,40	0,60

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.3-2:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Kniehöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Kniehöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

<b>Heben, einhändig, schräg, körpernah aus Kniehöhe (50 cm) ...</b>													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,64	2,46	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,04	0,15	0,26	0,37
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,76	2,69	3,64	4,59	-0,36	-0,48	-0,59	-0,71	0,03	0,15	0,29	0,42
	1,0 s	2,17	3,52	4,90	6,31	-0,43	-0,59	-0,75	-0,92	0,04	0,22	0,42	0,62
	0,75 s	2,60	4,39	6,21	8,11	-0,50	-0,70	-0,92	-1,12	0,04	0,30	0,56	0,83
<b>... auf Taillenhöhe (110 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,84	2,69	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,00	0,12	0,25	0,37
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,76	2,67	3,58	4,50	-0,36	-0,47	-0,58	-0,70	0,00	0,13	0,26	0,39
	1,0 s	2,22	3,38	4,56	5,72	-0,44	-0,58	-0,71	-0,85	0,00	0,16	0,32	0,48
	0,75 s	2,69	4,11	5,52	6,94	-0,52	-0,68	-0,84	-0,99	0,01	0,19	0,38	0,57
<b>... auf Hüfthöhe (90 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,64	2,46	3,28	4,10	-0,34	-0,44	-0,55	-0,66	0,00	0,12	0,25	0,37
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,72	2,60	3,48	4,36	-0,35	-0,46	-0,57	-0,68	0,00	0,13	0,25	0,38
	1,0 s	2,04	3,07	4,56	5,17	-0,41	-0,53	-0,71	-0,78	0,00	0,14	0,32	0,44
	0,75 s	2,37	3,57	4,79	5,99	-0,46	-0,60	-0,74	-0,88	0,01	0,16	0,33	0,49

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.3-3:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Hüfthöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Hüfthöhe auf verschiedene Zielhöhen bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

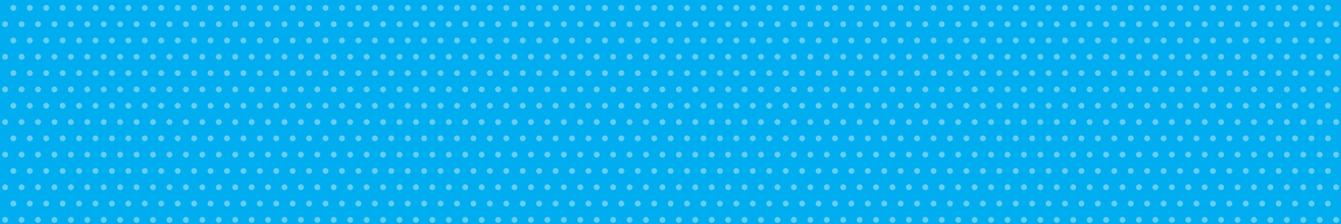
<b>Heben, einhändig, schräg, körpernah aus Hüfthöhe (90 cm) ...</b>													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
<b>... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		1,10	1,81	2,51	3,22	-0,27	-0,35	-0,42	-0,50	0,03	0,12	0,21	0,31
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,11	1,81	2,51	3,21	-0,27	-0,35	-0,42	-0,51	0,03	0,12	0,22	0,31
	1,0 s	1,15	1,84	2,67	3,51	-0,28	-0,35	-0,45	-0,55	0,03	0,14	0,25	0,37
	0,75 s	1,18	1,94	2,92	3,89	-0,29	-0,36	-0,48	-0,59	0,04	0,16	0,29	0,43
<b>... auf Tailenhöhe (110 cm), körperfern</b>													
<b>statisch</b>		0,99	1,60	2,30	3,02	-0,24	-0,31	-0,39	-0,47	0,00	0,09	0,18	0,27
<b>dyn.</b>	2,0 s	1,02	1,62	2,30	3,02	-0,24	-0,32	-0,39	-0,47	0,00	0,09	0,18	0,27
	1,0 s	1,12	1,69	2,37	3,07	-0,26	-0,32	-0,39	-0,47	0,01	0,09	0,18	0,27
	0,75 s	1,22	1,77	2,47	3,20	-0,27	-0,33	-0,39	-0,47	0,01	0,10	0,20	0,30

## Projekt MEGAPHYS – Arbeitspaket 1 – Literaturrecherche

Aktuelle Übersicht zu relevanten Bewertungsverfahren

**Tab. A3-2.3-4:** Wirbelsäulenbelastung beim einhändig schultersagittalen Heben von Lasten, schräg von körpernah nach körperfern, aus Taillenhöhe – Maxima der Druck- und Scherkräfte an der lumbosakralen Bandscheibe für einhändiges, unsymmetrisches, verschieden schnell ausgeführtes Heben unterschiedlicher Lasten bis 15 kg von Taillenhöhe auf Schulterhöhe bei schrägem Hubweg vom Körper weg; Berücksichtigung bzw. Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit: „dynamisch“/„statisch“ (2. Nachkommastelle nur zur Trend-Verdeutlichung)

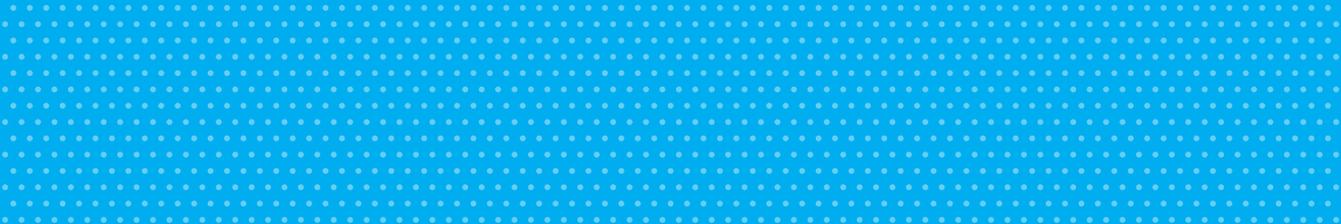
Heben, einhändig, schräg, körpernah aus Taillenhöhe (110 cm) ...													
Last Dauer		Druckkraft (max.) in kN				Sagittal-Scherkraft (max.) in kN				Lateral-Scherkraft (max.) in kN			
		0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg	0 kg	5 kg	10 kg	15 kg
... auf Schulterhöhe (140 cm), körperfern													
statisch		1,10	1,81	2,51	3,21	-0,27	-0,35	-0,42	-0,50	0,03	0,12	0,21	0,31
dyn.	2,0 s	1,13	1,81	2,51	3,21	-0,27	-0,35	-0,43	-0,51	0,03	0,12	0,21	0,31
	1,0 s	1,25	1,86	2,51	3,21	-0,30	-0,37	-0,44	-0,51	0,04	0,12	0,21	0,31
	0,75 s	1,38	1,92	2,51	3,21	-0,32	-0,39	-0,45	-0,52	0,04	0,13	0,23	0,33



# Teil D

**Ebenenübergreifende Evaluierung: Vergleich der Belastungsbewertungen aus der MEGAPHYS-Feldstudie (Methodenebenen Spezielles Screening, Experten-Screening und Messtechnische Analyse)**





# Teil D.1

## Vergleich der Belastungsbewertungen des Speziellen Screenings und des Experten-Screenings

### Autoren

M. Oberle<sup>1</sup>, M. Schust<sup>2</sup>, H. Märki<sup>1</sup>, K. Berg<sup>1</sup>, R. Bruder<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Arbeitswissenschaft der  
TU Darmstadt (IAD)

<sup>2</sup> Bundesanstalt für Arbeitsschutz und  
Arbeitsmedizin (BAuA)



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Methodik</b> .....	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Ergebnisübersicht</b> .....	<b>4</b>
3.1	Lastenhandhabung .....	4
3.1.1	Heben, Halten, Tragen (HHT).....	4
3.1.2	Ziehen & Schieben (ZS).....	7
3.2	Manuelle Arbeitsprozesse /repetitive Belastungen oberer Extremitäten.....	9
3.3	Aktionskräfte.....	11
3.4	Körper(zwangs)haltung.....	13
3.5	Körperbewegung .....	15
3.6	Summarische Belastung .....	15
<b>4</b>	<b>Zusammenfassung und Diskussion</b> .....	<b>18</b>
<b>5</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>21</b>
5.1	Auswertung für Belastungsart „Handhaben von Lasten“ .....	21
5.1.1	Auswertung für Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für Punktwerte .....	21
5.1.2	Auswertung für Belastungsart HvL für Kategorien (nur exponiert).....	29
5.2	Auswertung für Belastungsart „Manuelle Arbeitsprozesse“/rep. Belastungen .....	32
5.2.1	Auswertung für Belastungsart für Punktwerte .....	32
5.2.2	Auswertung für Belastungsart für Kategorien (nur exponiert).....	35
5.3	Auswertung für Belastungsart „Aktionskräfte“ .....	38
5.3.1	Auswertung für Belastungsart „Aktionskräfte“ für Punktwerte .....	38
5.3.2	Auswertung für Belastungsart AK für Kategorien (nur exponiert) .....	44
5.4	Auswertung für Belastungsart „Körper(zwangs)haltung“ .....	47
5.4.1	Auswertung für Belastungsart „Körper(zwangs)haltung“ für Punktwerte .....	47
5.4.2	Auswertung für Belastungsart KH für Kategorien (nur exponiert) .....	51
5.5	Auswertung für Belastungsart „Körperbewegung“ .....	52
5.6	Auswertung Max Risikokategorie/ Punktwert E1 zu Gesamtbewertung E2 .....	52
5.6.1	Auswertung für die Gesamtbelastung für Punktwerte .....	52
5.6.2	Auswertung der Gesamtbelastung für Kategorien.....	55
<b>6</b>	<b>Literatur</b> .....	<b>62</b>
<b>7</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>62</b>
<b>8</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>62</b>

# 1 Einleitung

Als Teil der Konvergenzanalyse erfolgt ein Vergleich zwischen den Bewertungsergebnissen des Speziellen Screenings (E1) und des Expertenscreenings (E2). Hierzu werden die Bewertungsergebnisse beider Verfahren verglichen. Zur statistischen Absicherung und als Maß der Übereinstimmung der beiden Bewertungsverfahren werden verschiedene Korrelations- und Konkordanzmaße berechnet. „Konvergenz“ wird im Folgenden als Begriff sowohl für den linearen Zusammenhang (Korrelation) als auch für die Übereinstimmung (Konkordanz) verwendet.

Das methodische Vorgehen zur Konvergenzanalyse wird im Folgenden näher erläutert.

## 2 Methodik

Im Folgenden wird das Vorgehen zur vergleichenden Auswertung der bewerteten Arbeitsplätze des Speziellen Screenings sowie des Expertenscreenings beschrieben. In der Auswertung wird jede Belastungsart und final die Gesamtbewertung verglichen. Pro Belastungsart erfolgt eine getrennte Betrachtung zunächst für die Punktwerte und anschließend für die kategorialen Bewertungen.

Zu Beginn erfolgt die Auswahl der Stichprobe, die für den jeweiligen Vergleich zur Verfügung steht. Insgesamt liegen für E1 und E2 Bewertungen für 70 Arbeitsplätze vor. Da nicht jede Belastungsart an jedem Arbeitsplatz vorkommt und zudem teilweise unterschiedliche Einschätzungen der Belastungsarten vorliegen, sind zunächst die Fälle zu evaluieren, in denen eine übereinstimmende Bewertung in einer Belastungsart für beide Verfahren vorliegt. Entsprechend werden pro Belastungsart nur jene Fälle für die weitere Auswertung betrachtet, für die sowohl für E1 als auch E2 eine Bewertung vorliegt. Nach der Datenauswahl erfolgt ein deskriptiver Vergleich der Bewertungen. Für die Punktwerte wird hierfür ein Scatterplot erzeugt. Für die kategorialen Bewertungen eine Kreuztabelle. An Hand beider Betrachtungen lassen sich erste Tendenzen hinsichtlich der Übereinstimmung der Bewertungen feststellen.

Der statistische Vergleich der Bewertungen beginnt zunächst mit einem Test auf Normalverteilung. Basierend auf dessen Ergebnis werden entsprechend parametrische oder nicht-parametrische Verfahren zur Korrelationsanalyse angewendet. Im Fall der Punktbewertung wird für normalverteilte Werte die Korrelation nach Pearson berechnet. Andernfalls wird die Korrelation nach Spearman oder, im Fall von geringen Fallzahlen (<20 Fälle), nach Kendall's Tau berechnet. Für die kategorialen Bewertungen wird das gleiche Vorgehen zur Auswahl eines Korrelationsverfahrens verwendet, mit dem Zusatz, dass zusätzlich Cohen's Kappa als weiterer Wert berechnet wird.

Die Interpretation der errechneten Korrelationskoeffizienten erfolgt in Anlehnung an das Studienprotokoll (vgl. Klußmann et al., 2015), wobei für die verbale Beschreibung der Stärke des Zusammenhangs folgende Bewertung verwendet wird.

0 bis < 0,3    kein Zusammenhang

0,3 bis < 0,5    schwach

0,5 bis < 0,7    mittel

0,7 bis < 0,85    stark

0,85 bis 1,0    sehr stark

Zur Interpretation von Cohen's Kappa wird die in Abbildung 1 dargestellte Interpretationstabelle angewendet.

<u>Kappa Statistic</u>	<u>Strength of Agreement</u>
<0.00	Poor
0.00–0.20	Slight
0.21–0.40	Fair
0.41–0.60	Moderate
0.61–0.80	Substantial
0.81–1.00	Almost Perfect

Abbildung 1: Interpretationstabelle von Cohen's Kappa (Landis & Koch, 1977).

Für die Berechnungen wurde SPSS verwendet. Die Teststärke (Power) für die Korrelationen wurde post hoc mit dem Programm GPower berechnet. (Correlation: Bivariat normal model). Das Programm enthält keine Berechnung für Kendall's Tau. Im Folgenden wird ersatzweise die Teststärke für Pearson / Spearman's Rho berechnet und angegeben unter der Annahme, dass die Teststärke von Kendall's Tau üblicherweise geringer ist. Für Cohen's Kappa bestand keine Möglichkeit, die erreichte Teststärke ad hoc zu berechnen. Im Studienprotokoll ist angegeben, dass eine Grundlage von 100 Datensätzen hierbei ausrechenend sein sollte, um statistische Zusammenhänge zeigen zu können. Diese Anzahl wurde nicht erreicht.

### 3 Ergebnisübersicht

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Konvergenzanalyse zusammengefasst. Eine ausführliche Darstellung der Zwischenergebnisse und weitere Statistiken finden sich im Anhang.

#### 3.1 Lastenhandhabung

Der Vergleich der Belastungsart Lastenhandhabung wird im Folgenden getrennt für Heben, Halten, Tragen (HHT) sowie Ziehen & Schieben (ZS) verglichen. Hierfür werden Zwischenergebnisse des Expertenscreenings verwendet, welches ansonsten einen Gesamtwert für die Lastenhandhabung ermittelt. Die metrischen Punktwerte der Zwischenergebnisse wurden nach denselben Kriterien kategorisiert wie die Gesamt-Punktwerte der Lastenhandhabung (<10, <25, <50 und >=50). Da beide Verfahren unterschiedliche Bewertungen für Männer und Frauen angeben, wird auch im Folgenden die Auswertung jeweils für Männer und Frauen durchgeführt.

Auf Grund der starken Ähnlichkeit in der Berechnung des Risikos der beiden Verfahren ist insgesamt eine gute Übereinstimmung zu erwarten. Tabelle 1 zeigt die grundlegende Einschätzung für die Belastungsart differenziert nach HHT, ZS sowie HHT & ZS für alle Fälle. Hierbei liegt eine vollständige Übereinstimmung der Einschätzung zwischen den beiden Bewertungsmethoden vor. Demnach wurden an allen Arbeitsplätzen die Belastungsart Lastenhandhabung identisch charakterisiert.

Tabelle 1: Kreuztabelle der Bewertungen der Lastenhandhabungsarten HHT, ZS sowie HHT und ZS zwischen E1 und E2

		E2 ExpS Lastenhandhabungskategorie				Gesamt
		keine LHH	HHT	ZS	HHT und ZS	
E1 SpeS Lastenhandhabungs-kategorie	keine LHH	14	0	0	0	14
	HHT	0	27	0	0	27
	ZS	0	0	12	0	11
	HHT und ZS	0	0	0	17	18
Gesamt		14	27	12	17	70

##### 3.1.1 Heben, Halten, Tragen (HHT)

Für das Spezielle Screening liegen 45 exponierte und bewertete Fälle für HHT vor. Das Expertenscreening bewertet hingegen 27 von 70 Fällen als exponiert für HHT, wobei alle Fälle übereinstimmend zu E1 sind. Entsprechend wird die Auswertung für HHT für 27 Fälle durchgeführt. Unabhängig der weiteren Ergebnisse lässt sich grundlegend festhalten, dass beide Verfahren sich wohl in der Identifizierung der Belastungsart HHT teilweise unterscheiden, wobei beim Speziellen Screening allgemein häufiger Belastung als HHT gewertet werden.

Abbildung 2 zeigt den Scatterplot für Männer (links) und Frauen (rechts) für die Punktbewertungen für E1 und E2. Die Skalen wurden hinsichtlich ihrer Bedeutung für die Risikokategorien angepasst. Dabei entsprechen z.B. 10 Punkte bei E2 20 Punkten bei E1. Wie zu erwarten zeigt sich grundlegend eine gute Übereinstimmung der Punktwerte.

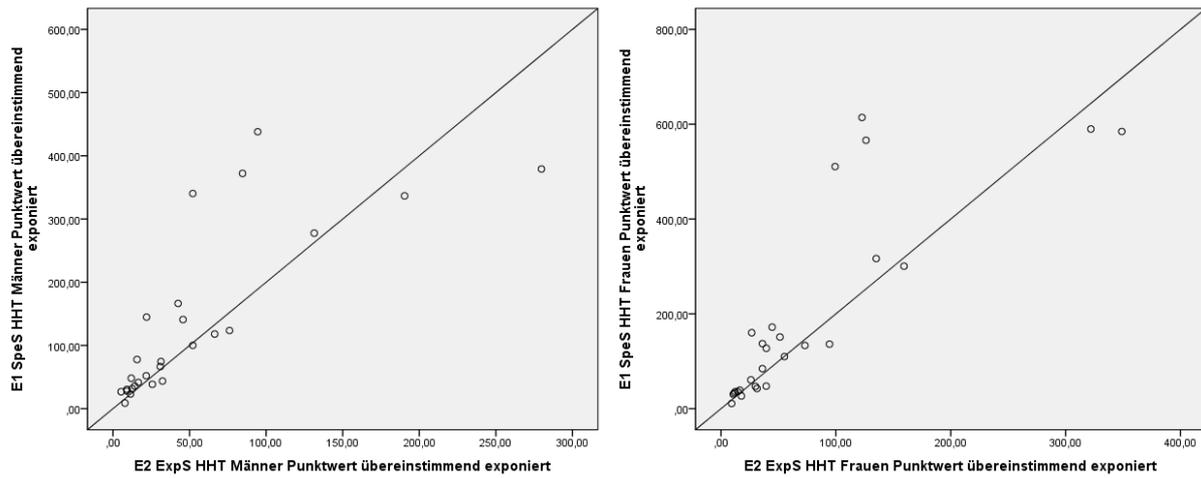


Abbildung 2: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Heben, Halten, Tragen. Links: Männer, Rechts: Frauen.

Die gute Übereinstimmung lässt sich ebenfalls bei Betrachtung der kategorialen Bewertungen feststellen. Für die Männer stimmen dabei 17 der 27 Bewertungen überein (siehe Tabelle 2); für die Frauen 20 der 27 Bewertungen (siehe Tabelle 3).

Tabelle 2: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Heben, Halten, Tragen für E1 und E2

		E2 ExpS HHT Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS HHT Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	gering	1	0	0	0	1
	erhöht	3	5	2	0	10
	wesentlich erhöht	0	2	2	0	4
	hoch	0	1	2	9	12
Gesamt		4	8	6	9	27

Tabelle 3: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Heben, Halten, Tragen für E1 und E2

		E2 ExpS HHT Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS HHT Frauen	gering	1	0	0	0	1
Risikokategorie 0-4	erhöht	0	6	3	0	9
übereinstimmend exponiert	wesentlich erhöht	0	0	2	0	2
	hoch	0	0	4	11	15
Gesamt		1	6	9	11	27

Sowohl für die Punktwerte als auch für die kategoriale Bewertung lässt sich keine Normalverteilung feststellen, weshalb die Berechnung der Korrelation nach dem Spearman-Verfahren erfolgt.

Die Punktwerte für die Belastungsart Heben-Halten-Tragen korrelieren signifikant ( $p < 0,0005$ ) mit einem  $r_{s,Männer} = 0,902$  bzw.  $r_{s,Frauen} = 0,904$  ( $1-\beta > 0,99$ ).

Die Risikokategorien für die Belastungsart Heben-Halten-Tragen korrelieren signifikant ( $p < 0,0005$ ) mit einem  $r_{s,Männer} = 0,812$  bzw.  $r_{s,Frauen} = 0,848$  ( $1-\beta > 0,97$ ). Es besteht eine signifikante mittlere Übereinstimmung für die Risikokategorien für Männer ( $\kappa = 0,474$ ;  $p < 0,0005$ ; siehe Tabelle 4) und sogar eine signifikant substantielle Übereinstimmung für Frauen ( $\kappa = 0,615$ ;  $p < 0,0005$ ; siehe Tabelle 5).

Tabelle 4: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für Heben, Halten, Tragen

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise $t^b$	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,474	,121	4,055	,000
Anzahl der gültigen Fälle		27			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Tabelle 5: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für Heben, Halten, Tragen

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,615	,112	5,319	,000
Anzahl der gültigen Fälle		27			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Beide Verfahren weisen eine sehr starke Korrelation hinsichtlich der Bewertung der Belastungsart Heben, Halten, Tragen in den metrischen Werten (Punktwerten) und eine starke Korrelation in den Risikokategorien auf. Die Übereinstimmung der Risikokategorien ist bei den Männern moderat, bei den Frauen substantiell.

### 3.1.2 Ziehen & Schieben (ZS)

Für Ziehen & Schieben liegen 45 von 70 Fällen als exponiert für das Spezielle Screening vor. Das Expertenscreening identifiziert dagegen nur 29 der 70 Fälle als exponiert. Allerdings ergeben sich im Vergleich lediglich 12 übereinstimmend exponierte Fälle. Dies zeigt erneut eine differente Herangehensweise zur Einschätzung der Belastungsart Ziehen & Schieben zwischen den Verfahren.

Die vergleichenden Scatterplots für die 12 übereinstimmend exponierten Fälle (Abbildung 3, links für Männer, rechts für Frauen) deuten auf eine gute Übereinstimmung hin, mit einer leichten Tendenz einer höheren Punktbewertung seitens von E2.

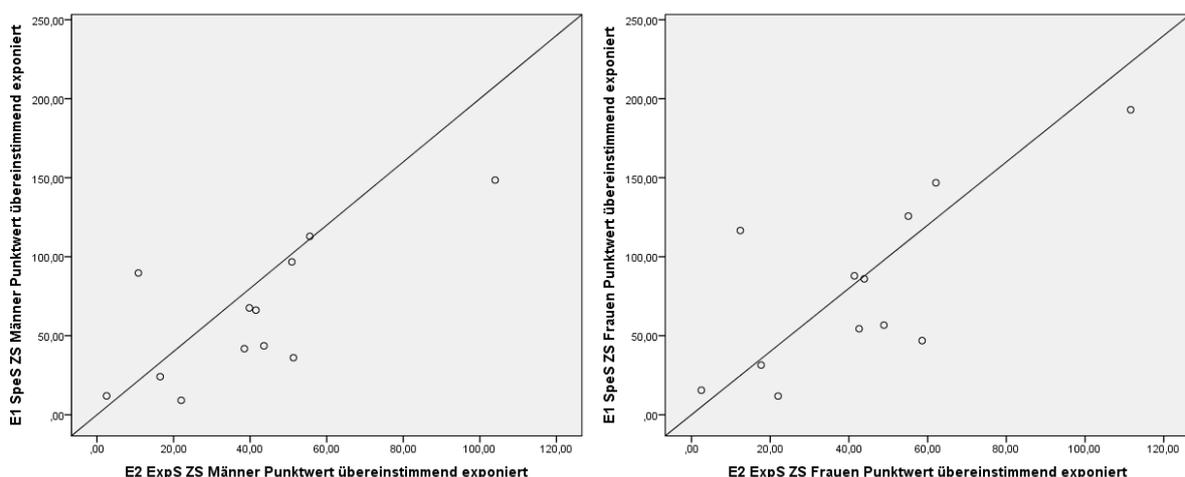


Abbildung 3: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Ziehen & Schieben. Links: Männer, Rechts: Frauen.

Dies zeigt sich ebenfalls bei Betrachtung der kategorialen Bewertung. Für die Männer stimmen 6 Bewertungen überein, wobei 5 der übrigen Bewertungen seitens von E2 höher eingeschätzt werden als bei E1 (siehe Tabelle 6). Für Frauen gibt es eine höhere Übereinstimmung, insgesamt für 9 der 12 Fälle (siehe Tabelle 7).

Tabelle 6: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Ziehen & Schieben für E1 und E2

		E2 ExpS ZS Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS ZS Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	gering	1	1	0	0	2
	erhöht	0	1	2	1	4
	wesentlich erhöht	0	1	2	1	4
	hoch	0	0	0	2	2
Gesamt		1	3	4	4	12

Tabelle 7: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Ziehen & Schieben für E1 und E2

		E2 ExpS ZS Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS ZS Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	gering	1	1	0	0	2
	erhöht	0	1	0	1	2
	wesentlich erhöht	0	0	4	0	4
	hoch	0	1	0	3	4
Gesamt		1	3	4	4	12

Für die Punktbewertung kann nach Prüfung eine Normalverteilung der Daten angenommen werden, weshalb die Korrelation folgend nach Pearson berechnet wird. Die kategorialen Bewertungen sind nicht normal verteilt. Auf Grund der Stichprobengröße wird die Korrelation nach Kendall's Tau berechnet.

Die Punktwerte für die Belastungsart Ziehen & Schieben korrelieren nach Person signifikant ( $p = 0,003$ ) mit einem  $r_{\text{Männer}} = 0,743$  bzw.  $r_{\text{Frauen}} = 0,739$  ( $1-\beta < 0,45$ ). Auf Grund des geringen Stichprobenumfangs von 12 Fällen und der damit verbundenen geringen Teststärke von weniger als 45% ist das Ergebnis jedoch nur bedingt aussagekräftig.

Die Risikokategorien für die Belastungsart Ziehen & Schieben korrelieren nach Kendall's Tau signifikant ( $p_{\text{Männer}} = 0,012$ ;  $p_{\text{Frauen}} = 0,017$ ) mit einem  $\tau_{\text{Männer}} = 0,583$  ( $1-\beta = 0,31$ ) bzw.  $\tau_{\text{Frauen}} = 0,544$  ( $1-\beta = 0,29$ ). Nach Cohen's Kappa ergibt sich für die kategoriale Bewertung der Männer eine geringe aber nicht signifikante Übereinstimmung ( $\kappa = 0,321$ ;  $p = 0,054$ ; siehe Tabelle 8).

Für die Frauen ergibt sich eine signifikant substantielle Übereinstimmung ( $\kappa = 0,654$ ;  $p < 0,0005$ ; siehe Tabelle 9).

*Tabelle 8: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für Ziehen & Schieben*

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,321	,199	1,930	,054
Anzahl der gültigen Fälle		12			

- a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.
- b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

*Tabelle 9: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für Ziehen & Schieben*

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,654	,165	3,793	,000
Anzahl der gültigen Fälle		12			

- a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.
- b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Tendenziell lässt sich eine Konvergenz beider Verfahren für Ziehen & Schieben feststellen. Die Übereinstimmung der Risikokategorien war für Ziehen & Schieben wie beim Heben, Halten, Tragen bei den Frauen höher als bei den Männern. Auf Grund der geringen Fallzahl und der damit verbundenen geringen Teststärke sind die Ergebnisse jedoch nur bedingt aussagekräftig und sollten in Zukunft an Hand einer umfangreicheren Stichprobe verifiziert werden.

### 3.2 Manuelle Arbeitsprozesse /repetitive Belastungen oberer Extremitäten

Für das Spezielle Screening liegen 21 der 70 Fälle als exponiert für manuelle Arbeitsprozesse vor. Seitens des Expertenscreenings ergeben sich 34 exponierte Fälle. Im Vergleich der Verfahren ergeben sich 17 übereinstimmend exponierte Fälle. Entsprechend zeigt sich generell ein geringer Unterschied in der Identifizierung der Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse zwischen beiden Verfahren. Beide Verfahren unterscheiden nicht zwischen dem Geschlecht, weshalb folgend ebenfalls keine Differenzierung erfolgt.

Abbildung 4 zeigt den Scatterplot für die 17 übereinstimmend exponierten Fälle. Tendenziell scheint es eine gute Übereinstimmung der Punktwerte zu existieren, wobei für das Spezielle Screening mehrfach höhere Werte vorliegen.

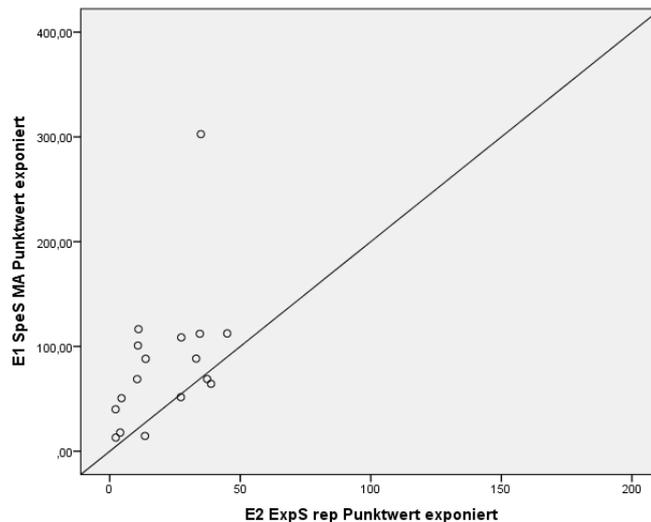


Abbildung 4: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse.

Dies lässt sich bei Betrachtung der kategorialen Bewertung bestätigen. Hierbei liegen 6 Übereinstimmungen vor, wobei in 10 der 11 übrigen Fälle eine höhere Bewertung seitens des Speziellen Screenings erfolgt (siehe Tabelle 10).

Tabelle 10: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse für E1 und E2

		E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4					Gesamt
		nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4	nicht exponiert	48	0	0	0	2	50
	gering	2	2	1	0	0	5
	erhöht	1	1	0	0	0	2
	wesentlich erhöht	0	1	2	4	0	7
	hoch	0	0	2	4	0	6
Gesamt		51	4	5	8	2	70

Auf Grund des Stichprobenumfangs sowie der Verteilungsform (jeweils nicht normalverteilt), wird folgend die Korrelation nach Kendall's Tau berechnet.

Die Punktwerte für die Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse korrelieren signifikant ( $p = 0,005$ ) mit einem  $\tau_b = 0,456$  ( $1-\beta = 0,16$ ). Wegen der geringen Teststärke lässt sich lediglich eine Tendenz zur Korrelation der Punktwerte festhalten.

Die Risikokategorien für die Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse korrelieren signifikant ( $p = 0,011$ ) mit einem  $\tau_b = 0,508$  ( $1-\beta = 0,33$ ). Unter Berücksichtigung von Cohen's Kappa (siehe Tabelle 11) lässt sich jedoch keine signifikante Übereinstimmung belegen.

Tabelle 11: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen von E1 und E2 für Manuelle Arbeitsprozesse

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,134	,122	1,183	,237
Anzahl der gültigen Fälle		17			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Demnach lässt sich zusammenfassend zwar eine Tendenz zur schwachen bis mittleren Korrelation der metrischen und kategorialen Bewertungen beider Verfahren erkennen, jedoch nicht statistisch belegen. Dies ist ebenfalls dem Umstand der geringen Fallzahlen und der damit verbundenen geringen Teststärke geschuldet. Die Übereinstimmung der Risikokategorien scheint geringfügig zu sein. Entsprechend empfiehlt sich eine weitere Untersuchung des Sachverhalts unter Verwendung einer größeren Stichprobe.

### 3.3 Ganzkörperkräfte / Aktionskräfte

Für das Spezielle Screening liegen 13 von 70 exponierte Fälle für Ganzkörperkräfte vor. Seitens des Expertenscreenings sind es 7 Fälle für Aktionskräfte. Übereinstimmend ergeben sich 5 Fälle, in denen beide Verfahren eine exponierte Belastung feststellen. Insgesamt liegen nur wenige Bewertungen für Aktionskräfte vor. Auf Grund der Datenlage ist die folgende Auswertung bestenfalls explorativ.

Abbildung 5 zeigt Scatterplots für die Punktwerte der 5 exponierten Fälle für Männer (links) und Frauen (rechts). Bis auf einen Fall scheint eine recht gute Übereinstimmung der Bewertung vorzuliegen.

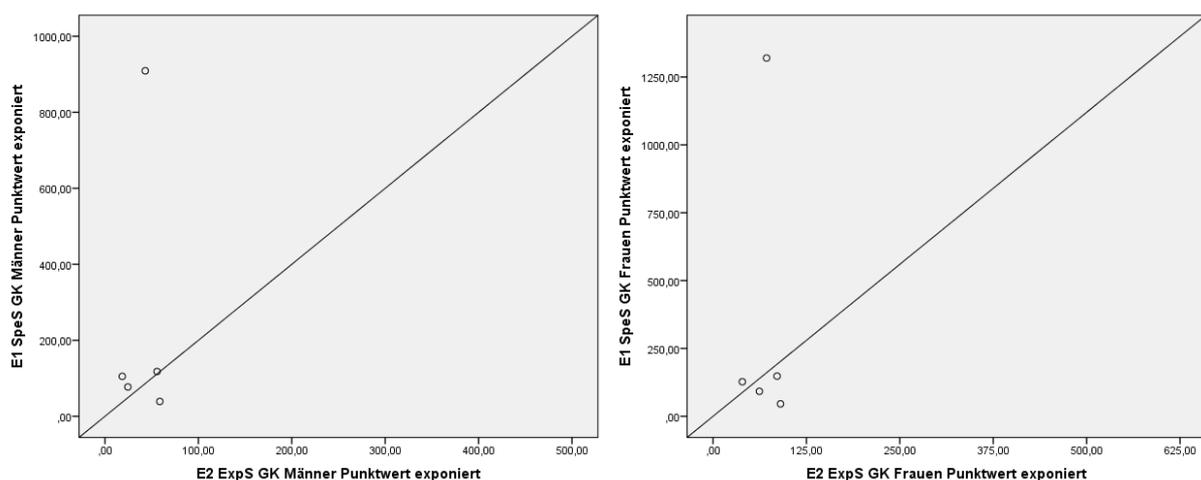


Abbildung 5: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Aktionskräfte. Links: Männer, Rechts: Frauen.

Bei der Betrachtung der kategorialen Bewertungen für Männer (siehe Tabelle 12) ergibt sich lediglich eine Übereinstimmung, wobei die Bewertungen seitens des Speziellen Screenings eine höhere Bewertung erzielen. Für Frauen (siehe Tabelle 13) ergibt sich eine gleichmäßigere Verteilung, wobei 2 Fälle übereinstimmen.

*Tabelle 12: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Aktionskräfte für E1 und E2*

		E2 ExpS GK Männer Risikokategorien 0-4				Gesamt
		nicht exponiert	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS GK Männer Risikokategorie 0-4	nicht exponiert	56	0	1	0	57
	erhöht	4	0	0	1	5
	wesentlich erhöht	1	1	0	0	2
	hoch	3	1	1	1	6
Gesamt		64	2	2	2	70

*Tabelle 13: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Aktionskräfte für E1 und E2*

		E2 ExpS GK Frauen Risikokategorien 0-4			Gesamt
		nicht exponiert	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS GK Frauen Risikokategorie 0-4	nicht exponiert	56	0	1	57
	erhöht	4	0	1	5
	wesentlich erhöht	1	0	1	2
	hoch	3	1	2	6
Gesamt		64	1	5	70

Auf Grund der geringen Fallzahl sowie der Verteilung der Daten wird folgend Kendall's Tau als Korrelationsmaß verwendet.

Für die Punktwerte kann keine signifikante Korrelation zwischen E1 und E2 festgestellt werden. Gleiches ergibt sich ebenfalls für die kategorialen Ergebnisse. Auch für Cohen's Kappa lässt sich keine signifikante Übereinstimmung feststellen.

Entsprechend lässt sich auf Grund des Stichprobenumfangs keine Aussage bezüglich der Konvergenz beider Verfahren treffen.

### 3.4 Körper(zwangs)haltung

Das Verfahren zum Speziellen Screening unterscheidet bei der Körper(zwangs)haltung (KH) zwischen drei Einzelwertungen für Rumpf, Arme sowie Beine. Zudem wird das Maximum aus diesen drei Werten als Gesamtmaß für die Einschätzung der Körper(zwangs)haltung bestimmt. Seitens des Expertenscreenings erfolgt eine summarische Bewertung der Körper(zwangs)haltung. Daher liegen keine einzelnen Werte für die Bereiche Rumpf, Arme und Beine vor. Entsprechend wird das Maximum der KH-Bewertungen für E1 mit dem Wert von E2 verglichen. Für E1 liegen insgesamt 55 exponierte Fälle vor. Für E2 liegen 56 exponierte Fälle vor. Im Vergleich der beiden Bewertungen liegen 52 übereinstimmende exponierte Fälle für die weitere Auswertung vor. Allgemein lässt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren hinsichtlich der Identifizierung der Belastungsart Körper(zwangs)haltung feststellen.

In Abbildung 6 ist ein Scatterplot der beiden Punktwerte für die 52 übereinstimmenden und exponierten Fälle dargestellt. Der deskriptive Vergleich zeigt mehrheitlich eine punktmäßig höhere Bewertung der Körper(zwangs)haltung für E1 im Vergleich zu den Bewertungen von E2.

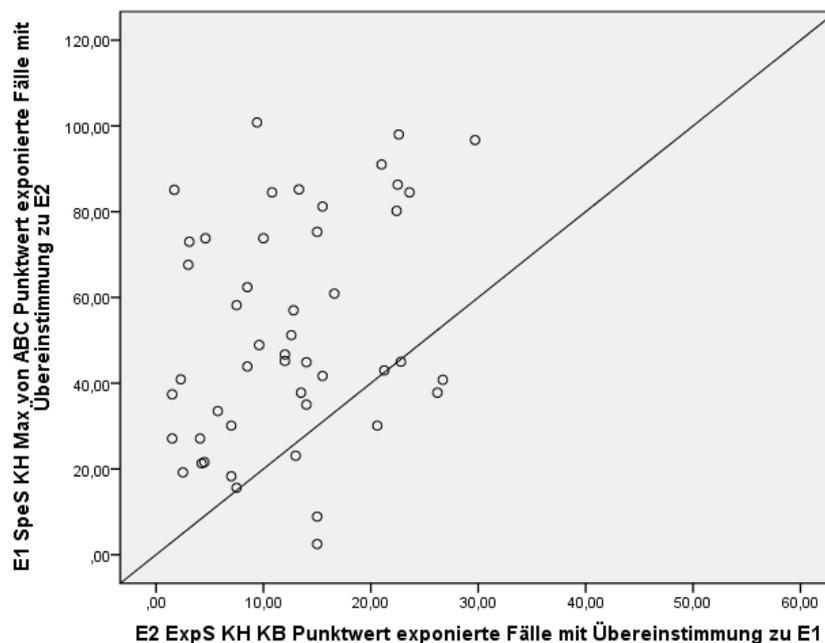


Abbildung 6: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Körper(zwangs)haltung.

Tabelle 14 enthält eine Gegenüberstellung der kategorialen Bewertungen. 15 der 52 kategorialen Bewertungen stimmen überein.

Tabelle 14: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen der Körper(zwangs)haltung für E1 und E2

		E2 ExpS KH KB Risikokategorien 0-4					Gesamt
		nicht exponiert	gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS KH Max von ABC Risikokategorie 0-4	nicht exponiert	11	2	1	1	0	15
	gering	2	3	2	0	0	7
	erhöht	1	10	10	2	1	24
	wesentlich erhöht	0	6	13	1	0	20
	hoch	0	2	1	0	1	4
Gesamt		14	23	27	4	2	70

In 5 Fällen erzielt E2 eine höhere Risikobewertung als E1. Dennoch zeigt sich auch hier eine deutlich höhere Bewertung des Risikos seitens E1, nämlich in 32 der 52 Fälle. Der Test auf Normalverteilung ist negativ sowohl für die Punktwerte als auch für die Kategorien, weshalb folgend die statistische Absicherung der Korrelation mittels des Spearman-Verfahren sowie im Fall der Kategorien zusätzlich nach Cohen's Kappa berechnet wird.

Die Punktwerte für die Belastungsart Körper(zwangs)haltung korrelieren signifikant ( $p = 0,019$ ) mit einem  $r_s = 0,287$  ( $1-\beta = 0,39$ ). Wegen der geringen Teststärke kann dies nur als Tendenz interpretiert werden. Der berechnete Korrelationskoeffizient von 0,287 deutet darauf hin, dass ggf. kein Zusammenhang besteht.

Für die kategorialen Bewertungen lässt sich sowohl für Spearman als auch für Cohen's Kappa (siehe Tabelle 15) keine signifikante Korrelation feststellen. Sowohl  $r_s$  als auch  $\kappa$  sind sehr klein.

Tabelle 15: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen von E1 und E2 für die Körper(zwangs)haltung

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,005	,077	,067	,947
Anzahl der gültigen Fälle		52			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Eine Erklärung für die Ergebnisse könnte im Ansatz der beiden Verfahren liegen. Wie in Kapitel 3.1 dargestellt, werden beim Expertenscreening auch Bewegungen im Rahmen der Körper(zwangs)haltung mitbewertet, was entsprechend zu den Abweichungen führen könnte.

### 3.5 Körperbewegung

Im Gegensatz zu den Verfahren des Speziellen Screenings werden im Rahmen des Expertenscreenings Körperbewegungen innerhalb der Körper(zwangs)haltung mitbewertet. Entsprechend liegen keine dedizierten Werte für die Körperbewegung für E2 vor, weshalb kein Vergleich der beiden Verfahren möglich ist.

### 3.6 Summarische Belastung

Das Expertenscreening berechnet nach Betrachtung aller Belastungsarten eine Gesamtscore zur Einschätzung des Risikos. Ein entsprechender Wert ist für das Spezielle Screening per Definition des Verfahrens nicht vorgesehen, da im Rahmen der üblichen Anwendung lediglich für die vorherrschende Belastungsart eine Analyse durchgeführt werden würde. Entsprechend lässt sich jedoch für das Spezielle Screening das Maximum der Einzelbewertungen der Belastungsarten bestimmen und als vorherrschende Belastung auswählen. Ein Vergleich des Gesamtscores des Expertenscreenings mit dem Maximalwert des Speziellen Screenings erscheint daher als sinnvoll. Insbesondere hinsichtlich der kategorialen Bewertung sollte tendenziell eine Konvergenz der Verfahren vorliegen und somit eine Übereinstimmung des abgeschätzten Gesamtrisikos existieren.

Im Fall des Expertenscreenings konnten für zwei der 70 Fälle nicht alle Belastungsarten ausgewertet werden, weshalb für diese auch kein Gesamtscore vorliegt. Folgend werden daher 68 der 70 Fälle wie zuvor beschrieben hinsichtlich der Gesamtbewertung verglichen.

Abbildung 7 zeigt Scatterplots für die Gesamtbewertungen beider Verfahren für Männer (links) und Frauen (rechts). Es zeigt sich eine zunehmende Streuung der Bewertungen mit steigendem Punktwert.

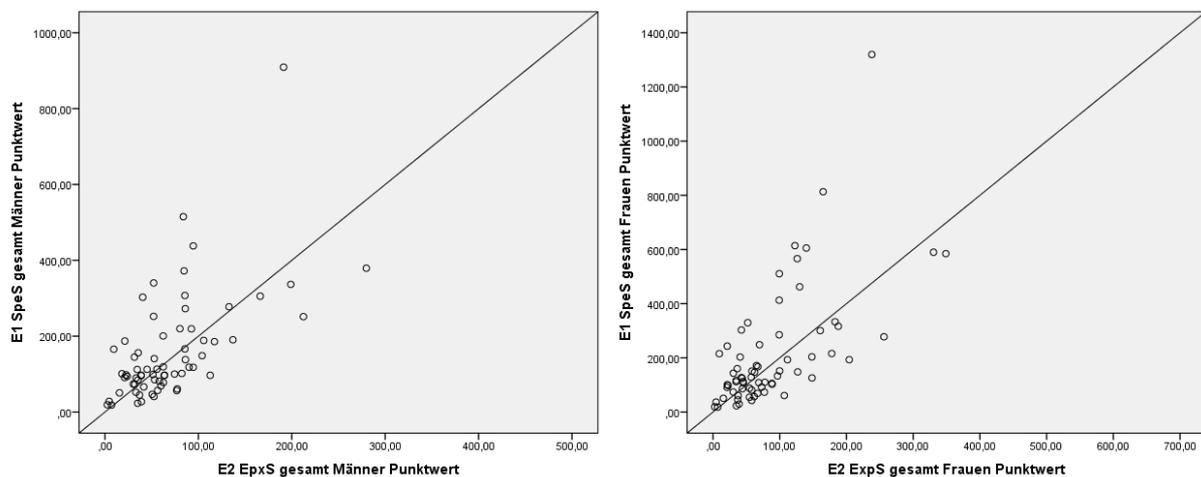


Abbildung 7: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die resultierende Gesamtbewertung. Links: Männer, Rechts: Frauen.

Bei Betrachtung der kategorialen Bewertungen für Männer (siehe Tabelle 16) zeigt sich eine Übereinstimmung der Werte in insgesamt 39 der 68 Fälle. Die weitere Streuung der Bewertungen ist recht ausgeglichen. So erfolgt bei 13 Fällen eine höhere Gesamtbewertung seitens des Speziellen Screenings im Vergleich zu 16 Fällen beim Expertenscreening.

Bei Betrachtung der Gesamtbewertungen für Frauen (Tabelle 17) ergibt sich ein ähnliches Bild mit ebenfalls 39 Übereinstimmungen. Allerdings verschiebt sich hier die höhere Einschätzung

der Belastung zum Speziellen Screening mit nun 17 höheren Bewertungen im Vergleich zu 12 seitens des Expertenscreenings.

Tabelle 16: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart die resultierende Gesamtbewertung für E1 und E2

		E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	2	6
	wesentlich erhöht	0	4	8	11	23
	hoch	1	2	5	29	37
Gesamt		4	6	16	42	68

Tabelle 17: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart resultierende Gesamtbewertung für E1 und E2

		E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	1	5
	wesentlich erhöht	0	3	3	8	14
	hoch	1	2	10	34	47
Gesamt		4	5	16	43	68

Sowohl für die Punktwerte als auch für die kategoriale Bewertung kann keine Normalverteilung angenommen werden. Entsprechend wird folgend die Korrelation mittels Spearman berechnet.

Die Punktwerte für die summarische Belastung korrelieren signifikant ( $p < 0,0005$ ) mit einem  $r_{\text{Männer}} = 0,603$  bzw.  $r_{\text{Frauen}} = 0,636$  ( $1-\beta > 0,98$ ). Dies ist als mittlere Korrelation zu bewerten.

Die kategorialen Bewertungen für die summarische Belastung korrelieren signifikant ( $p_{\text{Männer}} < 0,0005$ ;  $p_{\text{Frauen}} = 0,001$ ) mit einem  $r_{\text{Männer}} = 0,409$  ( $1-\beta > 0,5$ ) bzw.  $r_{\text{Frauen}} = 0,363$  ( $1-\beta > 0,41$ ). Wegen der geringen Teststärke ist das Ergebnis trotz der relativ hohen Fallzahl für die kategorialen Bewertungen nur eingeschränkt aussagekräftig. Nach Cohen's Kappa ergibt sich für die kategoriale Bewertung der Männer eine geringe signifikante Übereinstimmung ( $\kappa = 0,258$ ;  $p = 0,003$ ; siehe Tabelle 18). Für die Frauen ergibt sich eine nicht signifikant marginale Übereinstimmung ( $\kappa = 0,159$ ;  $p = 0,069$ ; siehe Tabelle 19).

Tabelle 18: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für die summarische Bewertung

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,258	,091	2,982	,003
Anzahl der gültigen Fälle		68			

- a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.
- b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Tabelle 19: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für die summarische Bewertung

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,159	,094	1,818	,069
Anzahl der gültigen Fälle		68			

- a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.
- b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Trotz der methodischen Einschränkungen beim Vergleich von summarischer Bewertung (E2) und maximaler Bewertung mit Bezug zu nur einer Belastungsart (E1), konnte ein signifikanter mittlerer Zusammenhang für die kontinuierlichen Punktbewertungen nachgewiesen werden. Bei den Risikokategorien ist der Zusammenhang statistisch nicht nachweisbar. Die Übereinstimmung scheint sehr schwach zu sein. Einschränkend muss auch hier festgestellt werden, dass die im Studienprotokoll avisierte Stichprobengröße von ca. 100 für nachweisbare Übereinstimmungen der Risikokategorien nicht erreicht wurde.

## 4 Zusammenfassung und Diskussion

In Tabelle 20 sind die Ergebnisse zur Korrelation und zur Übereinstimmung (Konkordanz) der Bewertungen nach Expertenscreening E2 und Speziellem Screening E1 zusammengestellt. Die Angaben für Männer und Frauen werden nur getrennt dargestellt, wenn sie vorhanden und unterschiedlich sind. Die Angabe „signifikant / nicht signifikant“ bezieht sich auf den Fehler 1. Art ( $\alpha$ -Fehler), wobei ein p-Wert  $\leq 0,05$  als „signifikant“ gewertet wird. Die Teststärke ( $1-\beta$ ) für die Übereinstimmung (kategorial) konnte post hoc nicht berechnet werden und ist somit in der Tabelle nicht angegeben. Es ist aber davon auszugehen, dass sie nicht ausreichend war, da die im Studienprotokoll genannte Anzahl von ca. 100 Datensätzen nicht erreicht wurde.

Statistisch nachweisbar sind nur die drei Blau fett und kursiv gedruckten Korrelationen. Das betrifft Heben, Halten, Tragen kontinuierlich sowie kategorial und die summarische / maximale Belastung kontinuierlich (Punktsummen). Hierfür entsprechen die Ergebnisse den Erwartungen. Für alle anderen Vergleiche sind die Teststärken zu gering, um zuverlässige Aussagen treffen zu können. Mit Ausnahme der manuellen Arbeitsprozesse lässt sich aber eine Tendenz zu abnehmender Korrelation beim Übergang von den Punktsummen zu den Risikokategorien feststellen. Die Übereinstimmung (Konkordanz) der Risikokategorien scheint noch einmal geringer zu sein.

Die Teststärken der Cohen's Kappa-Analysen sollten post hoc ergänzend berechnet werden, um eine Aussage zur statistischen Sicherheit der vorliegenden Resultate treffen zu können. Generell würde sich empfehlen, die bislang statistisch unsicheren Ergebnisse mit größeren Datensätzen zu überprüfen.

Tabelle 20: Zusammenfassung der Ergebnisse zur Korrelation und zur Übereinstimmung (Konkordanz) der Bewertungen nach Expertenscreening E2 und Speziellem Screening E1, HHT = Heben, Halten, Tragen, ZS = Ziehen, Schieben, MA = manuelle Arbeitsprozesse, AK = Aktionskräfte/Ganzkörperkräfte, KH = Körper(zwangs)haltung, KB = Körperperfbewegung, Sum = summarische Belastung, Max = Maximale Belastung (während einer Schicht in einer Belastungsart)

	<b>Korrelation kontinuierlich</b>	<b>Korrelation kategorial</b>	<b>Übereinstimmung kategorial</b>
<b>HHT</b>	<i>sehr stark signifikant sehr hohe Teststärke</i>	<i>stark signifikant sehr hohe Teststärke</i>	mittel, signifikant (Männer) substantiell, signifikant (Frauen)
<b>ZS</b>	stark signifikant geringe Teststärke	mittel signifikant sehr geringe Teststärke	gering, nicht signifikant (Männer) substantiell, signifikant (Frauen)
<b>MA</b>	schwach signifikant sehr geringe Teststärke	mittel signifikant sehr geringe Teststärke	geringfügig nicht signifikant
<b>AK</b>	nur explorativ (5 Datensätze) keine Aussage	nur explorativ (5 Datensätze) keine Aussage	nur explorativ (5 Datensätze) keine Aussage
<b>KH-KB (E2) / KH (E1)</b>	keine Korrelation signifikant sehr geringe Teststärke	keine Korrelation nicht signifikant sehr geringe Teststärke	äußerst geringfügig nicht signifikant
<b>KB</b>	nicht verglichen, weil KB bei E2 schon in Bewertung vorhanden		
<b>Sum (E2) / Max (E1)</b>	<i>mittel signifikant sehr hohe Teststärke</i>	schwach signifikant geringe Teststärke	sehr schwach, nicht signifikant (Männer), signifikant (Frauen)

Sollten sich die Tendenzen bestätigen, könnte die geringere Korrelation und Konkordanz der Risikokategorien im Vergleich zu den Punktwerten an unterschiedlichen Kriterien für die Setzung der Grenzen zwischen den Risikokategorien liegen. Die nicht vorhandene Korrelation zwischen den Bewertungen der Körper(zwangs)haltung nach E2 und E1 könnte ihre Ursache in der unterschiedlichen Herangehensweise bei der Bewertung haben. Bei E2 wird die Körperbewegung in die Bewertung integriert, die Bewertung nach E1 konzentriert sich dagegen auf statische Belastungen.

Bezugnehmend auf die kategoriale, summarische bzw. maximale Bewertung fallen drei Fälle besonders auf (siehe Tabelle 16 und Tabelle 17). Dabei weist ein Arbeitsplatz seitens des Expertenscreenings ein geringes Risiko auf, wohingegen das Spezielle Screening ein hohes Risiko feststellt. In den beiden anderen Fällen steht einem erhöhten Risiko (E2) erneut ein hohes Risiko (E1) gegenüber. Die detaillierte Analyse der drei betroffenen Arbeitsplätze zeigte,

dass die differente Bewertung der Belastungsarten Körperbewegung sowie der Körper-(zwangs)haltung ausschlaggebend für die differente Einschätzung war (siehe auch Kapitel 3.4). Zusätzlich basieren die Bewertungen der Manuellen Arbeitsprozesse auf einer händischen Auszählung der realen Aktionen am Arbeitsplatz, für welche bekanntermaßen unterschiedliche Ansätze zwischen den Verfahren existieren.

Entsprechend zeigt sich, insbesondere bei der Auswertung der einzelnen Belastungsarten, dass durchaus Unterschiede in der Interpretation der Belastungsarten und demzufolge in der Anwendung der Methoden bestehen. Am deutlichsten war der Unterschied bei der Belastungsart Ganzkörperkräfte / Aktionskräfte. Hier wurden beim Speziellen Screening eindeutig mehr Arbeitsplätze als exponiert eingeschätzt (13 von 70) als beim Expertenscreening (6 von 70) (siehe Tabellen 12 und 13). Drei Arbeitsplätze hatten nach Speziellem Screening ein hohes Risiko während nach Expertenscreening keine Exposition vorlag.

Bei anderen Belastungsarten variierte die Einschätzung, ob eine Exposition vorlag, in geringerem Umfang (manuelle Arbeitsprozesse, Körper(zwangs)haltung) oder gar nicht (Lastenhandhabung). Dennoch lagen die Risikoeinschätzungen teilweise weit auseinander. So wiesen laut speziellem Screening zwei Arbeitsplätze keine Exposition gegenüber manuellen Arbeitsprozessen auf, während das Expertenscreening ein hohes Risiko identifizierte. Solche unterschiedlichen Einschätzungen müssten im Einzelfall vor Ort überprüft und diskutiert werden. Die Zuordnung der Teiltätigkeiten am Arbeitsplatz zu den einzelnen Belastungsarten ist in der Praxis teilweise schwierig und kann bei verschiedenen Beurteilern durchaus zu abweichenden Resultaten führen.

# 5 Anhang

## 5.1 Auswertung für Belastungsart „Handhaben von Lasten“

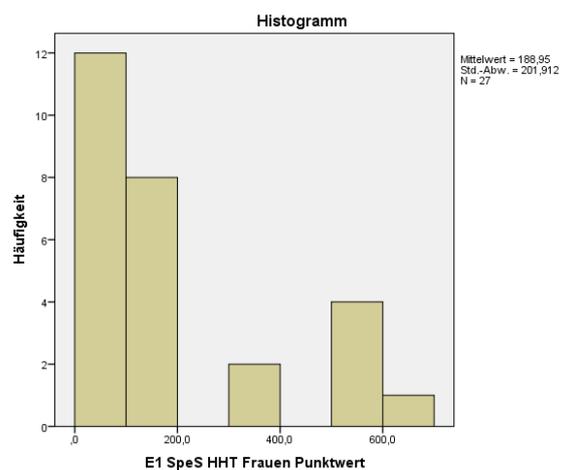
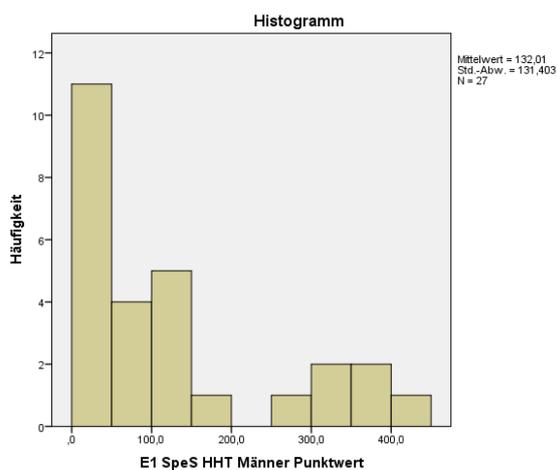
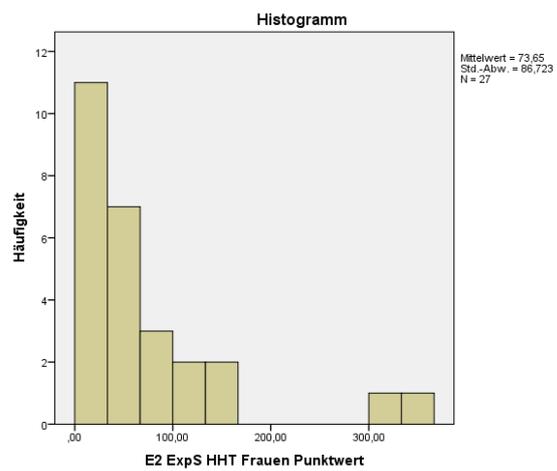
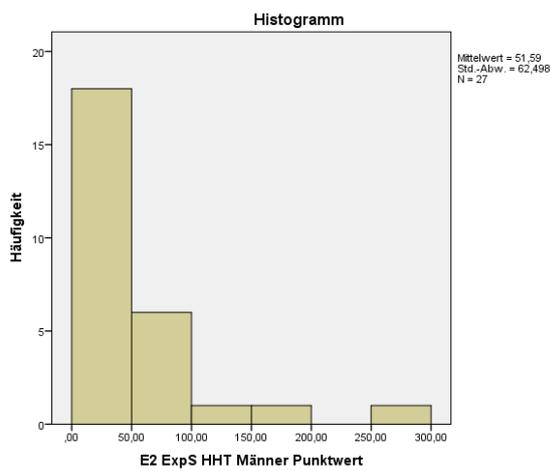
- Im folgenden Vergleich jeweils für Männer und Frauen

### 5.1.1 Auswertung für Belastungsart „Handhaben von Lasten“ für Punktwerte

#### 5.1.1.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

- Im Folgenden erfolgt der Vergleich getrennt für HHT und ZS, da für den Datensatz E1 keine summarische Bewertung von HvL vorliegt.

##### 5.1.1.1.1 Für HHT



### E1E2 HHT Punktwert Vergleich exponiert

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	Nicht exponiert	25	35,7	35,7	35,7
	Teilweise exponiert	18	25,7	25,7	61,4
	Übereinstimmend exponiert	27	38,6	38,6	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

### E1 HHT Punktwert Fallzahl exponiert

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	Nicht exponiert	25	35,7	35,7	35,7
	Exponiert	45	64,3	64,3	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht:
  - 70 Datensätze insgesamt
  - 27/70 (38,6%) exponierte Fälle für HHT bei E2
  - 45/70 (64,3%) exponierte Fälle für HHT bei E1
  - 27/70 (38,6%) Übereinstimmend exponierte Fälle (alle Fälle von E2 sind auch bei E1 exponiert)
- Vergleichende Auswertung für HHT erfolgt für 27 Fälle

#### 5.1.1.1.2 Für ZS

#### Statistiken

		E1 SpeS ZS Männer Punkt- wert exponiert	E1 SpeS ZS Frauen Punkt- wert exponiert	E2 ExpS ZS Männer Punkt- wert exponiert	E2 ExpS ZS Frauen Punkt- wert exponiert
N	Gültig	29	29	12	12
	Fehlend	41	41	58	58
Mittelwert		56,6000	73,5655	39,7500	43,2333
Median		63,2000	82,1000	40,6500	43,2500
Standardabweichung		39,14568	50,88411	26,52229	28,85060
Spannweite		140,10	182,00	101,50	109,10
Minimum		8,40	11,00	2,50	2,50
Maximum		148,50	193,00	104,00	111,60

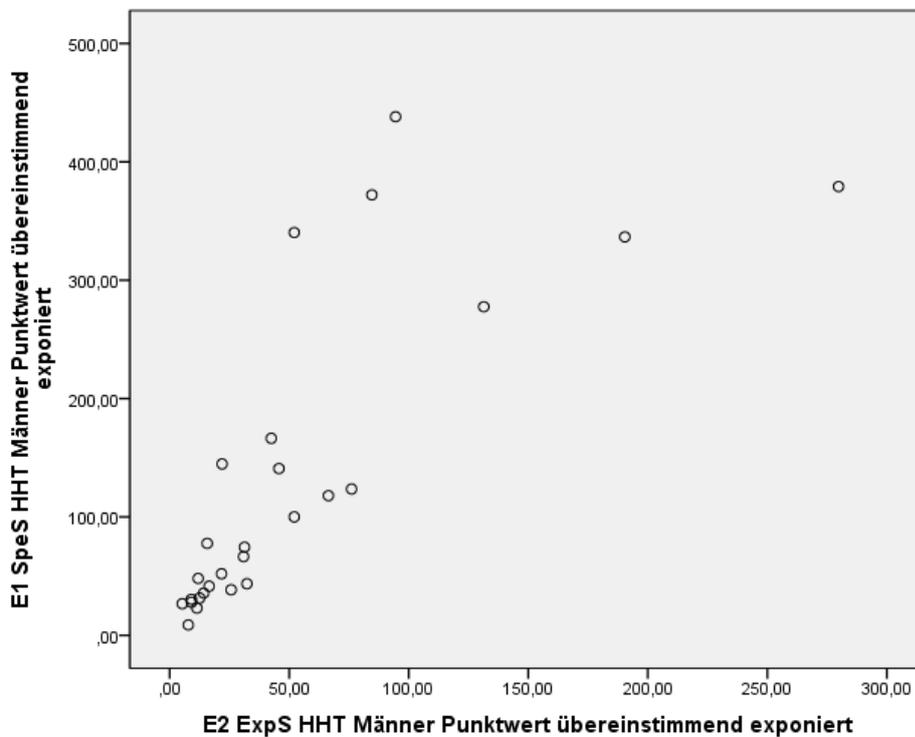
### E1E2 ZS Punktwert Übereinstimmung exponiert

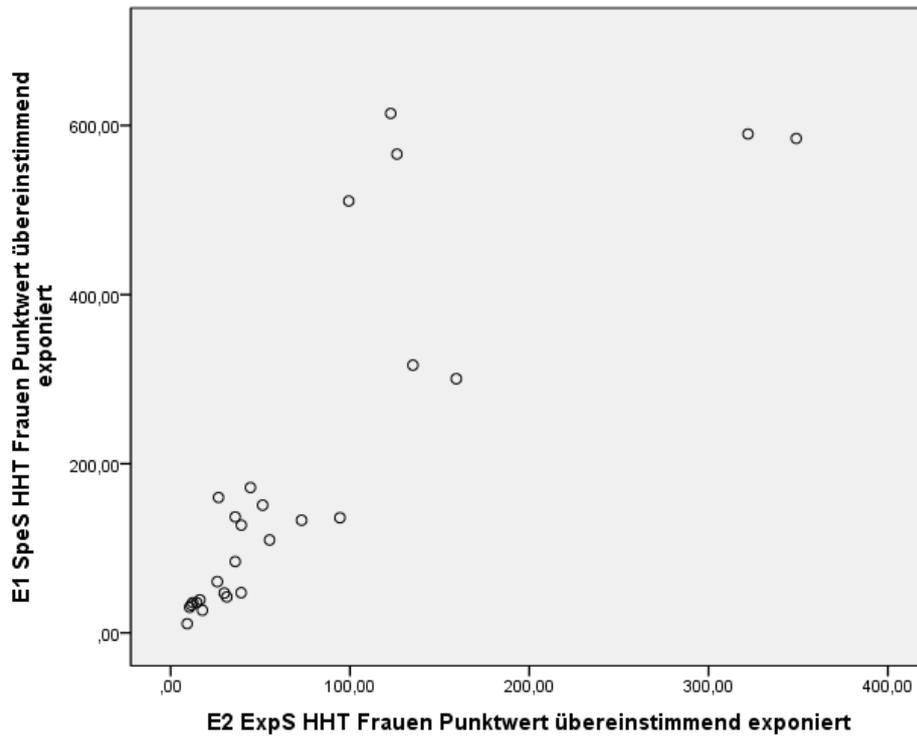
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	Nicht exponiert	41	58,6	58,6	58,6
	Teilweise exponiert	17	24,3	24,3	82,9
	Übereinstimmend exponiert	12	17,1	17,1	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht:
  - 70 Datensätze insgesamt
  - 29/70 (17,1%) exponierte Fälle für ZS bei E2
  - 45/70 (41,4%) exponierte Fälle für ZS bei E1
  - 12/70 (17,1%) Übereinstimmend exponierte Fälle (alle Fälle von E2 sind auch bei E1 exponiert)
- Vergleichende Auswertung für HHT erfolgt für 12 Fälle

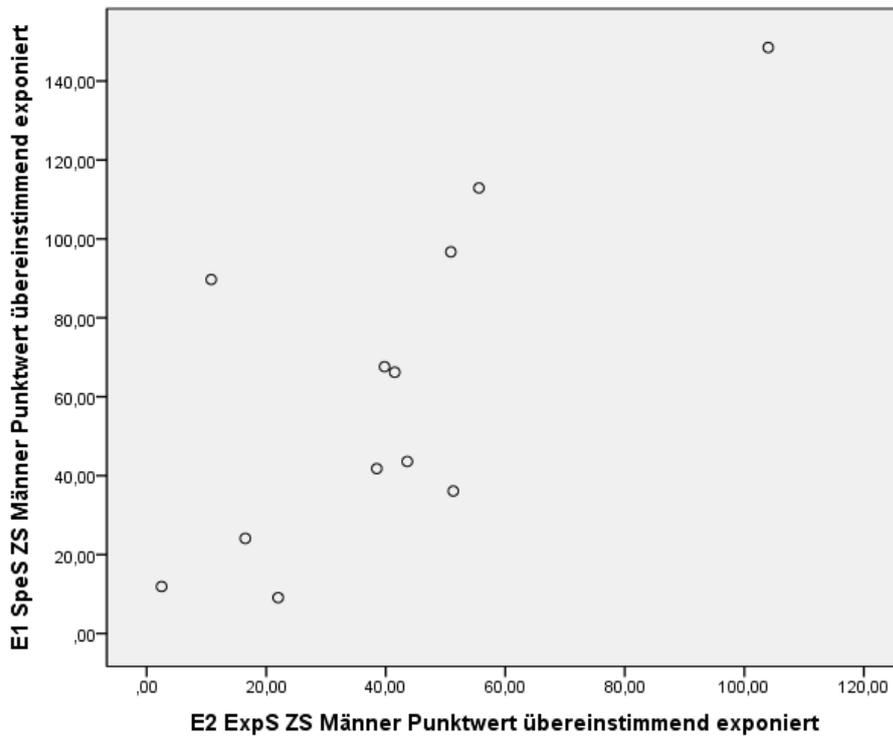
#### 5.1.1.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für HVL

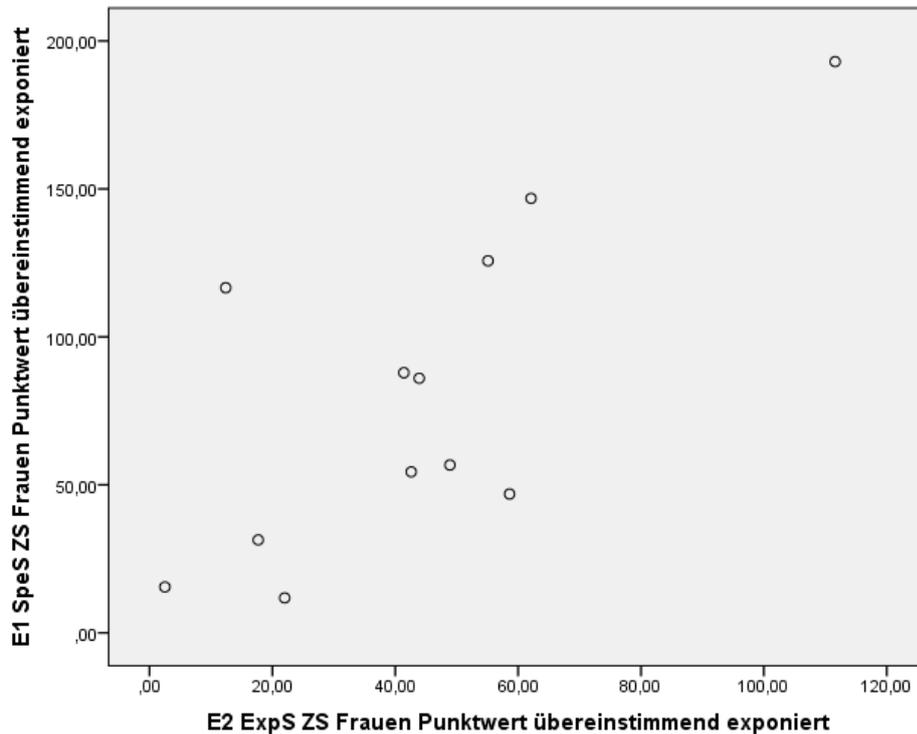
##### 5.1.1.2.1 Für HHT





#### 5.1.1.2.2 Für ZS





### 5.1.1.3 Test auf Normalverteilung zur Testauswahl

#### 5.1.1.3.1 Für HHT

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E2 ExpS HHT Männer Punktwert	,237	27	,000	,698	27	,000
E2 ExpS HHT Frauen Punktwert	,251	27	,000	,700	27	,000
E1 SpeS HHT Männer Punktwert	,216	27	,002	,790	27	,000
E1 SpeS HHT Frauen Punktwert	,275	27	,000	,757	27	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Alle Variablen können nicht als normalverteilt angenommen werden → Spearman

### 5.1.1.3.2 Für ZS

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS ZS Männer Punkt- wert übereinstimmend expo- niert	,169	12	,200*	,947	12	,598
E1 SpeS ZS Frauen Punkt- wert übereinstimmend expo- niert	,169	12	,200*	,947	12	,600
E2 ExpS ZS Männer Punkt- wert exponiert	,192	12	,200*	,906	12	,191
E2 ExpS ZS Frauen Punkt- wert exponiert	,173	12	,200*	,921	12	,296

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Alle Variablen können als normalverteilt angenommen werden → Pearson

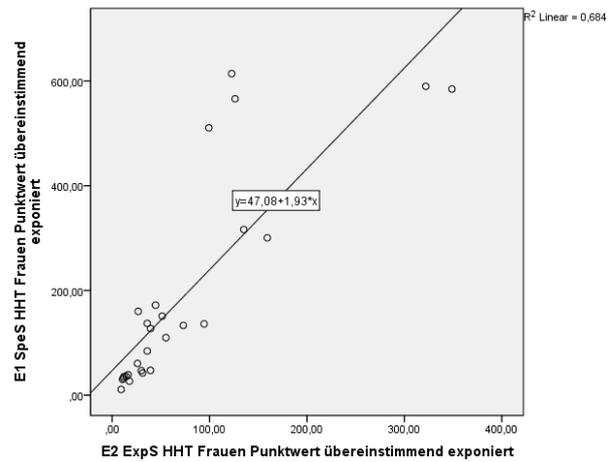
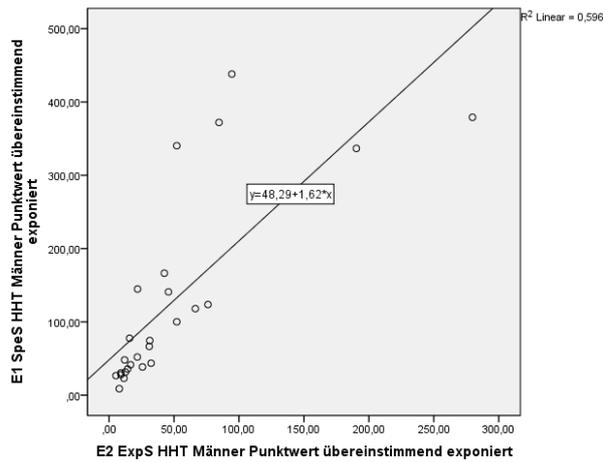
5.1.1.4 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für HvL für E1 zu E2

5.1.1.4.1 Für HHT

**Korrelationen**

			E1 SpeS HHT Män- ner Punkt- wert über- einstimmen d exponiert	E1 SpeS HHT Frauen Punktwert überein- stimmend exponiert	E2 ExpS HHT Män- ner Punkt- wert über- einstimmen d exponiert	E2 ExpS HHT Frauen Punktwert überein- stimmend exponiert
Spearman- Rho	E1 SpeS HHT Män- ner Punktwert über- einstimmend expo- niert	Korrelationskoeffi- zient	1,000	,973**	,902**	,910**
		Sig. (1-seitig)	.	,000	,000	,000
		N	27	27	27	27
	E1 SpeS HHT Frauen Punktwert überein- stimmend exponiert	Korrelationskoeffi- zient	,973**	1,000	,843**	,904**
		Sig. (1-seitig)	,000	.	,000	,000
		N	27	27	27	27
	E2 ExpS HHT Män- ner Punktwert über- einstimmend expo- niert	Korrelationskoeffi- zient	,902**	,843**	1,000	,925**
		Sig. (1-seitig)	,000	,000	.	,000
		N	27	27	27	27
	E2 ExpS HHT Frauen Punktwert überein- stimmend exponiert	Korrelationskoeffi- zient	,910**	,904**	,925**	1,000
		Sig. (1-seitig)	,000	,000	,000	.
		N	27	27	27	27

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).



### 5.1.1.4.2 Für ZS

#### Korrelationen

	E1 SpeS ZS Männer Punktwert übereinstim- mend expo- niert	E1 SpeS ZS Frauen Punktwert übereinstim- mend expo- niert	E2 ExpS ZS Männer Punktwert übereinstim- mend expo- niert	E2 ExpS ZS Frauen Punktwert übereinstim- mend expo- niert
E1 SpeS ZS Männer Punktwert übereinstim- mend exponiert	1	1,000**	,743**	,739**
Signifikanz (1-seitig)		,000	,003	,003
N	12	12	12	12
E1 SpeS ZS Frauen Punktwert übereinstim- mend exponiert	1,000**	1	,743**	,739**
Signifikanz (1-seitig)	,000		,003	,003
N	12	12	12	12
E2 ExpS ZS Männer Punktwert übereinstim- mend exponiert	,743**	,743**	1	,999**
Signifikanz (1-seitig)	,003	,003		,000
N	12	12	12	12
E2 ExpS ZS Frauen Punktwert übereinstim- mend exponiert	,739**	,739**	,999**	1
Signifikanz (1-seitig)	,003	,003	,000	
N	12	12	12	12

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (1-seitig) signifikant.

### 5.1.2 Auswertung für Belastungsarte HVL für Kategorien (nur exponiert)

- Ausgehend von der Punktwertbetrachtung werden die gleichen 27 bzw. 12 Fälle (exponiert + Übereinstimmend) für die weitere Auswertung und den Vergleich berücksichtigt

#### 5.1.2.1 Test auf Normalverteilung für Testauswahl

##### 5.1.2.1.1 Für HHT

	Tests auf Normalverteilung					
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS HHT Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,286	27	,000	,782	27	,000
E1 SpeS HHT Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,352	27	,000	,724	27	,000
E2 ExpS HHT Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,208	27	,004	,852	27	,001
E2 ExpS HHT Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,248	27	,000	,829	27	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Nicht normalverteilt → Spearman

### 5.1.2.1.2 Für ZS

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS ZS Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,191	12	,200*	,906	12	,187
E1 SpeS ZS Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,226	12	,091	,859	12	,048
E2 ExpS ZS Männer Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,200	12	,200*	,877	12	,080
E2 ExpS ZS Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,200	12	,200*	,877	12	,080

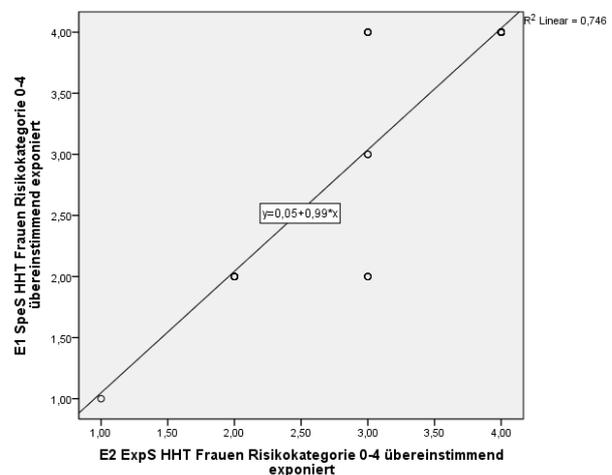
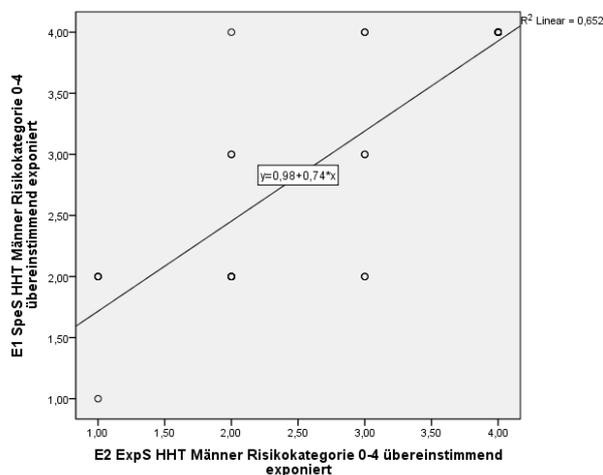
\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Bis auf E1\_ZS\_Frauen nicht normalverteilt; durch geringen Stichprobenumfang Kendall bzw. auf Grund der vielen geteilten Ränge Goodman und Kruskal's gamma für Korrelation

### 5.1.2.2 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Risikokategorien für HvL für E1 zu E2

#### 5.1.2.2.1 Für HHT



### Korrelationen

			E1 SpeS HHT Män- ner Risiko- kategorie 0- 4 überein- stimmend exponiert	E1 SpeS HHT Frauen Ri- sikokatego- rie 0-4 überein- stimmend exponiert	E2 ExpS HHT Män- ner Risiko- kategorie 0- 4 überein- stimmend exponiert	E2 ExpS HHT Frauen Ri- sikokatego- rie 0-4 überein- stimmend exponiert
Spearman- Rho	E1 SpeS HHT Män- ner Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffi- zient	1,000	,888**	,812**	,914**
		Sig. (1-seitig)	.	,000	,000	,000
		N	27	27	27	27
	E1 SpeS HHT Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend ex- poniert	Korrelationskoeffi- zient	,888**	1,000	,715**	,848**
		Sig. (1-seitig)	,000	.	,000	,000
		N	27	27	27	27
	E2 ExpS HHT Män- ner Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffi- zient	,812**	,715**	1,000	,910**
		Sig. (1-seitig)	,000	,000	.	,000
		N	27	27	27	27
	E2 ExpS HHT Frauen Risikokategorie 0-4 übereinstimmend ex- poniert	Korrelationskoeffi- zient	,914**	,848**	,910**	1,000
		Sig. (1-seitig)	,000	,000	,000	.
		N	27	27	27	27

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).

## 5.2 Auswertung für Belastungsart „Manuelle Arbeitsprozesse“/rep. Belastungen

### 5.2.1 Auswertung für Belastungsart für Punktwerte

#### 5.2.1.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

##### Statistiken

E1 SpeS MA Punktwert exponiert

N	Gültig	21
	Fehlend	49
Mittelwert		69,9429
Median		64,3000
Standardabweichung		66,06772
Spannweite		299,80
Minimum		2,80
Maximum		302,60

##### Statistiken

E2 ExpS rep Punktwert exponiert

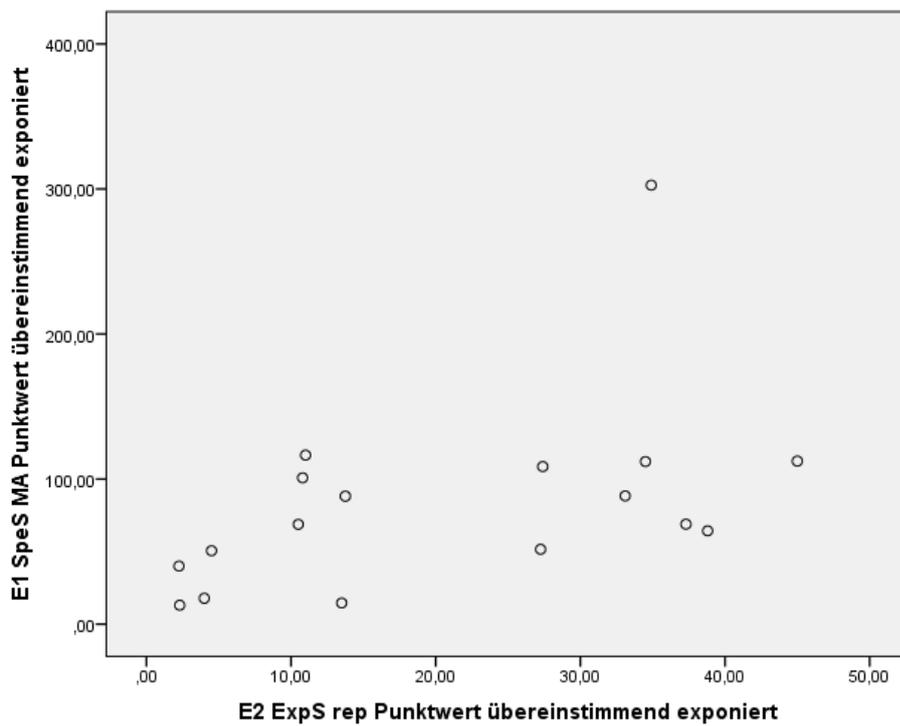
N	Gültig	34
	Fehlend	36
Mittelwert		29,41
Median		27,33
Standardabweichung		21,078
Spannweite		83
Minimum		2
Maximum		86

##### E1E2 MA Punktwert Übereinstimmung exponiert

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	Nicht exponiert	32	45,7	45,7	45,7
	Teilweise exponiert	21	30,0	30,0	75,7
	Übereinstimmend exponiert	17	24,3	24,3	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht:
  - 70 Datensätze insgesamt
  - 21/70 (30,0%) Fälle aus E1 exponiert für MA
  - 34/70 (48,6%) Fälle aus E2 exponiert für MA
  - 17/70 (24,3%) Fälle weisen eine übereinstimmende Exposition in E1 und E2 auf
- Weitere Auswertung und Vergleich der Daten erfolgt für die 17 Fälle, die jeweils eine Exposition aufweisen

### 5.2.1.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für MA (17 Fälle)



### 5.2.1.3 Test auf Normalverteilung zur Testauswahl

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS MA Punktwert übereinstimmend exponiert	,251	17	,006	,765	17	,001
E2 ExpS rep Punktwert übereinstimmend exponiert	,210	17	,045	,894	17	,055

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

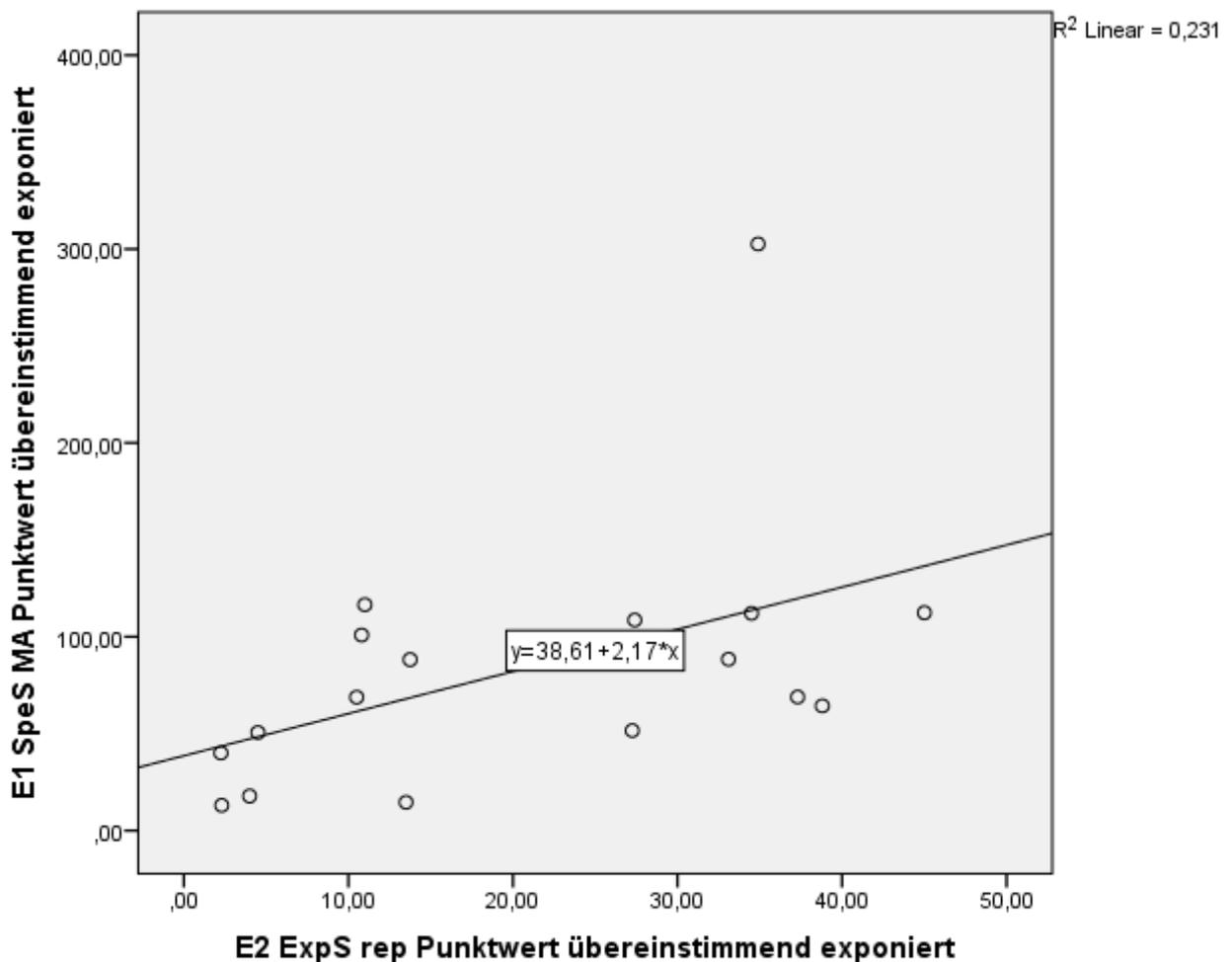
- Nur E2 normalverteilt → Kendall (geringe Stichprobe)

### 5.2.1.4 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für KH für E1 zu E2

#### Korrelationen

		E1 SpeS MA Punktwert übereinstimmend exponiert	E2 ExpS rep Punktwert übereinstimmend exponiert
Kendall-Tau-b	E1 SpeS MA Punktwert übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffizient	1,000
		Sig. (1-seitig)	,456**
		N	17
E2 ExpS rep Punktwert übereinstimmend exponiert	E2 ExpS rep Punktwert übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffizient	,456**
		Sig. (1-seitig)	,005
		N	17

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).



## 5.2.2 Auswertung für Belastungsart für Kategorien (nur exponiert)

- Ausgehend von der Punktwertbetrachtung werden die gleichen 17 Fälle (exponiert + Übereinstimmend) für die weitere Auswertung und den Vergleich berücksichtigt

### E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	3	4,3	17,6	17,6
	erhöht	1	1,4	5,9	23,5
	wesentlich erhöht	7	10,0	41,2	64,7
	hoch	6	8,6	35,3	100,0
	Gesamt	17	24,3	100,0	
Fehlend	System	53	75,7		
Gesamt		70	100,0		

### E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	4	5,7	23,5	23,5
	erhöht	5	7,1	29,4	52,9
	wesentlich erhöht	8	11,4	47,1	100,0
	Gesamt	17	24,3	100,0	
Fehlend	System	53	75,7		
Gesamt		70	100,0		

### 5.2.2.1 Test auf Normalverteilung für Testauswahl

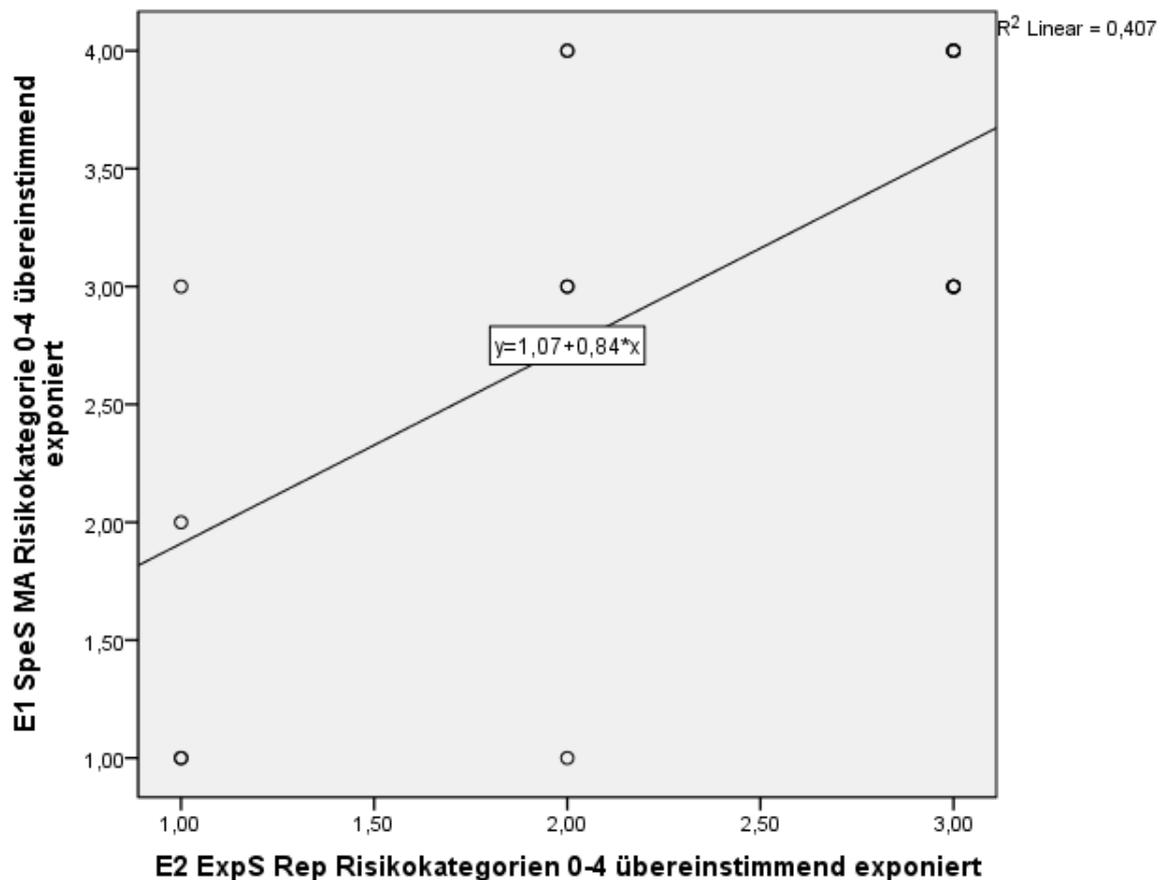
#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	,286	17	,001	,801	17	,002
E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert	,292	17	,000	,774	17	,001

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Nicht normalverteilt → Kendall bzw. Goodman und Kruskal Gamma

### 5.2.2.2 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Risikokategorien für MA für E1 zu E2



## Korrelationen

			E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert
Kendall-Tau-b	E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffizient	1,000	,508*
		Sig. (1-seitig)	.	,011
		N	17	17
	E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert	Korrelationskoeffizient	,508*	1,000
		Sig. (1-seitig)	,011	.
		N	17	17

\*. Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (einseitig).

### E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert \* E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert Kreuztabelle

Anzahl

		E2 ExpS Rep Risikokategorien 0-4 übereinstimmend exponiert			Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	
E1 SpeS MA Risikokategorie 0-4 übereinstimmend exponiert	gering	2	1	0	3
	erhöht	1	0	0	1
	wesentlich erhöht	1	2	4	7
	hoch	0	2	4	6
Gesamt		4	5	8	17

## Symmetrische Maße

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Ordinal- bzgl. Ordinalmaß	Gamma	,706	,173	3,112	,002
Anzahl der gültigen Fälle		17			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

### 5.3 Auswertung für Belastungsart „Ganzkörperkräfte / Aktionskräfte“

- Im folgenden Vergleich jeweils für Männer und Frauen

#### 5.3.1 Auswertung für Belastungsart „Ganzkörperkräfte / Aktionskräfte“ für Punktwerte

- Variablen E1: E1 SpeS GK Männer Punktwert, E1 SpeS GK Frauen Punktwert
- Variablen E2: E2 ExpS GK Männer Punktwert, E2 ExpS GK Frauen Punktwert

##### 5.3.1.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

- Übersicht über alle 4 Variablensets

		Statistiken			
		E1 SpeS GK Männer Punkt- wert	E1 SpeS GK Frauen Punkt- wert	E2 ExpS GK Männer Punkt- wert	E2 ExpS GK Frauen Punkt- wert
N	Gültig	69	69	68	68
	Fehlend	1	1	2	2
Mittelwert		29,223	39,504	4,77	8,61
Median		,000	,000	,00	,00
Standardabweichung		116,7511	166,9318	15,480	28,190
Spannweite		909,2	1319,7	79	164
Minimum		,0	,0	0	0
Maximum		909,2	1319,7	79	164

#### E1 GK Punktwert M exponierte Fälle

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	57	81,4	81,4	81,4
	1,00	13	18,6	18,6	100,0
Gesamt		70	100,0	100,0	

### E1 GK Punktwert W exponierte Fälle

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	57	81,4	81,4	81,4
	1,00	13	18,6	18,6	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

### E2 GK Punktwert M exponierte Fälle

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	63	90,0	90,0	90,0
	1,00	7	10,0	10,0	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

### E2 GK Punktwert W exponierte Fälle

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	63	90,0	90,0	90,0
	1,00	7	10,0	10,0	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht:
  - Exponierte Fälle E1: 9
  - Exponierte Fälle E2: 7
- Identifizierung von Übereinstimmungen für Exposition der Datensätze

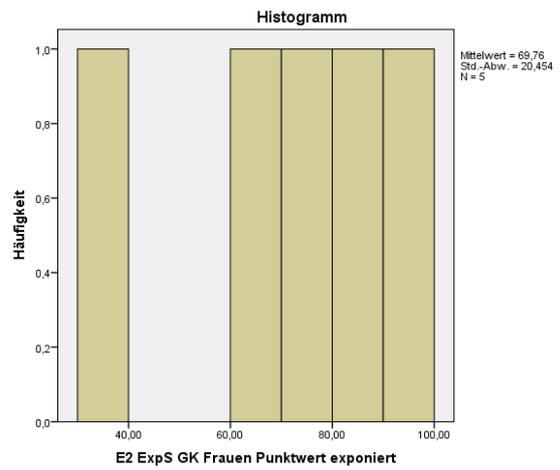
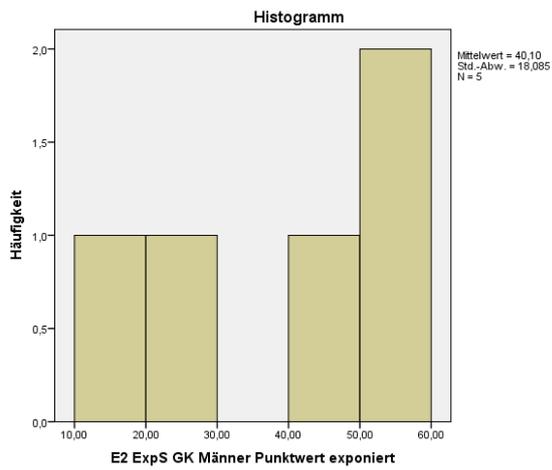
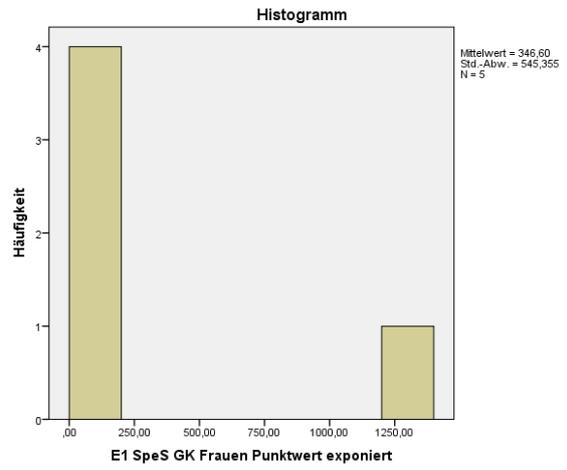
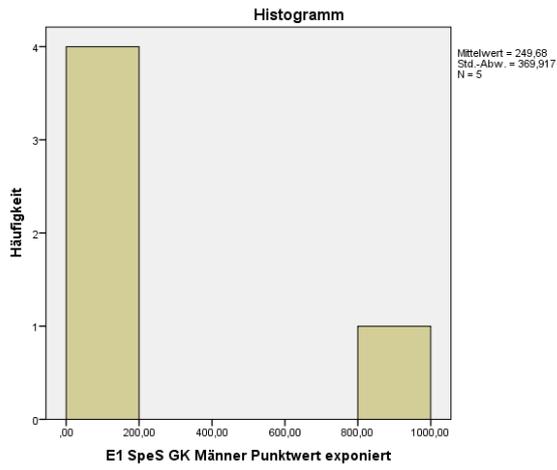
### E1E2 GK Punktwert Vergleich exponiert

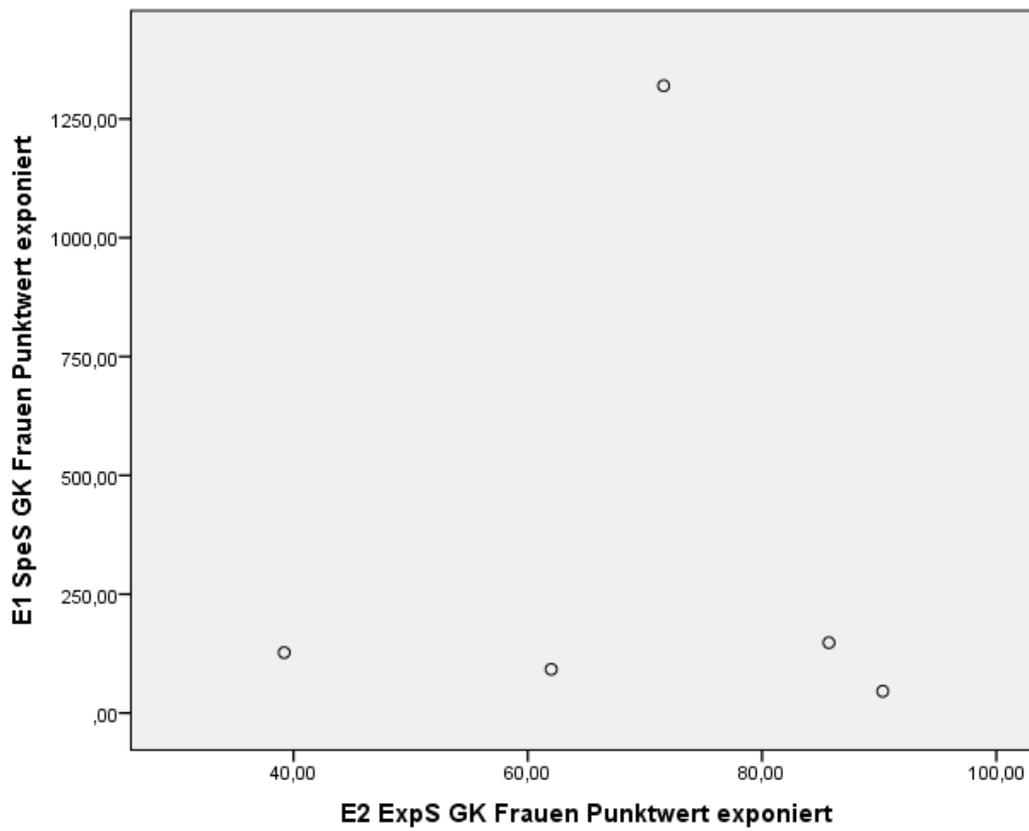
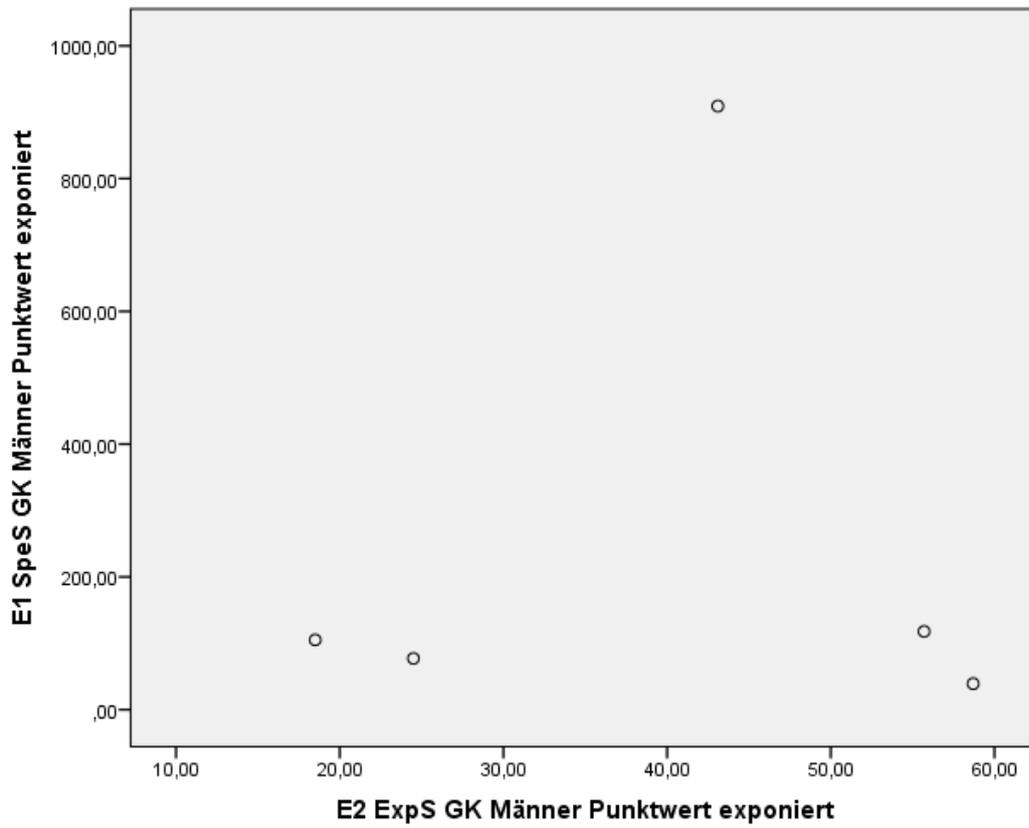
		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	55	78,6	78,6	78,6
	1,00	10	14,3	14,3	92,9
	2,00	5	7,1	7,1	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht
  - In 5 Fällen übereinstimmende Exposition
- Weitere Auswertung erfolgt lediglich für den Datensatz von 5 Fällen, in denen beidseitig eine Exposition hinsichtlich Ganzkörperkräften / Aktionskräften erfasst wurde

### 5.3.1.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für GK (5 Fälle)

#### Histogramme der jeweiligen Datensätze





### 5.3.1.3 Test auf Normalverteilung zur Testauswahl

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS GK Männer Punkt- wert exponiert	,439	5	,002	,632	5	,002
E1 SpeS GK Frauen Punkt- wert exponiert	,442	5	,002	,622	5	,001
E2 ExpS GK Männer Punkt- wert exponiert	,206	5	,200*	,897	5	,391
E2 ExpS GK Frauen Punkt- wert exponiert	,182	5	,200*	,941	5	,673

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Normalverteilung für Variablen E2 anzunehmen, dennoch nicht-parametrische Tests (Kendall's Tau, da geringer Stichprobenumfang) notwendig, da E1 nicht normalverteilt.

### 5.3.1.4 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für GK für E1 zu E2

#### Korrelationen

			E1 SpeS GK Männer Punktwert exponiert	E1 SpeS GK Frauen Punktwert exponiert	E2 ExpS GK Männer Punktwert exponiert	E2 ExpS GK Frauen Punktwert exponiert
Kendall- Tau-b	E1 SpeS GK Männer Punktwert exponiert	Korrelationskoeffi- zient	1,000	1,000**	-,200	-,200
		Sig. (1-seitig)	.	.	,312	,312
		N	5	5	5	5
	E1 SpeS GK Frauen Punktwert exponiert	Korrelationskoeffi- zient	1,000**	1,000	-,200	-,200
		Sig. (1-seitig)	.	.	,312	,312
		N	5	5	5	5
	E2 ExpS GK Männer Punktwert exponiert	Korrelationskoeffi- zient	-,200	-,200	1,000	1,000**
		Sig. (1-seitig)	,312	,312	.	.
		N	5	5	5	5
E2 ExpS GK Frauen Punktwert exponiert	Korrelationskoeffi- zient	-,200	-,200	1,000**	1,000	
	Sig. (1-seitig)	,312	,312	.	.	
	N	5	5	5	5	

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).

### 5.3.2 Auswertung für Belastungsart „Ganzkörperkräfte / Aktionskräfte“ für Kategorien (nur exponiert)

- Ausgehend von der Punktwertbetrachtung werden die gleichen 5 Fälle (exponiert + Übereinstimmend) für die weitere Auswertung und den Vergleich berücksichtigt

#### 5.3.2.1 Test auf Normalverteilung für Testauswahl

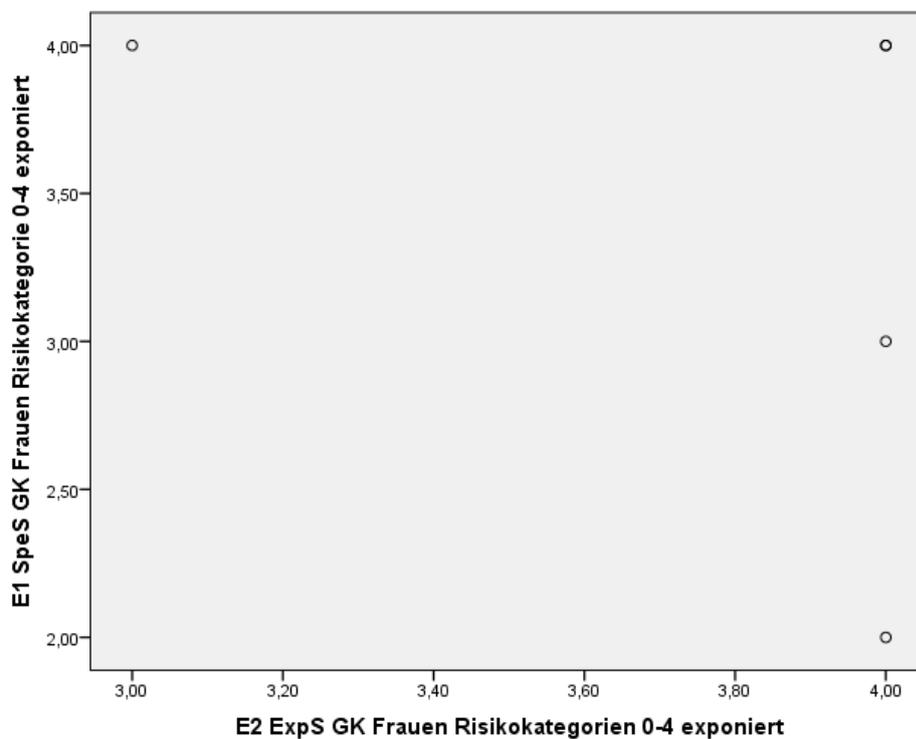
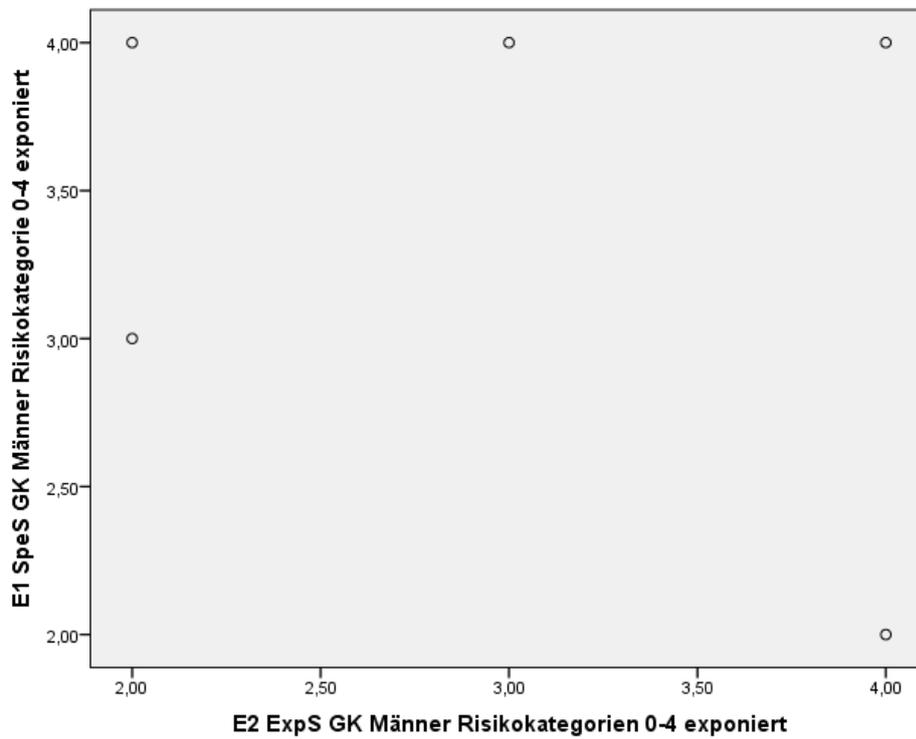
	Tests auf Normalverteilung					
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS GK Männer Risiko-kategorie 0-4 exponiert	,349	5	,046	,771	5	,046
E1 SpeS GK Frauen Risiko-kategorie 0-4 exponiert	,349	5	,046	,771	5	,046
E2 ExpS GK Männer Risiko-kategorien 0-4 exponiert	,241	5	,200*	,821	5	,119
E2 ExpS GK Frauen Risiko-kategorien 0-4 exponiert	,473	5	,001	,552	5	,000

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Nicht normalverteilt → Kendall's Tau

5.3.2.2 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Risikokategorien für AK für E1 zu E2



### Korrelationen

			E1 SpeS GK Männer Risikokate- gorie 0-4 exponiert	E1 SpeS GK Frauen Risikokate- gorie 0-4 exponiert	E2 ExpS GK Männer Risikokate- gorien 0-4 exponiert	E2 ExpS GK Frauen Risikokate- gorien 0-4 exponiert
Kendall- Tau-b	E1 SpeS GK Männer Risikokategorie 0-4 exponiert	Korrelationskoeffi- zient	1,000	1,000*	-,134	-,378
		Sig. (1-seitig)	.	.	,385	,215
		N	5	5	5	5
	E1 SpeS GK Frauen Risikokategorie 0-4 exponiert	Korrelationskoeffi- zient	1,000**	1,000	-,134	-,378
		Sig. (1-seitig)	.	.	,385	,215
		N	5	5	5	5
	E2 ExpS GK Männer Risikokategorien 0-4 exponiert	Korrelationskoeffi- zient	-,134	-,134	1,000	,530
		Sig. (1-seitig)	,385	,385	.	,132
		N	5	5	5	5
	E2 ExpS GK Frauen Risikokategorien 0-4 exponiert	Korrelationskoeffi- zient	-,378	-,378	,530	1,000
		Sig. (1-seitig)	,215	,215	,132	.
		N	5	5	5	5

\*. Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (einseitig).

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).

### Für Männer

#### Symmetrische Maße

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungswei- ses t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,250	,232	-,830	,406
Anzahl der gültigen Fälle		5			

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

## Für Frauen

### Symmetrische Maße

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,250	,186	-,839	,402
Anzahl der gültigen Fälle		5			

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

## 5.4 Auswertung für Belastungsart „Körper(zwangs)haltung“

### 5.4.1 Auswertung für Belastungsart „Körper(zwangs)haltung“ für Punktwerte

#### 5.4.1.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

- Vergleich erfolgt auf Basis der KH MAX von BAuA, da im Expertenscreening keine Differenzierung zwischen einzelnen Körperregionen (Rumpf, Arme, Beine) vorgenommen wird.
- Darstellung der Zusammensetzung von KH MAX ABC (E1), Häufigkeiten der Übereinstimmung für Punktwerte

#### E1\_Häufigkeit Übereinstimmung Rumpf zu MAX für KH

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	2,00	48	68,6	100,0	100,0
Fehlend	System	22	31,4		
Gesamt		70	100,0		

#### E1\_Häufigkeit Übereinstimmung Arme zu MAX für KH

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	2,00	3	4,3	100,0	100,0
Fehlend	System	67	95,7		
Gesamt		70	100,0		

### E1\_Häufigkeit Übereinstimmung Beine zu MAX für KH

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	2,00	4	5,7	100,0	100,0
Fehlend	System	66	94,3		
Gesamt		70	100,0		

- Ergebnisübersicht:
  - 70 Datensätze insgesamt
  - 48/70 (68,6%) entspricht KH MAX dem Wert für KH Rumpf
  - 3/70 (4,3%) entspricht KH MAX dem Wert für KH Arme
  - 4/70 (5,7%) entspricht KH MAX dem Wert für KH Beine
  - 15/70 (21,4%) tritt keine Belastung für KH auf, 55 exponierte Fälle
- Übersicht Datenlage E2 für KH KB Punktwert

### E2 Werte KH exponiert (Anzahl)

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	14	20,0	20,0	20,0
	1,00	56	80,0	80,0	100,0
Gesamt		70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht
  - 56/70 (80%) tritt eine Belastung für KH (E2) auf
- Vergleich der Datenlage für E1 KH MAX und E2 KH (Punktwerte)

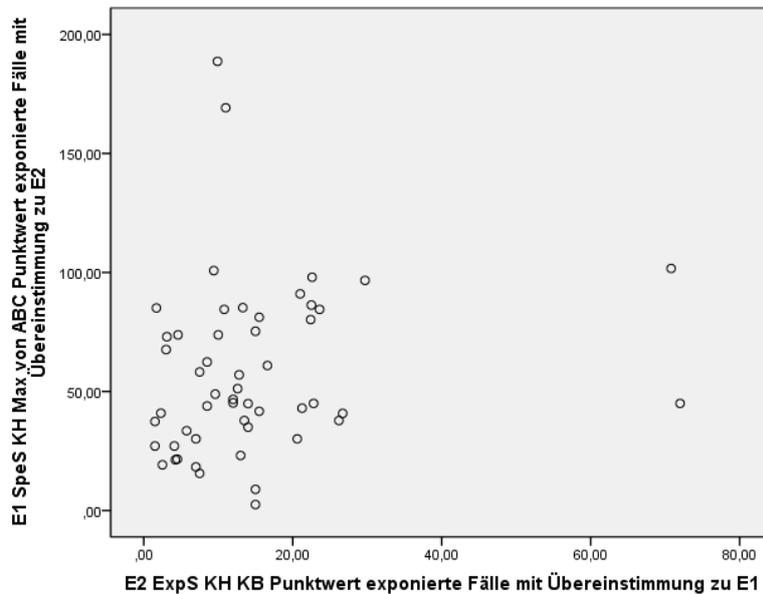
### E1E2 Vergleich Übereinstimmung KH

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	,00	11	15,7	15,7	15,7
	1,00	7	10,0	10,0	25,7
	2,00	52	74,3	74,3	100,0
Gesamt		70	100,0	100,0	

- Ergebnisübersicht:
  - 11/70 (15,7%) weisen die Punktwerte beider Variablen den Wert 0 auf → Übereinstimmung für keine Exposition
  - 7/70 (10,0%) wurde bei E1 oder E2 keine Exposition (Punktwert 0) festgestellt, wobei der jeweils andere Wert eine Exposition ergibt → keine Übereinstimmung da nur einseitig Exposition gewertet

- 52/70 (74,3%) weisen sowohl E1 und E2 eine Exposition auf → Übereinstimmung für Fälle mit existierende Exposition
- Weitere Auswertung und Vergleich der Daten erfolgt für die 52 Fälle, die jeweils eine Exposition aufweisen

#### 5.4.1.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für KH (52 Fälle)



Test auf Normalverteilung zur Testauswahl

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS KH Max von ABC Punktwert exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E2	,139	52	,013	,888	52	,000
E2 ExpS KH KB Punktwert exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E1	,203	52	,000	,700	52	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

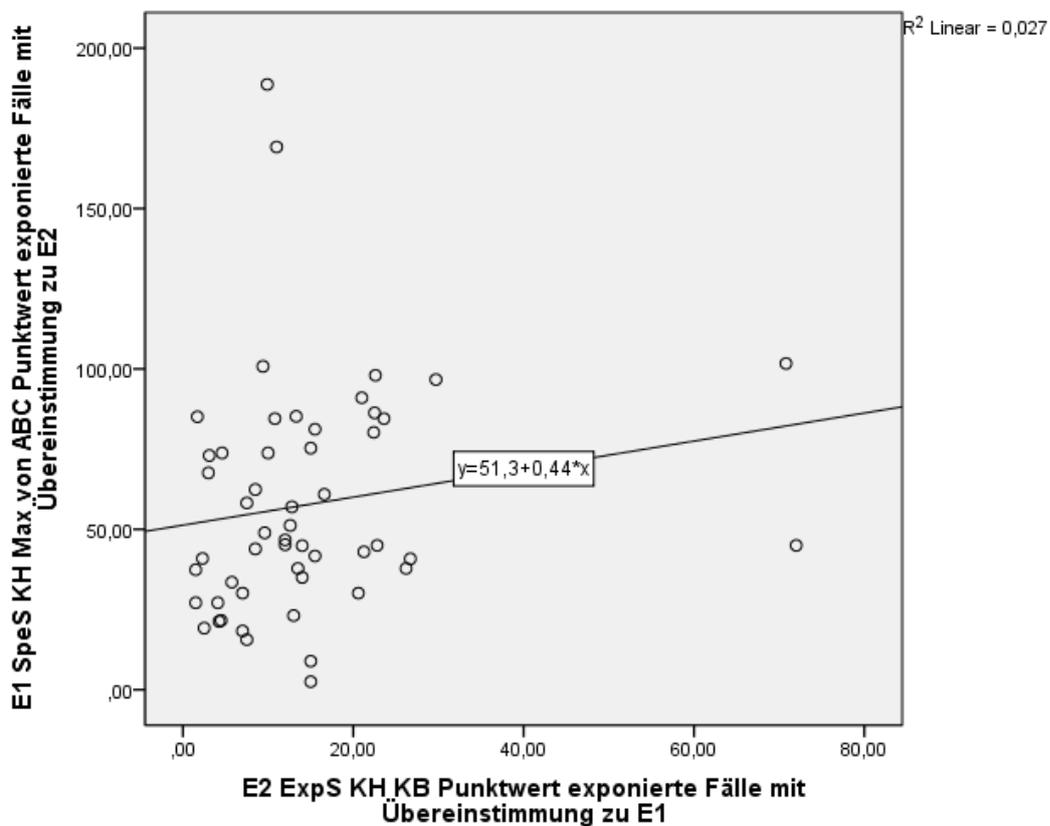
- Beide Variablen können nicht als normalverteilt angenommen werden → Spearman

### 5.4.1.3 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für KH für E1 zu E2

#### Korrelationen

		E1 SpeS KH Max von ABC Punktwert expo- nierte Fälle mit Übereinstim- mung zu E2	E2 ExpS KH KB Punktwert expo- nierte Fälle mit Übereinstim- mung zu E1
Spearman-Rho	E1 SpeS KH Max von ABC Punktwert exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E2	Korrelationskoeffizient	1,000
		Sig. (1-seitig)	,287*
		N	52
	E2 ExpS KH KB Punktwert exponierte Fälle mit Überein- stimmung zu E1	Korrelationskoeffizient	,287*
		Sig. (1-seitig)	,019
		N	52

\*. Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (einseitig).



### 5.4.2 Auswertung für Belastungsarte KH für Kategorien (nur exponiert)

- Ausgehend von der Punktwertbetrachtung werden die gleichen 52 Fälle (exponiert + Übereinstimmend) für die weitere Auswertung und den Vergleich berücksichtigt

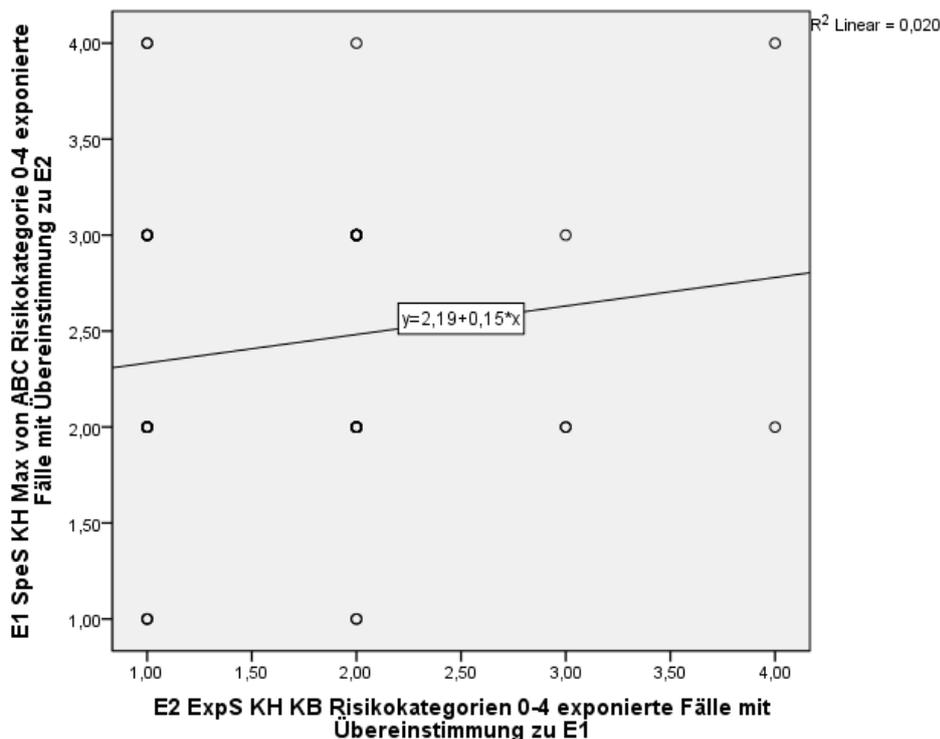
#### 5.4.2.1 Test auf Normalverteilung für Testauswahl

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E2 ExpS KH KB Risikokategorien 0-4 exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E1	,263	52	,000	,761	52	,000
E1 SpeS KH Max von ABC Risikokategorie 0-4 exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E2	,254	52	,000	,857	52	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Nicht normalverteilt → Spearman
- Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Risikokategorien für KH für E1 zu E2

#### 5.4.2.2 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für KH Risikokategorien (E1-E2)



## Korrelationen<sup>a</sup>

		E1	E2
	E2 ExpS KH KB Risikokategorien 0-4 exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu		E1 SpeS KH Max von ABC Risikokategorie 0-4 exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E2
Spearman-Rho	E2 ExpS KH KB Risikokate- gorien 0-4 exponierte Fälle mit Übereinstimmung zu E1	Korrelationskoeffizient 1,000	,125
		Sig. (1-seitig)	,189
	E1 SpeS KH Max von ABC Risikokategorie 0-4 expo- nierte Fälle mit Übereinstim- mung zu E2	Korrelationskoeffizient ,125	1,000
		Sig. (1-seitig)	,189

a. Listenweises N= 52

### 5.5 Auswertung für Belastungsart „Körperbewegung“

- Auswertung direkt nicht möglich, da differente Definition von Bewegung zwischen BAuA und IAD bzw. Speziellem- und Expertenscreening
- Keine übereinstimmenden Bewertungen → keine Bewertung möglich

### 5.6 Auswertung Max Risikokategorie/ Punktwert E1 zu Gesamtbewertung E2

- Zur Gegenüberstellung zwischen dem Gesamtwert der Belastung, wie nach Verfahren von E2 berechnet, wird als beste Näherung für E1 der maximale Punktwert bzw. die höchste Risikokategorie verwendet.

#### 5.6.1 Auswertung für die Gesamtbelastung für Punktwerte

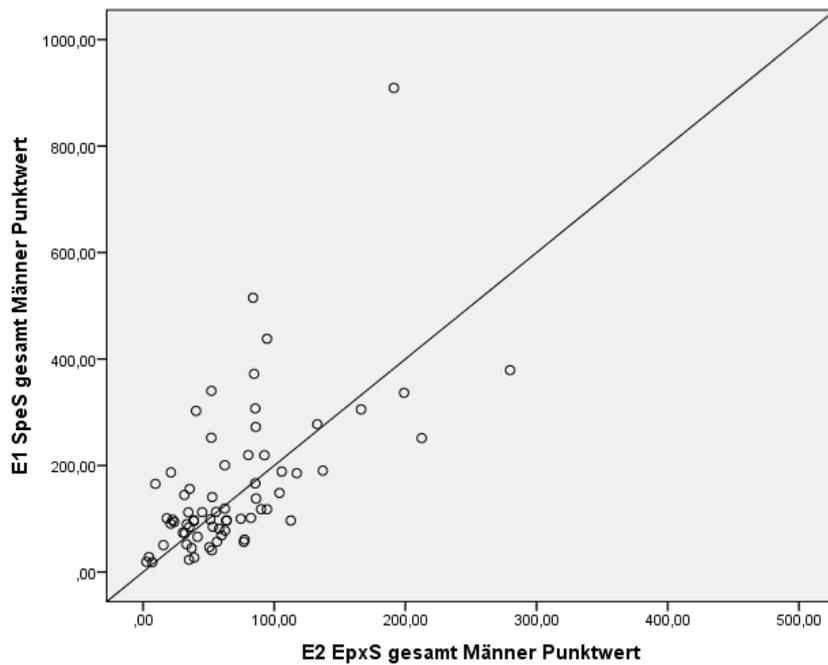
##### 5.6.1.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

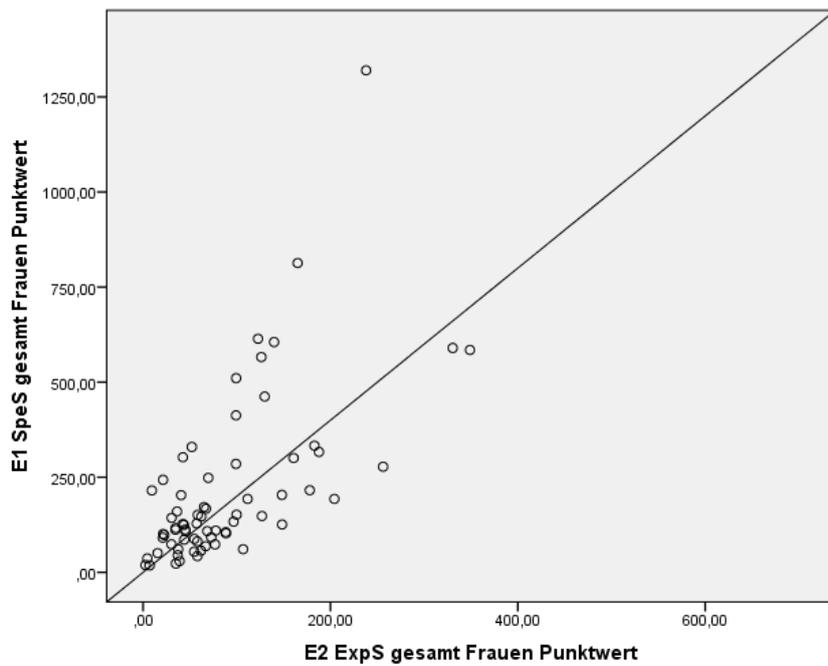
- Alle 70 Datensätze wurden mit Punktwerten > 0 bewertet, weshalb alle Daten für die Auswertung zulässig sind.
- Die Betrachtung erfolgt getrennt für Männer und Frauen.

### Statistiken

		E1 SpeS ge- samt Männer Punktwert	E1 SpeS ge- samt Frauen Punktwert	E2 EpxS ge- samt Männer Punktwert	E2 ExpS gesamt Frauen Punkt- wert
N	Gültig	70	70	68	68
	Fehlend	0	0	2	2
Mittelwert		159,3257	212,5129	68,6199	86,8743
Median		110,3500	130,8500	56,0000	63,6000
Standardabweichung		140,42216	217,18326	51,31275	71,97778
Spannweite		890,90	1301,40	277,30	346,40
Minimum		18,30	18,30	2,50	2,50
Maximum		909,20	1319,70	279,80	348,90

#### 5.6.1.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für Gesamtbewertung (68 Fälle)





### 5.6.1.3 Test auf Normalverteilung zur Testauswahl

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS gesamt Männer Punktwert	,198	68	,000	,750	68	,000
E1 SpeS gesamt Frauen Punktwert	,214	68	,000	,723	68	,000
E2 EpxS gesamt Männer Punktwert	,155	68	,000	,844	68	,000
E2 ExpS gesamt Frauen Punktwert	,169	68	,000	,842	68	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Alle Variablen können nicht als normalverteilt angenommen werden → Spearman

### 5.6.1.4 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Punktwerte für Gesamtbewertung für E1 zu E2

#### Korrelationen

				E1 SpeS gesamt Männer Punktwert	E1 SpeS gesamt Frauen Punktwert	E2 EpxS gesamt Männer Punktwert	E2 ExpS gesamt Frauen Punktwert
Spearman- Rho	E1 SpeS Männer Punktwert	gesamt	Korrelationskoeffi- zient	1,000	,959**	,603**	,635**
			Sig. (1-seitig)	.	,000	,000	,000
			N	70	70	68	68
	E1 SpeS Frauen Punktwert	gesamt	Korrelationskoeffi- zient	,959**	1,000	,593**	,636**
			Sig. (1-seitig)	,000	.	,000	,000
			N	70	70	68	68
	E2 EpxS Männer Punktwert	gesamt	Korrelationskoeffi- zient	,603**	,593**	1,000	,963**
			Sig. (1-seitig)	,000	,000	.	,000
			N	68	68	68	68
	E2 ExpS Frauen Punktwert	gesamt	Korrelationskoeffi- zient	,635**	,636**	,963**	1,000
			Sig. (1-seitig)	,000	,000	,000	.
			N	68	68	68	68

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).

## 5.6.2 Auswertung der Gesamtbelastung für Kategorien

### 5.6.2.1 Identifizierung des vergleichbaren Datensatzes

- Alle 70 Datensätze wurden mit Punktwerten > 0 bewertet, weshalb alle Daten für die Auswertung zulässig sind.
- Die Betrachtung erfolgt getrennt für Männer und Frauen.

### E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	2	2,9	2,9	2,9
	erhöht	6	8,6	8,6	11,4
	wesentlich erhöht	23	32,9	32,9	44,3
	hoch	39	55,7	55,7	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

### E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	2	2,9	2,9	2,9
	erhöht	5	7,1	7,1	10,0
	wesentlich erhöht	14	20,0	20,0	30,0
	hoch	49	70,0	70,0	100,0
	Gesamt	70	100,0	100,0	

### E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	4	5,7	5,9	5,9
	erhöht	6	8,6	8,8	14,7
	wesentlich erhöht	16	22,9	23,5	38,2
	hoch	42	60,0	61,8	100,0
	Gesamt	68	97,1	100,0	
Fehlend	System	2	2,9		
Gesamt		70	100,0		

### E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Pro- zente	Kumulierte Pro- zente
Gültig	gering	4	5,7	5,9	5,9
	erhöht	5	7,1	7,4	13,2
	wesentlich erhöht	16	22,9	23,5	36,8
	hoch	43	61,4	63,2	100,0
	Gesamt	68	97,1	100,0	
Fehlend	System	2	2,9		
Gesamt		70	100,0		

#### 5.6.2.2 Deskriptiver Vergleich der Datensätze für Gesamtbewertung (68 Fälle)

### E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4 \* E2 ExpS gesamt Männer Risikokate- gorien 1-4 Kreuztabelle

Anzahl

		E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich er- höht	hoch	
E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	2	6
	wesentlich erhöht	0	4	8	11	23
	hoch	1	2	5	29	37
Gesamt		4	6	16	42	68

## E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4 \* E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4 Kreuztabelle

Anzahl

		E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	1	5
	wesentlich erhöht	0	3	3	8	14
	hoch	1	2	10	34	47
Gesamt		4	5	16	43	68

### 5.6.2.3 Test auf Normalverteilung für Testauswahl

#### Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	,310	68	,000	,763	68	,000
E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	,395	68	,000	,663	68	,000
E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	,365	68	,000	,689	68	,000
E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	,372	68	,000	,673	68	,000

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

- Nicht normalverteilt → Spearman

5.6.2.4 Korrelation der übereinstimmenden und exponierten Risikokategorien  
gesamt vs. max für E1 zu E2

**Korrelationen**

				E1 SpeS gesamt Männer Ri- sikokatego- rien 1-4	E1 SpeS gesamt Frauen Ri- sikokatego- rien 1-4	E2 ExpS gesamt Männer Ri- sikokatego- rien 1-4	E2 ExpS gesamt Frauen Ri- sikokatego- rien 1-4
Spearman- Rho	E1 SpeS Männer Risikokate- gorien 1-4	gesamt Risikokate- gorien 1-4	Korrelationskoeffi- zient	1,000	,804**	,409**	,386**
			Sig. (1-seitig)	.	,000	,000	,001
			N	70	70	68	68
	E1 SpeS Frauen Risikokatego- rien 1-4	gesamt Risikokatego- rien 1-4	Korrelationskoeffi- zient	,804**	1,000	,385**	,363**
			Sig. (1-seitig)	,000	.	,001	,001
			N	70	70	68	68
	E2 ExpS Männer Risikokate- gorien 1-4	gesamt Risikokate- gorien 1-4	Korrelationskoeffi- zient	,409**	,385**	1,000	,976**
			Sig. (1-seitig)	,000	,001	.	,000
			N	68	68	68	68
E2 ExpS Frauen Risikokatego- rien 1-4	gesamt Risikokatego- rien 1-4	Korrelationskoeffi- zient	,386**	,363**	,976**	1,000	
		Sig. (1-seitig)	,001	,001	,000	.	
		N	68	68	68	68	

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (einseitig).

### E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4 \* E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4 Kreuztabelle

Anzahl

		E2 ExpS gesamt Männer Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS gesamt Männer Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	2	6
	wesentlich erhöht	0	4	8	11	23
	hoch	1	2	5	29	37
Gesamt		4	6	16	42	68

### Symmetrische Maße

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Ordinal- bzgl. Ordinalmaß	Gamma	,585	,136	3,330	,001
Anzahl der gültigen Fälle		68			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

### E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4 \* E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4 Kreuztabelle

Anzahl

		E2 ExpS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4				Gesamt
		gering	erhöht	wesentlich erhöht	hoch	
E1 SpeS gesamt Frauen Risikokategorien 1-4	gering	2	0	0	0	2
	erhöht	1	0	3	1	5
	wesentlich erhöht	0	3	3	8	14
	hoch	1	2	10	34	47
Gesamt		4	5	16	43	68

### Symmetrische Maße

		Wert	Asymptotischer Standardfehler <sup>a</sup>	Näherungsweise t <sup>b</sup>	Näherungsweise Signifikanz
Ordinal- bzgl. Ordinalmaß	Gamma	,563	,147	2,676	,007
Anzahl der gültigen Fälle		68			

a. Die Null-Hypothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

## 6 Literatur

Landis, J. R.; & Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33, 159-174.

Klußmann, A.; Liebers, F.; Schust, M.; Brandstädt, F.; Ditchen, D.; Hoehne-Hückstädt, U.; Steinberg, U.; Hartmann, B.; Sinn-Behrendt, A.; Schaub, K.; Jäger, M.; Jordan, C.; Gebhardt, H. (2015). Studienprotokoll zum Projekt MEGAPHYS.

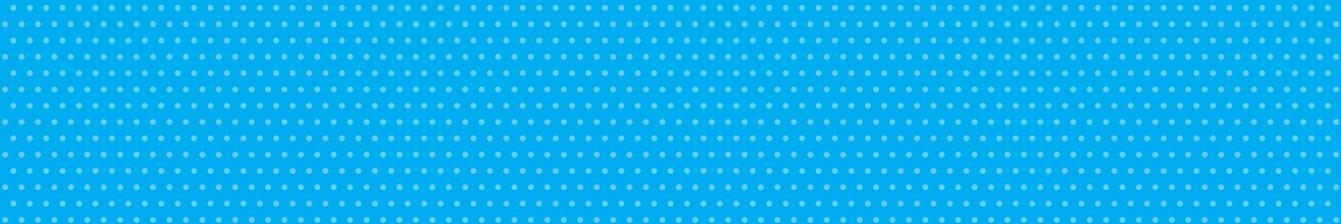
## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Interpretationstabelle von Cohen's Kappa (Landis & Koch, 1977).....	3
Abbildung 2: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Heben, Halten, Tragen. Links: Männer, Rechts: Frauen.....	5
Abbildung 3: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Ziehen & Schieben. Links: Männer, Rechts: Frauen. ....	7
Abbildung 4: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse.....	10
Abbildung 5: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Aktionskräfte. Links: Männer, Rechts: Frauen.....	11
Abbildung 6: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die Belastungsart Körper(zwangs)haltung.....	13
Abbildung 7: Scatterplot der Punktwerte für exponierte Fälle für die resultierende Gesamtbewertung. Links: Männer, Rechts: Frauen. ....	15

## 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Kreuztabelle der Bewertungen der Lastenhandhabungsarten HHT, ZS sowie HHT und ZS zwischen E1 und E2 .....	4
Tabelle 2: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Heben, Halten, Tragen für E1 und E2 .....	5
Tabelle 3: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Heben, Halten, Tragen für E1 und E2 .....	6
Tabelle 4: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für Heben, Halten, Tragen.....	6
Tabelle 5: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für Heben, Halten, Tragen.....	7
Tabelle 6: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Ziehen & Schieben für E1 und E2 .....	8
Tabelle 7: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Ziehen & Schieben für E1 und E2 .....	8

Tabelle 8: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für Ziehen & Schieben.....	9
Tabelle 9: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für Ziehen & Schieben .....	9
Tabelle 10: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse für E1 und E2.....	10
Tabelle 11: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen von E1 und E2 für Manuelle Arbeitsprozesse .....	11
Tabelle 12: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart Aktionskräfte für E1 und E2.....	12
Tabelle 13: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart Aktionskräfte für E1 und E2.....	12
Tabelle 14: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen der Körper(zwangs)haltung für E1 und E2 .....	14
Tabelle 15: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen von E1 und E2 für die Körper(zwangs)haltung .....	14
Tabelle 16: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Männer der Belastungsart die resultierende Gesamtbewertung für E1 und E2 .....	16
Tabelle 17: Kreuztabelle der kategorialen Bewertungen für Frauen der Belastungsart resultierende Gesamtbewertung für E1 und E2 .....	16
Tabelle 18: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Männer von E1 und E2 für die summarische Bewertung.....	17
Tabelle 19: Ergebnistabelle für Cohen's Kappa hinsichtlich der Übereinstimmung der kategorialen Bewertungen für Frauen von E1 und E2 für die summarische Bewertung.....	17
Tabelle 20: Zusammenfassung der Ergebnisse zur Korrelation und zur Übereinstimmung (Konkordanz) der Bewertungen nach Expertenscreening E2 und Speziellem Screening E1, HHT = Heben, Halten, Tragen, ZS = Ziehen, Schieben, MA = manuelle Arbeitsprozesse, AK = Aktionskräfte/Ganzkörperkräfte, KH = Körper(zwangs)haltung, KB = Körperfortbewegung, Sum = summarische Belastung, Max = Maximale Belastung (während einer Schicht in einer Belastungsart).....	19



# Teil D.2

## Vergleich der Belastungsbewertungen des Speziellen Screenings und der Messtechnischen Analyse

### Autoren

M. Schust<sup>1</sup>, F. Liebers<sup>1</sup>, D. H. Seidel<sup>2</sup>, K. Heinrich<sup>2</sup>,  
B. Weber<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Bundesanstalt für Arbeitsschutz und  
Arbeitsmedizin (BAuA)

<sup>2</sup> Institut für Arbeitsschutz der Deutschen  
Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Fragestellung .....</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Statistische Methoden .....</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>5</b>
3.1	Heben, Halten und Tragen von Lasten (HHT).....	5
3.1.1	Korrelationsanalysen HHT .....	5
3.1.2	Zusammenfassung HHT .....	7
3.2	Ziehen und Schieben von Lasten (ZS).....	7
3.2.1	Korrelationsanalysen ZS.....	7
3.2.2	Zusammenfassung ZS.....	9
3.3	Manuelle Arbeitsprozesse (MA).....	9
3.3.1	Korrelationsanalysen MA .....	9
3.3.2	Zusammenfassung MA .....	11
3.4	Ganzkörperkräfte (GK).....	12
3.4.1	Korrelationsanalysen GK .....	12
3.4.2	Zusammenfassung GK .....	14
3.5	Körperfortbewegung (KB) .....	14
3.5.1	Korrelationsanalysen KB.....	14
3.5.2	Zusammenfassung KB.....	16
3.6	Körperzwangshaltung Rücken, Schultern/Arme und Knie/Beine (KH-A, KH-B, KH-C) .....	16
3.6.1	Korrelationsanalysen KH-A (Rücken).....	16
3.6.2	Zusammenfassung KH-A (Rücken) .....	18
3.6.3	Korrelationsanalysen KH-B (Schultern/Arme) .....	19
3.6.4	Zusammenfassung KH-B (Schultern/Arme) .....	21
3.6.5	Korrelationsanalysen KH-C (Knie/Beine) .....	22
3.6.6	Zusammenfassung KH-C (Knie/Beine) .....	24
3.7	Zusammenfassung und Methodenkritik .....	24
<b>4</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>26</b>
4.1	Anhang 1 .....	26
4.2	Anhang 2 .....	42
4.3	Anhang 3 .....	58
4.4	Anhang 4 .....	60
4.5	Anhang 5 .....	61
4.6	Anhang 6 .....	62
4.7	Anhang 7 .....	63
4.8	Anhang 8 .....	66
4.9	Anhang 9 .....	68

# 1 Einleitung und Fragestellung

Im Rahmen von MEGAPHYS wurden auf drei Ebenen Gefährdungsbeurteilungstools für den Feldeinsatz entwickelt: E1 „Spezielles Screening“, E2 „Expertenscreening“, E3 „Messtechnische Analysen“. Anhand der in der Feldstudie erhobenen Daten war die Frage zu beantworten, inwieweit die Beurteilungsergebnisse miteinander vergleichbar sind. In diesem Kapitel wird dargestellt, in welchem Maße die messtechnisch erhobenen Parameter mit den Beurteilungen nach Speziellem Screening (Leitmerkmalmethoden) zusammenhängen.

Zur Bewertung auf der Ebene des Speziellen Screenings stehen sechs Leitmerkmalmethoden für die Belastungsarten

- manuelles Heben, Halten und Tragen von Lasten,
- manuelles Ziehen und Schieben von Lasten,
- manuelle Arbeitsprozesse,
- Ganzkörperkräfte,
- Körperfortbewegung und
- Körperzwangshaltung

zur Verfügung. Bei der Messtechnischen Analyse erfolgt die Belastungsbewertung getrennt für die Körperregionen

- Nacken/HWS,
- Schultern/Oberarme,
- Ellenbogen/Unterarme,
- Handgelenke/Hände,
- unterer Rücken/LWS,
- Hüfte,
- Knie sowie
- Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems und des Energieumsatzes.

Aufgrund des unterschiedlichen Bewertungsansatzes (Belastungsart-spezifische Bewertung vs. Körperregion-spezifische Bewertung) gibt es Limitationen bzgl. der Vergleichbarkeit der Bewertungsergebnisse beider Methodenebenen. Während sich die Punktwerte und Risikoeinstufungen des Speziellen Screenings auf den Anteil der Arbeitsschicht beziehen, in dem die jeweilige Belastungsart auftrat, beziehen sich die Belastungsbewertungen der Messtechnischen Analyse auf die gesamte Schicht ohne Unterscheidung der Belastungsart. Die Einschränkungen ergeben sich daraus, dass in einer Schicht in der i. d. R. mehr als eine Belastungsart vorkam (siehe auch „Zusammenfassung und Methodenkritik“).

Die Schnittstelle für den Vergleich beider Bewertungsverfahren stellt das gemeinsame Verständnis der Belastungsarten auf die Zielregionen dar (vgl. Band 1 Kapitel 2.2).

Gemäß diesem gemeinsam festgelegten Bewertungsmaßstab war die grundlegende Annahme hinter dem Vergleich, dass ein Zusammenhang zwischen den Belastungsbewertungen beider Methodenebenen besteht. Wird bspw. anhand einer Leitmerkmalmethode ein hohes Risiko ermittelt, sollte sich dies in den Ergebnissen der Messtechnischen Analyse insofern widerspiegeln, als dass auch hohe Belastungen für eine oder mehrere Körperregionen ermittelt werden, die mit der jeweiligen Belastungsart assoziiert sind.

## 2 Statistische Methoden

Die Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 25 durchgeführt. Für die Auswertung des Gesamtdatensatzes standen in jeder Variable maximal 162 Arbeitsplätze aus der Feldstudie für den Vergleich zur Verfügung. Die Anzahl reduzierte sich bis auf 125 Arbeitsplätze, wenn einzelne Bewertungen in Ebene 1 oder Ebene 3 nicht vorlagen. Die Daten sind wie vorhanden in die Analysen eingegangen. Die Verteilung wurde vorab mittels Boxplots und x-y-Diagrammen optisch geprüft. Ausreißer wurden nicht eliminiert.

Für die metrischen und die kategorialen Variablen wurden die Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Spearman-Rho berechnet. Wenn die Messwerte nicht in kategorialer Form vorlagen, weil keine Risikokategorien definiert waren, wurden sie in Quartile eingeteilt. War dies wegen zu hoher Granularität der Daten nicht möglich, wurden Terzile verwendet. Die kategorialen Messwerte wurden mit den kategorialen Punktskoren (Risikokategorien) verglichen. Dabei wurden beim Speziellen Screening die Kategorien 0 (nicht exponiert, d. h. die Belastungsart kam am Arbeitsplatz nicht vor) und 1 (gering exponiert) in einer Kategorie (bezeichnet mit 1) zusammengefasst. Für die Messparameter existiert per Definition keine Kategorie 0.

Die Korrelationskoeffizienten sind in den Tabellen farblich markiert. Die verbale Bewertung des Zusammenhangs wurde folgendermaßen festgelegt:

- $0,3 \leq |r|$  mittelstarker Zusammenhang (rosa)
- $0,4 \leq |r|$  stärkerer Zusammenhang (grün)
- $0,5 \leq |r|$  starker Zusammenhang (gelb)

Die Ergebnisse für Pearson und Spearman-Rho unterschieden sich kaum voneinander. Der eine Koeffizient war auch nicht systematisch höher oder niedriger als der andere. Da die betrachteten Stichproben nicht bivariat normalverteilt sind, sollten die nicht parametrischen Koeffizienten (Rangkorrelationskoeffizient Spearman-Rho) zur Interpretation des Zusammenhangs der untersuchten Größen herangezogen werden. In den folgenden Kapiteln werden deshalb nur die Werte für Spearman-Rho angegeben.

In den Anhängen 1 bis 9 finden sich die grafischen Darstellungen zum Zusammenhang zwischen den Bewertungen nach Speziellem Screening und den Messparametern. Für die metrischen Werte sind x-y-Diagramme (Streudiagramme) mit Anpassungslinie sowie mit integrierten Boxplots zur Darstellung der Verteilung der Daten verwendet wurden. Die kategorialen Werte werden in Boxplots präsentiert. Die Diagramme sind nur für die Belastungsart Heben, Halten und Tragen (HHT) für Männer einmal vollständig für alle metrischen und kategorialen Werte dargestellt. Für alle anderen Belastungsarten und für HHT (Frauen) werden nur ausgewählte Diagramme für Variablen gezeigt, die höhere Rangkorrelationskoeffizienten aufwiesen oder bei denen entsprechend den theoretischen Vorüberlegungen ein Zusammenhang vermutet wurde. Mit dieser Auswahl ist sichergestellt, dass die Verteilung aller Messparameter sowie der Bewertungen nach Speziellem Screening für Männer mindestens einmal präsentiert wird, der Anhang aber insgesamt nicht zu lang wird.

Die x-y-Diagramme gaben keine Hinweise auf eventuelle andere mathematische Zusammenhänge wie z. B. Potenz-, Exponential- oder Logarithmusfunktionen.

Auf die Darstellung des Kontingenzkoeffizienten Cohens Kappa wurde verzichtet. Der Koeffizient erscheint als Zusammenhangsmaß wenig geeignet, da er nicht nur einen generellen Zusammenhang, sondern eine Beurteilenden-Übereinstimmung prüft, also Kategorie 1/Ebene 1 = Kategorie 1/Ebene 3 usw. bis Kategorie 4/Ebene 1 = Kategorie 4/Ebene 3. Ein bestehender Zusammenhang im Sinne einer ansteigenden Kategorie der Punktskore bei steigender Kategorie des Messparameters kann mit einem geringen Kappa-Wert verbunden sein, wenn die

Urteile (Kategorien) nicht übereinstimmen. Es kann nicht erwartet werden, dass einzelne Messparameter genau dieselbe Risikokategorie anzeigen wie der Punktwert nach Speziellem Screening. Man kann annehmen, dass immer mehrere Messparameter in Kombination bei den Speziellen Screenings zu einer Risikokategorie beitragen. Umgekehrt gilt, dass i. d. R. mehrere Belastungsarten zu der für einen Belastungsindikator ermittelten Risikokategorie beitragen. Die Einordnung in Risikokategorien beider Methoden beruht auf unterschiedlichen Herangehensweisen, weshalb von vornherein keine Beurteilenden-Übereinstimmung erwartet werden konnte (siehe auch „Zusammenfassung und Methodenkritik“).

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Heben, Halten und Tragen von Lasten (HHT)

#### 3.1.1 Korrelationsanalysen HHT

Die Punktschichten nach Bewertung mit Speziellem Screening für HHT sind für Männer und Frauen unterschiedlich. Die Ergebnisse werden deshalb für Männer und Frauen separat dargestellt (Tabelle 3.1-1). Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen und kategorialen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich in den Anhängen 1 und 2. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 115 Arbeitsplätze eine Punktschicht größer Null.

*Tabelle 3.1-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Heben, Halten und Tragen“ und E3 „Messtechnische Parameter“, (M) = Männer, (F) = Frauen, n = 147 bis 162 Arbeitsplätze*

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,006	0,020	-0,020	0,031
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,175*	0,192*	0,106	0,092
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,145	0,124	0,121	0,052
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	0,381**	0,385**	0,368**	0,313**
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	0,241**	0,235**	0,237**	0,201*
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	0,294**	0,291**	0,232**	0,206**
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	0,201*	0,219**	0,165*	0,149
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	0,454**	0,462**	0,400**	0,390**
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	0,283**	0,273**	0,251**	0,172*
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	-0,035	0,008	-0,097	-0,069
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	-0,153	-0,098	-0,014	0,021

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	0,367**	0,385**	0,313**	0,290**
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	0,392**	0,388**	0,348**	0,302**
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	0,234**	0,247**	0,202*	0,182*
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	0,433**	0,420**	0,432**	0,374**
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	0,141	0,144	-0,132	-0,123
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	0,128	0,159	-0,138	-0,157
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	0,211**	0,229**	0,153	0,129
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	0,508**	0,533**	0,489**	0,487**
E3_m(M/F)/k(M/F)20	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS	0,501**	0,658**	0,444**	0,572**
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	0,340**	0,366**	0,290**	0,276**
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	-0,001	-0,001	-0,006	0,003
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	0,042	0,039	0,039	0,046
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,197*	0,211**	0,223**	0,232**
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,154	0,178*	0,175*	0,181*
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,110	0,121	0,118	0,144
E3_m/k(M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ]	0,303**	0,335**	0,293**	0,361**
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	0,782**	0,782**	0,742**	0,725**

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.1.2 Zusammenfassung HHT

Die Korrelationsanalysen zeigen einen starken linearen Zusammenhang ( $r \geq 0,5$ ) zwischen den metrischen Werten der Beurteilung mit dem speziellen Screening für HHT (Punktsummen) und drei der 28 messtechnischen Parameter:

- kumulative Dosis der Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh] (E3\_m19)
- Anzahl richtwertüberschreitender Vorgänge LWS für Männer und Frauen (E3\_m20M und E3\_m20F)
- Anzahl der Lastgewichtshandhabungen beim Heben, Halten und Tragen (E3\_m28).

Für die kategorialen Variablen konnten ähnliche Zusammenhänge nachgewiesen werden. Bei E3\_k19, E3\_k20M sowie E3\_k28 waren die die Korrelationskoeffizienten etwas niedriger, lagen aber immer noch über 0,4.

Diese drei Messparameter sind auch inhaltlich stark mit dem Heben, Halten und Tragen verbunden. Die Zusammenhänge sind plausibel. Bei den anderen messtechnischen Parametern war der lineare Zusammenhang nicht so eindeutig, wurde aber auch nicht erwartet, wie beispielsweise bei kniebelastenden Haltungen oder Haltungswechseln.

## 3.2 Ziehen und Schieben von Lasten (ZS)

### 3.2.1 Korrelationsanalysen ZS

Die Punktsummen nach Bewertung mit Speziellem Screening für ZS sind für Männer und Frauen unterschiedlich. Die Ergebnisse werden deshalb für Männer und Frauen separat dargestellt (Tabelle 3.2-1). Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen und kategorialen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 3. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 84 Arbeitsplätze eine Punktsumme größer Null.

*Tabelle 3.2-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Ziehen und Schieben“ und E3 „Messtechnische Parameter“, (M) = Männer, (F) = Frauen, n = 147 bis 162 Arbeitsplätze*

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	-0,120	-0,120	-0,180*	-0,140
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,013	0,013	0,005	0,036
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,010	0,010	-0,006	-0,007
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	0,112	0,112	0,202*	0,155*
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	0,042	0,042	0,138	0,096

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	-0,018	-0,018	-0,067	-0,069
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	0,204**	0,204**	0,165*	0,182*
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,007	-0,007	0,127	0,103
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,060	-0,060	-0,014	-0,047
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,049	0,049	0,095	0,141
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,079	0,079	0,106	0,112
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	0,112	0,112	0,138	0,090
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	0,110	0,110	0,111	0,063
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	0,259**	0,259**	0,262**	0,212**
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	0,062	0,062	0,081	0,076
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	0,083	0,083	-0,037	-0,038
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	0,104	0,104	-0,167*	-0,117
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	-0,044	-0,044	-0,156*	-0,120
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	0,042	0,041	0,132	0,067
E3_m(M/F)/k(M/F)20	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS	0,164*	0,163*	0,168*	0,178*
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	0,046	0,047	0,025	0,045
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	-0,031	-0,031	-0,075	0,011
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungsverwechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	-0,059	-0,059	-0,081	-0,001
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,410**	0,410**	0,312**	0,331**
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,431**	0,431**	0,424**	0,433**

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,397**	0,397**	0,347**	0,402**
E3_m/k (M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ]	0,448**	0,448**	0,504**	0,406**
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandlungen (HHT)	0,063	0,063	0,124	0,067

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.2.2 Zusammenfassung ZS

Die Korrelationsanalysen zeigen einen starken linearen Zusammenhang ( $r \geq 0,5$ ) zwischen den kategorialen Werten der Beurteilung mit dem speziellen Screening für ZS für Männer und einem messtechnischen Parameter:

- Arbeitsenergieumsatz [kJ], kategorial Männer (E3\_k27M).

Für alle anderen metrischen und kategorialen Messparameter, welche die energetische Beanspruchung widerspiegeln, lagen die Korrelationskoeffizienten mindestens oberhalb von 0,3.

Das Ziehen und Schieben von Lasten gehört neben der Körperfortbewegung und dem Ausüben von Ganzkörperkräften zu den energetisch beanspruchenden Tätigkeiten. Insofern sind die Ergebnisse plausibel. Andere naheliegende Zusammenhänge, wie beispielsweise zum kumulativen Schultermoment, haben sich nicht bestätigt. Dies lässt sich damit erklären, dass z. B. beim Heben, Halten und Tragen i. d. R. höhere Schultermomente erwartet werden als beim Ziehen und Schieben. Zudem kam die Belastungsart HHT in der Stichprobe häufiger vor. Daher ist es plausibel, dass ein positiver Zusammenhang mit den HHT-Punktwerten gefunden wurde (vgl. Tabelle 3.1-1), während sich kein Zusammenhang mit den ZS-Punktwerten nachweisen ließ. Ähnliches gilt für weitere Belastungsindikatoren der oberen Extremität und des Rückens, die sowohl eng mit Ziehen und Schieben als auch eng mit Heben, Halten und Tragen verbunden sind.

Nach Bewertung mit dem Speziellen Screening ZS wurden Männern und Frauen zwar unterschiedliche Punktskizzen zugewiesen, sie unterscheiden sich aber nur um den Faktor 1,3. Aus diesem Grund sind auch die Korrelationskoeffizienten für die metrischen Größen identisch, mit Ausnahme der Variable, bei der auch der metrische Wert des Messparameters zwischen Männern und Frauen unterscheidet (E3\_m(M/F)20).

## 3.3 Manuelle Arbeitsprozesse (MA)

### 3.3.1 Korrelationsanalysen MA

Tabelle 3.3-1 zeigt die berechneten Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman. Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen und kategorialen Daten von Speziell Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 4. Von den insgesamt maximal 140 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur

Verfügung standen, hatten 92 Arbeitsplätze eine Punktsumme größer Null nach Bewertung mit Speziellem Screening für MA.

Tabelle 3.3-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Manuelle Arbeitsprozesse“ und E3 „Messtechnische Parameter“, n = 125 bis 140 Arbeitsplätze

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,169*	0,083
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,114	0,058
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,131	0,060
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	-0,195*	-0,295**
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	-0,125	-0,180*
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	-0,111	-0,142
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	0,095	-0,002
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	0,041	-0,041
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	0,032	-0,046
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,240**	0,382**
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,527**	0,397**
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	0,103	0,078
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	0,081	0,036
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	0,060	-0,002
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	-0,127	-0,214*
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	-0,149	0,167
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	0,007	0,102
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	-0,196*	-0,294**
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	-0,013	-0,052

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k20M	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Männer	-0,328**	-0,344**
E3_m/k20F	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen	-0,143	-0,160
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,391**	-0,387**
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	0,053	-0,035
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	-0,020	-0,097
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,083	0,125
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,085	0,071
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,130	0,145
E3_m/k(M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ], metrisch Männer und Frauen nicht getrennt, kategorial Männer (Frauen in Klammern)	0,058	0,027 (-0,003)
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,190*	-0,206*

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.3.2 Zusammenfassung MA

Die Korrelationsanalysen zeigen einen starken linearen Zusammenhang ( $r \geq 0,5$ ) zwischen den metrischen Werten der Beurteilung mit dem speziellen Screening für MA und einem messtechnischen Parameter:

- Zeitanteil nicht empfohlene Haltung des Handgelenks rechts [%] (E3\_m11).

Für die kategorialen Variablen liegt der Korrelationskoeffizient für den Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen des Handgelenks links und rechts oberhalb von 0,3. Die positiven linearen Zusammenhänge mit diesem Messparameter sind plausibel, da manuelle Arbeitsprozesse häufig mit ungünstigen Stellungen und Bewegungen der Handgelenke einhergehen.

Die negativen Zusammenhänge ( $-0,3 \geq r > -0,4$ ) mit der Anzahl der richtwertüberschreitenden Vorgänge in der Lendenwirbelsäule (LWS) für Männer sowie der Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten sind erklärungsbedürftig. Es bedeutet, dass die Punktsumme nach Speziellem Screening umso größer ist, je geringer die Anzahl der richtwertüberschreitenden Vorgänge sowie die Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken sind. Manuelle Arbeitsprozesse werden häufig im Sitzen oder Stehen ausgeführt, und bei solchen Tätigkeiten wurde niemals zeitgleich mit dem Speziellen Screening für andere Belas-

tungsarten wie z. B. HHT bewertet. Die höheren Punktsommen für die Tätigkeiten mit manuellen Arbeitsprozessen kamen eventuell eher durch eine längere Gesamtdauer aller Teil-Tätigkeiten zustande als durch erhöhte Krafterausübung oder anderer Merkmale. Somit ist anzunehmen, dass bei hohen Punktsommen und Risikokategorien der Belastungsart MA kaum andere Belastungsarten während des Arbeitstages auftraten. Damit war vermutlich die Wahrscheinlichkeit einer hohen Anzahl richtwertüberschreitender Vorgänge in der LWS sowie einer hohen Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken verringert.

### 3.4 Ganzkörperkräfte (GK)

#### 3.4.1 Korrelationsanalysen GK

Die Punktsommen nach Bewertung mit Speziellem Screening für GK sind für Männer und Frauen unterschiedlich. Die Ergebnisse werden deshalb für Männer und Frauen separat dargestellt (Tabelle 3.4-1). Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 5. Von den insgesamt maximal 161 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 46 Arbeitsplätze eine Punktsomme größer Null.

*Tabelle 3.4-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Ganzkörperkräfte“ und E3 „Messtechnische Parameter“, (M) = Männer, (F) = Frauen, n = 146 bis 161 Arbeitsplätze*

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,144	0,145	0,087	0,087
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	-0,041	-0,042	-0,069	-0,069
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,082	0,080	0,058	0,058
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	-0,110	-0,115	-0,106	-0,106
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	-0,036	-0,039	-0,033	-0,033
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	0,055	0,056	0,006	0,006
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	-0,118	-0,121	-0,172*	-0,172*
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,077	-0,081	-0,166*	-0,166*
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,060	-0,062	-0,238**	-0,238**

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,059	0,063	0,156	0,156
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,189*	0,191*	0,055	0,055
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	-0,127	-0,130	-0,134	-0,134
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	-0,111	-0,114	-0,111	-0,111
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	0,040	0,039	-0,043	-0,043
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	0,090	0,090	0,069	0,069
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	-0,160	-0,161	0,152	0,152
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	-0,028	-0,027	0,090	0,090
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	-0,137	-0,141	-0,156*	-0,156*
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	-0,006	-0,012	0,009	0,009
E3_m(M/F)/k(M/F)20	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwertüberschreitender Vorgänge LWS	-0,129	-0,028	-0,124	-0,025
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,086	-0,083	-0,084	-0,084
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	-0,270**	-0,269**	-0,275**	-0,275**
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungsverwechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	-0,252**	-0,252**	-0,270**	-0,270**
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,191*	0,194*	0,263**	0,263**
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,160	0,162*	0,195*	0,195*
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,208*	0,211**	0,158	0,158
E3_m/k(M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ]	0,117	0,115	0,058	0,128
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,089	-0,091	-0,056	-0,056

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.4.2 Zusammenfassung GK

Keiner der 28 messtechnischen Parameter weist einen linearen Zusammenhang mit den Bewertungen nach dem Speziellen Screening für Ganzkörperkräfte auf. Eine Ursache könnte darin liegen, dass die Belastungsart „Ganzkörperkräfte“ je nach auszuführender Arbeitsaufgabe sehr verschiedene Körperregionen betreffen kann und sich damit nicht spezifisch in einzelnen Messparametern wiederfindet. Hinzu kommt, dass die Gesamtdauer aller Teil-Tätigkeiten mit dieser Belastungsart bei den meisten Arbeitsplätzen unterhalb von 3 Stunden lag. Damit traten während des Arbeitstages andere Belastungsarten auf, welche die Werte der Messparameter eventuell stärker beeinflusst haben als die Tätigkeiten mit Ausübung von Ganzkörperkräften.

Nach Bewertung mit dem Speziellen Screening GK wurden Männern und Frauen zwar unterschiedliche Punktskizzen zugewiesen, die Risikokategorien waren aber exakt dieselben. Aus diesem Grund sind auch die Korrelationskoeffizienten für die kategorialen Größen identisch mit Ausnahme der Variablen, bei denen auch die Risikokategorien der Messparameter zwischen Männern und Frauen unterscheiden (E3\_k(M/F)20 und E3\_k(M/F)27).

## 3.5 Körperfortbewegung (KB)

### 3.5.1 Korrelationsanalysen KB

Die Punktskizzen nach Bewertung mit Speziellem Screening für KB sind für Männer und Frauen unterschiedlich. Die Ergebnisse werden deshalb für Männer und Frauen separat dargestellt (Tabelle 3.5-1). Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 6. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 40 Arbeitsplätze eine Punktskizze größer Null.

*Tabelle 3.5-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Körperfortbewegung“ und E3 „Messtechnische Parameter“, (M) = Männer, (F) = Frauen, n = 147 bis 162 Arbeitsplätze*

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,091	0,091	0,033	0,031
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,085	0,085	0,109	0,101
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	-0,050	-0,050	-0,061	-0,071
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	0,075	0,075	0,116	0,110
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	0,069	0,069	0,122	0,119

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	0,034	0,034	0,078	0,071
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	0,067	0,067	0,027	0,023
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,115	-0,115	-0,155	-0,149
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,154	-0,154	-0,126	-0,119
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,023	0,023	-0,053	-0,051
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,042	0,042	0,026	0,022
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	-0,105	-0,105	-0,069	-0,056
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	-0,122	-0,122	-0,081	-0,076
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	-0,018	-0,018	-0,005	0,001
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	-0,081	-0,081	-0,098	-0,092
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	0,019	0,019	-0,031	-0,034
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	0,003	0,003	-0,038	-0,029
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	0,201*	0,201*	0,177*	0,170*
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	0,061	0,061	0,135	0,138
E3_m(M/F)/k(M/F)20	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS	-0,160*	-0,168*	-0,148	-0,150
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,002	-0,002	-0,020	-0,018
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	0,256**	0,256**	0,225**	0,229**
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Hal tungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	0,205**	0,205**	0,162*	0,168*
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	-0,008	-0,008	-0,045	-0,050
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	-0,025	-0,025	-0,026	-0,031

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman			
		metr. (M)	metr. (F)	kat. (M)	kat. (F)
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	-0,020	-0,020	-0,036	-0,041
E3_m/k (M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ]	0,043	0,043	0,111	0,101
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,097	-0,097	-0,076	-0,070

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.5.2 Zusammenfassung KB

Keiner der 28 messtechnischen Parameter weist einen linearen Zusammenhang mit den Bewertungen nach dem Speziellen Screening für Körperfortbewegung auf. Bei 29 von den 40 Arbeitsplätzen, an denen Körperfortbewegung vorkam, handelte es sich ausschließlich um Gehen, überwiegend in mittlerer oder langsamer Geschwindigkeit. Vermutlich war die energetische Beanspruchung nicht hoch genug, um Zusammenhänge zu Messparametern wie der Arbeitsherzfrequenz oder dem Arbeitsenergieumsatz zeigen zu können. Energetisch hoch beanspruchende Körperfortbewegungen wie Treppen steigen, Besteigen von Leitern sowie Klettern oder Kriechen traten sehr selten auf. Das seltene Vorkommen dieser Fortbewegungsformen, die im Vergleich zum häufig auftretenden Gehen auch als deutlich belastender für die untere Extremität gelten, kann erklären, weshalb keine Zusammenhänge zu Messparametern der Hüfte oder Knie nachgewiesen werden konnten.

Nach Bewertung mit dem Speziellen Screening KB wurden Männern und Frauen zwar unterschiedliche Punktskizzen zugewiesen, sie unterscheiden sich aber nur um den Faktor 1,3. Aus diesem Grund sind auch die Korrelationskoeffizienten für die metrischen Größen identisch, mit Ausnahme der Variable, bei der auch der metrische Wert des Messparameters zwischen Männern und Frauen unterscheidet (E3\_m(M/F)20).

## 3.6 Körperzwangshaltung Rücken, Schultern/Arme und Knie/Beine (KH-A, KH-B, KH-C)

### 3.6.1 Korrelationsanalysen KH-A (Rücken)

Tabelle 3.6-1 zeigt die berechneten Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman. Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen und kategorialen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 7. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 96 Arbeitsplätze eine Punktskizze größer Null nach Bewertung mit Speziellem Screening für KH-A.

Tabelle 3.6-1 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Körperzwangshaltung Teil A (Rücken)“ und E3 „Messtechnische Parameter“,  
n = 147 bis 162 Arbeitsplätze

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	-0,046	0,080
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	-0,086	-0,057
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	-0,171*	-0,104
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	-0,106	-0,110
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	-0,072	-0,081
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	-0,259**	-0,097
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	-0,314**	-0,178*
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,527**	-0,418**
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,428**	-0,347**
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	-0,081	-0,006
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	-0,012	0,099
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	-0,383**	-0,288**
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	-0,404**	-0,382**
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	-0,262**	-0,172*
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	-0,403**	-0,311**
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	-0,023	0,078
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	-0,054	0,034
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	-0,063	-0,002
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	-0,312**	-0,264**
E3_m/k20M	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Männer	-0,330**	-0,289**

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationsko-effizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k20F	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen	-0,406**	-0,347**
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,142	-0,125
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	0,150	0,176*
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	0,063	0,066
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	-0,275**	-0,265**
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	-0,257**	-0,200*
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	-0,196*	-0,129
E3_m/k(M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ], metrisch Männer und Frauen nicht getrennt, kategorial Männer (Frauen in Klammern)	-0,294**	-0,207* (-0,232**)
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,295**	-0,272**

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.6.2 Zusammenfassung KH-A (Rücken)

Die Korrelationsanalysen zeigen einen starken negativen linearen Zusammenhang ( $r \leq -0,5$ ) zwischen den metrischen Werten der Beurteilung mit dem speziellen Screening für KH-A und einem messtechnischen Parameter:

- Repetitionsscore für den Ellenbogen links (E3\_m8).

Darüber hinaus stellen sich negative Zusammenhänge zwischen der Punktsomme nach Speziellem Screening KH-A und mehreren metrischen und teilweise auch kategorialen Messparametern dar ( $-0,3 \geq r > -0,5$ ):

- Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts
- Repetitionsscore Handgelenk links und rechts
- P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts
- kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]
- Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Männer
- Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen

Die Bewertungen nach Speziellem Screening „Körperzwangshaltung“ haben im Vergleich zu den anderen Belastungsarten die größte zeitliche Übereinstimmung mit den Messparametern. Alle Teiltätigkeiten eines Arbeitstages wurden mit dem Speziellen Screening „Körperzwangshaltung (Rücken)“ bewertet. Somit spiegeln die Punktwerte, genau wie die Messparameter, die Belastung während der gesamten Schicht wieder. Als Ursache dieser negativen Zusammenhänge kann vermutet werden, dass die Unterscheidung zwischen statischer Haltung und (dynamischer) Bewegung zu diesen Ergebnissen geführt hat. Eventuell wurden in Situationen, in denen nach Speziellem Screening eine ununterbrochene Zwangshaltung des Rückens vorlag (statische Haltung wiederholt  $\geq 10$  Sekunden, einmalig  $\geq 1$  Minute), weder die Hände oder Arme stark bewegt noch wurden Tätigkeiten ausgeführt, die mit einer erhöhten kumulativen Dosis der Bandscheibendruckkraft oder einer steigenden Anzahl richtwertüberschreitender Vorgänge in der LWS verbunden sind (z. B. Heben Halten und Tragen).

Dies lässt sich bspw. anhand der in Abbildung 4.7-5 (Anhang 7), dargestellten Gegenüberstellung von KH-A-Punktwerten und dem Indikator Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen verdeutlichen: Der Großteil der Wertepaare verteilt sich entlang der beiden Diagrammachsen. Der negative Zusammenhang kommt offensichtlich dadurch zustande, dass hierbei deutlich mehr Wertepaare in der Nähe der y-Achse liegen als in der Nähe der x-Achse. Die auffällige Verteilung entlang der Achsen lässt sich inhaltlich plausibel herleiten. In der Stichprobe gibt es viele Arbeitsschichten ohne oder mit nur wenigen Richtwert-Überschreitungen, für die KH-A-Punktwerte bis 175 ermittelt wurden. D. h. es kamen insgesamt viele Situationen vor, die zwar Zwangshaltungen des Rückens darstellen, aber nicht den Richtwert von 4,1 kN (höchster Richtwert für Frauen nach den revidierten Dortmunder Richtwerten; vgl. Teil C Kapitel 3.2.5 und Teil B Kapitel 2.3.8) überschreiten. Gleichzeitig gibt es Arbeitsschichten mit einem KH-A-Punkt看wert von 0, die zwischen 0 und 600 Richtwert-Überschreitungen aufweisen. D. h. es gibt Situationen, in denen der Richtwert von 4,1 kN überschritten wird, die aber keine (statische) Zwangshaltung des Rückens darstellen. Dies kommt z. B. bei der Handhabung größerer Lasten vor aufgrund der damit üblicherweise verbundenen Bewegungsdynamik.

In ähnlicher Weise lassen sich auch die negativen Zusammenhänge zwischen KH-A- Punktwerten und den dargestellten Hand-Arm-Indikatoren erklären.

### 3.6.3 Korrelationsanalysen KH-B (Schultern/Arme)

Tabelle 3.6-2 zeigt die berechneten Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman. Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 8. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 42 Arbeitsplätze eine Punktsumme größer Null nach Bewertung mit Speziellem Screening für KH-B.

Tabelle 3.6-2 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Körperzwangshaltung Teil B (Schultern/Arme)“ und E3 „Messtechnische Parameter“, n = 147 bis 162 Arbeitsplätze

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,310**	0,292**
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,231**	0,273**
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,097	0,170*
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	-0,120	-0,009
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	-0,073	-0,008
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	-0,015	0,064
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	0,071	0,087
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,198*	-0,194*
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,183*	-0,178*
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,393**	0,099
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,223**	-0,024
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	-0,213**	-0,354**
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	-0,272**	-0,327**
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	-0,098	-0,134
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	-0,164*	-0,178*
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	-0,174*	-0,003
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	-0,028	0,030
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	0,184*	0,326**
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	0,000	-0,020
E3_m/k20M	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Männer	-0,048	-0,030

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationsko-effizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k20F	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen	-0,033	-0,088
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,001	0,030
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	0,118	0,328**
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	0,103	0,317**
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,081	0,078
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,069	0,069
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,109	0,134
E3_m/k(M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ], metrisch Männer und Frauen nicht getrennt, kategorial Männer (Frauen in Klammern)	-0,065	-0,080 (-0,066)
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,131	-0,180*

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.6.4 Zusammenfassung KH-B (Schultern/Arme)

Es stellen sich positive lineare Zusammenhänge zwischen den Punktskoren nach Spezial- Screening KH-B und sieben metrischen und kategorialen Messparametern dar ( $0,3 \leq r < 0,4$ ):

- Zeitanteil nicht empfohlene Haltung des Kopfes [%] (E3\_m1)
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltung des Handgelenks links [%] (E3\_m10)
- Repetitionsscore Handgelenk links (E3\_k12)
- Repetitionsscore Handgelenk rechts (E3\_k13)
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltung des Rumpfes [%] (E3\_k18)
- kniebelastende Haltungen [%] (E3\_k22)
- Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus (E3\_k23).

Zwangshaltungen der Arme sind häufig mit Überkopfarbeiten und ungünstigen Hand-/Armstellungen sowie Arbeiten im Hocken oder Knien verbunden. Insofern sind die beschriebenen Zusammenhänge plausibel.

Dass keine weiteren positiven Zusammenhänge zwischen den KH-B-Punktskoren und Hand-/Arm-Indikatoren wie %NEH OAL/R (Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms) oder Nm<sub>h</sub> SuL/R (kumulative Dosis Schultermoment) gefunden wurden,

ist wiederum damit erklärbar, dass das Screeningverfahren ununterbrochene Zwangshaltungen der Arme (statische Haltung wiederholt  $\geq 10$  Sekunden, einmalig  $\geq 1$  Minute) bewertet, während die Messparameter neben statischen Haltungen auch Bewegungen und/oder Lastenhandhabungen bewerten. So gibt es viele Arbeitsschichten, die einen KH-B-Punktwert von 0 – also keine statischen Zwangshaltungen der Arme – aufweisen, denen aber bspw. der Messparameter %NEH OAR Werte bis 50 zuweist (vgl. Abbildung 4.8-3, Anhang 8); die über die Messung ermittelten Schulterbelastungen sind vermutlich auf dynamische Bewegungen der Oberarme mit und ohne Last zurückzuführen.

### 3.6.5 Korrelationsanalysen KH-C (Knie/Beine)

Tabelle 3.6-3 zeigt die berechneten Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman. Die Boxplots und x-y-Diagramme zur optischen Darstellung des Zusammenhangs zwischen den metrischen Daten von Speziellem Screening und Messparametern befinden sich im Anhang 9. Von den insgesamt maximal 162 Arbeitsplätzen, die für den Vergleich zur Verfügung standen, hatten 71 Arbeitsplätze eine Punktschätzung größer Null nach Bewertung mit Speziellem Screening für KH-C.

*Tabelle 3.6-3 Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman, linearer Zusammenhang zwischen den metrischen (metr.) und kategorialen (kat.) Variablen von E1 „Spezielles Screening Körperzwangshaltung Teil C (Knie/Beine)“ und E3 „Messtechnische Parameter“, n = 147 bis 162 Arbeitsplätze*

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationskoeffizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k1	E3 %NEH Kopf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Kopfes [%]	0,221**	0,283**
E3_m/k2	E3 %NEH OAL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms links [%]	0,156*	0,090
E3_m/k3	E3 %NEH OAR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts [%]	0,145	0,139
E3_m/k4	E3 NmH SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [NmH]	-0,331**	-0,312**
E3_m/k5	E3 NmH SuR / kumulative Dosis Schultermoment rechts [NmH]	-0,230**	-0,218**
E3_m/k6	E3 %NEH EBL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links [%]	-0,084	-0,151
E3_m/k7	E3 %NEH EBR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts [%]	-0,115	-0,123
E3_m/k8	E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links	-0,352**	-0,371**
E3_m/k9	E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	-0,331**	-0,333**
E3_m/k10	E3 %NEH HGL / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links [%]	0,063	0,178*
E3_m/k11	E3 %NEH HGR / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts [%]	0,164*	-0,005
E3_m/k12	E3 RepScore HGL / Repetitionsscore Handgelenk links	-0,237**	-0,220**

Variablen-Code***	Messtechnischer Parameter	Korrelationsko-effizient Spearman	
		metr.	kat.
E3_m/k13	E3 RepScore HGR / Repetitionsscore Handgelenk rechts	-0,190*	-0,205*
E3_m/k14	E3 P90 %MVC UAL / P90 der %MVC-Werte Unterarm links	0,012	-0,050
E3_m/k15	E3 P90 %MVC UAR / P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	-0,220**	-0,218**
E3_m/k16	E3 %MP HGL / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	-0,082	0,069
E3_m/k17	E3 %MP HGR / Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	-0,011	0,029
E3_m/k18	E3 %NEH Rumpf / Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen des Rumpfes [%]	0,049	0,022
E3_m/k19	E3 kNh L5/S1 / kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	-0,251**	-0,239**
E3_m/k20M	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Männer	-0,223**	-0,180*
E3_m/k20F	E3 Anz. RiWeÜ LWS / Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS Frauen	-0,290**	-0,193*
E3_m/k21	E3 %BWh Hü / Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]	-0,036	0,018
E3_m/k22	E3 % Kniebel. / kniebelastende Haltungen [%]	0,198*	0,115
E3_m/k23	E3 HW Kniebel. / Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder raus	0,134	0,055
E3_m/k24	E3 Ø HFArbeit / mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	0,074	-0,018
E3_m/k25	E3 Ø %HFRes / mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,071	0,015
E3_m/k26	E3 % > DLG / Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	0,107	0,080
E3_m/k (M/F)27	E3 kJ AEU / Arbeitsenergieumsatz [kJ], metrisch Männer und Frauen nicht getrennt, kategorial Männer (Frauen in Klammern)	-0,099	-0,152 (-0,122)
E3_m/k28	E3 Anz. HHT / Anzahl Lastgewichtshandhabungen (HHT)	-0,259**	-0,261**

\*\*\* m = metrisch, k = kategorial, M = Männer, F = Frauen

\*\* Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

\* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

### 3.6.6 Zusammenfassung KH-C (Knie/Beine)

Es stellen sich negative Zusammenhänge zwischen der Punktsumme nach Speziellem Screening KH-C und drei metrischen/kategorialen Messparametern dar ( $-0,3 \geq r > -0,4$ ):

- E3 Nm<sub>h</sub> SuL / kumulative Dosis Schultermoment links [Nm<sub>h</sub>] (E3\_m/k4)
- E3 RepScore EBL / Repetitionsscore für den Ellenbogen links (E3\_m/k8)
- E3 RepScore EBR / Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts (E3\_m/k9).

Die Bewertungen nach Speziellem Screening „Körperzwangshaltung“ haben im Vergleich zu den anderen Belastungsarten die größte zeitliche Übereinstimmung mit den Messparametern. Alle Teiltätigkeiten eines Arbeitstages wurden mit dem Speziellen Screening „Körperzwangshaltung (Knie/Beine)“ bewertet. Somit spiegeln die Punktwerte, genau wie die Messparameter, die Belastung während der gesamten Schicht wieder. Es kann vermutet werden, dass die negativen Zusammenhänge daher rühren, dass die genannten Messparameter stark mit der Handhabung von Lasten assoziiert sind. Dies scheint plausibel, da während Lastenhandhabungen i. d. R. kein statisches Stehen oder kniende Haltungen auftreten. Dass keine positiven Zusammenhänge zu den Messparametern „kniebelastende Haltungen (E3\_m/k22)“ oder „Anzahl der Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder heraus (E3\_m/k23)“ gefunden wurden, könnte darauf zurückzuführen sein, dass in der Stichprobe insgesamt relativ wenig Körperhaltungen im Knien und Hocken vorkamen (vgl. Teil B, Kapitel 3.1.8) und daher die KH-C-Punktwerte  $> 0$  vermutlich größtenteils auf Knie-/Beinbelastungen durch ständiges Stehen zurückzuführen sind.

### 3.7 Zusammenfassung und Methodenkritik

Die beschriebenen Zusammenhänge zwischen den Punktsummen nach Speziellem Screening und den Messparametern sind insgesamt plausibel. Insbesondere für die Belastungsarten Heben, Halten und Tragen, Ziehen und Schieben, Manuelle Arbeitsprozesse sowie Körperzwangshaltungen der Schultern/Arme fanden sich positive Zusammenhänge mit Belastungsindikatoren, die inhaltlich stark mit der jeweiligen Belastungsart verbunden sind. Für die Belastungsarten Ganzkörperkräfte, Körperfortbewegung sowie Körperzwangshaltungen des Rückens und der Knie/Beine sind keine der zu erwartenden Zusammenhänge mit den Messparametern gefunden worden. Mögliche spezifische Ursachen dafür sind in den Kapiteln zu den jeweiligen Belastungsarten aufgeführt.

Als generelle Einschränkung für die vergleichende Betrachtung kann die bereits einleitend erwähnte unterschiedliche Herangehensweise beider Methodenebenen genannt werden. Die Parameter der messtechnischen Analysen repräsentieren die Belastung und Beanspruchung sowie das daraus resultierende Risiko körperregionsbezogen über den gesamten Arbeitstag ohne Unterscheidung der Belastungsart. Die Punktwerte und Risikokategorien des Speziellen Screenings repräsentieren die Belastung und Beanspruchung sowie das daraus resultierende Risiko durch eine bestimmte Belastungsart über den gesamten Arbeitstag. Für die Bestimmung der Punktwerte wird der Arbeitstag in Teil-Tätigkeiten mit definierter Belastungsart unterteilt. Im Zeitabschnitt einer Teil-Tätigkeit tritt immer nur eine Belastungsart auf. Eine Sonderstellung nimmt die Körperzwangshaltung ein. Alle Teil-Tätigkeiten eines Arbeitstages werden unabhängig vom Auftreten anderer Belastungsarten immer mit dem Speziellen Screening „Körperzwangshaltung“ bewertet, da Körperzwangshaltungen in den meisten Fällen zeitlich parallel zu anderen Belastungsarten auftreten. Beispiele dafür sind Überkopfarbeit, Fliesenlegen oder Erntearbeit (manuelle Arbeitsprozesse in Körperzwangshaltung). Die Belastungsart-spezifischen Bewertungen werden über den gesamten Arbeitstag zu einer Belastungsart-spezifischen Tagesdosis zusammengerechnet. Es gab nur wenige Arbeitsplätze, an denen, ggf. in Kombination mit Körperzwangshaltung, ausschließlich eine Belastungsart vorkam (Tabelle 3.7-1).

Tabelle 3.7-1 Anzahl der Arbeitsplätze mit ausschließlichen Belastungsarten

Belastungsart	Heben, Halten und Tragen (HHT)	Ziehen und Schieben (ZS)	Manuelle Arbeitsprozesse (MA)	Ganzkörperkräfte (GK)	Körperfortbewegung (KB)
Anzahl der Arbeitsplätze	15	3	6	0	1

Die Ergebnisse zur Korrelation zwischen den Punktskizzen nach Speziellen Screening und den Messparametern werden also von den gleichzeitig vorkommenden anderen Belastungsarten beeinflusst. Es ist dabei zu berücksichtigen, dass Veränderungen in einzelnen Messparametern durch verschiedene körperliche Anforderungen bedingt sein können, die mit den Speziellen Screenings auch verschiedenen Belastungsarten zugeordnet wurden. Beispielsweise wird die kumulative Bandscheibendruckkraft in der Lendenwirbelsäule durch Heben, Halten und Tragen sowie Ziehen und Schieben von Lasten oder Zwangshaltungen des Rückens z. B. durch ständiges Vorbeugen beeinflusst. So existieren für fast alle Arbeitsplätze für einen Arbeitstag mehrere Belastungsart-spezifische Punktwerte, die (theoretisch) in Beziehung zu jeweils einem Körperregion-spezifischen Messparameter stehen. Die Einzelkorrelationen zwischen einem mit Hilfe der Speziellen Screenings ermittelten Punktwert und einzelnen Messparametern kann daher nur einen ersten Blick auf die Schnittstelle zwischen den Ergebnissen des Speziellen Screenings und den Ergebnissen der messtechnischen Ermittlungen darstellen. Vertiefende multivariate Analysen könnten beispielsweise unter Verwendung von Regressionsansätzen vorgenommen werden.

Weiterhin sind die Risikobewertungen der Messparameter auf Körperregionen oder Organsysteme bezogen, während die Speziellen Screenings die Wahrscheinlichkeit einer Überbeanspruchung anhand von Tätigkeitsmerkmalen bewerten und dabei sowohl energetische, biomechanische und muskelphysiologische Aspekte als auch arbeitsorganisatorische und umweltbezogene Faktoren berücksichtigen, ohne sich explizit auf Körperregionen zu konzentrieren. Auch hier bildet das Spezielle Screening „Körperzwangshaltung“ in gewissem Maße eine Ausnahme. Zumindest das Hauptmerkmal ist auf Körperregionen bezogen, wenn auch weitere (ungünstige) Ausführungsbedingungen wie beengter Bewegungsraum, Standsicherheit, Umwelteinflüsse etc. zusätzlich in die Bewertung einfließen.

Zudem muss berücksichtigt werden, dass sowohl die Screening-Punktwerte als auch die Messparameter jeweils nur auf bestimmte Ausschnitte der Zielregion-bezogenen Belastung fokussieren, z. B. Belastung durch statische Haltungen, Belastung durch Bewegungen oder Belastung durch Lastenhandhabungen. Daher ist nicht mit idealen Zusammenhängen zwischen den Belastungsarten und den jeweils verbundenen Zielregionen zu rechnen. Das Thema der Schnittstellen zwischen den Methodenebenen lässt sich umfassend behandeln, indem alle Aspekte der Validität im Zusammenhang diskutiert werden. Es kann empfohlen werden, die Schichtrekonstruktion der messtechnischen Parameter nach Belastungsart getrennt vorzunehmen. Eventuell lassen sich dann einige Zusammenhänge umfassender darstellen. Weiterhin wäre denkbar, insbesondere das Spezielle Screening „Körperzwangshaltung“ in weiteren Studien mit messtechnischen Parametern zu vergleichen. Dazu sollten auf beiden Methodenebenen geeignete Merkmale und Parameter sowie typische Berufe bzw. Tätigkeiten wie Hausmaler oder Trockenbauer (Überkopfarbeit) oder Fliesen-, Boden- oder Estrichleger (kniende Tätigkeit) ausgewählt werden.

# 4 Anhang

## 4.1 Anhang 1

Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Heben, Halten und Tragen (HHT)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), metrische Daten, alle Messparameter für Männer, ausgewählte Messparameter für Frauen

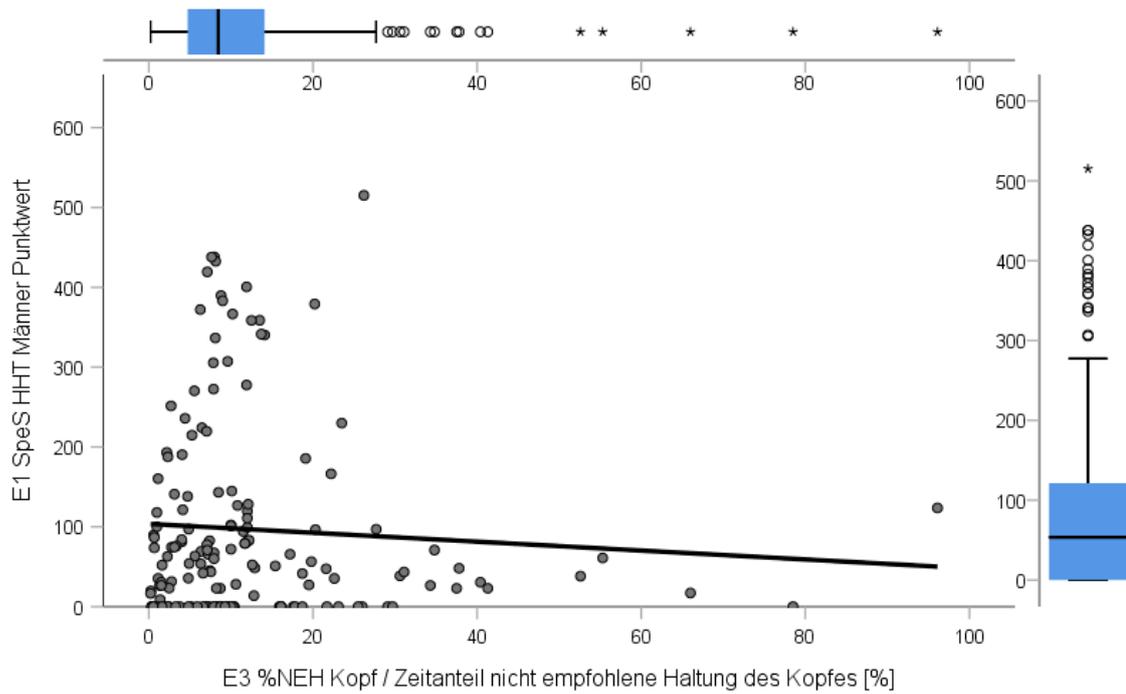


Abbildung 4.1-1 Zusammenhang zwischen der Punktsumme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Kopfes

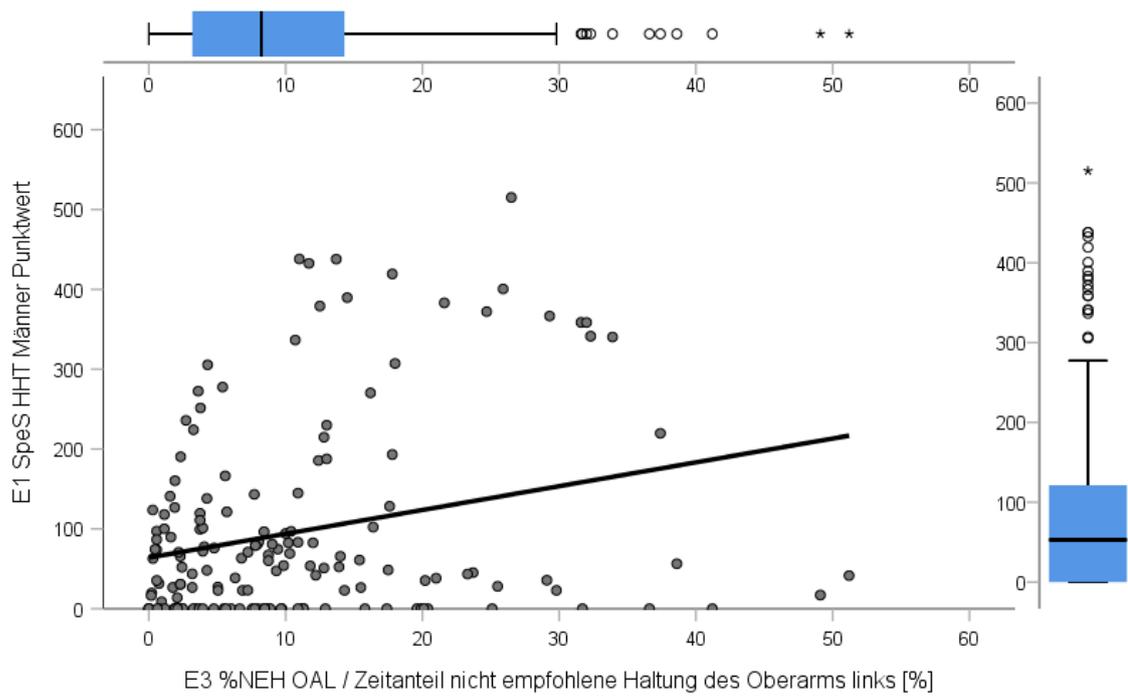


Abbildung 4.1-2 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Oberarms links

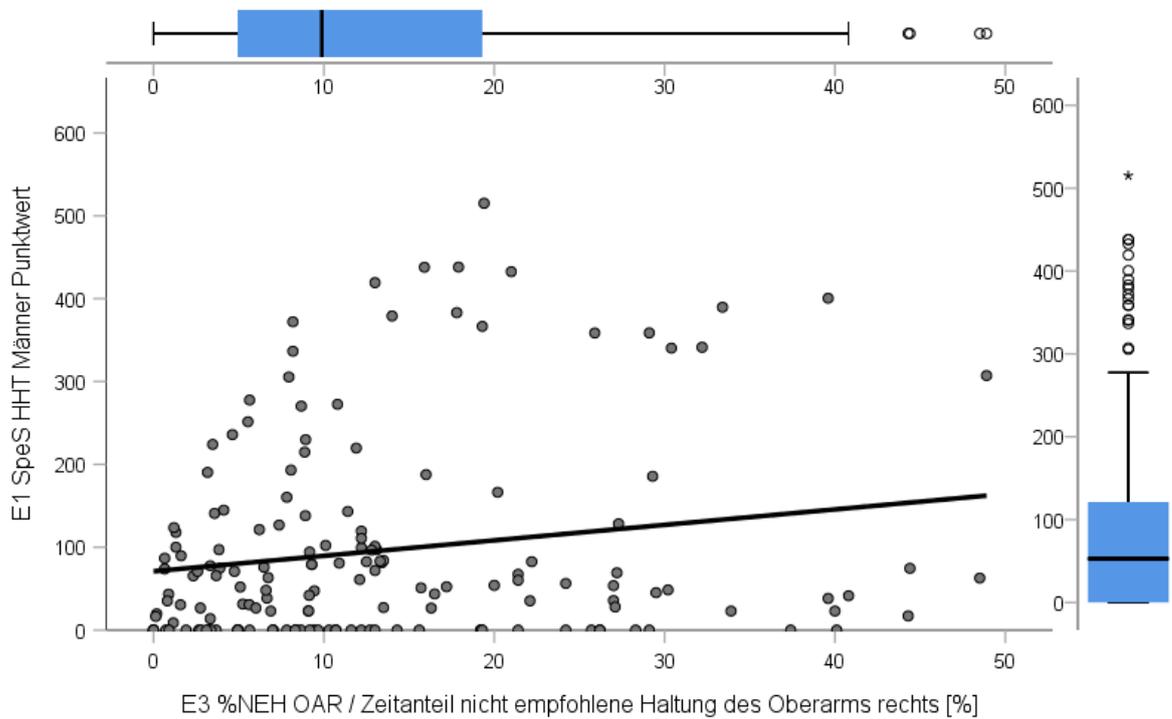


Abbildung 4.1-3 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts

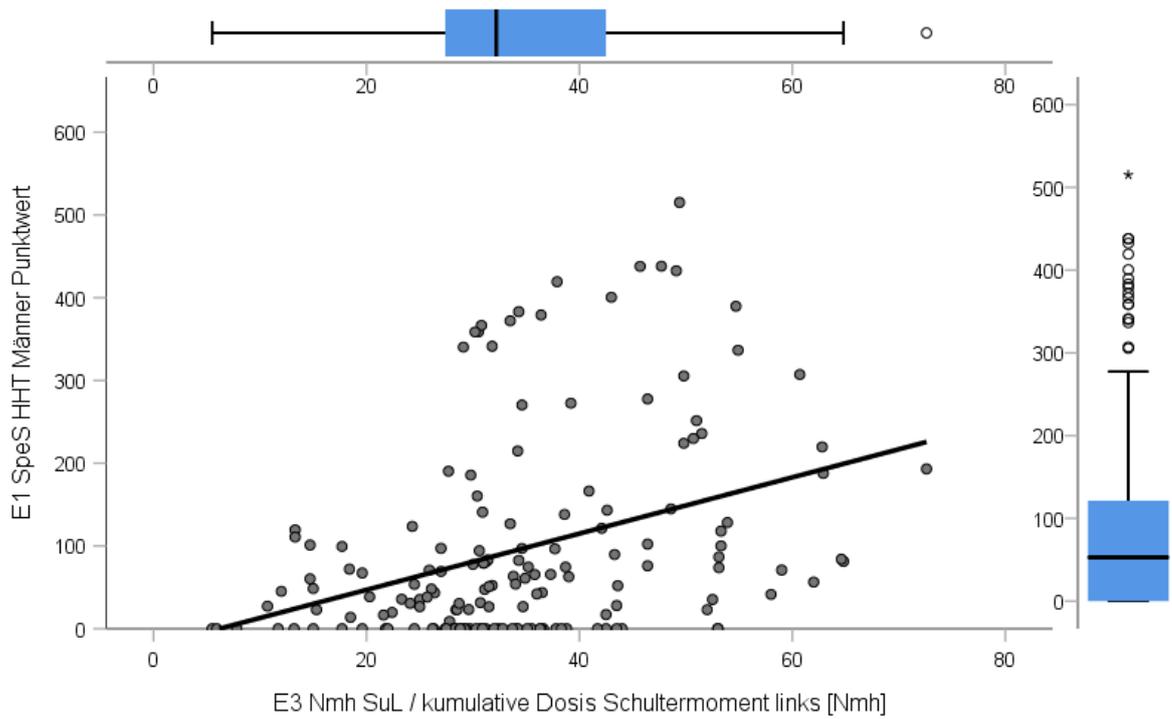


Abbildung 4.1-4 Zusammenhang zwischen der Punktsumme HHT Männer und der kumulativen Dosis Schultermoment links

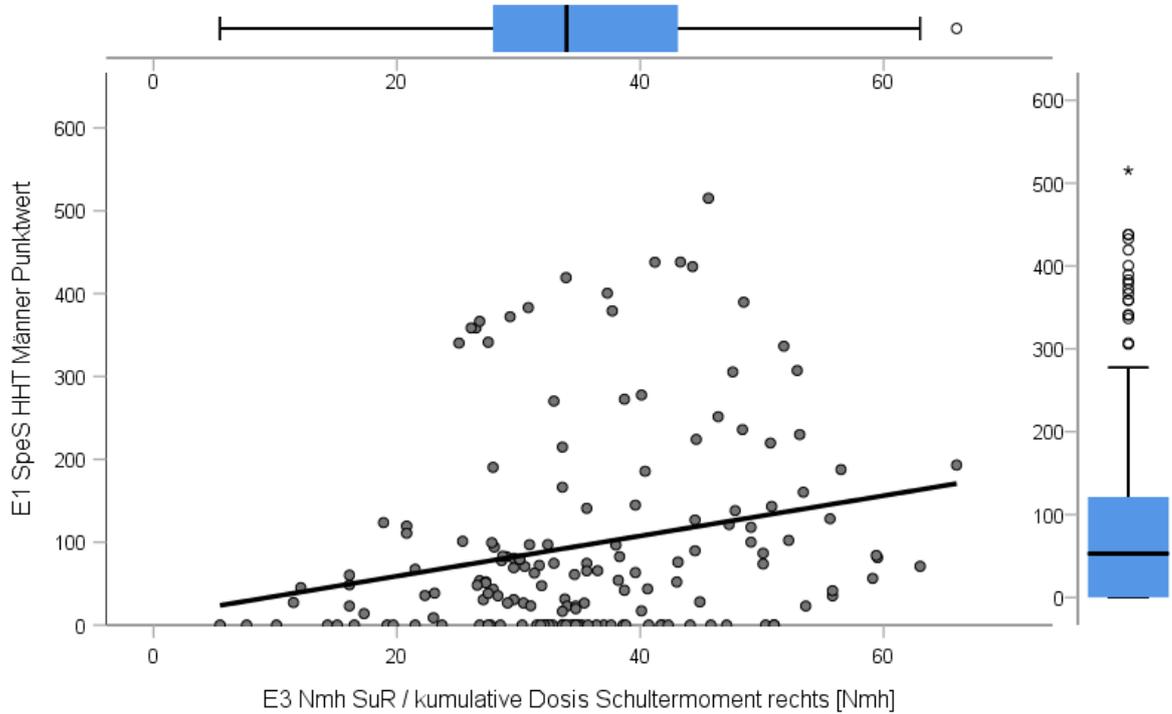


Abbildung 4.1-5 Zusammenhang zwischen der Punktsumme HHT Männer und der kumulativen Dosis Schultermoment rechts

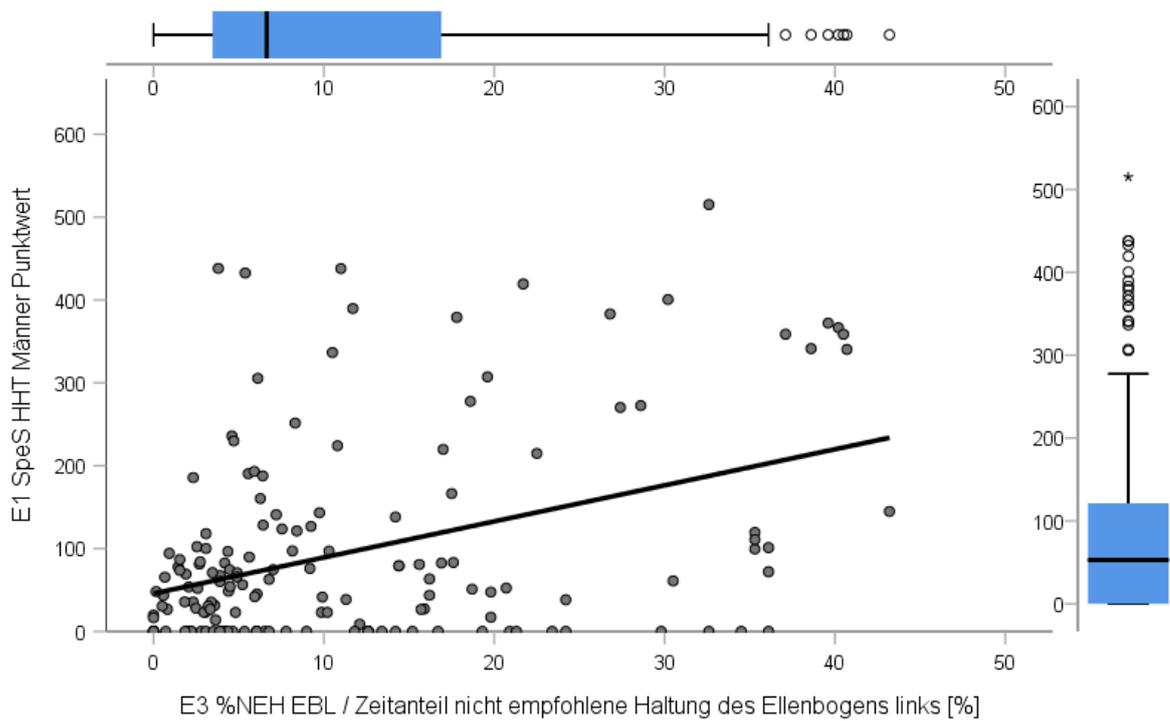


Abbildung 4.1-6 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links

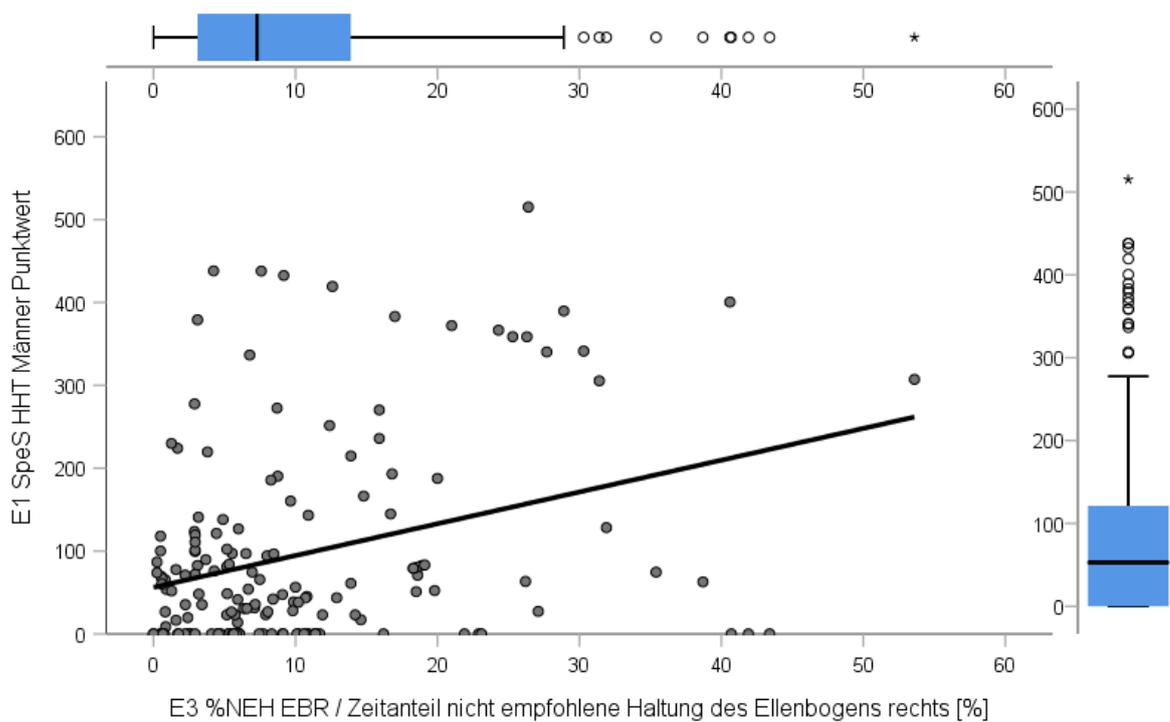


Abbildung 4.1-7 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts

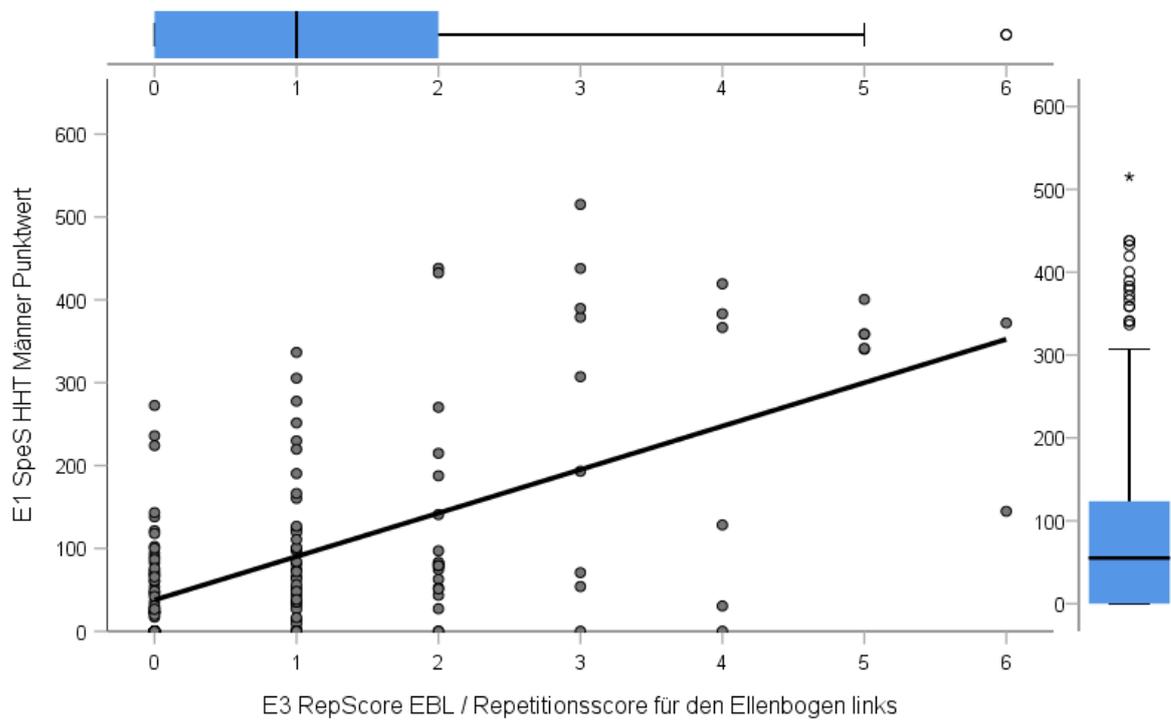


Abbildung 4.1-8 Zusammenhang zwischen der Punktsumme HHT Männer und dem Repetitionsscore für den Ellenbogen links

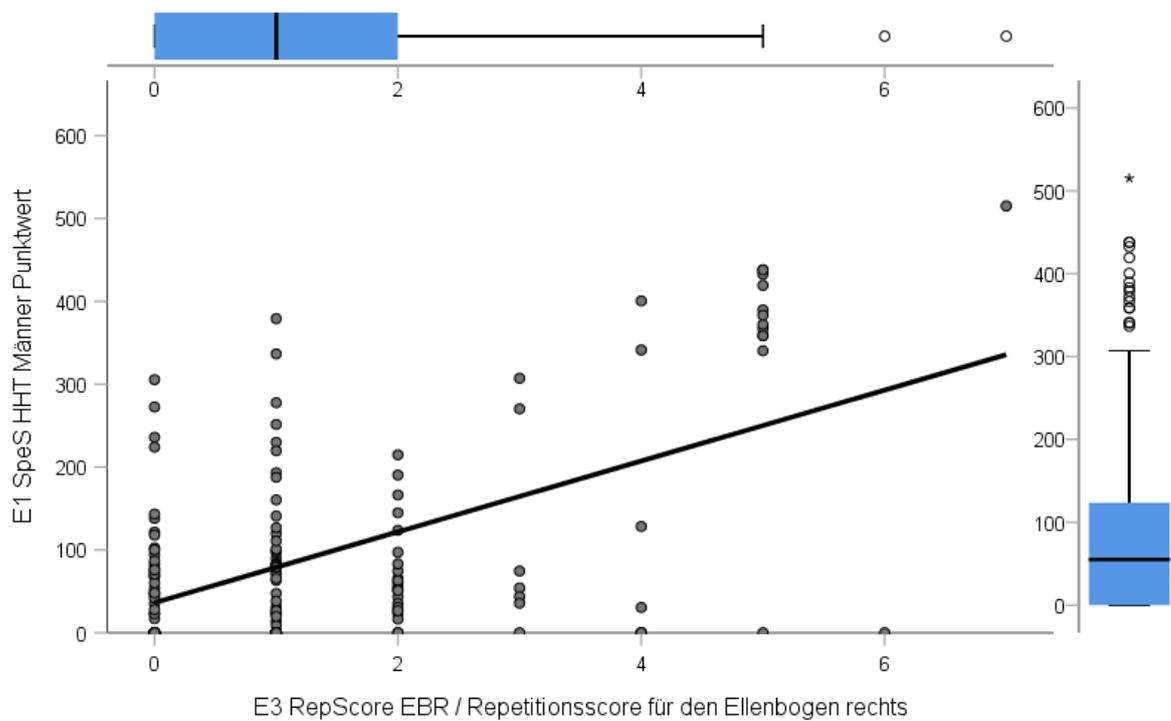


Abbildung 4.1-9 Zusammenhang zwischen der Punktsumme HHT Männer und dem Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts

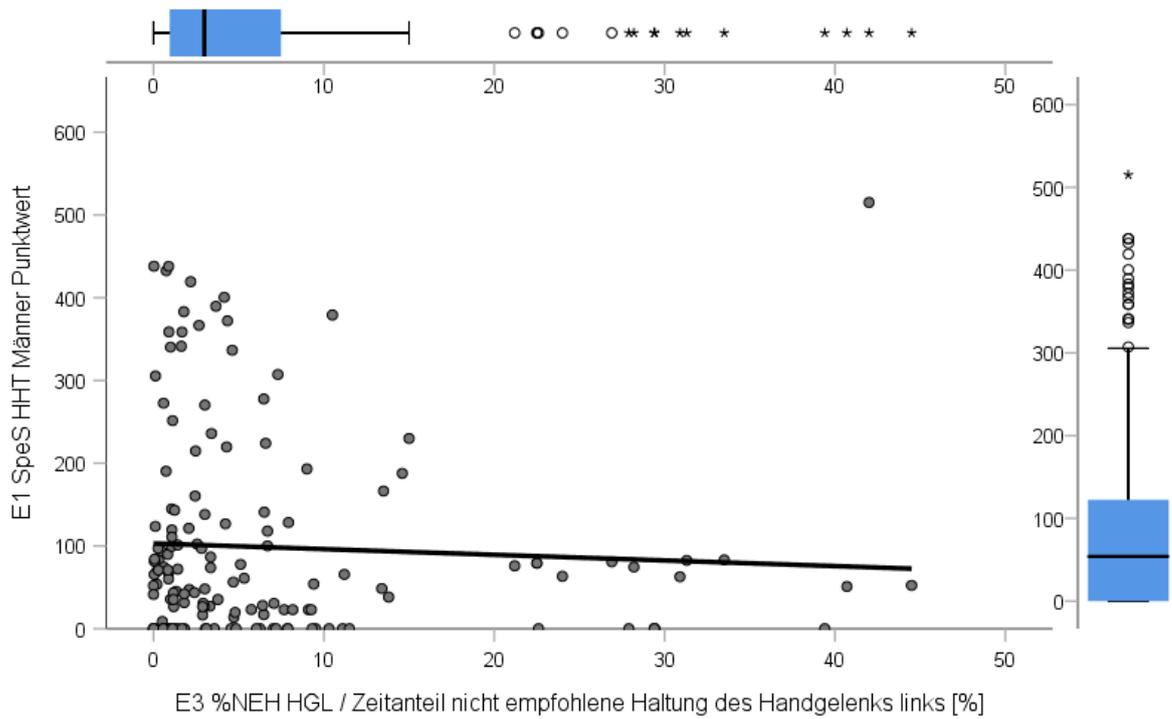


Abbildung 4.1-10 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links

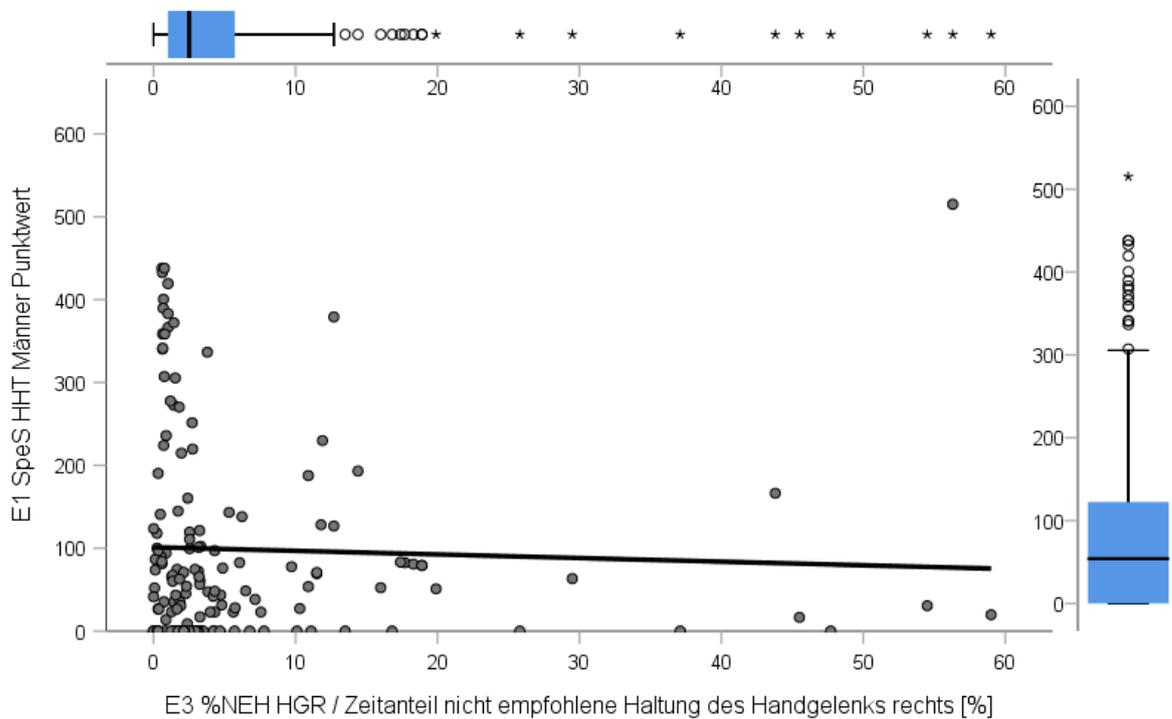


Abbildung 4.1-11 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts

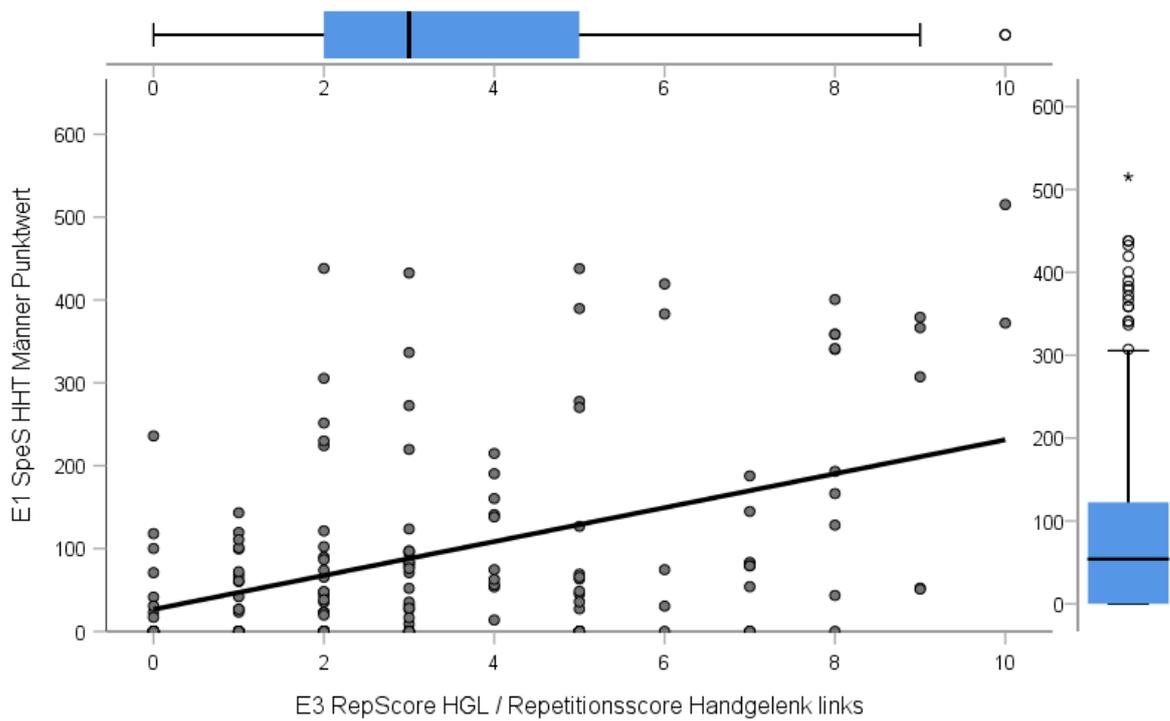


Abbildung 4.1-12 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Repetitionscore für das Handgelenk links

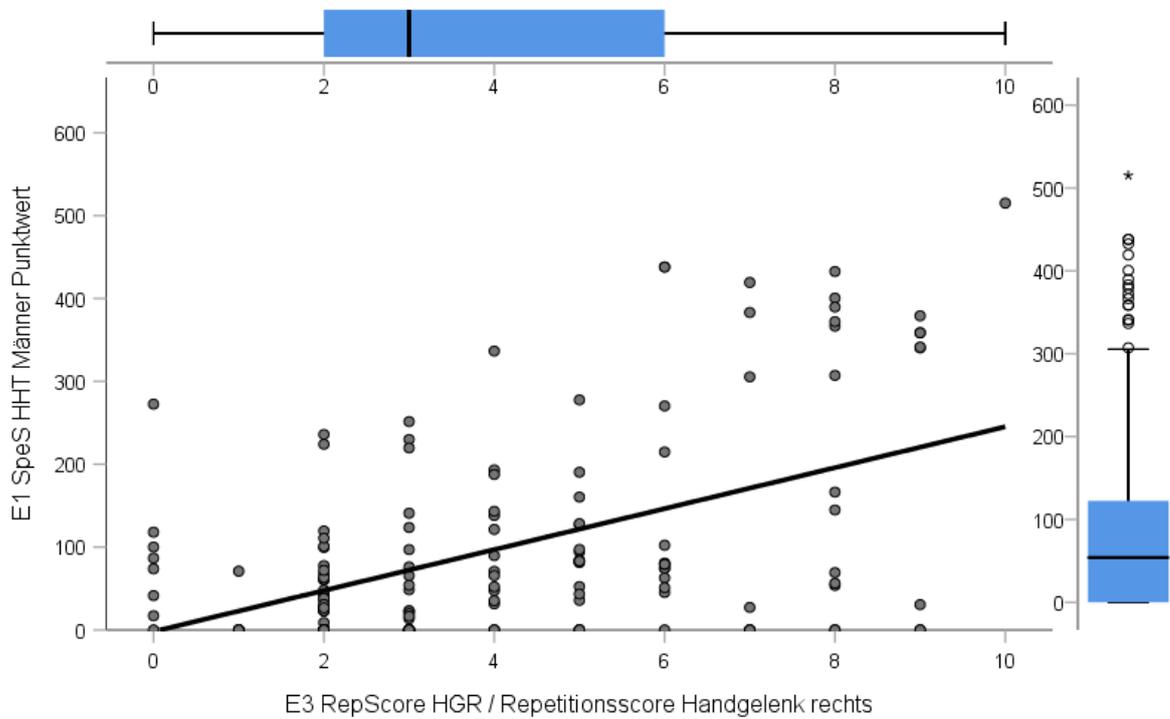


Abbildung 4.1-13 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Repetitionscore für das Handgelenk rechts

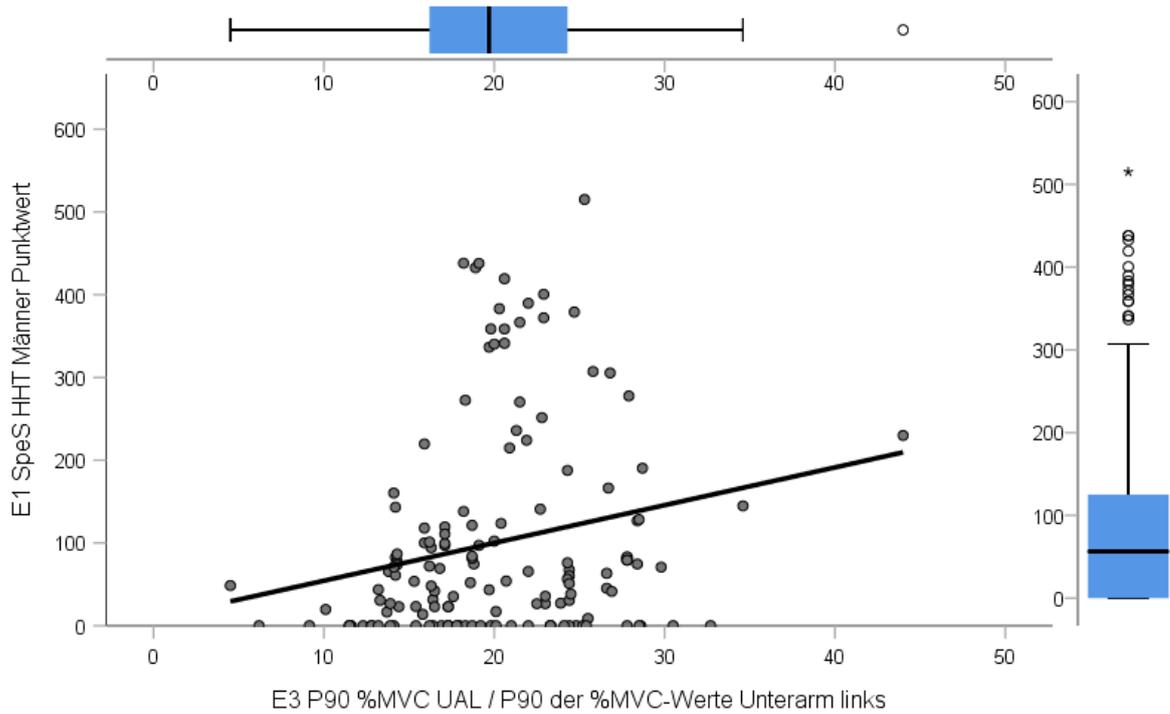


Abbildung 4.1-14 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem P90-Wert der MVC-Werte des Unterarms links

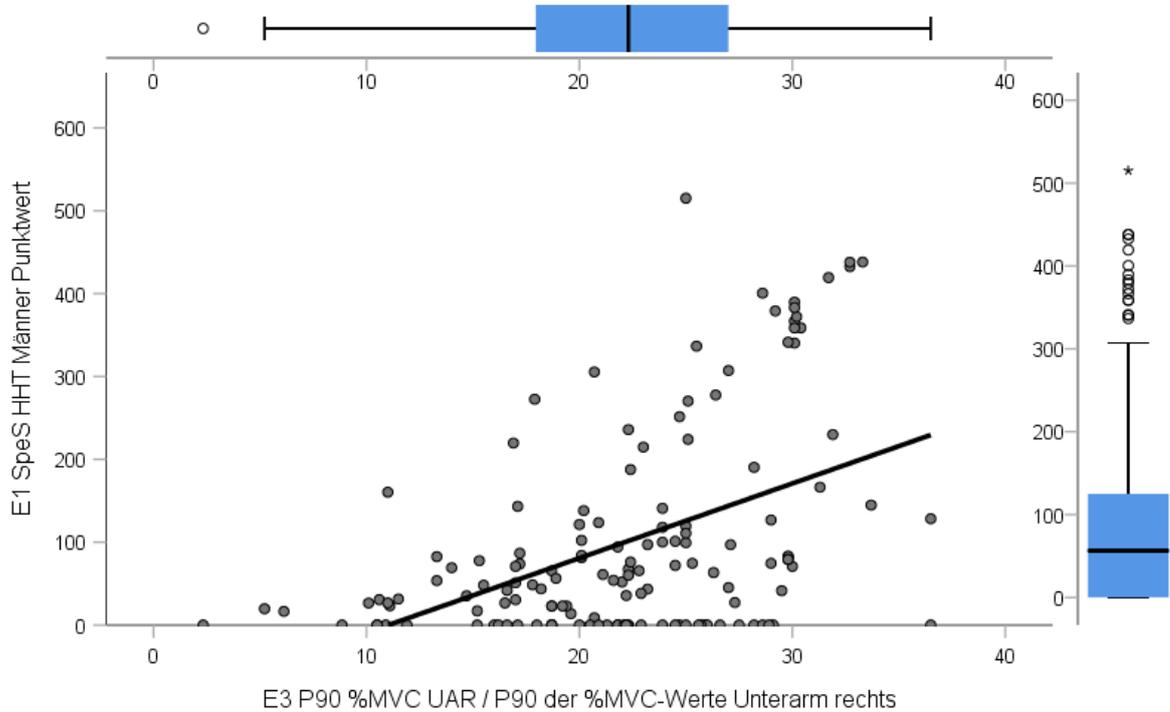


Abbildung 4.1-15 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem P90-Wert der MVC-Werte des Unterarms rechts

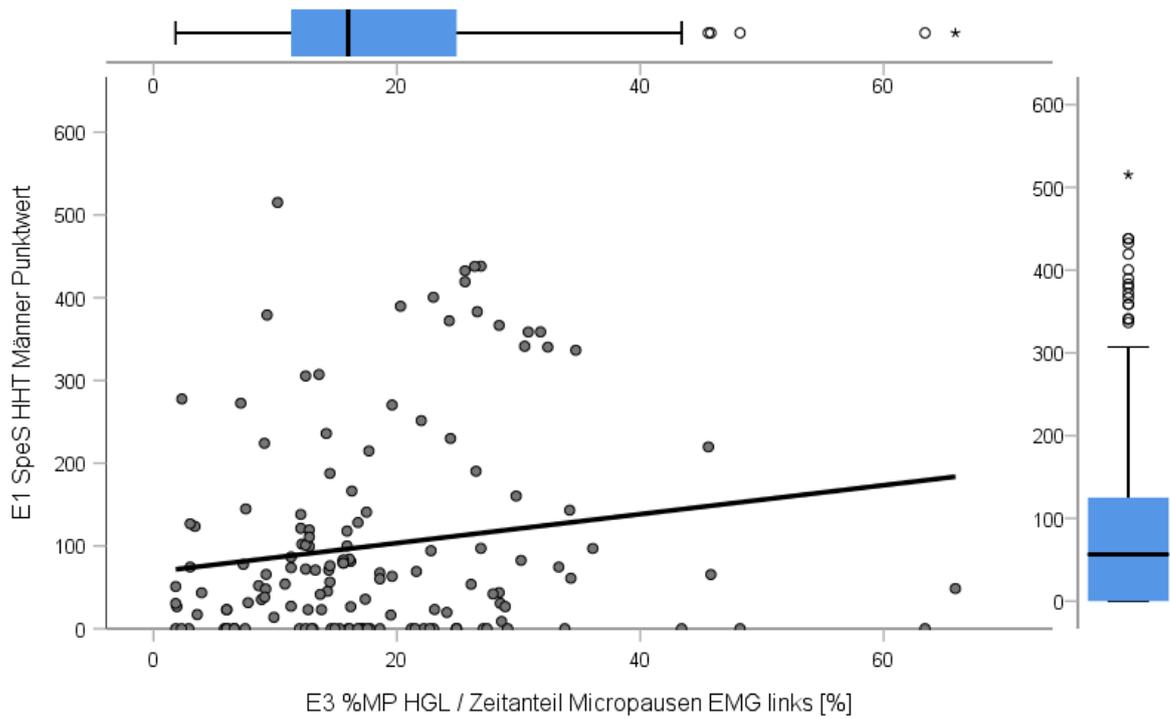


Abbildung 4.1-16 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil der Mikro-Pausen im EMG links

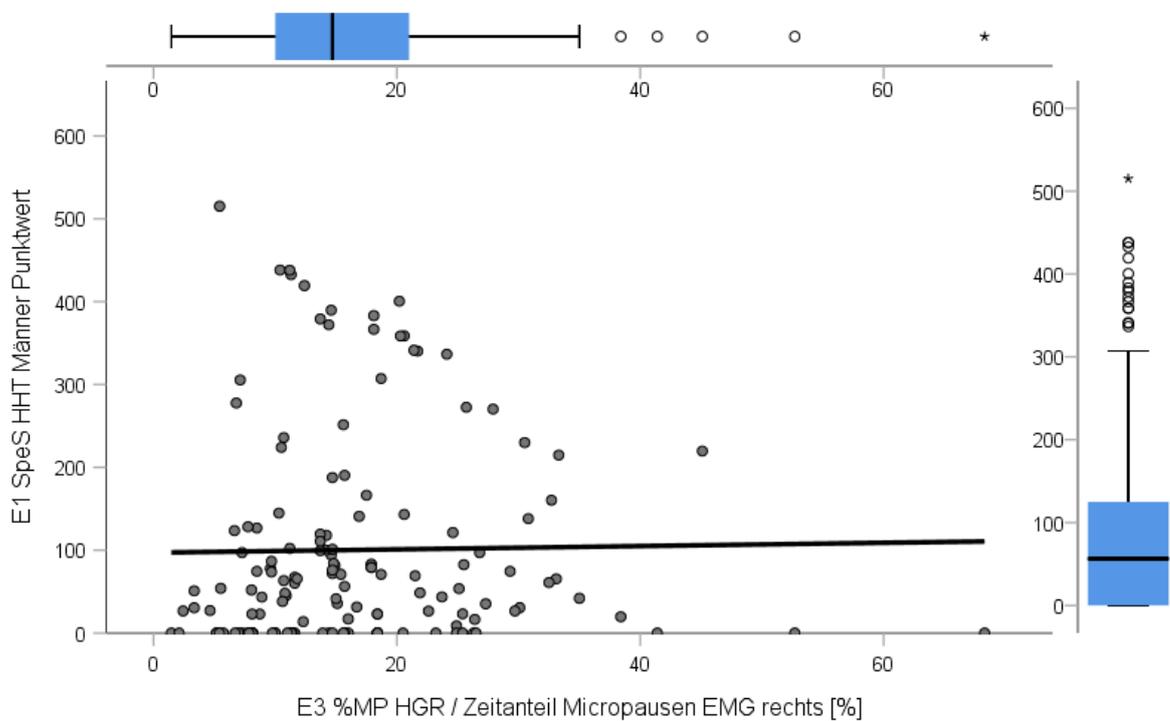


Abbildung 4.1-17 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil der Mikro-Pausen im EMG rechts

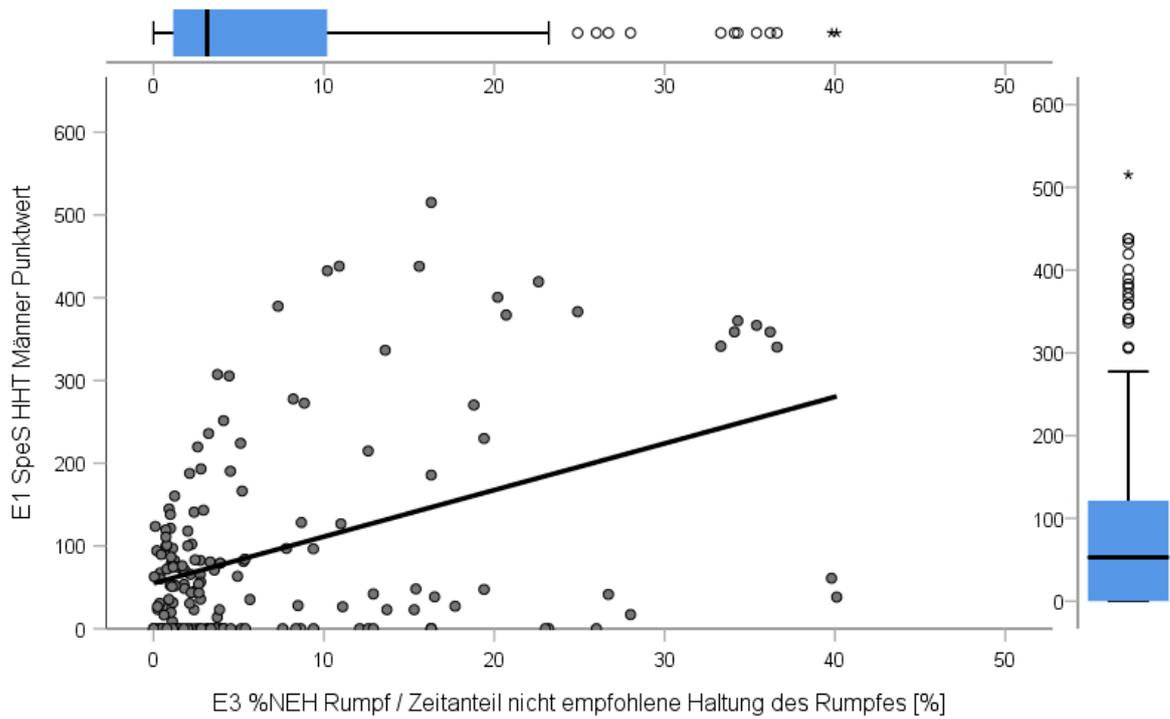


Abbildung 4.1-18 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Rumpfes

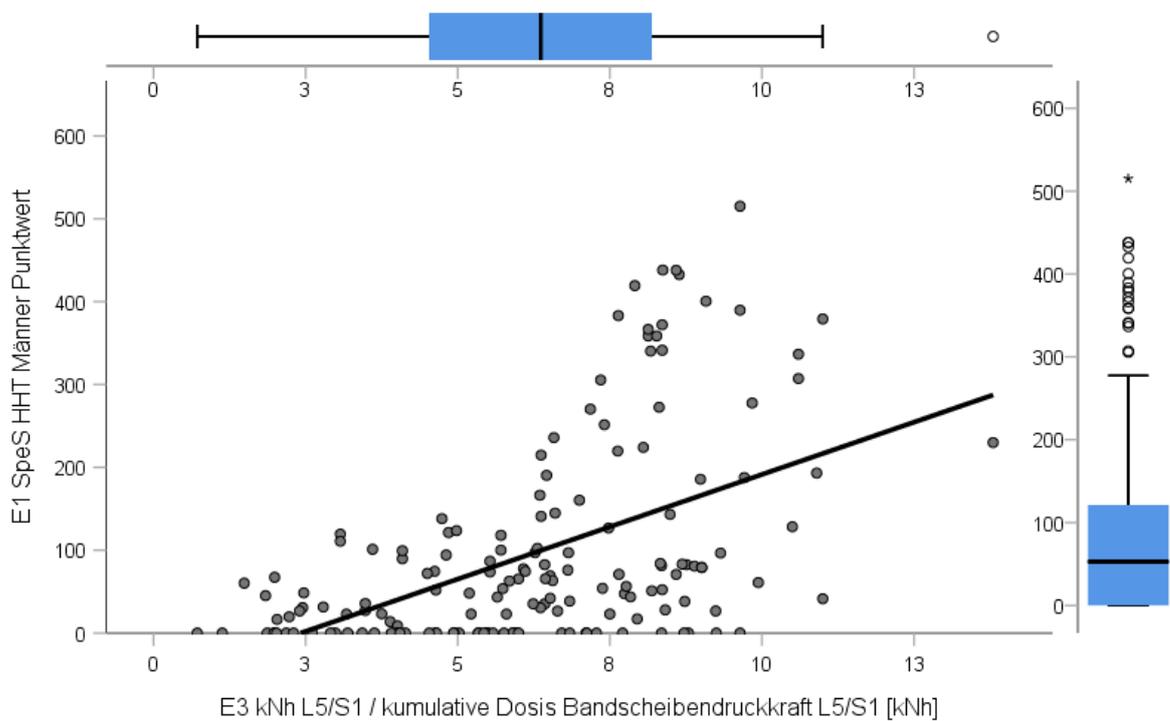


Abbildung 4.1-19 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der kumulativen Dosis der Bandscheibendruckkraft L5/S1

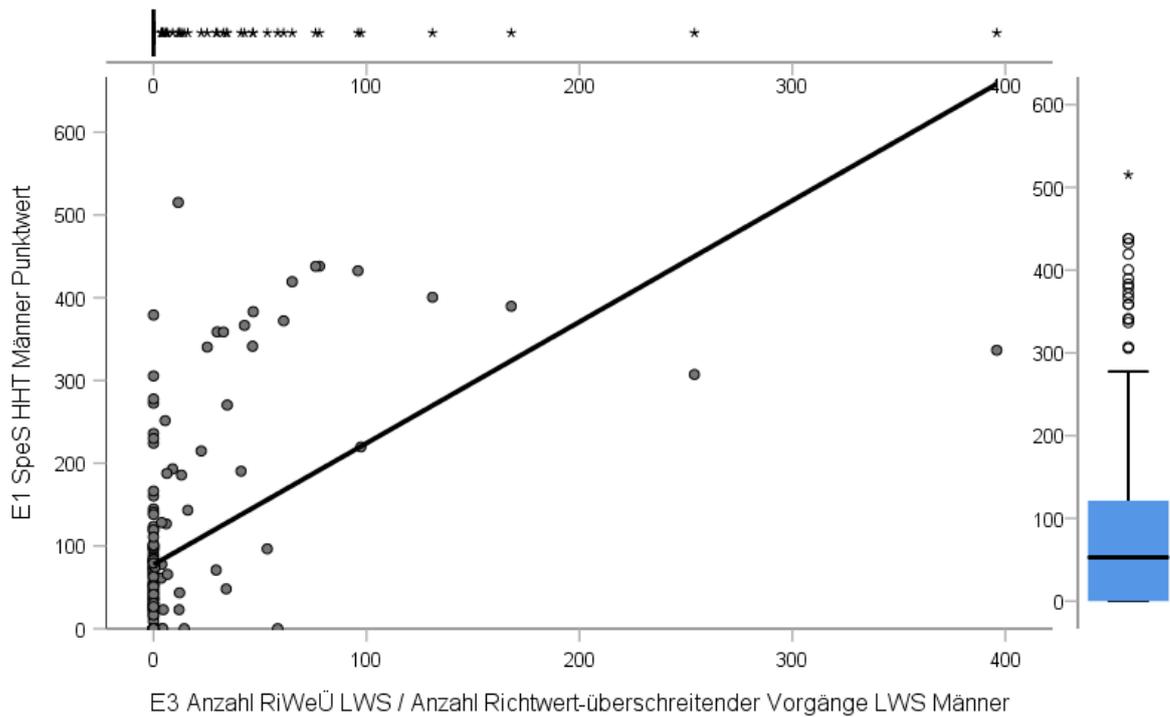


Abbildung 4.1-20 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge in der LWS für Männer

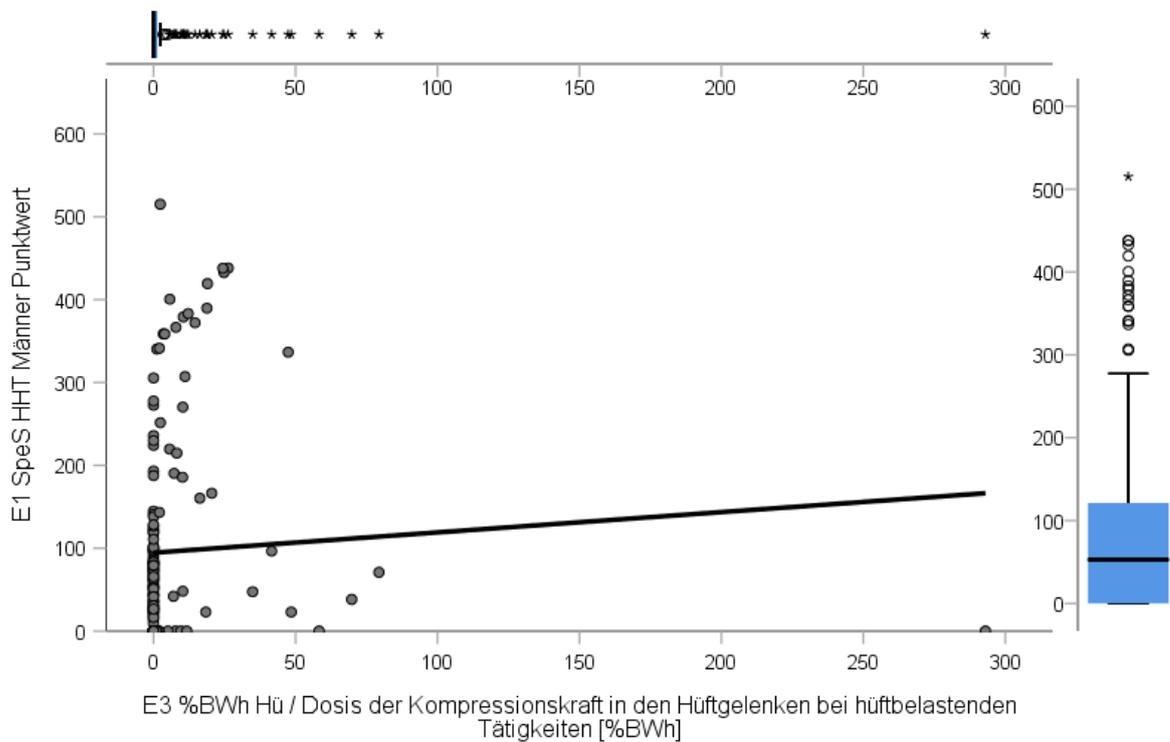


Abbildung 4.1-21 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten

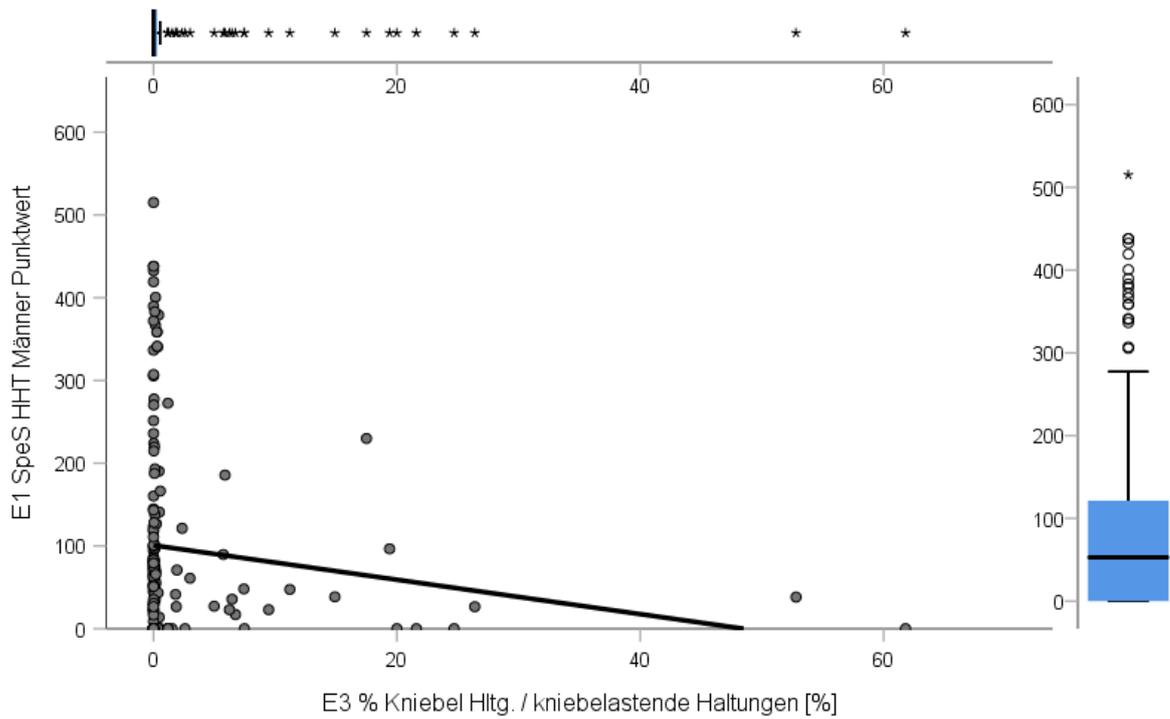


Abbildung 4.1-22 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Prozentsatz kniebelastender Haltungen

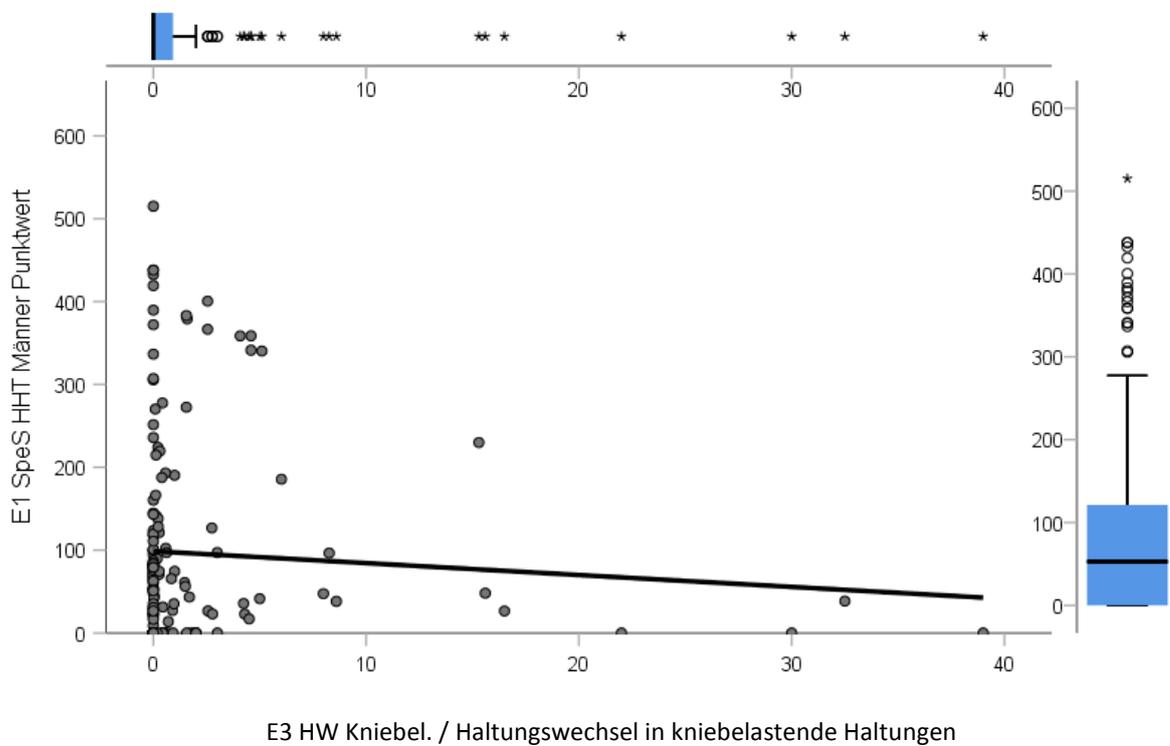


Abbildung 4.1-23 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der Anzahl der Haltungsverwechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder heraus

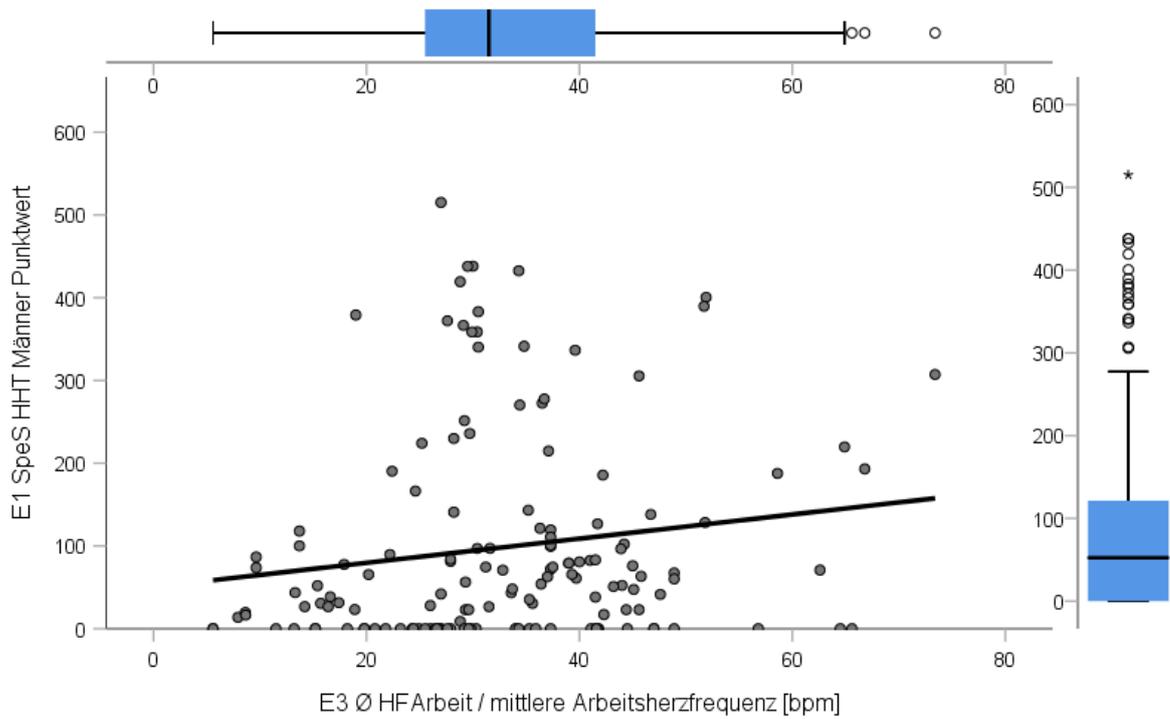


Abbildung 4.1-24 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der mittleren Arbeitsherzfrequenz

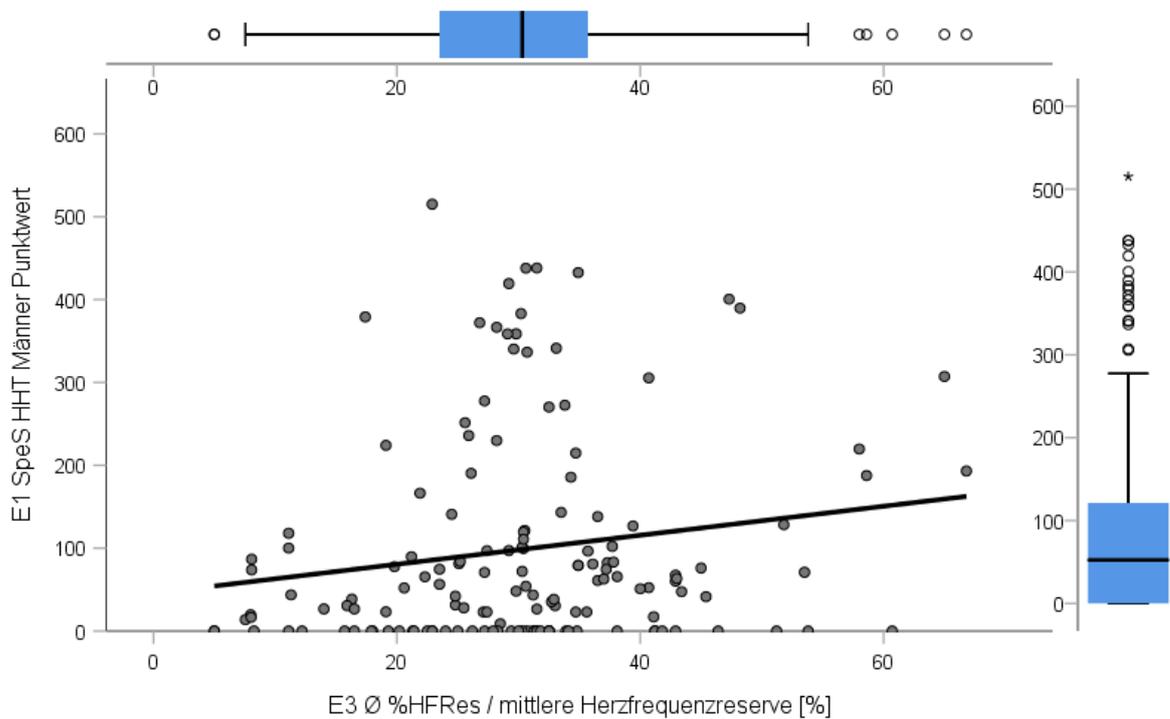


Abbildung 4.1-25 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der mittleren Herzfrequenzreserve

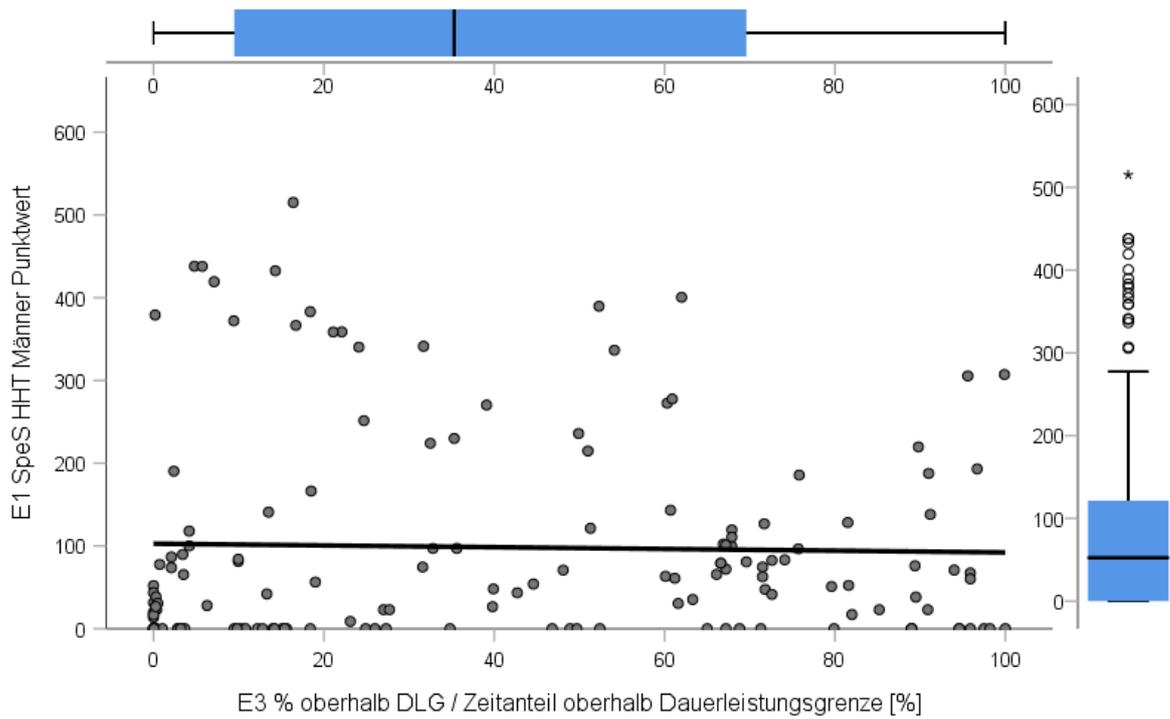


Abbildung 4.1-26 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Zeitanteil oberhalb der Dauerleistungsgrenze

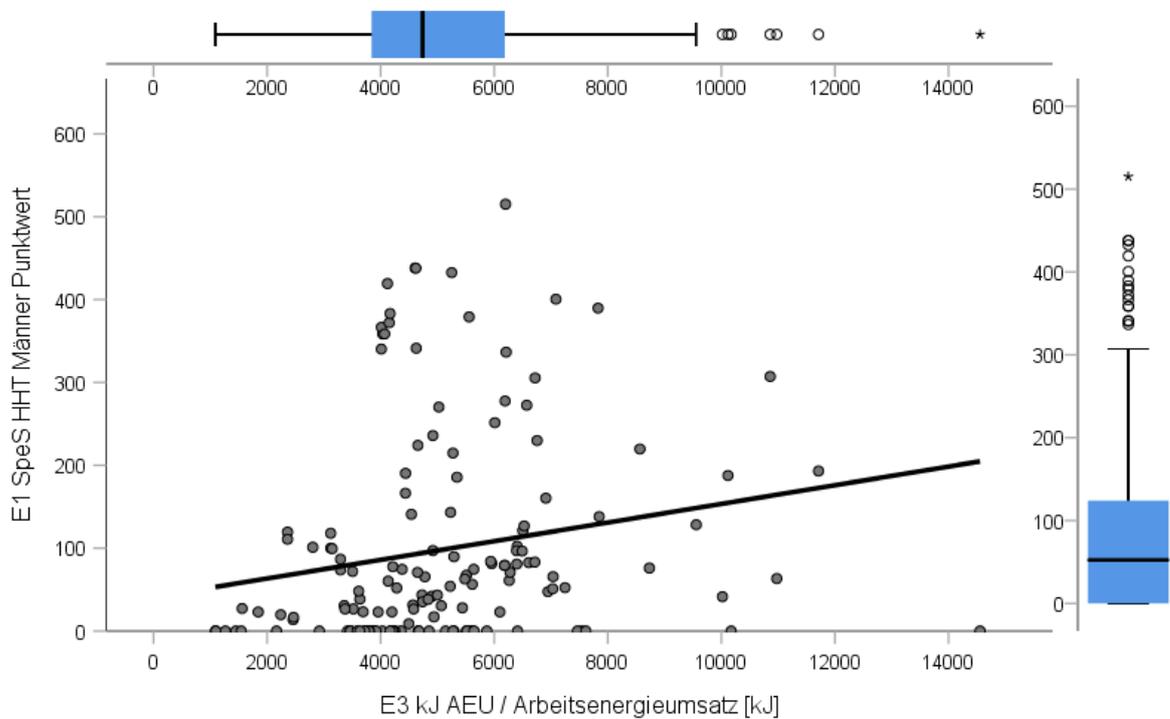


Abbildung 4.1-27 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und dem Arbeitsenergieumsatz

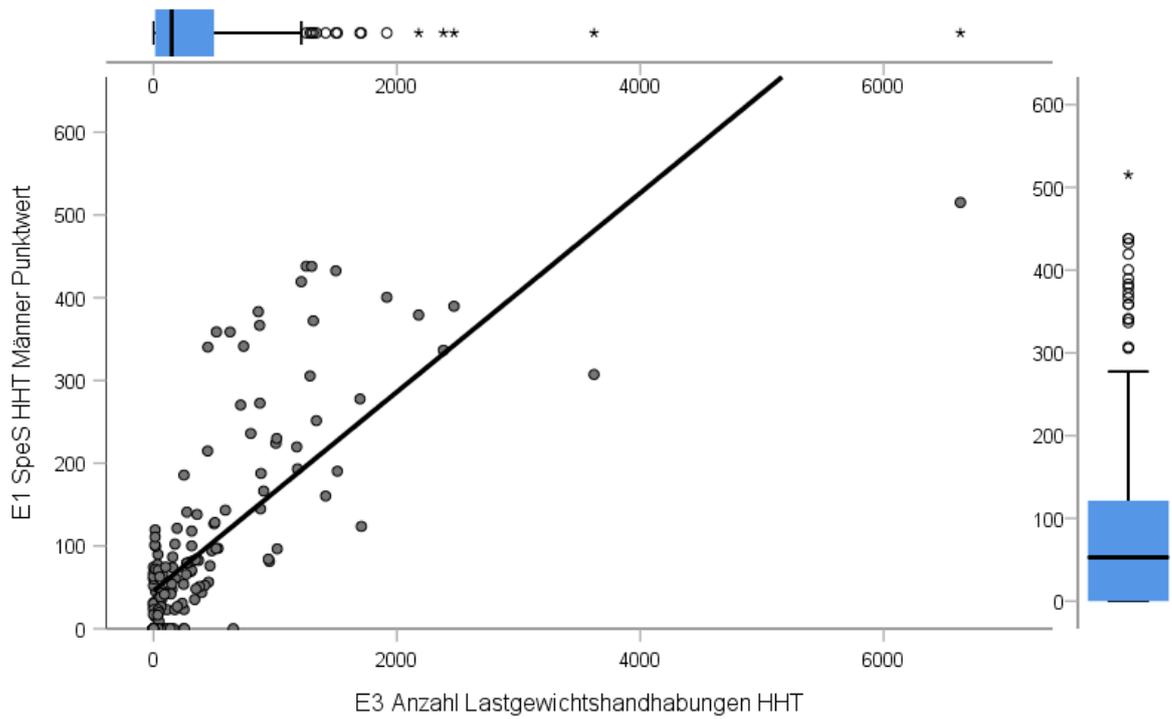


Abbildung 4.1-28 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Männer und der Anzahl der Lastgewichtshandhabungen

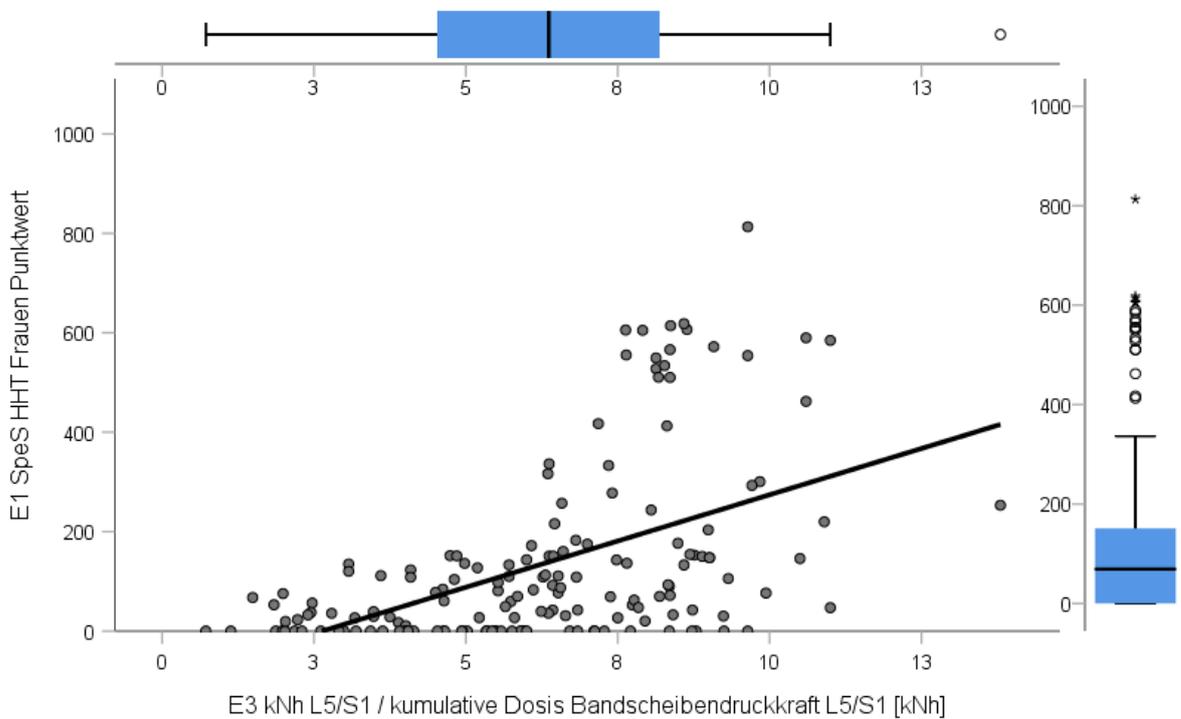


Abbildung 4.1-29 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Frauen und der kumulativen Dosis der Bandscheibendruckkraft L5/S1

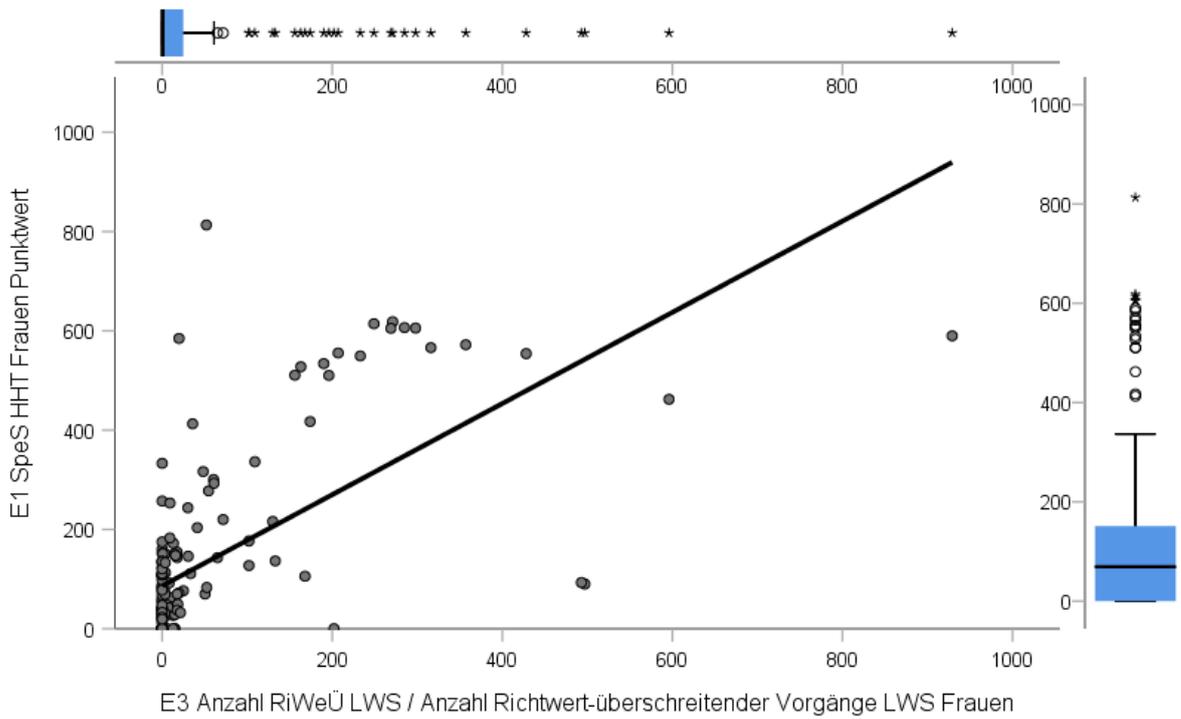


Abbildung 4.1-30 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Frauen und der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge in der LWS für Frauen

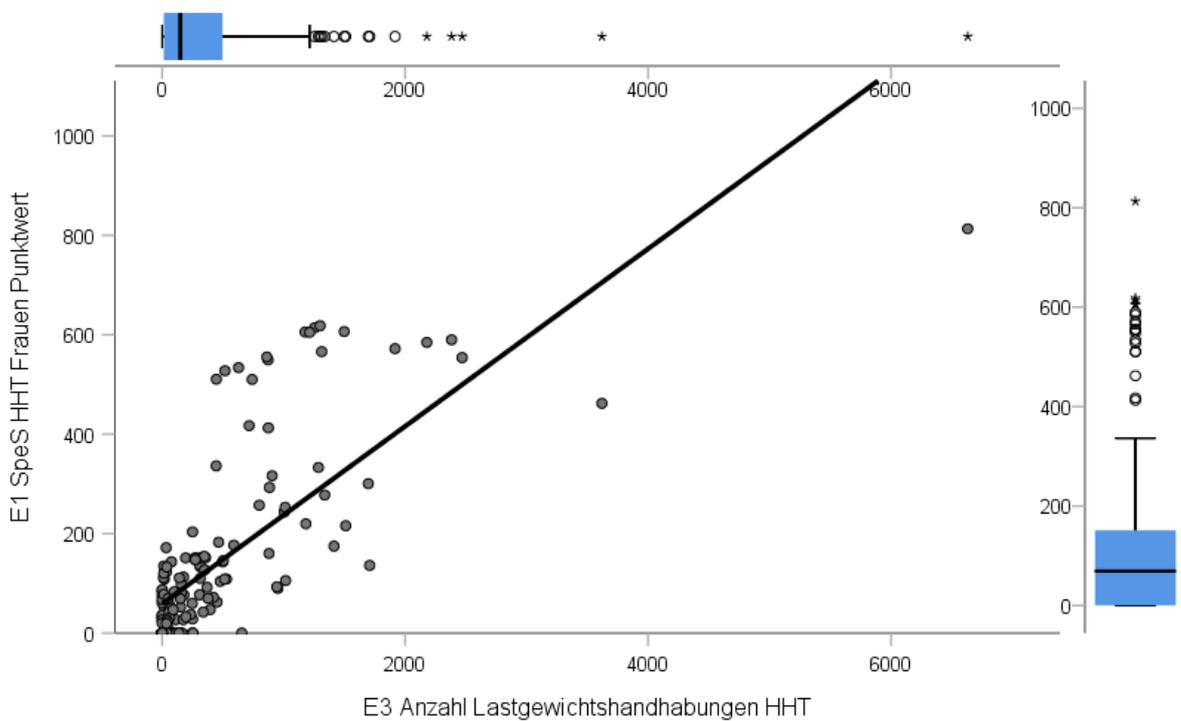


Abbildung 4.1-31 Zusammenhang zwischen der Punktsomme HHT Frauen und der Anzahl der Lastgewichtshandhabungen

## 4.2 Anhang 2

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen den Risikokategorien von E1 „Heben, Halten und Tragen (HHT)“ und den Risikokategorien bzw. Terzilen und Quartilen von E3 „Messtechnische Parameter“ (Boxplots), kategoriale Daten, alle Messparameter für Männer, ausgewählte Messparameter für Frauen**

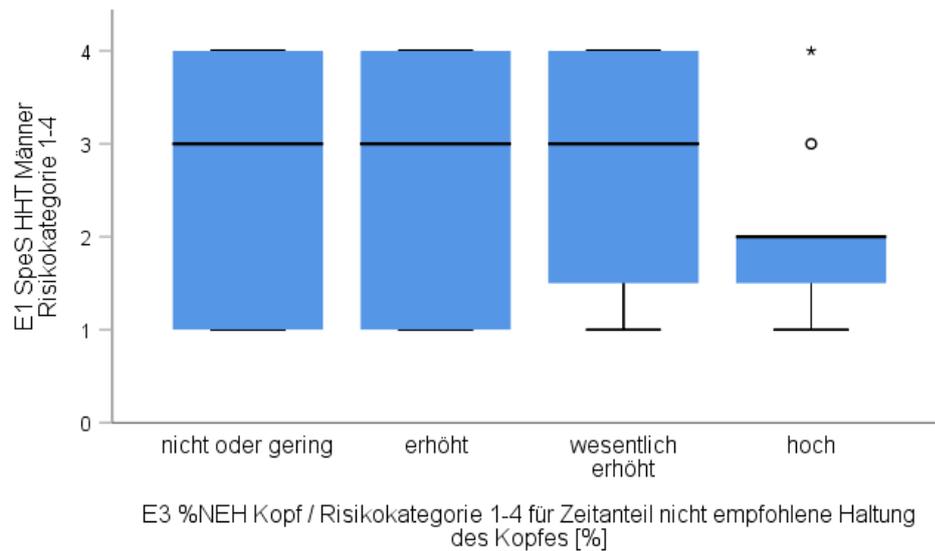


Abbildung 4.2-1 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Kopfes

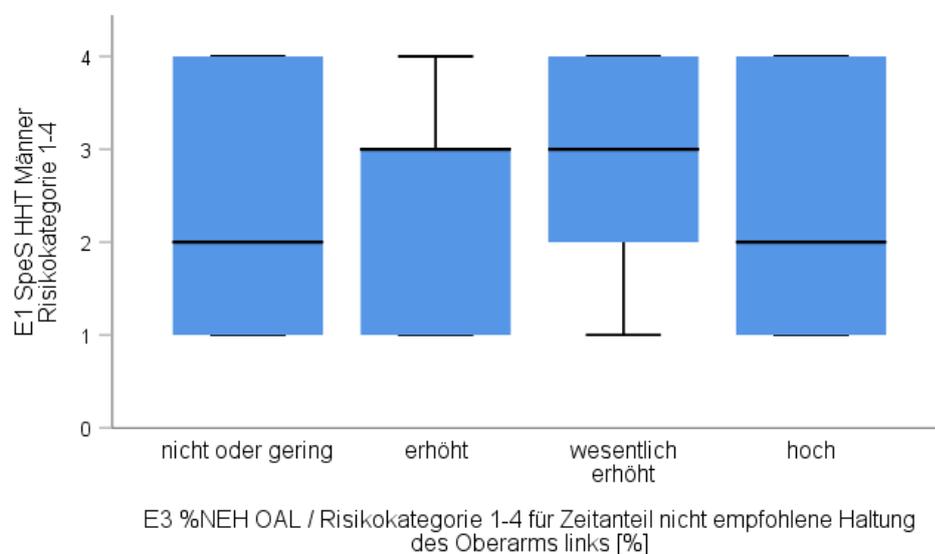


Abbildung 4.2-2 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen des Oberarms links

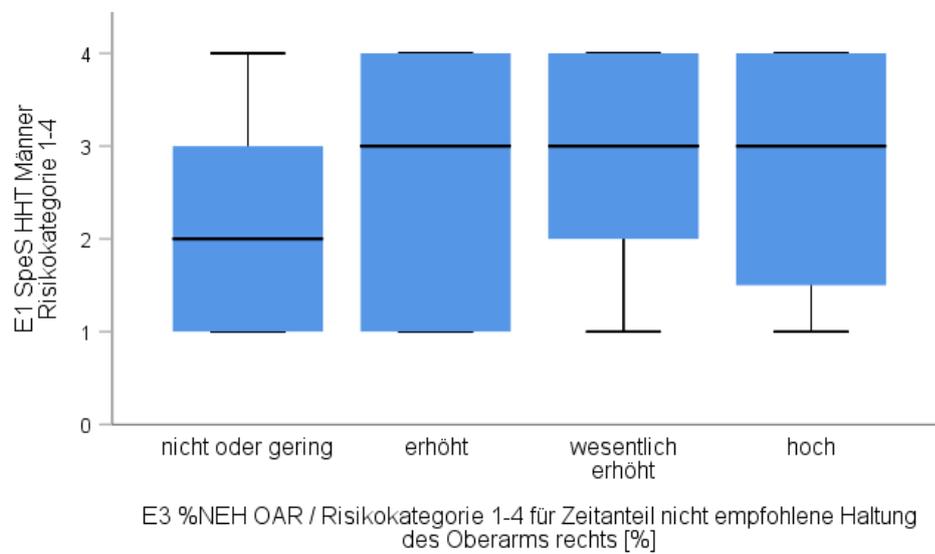


Abbildung 4.2-3 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts

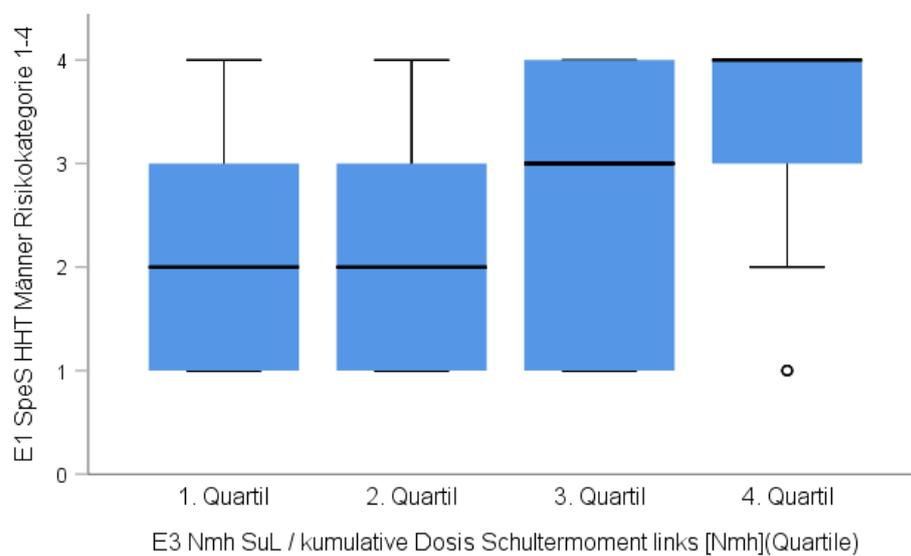


Abbildung 4.2-4 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der kumulativen Dosis Schultermoment links

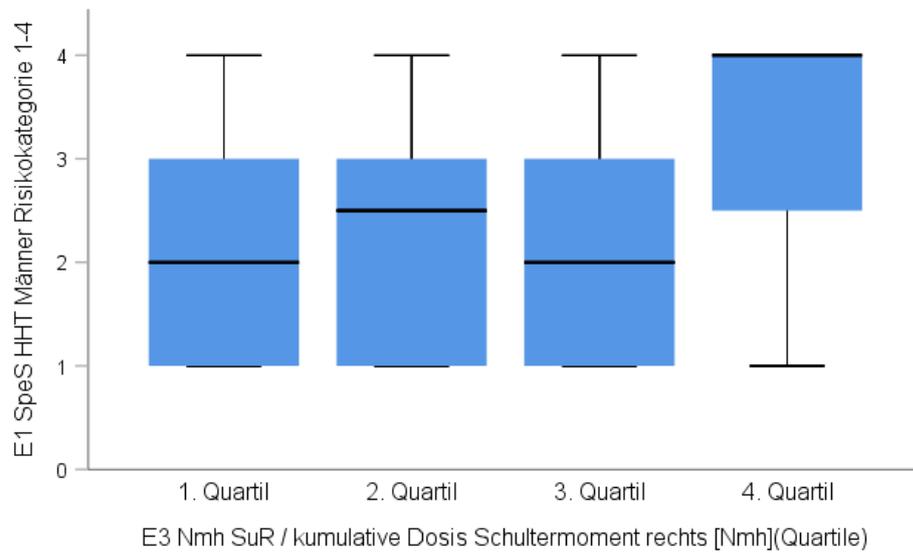


Abbildung 4.2-5 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der kumulativen Dosis Schultermoment rechts

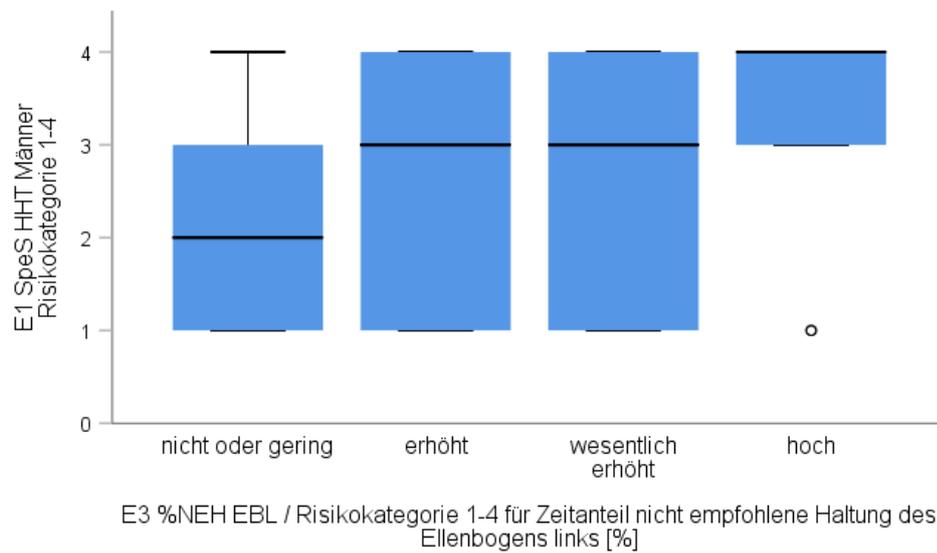


Abbildung 4.2-6 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens links

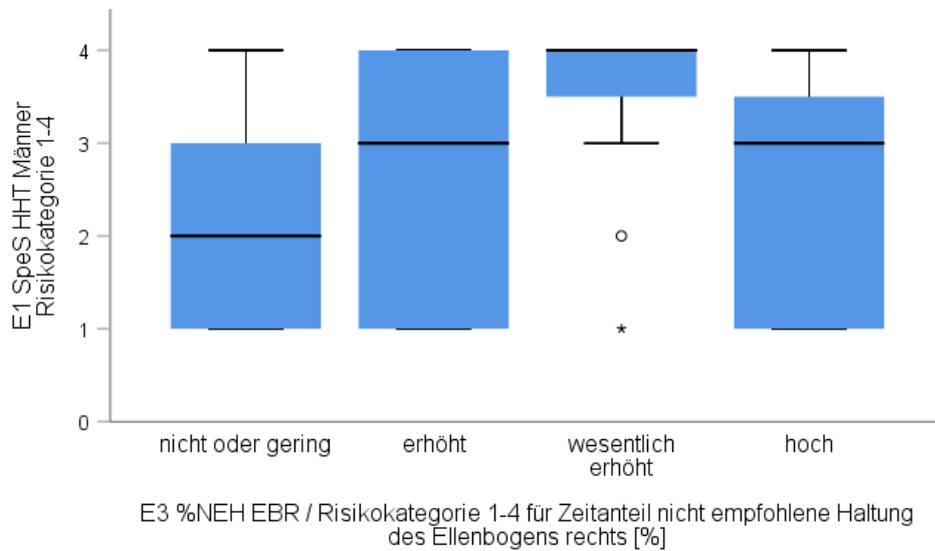


Abbildung 4.2-7 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Ellenbogens rechts

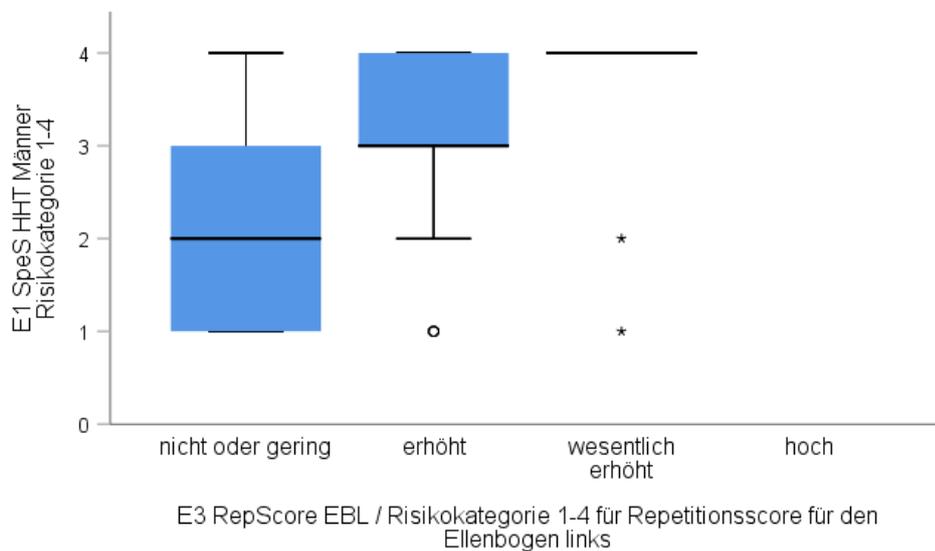


Abbildung 4.2-8 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Repetitionscores für den Ellenbogen links

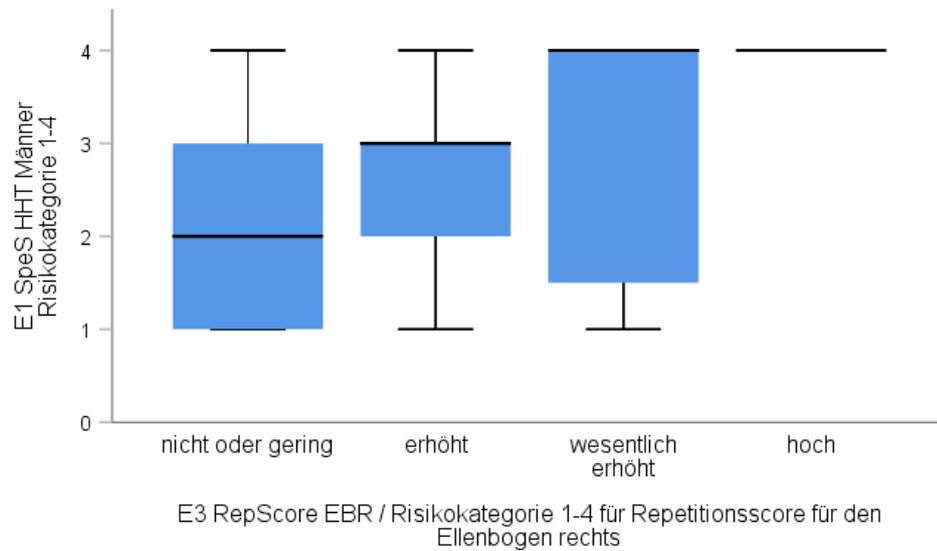


Abbildung 4.2-9 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Repetitionsscores für den Ellenbogen rechts

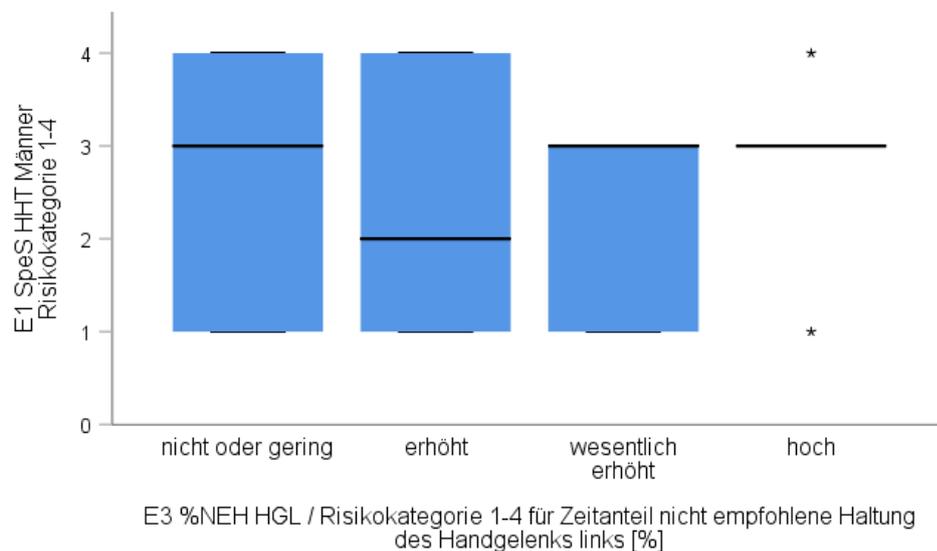


Abbildung 4.2-10 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links

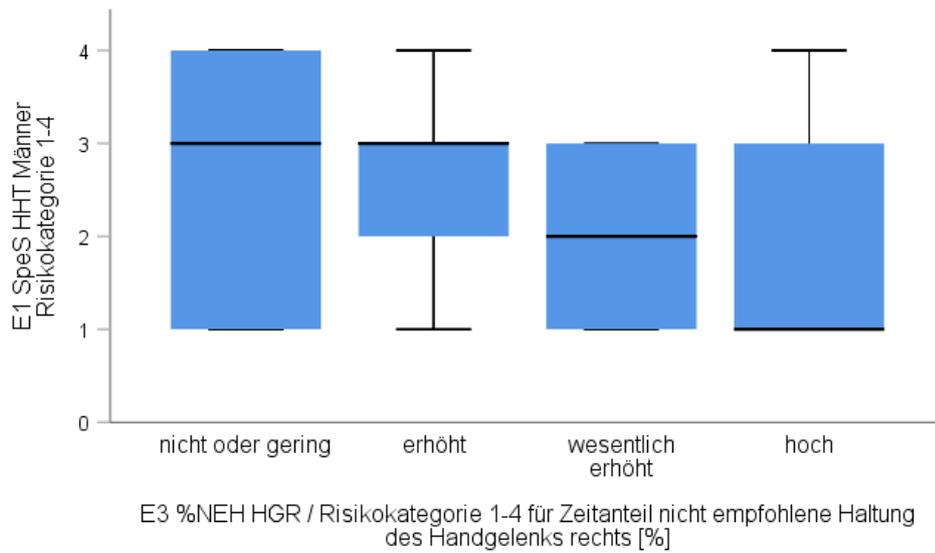


Abbildung 4.2-11 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts

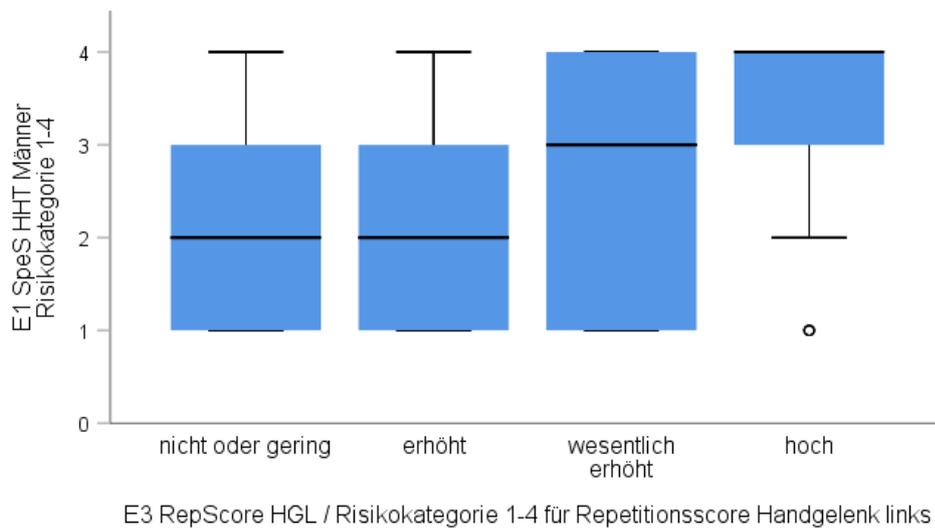


Abbildung 4.2-12 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Repetitionsscores für das Handgelenk links



Abbildung 4.2-13 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Repetitionsscores für das Handgelenk rechts

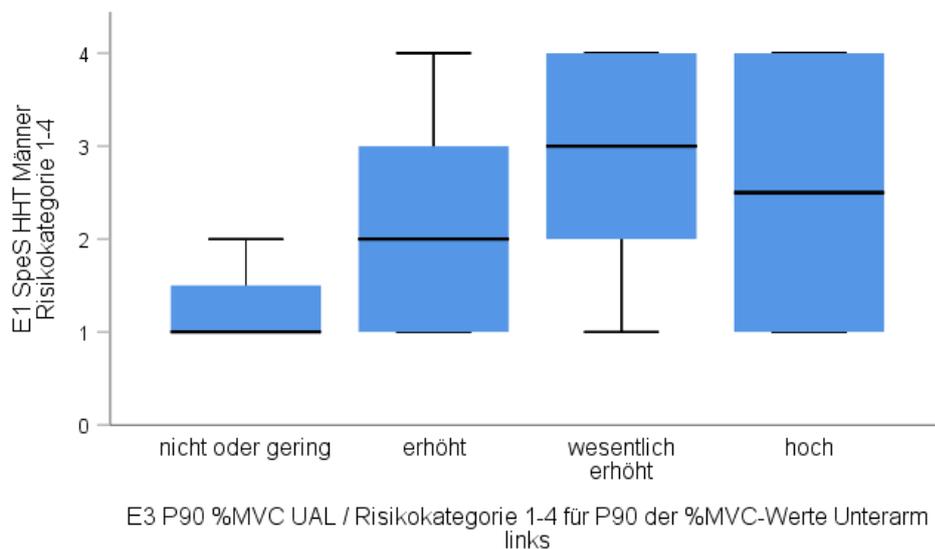


Abbildung 4.2-14 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des P90-Wertes der MVC-Werte des Unterarms links

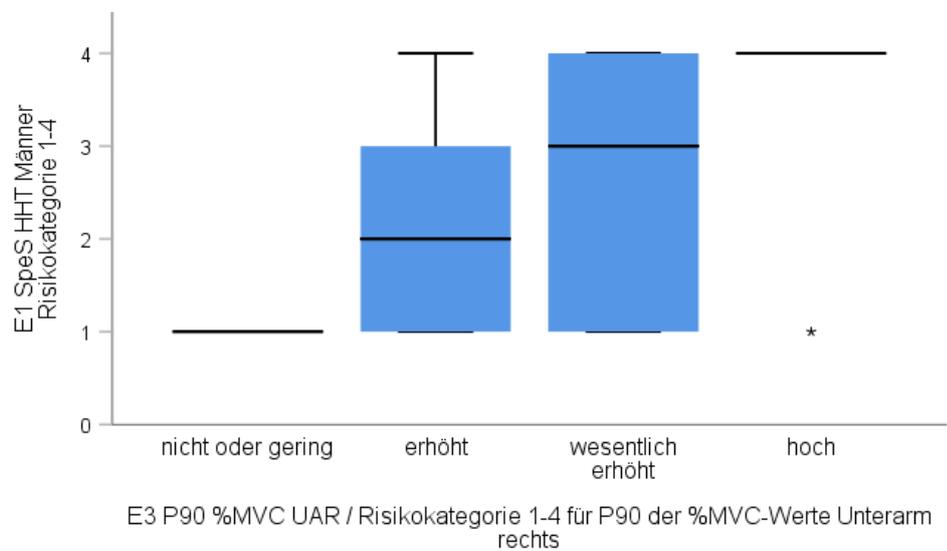


Abbildung 4.2-15 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des P90-Wertes der MVC-Werte des Unterarms rechts

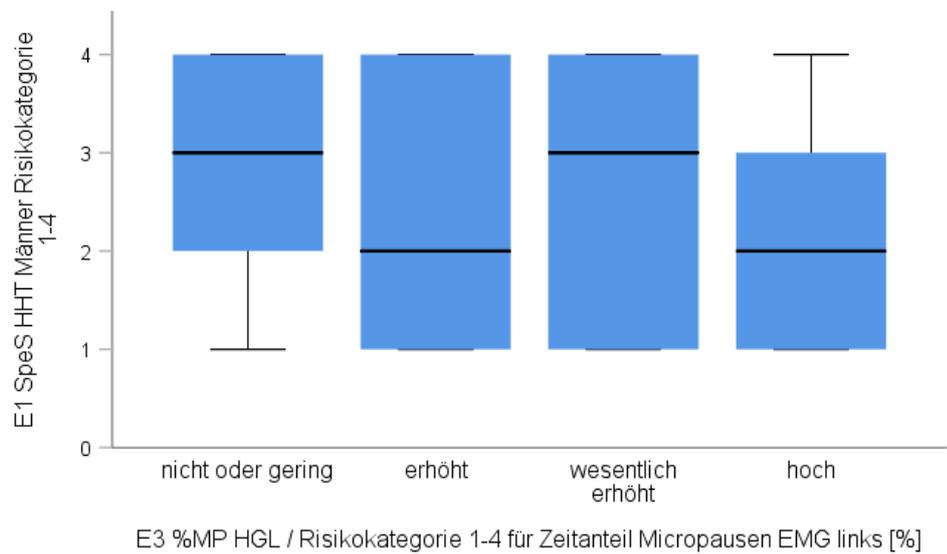


Abbildung 4.2-16 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils der Mikro-Pausen im EMG links

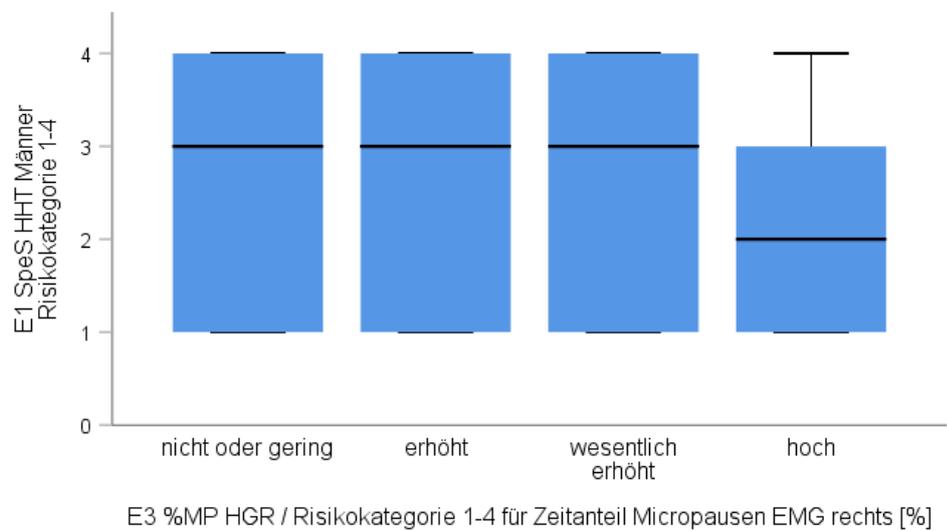


Abbildung 4.2-17 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils der Mikro-Pausen im EMG rechts

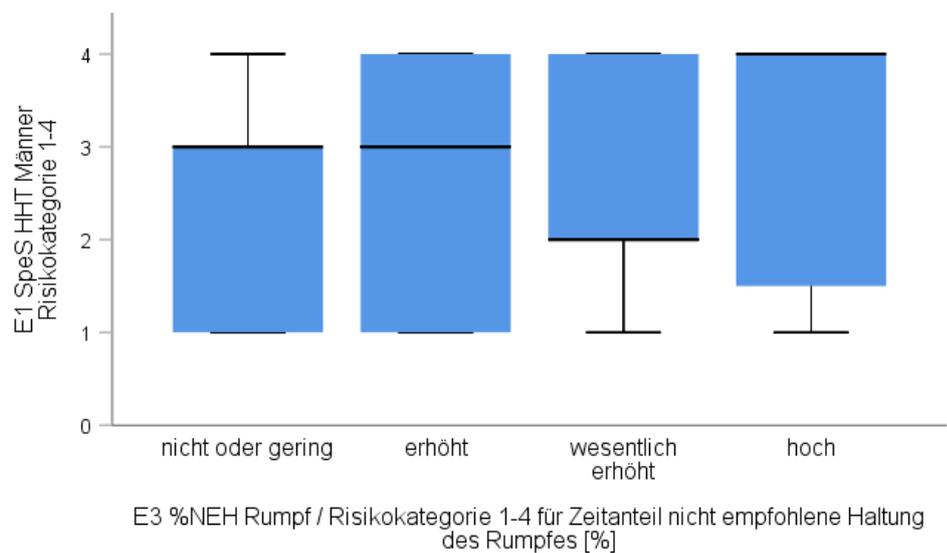


Abbildung 4.2-18 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Rumpfes

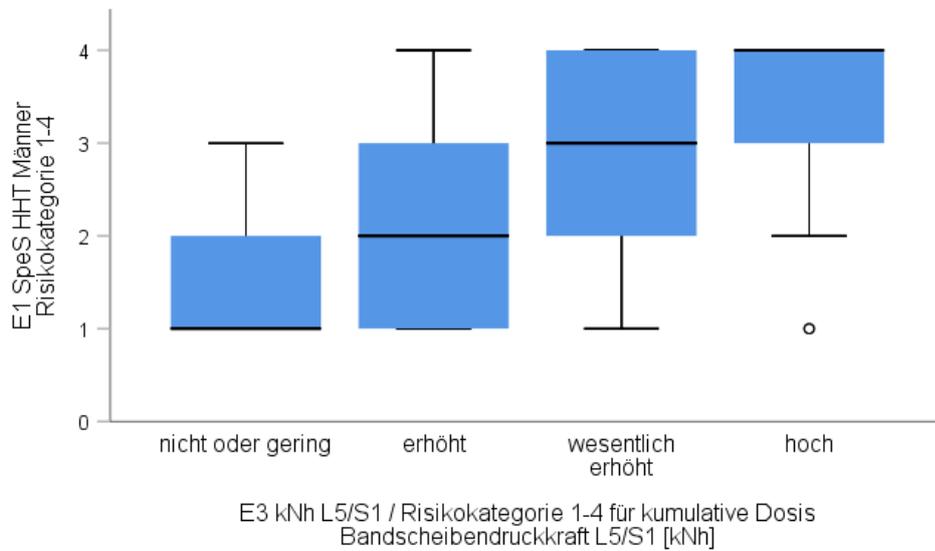


Abbildung 4.2-19 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien der kumulativen Dosis der Bandscheibendruckkraft L5/S1

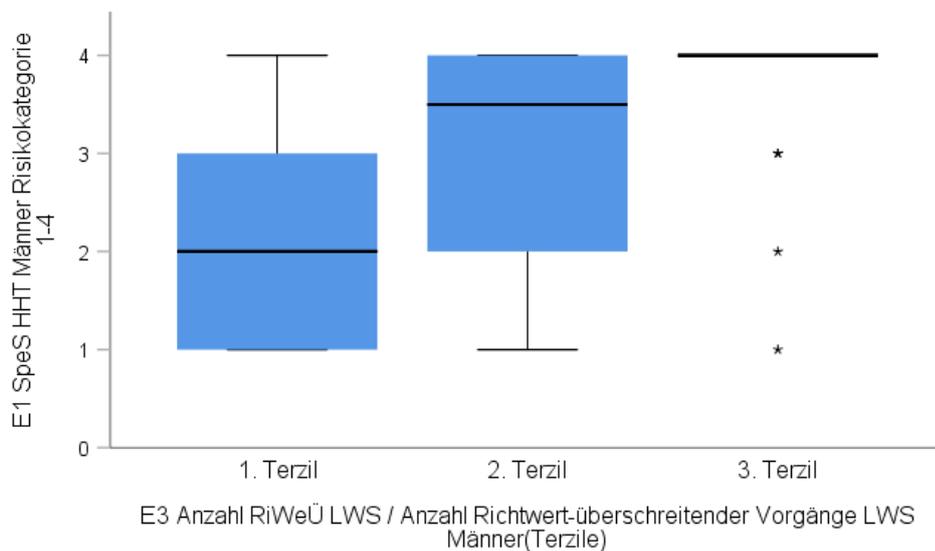


Abbildung 4.2-20 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Terzilen der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge in der LWS für Männer

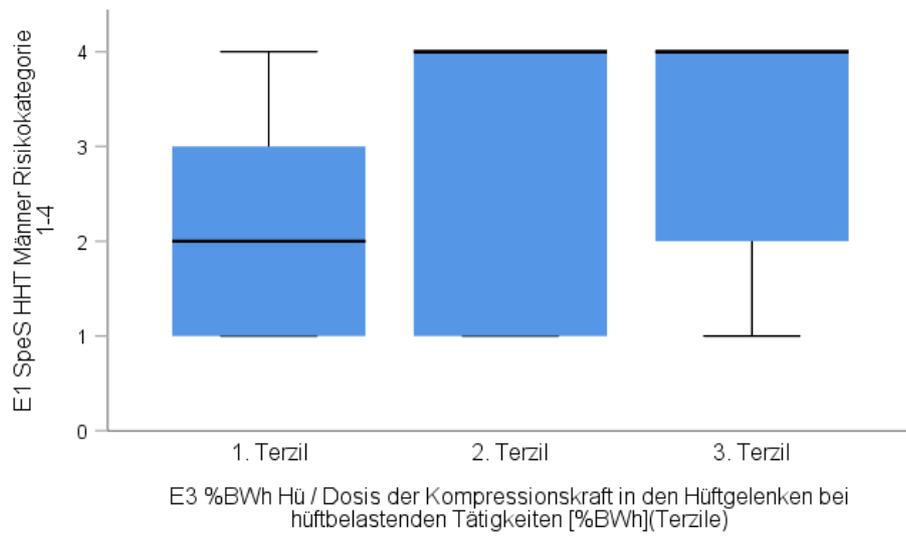


Abbildung 4.2-21 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Tertilen der Dosis der Kompressionskraft in den Hüftgelenken bei hüftbelastenden Tätigkeiten

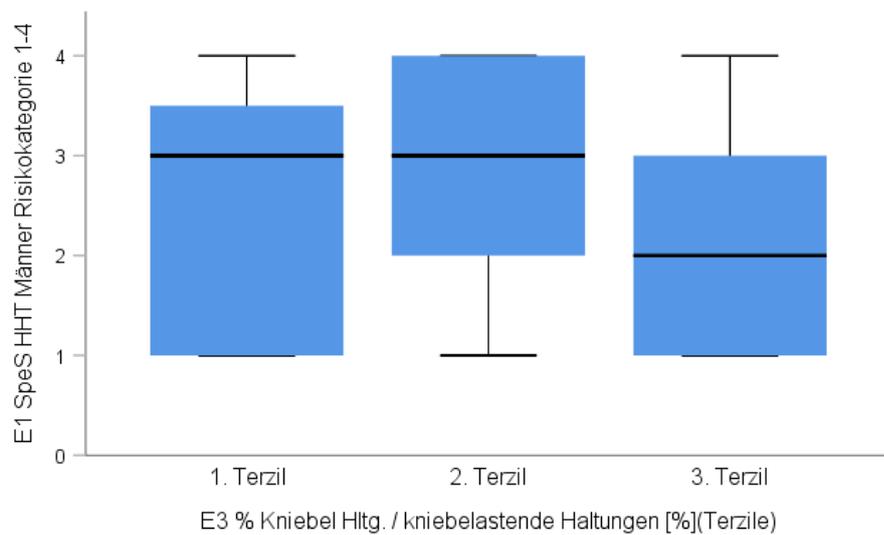


Abbildung 4.2-22 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Tertilen des Prozentsatzes kniebelastender Haltungen

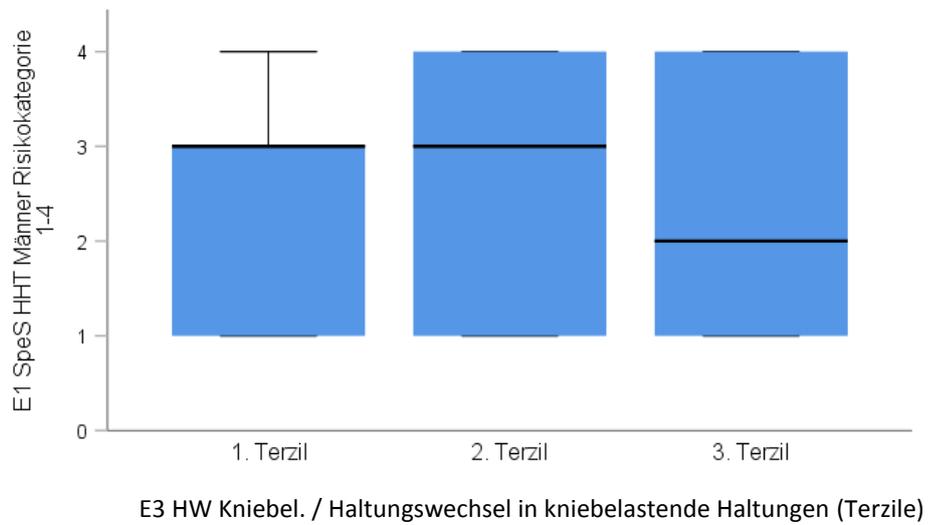


Abbildung 4.2-23 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Terzilen der Anzahl der Haltungsverwechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder heraus

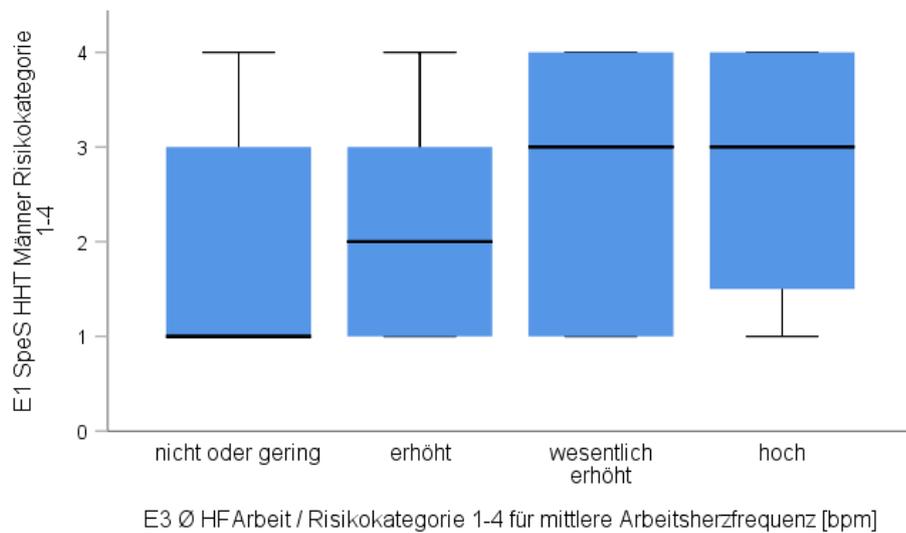


Abbildung 4.2-24 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien der mittleren Arbeitsherzfrequenz

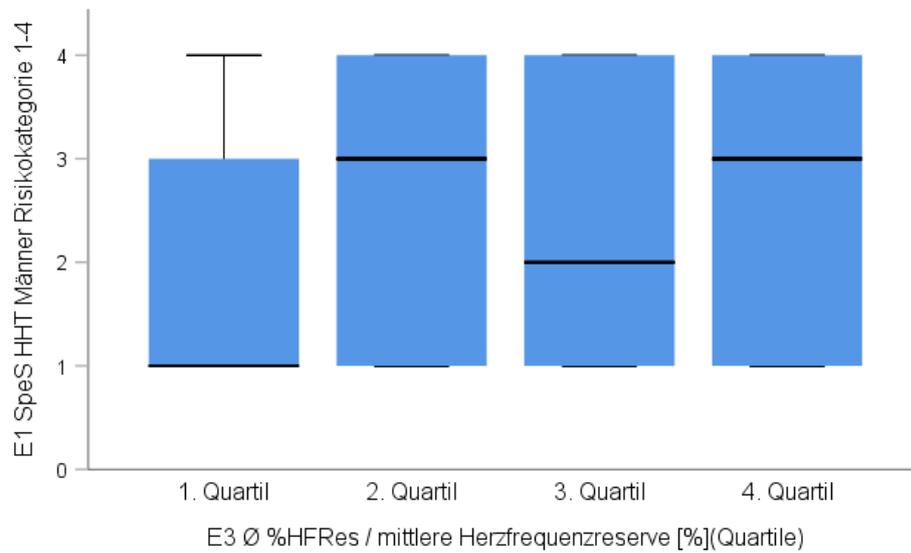


Abbildung 4.2-25 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der mittleren Herzfrequenzreserve

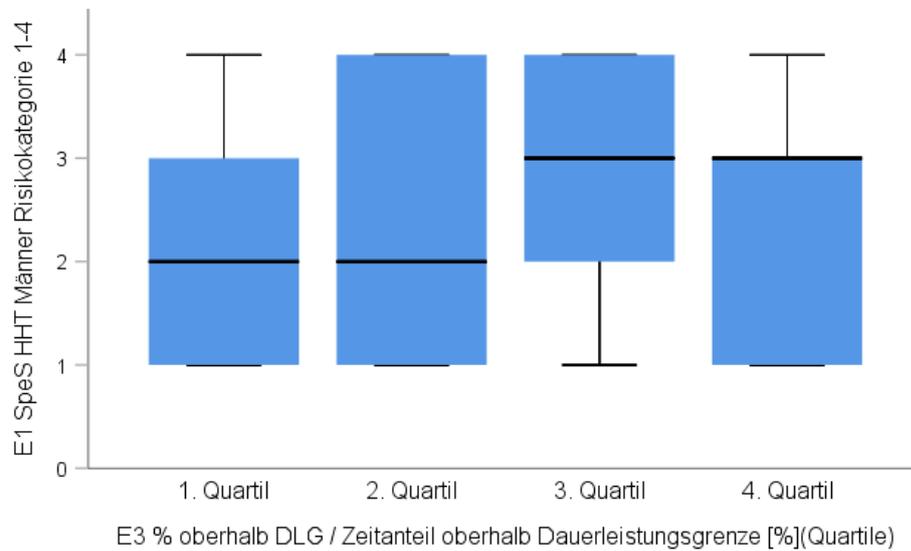


Abbildung 4.2-26 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen des Zeitanteils oberhalb der Dauerleistungsgrenze

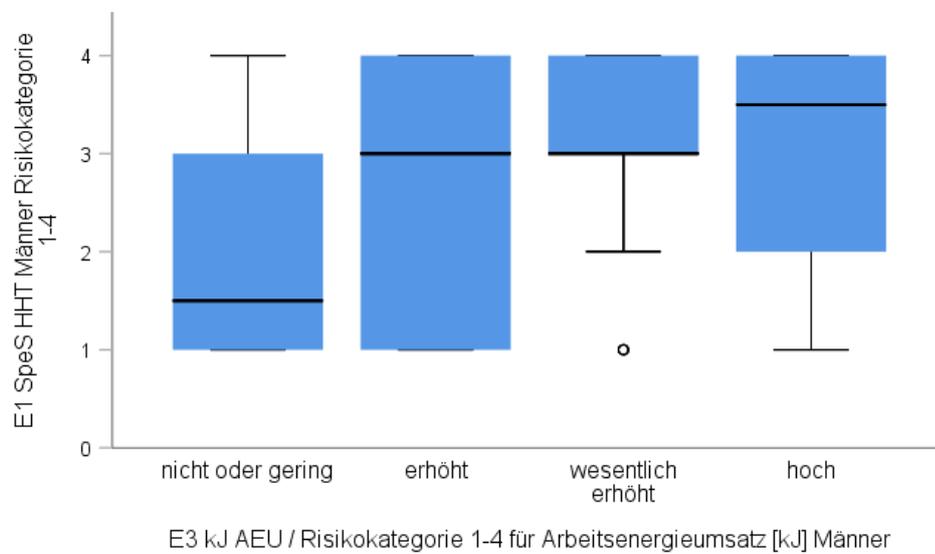


Abbildung 4.2-27 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Arbeitsenergieumsatzes für Männer

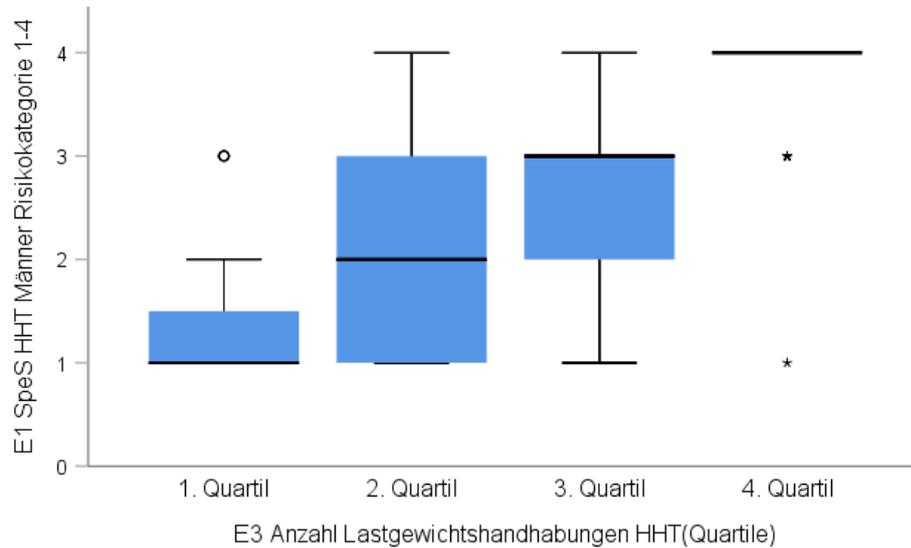


Abbildung 4.2-28 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der Anzahl der Lastgewichtshandhabungen

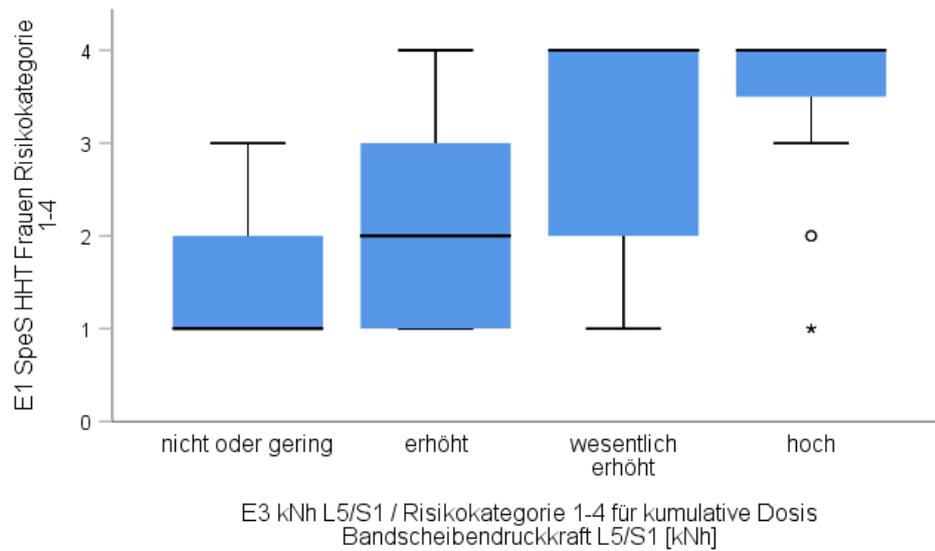


Abbildung 4.2-29 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Frauen (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien der kumulativen Dosis der Bandscheibendruckkraft L5/S1

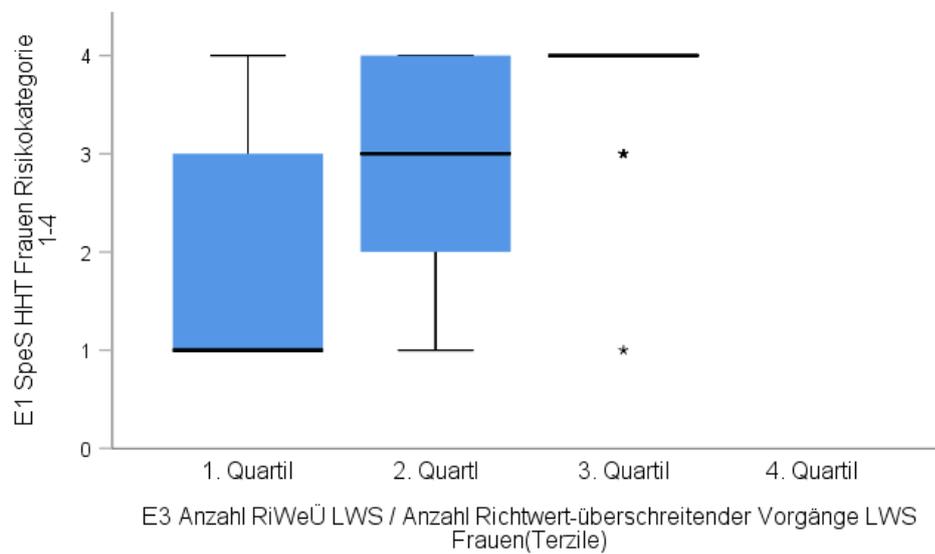


Abbildung 4.2-30 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Frauen (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge in der LWS für Frauen

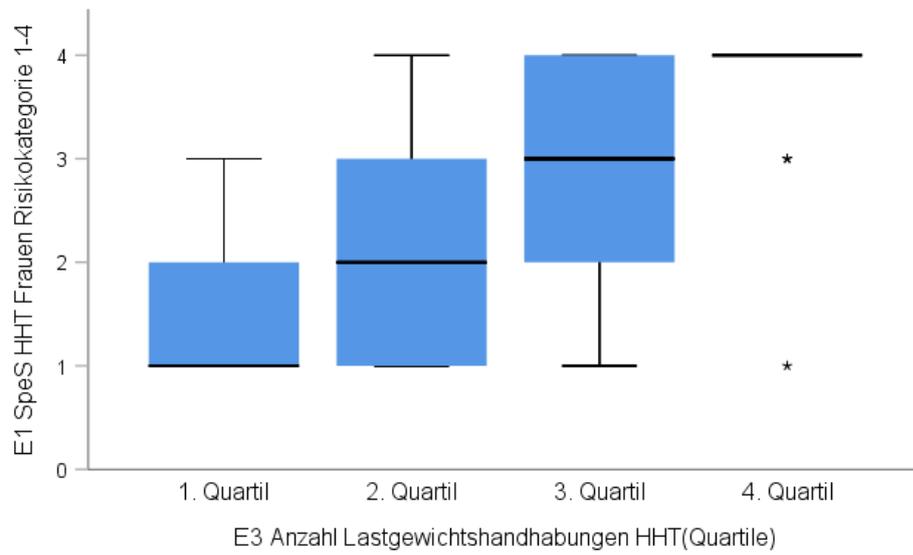


Abbildung 4.2-31 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien HHT Frauen (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Quartilen der Anzahl der Lastgewichtshandhabungen

### 4.3 Anhang 3

Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Ziehen und Schieben (ZS)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter für Männer: metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $0,4 \leq r < 0,5$ ) und kategoriale Daten (Korrelationskoeffizient  $r \geq 0,5$ )

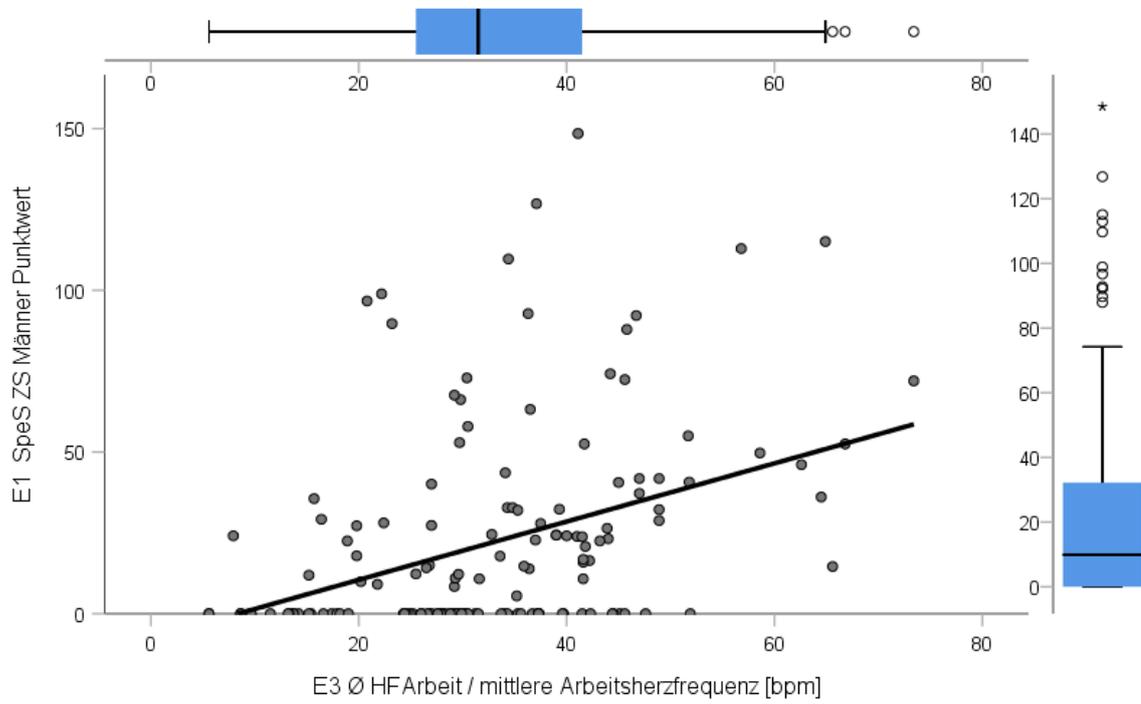


Abbildung 4.3-1 Zusammenhang zwischen der Punktsuppe ZS Männer und der mittleren Arbeitsherzfrequenz

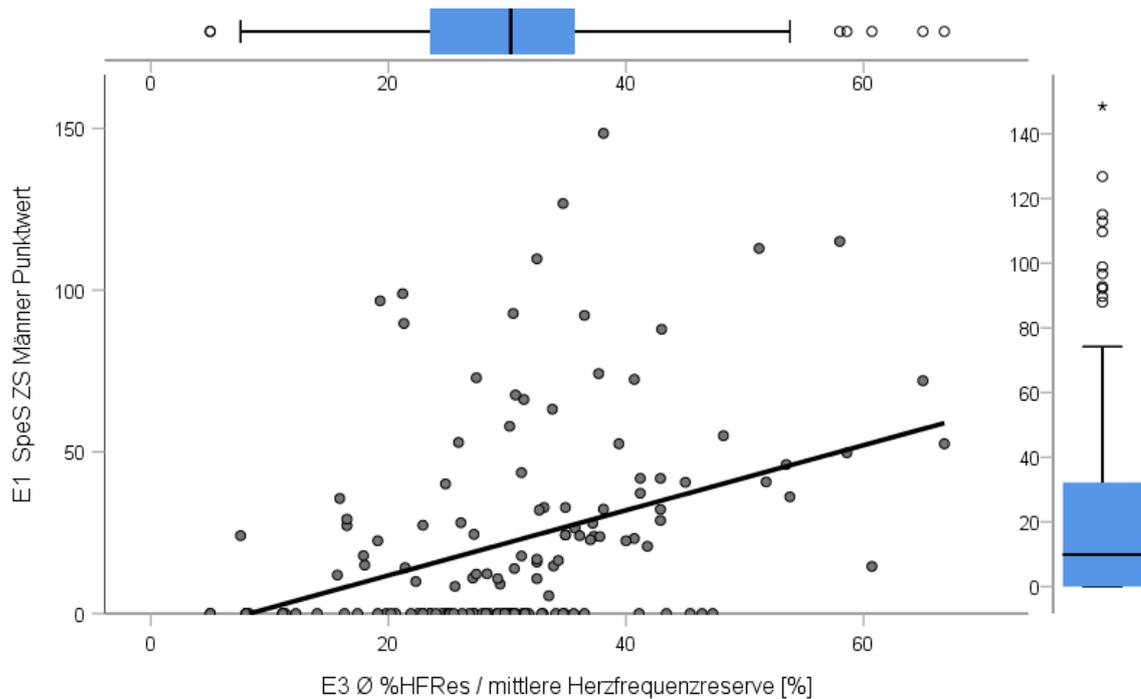


Abbildung 4.3-2 Zusammenhang zwischen der Punktsuppe ZS Männer und der mittleren Herzfrequenzreserve

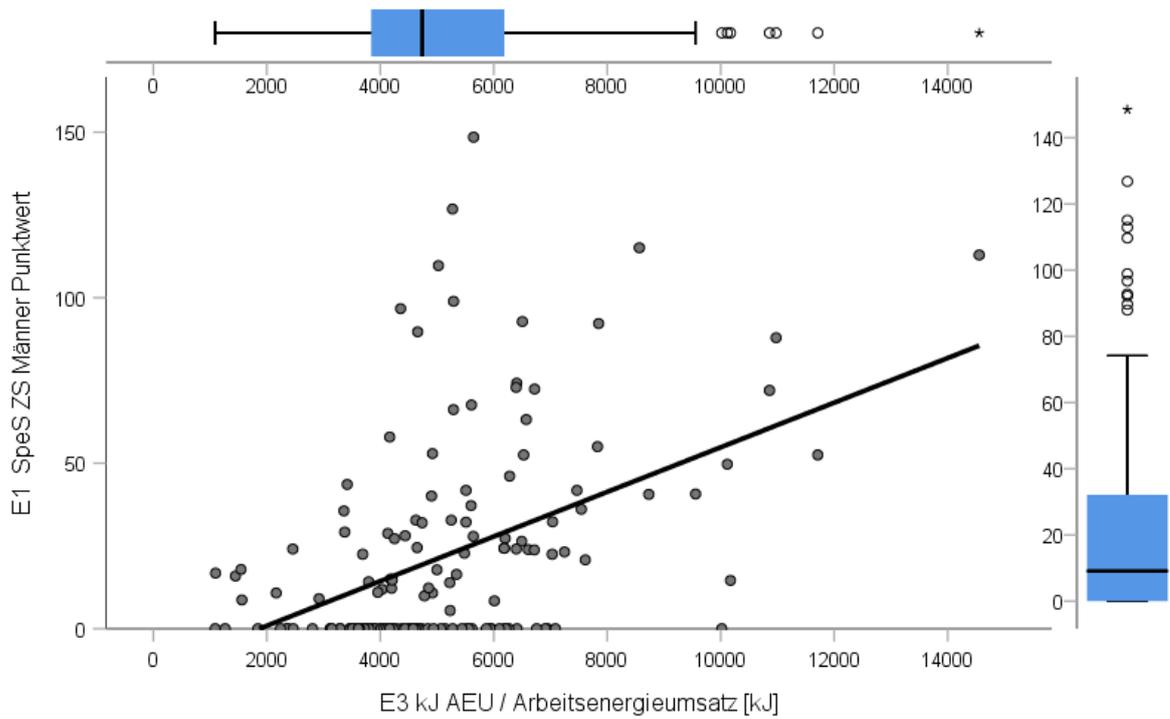


Abbildung 4.3-3 Zusammenhang zwischen der Punktsuppe ZS Männer und dem Arbeitsenergieumsatz

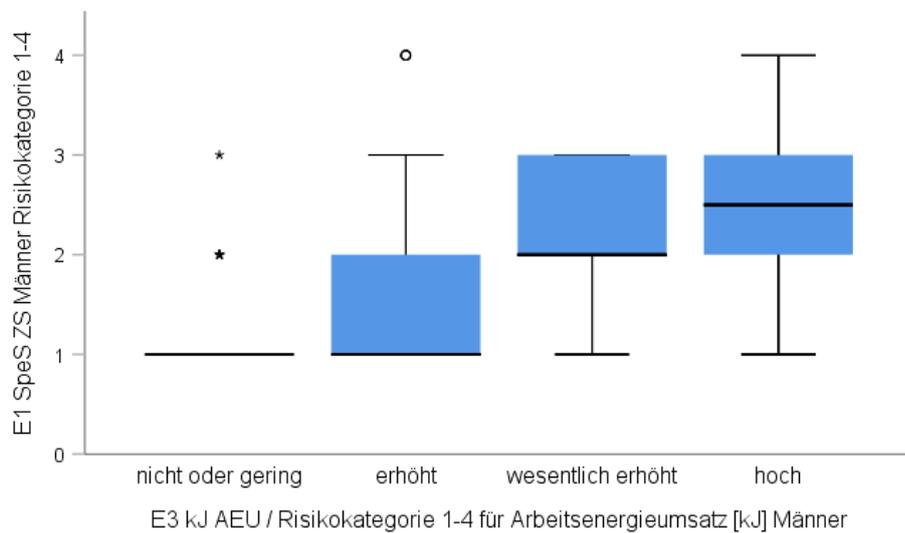


Abbildung 4.3-4 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien ZS Männer (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Arbeitsenergieumsatzes für Männer

#### 4.4 Anhang 4

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Manuelle Arbeitsprozesse (MA)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter: metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $r \geq 0,5$ ) und kategoriale Daten (Korrelationskoeffizient  $0,3 \leq r < 0,4$ )**

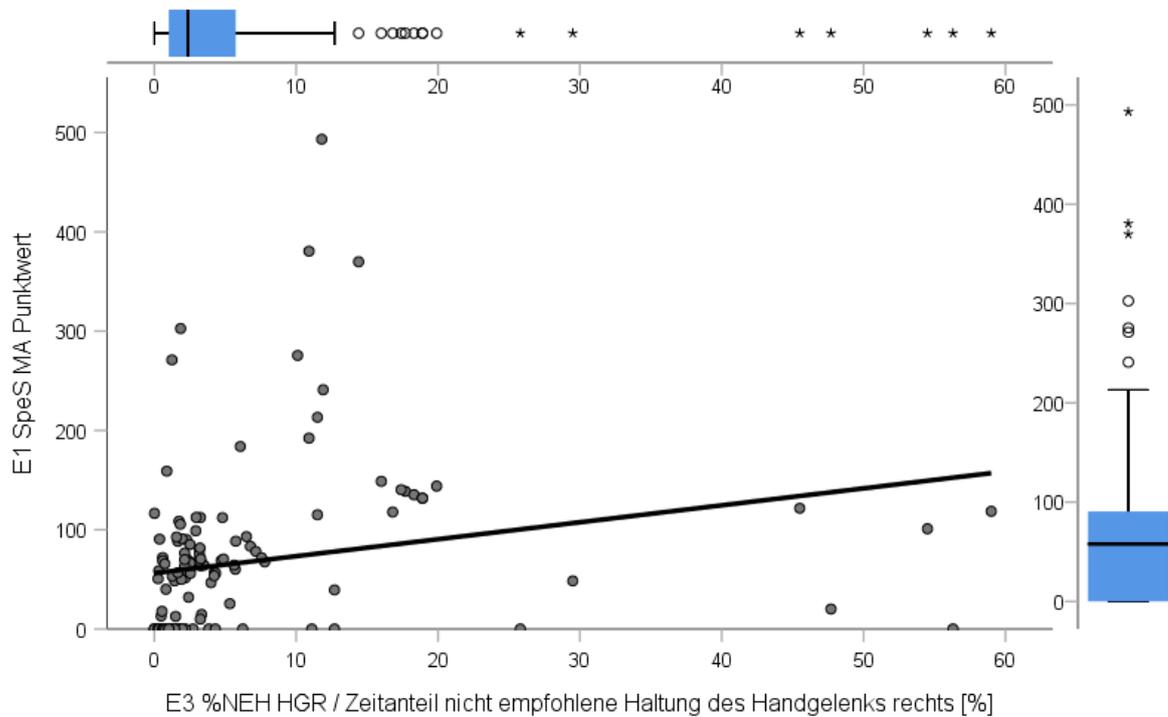


Abbildung 4.4-1 Zusammenhang zwischen der Punktsomme MA und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts

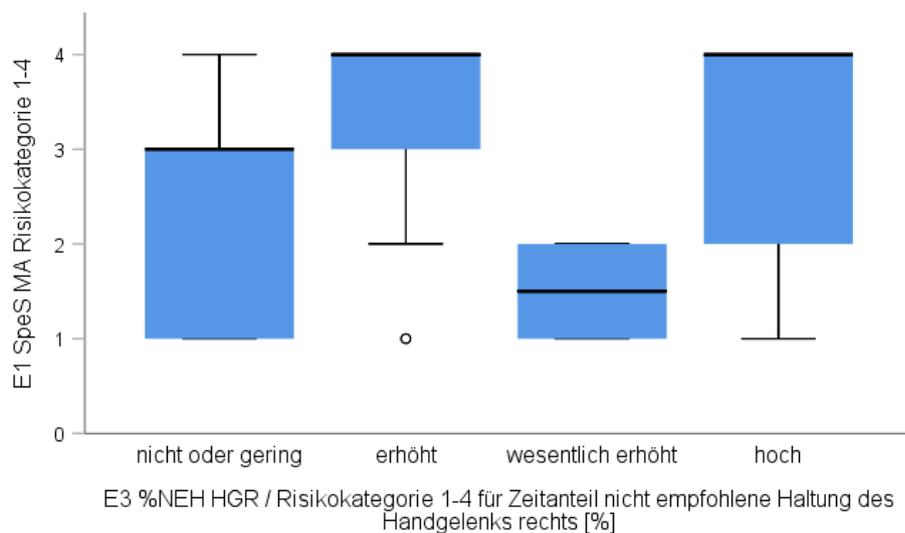


Abbildung 4.4-2 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien MA (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Zeitanteils nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks rechts

## 4.5 Anhang 5

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Ganzkörperkräfte (GK)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte energetische Messparameter, metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $r < 0,3$ )**

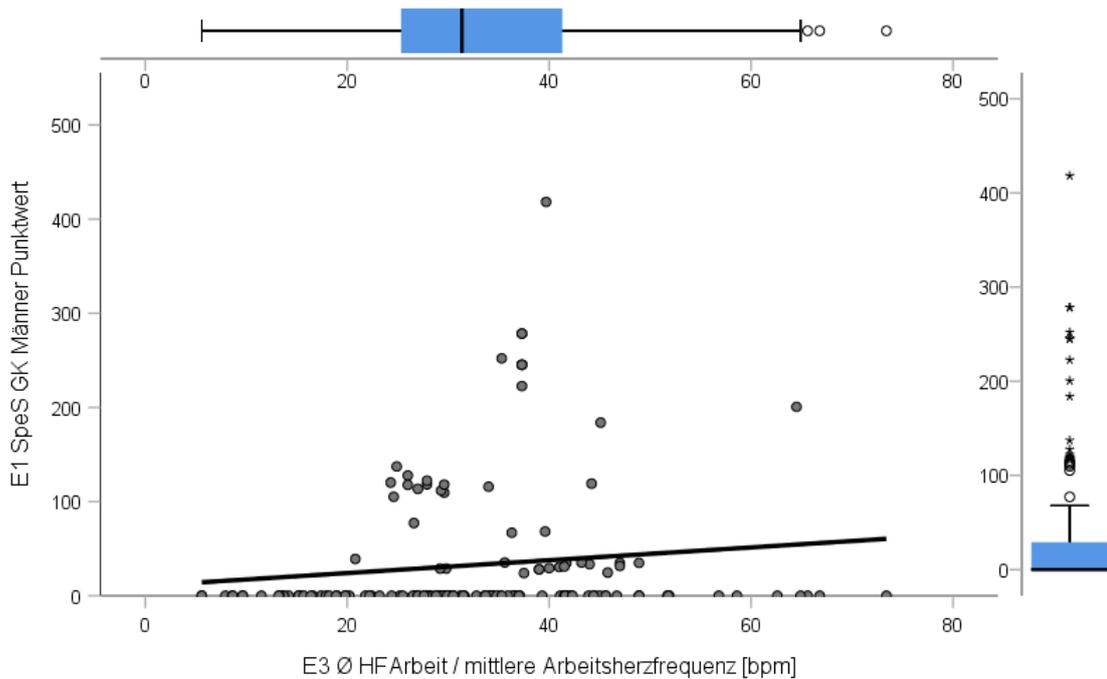


Abbildung 4.5-1 Zusammenhang zwischen der Punktsomme GK Männer und der mittleren Arbeitsherzfrequenz

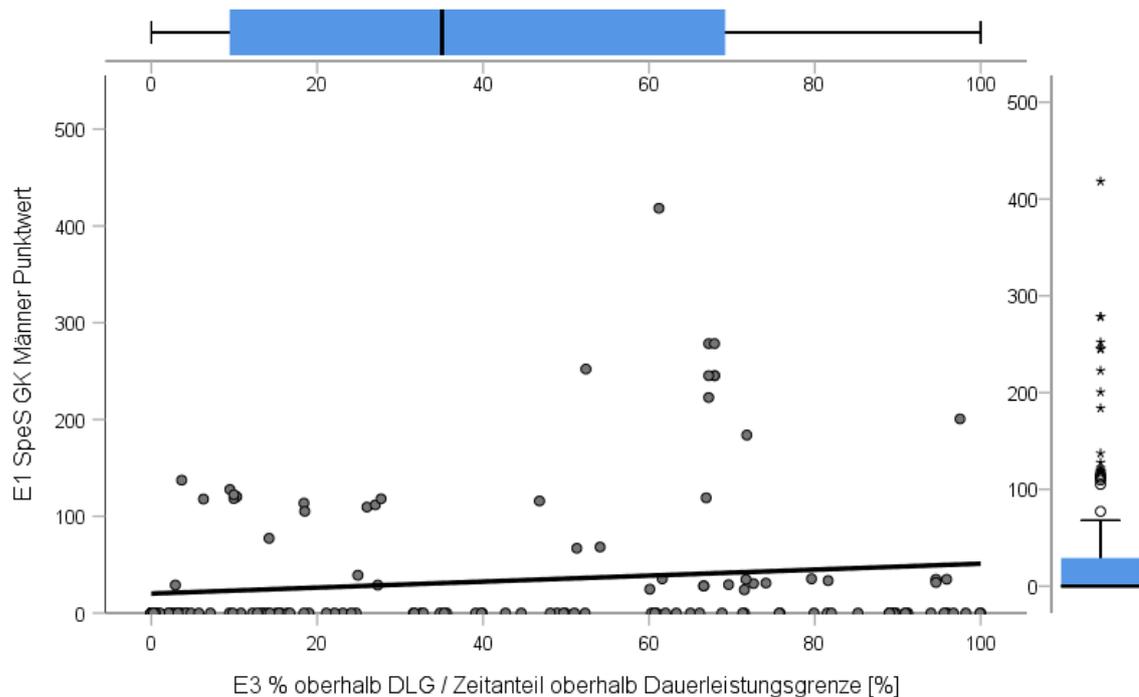


Abbildung 4.5-2 Zusammenhang zwischen der Punktsomme GK Männer und dem Zeitanteil oberhalb der Dauerleistungsgrenze

## 4.6 Anhang 6

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Körperfortbewegung (KB)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter mit Bezug zu den Knien, metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $r < 0,3$ )**

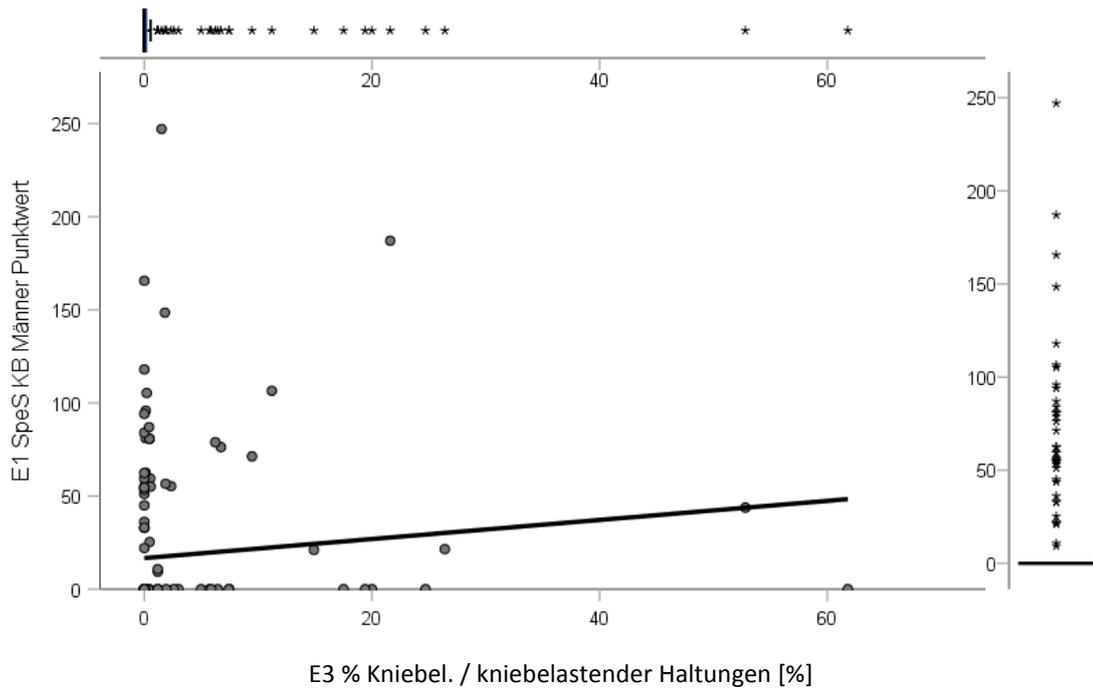


Abbildung 4.6-1 Zusammenhang zwischen der Punktsomme KB Männer und dem Prozentsatz kniebelastender Haltungen

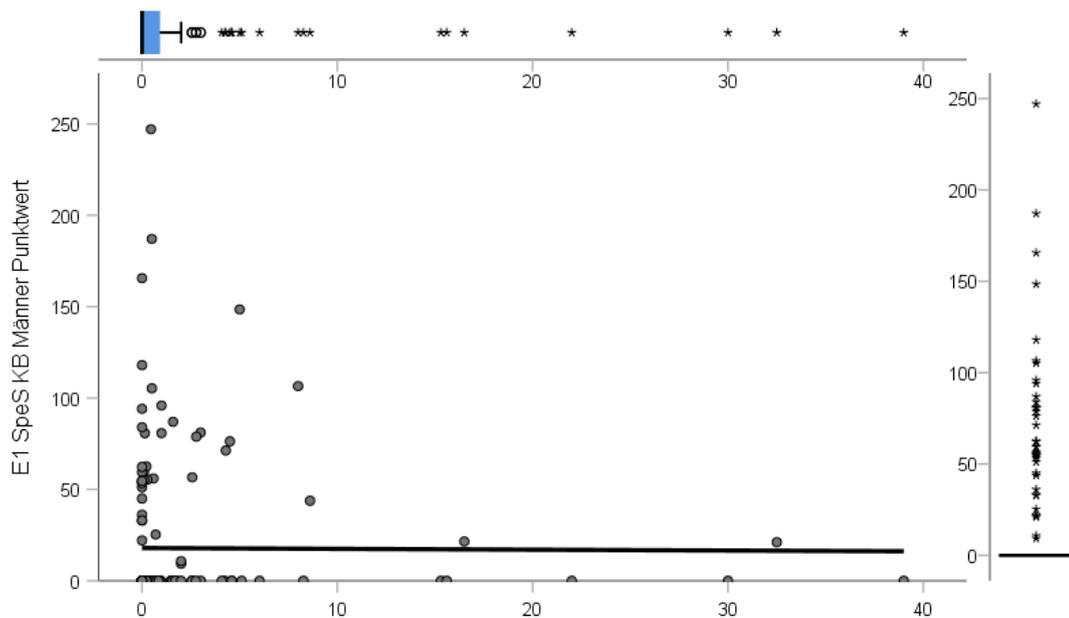


Abbildung 4.6-2 Zusammenhang zwischen der Punktsomme KB Männer und der Anzahl der Haltungswechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder heraus

## 4.7 Anhang 7

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Körperzwangshaltung Teil A Rücken (KH-A)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter: metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $r \leq -0,5$  und  $-0,4 \geq r > -0,5$ ) und kategoriale Daten (Korrelationskoeffizient  $-0,4 \geq r > -0,5$ )**

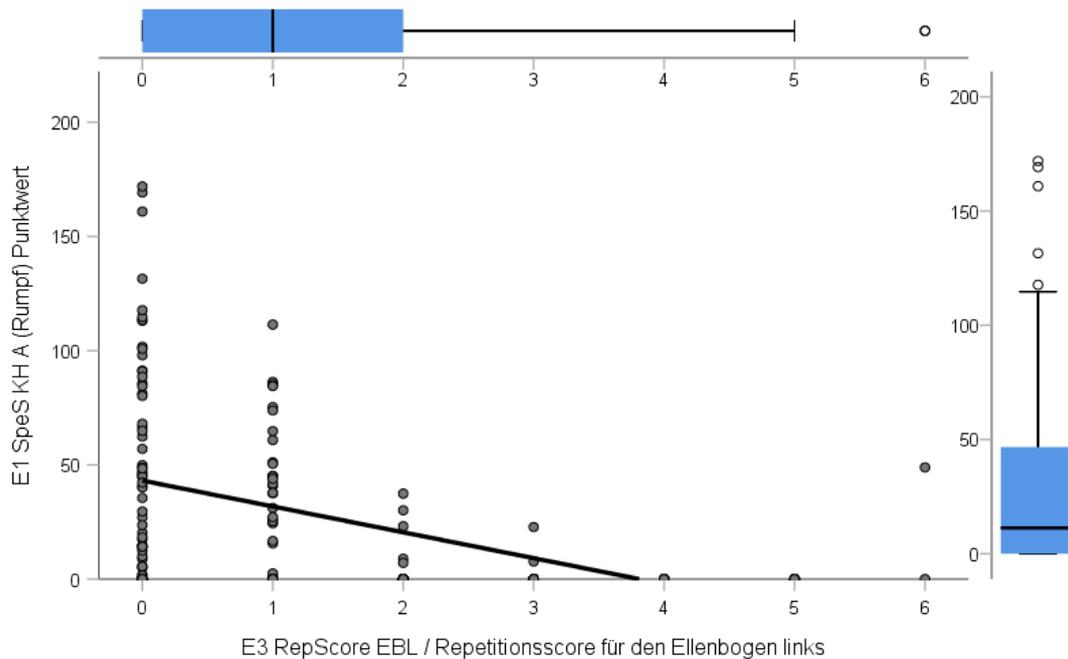


Abbildung 4.7-1 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-A (Rücken) und dem Repetitionsscore für den Ellenbogen links

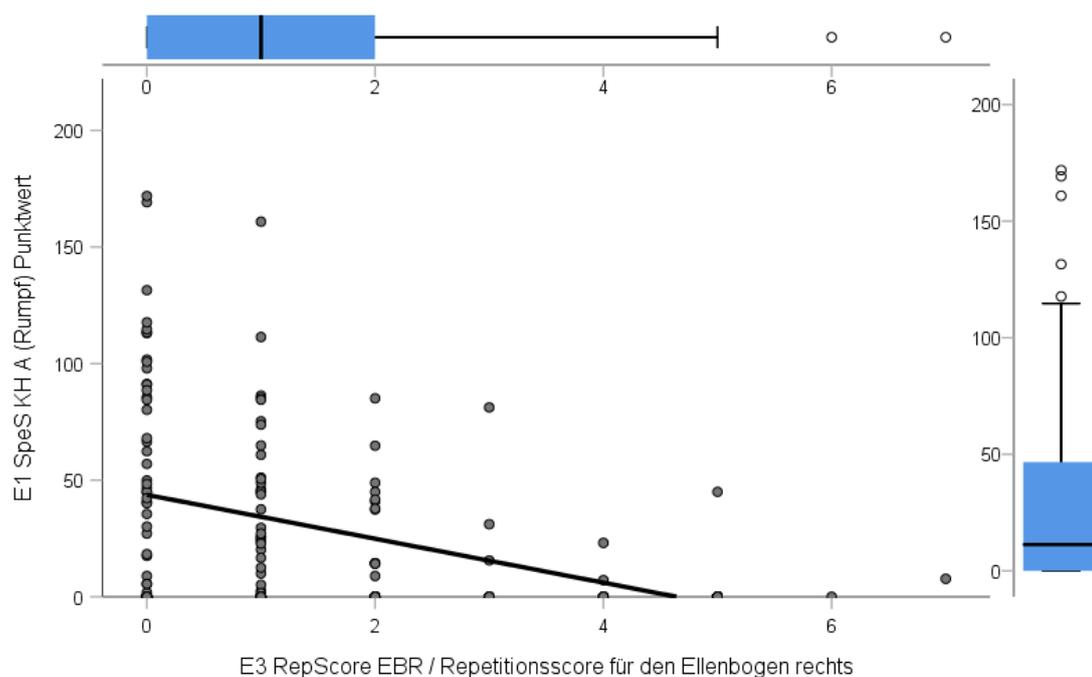


Abbildung 4.7-2 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-A (Rücken) und dem Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts

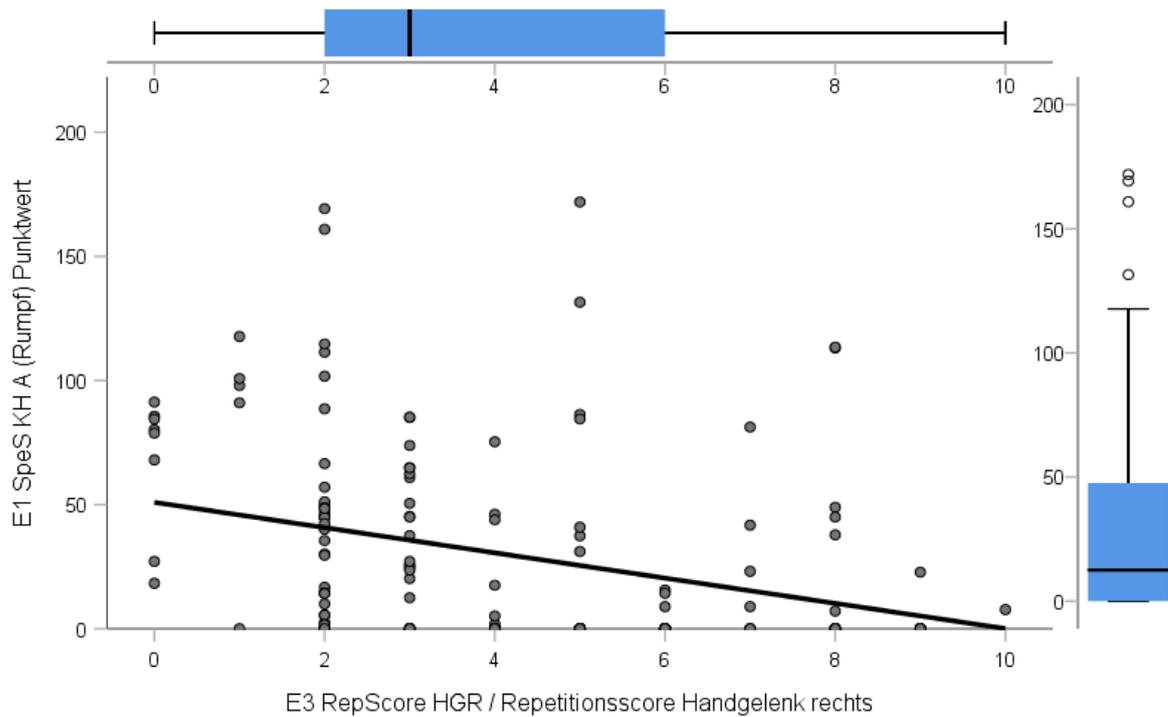


Abbildung 4.7-3 Zusammenhang zwischen der Punktskizze KH-A (Rücken) und dem Repetitionsscore für das Handgelenk rechts

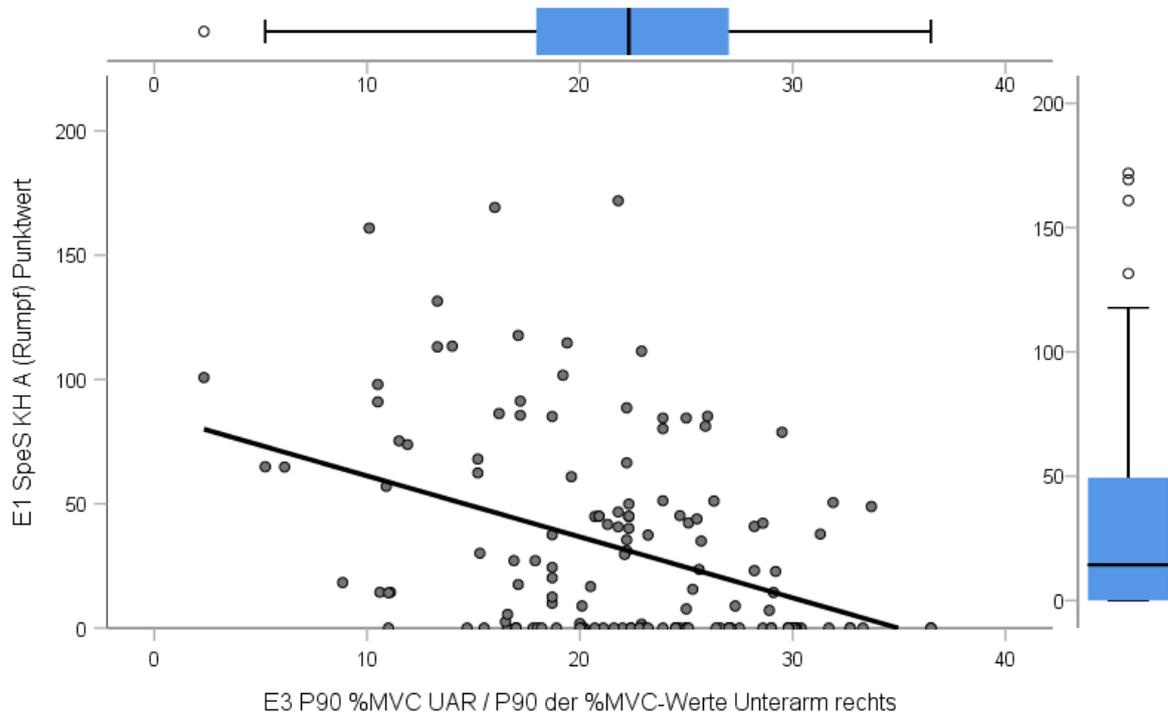


Abbildung 4.7-4 Zusammenhang zwischen der Punktskizze KH-A (Rücken) und dem P90-Wert der MVC-Werte des Unterarms rechts

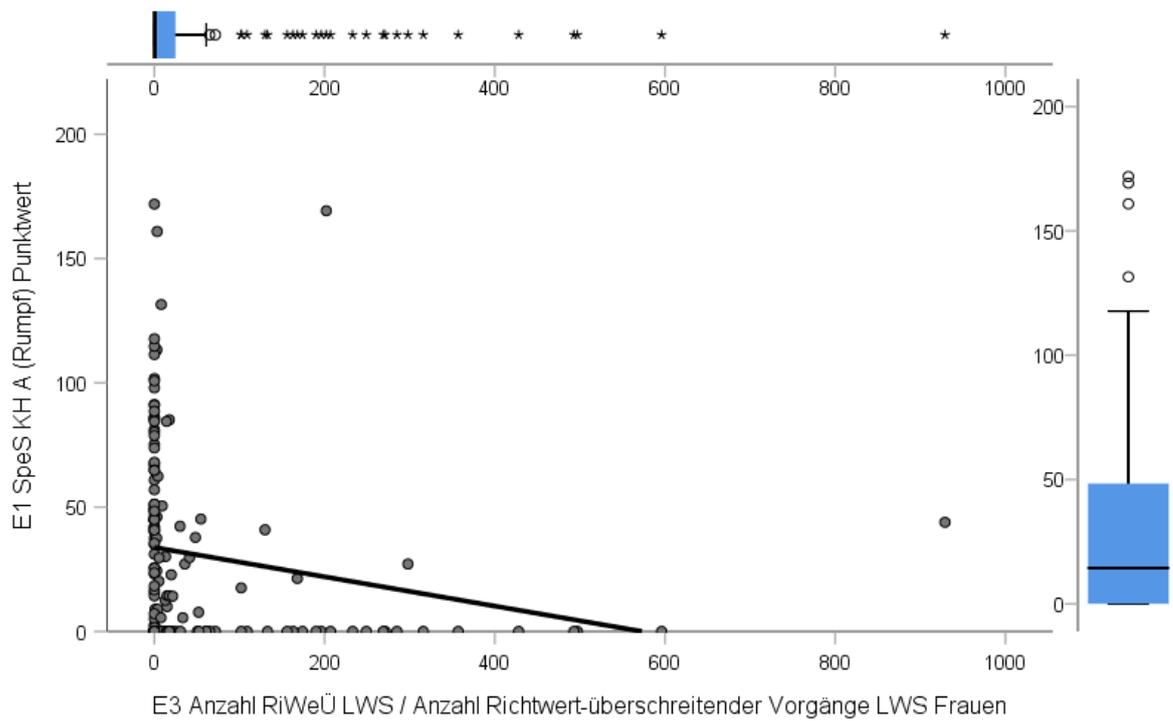


Abbildung 4.7-5 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-A (Rücken) und der Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge in der LWS für Frauen

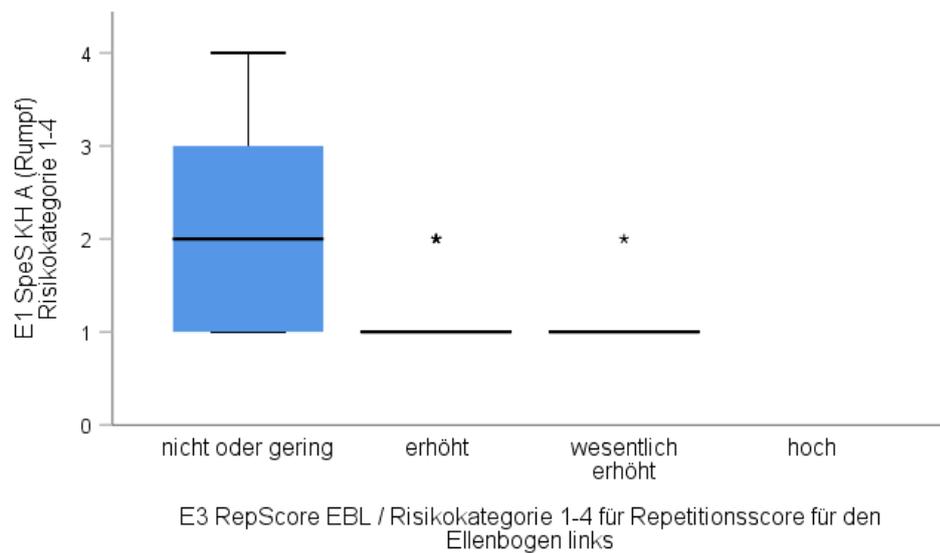


Abbildung 4.7-6 Zusammenhang zwischen den Risikokategorien KH-A (Rücken) (Kat 0 und 1 zusammengefasst als Kat 1) und den Risikokategorien des Repetitionsscores für den Ellenbogen links

## 4.8 Anhang 8

Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Körperzwangshaltung Teil B Schultern/Arme (KH-B)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter: metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $0,3 \leq r < 0,4$ ) sowie Messdaten mit Bezug zu den Oberarmen und Korrelationskoeffizient  $r < 0,3$

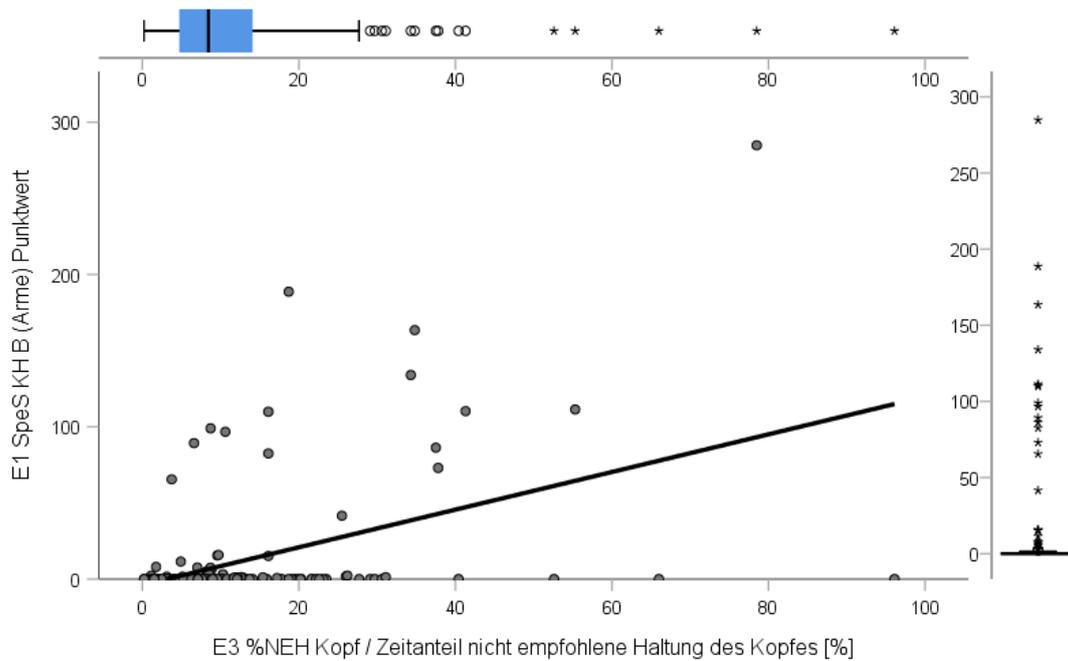


Abbildung 4.8-1 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-B (Schultern/Arme) und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Kopfes

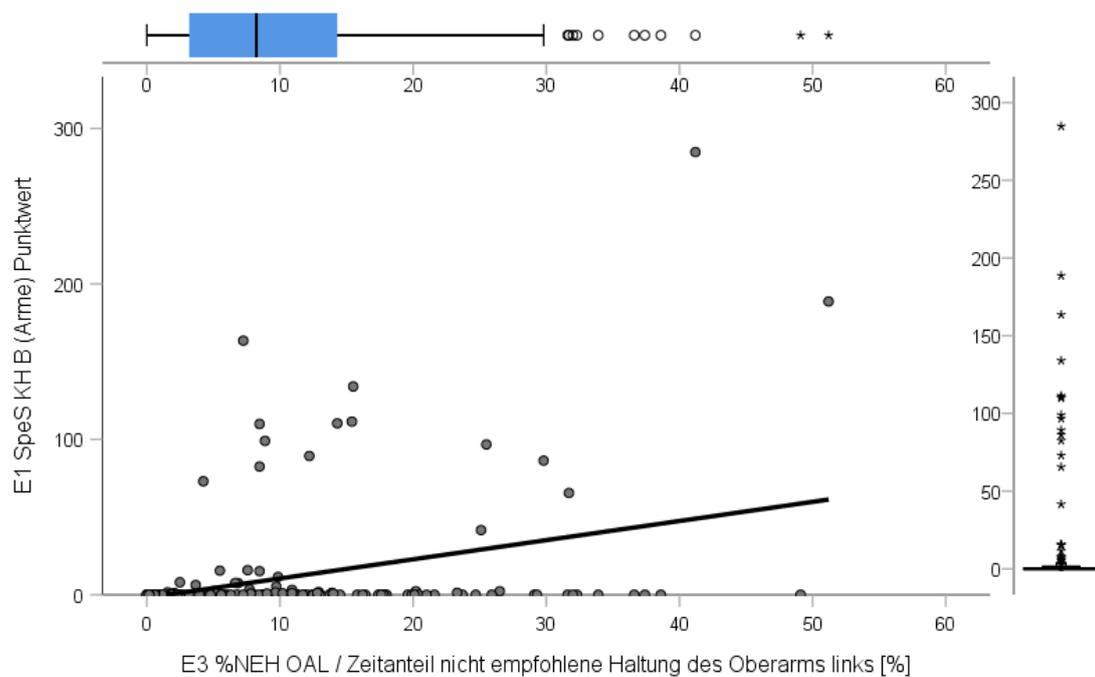


Abbildung 4.8-2 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-B (Schultern/Arme) und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Oberarms links

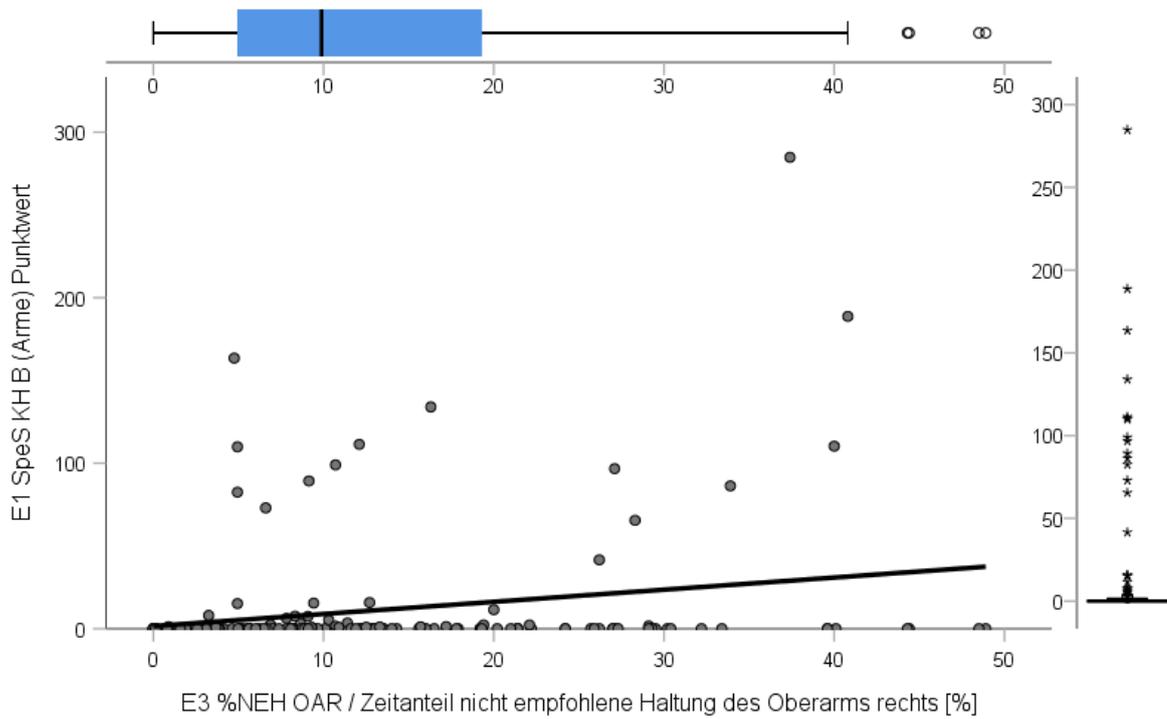


Abbildung 4.8-3 Zusammenhang zwischen der Punktsomme KH-B (Schultern/Arme) und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Oberarms rechts

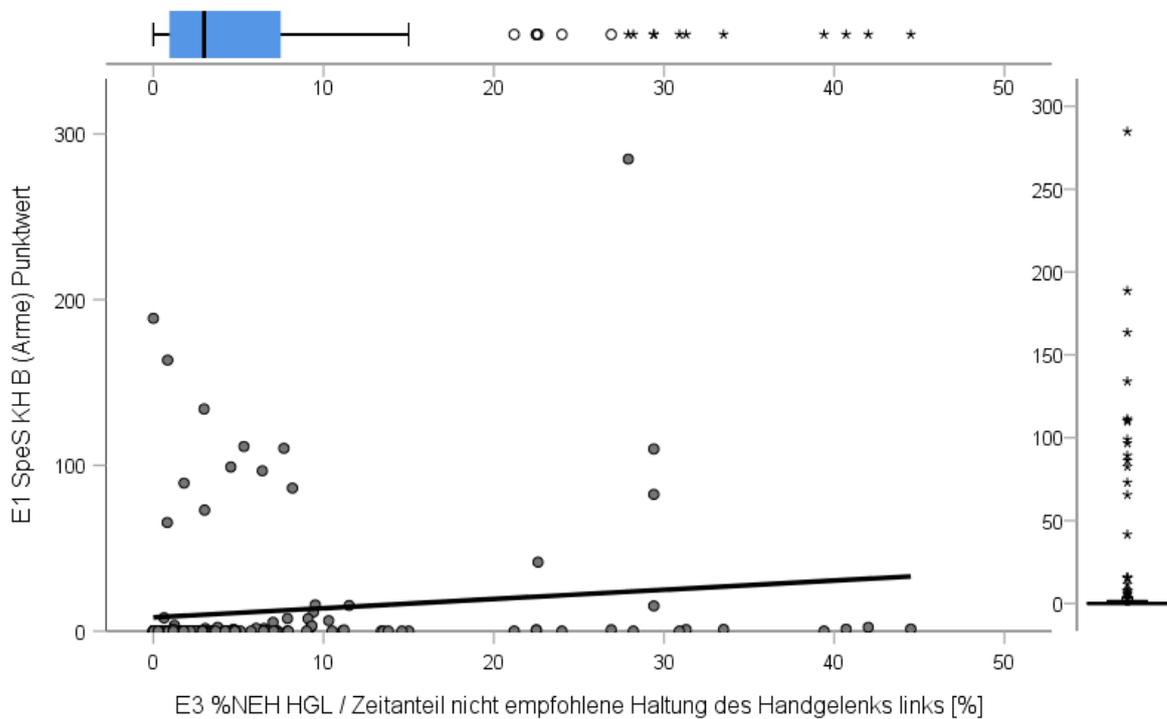


Abbildung 4.8-4 Zusammenhang zwischen der Punktsomme KH-B (Schultern/Arme) und dem Zeitanteil nicht empfohlener Haltungen/Bewegungen des Handgelenks links

## 4.9 Anhang 9

**Grafiken zum Zusammenhang zwischen E1 „Körperzwangshaltung Teil C Knie/Beine (KH-C)“ und E3 „Messtechnische Parameter“ (x-y-Diagramme) sowie zur Verteilung der Daten (Boxplots), ausgewählte Messparameter: metrische Daten (Korrelationskoeffizient  $r < 0,3$ ) und kategoriale Daten (Korrelationskoeffizient  $r < 0,3$ )**

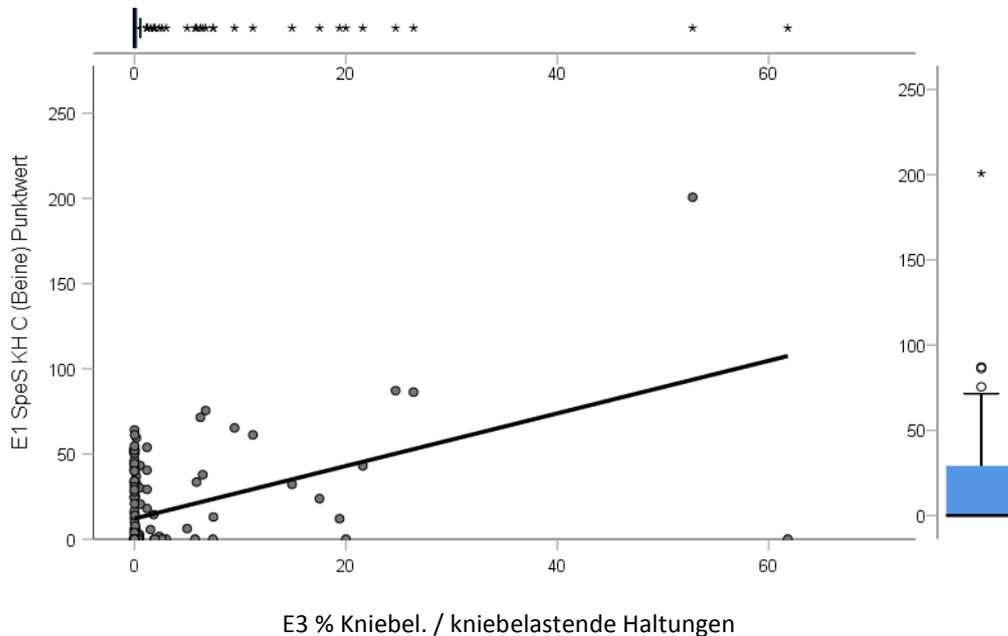


Abbildung 4.9-1 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-C (Knie/Beine) und dem Prozentsatz kniebelastender Haltungen

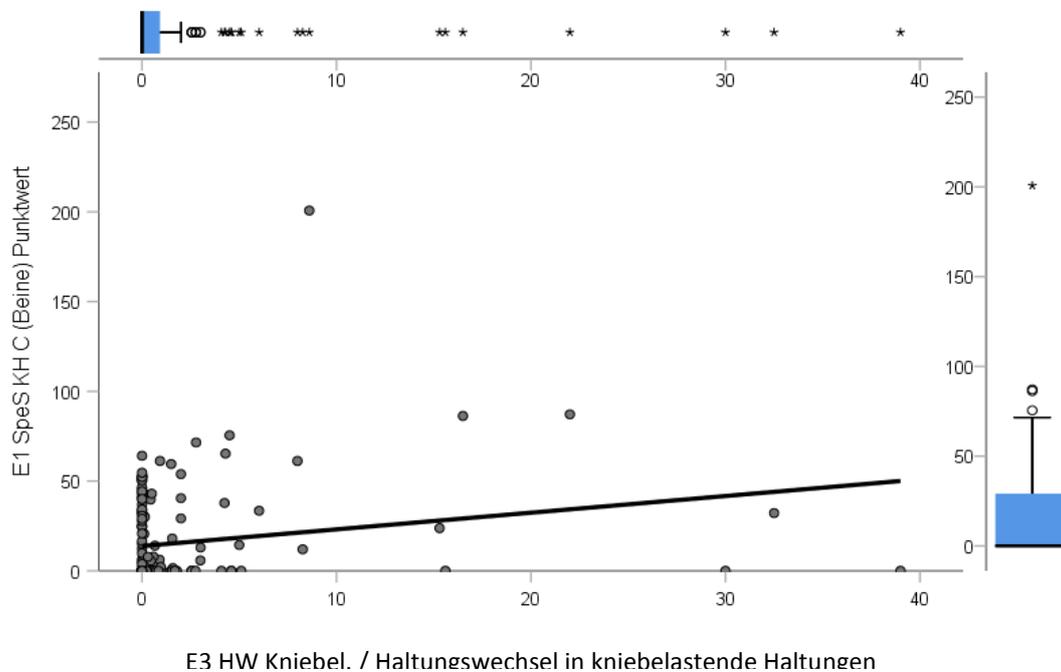
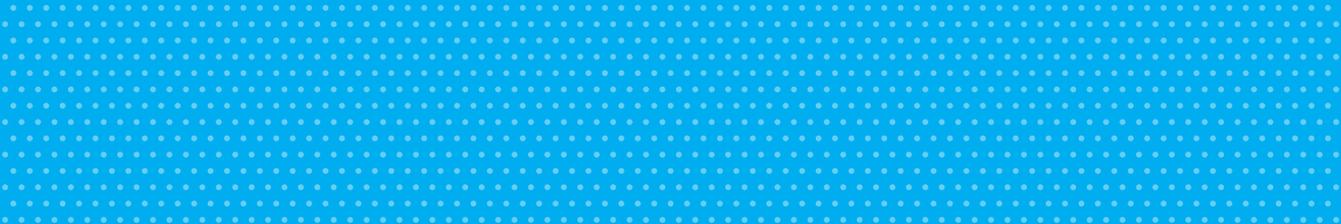


Abbildung 4.9-2 Zusammenhang zwischen der Punktsumme KH-C (Knie/Beine) und der Anzahl der Haltungsverwechsel in oder aus Kniebelastungen hinein oder heraus



# Teil D.3

## Vergleich der Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse

### Autoren

B. Weber<sup>1</sup>, D. H. Seidel<sup>1</sup>, I. Hermanns-Truxius<sup>1</sup>,  
K. Heinrich<sup>1</sup>, A. Sinn-Behrendt<sup>2</sup>, M. Oberle<sup>2</sup>, R. Bruder<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institut für Arbeitsschutz der Deutschen  
Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)

<sup>2</sup> Institut für Arbeitswissenschaft der  
TU Darmstadt (IAD)



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>2</b>
1.1	Typische Arbeitsschicht .....	2
1.2	Wirkung der Belastungsarten auf Zielregionen .....	3
<b>2</b>	<b>Methodik</b> .....	<b>6</b>
2.1	Stichprobe .....	6
2.2	Gegenüberstellung der Belastungsbewertungen .....	6
2.2.1	Grafische Darstellung .....	6
2.2.2	Korrelationsanalysen .....	6
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>8</b>
3.1	Deskriptive Ergebnisse der Stichprobe .....	8
3.2	Ergebnisse der Gegenüberstellung der Belastungsbewertungen .....	10
3.2.1	HvL-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren .....	10
3.2.2	Kh-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren .....	12
3.2.3	AK-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren .....	12
3.2.4	rep.-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren .....	12
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>13</b>
4.1	Manuelle Lastenhandhabung .....	13
4.2	Körperhaltung und -bewegung .....	14
4.3	Aktionskräfte .....	15
4.4	Repetitive Belastung der oberen Extremitäten .....	15
4.5	Zusammenfassende Diskussion .....	16
<b>5</b>	<b>Literaturverzeichnis Teil D.3</b> .....	<b>18</b>
<b>6</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>19</b>
6.1	Anhang 1 .....	19
6.2	Anhang 2 .....	21
6.3	Anhang 3 .....	23
6.4	Anhang 4 .....	25

# 1 Einleitung

Dieses Kapitel zielt auf die Analyse des Zusammenhangs zwischen den Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie. Hierzu wurden auf Arbeitsschichtebene die Bewertungsergebnisse beider Verfahrensebenen miteinander verglichen. Als Maß für den statistischen Zusammenhang wurden Korrelationen gerechnet.

Die Bewertung des Experten-Screenings ist unterteilt in vier Belastungskategorien: manuelle Lastenhandhabung (Heben/Halten/Tragen und Ziehen/Schieben, HvL), Körperhaltung und -bewegung (Kh), Aktionskräfte (AK) und repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (rep.). Bei der Messtechnischen Analyse erfolgt die Belastungsbewertung getrennt für die Körperregionen Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/ Hände, unterer Rücken/LWS, Hüfte und Knie sowie für die Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems (HKS) und des Energieumsatzes.

Aufgrund des unterschiedlichen Bewertungsansatzes (Belastungsart-spezifische Bewertung vs. Körperregion-spezifische Bewertung) ergeben sich Einschränkungen hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Bewertungsergebnisse beider Methodenebenen: Die Punktwerte und Risikokategorien des Experten-Screenings beziehen sich auf den Anteil der Arbeitsschicht, in dem die jeweilige Belastungsart auftrat. Im Regelfall kam während einer Schicht mehr als eine Belastungsart vor, so dass die Belastungsart-spezifischen Bewertungen i. d. R. nicht die gesamte Schicht abdecken. Die Messtechnische Analyse hingegen nimmt Belastungsbewertungen für einzelne Körperregionen vor, die sich auf die gesamte Schicht und somit i. d. R. auf mehrere, verschiedene Belastungsarten beziehen.

Jedoch wurden im Projekt MEGAPHYS gemeinsame Schnittstellen geschaffen, die u. a. die Grundlage für Vergleichbarkeit der Methodenebenen darstellen. Für die hier beschriebenen Zusammenhangsanalysen sind die „Typische Arbeitsschicht“ und das „Wirkungsmodell der Belastungsarten auf Zielregionen“ zu nennen:

## 1.1 Typische Arbeitsschicht

Eine gemeinsame Schnittstelle beim Methodenvergleich stellt die jeweils definierte „Typische Arbeitsschicht“ dar. Über arbeitswissenschaftliche Befragungen der Projektpartner wurden Tätigkeitsprofile und deren zeitlichen Anteile der Tätigkeiten pro Arbeitsschicht ermittelt (vgl. Band 1 Kapitel 4.2.2; Band 2 Kapitel 2.3.2). Gemäß diesen Angaben wurden die erhobenen Belastungsdaten jeweils zeitlich auf die über Befragung ermittelte „reale“ Dauer der Tätigkeit skaliert und zur Belastung der typischen Arbeitsschicht aufsummiert. Sowohl die Belastungsbewertung des Experten-Screenings als auch der Messtechnischen Analyse beziehen sich somit jeweils auf das gleiche Schichtprofil. Da die Arbeitsplatzerhebungen nicht immer am gleichen Tag erfolgt sind, ist zu berücksichtigen, dass hohe Übereinstimmungen hinsichtlich der von beiden Methoden bewerteten Tätigkeiten naturgemäß am besten gewährleistet ist für Arbeitsschichten mit kurzzyklischen, homogenen und immer wiederkehrenden (Teil-)Tätigkei-

ten. Bei sehr langzyklischen, heterogenen Tätigkeiten kann der Grad der Überstimmung niedriger sein, insbesondere, wenn zusätzlich eine Auftrags-, Witterungs-, Fortschritts- oder Wochentags-Abhängigkeit bestand. Über die gemeinsam definierte „Typische Arbeitsschicht“ wurde versucht, die bestmöglichen Übereinstimmungen zu erzeugen.

## 1.2 Wirkung der Belastungsarten auf Zielregionen

Eine weitere Schnittstelle zwischen dem Belastungsart-spezifischen und dem Körperregion-spezifischen Ansatz stellt das Wirkungsmodell der Belastungsarten auf Zielregionen dar. In diesem Wirkungsmodell wurde festgelegt, ob und wie stark eine Belastungsart auf die einzelnen Körperregionen wirkt (vgl. Band 1 Kapitel 2.2). Vor dem Hintergrund der Expositionsbeurteilung sind hier vor allem die durch eine bestimmte Belastungsart am stärksten belasteten Körperregionen (= „Hauptzielregionen“) von Interesse.

Die für den Vergleich zwischen den Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse jeweils erwarteten Zusammenhänge ergeben sich aus den in Abbildung 1.2-1 bis Abbildung 1.2-4 dargestellten Wirkungen der Belastungsarten auf die einzelnen Körperregionen. In Abbildung 1.2-1 sind die Wirkungsmodelle für die Belastungsarten Heben/Halten/Tragen und Ziehen/Schieben dargestellt, welche für das Experten-Screening der Belastungskategorie manuelle Lastenhandhabung entsprechen. Die Wirkungsmodelle für die Belastungsarten Körper(zwangs)haltung und Körper(fort)bewegung (Abbildung 1.2-2) gelten für die Belastungskategorie Körperhaltung und -bewegung; das Wirkungsmodell für die Belastungsart Ganzkörperkräfte (Abbildung 1.2-3) gilt für die Belastungskategorie Aktionskräfte und das Wirkungsmodell für die Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse (Abbildung 1.2-4) gilt für die Belastungskategorie repetitive Belastungen der oberen Extremitäten.

Für die betrachteten Belastungsarten wird eine Wirkung auf alle genannten Regionen angenommen, wobei die Hauptzielregionen jeweils durch die farbigen Pfeile gekennzeichnet sind. Ausgehend von den angenommenen Wirkungen lässt sich für den jeweiligen Vergleich zwischen den Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse die Annahme ableiten, dass ein Zusammenhang zwischen den Belastungsbewertungen beider Methodenebenen besteht. Wird bspw. mit dem Experten-Screening ein hoher Punktwert für eine Belastungskategorie ermittelt, sollte sich dies in den Ergebnissen der Messtechnischen Analyse insofern widerspiegeln, als dass auch hohe Belastungen für eine oder mehrere Körperregionen ermittelt werden, auf die die jeweiligen Belastungsarten wirken.

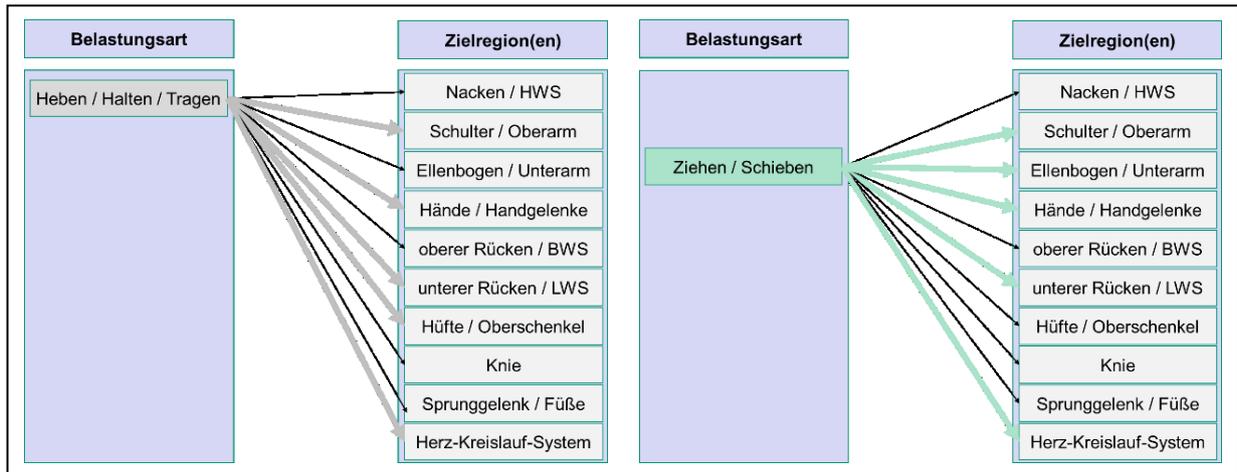


Abbildung 1.2-2: Wirkungsmodell der Belastungsarten Heben/Halten/Tragen (links) und Ziehen/Schieben (rechts) auf die Körperregionen (vgl. Band 1 Kapitel 2.2).

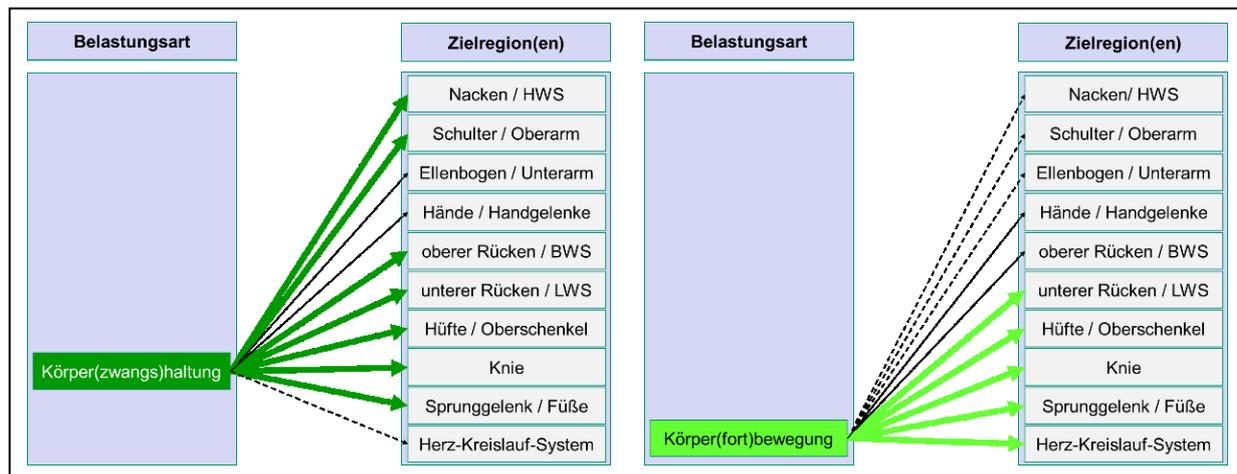


Abbildung 1.2-1: Wirkungsmodell der Belastungsarten Körper(zwangs)haltung (links) und Körper(fort)bewegung (rechts) auf die Körperregionen (vgl. Band 1 Kapitel 2.2).

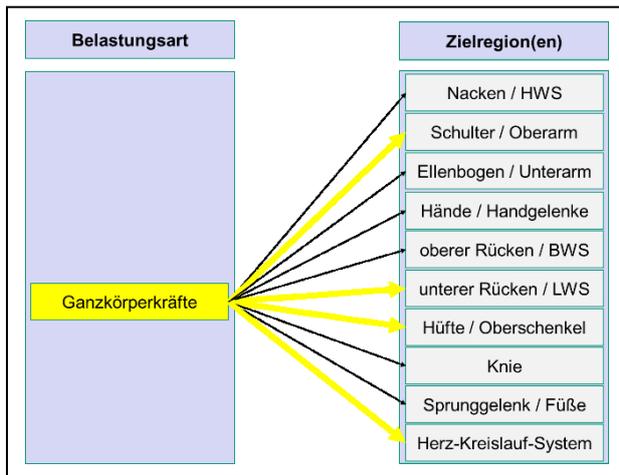


Abbildung 1.2-3: Wirkungsmodell der Belastungsart Ganzkörperkräfte auf die Körperregionen (vgl. Band 1 Kapitel 2.2).

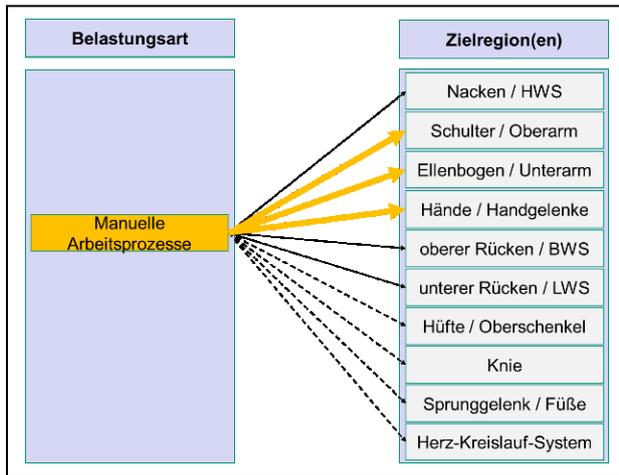


Abbildung 1.2-4: Wirkungsmodell der Belastungsart Manuelle Arbeitsprozesse auf die Körperregionen (vgl. Band 1 Kapitel 2.2).

## 2 Methodik

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 23 durchgeführt.

### 2.1 Stichprobe

Insgesamt lagen für 64 Arbeitsschichten sowohl Belastungsbewertungen des Experten-Screenings als auch Belastungsbewertungen der Messtechnischen Analyse vor. Davon waren in 51 Datensätzen alle in den Analysen berücksichtigte Variablen vorhanden. Für den Bewertungsvergleich wurden nur die vollständigen Datensätze herangezogen. Ausreißer wurden nicht ausgeschlossen.

### 2.2 Gegenüberstellung der Belastungsbewertungen

Für den Vergleich der Bewertungsergebnisse des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse wurden zuerst die Ergebnisse des Experten-Screenings für die Belastungskategorie manuelle Lastenhandhabung (Heben/Halten/Tragen und Ziehen/ Schieben) betrachtet. Diese Belastungskategorie kam an den untersuchten Arbeitsplätzen am häufigsten vor und machte somit im Mittel den höchsten Zeitanteil pro Schicht aus. Aufgrund der größten zeitlichen Übereinstimmung ist für die Lastenhandhabungsbewertung die beste Vergleichbarkeit mit den schichtbezogenen Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse gegeben. Da die übrigen drei Belastungskategorien vom Zeitanteil her jeweils deutlich seltener vorkamen, ist die Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen der Messtechnischen Analyse eingeschränkt. Der Vollständigkeit halber wurde auch der Vergleich mit den Screening-Punktwerten für Körperhaltung und -bewegung, Aktionskräfte und repetitive Belastungen der oberen Extremitäten vorgenommen und ist im Folgenden dargestellt. Die Gegenüberstellung wurde immer für alle 51 Arbeitsschichten vorgenommen, d. h. auch wenn der Punktwert in der jeweiligen Belastungskategorie bei 0 lag.

#### 2.2.1 Grafische Darstellung

Für alle Belastungskategorien wurden die Experten-Screening-Punktwerte allen CUELA-Belastungsindikatoren grafisch in Form von Streudiagrammen gegenübergestellt. Hierbei wurde jeweils die metrische Repräsentation der Belastungsbewertung herangezogen. Für die Belastungskategorien, für die es unterschiedliche Bewertungen für Männer und Frauen gibt (HvL und AK), sind jeweils nur die Gegenüberstellungen der Belastungsindikatoren mit den Punktwerten für Männer dargestellt. Auf die Darstellung der Streudiagramme für die Frauen-Punktwerte wurde aus Platzgründen verzichtet, da sich die Muster der Punktwolken jeweils ähnlich zu den Männer-Werten verhielten.

#### 2.2.2 Korrelationsanalysen

Aufgrund der oben beschriebenen Einschränkung hinsichtlich der Vergleichbarkeit erfolgte nur eine statistische Prüfung für den Zusammenhang zwischen der Lastenhandhabungs-Bewertung des Experten-Screenings und den Körperregion-spezifischen Belastungsbewertungen

der Messtechnischen Analyse. Hierzu wurden Korrelationsanalysen für die HvL-Punktwerte und die CUELA-Belastungsindikatoren durchgeführt, wobei sowohl die Punktwerte für Männer als auch für Frauen in die Analysen einbezogen wurden. Die Korrelationen wurden für die metrischen Variablen (Punktwerte vs. Indikatoren) und deren kategoriale Repräsentation i. S. der MEGAPHYS-Risikokategorien gerechnet. Da es nicht für alle CUELA-Indikatoren eine a priori Bewertung i. S. der Risikokategorien gibt, werden hier die Ergebnisse der Analysen für die metrischen Variablen dargestellt.

Nach vorheriger Prüfung der Verteilungen sind die Belastungsbewertungen des Experten-Screenings und der Messtechnischen Analyse wie vorhanden in die Analysen eingegangen. Da die Daten nicht normalverteilt waren, wurden Korrelationskoeffizienten nach Spearman (nicht-parametrisch) berechnet.

Die Interpretation der Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho) erfolgt in Anlehnung an [Cohen \(1988\)](#), Tabelle 2.2.-1:

*Tabelle 2.2-1: Interpretation positiver linearer Zusammenhänge*

$r \geq 0,1$ und $< 0,3$	schwacher positiver Zusammenhang
$r \geq 0,3$ und $< 0,5$	mäßiger positiver Zusammenhang
$r \geq 0,5$	starker positiver Zusammenhang

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Deskriptive Ergebnisse der Stichprobe

Tabelle 3.1-1 liefert eine Beschreibung der Belastungssituationen der 51 analysierten Arbeitsschichten. Angegeben sind jeweils Minimum, Maximum und die Quartile der Experten-Screening-Punktwerte (Methodenebene „E2“; Punktwerte manuelle Lastenhandhabung (Männer und Frauen), Punktwerte Körperhaltung und -bewegung, Punktwerte Aktionskräfte (Männer und Frauen), Punktwerte repetitive Belastungen der oberen Extremität) und die Bewertungen aller Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse (Methodenebene „E3“; metrische Werte). Zur besseren Einordnung sind – wo möglich – die Farben der entsprechenden Risikokategorien hinterlegt (dunkelgrün: geringes Risiko; hellgrün: mäßig erhöhtes Risiko; gelb: wesentlich erhöhtes Risiko; rot: hohes Risiko (vgl. Band 1 Kapitel 2.1)).

Gemessen an den Screening-Punktwerten war die Stichprobe am stärksten durch die Belastungskategorie manuelle Lastenhandhabung belastet. Für mehr als die Hälfte der Arbeitsschichten wurde mindestens ein wesentlich erhöhtes Risiko und für mindestens ein Viertel ein hohes Risiko durch HvL ermittelt. Am wenigsten stark war die Stichprobe durch Aktionskräfte belastet; für mindestens 75% der Arbeitsschichten wurden gar keine AK-Punktwerte ermittelt.

Gemessen an den CUELA-Belastungsindikatoren, für die es eine a priori Risiko-Einordnung gibt, lassen sich hinsichtlich der Risikohöhe keine gravierenden Unterschiede zwischen den berücksichtigten Körperregionen feststellen. Die Mehrheit der Arbeitsschichten liegt jeweils nicht im Hoch-Risiko-Bereich. Der Median über alle Schichten lag nur für wenige Indikatoren in der Kategorie „wesentlich erhöhtes Risiko“, meistens jedoch in den Kategorien „geringes“ oder „mäßig erhöhtes Risiko“. Bei der Betrachtung der CUELA-Belastungsindikatoren ohne a priori Risiko-Einordnung fällt für die angegebenen Werte auf, dass insgesamt eine eher geringe Belastung der Körperregionen Knie und Hüfte vorzuliegen scheint.

Tabelle 3.1-1: Beschreibung der Stichprobe (n = 51 Arbeitsschichten)

			Min	Max	P25	P50	P75
E2	HvL Männer	manuelle Lastenhandhabung Männer Punktwert	0,0	279,8	10,8	39,8	81,8
E2	HvL Frauen	manuelle Lastenhandhabung Frauen Punktwert	0,0	348,9	12,4	43,9	111,6
E2	Kh	Körperhaltung und -bewegung Punktwert	0,0	70,8	0,0	9,0	15,0
E2	AK Männer	Aktionskräfte Männer Punktwert	0,0	44,3	0,0	0,0	0,0
E2	AK Frauen	Aktionskräfte Frauen Punktwert	0,0	72,5	0,0	0,0	0,0
E2	rep.	repetitive Belastungen der oberen Extremitäten Punktwert	0,0	85,5	0,0	2,3	27,3
E3	%NEH Kopf	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Kopf [%]	0,3	40,4	2,4	7,1	12,8
E3	%NEH OAL	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm links [%]	0,0	37,4	1,8	3,8	11,0
E3	%NEH OAR	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Oberarm rechts [%]	0,0	48,9	3,2	5,6	13,1
E3	Nmh SuL	kumulative Dosis Schultermoment links [Nmh]	13,2	62,8	29,7	35,5	46,4
E3	Nmh SuR	kumulative Dosis Schultermoment rechts [Nmh]	14,3	53,6	30,4	35,6	45,6
E3	%NEH EBL	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen links [%]	0,0	40,7	2,6	6,1	16,7
E3	%NEH EBR	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Ellenbogen rechts [%]	0,0	53,6	2,6	5,9	10,8
E3	RepScore EBL	Repetitionsscore für den Ellenbogen links	0,0	6,0	0,0	1,0	1,0
E3	RepScore EBR	Repetitionsscore für den Ellenbogen rechts	0,0	7,0	0,0	1,0	2,0
E3	%NEH HGL	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk links [%]	0,0	42,0	0,6	2,4	6,5
E3	%NEH HGR	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Handgelenk rechts [%]	0,0	56,3	0,6	2,2	4,8
E3	RepScore HGL	Repetitionsscore Handgelenk links	0,0	10,0	2,0	3,0	5,0
E3	RepScore HGR	Repetitionsscore Handgelenk rechts	0,0	10,0	2,0	3,0	6,0
E3	P90 %MVC UAL	P90 der %MVC-Werte Unterarm links	6,2	28,7	15,9	18,7	24,4
E3	P90 %MVC UAR	P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts	2,3	33,3	16,5	21,3	25,9
E3	%MP HGL	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links [%]	1,8	63,4	8,6	15,9	26,9
E3	%MP HGR	Zeitanteil Mikro-Pausen EMG rechts [%]	2,1	68,3	8,1	14,2	23,7
E3	%NEH Rumpf	Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Rumpf [%]	0,0	36,6	1,3	3,2	7,6

			Min	Max	P25	P50	P75
E3	kNh L5/S1	kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]	0,7	11,0	4,6	6,3	7,8
E3	Anz. Ri-WeÜ LWS	Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS	0,0	396,0	0,0	0,0	3,9
E3	Anz. HHT	Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (HHT)	0,0	293,0	0,0	176,0	874,0
E3	%BWh Hü	Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbel. Tätigkeiten [%BWh]	0,0	7,5	0,0	0,0	2,4
E3	% Kniebel.	Kniebelastende Haltungen [%]	0,0	15,6	0,0	0,0	0,3
E3	HW Kniebel.	Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen	5,6	73,4	0,0	0,0	0,6
E3	Ø HF Arbeit	mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]	5,0	65,0	17,9	28,2	36,5
E3	Ø %HFRes	mittlere Herzfrequenzreserve [%]	0,0	99,9	20,2	26,8	33,0
E3	% > DLG	Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]	1089,0	14556,0	1,0	15,6	60,3
E3	kJ AEU	Arbeitsenergieumsatz [kJ]	0,0	6631,0	4011,0	4658,0	6191,0

## 3.2 Ergebnisse der Gegenüberstellung der Belastungsbewertungen

### 3.2.1 HvL-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren

Die Streudiagramme für den Vergleich der HvL-Punktwerte (metrisch; Werte für Männer) mit den Bewertungen durch die Belastungsindikatoren (metrisch) sind in Abbildung 6.1-1 (Anhang 1) dargestellt. Die Korrelationskoeffizienten (Spearman Rho) aus den zugehörigen Korrelationsanalysen für Männer- und Frauen-Punktwerte sind in Tabelle 3.2-1 angegeben.

Insgesamt gab es für acht der 51 untersuchten Arbeitsschichten keine HvL-Bewertung (HvL-Punktwert = 0) und für elf Arbeitsschichten ausschließlich eine HvL-Bewertung (Punktwert = 0 für alle anderen Belastungskategorien).

Die Streudiagramme lassen für die meisten Belastungsindikatoren mehr oder weniger starke positive lineare Zusammenhänge mit den HvL-Punktwerten erkennen. Dies bestätigen auch die Ergebnisse der Korrelationsanalysen. Es zeigten sich nur geringfügige Unterschiede zwischen den Ergebnissen für die Männer-Punktwerte und die Frauen-Punktwerte.

Für einige Belastungsindikatoren – insbesondere der Zielregionen LWS und Hüfte sowie des Herz-Kreislauf-Systems – fanden sich starke lineare Zusammenhänge in positive Richtung. Viele dieser Zusammenhänge zeigten statistische Signifikanz. Auch die Kraftaufwendung der rechten Hand korrelierte stark mit den HvL-Punktwerten. Für die übrigen Belastungsindikatoren der oberen Extremitäten zeigten sich überwiegend schwache bis mäßige positive Zusammenhänge (z. T. signifikant). Nur für die Belastungsindikatoren der Kniegelenke sowie für zwei Belastungsindikatoren der Handgelenke (%NEH HGR, RepScore HGL) wurden keine linearen Zusammenhänge gefunden.

Für die kategorialen Variablen wurden vergleichbare Zusammenhänge gefunden (nicht dargestellt). Diese waren im Vergleich zu den metrischen Variablen jedoch etwas schwächer.

Tabelle 3.2-1: Korrelationskoeffizienten (Spearman Rho) für Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse (metrischer Wert) und dem Lastenhandhabungspunktwert des Experten-Screenings (HvL-Punktwert)

		Experten-Screening HvL-Punktwert	
		Männer	Frauen
Messtechnische Analyse Belastungsindikatoren (metrisch)		Spearman Rho	Spearman Rho
HWS	%NEH Kopf	0,175	0,240
Schultern	%NEH OAL	<b>0,403**</b>	<b>0,445**</b>
	%NEH OAR	<b>0,444**</b>	<b>0,472**</b>
	Nmh SuL	<b>0,354*</b>	<b>0,359**</b>
	Nmh SuR	<b>0,321*</b>	<b>0,291*</b>
Ellenbogen	%NEH EBL	<b>0,434**</b>	<b>0,445**</b>
	%NEH EBR	0,252	0,271
	RepScore EBL	0,240	<b>0,305*</b>
	RepScore EBR	0,121	0,138
Handgelenke	%NEH HGL	0,159	0,217
	%NEH HGR	0,005	0,070
	RepScore HGL	0,092	0,141
	RepScore HGR	<b>0,302*</b>	<b>0,335*</b>
	P90 %MVC UAL	<b>0,462**</b>	<b>0,468**</b>
	P90 %MVC UAR	<b>0,568**</b>	<b>0,565**</b>
	%MP HGL	0,224	0,221
	%MP HGR	<b>0,281*</b>	0,256
LWS	%NEH Rumpf	<b>0,481**</b>	<b>0,520**</b>
	kNh L5/S1	<b>0,511**</b>	<b>0,554**</b>
	Anz. RiWeÜ LWS	<b>0,484**</b>	<b>0,550**</b>
	Anz. HHT	<b>0,694**</b>	<b>0,745**</b>
Hüfte	%BWh Hü	<b>0,543**</b>	<b>0,620**</b>
Knie	% Kniebel.	-0,023	0,010
	HW Kniebel.	0,016	0,031
HKS/ Energieumsatz	Ø HFArbeit	<b>0,519**</b>	<b>0,511**</b>
	Ø %HFRes	<b>0,432**</b>	<b>0,402**</b>
	% > DLG	<b>0,488**</b>	<b>0,490**</b>
	kJ AEU	<b>0,518**</b>	<b>0,499**</b>

\*,  $p \leq 0,05$ .

\*\*\*,  $p \leq 0,01$

### 3.2.2 Kh-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren

Abbildung 6.2-1 (Anhang 2) zeigt die Streudiagramme für den Vergleich der Kh-Punktwerte (metrisch) mit den Bewertungen durch die Belastungsindikatoren (metrisch). Insgesamt kam die Belastungskategorie Kh in 38 Arbeitsschichten vor (Kh-Punktwert  $> 0$ ), wovon 4 Schichten allein der Belastungskategorie Kh zugeordnet waren (Punktwert = 0 für alle anderen Belastungskategorien). Die dargestellten Punktwolken lassen keine Tendenzen für mathematische Zusammenhänge zwischen den Wertepaaren erkennen, weshalb hier keine Korrelationsanalyse vorgenommen wurde.

### 3.2.3 AK-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren

In Abbildung 6.3-1 (Anhang 3) sind die Streudiagramme für den Vergleich der AK-Punktwerte (metrisch, Werte für Männer) mit den Bewertungen durch die Belastungsindikatoren (metrisch) dargestellt. Die Diagramme verdeutlichen, dass nur für drei Arbeitsschichten überhaupt AK-Punktwerte bestimmt wurden. Arbeitsschichten mit ausschließlicher AK-Bewertung (Punktwert = 0 für alle anderen Belastungskategorien) kamen nicht vor. Aufgrund des geringen Vorkommens wurde keine korrelationsanalytische Betrachtung durchgeführt.

### 3.2.4 rep.-Punktwerte und CUELA-Belastungsindikatoren

Abbildung 6.4-1 (Anhang 4) beschreibt die Streudiagramme für den Vergleich der rep.-Punktwerte (metrisch) mit den Bewertungen durch die Belastungsindikatoren (metrisch). Insgesamt kam die Belastungskategorie in 26 Arbeitsschichten vor (rep.-Punktwert  $> 0$ ), wobei es keine Schichten mit ausschließlicher rep.-Bewertung (Punktwert = 0 für alle anderen Belastungskategorien) gab. Wieder zeigen die Punktwolken keine eindeutigen Tendenzen für mathematische Zusammenhänge, weshalb auch hier keine Korrelationsanalysen gerechnet wurden.

## 4 Diskussion

### 4.1 Manuelle Lastenhandhabung

Insgesamt zeigten sich viele positiv-lineare Zusammenhänge zwischen den HvL-Punktwerten und den CUELA-Belastungsindikatoren. Die stärksten Zusammenhänge ergaben sich für die Belastungsindikatoren, die auch inhaltlich stark mit der Handhabung von Lasten verbunden sind. Gemäß der angenommenen Wirkung der Belastungsarten Heben/Halten/Tragen und Ziehen/Schieben wurden Korrelationen zwischen den HvL-Punktwerten und den Belastungsindikatoren für folgende Zielregionen erwartet (vgl. Abschnitt 1.2):

- Schultern/Oberarme
- Hände/Handgelenke
- Ellenbogen/Unterarme
- Unterer Rücken/LWS
- Hüfte/Oberschenkel
- Herz-Kreislauf-System

Für alle genannten Körperregionen wurden mindestens mäßige positiv-lineare Zusammenhänge gefunden, wobei starke Korrelationen für folgenden Belastungsindikatoren gefunden wurden:

- P90 der %MVC-Werte Unterarm rechts (Greifkraftaufwendung rechte Hand)
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Rumpf [%] (Frauen-Punktwert)
- kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]
- Anzahl Richtwert-überschreitender Vorgänge LWS (Frauen-Punktwert)
- Anzahl der Lastgewichtshandhabungen (Heben/Halten/Tragen)
- Kumulative Dosis Kompressionskraft im Hüftgelenk bei hüftbelastenden Tätigkeiten [%BWh]
- mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]
- Arbeitsenergieumsatz [kJ] (Männer-Punktwert)

Die durch diese Indikatoren erfassten Belastungsmerkmale werden auch im Screening-Ansatz abgebildet (vgl. Teil A Kapitel 2.1.1). Daher sind die starken Zusammenhänge mit diesen Belastungsindikatoren allesamt sehr plausibel.

Für die Zielregionen Nacken/HWS und Knie zeigten sich wie angenommen nur schwache bzw. keine Zusammenhänge. Dass nur schwache bzw. keine linearen Zusammenhänge mit den haltungsbezogenen Handgelenks-Indikatoren (%NEH HGL bzw. %NEH HGR) gefunden wurden, kann daran liegen, dass die Gelenkstellungen bei der Lastenhandhabung nicht notwendigerweise ungünstig sein müssen. Die Repetitions-Indikatoren der Handgelenke zeigen für die linke Hand niedrigere Zusammenhänge (kein Zusammenhang für Männer, schwacher positiv-linearer Zusammenhang für Frauen) als für die rechte Hand (mäßige positiv-lineare Zusammenhänge für Männer und Frauen). Dies lässt sich mit der überwiegenden Rechtshändigkeit des Probandenkollektivs erklären.

## 4.2 Körperhaltung und -bewegung

Ausgehend von der angenommenen Wirkung der Belastungsarten auf Zielregionen sowie von den Belastungsmerkmalen, die die Methoden jeweils berücksichtigen, sollten insbesondere Zusammenhänge zwischen den Kh-Punktwerten und folgenden CUELA-Indikatoren erkennbar sein:

- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Kopf [%]
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen der Oberarme links/rechts [%]
- kumulative Dosis Schultermoment links/rechts [Nmh]
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen Rumpf [%]
- kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]
- Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbel. Tätigkeiten [%BWh]
- Kniebelastende Haltungen [%]
- Haltungswechsel in kniebelastende Haltungen
- mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]
- mittlere Herzfrequenzreserve [%]
- Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]
- Arbeitsenergieumsatz [kJ]

Eindeutige Zusammenhänge über alle Arbeitsschichten lassen sich in den zugehörigen Streudiagrammen (Abbildung 6.2-1) nicht ausmachen. Es fällt auf, dass erhöhte Kh-Punktwerte zum Teil mit eher niedrigen Werten für die aufgelisteten CUELA-Indikatoren einhergehen. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass es sich bei den Tätigkeiten um dauerhaftes oder häufig wiederholtes Arbeiten im Stehen oder Sitzen handelt. Das Experten-Screening berücksichtigt Stehen oder Sitzen auch bei neutralen Rumpf- und Armhaltungen, wobei die Punktwerte mit zunehmendem Zeitanteil steigen (vgl. Teil A Kapitel 2.1.2). Lang andauerndes oder häufig wiederholtes Sitzen oder Stehen mit neutralen Gelenkwinkelbereichen wird jedoch in keinem CUELA-Indikator abgebildet und führt somit zu keinem Anstieg der haltungsbezogenen Indikatoren. Zudem führt dauerhaftes Sitzen und Stehen nicht zu einem Anstieg der HKS-Indikatoren.

Umgekehrt gibt es einige Arbeitsschichten, für die ein Punktwert von 0 oder leicht darüber ermittelt wurde, die aber erhöhte Werte für die Indikatoren der oberen Extremitäten, des Rückens, der Hüfte und/oder des Herz-Kreislaufsystems aufweisen. Hier ist zu vermuten, dass die Tätigkeiten, die die erhöhten Indikatorwerte verursacht haben, entweder ausschließlich oder zu einem hohen Anteil mittels anderer Screening-Kategorien bewertet wurden. Da alle genannten Indikatoren auch in engem Zusammenhang mit der Handhabung von Lasten stehen, liegt die Vermutung nahe, dass die zugrundeliegenden (Teil-)Tätigkeiten häufig eine HvL-Bewertung erhalten haben. Diese Annahme bestätigt sich in der Tatsache, dass alle 13 Schichten mit Kh-Punktwert = 0 einen HvL-Punktwert > 50 haben. Hohe Werte für die Hand-/Arm-Indikatoren können aber bspw. auch von Tätigkeiten mit repetitiver Belastung der oberen Extremitäten ohne Lastgewicht herrühren, die dann vom Experten-Screening eine rep.-Bewertung erhalten haben.

Darüber hinaus fallen einzelne Arbeitsschichten auf, für die die Messtechnische Analyse die höchsten Werte hinsichtlich der Kniebelastung ermittelt hat, die jedoch niedrige Kh-Punktwerte aufweisen. Hier kann vermutet werden, dass während der knienden Haltungen weitere Belastungen aufgetreten sind, weswegen Screening-Bewertungen in anderen Belastungskategorien vorgenommen wurden (bspw. repetitive Belastungen der oberen Extremitäten bei Reinigungstätigkeiten im Knien).

### 4.3 Aktionskräfte

Ausgehend von der angenommenen Wirkung der Belastungsarten auf Zielregionen sowie von den Belastungsmerkmalen, die die Methoden jeweils berücksichtigen, sollten insbesondere Zusammenhänge zwischen den AK-Punktwerten und folgenden CUELA-Indikatoren erkennbar sein:

- kumulative Dosis Schultermoment links/rechts [Nmh]
- P90 der %MVC-Werte Unterarm links/rechts
- Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links/rechts [%]
- kumulative Dosis Bandscheibendruckkraft L5/S1 [kNh]
- Dosis Kompressionskraft Hüftgelenk bei hüftbel. Tätigkeiten [%BWh]
- mittlere Arbeitsherzfrequenz [bpm]
- mittlere Herzfrequenzreserve [%]
- Zeitanteil oberhalb Dauerleistungsgrenze [%]
- Arbeitsenergieumsatz [kJ]

Insgesamt gab es nur drei Arbeitsschichten, die eine AK-Bewertung erhalten haben. Die zugehörigen Streudiagramme (Abbildung 6.3-1, Anhang 3) zeigen dennoch, dass für diese drei Arbeitsplätze auch deutlich erhöhte Werte für die kumulativen Schultermomente, die muskuläre Aktivität der Unterarme sowie die Bandscheibenkompressionskraft zu finden sind. Für die HKS-Indikatoren fanden sich weniger deutliche Anstiege, was aber darauf zurückzuführen sein kann, dass diese viel stärker durch Lastenhandhabungen sowie durch Körperfortbewegung mit und ohne Last beeinflusst werden als durch die zur Aktionskraft zählenden Belastungsformen (vgl. Teil A Kapitel 2.1.3).

### 4.4 Repetitive Belastung der oberen Extremitäten

Ausgehend von der angenommenen Wirkung der Belastungsarten auf Zielregionen sowie von den Belastungsmerkmalen, die die Methoden jeweils berücksichtigen, sollten insbesondere Zusammenhänge zwischen den rep.-Punktwerten und folgenden CUELA-Indikatoren erkennbar sein:

- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen der Oberarme links/rechts [%]
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen der Ellenbogen links/rechts [%]
- Repetitionsscore Ellenbogen links/rechts
- Zeitanteil nicht empfohlene Haltungen/Bewegungen der Handgelenke links/rechts [%]
- Repetitionsscore Handgelenke links/rechts

- P90 der %MVC-Werte Unterarm links/rechts
- Zeitanteil Mikro-Pausen EMG links/rechts [%]

Die Ergebnisse der grafischen Gegenüberstellung (vgl. Abbildung 6.4-1, Anhang 4) zeigen erwartungskonforme Zusammenhänge zwischen den rep.-Punktwerten und den Indikatoren für die muskuläre Aktivität der Unterarme: Für Arbeitsschichten, die eine rep.-Bewertung erhalten haben (Punktwert > 0), zeigen sich erhöhte Greifkraftaufwendungen (P90 %MVC UAL/UAR) sowie verringerte Mikro-Pausenanteile (%MP UAL/UAR). Prinzipiell gilt dies auch für die %NEH-Indikatoren und die Repetitionsscores. In den zugehörigen Streudiagrammen finden sich einige Schichten, mit erhöhten Punktwerten und eher niedrigen Indikatorwerten. Hier ist zu vermuten, dass an diesen Arbeitsplätzen die Punktwerte vor allem auch durch weitere Belastungsfaktoren, wie Kraftausübung, Tragen von Handschuhen oder Arbeit mit vibrierenden Werkzeugen (vgl. Teil A Kapitel 2.1.4) zustande kommen.

#### 4.5 Zusammenfassende Diskussion

Die dargestellten Zusammenhänge zwischen den Punktwerten des Experten-Screenings und den Belastungsindikatoren der Messtechnischen Analyse sind insgesamt plausibel. Die an den untersuchten Arbeitsschichten am häufigsten vorkommende Belastungskategorie war die manuelle Lastenhandhabung. HvL-Bewertungen gab es für 43 von 51 Arbeitsschichten. Kh-Bewertungen gab es für 38 Arbeitsschichten und rep.-Bewertungen für 26 Arbeitsschichten. AK-Bewertungen gab es für lediglich 3 Arbeitsschichten.

Erwartungskonforme Zusammenhänge fanden sich insbesondere für die Belastungskategorie HvL, was vermutlich auch mit dem häufigen Vorkommen in Verbindung steht. Es zeigten sich starke Zusammenhänge mit Belastungsindikatoren, die inhaltlich eng mit Heben/Halten/Tragen und Ziehen/Schieben von Lasten assoziiert sind sowie keine Zusammenhänge, wo auch keine erwartet wurden (z. B. für die Knie-Belastungsindikatoren). Weniger starke Zusammenhänge mit einzelnen Handgelenks-Indikatoren sind erklärbar (s. Kapitel 4.1).

In den grafischen Gegenüberstellungen der CUELA-Indikatoren mit den Punktwerten der Belastungskategorien Kh und rep. sind teilweise erwartungskonforme Zusammenhänge erkennbar. Es gibt auch eine Reihe an „unerwarteten“ Wertepaaren, d. h. erhöhter Punktwert bei niedrigem Indikatorwert oder erhöhter Indikatorwert bei niedrigem Punktwert bei Indikatoren, für die ein Zusammenhang erwartet wurde. Mögliche spezifische Ursachen dafür finden sich in den jeweiligen Diskussionskapiteln.

Die Belastungskategorie AK kam sehr selten vor (an lediglich 3 Arbeitsschichten), weswegen hierzu in dieser Analyse keine belastbaren Aussagen getroffen werden können.

Wie einleitend erwähnt, ergeben sich beim Vergleich von CUELA-Indikatoren und Punktwerten des Experten-Screenings prinzipielle methodisch bedingte Einschränkungen aufgrund des unterschiedlichen Bewertungsansatzes (Belastungsart-spezifischer vs. Körperregion-spezifischer Ansatz). Die Indikatoren der Messtechnischen Analyse repräsentieren die Belastung/

Beanspruchung über die gesamte Schicht und berücksichtigen somit alle in der Schicht vorkommenden Belastungsarten. Da nur in seltenen Fällen Arbeitsschichten vorlagen, in denen ausschließlich eine Belastungskategorie vorkam, sind die Ergebnisse der grafischen Gegenüberstellung und der Korrelationsanalysen immer vom Vorkommen anderer Belastungskategorien beeinflusst. Dieser einfache Blick auf den Zusammenhang zwischen den Punktwerten einer Belastungskategorie und einzelnen CUELA-Indikatoren kann nur einen ersten Eindruck zur Konvergenz beider Methoden liefern. Zur Generierung weiterführender Informationen müssten multivariate Verfahren zum Einsatz kommen.

Zudem beziehen sich die Bewertungsverfahren der Messtechnischen Analyse auf Gelenkregionen oder Organsysteme, während das Experten-Screening eine Bewertung anhand von Tätigkeitsmerkmalen vornimmt ohne explizite Aussagen zu einzelnen Körperregionen zu treffen. Dabei berücksichtigt das Experten-Screening weitere Belastungsfaktoren, die über den biomechanisch-physiologisch ausgerichteten Messansatz hinausgehen, wie arbeitsorganisatorische und umweltbezogene Faktoren. Daneben ist zu beachten, dass sowohl die Screening-Punktwerte als auch die CUELA-Indikatoren jeweils nur auf bestimmte Aspekte der Zielregionbezogenen Belastung abzielen, z. B. Belastung durch statische Haltungen, Belastung durch Bewegungen oder Belastung durch Lastenhandhabungen. Vor dem Hintergrund dieser Überlegungen können gar keine idealen Zusammenhänge zwischen den Punktwerten der Belastungskategorien und den jeweils verbundenen Zielregions-Indikatoren erwartet werden.

Alle Aspekte rund um das Thema der Schnittstellen zwischen den Methodenebenen lassen sich sicher noch umfassender behandeln. Es wäre auch denkbar in weiteren Studien erneute Gegenüberstellungen vorzunehmen, insbesondere auch für die Belastungskategorie Aktionskräfte. Hierzu wären z. B. weitere Analysen von Arbeitsschichten mit typischen kraftbetonten Tätigkeiten notwendig.

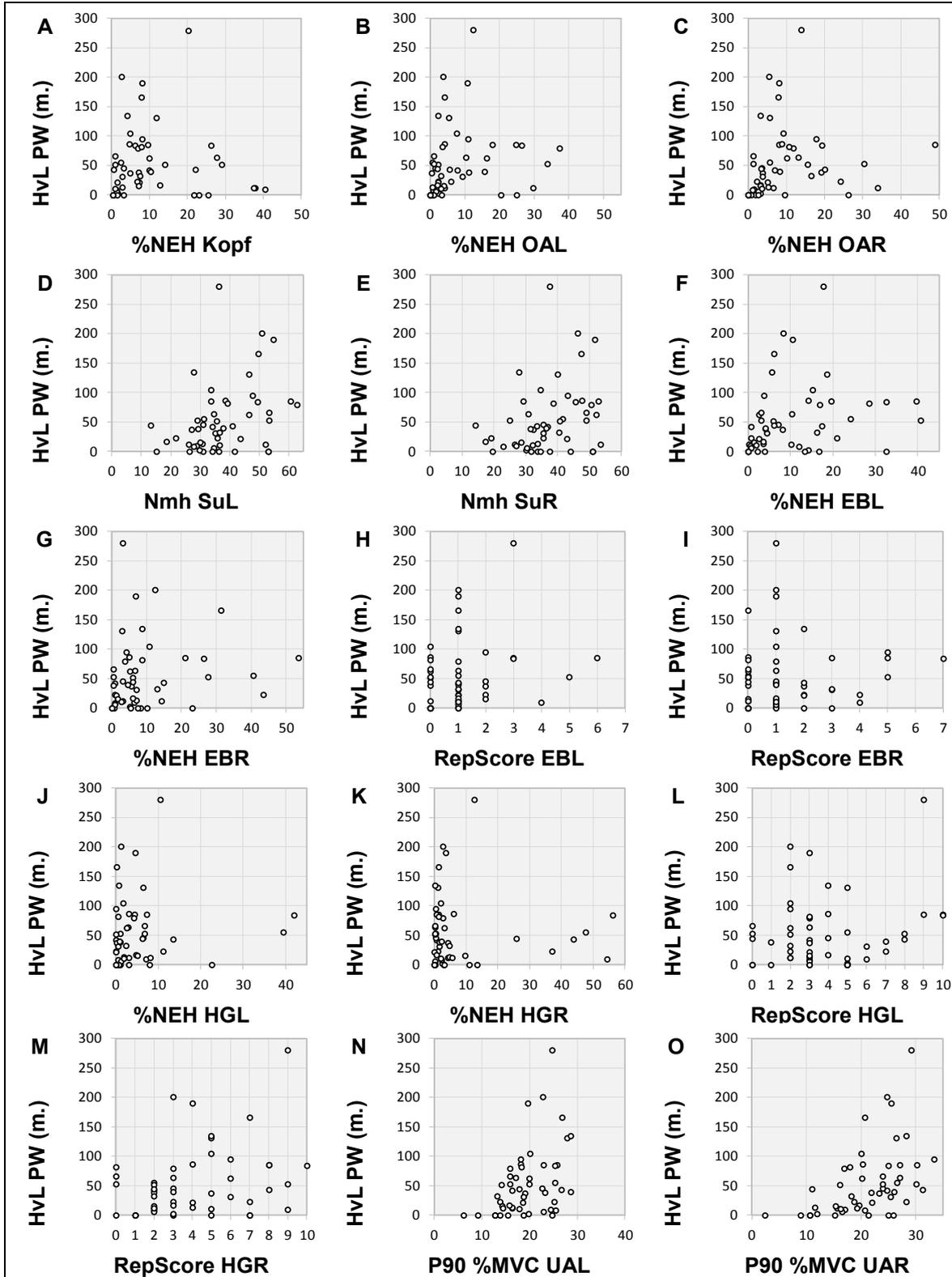
Gleichwohl liefern die vorliegenden Ergebnisse der Konvergenzbetrachtung insgesamt positive Hinweise dazu, dass beide Verfahren grundsätzlich nach vergleichbaren Maßstäben bewerten. Darüber hinaus können die Ergebnisse als wertvolle Grundlage dienen um die in Konzeptform vorliegende Stufe 5 des Experten-Screenings (segmentbezogener Bewertungsansatz) zukünftig weiterzuentwickeln.

## 5 Literaturverzeichnis Teil D.3

Cohen, J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. United States of America: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers 1988.

# 6 Anhang

## 6.1 Anhang 1



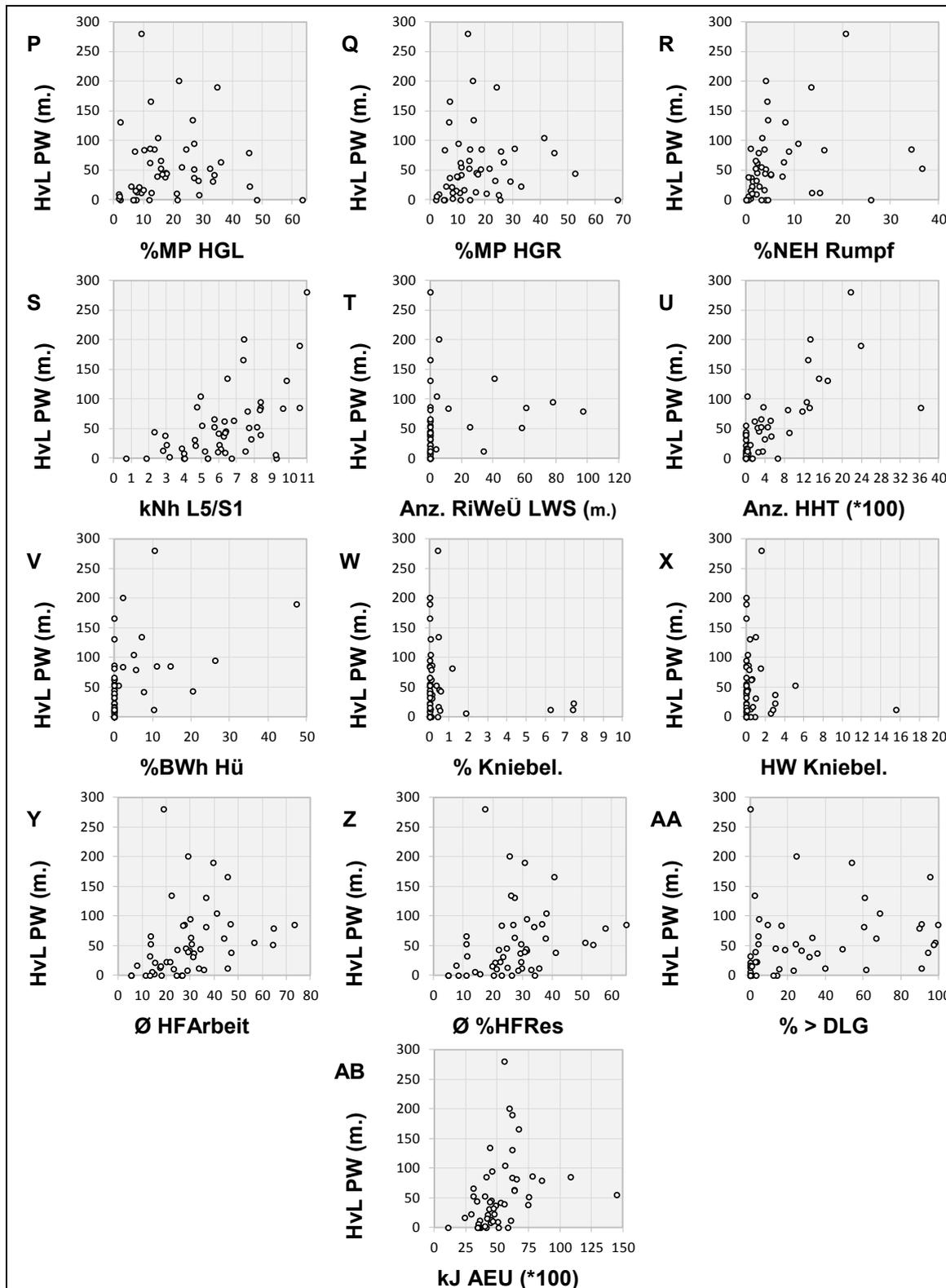
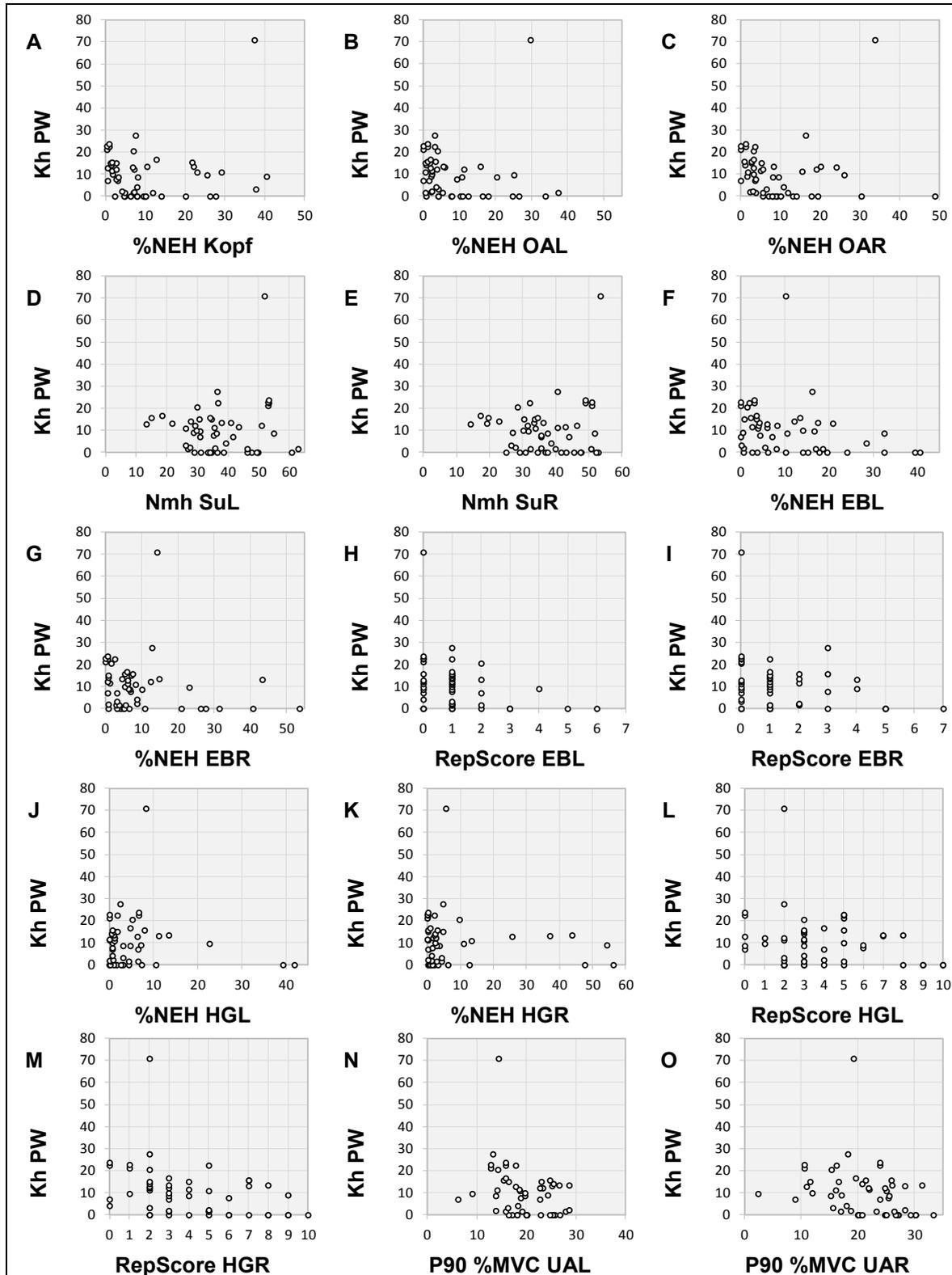


Abbildung 6.1-1: Streudiagramme zu Punktwerten für die manuelle Lastenhandhabung (Experten-Screening) und metrische Werte der Belastungsindikatoren (Messtechnische Analyse)

## 6.2 Anhang 2



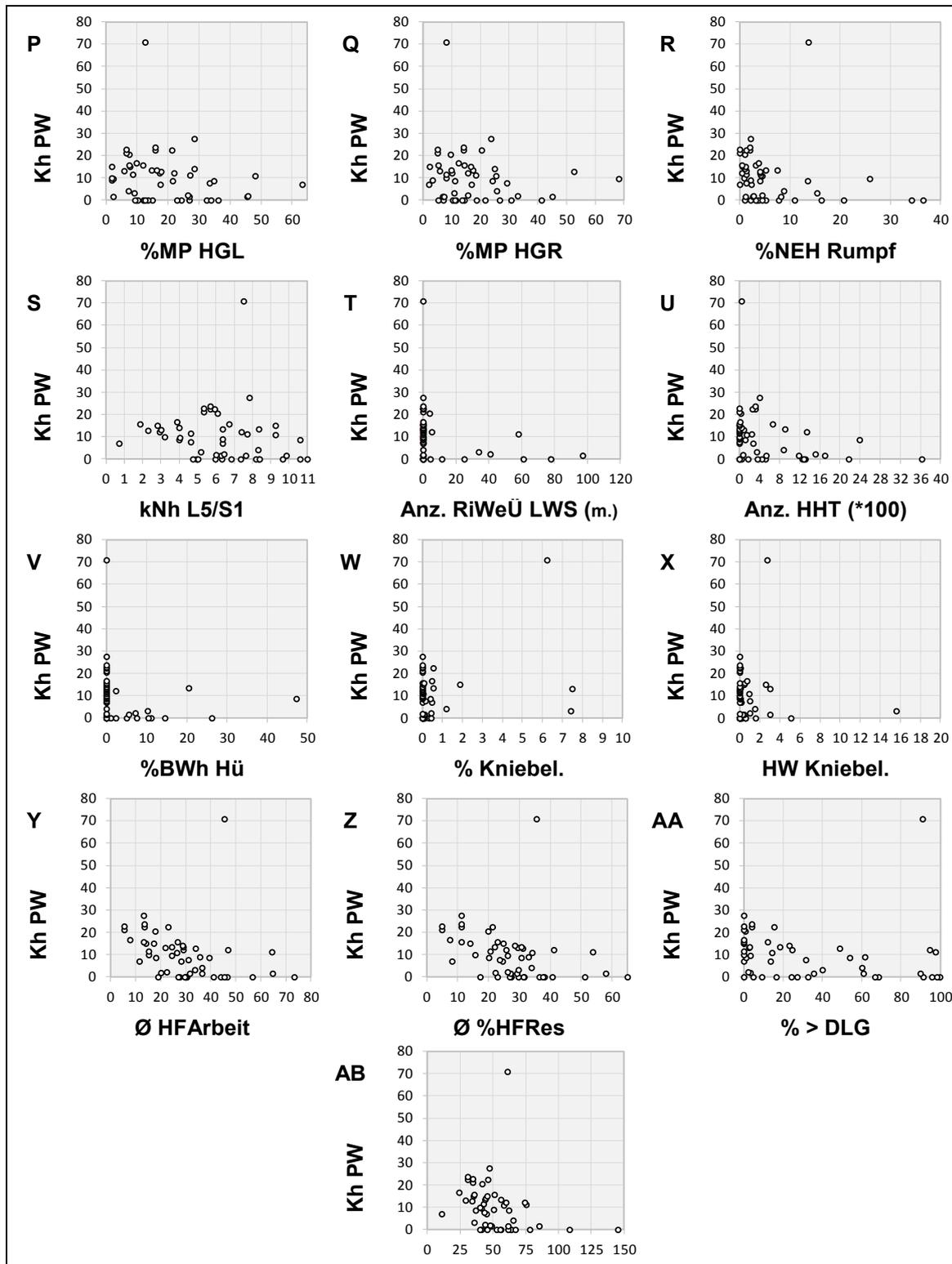
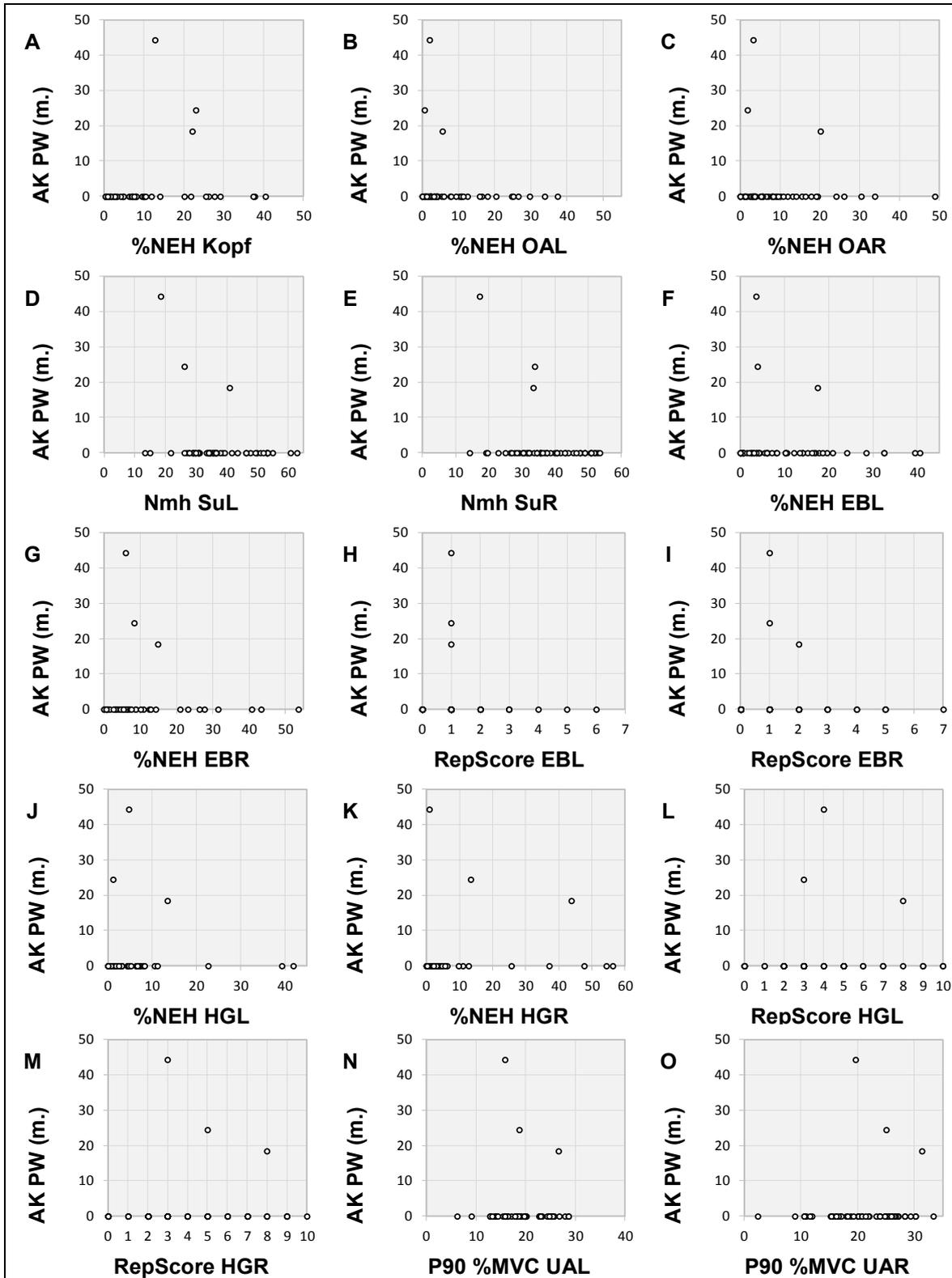


Abbildung 6.2-1: Streudiagramme zu Punktwerten für Körperhaltung und -bewegung (Experten-Screening) und metrische Werte der Belastungsindikatoren (Messtechnische Analyse)

### 6.3 Anhang 3



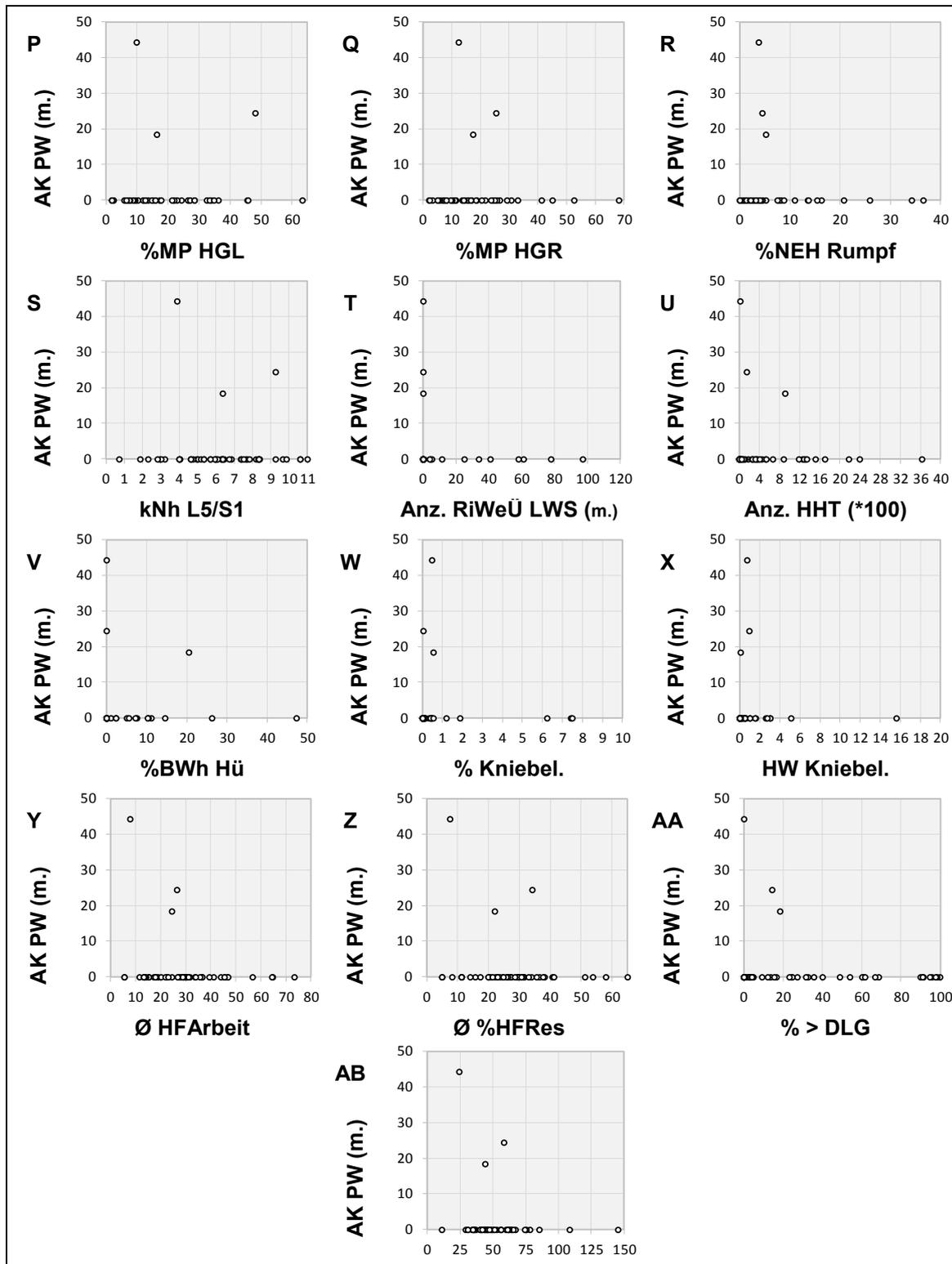
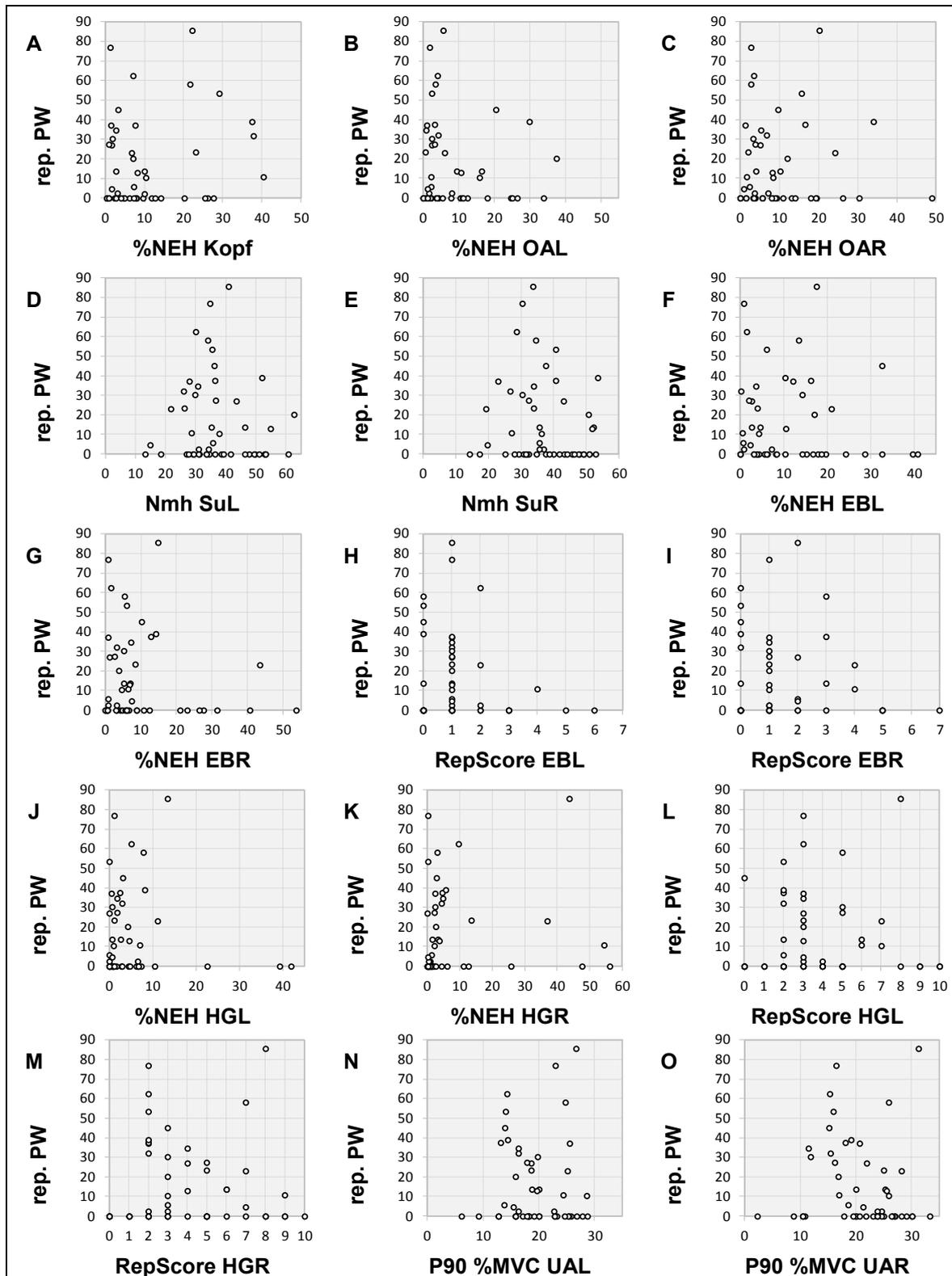


Abbildung 6.3-1: Streudiagramme zu Punktwerten für Aktionskräfte (Experten-Screening) und metrische Werte der Belastungsindikatoren (Messtechnische Analyse)

## 6.4 Anhang 4



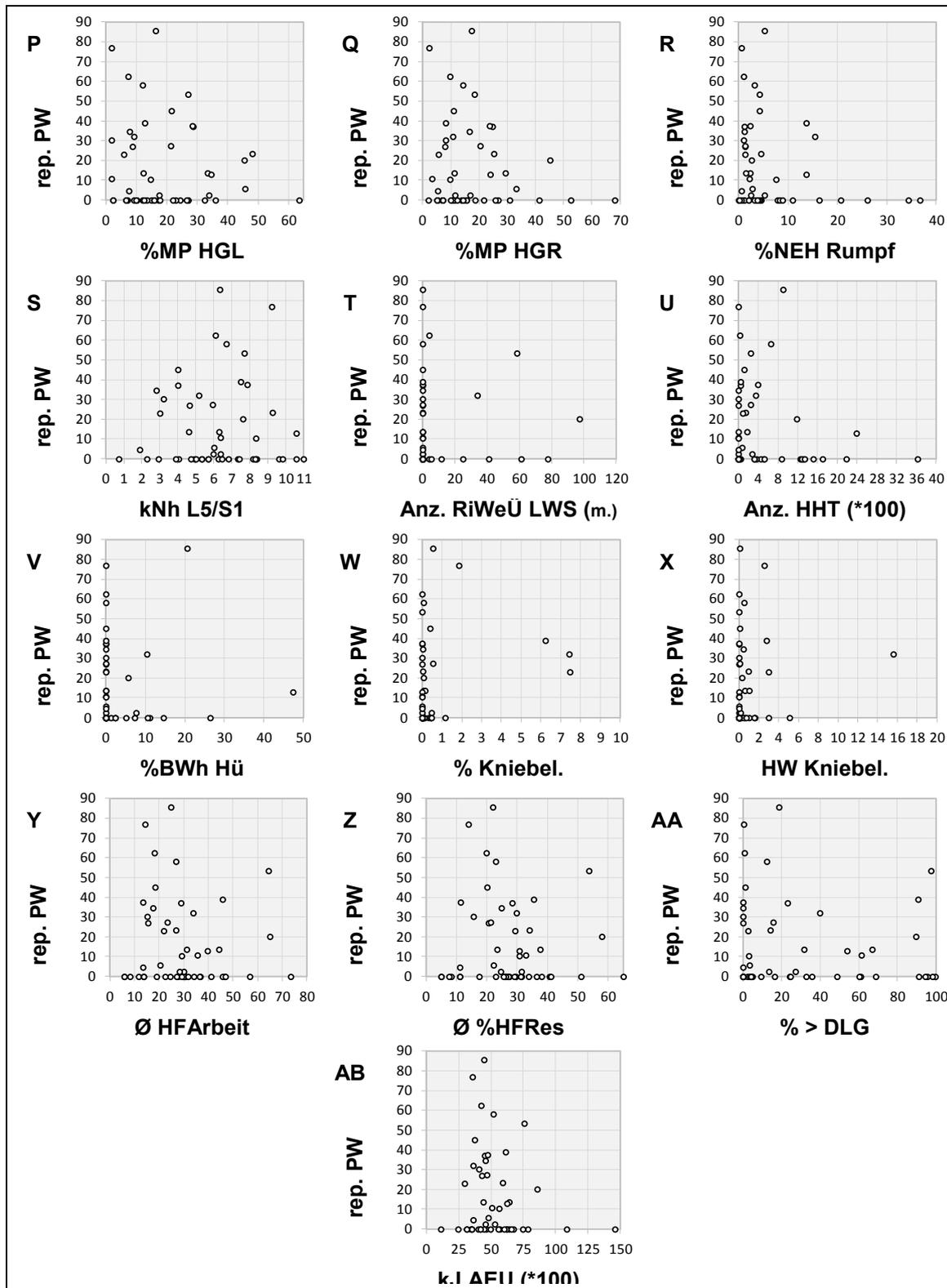
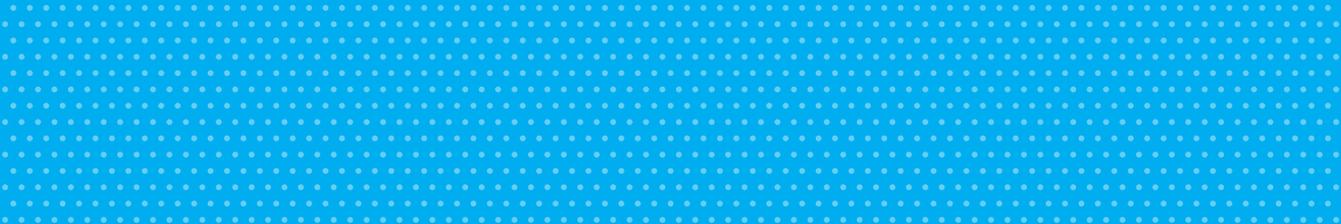


Abbildung 6.4-1: Streudiagramme zu Punktwerten für repetitive Belastungen der oberen Extremitäten (Experten-Screening) und metrische Werte der Belastungsindikatoren (Messtechnische Analyse)



# Fazit

Band 2



# Fazit und Ausblick zu den neu- und weiterentwickelten Methoden der Ebenen Experten-Screening, Messtechnische Analyse im Feld und Labormessung/-simulation

## Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Zur Gefährdungsanalyse physischer Belastung am Arbeitsplatz liegen auf allen Methodenebenen neue Verfahren vor. Der vorliegende Band 2 des MEGAPHYS Projektberichts dokumentiert ausführlich die einzelnen Entwicklungsschritte der Neu- und Weiterentwicklungen auf den Differenzierungsstufen Experten-Screening (Teil A), Messtechnische Analyse im Feld (Teil B) und Labormessungen bzw. -simulation (Teil C).

Vom Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD) wurden vorhandene Experten-Screening-Werkzeuge für einzelne Belastungsarten (Körperhaltung, Körper-/Aktionskräfte, Manuelle Lasthandhabung, Repetitive Belastungen der oberen Extremitäten) um spezifische Belastungskriterien erweitert (Stufe 2). Weiterhin wurde für die Belastungsarten Manuelle Lasthandhabung (HvL) und Körper-/Aktionskräfte (AK) eine Bewertung (Stufe 3) von heterogenen Last- bzw. Kraftfällen ergänzt und in rechnergestützte Tools umgesetzt („Megaphys-MonKras“, „Megaphys-MultiLa“). Für die Beschreibung der zeitlichen Abfolge von Belastungsabschnitten wurde eine Erfassungsmethode („Belastungsmatrix“) entwickelt (Stufe 4). Neu eingeführt wurde eine Körpersegment-bezogene Bewertung (Stufe 5). Mit dieser Methode können die Belastungen nicht nur Zeit-, sondern auch Körpersegment-bezogen bewertet werden. Dieser Segment-bezogene Ansatz wurde zur Bewertung der Belastungskategorie „Körperhaltung“ erprobt. Die Ergebnisse des Experten-Screenings (Stufe 2) wurden hinsichtlich der Konvergenz und der Kriteriumsvalidität überprüft. Heterogene Belastungssituationen, welche typisch für die Praxis sind, können mit den Verfahren (Stufe 2), insbesondere auch mit den rechnergestützten Tools (Stufe 3), gut analysiert werden. Zur Verknüpfung von Experten-Screenings und Körpersegment-bezogener Belastung (Stufe 5) liegt ein erprobter Ansatz vor. Somit stehen auf der Ebene des Experten-Screenings überarbeitete und ergänzende Verfahren zur Beurteilung physischer Belastungen im Sinne des gemeinsamen MEGAPHYS-Risikokonzpts zur Verfügung.

Das Institut für Arbeitsschutz der DGUV (IFA) erarbeitete im Rahmen des MEGAPHYS-Projekts Körperregion-spezifische Verfahren zur Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz anhand messtechnisch ermittelter Belastungsdaten. Ausgehend von arbeitswissenschaftlichen, medizinischen und biomechanischen Erkenntnissen wurden Belastungsindikatoren für die Körperregionen Nacken/HWS, Schultern/Oberarme, Ellenbogen/Unterarme, Handgelenke/Hände, unterer Rücken/LWS, Hüfte und Knie sowie hinsichtlich des Herz-Kreislauf-Systems und des Energieumsatzes erstellt. Basierend auf dem Messsystem CUELA stellte das IFA eine Messtechnik zur Erfassung der erforderlichen Belastungsparameter zusammen, die im Rahmen der MEGAPHYS-Feldstudie zur Belastungsanalyse eingesetzt wurde. Über die Verknüpfung mit den Ergebnissen der medizinischen Untersuchung wurden die Belastungsindikatoren hinsichtlich der Kriteriumsvalidität überprüft. Die Überprüfung ergab, dass sich die Verfahren der Messtechnischen Analyse für die objektive Quantifizierung und Gefährdungsbeurteilung von Expositionen hinsichtlich muskuloskelettaler Erkrankungen und Beschwerden eignen. Insgesamt steht ein validiertes Messkonzept zur Verfügung, das für die Bewertung von lokalisationsbezogenen Belastungen nach dem MEGAPHYS-Risikokonzpt verwendet werden kann.

Auf der Ebene der Labormessung/-simulation wurden vom Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der Technischen Universität Dortmund (IfADo) Methoden und Werkzeuge zur Gefährdungsanalyse bei physischen Belastungen hinsichtlich der biomechanischen Auswirkungen auf das Muskel-Skelett-System und insbesondere die Wirbelsäule weiterentwickelt und evaluiert. Das IfADo aktualisierte und/oder ergänzte bestehende Übersichten, Verfahren und Kriterien. Hervorzuheben ist die Kopplung der Systeme *Der Dortmunder* und CUELA, durch die ein messtechnisch gestütztes Werkzeug zur detaillierteren und kontinuierlichen Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen in Form von (statischen) Situationsfolgen zur Verfügung steht. Um Untersuchungsergebnisse zur Wirbelsäulenbelastung zusammenzufassen und verfügbar(er) zu machen, wurde die Entwicklung eines Lumbalbelastungsatlas für branchentypische und branchenübergreifende Tätigkeiten wie Patiententransfer bzw. Heben von Lasten weitergeführt sowie das Datenspektrum erheblich erweitert, sodass Belastungsschätzungen auch ohne individuelle Simulationsrechnungen erleichtert werden. Bezüglich der lumbal-biomechanischen Evaluation von Screening-Werkzeugen wurden nicht nur etablierte Verfahren wie Leitmerkmalmethoden (LMM) und EAWS, sondern auch in MEGAPHYS weiter- bzw. neu-entwickelte LMM analysiert; zudem wurden zusätzliche Belastungskenngrößen wie Bandscheiben-Scherkräfte in die Analyse einbezogen. Als besonderes Ergebnis wird weiter-

hin die auf Basis der *Dortmunder Richtwerte* abgeleiteten *Revidierten Dortmunder Richtwerte* angeführt, die die Bewertung von situativen Lumbalbelastungen auf einer aktualisierten und nochmals gesicherteren Datenbasis ermöglichen.

Um die Methodenebenen besser untereinander zu vernetzen, wurden gemeinsame Schnittstellen für das gesamte MEGA-PHYS-Methodeninventar definiert. Die wichtigsten Schnittstellen sind das gemeinsame Verständnis der Wirkung von Belastungsarten auf Körperregionen sowie das gemeinsame Risikokonzept als Grundlage zur Beurteilung von Belastungen.

Die Schnittstellen waren die Voraussetzung für den Vergleich der Belastungsbewertungen der Methodenebenen. Die Passfähigkeit der Belastungsbewertungen aller in der Feldstudie eingesetzten Methoden (Spezielles Screening, Experten-Screening, Messtechnische Analyse) wurde geprüft, indem die jeweiligen Arbeitsschichtbewertungen einander gegenübergestellt und hinsichtlich ihres Zusammenhangs analysiert wurden. Dabei wurden die Punktwerte des Speziellen Screenings und des Experten-Screenings sowie die Belastungsbewertungen der Messtechnischen Analyse jeweils paarweise miteinander verglichen (s. Teile D.1, D.2 und D.3). Einschränkungen beim Vergleich ergeben sich durch unterschiedliche Betrachtungsweisen der Verfahren. Hier ist beim Vergleich von Screeningverfahren und Messtechnischer Analyse der ungleiche Bezug des jeweiligen Bewertungsansatzes zu nennen (Belastungsart-spezifische Betrachtung vs. Körperregion-spezifische Betrachtung). Der Vergleich beider Screeningverfahren ist bspw. dadurch limitiert, dass einzelne Belastungsarten getrennt oder kombiniert betrachtet werden (z. B. getrennte Betrachtung von Körper(zwangs)haltung und Körper(fort)bewegung vs. kombinierte Betrachtung von Körperhaltung und -bewegung). Unter Berücksichtigung dieser Limitationen ergaben die Methodenvergleiche jedoch eine prinzipielle Vergleichbarkeit aller drei Methoden.

Im Zusammenhang der Methodenvergleiche sind zudem die Untersuchungen zu lumbal-biomechanischen Evaluierungen der Screeningverfahren zu nennen. Die den Screening-Verfahren zugrundeliegenden Körperhaltungs- und z.T. Lastwichtungen oder resultierende Belastungsspektren wurden hinsichtlich der Wirbelsäulenbelastung biomechanisch evaluiert. Der Vergleich der LMM-Wichtungen mit den anhand des Dortmunder berechneten Bandscheiben-Reaktionskräften an L5-S1 (Druckkräfte, Sagittal- und Lateralscherkräfte) hat keine offensichtlichen Widersprüche ergeben, gleichwohl wurden einzelne Überprüfungsempfehlungen abgeleitet.

## Ausblick

Für das Experten-Screening liegen mit diesem Bericht die Verfahren der Stufen 2 und 3 zur Anwendung in der betrieblichen Praxis vor. Die Verfahren der Stufe 2 stehen als PDF-Download auf der IAD-Website bereit und werden zur Anwendung in Verbindung mit der Basis-Schulung des EAWS-Verfahrens (<https://mtm.org/ausbildung/mtm-akademie>) empfohlen. Auf der IAD-Website können auch die rechnergestützten Tools („Megaphys-MonKras“, „Megaphys-MultipLa“) interaktiv genutzt werden ([https://www.iad.tu-darmstadt.de/forschung\\_iad/forschungsgruppen\\_iad/abg\\_iad/metho-denentwicklung\\_\\_\\_anwendung\\_iad/megaphys\\_iad/megaphys\\_iad.de.jsp](https://www.iad.tu-darmstadt.de/forschung_iad/forschungsgruppen_iad/abg_iad/metho-denentwicklung___anwendung_iad/megaphys_iad/megaphys_iad.de.jsp)). Unternehmen-spezifische Schulungsangebote können beim IAD angefragt werden.

Aussichtsreich für die Weiterentwicklung der Experten-Screenings ist die Verknüpfung mit Körpersegment-bezogenen Bewertungen (Stufe 5) unter Verwendung von Messverfahren (z. B. CUELA).

Mit dem CUELA-Bewertungsverfahren steht erstmals ein umfassendes und evaluiertes Konzept zur Beurteilung von Muskelskelett-Belastungen anhand messtechnisch ermittelter Expositionsdaten zur Verfügung. Das vorgestellte Bewertungskonzept ist als modulares Konzept zu verstehen, das hinsichtlich der Indikatoren und Risikobewertungsansätze prinzipiell anpassbar und erweiterbar ist. Das IFA bereitet derzeit neue Messsysteme vor, die im Rahmen der Gefährdungsbeurteilung als umfassendes Experten-Messsystem, aber auch zur gezielten Untersuchung der Belastung einzelner Körperregionen anhand einfacher Messtechnik in der betrieblichen Praxis eingesetzt werden können.

Die innerhalb MEGAPHYS durchgeführten und auch angewendeten Entwicklungen des gekoppelten Systems *CUELA-Dortmunder* und der *Revidierten Dortmunder Richtwerte* stellen deutlich verbesserte Grundlagen für zukünftige Belastungserhebungen und -bewertungen dar. Im Zusammenhang der Definierung geeigneter Kriterien für die Bewertung situativer und kumulativer Belastungen wurde exemplarisch für Lumbalbelastungen ein Vorschlag zum Umgang mit der definitionsbedingten Unschärfe von physiologischen oder biomechanischen „Richt“werten – im Gegensatz zu regulatorischen „Grenz“werten – erarbeitet, um die Aussagekraft selten oder häufig auftretender Belastungen in Richtwertnähe angemessen(er) werten zu können. Die Zusammenstellung von Erhebungen der Wirbelsäulenbelastung in Form eines Lumbalbelastungsatlas wird weitergeführt.

Auf der Grundlage gemeinsamer Bewertungsmaßstäbe wurde das vorhandene Methodeninventar verbessert und um neue Verfahren ergänzt. Durch die Weiterentwicklung der Verfahren wurden bekannte Defizite behoben. Mit dem vorliegenden Band 2 des Projektberichts existiert eine ausführliche und nachvollziehbare Beschreibung der Methodenentwicklung und -evaluation der Stufen Experten-Screening, Messtechnische Analyse im Feld und Labormessungen bzw. -simulation. Die Validierungen der einzelnen Methoden zeigten insgesamt gute Ergebnisse, so dass die Verfahren anwendbar sind.

Der gemeinschaftliche Ansatz von MEGAPHYS hat dazu geführt, dass die verfügbaren Bewertungsverfahren stärker miteinander vernetzt wurden. Insgesamt steht dem präventiven Arbeitsschutz ein abgestimmtes Paket von in Feld und Labor erprobten und evaluierten Methoden zur Verfügung, die auf die Prävention von muskuloskelettalen Fehlbelastungen und kardiopulmonalen Überbeanspruchungen des Menschen durch physisch belastende Tätigkeiten des Berufsalltags abzielen. Die unterschiedlichen Detaillierungsgrade der neu- und weiterentwickelten Methoden gewährleisten, dass den unterschiedlichen Erfordernissen der Praxis hinsichtlich Genauigkeit und Komplexität der Gefährdungsanalyse entsprochen wird. Die vorliegenden Verfahren des Experten-Screenings, der Messtechnischen Analyse im Feld und der Labormessungen bzw. -simulation ermöglichen Ergonomiefachkräften bzw. Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftlern die Analyse komplexerer Belastungsfälle, die mit einfachen Screeningverfahren nicht abzubilden sind.

Im Zuge der Digitalisierung gibt es derzeit im Arbeitsschutz eine rasante Verbreitung digitaler Assistenz- und Sensorsysteme. Die digitalen Entwicklungen eröffnen neue Möglichkeiten in der Gefährdungsbeurteilung arbeitsbezogener Muskel-Skelett-Belastungen. Es ist davon auszugehen, dass die immer häufiger eingesetzten messwertbasierten Verfahren eine deutliche Zunahme erfahren werden und zukünftig neben komplexen Analysen auch einfachere Anwendungen möglich sind, z. B. körpersegmentbezogene Gefährdungsbeurteilung auf Screening-Niveau.

**Deutsche Gesetzliche  
Unfallversicherung e. V. (DGUV)**

Glinkastraße 40  
10117 Berlin  
Telefon: 030 13001-0 (Zentrale)  
Fax: 030 13001-9876  
E-Mail: [info@dguv.de](mailto:info@dguv.de)  
Internet: [www.dguv.de](http://www.dguv.de)