

BGIA-Report 3/2009

Der montagespezifische Kraftatlas

Verfasser: Jurij Wakula, Knut Berg, Karlheinz Schaub, Ralph Bruder
Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität
Darmstadt (IAD)
Ulrich Glitsch, Rolf Ellegast
BGIA – Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen
Unfallversicherung, Sankt Augustin

Redaktion: Zentralbereich des BGIA

Herausgeber: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)
Mittelstr. 51, D-10117 Berlin
Telefon: 030 / 288 763 – 800
Telefax: 030 / 288763 – 808
Internet: www.dguv.de
– März 2009 –

ISBN: 978-3-88383-788-8

ISSN: 1869-3491

Der montagespezifische Kraftatlas

Kurzfassung

Körperliche Arbeit ist auch in der heutigen, vorwiegend auf Dienstleistung orientierten Gesellschaft aus vielen Bereichen (Industrie, Landwirtschaft, private Haushalte oder Logistik) nicht wegzudenken. Häufig auftretende Beschwerden und Schädigungen des Muskel-Skelett-Systems, u. U. auch Berufskrankheiten (z. B. BK 2108), deuten darauf hin, dass Kräfte jenseits eines Erträglichkeitsniveaus ausgeübt werden. Nationale und internationale Verfahren zur ergonomischen Bewertung von Aktionskräften sind in verschiedenen Branchen (Automobil-, Nutzfahrzeugbau, Flugzeugindustrie) nur begrenzt anwendbar, da durch die Geometrie des Arbeitsobjektes ergonomisch ungünstige Haltungen (gedreht, gebeugt, über Kopf, einhändig) und Kombinationen dieser Haltungs- und Kraftanforderungen bei der Kraftausübung entstehen. Derzeit angebotene Kraftdaten wurden jedoch fast alle samt in aufrechten Körperhaltungen ermittelt. Im Rahmen dieses Vorhabens wurden Aktionskräfte des ganzen Körpers und des Finger-Hand-Arm-Systems von 273 Arbeitspersonen für realtypische symmetrische Haltungen (beidhändige Kraftausübung) in der Industrie ermittelt und im „montagespezifischen Kraftatlas“ in perzentilierter Form dargestellt. Gleichzeitig wurden in Laborstudien des Institutes für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) und des BGIA – Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung in Sankt Augustin maximale statische Aktionskräfte des ganzen Körpers für asymmetrischen Haltungen sowie für einhändige Kraftausübungen ermittelt. Aufbauend auf den bestehenden Ansätzen wurde ein Kraftbewertungsverfahren für Ist-Zustands- und Planungsanalysen nach dem aktuellen Stand der Wissenschaft und eigenen Laborstudien modelliert. Damit können aus maximalen statischen Aktionskräften unter Berücksichtigung von tätigkeits- und personenbezogenen Parametern maximal empfohlene Aktionskraftwerte abgeleitet werden. Der montagespezifische Kraftatlas wendet sich an Konstrukteure, Fertigungsplaner, Sicherheitsingenieure, Arbeitsmediziner und Ergonomen und bietet Unterstützung bei der Analyse, Bewertung und Optimierung von kraftbetonten Tätigkeiten.

Force atlas for assembly operations

Abstract

Physical work has remained a wide spread feature in many areas of life (industry, agriculture, private households, logistics), even in today's service-oriented society. Frequent complaints and impairments of the human musculoskeletal system, including occupational diseases (e.g., BK 2108), indicate the use of forces beyond a level of tolerability. National and international methods for the ergonomic evaluation of action forces are of limited applicability in various branches (automotive, truck and aircraft industries) where the geometry of the product produced imposes ergonomically unfavourable postures during force exertions – e.g., twisting, bending, overhead or single-handed operations, as well as combinations of these postures and force exertions. However, the currently available force data were determined in upright body postures in almost all cases. As part of the present project, action forces encountered in industrial environments were collected from a sample of 273 industrial workers. The project focuses on forces of the whole-body for typical real-life (two-handed) symmetrical postures as well as on forces of the finger-hand-arm system. The force data are presented in tables of force percentiles in the "Force Atlas for Assembly Operations". At the same time laboratory studies at the Institute of Ergonomics, Darmstadt University of Technology (IAD) and the BGIA – Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance based in Sankt Augustin were conducted. They aimed on maximum static whole-body action forces for asymmetrical postures and for one-handed action force operations. Starting from existing approaches, a force assessment method for shop floor and planning analyses was modelled in line with current scientific knowledge and the results of the laboratory studies. This instrument allows the user to derive maximum recommended force values from maximum isometric action forces taking into account specific task and operator related parameters. The "Force Atlas for Assembly Operations" focuses onto designers, production and safety engineers, occupational medicine professionals and ergonomists and assists in the analysis, evaluation and optimization of force oriented working tasks.

L'atlas des forces pour les travaux de montage

Résumé

Même dans la société actuelle qui est principalement axée sur les services, le travail physique est encore présent dans de nombreux domaines (industrie, agriculture, ménages ou logistique). La survenue fréquente de troubles et dommages de l'appareil musculo-squelettal, voire de maladies professionnelles (par ex. la maladie professionnelle 2108), est l'indice que des forces supérieures à une limite tolérable sont exercées. Dans différents secteurs (construction d'automobiles et de véhicules utilitaires, industrie aéronautique), les procédures nationales et internationales pour l'évaluation ergonomique de forces physiques ne peuvent être appliquées que partiellement, car, du fait de la géométrie du produit fabriqué, les forces doivent être exercées dans des postures ou conditions défavorables sur le plan ergonomique, telles que corps pivoté ou courbé, travail effectué au-dessus de la tête ou avec une seule main ainsi que des combinaisons de ces positions et conditions. Presque toutes les données concernant les forces que l'on trouve actuellement ont cependant été déterminées pour une posture à dos droit. Dans le cadre de ce projet, les forces exercées par l'ensemble du corps et le membre supérieur (système doigts-main-bras) de 273 travailleurs de l'industrie automobile ont été déterminées dans l'industrie pour des postures symétriques typiques (forces exercées à l'aide des deux mains) et représentées sous forme centilée dans « l'atlas des forces pour les travaux de montage ». Dans le même temps, l'Institut d'ergonomie de l'Université technique (TU) de Darmstadt et le BGIA – Institut pour la sécurité du travail des organismes d'assurance et de prévention des risques professionnels (Sankt Augustin) – ont procédé à des études en laboratoire pour déterminer les forces statiques maximales développées par l'ensemble du corps dans des positions asymétriques ainsi qu'avec une seule main. Sur la base des procédures existantes, un modèle de procédure pour l'évaluation de forces, permettant de réaliser des analyses de situations de travail réelles et des analyses prévisionnelles, a été établi d'après l'état actuel des connaissances scientifiques et les propres études réalisées en laboratoire. Ce modèle permet de déterminer des forces physiques maximales recommandées sur la base de forces physiques maximales statiques, en prenant en considération des paramètres spécifiques à l'activité et à la personne. L'atlas des forces pour les travaux de montage est destiné aux concepteurs, aux agents d'ordonnement, aux ingénieurs de sécurité, aux médecins du travail ainsi qu'aux ergonomes et facilite l'analyse, l'évaluation et l'optimisation des activités impliquant la mise en œuvre de forces.

Atlas de fuerzas específico para el montaje

Resumen

Muchos sectores de la sociedad actual orientados a las prestaciones de servicios, especialmente la industria, la agricultura, los hogares privados o la logística, son inconcebibles sin el trabajo físico. Las quejas y los daños habituales ocasionados en el sistema musculoesquelético y posiblemente también las enfermedades laborales (por ejemplo la BK 2108) indican que se han realizado esfuerzos que superan el nivel de tolerancia. Los métodos nacionales e internacionales para la evaluación ergonómica de las fuerzas de acción se aplican de manera limitada en diversos sectores (fabricación automovilística y de vehículos industriales, Industria Aeronáutica), pues la geometría del objeto de trabajo al ejercer la fuerza provoca posturas ergonómicamente desfavorables, como son girarse, inclinarse, trabajar sobre la altura de la cabeza, manipular con una mano y las combinaciones de estos factores de postura y los de fuerza. Casi todos los datos sobre las fuerzas ofrecidos hasta ahora se han tomado en posturas erguidas. Dentro de este estudio se han determinado las fuerzas de cuerpo entero y del sistema dedos-mano-brazo de 273 trabajadores en posturas simétricas y habituales en la industria (ejerciendo fuerza con las dos manos) y se han representado en porcentajes en el Atlas de fuerzas específico para el montaje. Simultáneamente, en los estudios de laboratorio realizados por el Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) (Instituto de Ciencias del Trabajo de la Universidad Técnica de Darmstadt) y el BGIA (Instituto para la Protección Laboral del Seguro de Accidentes Legal Alemán) situado en Sankt Augustin, se han determinado las fuerzas estáticas máximas de cuerpo entero en posturas asimétricas, así como en fuerzas ejercidas con una mano. Basándose en los principios existentes, el estado actual de la ciencia y los propios estudios de laboratorio se ha desarrollado un método para la evaluación de la fuerza, el cual servirá para analizar el estado actual y la planificación. De esta forma se pueden obtener valores de fuerza máximos recomendados a partir de las fuerzas estáticas máximas y teniendo en cuenta los parámetros concernientes a las tareas y a las personas. El Atlas de fuerzas específico para el montaje se dirige a constructores, asistentes técnicos, ingenieros encargados de la seguridad, médicos especializados en medicina laboral y ergonomistas, y ofrece asistencia en el análisis, evaluación y optimización de las tareas pesadas.

Danksagung

Wir möchten uns bei allen bedanken, die zum Gelingen des Projektes und dieses Reports beigetragen haben. Unser Dank gilt den Firmenvertretern des Projektkonsortiums (Airbus, Audi, BMW, Daimler, Ford, MAN, Opel, Porsche, Schmitz Cargobull, Volkswagen), die uns geholfen haben, die Bedürfnisse der Praxis zu formulieren und das Projekt hinsichtlich des Erarbeitens in der Praxis anwendbarer Ergebnisse zu begleiten.

Besonderer Dank gilt den Herren *W. Dippl* (BMW), *K.-Ch. Oelker*, *M. Pacia* (Daimler), *S. Gaarz* (Ford), *T. Strauch* (MAN), *M. Benkel*, *M. Feix*, *O. Kalkhof*, *J. Kaltbeitzel*, *D. Welwei* (Opel) und *A. Guth*, *G. Hillebrecht*, *M. Zander* (VW), die unsere Ansprechpartner für die Kraftmessungen in den Unternehmen waren und damit die Basis für die erfolgreiche Datengewinnung in den Felduntersuchungen geschaffen haben.

Ferner gilt unser Dank den Herren *Dr. Ch. Hecker* und *D. Kern* (Berufsgenossenschaft Metall Nord Süd) sowie *U. Steinberg* (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, BAuA), die das Projekt mit fachlichem Rat begleitet und unterstützt haben. Zu besonderem Dank fühlen wir uns der Berufsgenossenschaft Metall Nord Süd verpflichtet, welche die Projektidee aufgegriffen hat und in der wir mit dem Fachausschuss Maschinenbau, Fertigungssysteme, Stahlbau (FA MFS) einen Fürsprecher für unseren Projektantrag gefunden haben. Der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) danken wir für die finanzielle Förderung und die fachlich kompetente und unbürokratische Begleitung des Projektes.

Nicht vergessen werden soll der Dank an die Mitarbeiter des BGIA: Herrn *I. Hermanns* und Herrn *H.-J. Ottersbach* für ihre Unterstützung bei der Anpassung von Hard- und Software sowie Herrn *A. Wakula* (TU Darmstadt) für die Programmierung der Mess- und Auswertungssoftware, die im Rahmen des Projektes genutzt wurde.

Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern des IAD (*Dr. Ch. Spelten*, *G. Molter*, *K. Ahmadi*, *M. Bierwirth*, *M. Kugler*, *M. Nickolai*, *H. Rademacher*, *G. Winter*, *A. Feith*) und Studenten der Technischen Universität Darmstadt (*T. Culha*, *M. Dietz*, *M. Hock*, *J. Kaufmann*, *S. Göhler*, *H. Mortagy*, *P. Schollmeyer*), ohne die das Projekt nicht hätte erfolgreich durchgeführt werden können.

Unser persönlicher Dank gilt Frau *M. Werkmeister*, die mit großem Einsatz die Beiträge zusammengefügt und die Formatierung dieses Reports vorgenommen hat.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	13
1.1	Wissensstand zum Thema Körperkräfte	14
1.2	Zielsetzung des Projektes	18
1.3	Projektphasen/Arbeitspakete/Projektpartner.....	19
1.4	Literatur.....	20
2	Methodik und Datenerhebung	23
2.1	Methodische Ansätze und Verfahren zur Ermittlung maximaler Muskelkräfte	23
2.2	Messkonzept und Messsysteme zur Messung der Ganzkörperkräfte im Feld	29
2.2.1	Gewählte Krafftfälle (Kraftmatrix, Vorstudien zur Reproduzierbarkeit).....	29
2.2.2	Messsystem und Datenerhebung in den Betrieben	38
2.2.3	Software zur Erfassung und Auswertung von Daten	44
2.2.4	Fragebogen zur Befragung von Probanden.....	47
2.2.5	Kollektiv der IAD-Feldstudie.....	48
2.3	Messung asymmetrischer und einhändiger Körperkräfte in den Labors	50
2.3.1	Messungen im IAD-Labor	50
2.3.2	Messungen im BGIA-Labor.....	57
2.4	Messkonzept und Messsysteme zur Messung der Finger-Hand-Kräfte	62
2.4.1	Gewählte Krafftfälle (Arm- und Körperhaltung)	62
2.4.2	Messsystem und Messablauf.....	62
2.4.3	Software zur Erfassung und Auswertung von Daten	65
2.5	Methoden zur Darstellung statischer maximaler Aktionskräfte	66
2.6	Literatur.....	68
3	Ergebnisse – Kraftatlas	71
3.1	Messungen in den Betrieben	71
3.1.1	Ganzkörperkräfte – Mittelwerte und Perzentiltabellen	71
3.1.2	Finger-Hand-Kräfte – Mittelwerte und Perzentiltabelle	87
3.1.3	Darstellung im Kraftatlas.....	91
3.1.4	Kraftatlas: Tabellen mit resultierender Kraft, der Hauptkomponente sowie dem Richtungsvektor in der Hautebene.....	93

3.2	Labormessungen	96
3.2.1	IAD-Laborstudien	96
3.2.2	BGIA-Laborstudien	105
3.3	Literatur.....	129
4	Diskussion der Ergebnisse	131
4.1	Diskussion der Ganzkörperkräfte.....	131
4.1.1	Feldstudie Ganzkörperkräfte: Kraftfälle mit symmetrischen Haltungen	131
4.1.2	Branchenvergleich (Vergleich Pkw- mit Lkw-Bereichen).....	135
4.1.3	Vergleich mit DIN 33411 Teil 5	136
4.1.4	Persönliche Merkmale	138
4.2	Diskussion der Finger-Hand-Kräfte.....	140
4.2.1	Vergleich des rechten mit dem linken Finger-Hand-System	140
4.2.2	Vergleich der Krafthöhe über alle Kraftfälle	141
4.2.3	Vergleich mit Kraftwerten früherer Studien	142
4.3	Literatur.....	142
5	Bewertungsverfahren	143
5.1	Verfahrenskonzept.....	143
5.1.1	Rechtliche Grundlagen zu Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz	143
5.1.2	Stand der Wissenschaft	157
5.1.3	Vorgehensweise: Klassische vs. Screening-Verfahren.....	158
5.1.4	Überblick über klassische Bewertungsverfahren	161
5.1.5	Modellrechnungen nach Siemens und Derivaten sowie EN 1055-3	178
5.2	Ableiten von Parametern für das Kraftbewertungsverfahren	182
5.2.1	Tätigkeitsbezogene Parameter	182
5.2.2	Personenbezogene Parameter	185
5.3	Kraftbewertungsverfahren.....	190
5.3.1	Basistabellen	190
5.3.2	Verfahrenskonzept zur Planungs- und Ist-Analyse	192
5.4	Literatur.....	197
6	Zusammenfassung.....	201
6.1	Projektziele	201
6.2	Zusammenfassung der Ergebnisse	204
6.2.1	Feldstudie Ganzkörperkräfte.....	204

6.2.2	Feldstudie Finger-Hand-Kräfte.....	208
6.2.3	Laborstudie: Ganzkörperkräfte	209
6.3	Kraftbewertungsverfahren.....	210
6.4	Vergleich mit vorherigen Studien zu Körperkraftmessungen	211
6.5	Literatur.....	213
Anhang A:	Haltungsvariationen bei den Ganzkörperkraftmessungen im Feld	215
Anhang B:	Krafthäufigkeitsverteilungen für alle Krafftfälle und Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$	225
Anhang C:	Kraftperzentilkurven für Krafrichtungen $\pm C$ (linke und rechte Hand).....	235
Anhang D:	Montagespezifischer Kraftatlas.....	253
Anhang E:	Häufigkeitsverteilungen der Finger-Hand-Kräfte.....	257



1 Einleitung

Mit dem Inkrafttreten des Arbeitsschutzgesetzes nebst zugehöriger Verordnungen (z. B. Betriebssicherheitsverordnung [1] im Oktober 2002) ist der Arbeitgeber verpflichtet worden, auf der Grundlage einer Gefährdungsbeurteilung Arbeitsschutzmaßnahmen festzulegen und hierbei auch ergonomische Zusammenhänge zwischen Arbeitsplatz, Arbeitsmittel, Arbeitsorganisation, Arbeitsablauf und Arbeitsaufgabe zu berücksichtigen. Dies gilt insbesondere für die Körperhaltung, die Beschäftigte bei der Benutzung der Arbeitsmittel einnehmen müssen.

Darüber hinaus verpflichtet die Unfallverhütungsvorschrift „Grundsätze der Prävention“ BGV A1 [2] den Unternehmer, die erforderlichen Maßnahmen zur Verhütung von Arbeitsunfällen, Berufskrankheiten und arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren zu treffen.

Der „Montagespezifische Kraftatlas“ entstammt dem Bedürfnis der Industrie nach belastbaren Planzahlen zur Ermittlung maximal empfohlener Kraftwerte des Arm-Schulter- sowie Ganzkörper-Systems einerseits und des Hand-Finger-Systems andererseits. Nationale und internationale Verfahren zur ergonomischen Bewertung von Aktionskräften sind in verschiedenen Branchen (Automobil-, Nutzfahrzeugbau, Flugzeugindustrie) nur begrenzt anwendbar, da durch die Geometrie des Arbeitsobjektes ergonomisch ungünstige Haltungen (gedreht, gebeugt, über Kopf, einhändig und Kombinationen dieser Haltungs- und Kraftausübungsaspekte) bei der Kraftausübung entstehen. Die klassischen deutschen „Grenzkraftverfahren“, wie sie von *Burandt* und *Schultetus* bei Siemens entwickelt wurden [3; 4], liefern dabei nur begrenzt Hilfestellung, da sie ebenso wie existierende Kraftnormen [5 bis 7] im Wesentlichen von aufrecht stehenden Körperhaltungen ausgehen. Gerade in der Automobilindustrie, aber auch in der Luftfahrtindustrie, auf Werften oder im Waggonbau bedingt die Produktgeometrie Kraftausübungsfälle, die mit ungünstigen Körperhaltungen kombiniert sind. Diese Lücke soll der montagespezifische Kraftatlas schließen.

1.1 Wissensstand zum Thema Körperkräfte

Definitionen

Körperkräfte im Sinne von DIN 33411 Teil 1 [5] sind Kräfte, die im Zusammenhang mit dem menschlichen Körper entstehen. Körperkräfte sind Vektoren, die durch die Bestimmungsgrößen „Betrag der Kraft“, „Lage des Kraftangriffspunktes relativ zum Körper“, „Richtung der Wirkungslinie der Kraft relativ zum Körper“ und „Kraft-richtungssinn“ festgelegt werden.

Körperkräfte werden in Muskel-, Massen- und Aktionskräfte eingeteilt (siehe Abbildung 1.1).

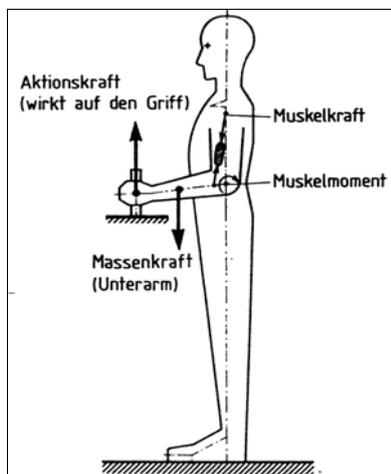


Abbildung 1.1:
Zusammenwirken von Aktionskraft mit Muskel- und Massenkraft, nach DIN 33411 Teil 1 [5]

- *Muskelkraft* ist eine Körperkraft, die durch Aktivität der Muskeln innerhalb des Körpers wirkt. Eine *statische Muskelkraft* ruft keine Längenänderung des Muskels hervor [8]. Sie wird deshalb auch isometrische Muskelkraft genannt. Die dynamische Muskelkraft dagegen ist die Muskelkraft, die während der Längenänderung des Muskels durch seine aktive Wirkung entsteht.
- *Massenkraft* ist eine Körperkraft, die auf die Körpermasse als Trägheitskraft wirkt, z. B. dynamisch als Beschleunigungskraft an mobilen Arbeitsplätzen oder statisch als Eigengewichtskraft.
- *Aktionskraft* ist eine Körperkraft, die nach außen vom Körper aus wirkt. Sie ergibt sich aus der Massenkraft, aus der Muskelkraft oder aus beiden zusammen. Massen- und Muskelkraft können sich je nach Betrag und Richtung in ihrer Wirkung verstärken oder abschwächen. Die Aktionskraft dient der Ausübung



einer mechanischen Arbeit. Eine Körperkraft, die auf einen sich nicht bewegendem Kraftangriffspunkt einwirkt, wird als *statische Aktionskraft* oder als *Stellungskraft* bezeichnet.

Abbildung 1.2 zeigt die Gliederung der Körperkräfte in Muskel- und Massenkräfte (im Körpersystem wirkend) sowie Aktionskräfte (vom Körper nach außen hin wirkend).

Abbildung 1.2:
Begriffe und Zusammenhänge bei Körperkräften des Menschen, nach DIN 33411 Teil 1 [5]

Körperkräfte					
Muskel- und Massenkräfte (im Körpersystem wirkend)			Aktionskräfte (vom Körper nach außen wirkend)		
Art der Kraftausübung	Ursache der Kraft	Erscheinungsform der Kraft	Funktion der Kraft	Richtung der Kraft	Kraft-abgebender Körperteil
aktiv	Dynamische Muskelaktivität	Dynamische Muskelkraft <ul style="list-style-type: none"> Verkürzungsmuskelkraft Verlängerungsmuskelkraft 	Dynamische Aktionskraft (Bewegungskraft) <ul style="list-style-type: none"> Antriebskraft Bremskraft Manipulationskraft (ungeführte Bewegung) Betätigungskraft (geführte Bewegung) 	Vertikal-, Horizontal-, Sagittal-, Frontal-, Duktions- und Zentralkraft	Arm-, Hand-, Finger-, Bein-, Knie-, Fuß- und Ganzkörperkraft
	Statische Muskelaktivität	Statische (isometrische) Muskelkraft			
passiv	Dynamische Wirkung von Körpermassen	Dynamische Massenkraft (Trägheitskraft) <ul style="list-style-type: none"> z. B. Verzögerungskraft Beschleunigungskraft Zentrifugalkraft 	Statische Aktionskraft (Stellungskraft) <ul style="list-style-type: none"> Halte- und Haltekraft Aktionskraft an Stützflächen des Körpers 		
	Statische Wirkung von Körpermassen	Statische Massenkraft (Trägheitskraft = Eigengewichtskraft)			

Bei der klassischen Messung einer Körperkraft mithilfe einer Kraftmeseinrichtung – eines Dynamometers – werden Aktionskräfte ermittelt, deren Ursache sowohl Massen- als auch Muskelkräfte (oder beides) sein können. Die Ermittlung von Muskelkräften ist dagegen je nach Muskel meist schwierig und mit bedeutenden Ungenauigkeiten belastet. In diesem Forschungsvorhaben werden deshalb isometrische/statische Aktionskräfte (AK) ermittelt.

Statische Muskelarbeit ist biomechanisch durch eine zeitlich konstante Körperstellung und -haltung gekennzeichnet, sodass die aktiven Muskeln keine Längenänderung erfahren. Man spricht daher auch von einer statischen oder isometrischen, d. h.



längenkonstanten Muskelanspannung. Statische Muskelarbeit führt wegen der damit verbundenen Durchblutungsrosselung zu einer außerordentlich raschen Muskelermüdung, sobald die Muskelanspannung die Dauerleistungsgrenze¹ überschreitet. Im Fall der statischen Arbeit liegt der Grenzwert der Dauerleistung (d. h. Dauerleistungsgrenzwert) bei 15 % der individuellen Maximalkraft der arbeitenden Muskelgruppe.

Vorherige Studien zu Körperkraftmessungen

Es existieren mehrere Literaturquellen, in denen Ergebnisse von Körperkraftmessungen dargestellt sind. Diese Literatur entbehrt jedoch weitgehend der Systematik oder variiert und dokumentiert die entsprechenden Einflussgrößen nur unzulänglich (siehe u. a. [9]).

Um das Defizit an Körperkraftwerten als auch an Erkenntnissen für eine Theorie der Körperkräfte zu beseitigen, wurde vor ca. 20 Jahren ein Forschungsprojekt zur Ermittlung maximaler Aktionskräfte am Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD) und am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München (LfE) durchgeführt. Zur Perzentilierung maximaler Körperkräfte übten in der Studie des LfE ca. 3 600 Versuchspersonen (jeweils etwa 1 800 Männer und Frauen) für eine ausgewählte Anzahl von Betätigungsfällen maximale Aktionskräfte aus. Die Messungen wurden mit Beschäftigten aus der Produktion und Instandhaltung von verschiedenen Industrie- und Dienstleistungsunternehmen durchgeführt. Die Ergebnisse wurden in perzentilierter Form sowohl geschlechts- als auch altersspezifisch für folgende Kraftfälle aufbereitet [10]:

- beidhändige Kraftausübungen im Stehen am Stapelkasten (Krafrichtung +A = senkrecht nach oben), in der freien Körperhaltung, bei verschiedenen Angriffshöhen: 1 350, 1 100, 750, 500, 400 und 150 mm;

¹ Bei Muskelarbeit bezeichnet man als Dauerleistungsgrenze den höchstmöglichen Teil einer maximal möglichen Leistung, den man theoretisch beliebig lang zu leisten fähig ist. Für arbeitswissenschaftliche Fragen ist jedoch die tägliche Wiederholbarkeit einer Leistung über die tägliche Arbeitszeit von Bedeutung, deshalb spricht man in diesem Fall von beruflicher Dauerleistung.



- einhändige Kraftausübung im Stehen am Tragegriff (Griffhöhe = 400 mm, Kraft-richtung +A) in der Körperhaltung „Rumpf gerade, Beine gebeugt“;
- Kraftausübung im Stehen an senkrechter Metallplatte (Container schieben) (Krafrichtung +B = ziehen und -B = schieben) in der freien Körperhaltung, Kraftangriffshöhe 1 350 mm.

Die Kraftmessungen des IAD [9; 11] wurden mit einem Kollektiv von ca. 42 Beschäftigten eines Großflughafens durchgeführt und implizierten die Ausübung z. B. folgender ausgewählter Betätigungsfälle:

- beidhändige Kraftausübungen im Stehen an senkrechten Griffen (Krafrichtung +A = senkrecht nach oben, und -A = senkrecht nach unten, sowie +B und -B), in aufrechter Körperhaltung mit paralleler Fußstellung und bei verschiedenen Armreichweiten von 40, 60 und 80 %;
- beidhändige Kraftausübungen im Stehen an waagerechten Griffen (Krafrichtung +A = senkrecht nach oben), Rumpf und Beine gebeugt, bei den Griffhöhen 1 000, 800, 700 ... und 300 mm;
- ein- und beidhändige Kraftausübungen im Stehen an waagerechten Griffen seitlich vom Körper (Krafrichtung +A = senkrecht nach oben, z. B. Kofferheben), Rumpf gerade, Beine gebeugt, Fußstellung parallel;
- beidhändige Kraftausübungen in der Hocke an senkrechten Griffen (Krafrichtung +B = ziehen und -B = schieben), Haltung frei und bei den drei Griffhöhen 550, 650 und 750 mm;
- beidhändige Kraftausübungen im Knien an senkrechten Griffen (Krafrichtung +B = ziehen und -B = schieben), Haltung frei und bei Fußstellung „Schritt“.

Die Messfälle wurden so ausgewählt, dass sie Körperkräfte repräsentieren, bei denen die Kippstabilität der Körperhaltung, die Muskelermüdung oder auch die Kompression der Wirbelsäule den Engpass darstellen.

Aufgrund der Vielzahl der Einflussparameter wurde das gesammelte Wissen dieser Studie den Wissenschaftlern und Praktikern in Form einer Pilotstudie zu einem wissensbasierten System zur Verfügung gestellt.



In einer Studie zur Belastung von Flugbegleiterinnen und -begleitern wurden mit rund 500 Flugbegleitern/-innen maximale Aktionskräfte beim Schieben (Krafrichtung -B) gemessen [12]. Gleichzeitig wurden die Haltungen im Feld erhoben sowie die äußeren Muskel-Skelett-Belastungen beim Schieben und Ziehen von Trolleys im Labor unter nachgestellten Bedingungen gemessen. Aus den Messdaten wurden die auftretenden Aktionskräfte ermittelt und auf der Grundlage biomechanischer Modellrechnungen die Lendenwirbelsäulen-Belastungen bestimmt.

Unter Berücksichtigung der Lendenwirbelsäulen-Belastung und der körperlichen Leistungsfähigkeit des Flugbegleiterkollektivs wurden Empfehlungen über maximal auszuübende Aktionskräfte in Abhängigkeit von Trolleyart (Full- vs. Halfsize), Beladungszustand und Flugzeugneigung (pitch) erstellt.

1.2 Zielsetzung des Projektes

Ziel des montagespezifischen Kraftatlas ist es, statistisch gesicherte Maximalkraftwerte für realtypische Kraftausübungen des Arm-Schulter- und Ganzkörper-Systems sowie des Hand-Finger-Systems bei industriellen Projektpartnern und im Labor zu ermitteln und diese einem Bewertungsverfahren zur Ermittlung von maximal empfohlenen Kraftwerten zuzuführen. Letzteres soll die mit den bestehenden deutschen „Grenzkraftverfahren“ gesammelten Erfahrungen ebenso berücksichtigen wie neuere Ansätze und Vorgehensweisen, insbesondere im Bereich der europäischen und internationalen Normung, z. B. [7; 13].

Basierend auf dem aktuellen Stand der Wissenschaft sollen Verfahren entstehen, die sowohl den Erfordernissen einer detaillierten Analyse entsprechen als auch ein schnelles Screening vor Ort ermöglichen. Obwohl im realen Arbeitsleben überwiegend dynamische Kräfte auftreten, werden im Rahmen des Kraftatlas statische (isometrische) Kräfte ermittelt, da diese unter besser reproduzierbaren Randbedingungen gemessen werden können. Es wird eine Aufgabe des zu entwickelnden Bewertungsverfahrens sein, bei Bedarf aus den statischen Kraftwerten dynamische abzuleiten.



Zielgruppen

Das Projekt fokussiert auf die Zielgruppen Automobil- und Nutzfahrzeugbau, Flugzeugindustrie, Waggonbau, Werften und deren Zulieferer sowie alle Arbeitsplätze, an denen Kraftausübungen in den untersuchten Haltungen regelmäßig vorkommen.

1.3 Projektphasen/Arbeitspakete/Projektpartner

Das Projekt gliederte sich in sechs Arbeitspakete (AP). Das erste AP widmete sich der Weiterentwicklung eines Messkonzeptes zur Ermittlung maximaler statischer Aktionskräfte, der Entwicklung und Anpassung der Messdatenerfassungs- und Auswertungssoftware sowie der Konstruktion und Herstellung von zwei mobilen und modularen Messsystemen mit Messgriffen zur Messung von Ganzkörperkräften und von Hand-Arm-Kräften.

Im zweiten AP waren folgende Aufgaben zu bearbeiten: Messvorrichtungen im Labor und in der Praxis testen sowie den Messablauf optimieren. Das dritte AP beschäftigte sich mit Kraftmessungen in den Industrieunternehmen und im Labor unter Berücksichtigung von tätigkeits- und personenbezogenen Parametern.

Ziel des vierten AP war es, ein Auswertungskonzept zu erarbeiten, die Kraftdaten statistisch zu bearbeiten und sie im montagespezifischen Kraftatlas darzustellen.

Ein Bewertungsverfahren zur Ableitung von maximal empfohlenen Aktionskräften aus den Maximalkraftwerten des Kraftatlas wurde im fünften AP erarbeitet.

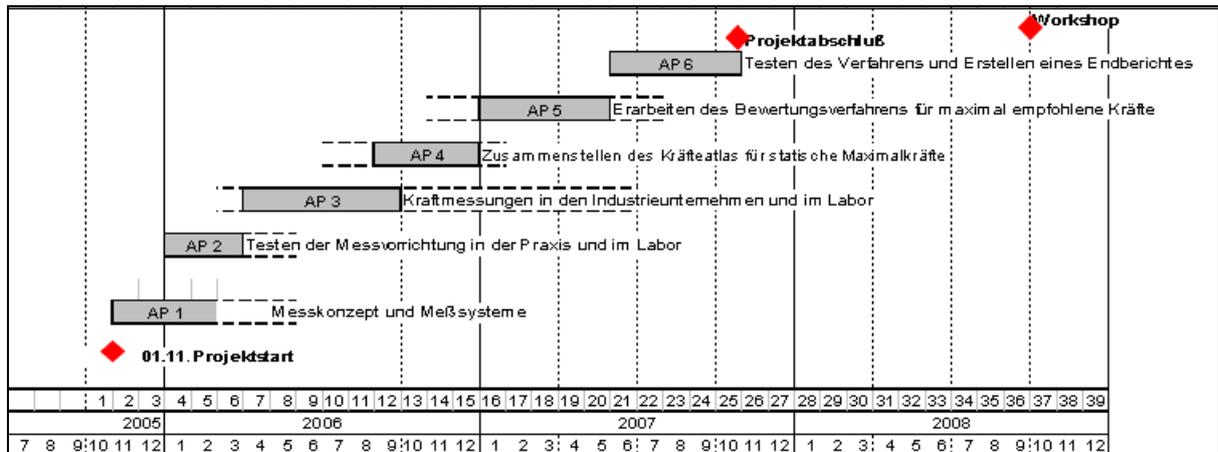
Im sechsten AP sollte das Verfahren in der Praxis zusammen mit den industriellen Partnern getestet und ein Erfahrungsaustausch im Workshop durchgeführt werden.

Die Projektlaufzeit war auf zwei Jahren konzipiert. Abbildung 1.3 (siehe Seite 20) stellt die Projektphasen, die Dauer einzelner Arbeitspakete und des Projektes insgesamt dar.

Aufgrund von Terminverschiebungen bei Kraftmessungen in den Industrieunternehmen (AP 3) wurde eine kostenneutrale Verlängerung der Projektlaufzeit um sechs Monate (bis zum 30.4.2008) beim Auftraggeber beantragt und von diesem bewilligt.



Abbildung 1.3:
Dauer einzelner Arbeitspakete und des gesamten Projektes



Ein Konsortium folgender Institutionen und Industrieunternehmen bearbeitete das Projekt:

- Forschende Institutionen: Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt (IAD, Projektleitung) und BGIA – Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung
- Beraterkreis: Berufsgenossenschaft Metall Süd (BG MS), Fachausschuss Maschinenbau, Fertigungssysteme, Stahlbau (FA MFS) und Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA)
- Industriepartner: Audi, Airbus, BMW, Daimler, Ford, MAN, Opel, Porsche, Schmitz Cargobull, VW (aus betriebsinternen Gründen konnten leider nicht bei allen Projektpartnern Kraftmessungen durchgeführt werden)

1.4 Literatur

- [1] Verordnung über Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der Bereitstellung von Arbeitsmitteln und deren Benutzung bei der Arbeit, über Sicherheit beim Betrieb überwachungsbedürftiger Anlagen und über die Organisation des betrieblichen Arbeitsschutzes (Betriebssicherheitsverordnung – BetrSichV) vom 27. September 2002. BGBl. I S. 3777; zul. geänd. durch Artikel 5 der Verordnung vom 6. März 2007. BGBl. I S. 261



- [2] Berufsgenossenschaftliche Vorschrift für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit: Grundsätze der Prävention (BGV A 1). Ausg. 1/2008. Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Sankt Augustin. Carl Heymanns, Köln 2004. http://arbeitssicherheit.de/arbeitsicherheit/html/modules/bgva/bgv_a/a1.pdf
- [3] *Burandt, U.*: Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978
- [4] *Schultetus, W.; Lange, W.; Doerken, W.* (Hrsg.): Montagegestaltung: Daten, Hinweise und Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung. TÜV Rheinland, Köln 1987
- [5] DIN 33411-1: Körperkräfte des Menschen; Begriffe, Zusammenhänge, Bestimmungsgrößen (9/82). Beuth, Berlin 1982
- [6] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen – Maximale statische Aktionskräfte, Werte (11/99). Beuth, Berlin 1999
- [7] DIN EN 1005-3: Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Empfohlene Kraftgrenzen bei Maschinenbetätigung. Beuth, Berlin 2002
- [8] *Rohmert, W.; Rutenfranz, J.; Lehmann, G.* (Hrsg.): Praktische Arbeitsphysiologie. Georg Thieme, Stuttgart 1983
- [9] *Rohmert, W.; Berg, K.; Bruder, R.; Schaub, K.*: Kräfteatlas, Teil 1. Datenauswertung statischer Aktionskräfte. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin: Forschungsbericht, Fb 09.004, Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven 1994
- [10] *Rühmann, H.; Schmidtke, H.* (Hrsg.): Körperkräfte der Menschen, S. 333. O. Schmidt, Köln 1992
- [11] *Rohmert, W.; Rückert, A.; Schaub, K.*: Körperkräfte des Menschen. Technische Hochschule, Institut für Arbeitswissenschaft, Darmstadt 1992
- [12] Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen. BIA-Report 5/2004. Hrsg.: Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitsschutz – BIA, Sankt Augustin 2004. <http://www.dguv.de/bgja>, Webcode d6367



[13] ISO 11228-2: Ergonomie – Manuelle Handhabung – Teil 2: Ziehen und Schieben (4/2007). Beuth, Berlin 2007

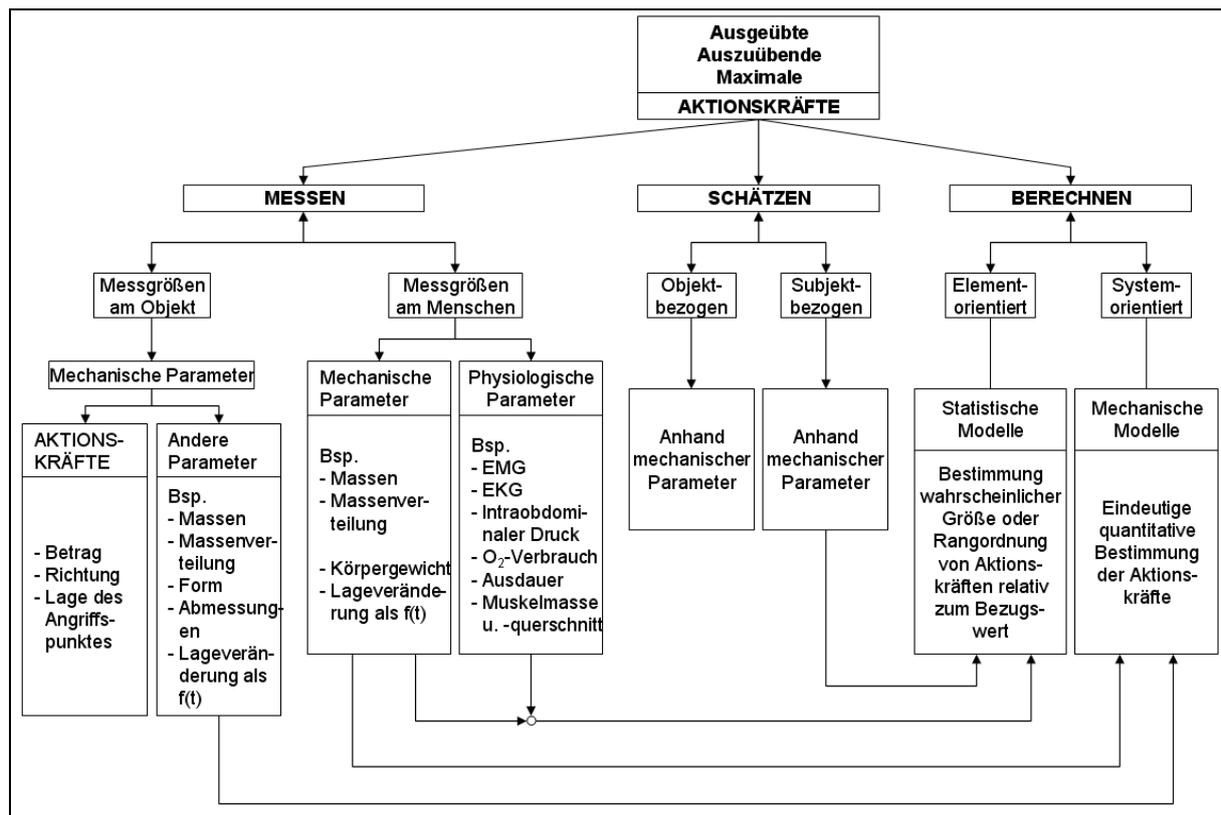


2 Methodik und Datenerhebung

2.1 Methodische Ansätze und Verfahren zur Ermittlung maximaler Muskelkräfte

Die Verfahren zur Ermittlung von maximalen Körperkräften können nach mehreren Kriterien unterschieden werden. *Mainzer* [1] hat die wichtigsten Aspekte zur Methodik beim Ermitteln von Aktionskräften in einem Schema verdeutlicht. Vier prinzipiell unterschiedliche und im Wesentlichen voneinander unabhängige Ansätze sind zu unterscheiden: Messen, Schätzen, Berechnen (Abbildung 2.1) und Bewerten (Abbildung 2.2, siehe Seite 24).

Abbildung 2.1:
Methodische Ansätze zur Ermittlung von Körperkräften (nach *Mainzer* [1])



EMG = Elektromyografie, EKG = Elektrokardiogramm

Das Messen mechanischer oder physiologischer Größen ist in jedem Falle die grundlegende Voraussetzung für die Ermittlung von Aktionskräften. Dabei können

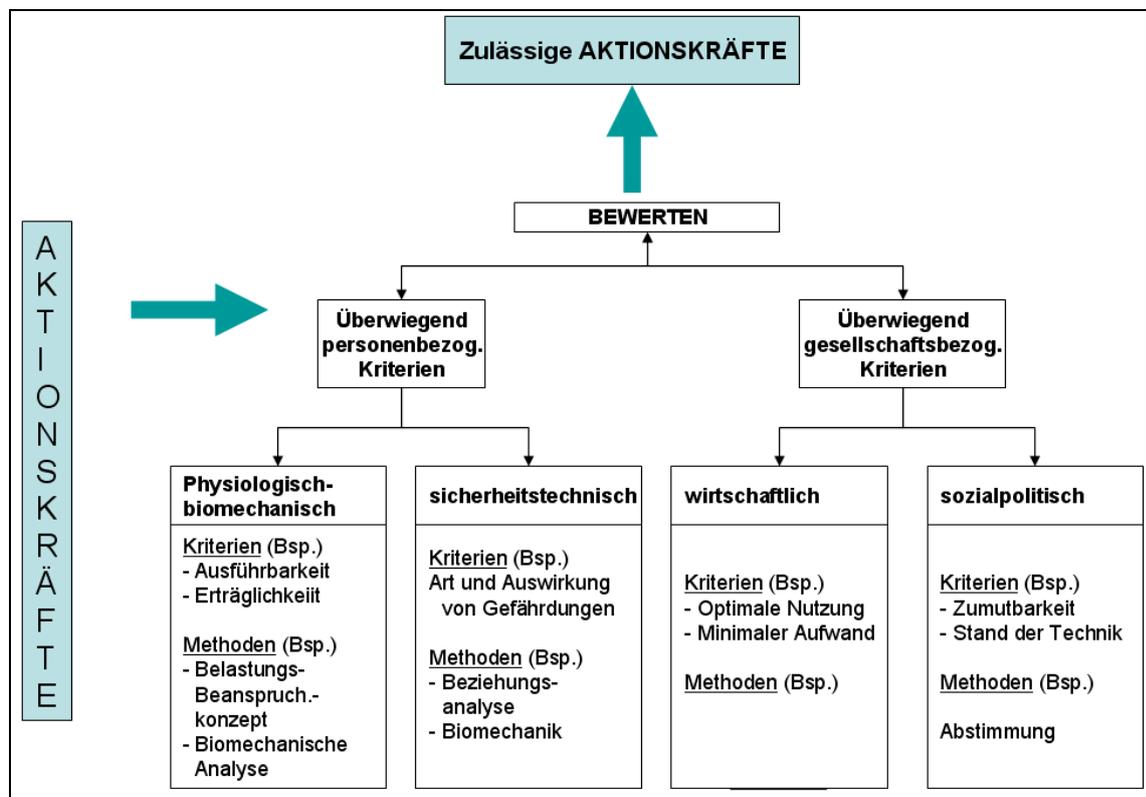


entweder die Kräfte (z. B. statische Aktionskräfte) unmittelbar ermittelt werden oder die messtechnisch ermittelten Parameter dienen als Eingangsgrößen für das Berechnen von Aktionskräften.

Abgesehen von der Unzuverlässigkeit der durch einen Beurteiler durch Schätzen ermittelten Daten können sich diese auch entweder unmittelbar auf die wirkenden Kräfte beziehen oder als Daten für das Berechnen dienen. Die Berechnung von Aktionskräften muss sich auf messtechnisch ermittelte Daten oder, allgemeiner ausgedrückt, auf empirische Erkenntnisse stützen.

Unter Bewerten von Aktionskräften ist schließlich das Beurteilen der originär ermittelten Aktionskräfte nach verschiedenen Kriterien und als Resultat der Beurteilung das Setzen einer fallbezogenen Zulässigkeitsgrenze der Kräfte in Form einer Empfehlung, einer Vorschrift oder gesetzlichen Bestimmung zu verstehen [1].

Abbildung 2.2:
Methodischer Ansatz zur Bewertung von Körperkräften nach *Mainzer* ([1])



In der Fachliteratur sind die Verfahren zur Ermittlung maximaler Muskelkräfte nach dem Charakter der Ergebnisse und nach der Methodik der Kraftermittlung eingeteilt.



- Sind die Ergebnisse vom Leistungswillen der Versuchsperson abhängig, spricht man von subjektiven Verfahren. Im gegenteiligen Fall stuft man die Verfahren als objektiv ein.
- Wird die Kraft selbst gemessen, handelt es sich um ein direktes Verfahren. Wird die Kraft hingegen über eine andere, hoch korrelierende Größe ermittelt, spricht man von einem indirekten Verfahren.

Abbildung 2.3 zeigt einen möglichen Differenzierungsansatz nach *Mainzer* [1], der die aus dynamometrischer Sicht wesentlichen Merkmale der Ermittlungsverfahren und ausgewählte Beispiele veranschaulicht.

Abbildung 2.3:
Einteilung der Verfahren zur Ermittlung maximaler Körperkräfte nach *Mainzer* [1]

Charakter der Ergebnisse → Methodik der Kraftermittlung ↓	Subjektiv beeinflusst		objektiv	
	größtmögliche willentliche Anstrengung der Versuchspersonen erforderlich			
	Aktiver Einsatz der Versuchspersonen erforderlich			
	schätzen	messen		
Direkt → F	Schätzen der ausgeübten Kraft durch einen Beurteiler	Maximale Stellungskraft Betätigungskraft (statisch/dynamisch)	Stützkraft beim Anlehnen	maximale Muskelkraft bei elektrischen Reizen
Indirekt $P_1 * P_2 * P_i$	Schätzen von kinematischen Parametern durch einen Beurteiler	- Maximale Ausdauer; - kinematische Parameter	- EA-Anstieg	- Körpermasse - Muskelquerschnitt
$F = f(p_1 * p_2 * p_i)$	rechnen			

Demnach ergeben sich unterschiedliche Verfahren zur Ermittlung maximaler Aktionskräfte [2]:

- Subjektiv/direktes Verfahren

Es handelt sich um das klassische Verfahren zur Ermittlung der maximalen Aktionskraft, in dem die Versuchsperson auf ein Dynamometer einwirkt. Die größtmögliche willentliche Anstrengung der Versuchsperson wird bei ihrem aktiven Einsatz gefordert und vorausgesetzt. Die ausgeübten Aktionskräfte können dabei messtechnisch



je nach der verwendeten Messeinrichtung sehr exakt bestimmt werden. Bei guter Mitarbeit des Probanden liegt die Variationszahl des Messergebnisses bei 2 bis 6 %.

- Subjektiv/indirektes Verfahren

Es wird die maximale Dauer gemessen, über die eine bekannte konstante Aktionskraft ausgeübt werden kann. Diese wird um die Massenkraft bereinigt und man erhält die ausgeübte Muskelkraft. Über die Ausdauerzeit nach *Rohmert* [3] kann der ausgeübte Bruchteil der Maximalkraft ermittelt werden.

- Objektiv/direktes Verfahren

Als prinzipielle, wenn auch nicht zumutbare Methode ist die Kraftmessung der Muskelkraft bei maximaler elektrischer Reizung des Muskels zu erwähnen.

- Objektiv/indirektes Verfahren
- Ermittlung der Maximalkraft aus dem Muskelquerschnitt unter Zugrundelegung einer spezifischen Muskelkraft
- Ermittlung der Maximalkraft bei konstanter submaximaler Kraftentwicklung aus dem relativen zeitlichen Anstieg der myoelektrischen Aktivität des aktiven Muskels [4]. Das letztgenannte Verfahren kann man insofern unter die objektiven Verfahren einstufen, da die Versuchsperson zwar zur Mitarbeit prinzipiell bereit sein muss, das Ergebnis jedoch kaum beeinflussen kann.

Einflussfaktoren und -größen auf maximale Körperkräfte

Die wichtigsten Einflussgrößen bei der Messung von maximalen Aktionskräften sind:

1. Versuchsmethodische Einflussgrößen
 - Körperstellung und -haltung
 - Körperabstützung
 - Lage des Kraftangriffspunktes
 - Richtung der Wirkungslinie der Kraft
 - Krafrichtungssinn
 - Art des Kraftaufbaus (ruckartig oder kontinuierlich)



2. Interindividuelle Einflussgrößen

- Geschlecht
- Körperbautyp
- Lebensalter
- Übungsgrad
- Trainingsgrad

3. Intraindividuelle Einflussgrößen

- Motivation
- Gesundheitszustand
- Übungsgrad
- Ermüdungsgrad
- Trainingszustand

4. Umwelteinflüsse

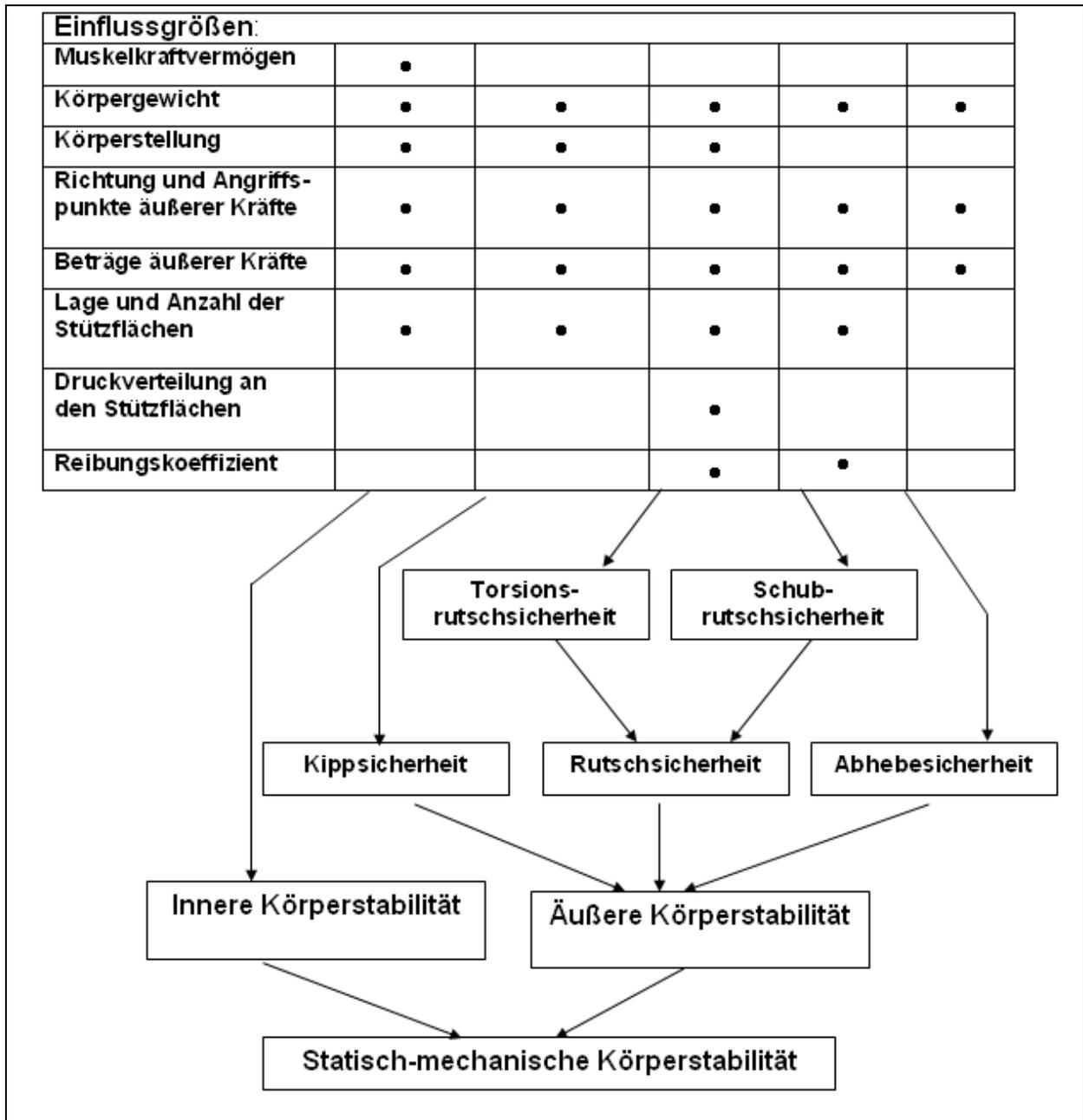
- Jahreszeit
- Tageszeit
- soziale Einflüsse durch Dritte
- Verletzungsgefahr

Da die Körperstabilität (versuchsmethodischer Faktor) eine wesentliche Rolle bei der Beurteilung des Kraftvermögens spielt, muss dieser Faktor ausführlicher beschrieben werden. Die Einflussgrößen der Körperstabilität (innere und äußere Stabilität) sind in Abbildung 2.4 (siehe Seite 28) dargestellt.

Bei der Ermittlung von Körperkräften werden in der Regel entsprechend der Fragestellung bestimmte Einflussgrößen vorgegeben oder planmäßig variiert (z. B. geforderte Richtung der Aktionskraft, Körperstellung, Geschlecht der Versuchspersonen), die den Kraftausübungsfall von Interesse charakterisieren. Die übrigen Einflussgrößen bzw. Randbedingungen der Kraftmessungen sind zu beschreiben und sinnvollerweise nach Möglichkeit konstant zu halten (z. B. die Umwelteinflüsse).



Abbildung 2.4:
Einflussgrößen der Körperstabilität [5]



Folgende drei Hauptgruppen bestimmen die Variabilität der isometrischen Muskelkräfte:

- gestaltbare Systemparameter (Körperstellung/-haltung, Raumpunkt, Hauptkraft-richtung, Betätigungsrichtung, Kopplungsart, Fußstellung, Greifart, branchenabhängige Gewichte, usw.)
- biomechanische und physiologische Einflussfaktoren (Körpergewicht, anthropometrische Maße, Geschlecht, usw.)



- psychologische Einflussfaktoren der Menschen (Leistungsbereitschaft, Motivation usw.)

Die psychologischen und physiologischen Einflussfaktoren, die z. B. menschliche Fähigkeiten und Fertigkeiten sowie die Leistungsbereitschaft des Menschen subsumieren, unterliegen nicht unserem Einfluss und sind als variabel zu akzeptieren.

Die relevanten Körperstellungen sind für die unterschiedlichen Branchen zu ermitteln und bei den Kraftmessungen zu dokumentieren oder zu erfassen.

2.2 Messkonzept und Messsysteme zur Messung der Ganzkörperkräfte im Feld

Aufgrund der vielfachen Parameter, die das Ausüben einer isometrischen Maximalkraft beeinflussen können, wurde bei Kraftmessungen des IAD üblicherweise ein mensch-bezogenes Koordinatensystem (Polarkoordinatensystem im Schultergelenk mit Höhenwinkel, Seitenwinkel und prozentualer Armreichweite, siehe [6]) verwendet, um biomechanisch reproduzierbare Kraftmessfälle zu erhalten. Bei realtypischen Kraftausübungen ist die eingenommene Körperhaltung stets das Ergebnis von Arbeitsplatz- und/oder Produktgeometrie einerseits und anthropometrischen und biomechanischen Eigenschaften sowie muskulo-skelettalen Fähigkeiten und Fertigkeiten des Probanden andererseits. Daher wird bei den Messungen im Rahmen des montagespezifischen Kraftatlas ein arbeitsplatzspezifisches Koordinatensystem (Höhenlage der Kraftausübung sowie Entfernung und Zugangsrichtung zum Kraftausübungspunkt) verwendet. Dieses unterstützt den der Praxis geschuldeten Ansatz, Maximalkraftverteilungen eines Nutzerkollektives für einen gegebenen realtypischen Kraftausübungsfall (Arbeitsplatzgeometrie, geforderte Krafrichtung) zu erhalten.

2.2.1 Gewählte Kraftfälle (Kraftmatrix, Vorstudien zur Reproduzierbarkeit)

Ausgehend vom automobilspezifischen Kraftatlas, der vor mehreren Jahren in Kooperation zwischen der Adam Opel AG und dem IAD erstellt wurde, nannten Teilnehmer an den zum Thema durchgeführten Workshops im Wesentlichen folgende Wünsche an einen erweiterten montagespezifischen Kraftatlas:



- Die vorliegenden Kraftfälle sollen um die dritte Dimension (Rumpfsseitenneigung, Torsion, evtl. körperferne Armhaltungen) ergänzt werden.
- Es sollen sowohl Arm-Schulter- und Ganzkörperkräfte als auch Kräfte des Finger-Hand-Systems gemessen werden.
- Neben den bisherigen idealtypischen Lastfällen sollten auch realtypische Kraftfälle (z. B. Kabelbinderzangen, Clips) berücksichtigt werden.

Darüber hinaus vereinbarte man, dass die Teilnehmer hausintern prüfen, ob auch produktbezogene Kraftfälle (z. B. Bremskräfte, Betätigungskräfte für Handbremse) berücksichtigt werden sollten.

Ausgehend von diesen Rückmeldungen wurde eine Matrix mit allen zu berücksichtigenden Körperhaltungen und Krafrichtungen für die Ganzkörperkräfte erstellt (Abbildung 2.5)

Abbildung 2.5:
Auswahlmatrix für real existierende Kraftfälle in den beteiligten Unternehmen

	Rumpf-				Rumpf-				Rumpf-				
	aufrecht	drehung	neigung	d + n	aufrecht	drehung	neigung	d + n	aufrecht	drehung	neigung	d + n	Legende:
	+A				+A				+A				5 = kommt häufig vor 1 = kommt vor leer = kommt nicht vor d + n = Rumpfdrehung und -neigung
aufrecht stehend	-A				-A				-A				
	+B				+B				+B				
	-B				-B				-B				
	+C				+C				+C				
	-C				-C				-C				
													
gebogen stehend													
													
überkopf stehend													
	+A				+A				+A				
aufrecht hockend	-A				-A				-A				
	+B				+B				+B				
	-B				-B				-B				
	+C				+C				+C				
	-C				-C				-C				
													
gebogen hockend													
													
überkopf hockend													
	+A				+A				+A				
aufrecht sitzend	-A				-A				-A				
	+B				+B				+B				
	-B				-B				-B				
	+C				+C				+C				
	-C				-C				-C				
													
gebogen sitzend													
													
überkopf sitzend													

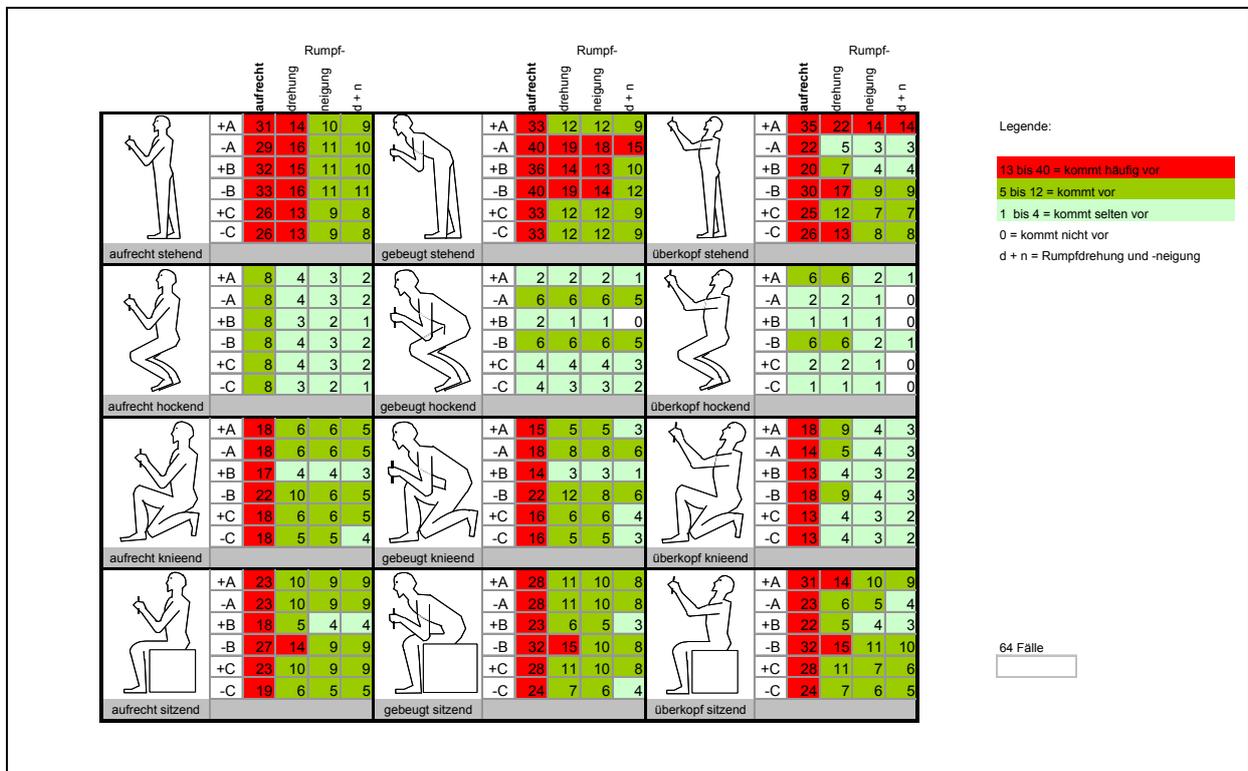
Diese wurde an alle industriellen Projektpartner versendet, mit der Bitte um Angabe, welche Fälle wie häufig an ihren Montagearbeitsplätzen vorkommen (zu vergeben



waren 5 Punkte für „sehr häufig“, 1 Punkt für „kommt vor“ und 0 Punkte für „kommt nicht vor“).

In Abstimmung mit den Projektpartnern wurde festgelegt, wenigstens solche Kraftfälle zu messen, die bei mindestens zwei Partnern „sehr häufig“ und bei weiteren drei Partnern überhaupt vorkommen. Die Zusammenfassung aller Rückmeldungen der Firmen Airbus, Audi, BMW, DC, Ford, Opel und VW-Nutzfahrzeuge sind in Abbildung 2.6 dargestellt. Somit ergeben sich 76 Fälle, die mit einem Häufigkeitspunkt-wert ≥ 13 genannt wurden.

Abbildung 2.6:
Rückmeldung über realtypische Kraftmessfälle in den beteiligten Unternehmen



Testen aller Kraftmessfälle bezüglich der Körperhaltungskontrolle

Alle Kraftmessfälle (Abbildung 2.6) wurden im IAD-Labor hinsichtlich einer kontrollierbaren Einhaltung der erforderlichen Körperhaltungen getestet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 2.7 (siehe Seite 32) dargestellt und zeigen, dass im Stehen Kraftfälle mit Rumpfneigung, -drehung sowie bei gleichzeitiger Neigung und Drehung des Rumpfes nur „schlecht“ oder sogar „sehr schlecht“ reproduzierbar sind.



Abbildung 2.7:
Übersicht der getesteten symmetrischen und asymmetrischen Kraftfälle

	Rumpf-					Rumpf-					Rumpf-			
	aufrecht	drehung	neigung	d + n		aufrecht	drehung	neigung	d + n		aufrecht	drehung	neigung	d + n
	+A	X	X			+A	X				+A	X	X	X
	-A	X	X			-A	X	X	X		-A	X		
	+B	X	X			+B	X	X	X		+B	X		
	-B	X	X			-B	X	X	X		-B	X	X	
	+C	X	X			+C	X				+C	X		
	-C	X	X			-C	X				-C	X	X	
aufrecht stehend					gebeugt stehend					überkopf stehend				
	+A	X				+A	X				+A	X		
	-A	X				-A	X				-A	X		
	+B	X				+B	X				+B	X		
	-B	X				-B	X				-B	X		
	+C	X				+C	X				+C	X		
	-C	X				-C	X				-C	X		
aufrecht knieend					gebeugt knieend					überkopf knieend				
	+A	X				+A	X				+A	X	X	
	-A	X				-A	X				-A	X		
	+B	X				+B	X				+B	X		
	-B	X	X			-B	X	X			-B	X	X	
	+C	X				+C	X				+C	X		
	-C	X				-C	X				-C	X		
aufrecht sitzend					gebeugt sitzend					überkopf sitzend				

d + n = Rumpfdrehung und -neigung

Erkenntnisse aus den Messungen in stehender Haltung

Die Erkenntnisse aus den Messungen in stehenden Körperhaltungen sind in Tabelle 2.1 wiedergegeben.

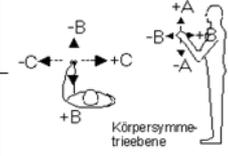
Anmerkungen:

- Bei den aufrecht stehenden Körperhaltungen konnte keine konstante Kraft in Zugrichtung +B (aufrecht) erreicht werden. Der Grund lag im Wegrutschen des Probanden aufgrund zu geringer Reibung zwischen dem Boden des Kraftgestells und dem Schuhwerk des Probanden. Geeignete Reibpaarungen (z. B. Gummimatte) könnten diese Kraftfälle reproduzierbar machen.
- Die Körperhaltungen mit Rumpfdrehungen verlangen vom Probanden eine höhere Haltungskonzentration als aufrechte Haltungen. Die Messungen sind mit mehr Zeitaufwand als bei den aufrechten Haltungen verbunden.
- Als äußerst schwer reproduzierbar erwiesen sich Körperhaltungen, in denen Neigungen zur Seite gefordert wurden. Hier konnte nur die Kraft von einer Seite



(Hand links bzw. Hand rechts) und keine konstante Kraft über vier Sekunden gemessen werden.

Tabelle 2.1:
Übersicht über die Reproduzierbarkeit asymmetrischer Körperhaltungsanteile im Stehen (IAD-Laborstudie)

Kraft- richtung	aufrecht	Rumpf- Drehung	Rumpf- Neigung	Drehung und Neigung
+A	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar	schlecht reproduzierbar	sehr schlecht reproduzierbar
-A	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar	schlecht reproduzierbar	sehr schlecht reproduzierbar
+B	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar	schlecht reproduzierbar	
-B	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar	schlecht reproduzierbar	
+C	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar		
-C	reproduzierbar	bedingt reproduzierbar		

Folgende Erkenntnisse wurden durch Interviews gewonnen:

- Der Proband hat bei solcher Haltung Angst, sich zu verletzen.
- Die Hüfte muss abgestützt sein.
- Die Probanden müssen diese Haltung trainieren, was mit hohem Zeitaufwand verbunden und für die Versuche in Betrieben nur schwierig durchführbar ist.

Fazit

Haltungen mit Rumpfneigungen führen zu asymmetrischen Kraftausübungsfällen. Hier ist es für die Probanden schwierig, eine konstante Kraft über eine Messzeit von ca. vier Sekunden aufzubringen. Dies wäre nur durch das Trainieren der Haltung möglich. Um verlässliche Messdaten zu erlangen, müssten solche Haltungen einstudiert werden. Im Feld könnten solche Haltungen aufgrund der mangelnden Messzeit und der hohen Schwierigkeitsstufe nicht bzw. nur sehr schwer reproduziert werden.



Erkenntnisse aus den Messungen in kniender Haltungen

Alle drei knienden Körperhaltungen (aufrecht, gebeugt, über Kopf) konnten von Probanden ohne Probleme in sechs Richtungen ausgeübt und reproduziert werden, wobei ein Knieschutz/Kniepolster dem Probanden eine zusätzliche Sicherheit bei seiner Haltungsausübung gab (siehe Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2:
Übersicht über die Reproduzierbarkeit asymmetrischer Körperhaltungsanteile im Knien (IAD-Laborstudie)

Kraft- richtung	aufrecht	gebeugt	überkopf
+A	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar
-A	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar
+B	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar
-B	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar
+C	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar
-C	reproduzierbar	reproduzierbar	reproduzierbar

Erkenntnisse aus den Messungen in sitzenden Haltungen

Bei diesen Haltungen konnten kaum reproduzierbare Kräfte in Richtung +B und -B (aufrecht) gemessen werden.

- Beim Ziehen (-B) rutschten die Probanden mit ihren Füßen ab (siehe auch stehende Körperhaltungen).



- Beim Drücken +B (aufrecht) rutschten die Probanden mit ihrem Gesäß vom Holzstuh ab. Ein Stoffbezug könnte die Reibung erhöhen. Außerdem konnte bei einem Probanden beobachtet werden, dass er beim Ziehen vom Stuhl aufgestanden ist. Gurte könnten die Reproduzierbarkeit der geforderten Haltungen steigern, würden jedoch die Übertragbarkeit für den praktischen Einsatz deutlich einschränken.

Insgesamt ergeben sich die in Tabelle 2.3 zusammengefassten Erkenntnisse zur Reproduzierbarkeit von Körperhaltungen beim Ausüben von Kräften in verschiedenen Krafrichtungen.

Tabelle 2.3:
Übersicht über die Reproduzierbarkeit asymmetrischer Körperhaltungsanteile im Sitzen (IAD-Labor)

Krafrichtung	aufrecht	mit Rumpfdrehung
+A	reproduzierbar	reproduzierbar
-A	reproduzierbar	
+B	reproduzierbar	
-B	reproduzierbar	reproduzierbar
+C	reproduzierbar	
-C	reproduzierbar	

Die Messungen im Labor machten insgesamt folgende Probleme beim Ausüben von Kräften in asymmetrischen Körperhaltungen deutlich:

- **Haltungsinstabilität:** Asymmetrische Körperhaltungen können bei Kraftausübungen zu instabilen Körperhaltungen führen. Die ausübbare Maximalkraft wird in diesem Fall nicht durch die Muskulatur, sondern durch die Lage der Körperteilmassen und die innere Muskelspannung im Körper begrenzt.
- **Rutschfestigkeit:** Die Oberflächenbeschaffenheit der Bodenplatte besitzt für bestimmte Kraffälle eine zu geringe Reibung. Die ausübbare Maximalkraft wird



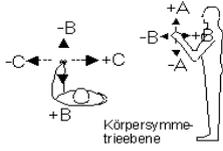
in diesem Fall nicht durch die Muskulatur, sondern durch den Reibbeiwert zwischen Bodenplatte und Schuhwerk begrenzt.

- **Haltungsreproduzierbarkeit:** Das Ausüben bestimmter Krafrichtungs-/Haltungskombinationen liegt jenseits des Erfahrungsschatzes einiger Probanden. Ein Grund hierfür könnte in der Tatsache liegen, dass solche Haltungen *in realiter* durch mangelnde Zugänglichkeit zur Wirkstelle hervorgerufen werden. In diesem Fall sind jedoch – im Gegensatz zu den Laborversuchen – Abstüzungsmöglichkeiten am Arbeitsplatz/-objekt gegeben. Hier stellt sich die Frage der Praxisrelevanz solcher Kraft-/Haltungskombinationen.

Als Fazit wurden die in Abbildung 2.8 dargestellten Fälle für die Ganzkörperkraftmessungen im Feld festgelegt.

Abbildung 2.8:
Gut reproduzierbare Krafffälle für die Ganzkörperkraft-Feldmessungen

		Rumpf-						Rumpf-						Rumpf-			
		aufrecht	drehung	neigung	d + n			aufrecht	drehung	neigung	d + n			aufrecht	drehung	neigung	d + n
	+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X			
aufrecht stehend		gebeugt stehend		überkopf stehend													
	+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X			
aufrecht knieend		gebeugt knieend		überkopf knieend													
	+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X					+A X -A X +B X -B X +C X -C X	X			
aufrecht sitzend		gebeugt sitzend		überkopf sitzend													



Körpersymmetrieebene

d + n = Rumpfdrehung und -neigung

Die Darstellung in den Tabellen des Kraftatlas gibt die Körperhaltung nur schematisch wieder. Damit die Probanden realistische Körperhaltungen einnehmen können, waren in der Regel nur die Griffhöhe und der Abstand eines Fußes zu den Griffen fest vorgegeben. Je nach geforderter Krafrichtung und möglichen Fußstellungen gab es bei den Kraftmessungen individuelle Haltungsvariationen. So konnten die Probanden ihre Haltung an die individuellen Gegebenheiten anpassen. Zum Beispiel



wurde beim Schieben nach vorne (-B) der freie Fuß als Ausfallschritt nach hinten gestellt, um die Kippstabilität wesentlich zu erhöhen, während in umgekehrter Richtung beim Ziehen nach hinten (+B) dieser Fuß vorne am Gestell abgestützt wurde (siehe Abbildung 2.9).

Abbildung 2.9:
Haltungsvariationen bei Krafttrichtung $\pm B$ im Stehen und Knien



Wenn die Erreichbarkeit der Kraftgriffe eine Rolle spielte (z. B. über Kopf stehend), war es für große Personen möglich, den freien Fuß nach hinten zu stellen, während kleine Personen diesen eher nach vorne nehmen, um den Griffen näher zu sein (siehe Abbildung 2.10).

Abbildung 2.10:
Variation der Fußstellung



Die verschiedenen möglichen Körperstellungsvariationen wurden im IAD-Labor nachgestellt und sind im Anhang A (siehe Seite 215 ff.) detailliert aufgeführt.



2.2.2 Messsystem und Datenerhebung in den Betrieben

Das Institut für Arbeitswissenschaft erarbeitete die Konstruktion des mobilen und modularen Kraftmessgestells zur Messung von Ganzkörperkräften. Dabei wurde der methodische Einsatz der höheren Konstruktionslehre angewandt. Folgende Arbeitsschritte wurden dabei realisiert:

- Ist-Analyse von existierenden Vorrichtungen,
- Erstellung einer Anforderungsliste,
- Erarbeitung von möglichen Lösungsvarianten mit Morphologischem Kasten auf der Basis verschiedener Funktionen,
- Bewertung prinzipieller Gesamtlösungen,
- Ausarbeitung einer Endlösung, inklusive statischer Berechnungen, Konstruktionsskizzen, Erstellung der Stückliste und
- Kostenabschätzung (Material- und Fertigungskosten).

Das auf dem Kastenprinzip basierende Kraftmessgestell (Abbildung 2.11) besteht aus folgenden Modulen:

- Bodengestell (1),
- Querverstrebung (2),
- Stuhleinheit (3),
- Gestell zur Linearbewegung der Handkraftmesssysteme (4),
- Griffaufnehmer (5).

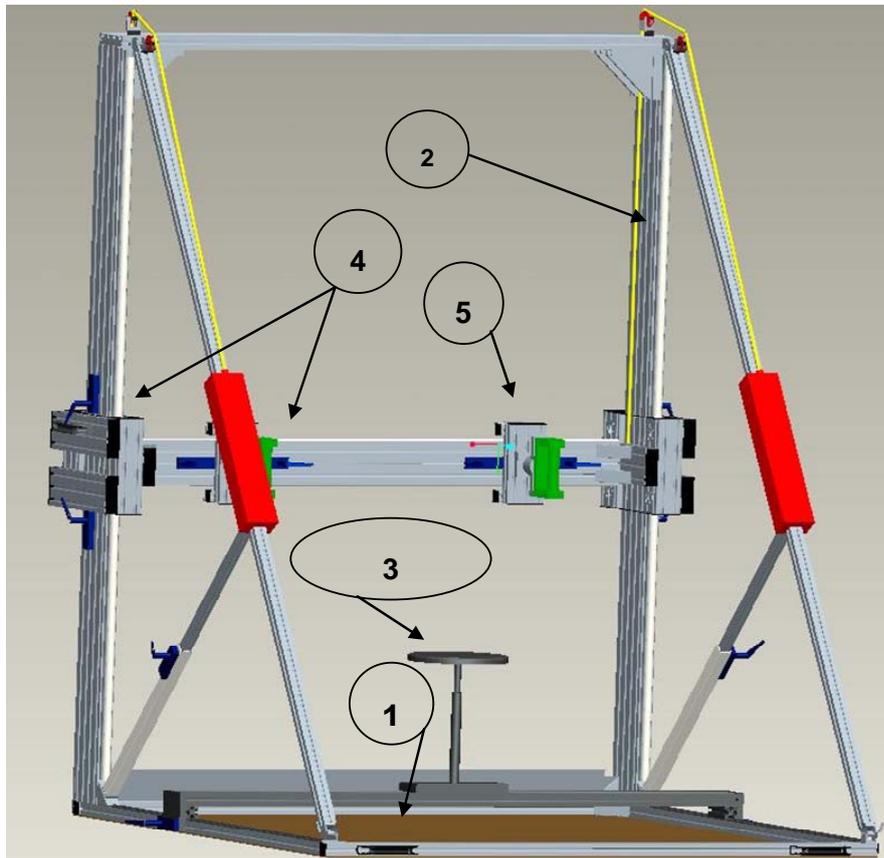
Das gesamte Kraftmessgestell besteht im Wesentlichen aus Standardteilen, sodass wenige Teile selbst angefertigt werden mussten.

Das Bodengestell (1) ist eine 1 600 mm x 1 800 mm große Grundplatte aus Holz, die von einer Umrandung aus Aluminiumprofilen gehalten wird. Auf ihr sitzt das 2 400 mm hohe Messgestell (2). Mit ihm ist eine vertikal bewegliche Quereinheit (4) verbunden, die durch zwei Bleigewichte leicht höhenverstellbar sein sollte. Aufgrund von Sicherheitsaspekten und Bedienungskomfort wurde diese Lösung zugunsten einer elektrischen Höhenverstellung verworfen. Die Querverstrebung (4) dient gleichzeitig als Führungsschiene für zwei Griffaufnehmer (5), auf denen zwei Handkraftmesssysteme montiert sind, die um 360° drehbar sind. In einem variablen Abstand



zum Messgestell ist ein höhenverstellbarer Stuhl (3) positioniert, der bei Bedarf entfernt werden kann.

Abbildung 2.11:
Konstruktiver Entwurf des Kraftmessgestells



Ein weiterer Vorteil dieser konstruktiven Lösung ist die schnelle Verstellbarkeit, die Messungen an großen Probandenkollektiven praktikabler macht. Zu erwähnen ist auch das relativ geringe Gewicht (ca. 390 kg) sowie der modulare Aufbau, der einen schnellen Auf- und Abbau sowie einen einfachen Transport durch zwei Personen möglich macht.

Kraftmessgestell für Arm-Schulter-/Ganzkörperkräfte

Das gesamte Kraftmessgestell (Abbildung 2.12, siehe Seite 40) wurde in der Werkstatt des IAD gebaut. Die Kraftgriffe mit dem kompletten Messsystem wurden beim BGIA in Sankt Augustin entwickelt und mit Unterstützung von Fremdfirmen gebaut.



Abbildung 2.12:
Kraftmessgestell im praktischen
Einsatz im Feld

Kraftmesssystem

Zur Messung der Aktionskräfte wurde das am BGIA entwickelte Handkraftmesssystem eingesetzt (Abbildung 2.13).



Abbildung 2.13:
Handkraftmesssystem zur
Erfassung der Handkräfte in
drei Raumrichtungen

Dieses System besteht aus zwei Griffen, die getrennt die Aktionskraft der linken und der rechten Hand dreidimensional erfassen. In jedem Griff sind zwei triaxiale



Kraftsensoren auf piezoelektrischer Basis integriert. Der Griff ist mit Polyurethanschaum überzogen, um gute Greifbedingungen zu garantieren. Die Messeinheit ist in einem U-Profil aus Aluminium, das an der gewünschten Messstelle mit Schrauben fixiert werden kann, geschützt gelagert. Der Messbereich der Kraftgriffe beträgt in jede Richtung ± 700 N, wobei der Messfehler unter 1 N liegt.

Die Ladungsverstärker sind in die Gehäuse integriert, sodass die Messsignale unmittelbar dargestellt bzw. an einen Analog-Digital-Wandler übertragen werden können. Externe Lithium-Ionen-Akkus übernehmen die Spannungsversorgung (Gleichspannung, 10 bis 12 V). Die Kraftgriffe können unmittelbar an das CUELA-Messsystem angeschlossen werden (Abschnitt 2.2.3, Seite 44 ff.).

Messkonzept

Für die Kraftmessungen wurde ein *subjektiv/direktes Verfahren* ausgewählt (siehe zur Erläuterung Seite 25).

Praktische Durchführung der Messung

Ein standardisiertes Verfahren zur Messung maximaler Aktionskräfte wurde in Anlehnung an *Kroemer* [7] verwendet:

1. Bedingungen

- Bei einer definierten Gliederstellung wird das Zeitdynamogramm während einer maximalen isometrischen Muskelanspannung von 4 s aufgezeichnet und ausgewertet.
- Die Zeiten von jeweils etwa 1 s vor und nach der konstanten Anspannung werden nicht berücksichtigt.
- Als Maximalkraft wird dabei der höchste gleitende Mittelwert über einen Erfassungszeitraum von 1,5 s innerhalb einer vier Sekunden dauernden Kraftausübung gewertet. Diese Vorgehensweise wird standardmäßig bei den Kraftmessungen des IAD angewendet (Körperkräfte des Menschen bzw. [5]).



2. Information der Versuchsperson

- Die Versuchsperson wurde über den Versuchszweck und die Versuchsmethoden informiert.
- Die Anweisungen an die Versuchsperson waren sachlich und ohne emotionale Anforderungen.
- Die Anweisungen an die Versuchsperson lauteten „Steigern Sie Ihre Muskelanspannung gleichmäßig (ohne Ruck) in ungefähr einer Sekunde auf den Maximalwert und halten Sie die Anspannung dann über etwa vier Sekunden aufrecht“.
- Die Versuchsperson erhielt während der Messreihe keine sofortige Rückmeldung über das Ergebnis.
- Belohnungen, Setzen von Zielen, Wettbewerb, Zuschauer, Angst, Lärm usw. wurden vermieden.

3. Zwischen den Messungen wurden mindestens zwei Minuten Pause eingelegt.

4. Im Versuchsprotokoll wurden die Bedingungen während der Kraftmessung beschrieben:

- Körperhaltung
- Abstützung des Körpers, besonders hinsichtlich der verfügbaren Reaktionskraft
- Ankopplung der Versuchsperson an das Messgerät
- Mess- und Registriereinrichtung

5. Beschreibung der Versuchsperson

- Geschlecht
- Alter
- anthropometrische Daten (Körpergröße und Gewicht)
- Gesundheitszustand und körperliche Betätigung
- bevorzugte Körperseite

6. Bericht der Messdaten

- Maximum des gleitenden Mittelwerts (1,5 s) der Resultierenden und der X-, Y- und Z-Komponenten



- Standardabweichung (s)
- Minimum- und Maximumwerte der Kraft: F_{\min} ; F_{\max}

Aufgrund der zwischen den einzelnen Messungen einzuhaltenden Erholzeiten (siehe [3]) erwiesen sich Gruppen mit sechs Personen als optimal. Um den Messablauf zeitlich zu optimieren, fand ein Wechsel zwischen den Messungen von Ganzkörper- und Fingerkräften statt.

Um statistisch abgesicherte Daten zu erhalten, wurden im Projekt die Kraftdaten von ca. 300 Probanden erhoben. Diese teilen sich in unterschiedliche Kollektive auf:

- Fachleute aus der Industrie (unterschiedlichen Alters, Nationalität, vorwiegend Männer, mit ihren Fähigkeiten und Fertigkeiten, vgl. Tabelle 2.4);
- 14 Studenten für IAD-Labormessungen (etwa gleiches Alter: 22 bis 26 Jahre; ohne Fertigkeiten in Montagearbeiten);
- zehn Probanden bei Messungen im BGIA

Tabelle 2.4:
Probanden aus der Industrie

Industriepartner	Messtage	Probandenanzahl
DC, Bremen	3	16
Opel, Rüsselsheim	1	12
Opel, Kaiserslautern	1	12
Opel, Eisenach	2	24
Opel, Bochum	2	24
BMW, Dingolfing	3	36
MAN, Nürnberg	2	24
VW, Hannover	2,5	27
Ford, Köln	3	32
DC, Wörth	3	33
VW, Wolfsburg	3	34
	Insgesamt: 25,5	274

Die Maximalkraftmessung erfolgte in einem transportablen und modularen Kraftmessgestell (siehe Seite 39). Die eigentliche Messapparatur war in den Kraftgriffen integriert und leitete die Daten an einen PC/Laptop. Zur Sicherung der Güte der erhobenen Daten hat das IAD jede Messdatenerfassung in den Betrieben begleitet.

2.2.3 Software zur Erfassung und Auswertung von Daten

Anpassung der Messdatenerfassungs- und Auswertungssoftware

Zur Messdatenerfassung wurde die zum CUELA-System [8] gehörende und an die BGIA-Kraftgriffe angepasste WIDAAN-Software (Abbildung 2.14) ausgewählt. Sie erlaubt für CUELA-Messdaten von Körperbewegungen und -kräften eine automatisierte Auswertung nach arbeitswissenschaftlichen und biomechanischen Bewertungskriterien. Für die IAD-Feldmessungen wurde nur das Kraftdatenmodul von WIDAAN genutzt. Darauf basierend erarbeitete das IAD in Zusammenarbeit mit dem BGIA ein Softwarepaket (IAD-WIDAAN-Client) zur Kraftfallauswahl mit Erfassung der Probanden- und Kraftdaten sowie deren Ablage in einer Datenbank.

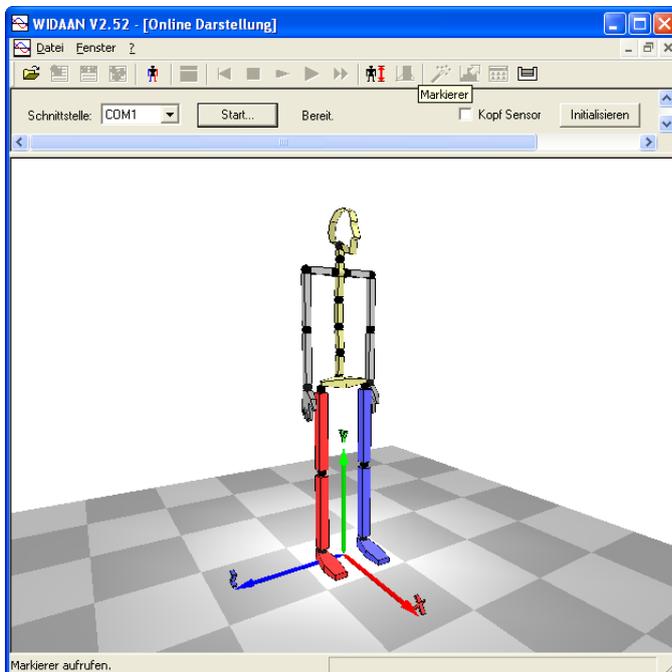
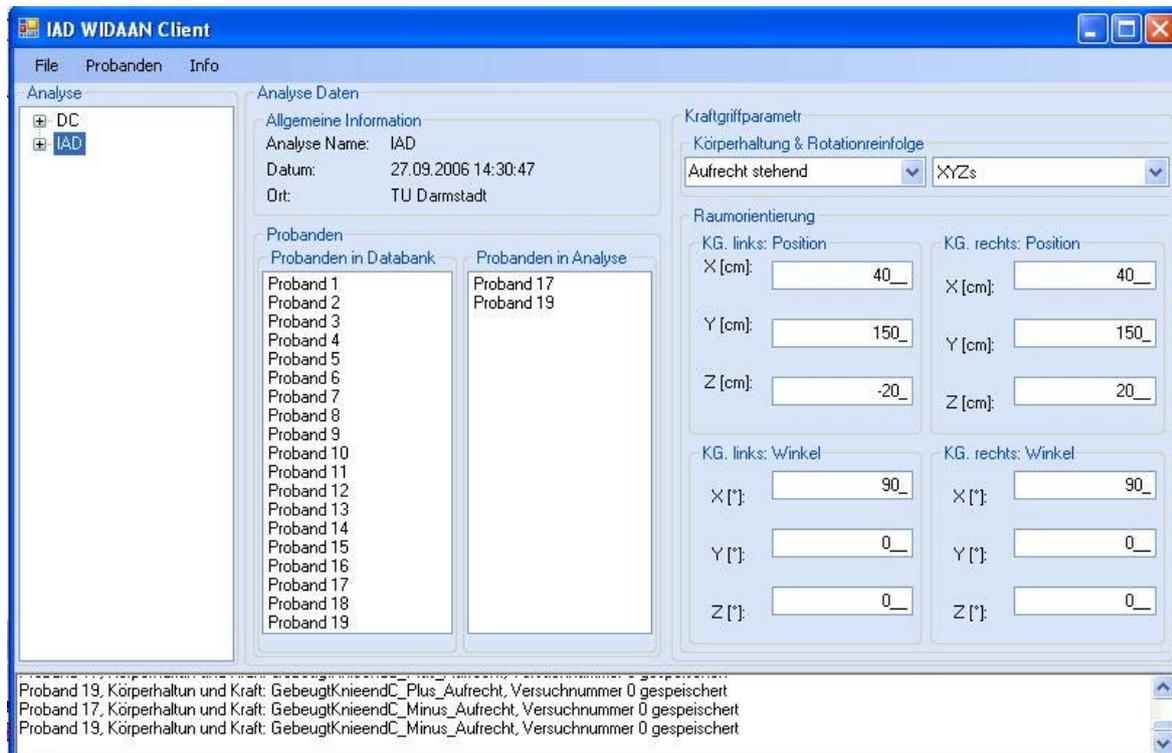


Abbildung 2.14:
WIDAAN-Online-Darstellung

Diese Software läuft parallel zu WIDAAN (Abbildung 2.15) und enthält alle Kraftmessfälle, wie in Abschnitt 2.2.1 (Seite 29 ff.) definiert.

Abbildung 2.15:
Screenshot vom IAD-Client (Analyse, Probandenauswahl sowie Griffparameter)



Am Anfang der Messung werden die Daten der Probanden sowie die Position der Handkraftgriffe definiert und gespeichert und eine Verbindung zwischen WIDAAN und IAD-Client aufgebaut. Innerhalb des Messintervalls werden die Kraftdaten von WIDAAN zum IAD-Client übertragen. Der IAD-Client bearbeitet diese Daten und speichert sie in einer Datenbank. Zusätzlich erlaubt er die statistische Auswertung der erhobenen Daten.

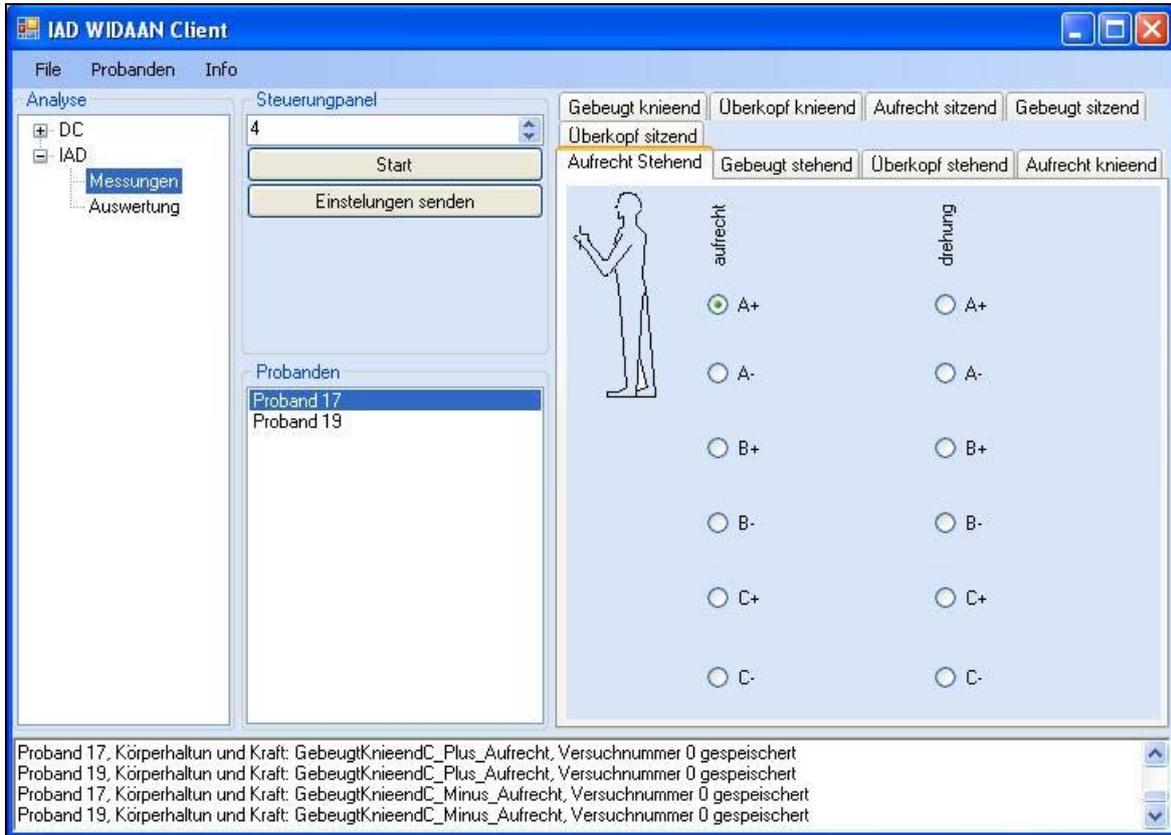
Anpassung der BGIA- und IAD-Software

Beide Softwarepakete (WIDAAN und IAD-Client) wurden nach ersten Probemessungen im IAD-Labor angepasst, um die Zusammenarbeit und Kommunikation zwischen den beiden Softwarepaketen zu optimieren (Abbildung 2.16, Seite 46).

Zur statistischen Auswertung der Laborversuche im BGIA wurde das Softwarepaket SPSS (Vers. 15.0) eingesetzt. Die Software zur Messdatenerfassung und biomechanischen Belastungsanalyse ist in Abschnitt 2.3.2 (Seite 57 ff.) beschrieben.



Abbildung 2.16:
Hard- und Software zur Messdatenerfassung: WIDAAN und IAD-Client





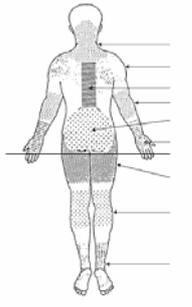
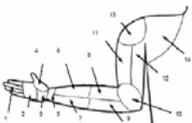
2.2.4 Fragebogen zur Befragung von Probanden

Die personenbezogenen Daten (anonymisierte und freiwillige Angaben) wurden mittels am IAD erarbeiteter Erhebungsbögen (siehe Abbildung 2.17) während der Messungen erhoben und im Laufe des Vorhabens dokumentiert.

Der Fragebogen teilt sich in drei Bereiche:

1. persönliche Daten (Alter, Geschlecht, Körpergröße und Gewicht, Gesundheitszustand)
2. anthropometrische Daten des Hand-Arm-Systems
3. Fragen zu körperlichen Beschwerden (freiwillige Angaben)

Abbildung 2.17:
Anonymisierter Fragebogen zur Erhebung persönlicher Daten

<div style="text-align: center;">  <p>Institut für Arbeitswissenschaft Technische Universität Darmstadt</p> </div> <p style="text-align: center;">Erforderliche persönliche Daten bei der Kraftmessungen</p> <p>Das Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt führt im Auftrag des Hauptverbandes der Berufsgenossenschaften eine Studie zur Ermittlung von statischen maximalen Körperkräften durch.</p> <p>Wir freuen uns und sind dankbar, dass Sie sich dazu bereit erklärt haben, an der Studie teilzunehmen. Ihre Angaben bleiben selbstverständlich anonym.</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2">Alter: _____ Jahre</td> </tr> <tr> <td>Geschlecht:</td> <td> <input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich </td> </tr> <tr> <td colspan="2">Körpergröße (ca.): _____ cm</td> </tr> <tr> <td colspan="2">Gewicht (ca.): _____ kg</td> </tr> <tr> <td>Sind Sie Rechts- oder Linkshänder?</td> <td> <input type="checkbox"/> Rechtshänder <input type="checkbox"/> Linkshänder </td> </tr> </table> <p>Im Laufe der Messungen werden folgende anthropometrischen Daten des Hand-Arm- Systems erhoben:</p> <p>Hand- Unterarm- Länge (cm): _____</p> <p>Handlänge (gesamt) (mm): _____</p> <p>Handbreite (ohne Daumen (mm)): _____</p> <p>Mittelfingerlänge (mm): _____</p> <p>Daumenlänge (mm): _____</p> <p>Vielen Dank für Ihre Mitarbeit.</p>	Alter: _____ Jahre		Geschlecht:	<input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich	Körpergröße (ca.): _____ cm		Gewicht (ca.): _____ kg		Sind Sie Rechts- oder Linkshänder?	<input type="checkbox"/> Rechtshänder <input type="checkbox"/> Linkshänder	<div style="text-align: center;">  <p>Institut für Arbeitswissenschaft Technische Universität Darmstadt</p> </div> <p style="text-align: center;">Fragebogen zur freiwilligen Teilnahme</p> <p>Wir freuen uns und sind dankbar, dass Sie sich dazu bereit erklärt haben, an der Studie teilzunehmen und den Fragebogen zu beantworten. Ihre Angaben bleiben selbstverständlich anonym. Die Teilnahme ist freiwillig.</p> <p>Fragen zu den körperlichen Beschwerden</p> <p>1. Hätten sie in den letzten 12 Monaten irgendwelche Beschwerden an Wirbelsäule, Schulter-, Ellenbogen-, oder Handgelenken?</p> <p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein</p> <p>Wenn ja, markieren Sie bitte die Stelle(n) in der Abbildung 1 mit einem Kreuz.</p> <div style="display: flex; align-items: center;">  <div style="margin-left: 20px;"> <p>Kopf- / Nackenbereich</p> <p>Schulter</p> <p>Oberer und mittlerer Rücken</p> <p>Ellbogengelenk</p> <p>Unterer Rücken</p> <p>Handgelenk</p> <p>Oberschenkel</p> <p>Kniegelenk</p> <p>Fußgelenk</p> </div> </div> <p>2. Falls Sie Beschwerden in speziellen Bereichen (1,2,3,...,14) des Hand-Arm-Systems hatten, kreuzen Sie diese bitte auf der Abbildung 2 an.</p> <div style="text-align: center;">  </div> <p>Abbildung 2</p> <p>Treiben Sie aktiv Freizeitsport? <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein</p> <p style="margin-left: 150px;">Wenn ja- welche: _____</p> <p>Vielen Dank für Ihre Mitarbeit.</p>
Alter: _____ Jahre											
Geschlecht:	<input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich										
Körpergröße (ca.): _____ cm											
Gewicht (ca.): _____ kg											
Sind Sie Rechts- oder Linkshänder?	<input type="checkbox"/> Rechtshänder <input type="checkbox"/> Linkshänder										



2.2.5 Kollektiv der IAD-Feldstudie

An den Felduntersuchungen des IAD nahmen in den Jahren 2006/2007 insgesamt 274 Probanden aus der Automobilindustrie teil. Ein Fragebogen wurde falsch ausgefüllt, deshalb kamen 273 Arbeitspersonen in die Auswertung. Die Abbildungen 2.18 bis 2.20 zeigen die Alters-, Körpergrößen- und Gewichtsverteilung des Gesamtkollektivs der Feldstudie.

Probanden von drei Unternehmen beschäftigten sich mit der Herstellung von Lkw und Nutzfahrzeugen. Zur Montage in diesen Werken gehört das Hantieren mit schweren Bauteilen, was höhere Körperkräfte erfordert. Deshalb wurden zwei Kollektive (Probanden aus Pkw- und Lkw-Fertigung) in der späteren Auswertung berücksichtigt. In Tabelle 2.5 (siehe Seite 50) sind die Probanden aus der Pkw- und Lkw-Fertigung dem Gesamtkollektiv gegenübergestellt.

Abbildung 2.18:
Altersverteilung des gesamten Kollektivs

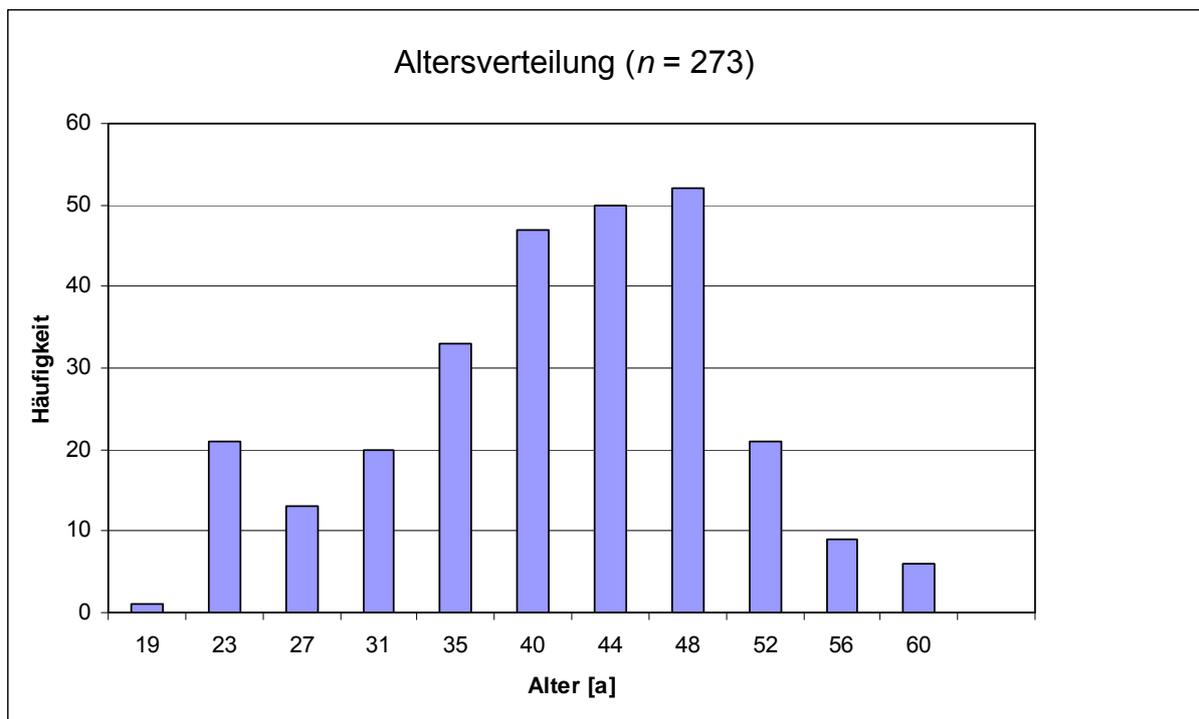




Abbildung 2.19:
Körpergrößenverteilung des gesamten Kollektivs

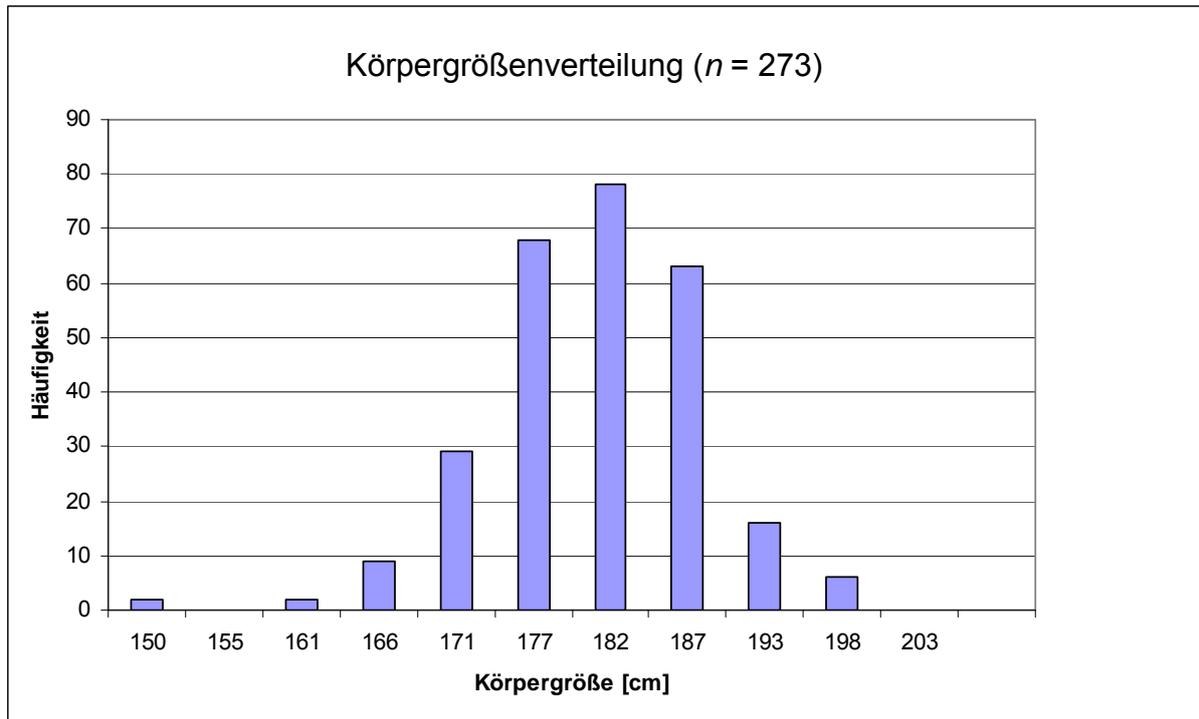


Abbildung 2.20:
Körpergewichtsverteilung des gesamten Kollektivs

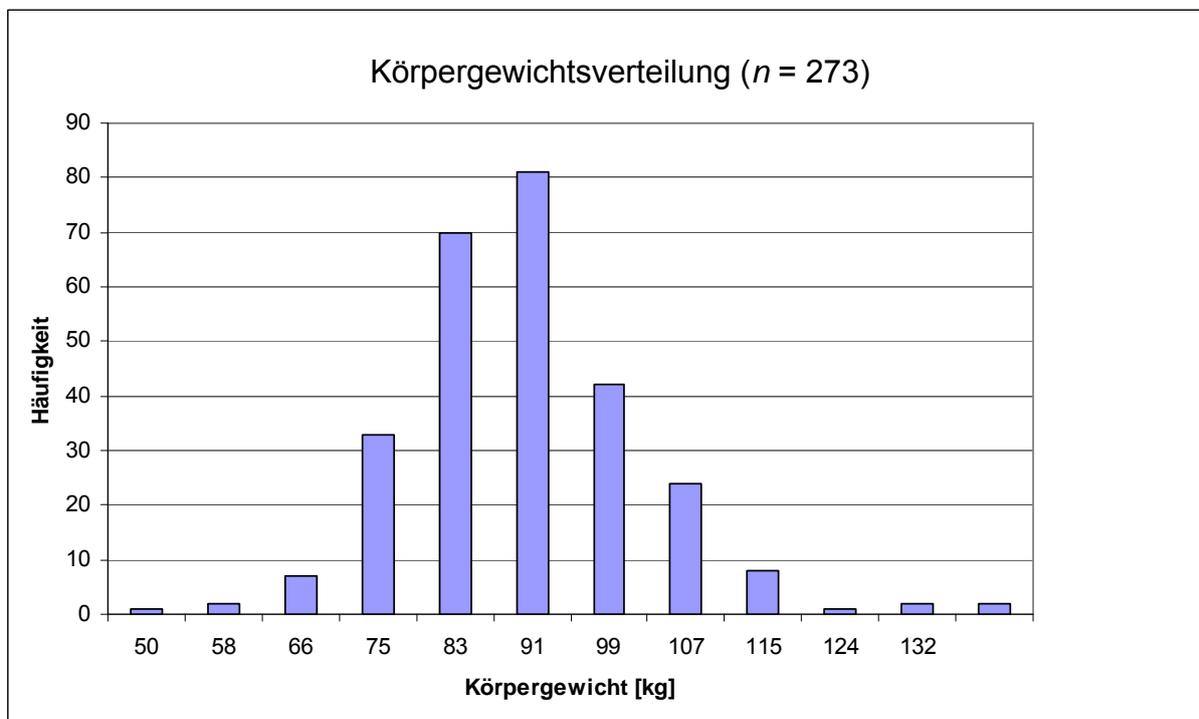




Tabelle 2.5:
Vergleich der Kollektive

Kollektiv	Größe in cm		Gewicht in kg		Alter in Jahren	
	Mw. Staw.	min/max	Mw. Staw.	min/max	Mw. Staw.	min/max
Gesamt ($n = 273$)	179 ± 7	150/198	86 ± 13	50/140	39 ± 9	19/60
Pkw ($n = 189$)	178 ± 7	150/198	86 ± 12	58/135	41 ± 7	20/60
Lkw ($n = 84$)	179 ± 8	150/196	85 ± 14	50/140	34 ± 10	19/58

Mw. = Mittelwert, Staw. = Standardabweichung

Obleich die Zahl der Probanden aus der Lkw-Fertigung nur knapp halb so groß war wie die aus der Pkw-Fertigung, sind die Kollektive in den persönlichen Daten sehr ähnlich.

Nicht alle Kraftmessfälle (insgesamt 54 verschiedene Einstellungen mit einer Wiederholung) konnten von allen Versuchspersonen absolviert werden. Aufgrund der zeitlichen Begrenzung der Messungen in verschiedenen Unternehmen (jeweils ca. vier Stunden für eine Gruppe vormittags sowie für eine Gruppe nachmittags), des gesundheitlichen Zustands, des starken Tätigkeitsaufkommens im Unternehmen oder fehlender Motivation waren einzelne Personen zeitweise nicht verfügbar. Aus diesem Grund weist das Kollektiv in der Feldstudie bei den einzelnen Kraftmessfällen kleine Unterschiede auf, z. B. unterschiedliche Anzahl der Versuchspersonen bei verschiedenen Kraftfällen. Besonders betroffen waren die Kraftfälle in kniender Haltung.

2.3 Messung asymmetrischer und einhändiger Körperkräfte in den Labors

2.3.1 Messungen im IAD-Labor

Im IAD-Labor fanden Messungen der statischen maximalen Ganzkörperkräfte für ausgewählte symmetrische und asymmetrische Körperhaltungen (Studie 1) und zur beidhändigen vs. einhändigen Kraftausübung (Studie 2) statt. Dabei wurden das gleiche Kraftmessgestell und die gleiche Hard- und Software wie bei den Messungen im Feld verwendet. Die Probandenkollektive unterscheiden sich, da die Labormessungen in verschiedenen Zeiträumen vorgenommen wurden. Studie 1 fand im Jahr 2006 statt.



Aktionskräfte in die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ wurden von sieben männlichen Probanden (überwiegend Studenten) in den drei Haltungen „aufrecht stehend“, „gebeugt stehend“ und „über Kopf stehend“, mit geradem oder gedrehtem bzw. gedreht und gebeugtem Rücken erfasst (Abbildungen 2.21 und 2.22, Tabelle 2.6).

Abbildung 2.21:

Messung der Maximalkräfte in die Krafrichtung -A bei symmetrischer (links) und asymmetrischer Kraftausübung (rechts) in gebeugt stehender Haltung



Abbildung 2.22:

Messung der Maximalkräfte in Krafrichtung -A bei symmetrischer (links) und asymmetrischer Kraftausübung (rechts) in über Kopf stehender Haltung





Tabelle 2.6:
Analysierte Krafffälle in der IAD-Studie 1

Stellung	aufrecht stehend	gebeugt stehend		über Kopf stehend	
symmetrische Haltung	aufrecht	aufrecht	Neigung	aufrecht	Neigung
asymmetrische Haltung	Drehung	Drehung	Drehung und Neigung	Drehung	Drehung und Neigung
Krafrichtungen	$\pm A$ und $\pm B$				

Das Probandendurchschnittsalter betrug $28 \pm 6,2$ Jahre, die Durchschnittskörpergröße $184,4 \pm 5,4$ cm und das Durchschnittsgewicht $81,9 \pm 9,8$ kg (Tabelle 2.7).

Tabelle: 2.7:
Probandendaten

Proband	Alter in Jahren	Körpergröße in cm	Gewicht in kg
1	21	188	86
2	31	189	74
3	31	181	95
4	20	186	70
5	37	180	86
6	37	187	90
7	19	180	72
Mittelwert \pm Standardabweichung	$28 \pm 7,9$	$184,4 \pm 4$	$81,9 \pm 9,8$

Da die Ergebnisse dieser Laborstudie keine eindeutigen Kraftunterschiede zeigten (siehe Abschnitt 3.2.1, Seite 96 ff.), wurden komplexe Belastungsanalysen hinsichtlich dieser Fragestellung im Ergonomie-Biomechaniklabor des BGIA mit einem anderen Probandenkollektiv durchgeführt (siehe Abschnitt 2.3.2, Seite 57 ff.).

Messungen der statischen maximalen Ganzkörperkräfte für beidhändige vs. einhändige Kraftausübungen (Studie 2) fanden im Jahr 2007 statt. Die persönlichen Daten des Probandenkollektivs sind in Tabelle 2.8 dargestellt.

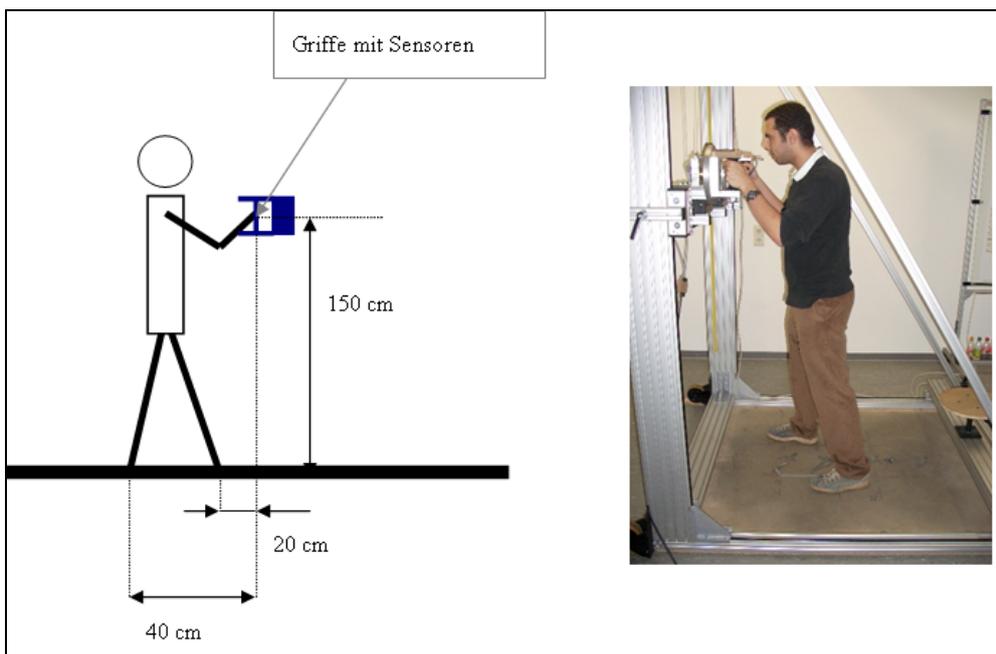


Tabelle 2.8:
 Probandendaten für beidhändige vs. einhändige Kraftausübungen

Proband	Körpergröße in cm	Gewicht in kg	Beruf	Trainings- zustand
1	184	80	Zivildienstleistender	untrainiert
2	184	80	Zivildienstleistender	Triathlet
3	184	78	Student	untrainiert
4	175	73	Student	Handballer
5	177	79	Zivildienstleistender	untrainiert
6	172	80	Student	untrainiert
7	172	65	Student	untrainiert
Mittelwert ± Standard- abweichung	178,3 ± 5,6	76,4 ± 5,6		

Die Kraftmessungen wurden für sechs Körperhaltungen, drei im Stehen (siehe Abbildungen 2.23 bis 2.25, aufrecht, gebeugt, über Kopf) und drei im Sitzen (aufrecht, gebeugt, über Kopf; Abbildungen 2.26 bis 2.28, siehe Seite 55 und 56) sowie für die sechs Krafrichtungen $\pm A$, $\pm B$ und $\pm C$ durchgeführt.

Abbildung 2.23:
 Versuchsbedingungen für den Kraftfall „aufrecht stehend“

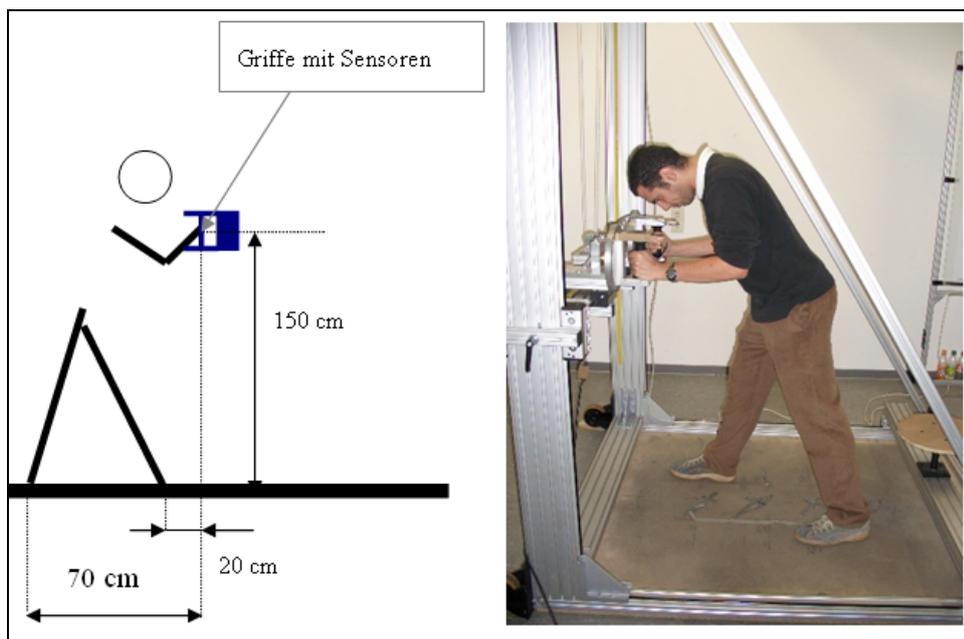




Im Kraftfall „aufrecht stehend“ betrug die Griffhöhe 150 cm über dem Boden (Abbildung 2.24), der horizontale Abstand zu den Griffen 40 cm. Die Füße wurden im Abstand von 20 cm zu den Griffen platziert.

Beim Kraftfall „gebeugt stehend“ war die Griffhöhe 150 cm, ein Fuß positionierte sich ca. 70 cm und der zweite ca. 20 cm von den Griffen entfernt.

Abbildung 2.24:
Versuchsbedingungen für den Kraftfall „gebeugt stehend“



Bei den Messungen im aufrechten Sitzen saß der Proband auf einem Sitz mit einer Höhe von 37,5 cm (Abbildung 2.25). Der horizontale Abstand des Sitzes zu den Griffpunkten betrug 50 cm. Die Füße wurden im Abstand von 20 cm zu den Griffen platziert. Die Griffhöhe betrug 100 cm über dem Boden.

Im Kraftfall „gebeugt sitzend“ betrug die Griffhöhe 80 cm über dem Boden (Abbildung 2.26). Die Sitzhöhe war unverändert. Der horizontale Abstand des Sitzes zu den Griffpunkten betrug 40 cm. Die Füße wurden im Abstand von 20 cm zu den Griffen platziert.

In der Körperhaltung „über Kopf stehend“ stand der Proband gerade und die Griffe waren auf die Höhe von 170 cm eingestellt (Abbildung 2.27, Seite 56). Die Füße



waren versetzt zueinander mit ca. 20 cm bzw. ca. 50 cm horizontalem Abstand zu den Kraftgriffen.

In der Haltung „über Kopf sitzend“ (Abbildung 28, Seite 56) war die Höhe der Griffe auf 120 cm eingestellt und die FüÙe standen versetzt zueinander mit ca. 20 cm bzw. ca. 50 cm horizontalem Abstand zu den Kraftgriffen.

Abbildung 2.25:
Versuchsbedingungen für den Kraftfall „aufrecht sitzend“

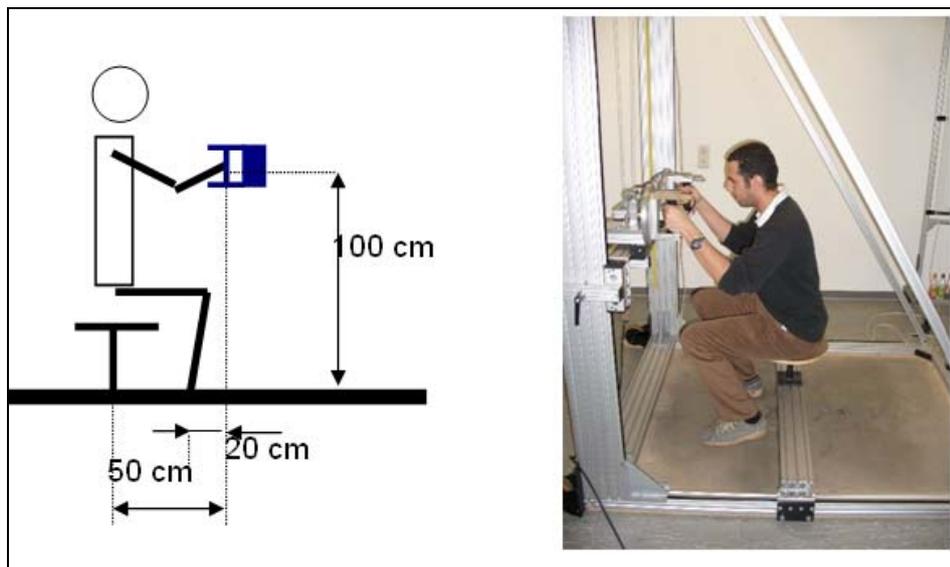


Abbildung 2.26:
Versuchsbedingungen für den Kraftfall „gebeugt sitzend“

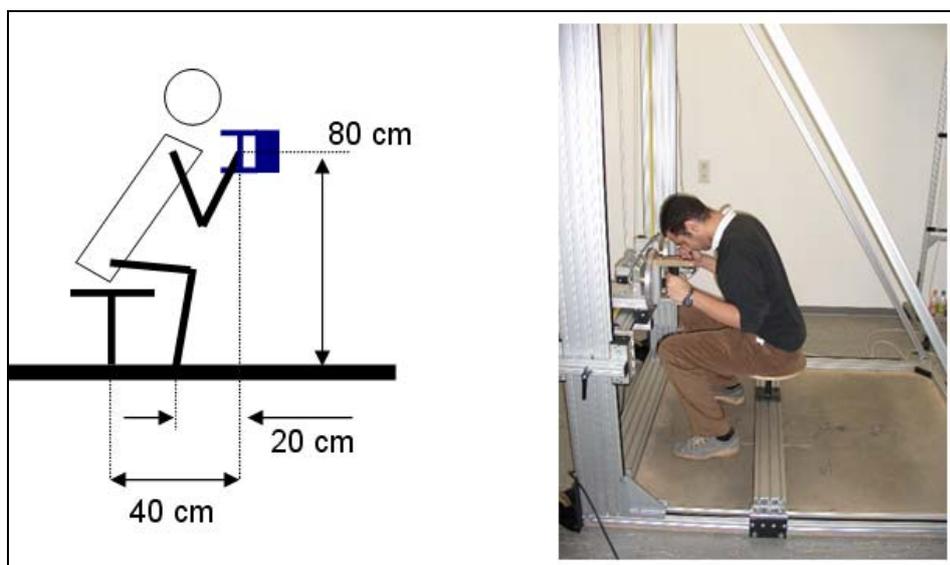




Abbildung 2.27:
Versuchsbedingungen für den Kraftfall „über Kopf stehend“

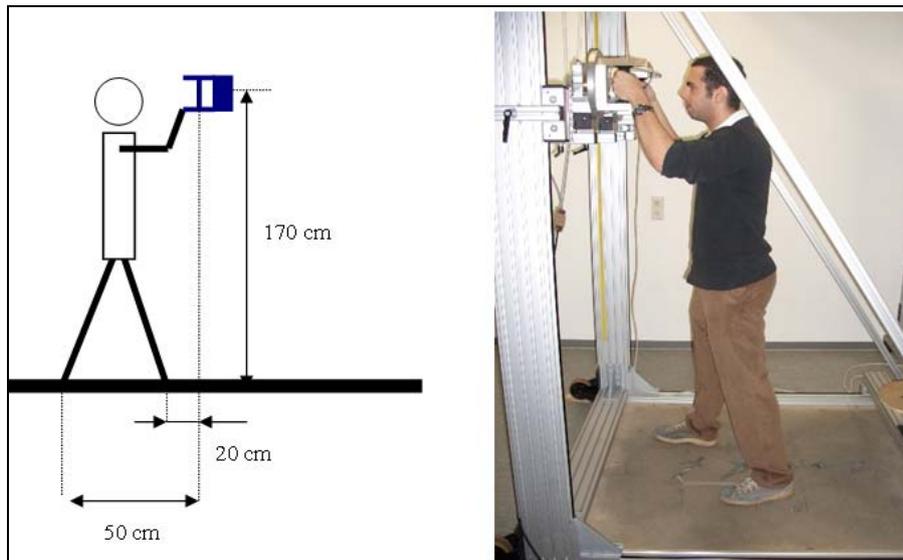
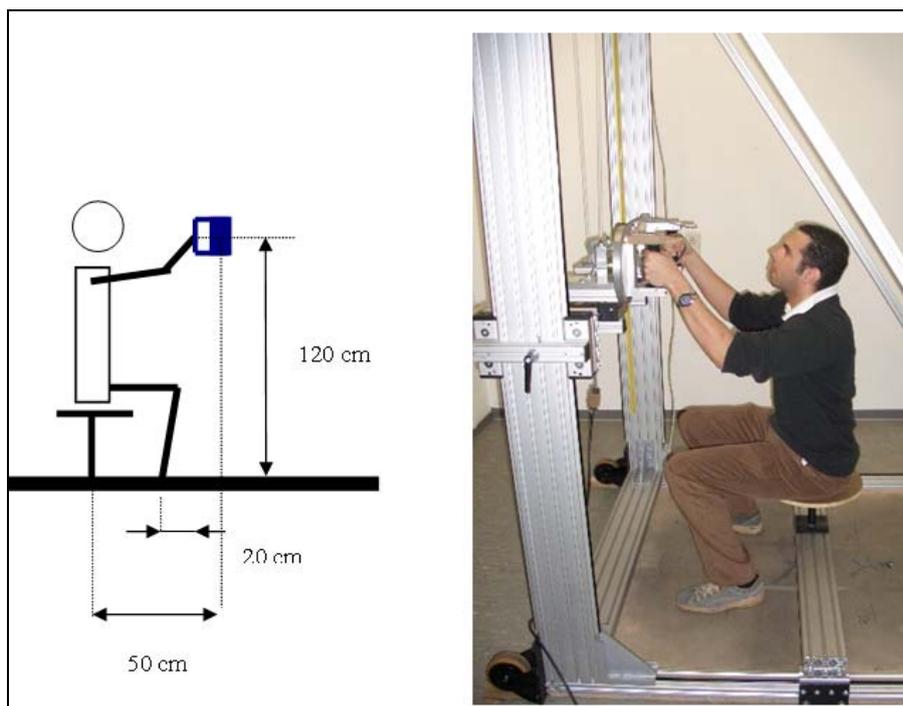


Abbildung 2.28:
Versuchsbedingungen für den Kraftfall „über Kopf sitzend“



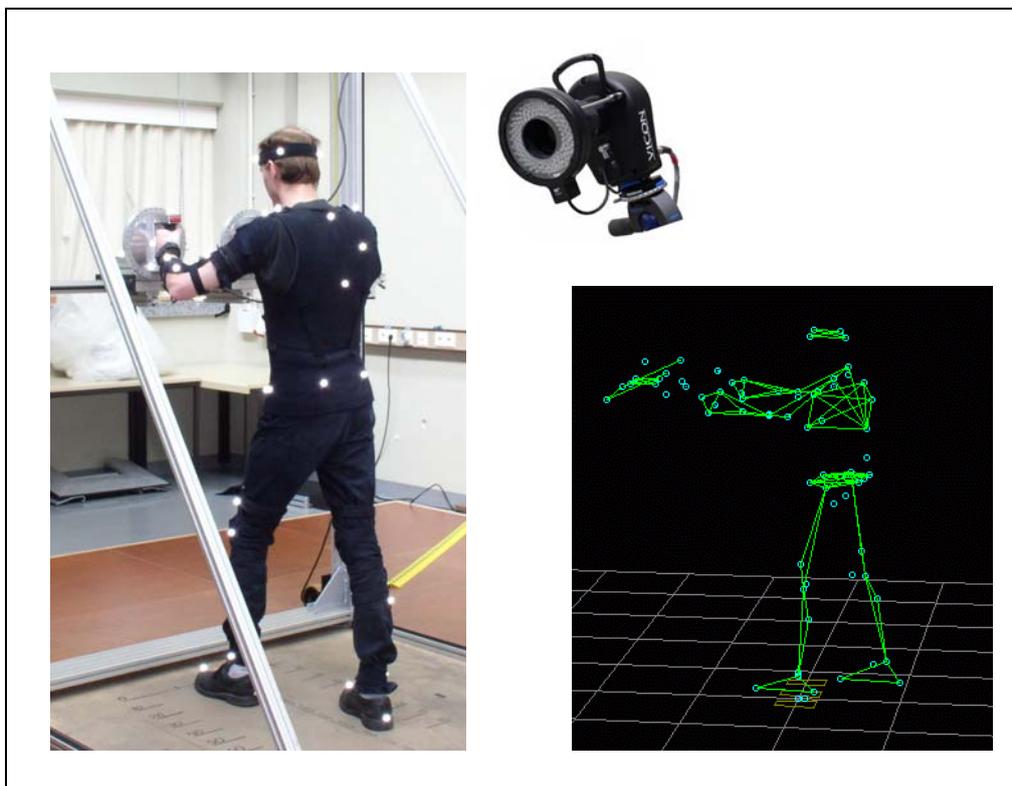
Um zu klären, wie groß die Differenzen der Maximalkräfte bei beidhändiger und einhändiger Kraftausübung sind, wurden pro Proband und Richtung jeweils drei Versuche durchgeführt. Der erste Versuch zeichnete die Messung der beidhändigen Maximalkraft auf, der zweite Versuch erfasste die Kraftaufbringung mit der rechten Hand und der dritte untersuchte die isometrische Maximalkraft mit der linken Hand.

Aus den einhändigen Kräften (links und rechts) wurde der Mittelwert gebildet und zu dem beidhändigen Versuch in Relation gesetzt. Dieses Vorgehen leitet sich daraus ab, dass keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Maximalkräften der linken und der rechten Hand bestehen.

2.3.2 Messungen im BGIA-Labor

Die Messungen für die komplexen Belastungsanalysen fanden im Ergonomielabor des BGIA statt. Zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse ist dort ein opto-elektronisches Kamerasystem (VICON 612, acht Kameras) installiert. Das System zeichnet Bewegungsbahnen reflektierender Marker vollautomatisch mit hoher Messfrequenz (Abtastfrequenz hier: 100 Bilder/Sekunde) und hoher Genauigkeit auf. Das Kraftmessgestell stand in der Mitte des Messvolumens (ca. 2 x 2 x 2 m³) und die Kraftgriffe waren zur Positionsbestimmung mit je drei Markern versehen. Die Probanden waren mit 40 Markern bestückt, um die Körperhaltung dreidimensional erfassen zu können (Abbildung 2.29).

Abbildung 2.29:
Proband mit reflektierenden Markern bei der isometrischen Kraftausübung (links);
Messkamera (rechts oben); 3D-Rekonstruktion der Marker (rechts unten)



Der Messfehler der räumlichen Positionsbestimmung der Marker betrug in der vorliegenden Messkonfiguration ca. 1 mm. Unabhängig davon muss bei Bewegungen mit Fehlern von ca. 1 cm durch die Hautverschiebungen gerechnet werden.

Die Kraftmessgriffe waren direkt an die analogen Messeingänge (Auflösung 16 bit) des VICON-Systems angeschlossen und ermöglichten so eine synchrone Kraftaufzeichnung. Zur Bestimmung der Maximalkraft diente, wie in der Feldstudie, das Maximum des gleitendes Mittelwerts über ein 1,5 s breites Intervall (siehe Abschnitt 2.4 „Messkonzept“ und Abbildung 2.36, Seite 65).

Zur Belastungsanalyse wurde ein im VICON-System integriertes biomechanisches Menschmodell des Muskel-Skelett-Systems eingesetzt, das die kinematischen und dynamischen Messgrößen als Eingangsdaten verwendet. Das Modell umfasst 15 Segmente, bestehend aus jeweils dreigliedrigen Extremitäten und Rumpf (Becken, Brustkorb und Kopf) (Abbildung 2.30). Neben sämtlichen kinematischen Größen erlaubt das Modell, die Gelenkmomente im Sinne der inversen Dynamik [9] zu berechnen. In der vorliegenden Studie wurden die Gelenkmomente der Schultergelenke und der Lendenwirbelsäule (L5/S1) ausgewählt, um die Belastung des Muskel-Skelett-Systems zu beschreiben. Die Gelenkmomente können als sogenannte Netto-Muskelkraftmomente interpretiert werden, die die Summe aller Muskelkraftmomente an dem betreffenden Gelenk in der gegebenen Belastungssituation darstellen.

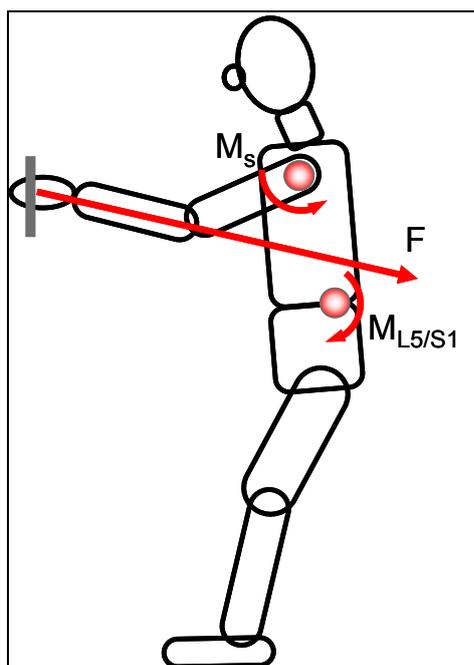


Abbildung 2.30:
Biomechanisches Menschmodell des Muskel-Skelett-Systems zur Bestimmung der Gelenkmomente der Schultergelenke (M_s) und der Lendenwirbelsäule ($M_{L5/S1}$); F ist die Aktionskraft am Kraftmessgriff



Die Laborstudie umfasste zwei Teilstudien – Auswirkungen von asymmetrischen und von einhändigen Kraftausübungen. Aus dem Gesamtkatalog montagespezifischer Haltungen wurden besonders relevante Kraftfälle ausgewählt, um dem Projektplan zeitlich und ökonomisch gerecht zu werden.

Zur Analyse asymmetrischer Körperhaltungen wurden 24 Kraftfälle ausgewählt (Tabelle 2.9).

Tabelle 2.9:
Ausgewählte Kraftfälle aus der Feldstudie zur Analyse asymmetrischer Körperhaltungen

		Rumpf-						Rumpf-						Rumpf-				
		symmetrisch	drehung	neigung	d + n			symmetrisch	drehung	neigung	d + n			symmetrisch	drehung	neigung	d + n	
 1500	+A	X	X			 1100	+A	X				 überkopf stehend	+A	X	X	X	X	
	-A	X	X				-A	X	X	X	X			-A	X			
	+B	X	X				+B	X	X	X	X			+B	X			
	-B	X	X				-B	X	X	X	X			-B	X	X		
	+C	X	X				+C	X						+C	X			
-C	X	X			-C	X					-C	X	X					
aufrecht stehend						gebeugt stehend						überkopf stehend						
 aufrecht knieend	+A	X				 gebeugt knieend	+A	X				 überkopf knieend	+A	X				
	-A	X					-A	X					-A	X				
	+B	X					+B	X					+B	X				
	-B	X					-B	X					-B	X	X			
	+C	X					+C	X					+C	X				
-C	X				-C	X				-C	X							
aufrecht knieend						gebeugt knieend						überkopf knieend						
 1000	+A	X				 700	+A	X				 1200	+A	X	X			
	-A	X					-A	X					-A	X	X			
	+B	X					+B	X					+B	X				
	-B	X	X				-B	X	X					-B	X	X		
	+C	X					+C	X					+C	X				
-C	X				-C	X				-C	X							
aufrecht sitzend						gebeugt sitzend						überkopf sitzend						

— beidhändig -- einhändig (bevorzugte Hand) d + n = Rumpfdrehung und -neigung

Dabei umfassen die asymmetrischen Haltungen Körperdrehung und/oder Rumpfsseitneigung. In den Fällen „aufrecht stehend“ (Griffhöhe 1 500 mm) betrug die Körperdrehung 45°, gemessen zwischen der Fußlängsachse und der horizontalen Verbindungslinie zwischen den Kraftgriffen. Im Fall „gebeugt stehend“ (Griffhöhe 1 100 mm) und im Sitzen betrug sie jeweils 90°. Die aus der Feldstudie vorgegebene Anordnung der Kraftgriffe (Abschnitt 2.2, siehe Seite 29) ließ in einigen asymmetrischen Fällen nur eine einhändige Kraftausübung zu. Der Fall „gebeugt stehend“ (-A) wurde sowohl ein- als auch beidhändig in das Untersuchungsprotokoll auf-



genommen, da die Zweifel an der praxisgerechten beidhändigen Ausführbarkeit im Vorfeld der Untersuchung nicht ausgeräumt werden konnten. Die symmetrischen Kraftfälle dienten als Referenz für die asymmetrischen Versuche. Die Beinstellungen bzw. die horizontalen Abstände der Füße von den Kraftgriffen waren identisch mit den Vorgaben der Feldstudie.

In der zweiten Studie zur Analyse der einhändigen Kraftausübung wurden zehn Kraftfälle in den Haltungen aufrecht stehend und sitzend ausgewählt (Tabelle 2.10). Diese Kraftfälle waren jeweils beid- und einhändig auszuführen, wobei die beidhändige Ausführung wieder als Referenz diente. Der Fall -C (Ziehen seitlich zum Körper) wurde nicht in das Protokoll aufgenommen, da dieses einhändige Ziehen ohne Abstützung mit der anderen Hand sehr praxisfern und ergonomisch sehr ungünstig ist.

Tabelle 2.10:
Ausgewählte Kraftfälle aus der Feldstudie zur Analyse einhändiger Kraftausübungen

		Rumpf-						Rumpf-						Rumpf-								
		symmetrisch	drehung	neigung	d + n			symmetrisch	drehung	neigung	d + n			symmetrisch	drehung	neigung	d + n					
1500		+A	X	X		1100		+A	X			überkopf stehend		+A	X	X	X	X				
		-A	X	X				-A	X	X	X			X	-A	X						
		+B	X	X				+B	X	X	X				+B	X						
		-B	X	X				-B	X	X	X				-B	X	X					
		+C	X	X				+C	X						+C	X						
-C	X	X		-C	X				-C	X				X								
aufrecht stehend						gebeugt stehend						überkopf stehend										
1000		+A	X			700		+A	X			überkopf knieend		+A	X							
		-A	X					-A	X					-A	X							
		+B	X					+B	X					+B	X							
		-B	X					-B	X					-B	X							
		+C	X					+C	X					+C	X							
-C	X			-C	X			-C	X													
aufrecht knieend						gebeugt knieend						überkopf knieend										
1000		+A	X			700		+A	X			1200		+A	X	X						
		-A	X					-A	X					-A	X							
		+B	X					+B	X					+B	X							
		-B	X	X				-B	X	X				-B	X	X						
		+C	X					+C	X					+C	X							
-C	X			-C	X			-C	X													
aufrecht sitzend						gebeugt sitzend						überkopf sitzend										

— einhändig (bevorzugte Hand) d + n = Rumpfdrehung und -neigung

Als Probanden für beide Teilstudien standen vier Facharbeiter eines Automobilherstellers und vier Mitarbeiter des IAD zur Verfügung; alle Probanden waren männlich (Tabellen 2.11 und 2.12). Die vermeintlich geringen Stichprobengrößen von



jeweils sechs Personen sind zum Teil durch den größeren Mess- bzw. Auswertungsaufwand zu erklären, aber insbesondere durch den hohen ökonomischen Aufwand, den die Abordnung einer größeren Anzahl von Automobilwerkern an das BGIA bedeutet hätte.

Tabelle 2.11:
Probandenübersicht zur Studie über asymmetrische Kraftausübungen

Versuchsperson	Institution	Geschlecht	Händigkeit	Größe in cm	Gewicht in kg	BMI in kg/m ²	Alter in Jahren
P01	Automobil	m	links	192	75	20,3	30
P02	Automobil	m	rechts	187	80	22,9	30
P03	Automobil	m	rechts	183	86	25,7	33
P04	Automobil	m	rechts	171	79	27,0	45
T01	IAD	m	rechts	184	88	26,0	51
T02	IAD	m	rechts	173	65	21,7	45
Mittelwert				181,7	78,8	23,9	39,0
Standardabweichung				8,1	8,3	2,7	9,1

BMI = Body-Mass-Index

Tabelle 2.12:
Probandenübersicht zur Studie über einhändige Kraftausübungen

Versuchsperson	Institution	Geschlecht	Händigkeit	Größe in cm	Gewicht in kg	BMI in kg/m ²	Alter in Jahren
P03	Automobil	m	rechts	183	86	25,7	33
P04	Automobil	m	rechts	171	79	27,0	45
P05	IAD	m	rechts	184	80	23,6	20
P06	IAD	m	rechts	184	80	23,6	19
T01	IAD	m	rechts	184	88	26,0	51
T02	IAD	m	rechts	173	65	21,7	45
Mittelwert				179,8	79,7	24,6	35,5
Standardabweichung				6,1	8,1	2,0	13,7

Der Versuchsablauf gestaltete sich ähnlich wie bei den Feldversuchen in den Betrieben. Die Probanden waren aufgefordert, ihre maximale Kraft über eine Dauer



von ca. 5 s aufzubringen, wobei sie die Kraft zu Beginn über etwa 1 s langsam auf das Maximalniveau steigern sollten. Jeder Versuch wurde einmal wiederholt. Die Kraftfälle in veränderter Ausführung (asymmetrisch/einhändig) folgten immer nach den jeweiligen Referenzversuchen (symmetrisch/beidhändig). Zwischen allen Versuchen hatten die Probanden eine Pause von mindestens 90 s zur Erholung. In beiden Teilstudien wurden zusammen über 500 Versuche aufgezeichnet und analysiert.

2.4 Messkonzept und Messsysteme zur Messung der Finger-Hand-Kräfte

2.4.1 Gewählte Kraftfälle (Arm- und Körperhaltung)

In den Workshops mit den Industriepartnern wurden die relevanten Kraftfälle für die Finger-Hand-Kräfte im Sitzen und Stehen mit verschiedenen Armhaltungen festgelegt (Abbildung 2.31).

Abbildung 2.31:
Kraftfälle für die Finger-Hand-Kraftmessungen

Kraftfall	Ø 40 mm		Abstand 15mm		Abstand 15mm		Greifweite 65 mm		Greifweite 51 mm					
	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen				
Armhaltung	Frei	X	X		X		X		X		X		X	
	Gebeugt 90°		X			X		X		X				X
	Gestreckt		X		X				X		X		X	

2.4.2 Messsysteme und Messablauf

Aufgrund der unterschiedlichen Greifbedingungen bei den einzelnen Kraftfällen mussten die Finger-Hand-Kräfte mit mehreren verschiedenen Kraftaufnehmern gemessen werden (Abbildung 2.32). Für die Faustkraftmessung (Ø 40 mm) kamen zwei Zug/Druck-Kraftaufnehmer vom Typ U3/2kN der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (HBM) zum Einsatz (Abbildung 2.33). Einer dieser Aufnehmer wurde jeweils auch für die Messung der Daumenkraft, der Handballenkraft und für den Kraftfall „Daumen gegen vier Finger“ (Greifweite 51 mm) genutzt.

Für die Messung der Kraft des Daumens gegen die Zeigefingerseite und des Kraftfalls „Daumen gegen zwei Finger“ sowie für die Zeigefingerdruckkraft wurden wegen



der geringen Greifweiten (jeweils 15 mm) zwei HBM-Wägezellen (Doppelbiegefedern) des Typs PW2-2/18k in eine speziell dafür angefertigte Vorrichtung eingebaut (Abbildung 2.34, siehe Seite 64).

Abbildung 2.32:
Gesamtansicht des Messsystems für die Finger-Hand-Kräfte

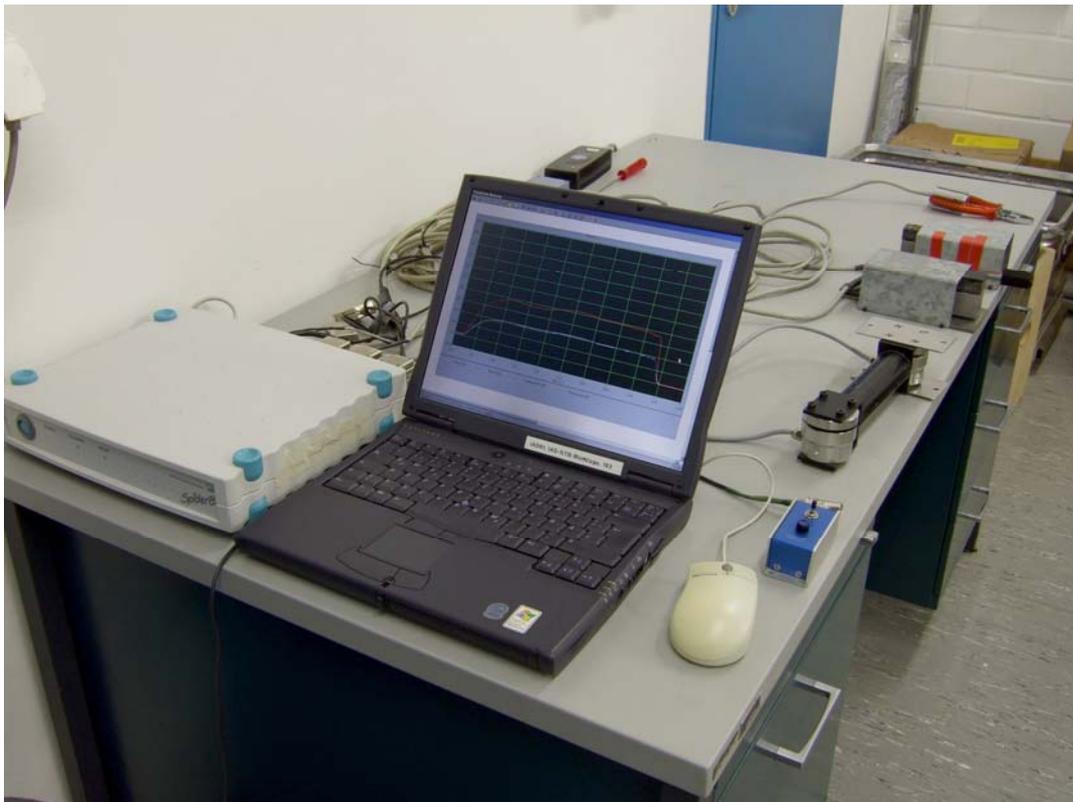


Abbildung 2.33:
Kraftaufnehmer für die „Faustkraft“ sowie „Handballen“, „Daumen“ und „Daumen gegen vier Finger“





Abbildung 2.34:
Kraftaufnehmer für die Fingerkräfte „Zeigefinger“, „Daumen gegen Zeigefingerseite“
und „Daumen gegen zwei Finger“



Schließlich war es zum Messen der Greifkraft an der Kombizange (Greifweite 65 mm) nötig, einen möglichst kleinen zwischen die Zangenschenkel passenden Aufnehmer zu finden. Hierzu nutzten wir einen Piezo-Mehrkomponenten-Kraftsensor der Fa. Kistler Typ 9117A 1,5 mit lediglich 10 mm Bauhöhe bei einem Durchmesser von 25 mm, der zwischen zwei Halteschienen in vorgespanntem Zustand mit der Zange in der Hand des Probanden Platz findet (Abbildung 2.35).



Abbildung 2.35:
Kraftaufnehmer für die Kombizange

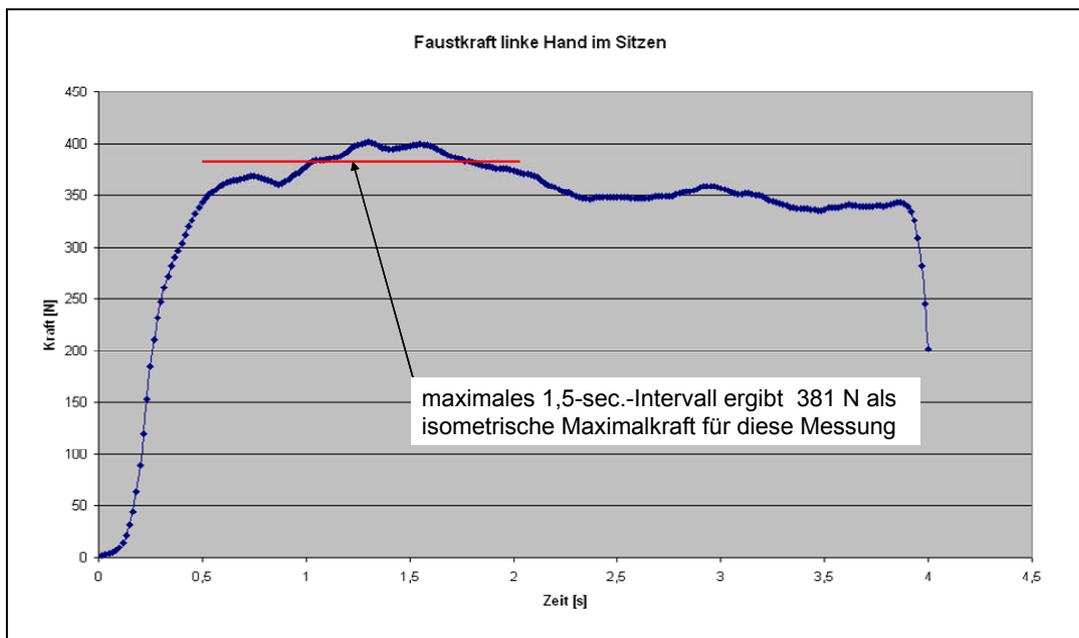
Die HBM-Aufnehmer sind mit ihrer Dehnungsmessstreifen-Technik direkt an die 4,8-kHz-Trägerfrequenz-Messverstärker einer HBM-Spider-8-Messlektronik angeschlossen, während der Piezo-Aufnehmer von Kistler noch einen Ladungsverstärker Typ 5038 A3 benötigt und damit am Gleichspannungsmodul des Spider-8 Anschluss findet. Um die volle Funktion der Messkette sicherzustellen, wurde nach jedem Wechsel des Kraftaufnehmers eine Kontrollmessung mit einem 10-kg-Gewicht durchgeführt.



In Anlehnung an die Vorgehensweise bei der Ermittlung der Maximalkräfte für DIN 33411-5 [10] wurde die Messzeit auf 4 s festgelegt, wobei die Probanden in einer Sekunde die Maximalkraft aufbauen und dann möglichst konstant drei Sekunden halten sollten.

Die Finger-Hand-Kraftmessungen fanden in den Erholzeitpausen der Ganzkörperkraftmessungen statt, bei denen in der Regel andere Muskelgruppen maximal belastet werden. Bei den Messungen im Sitzen (Tischhöhe ca. 72 cm, Sitzhöhe ca. 46 cm) war es den Probanden überlassen, eine für sie möglichst günstige Armhaltung zu wählen. Im Stehen wurden Kräfte sowohl mit 90° waagrecht angewinkeltem als auch mit senkrecht zu Boden gestrecktem Arm gemessen. Einen beispielhaften Kraftverlauf zeigt Abbildung 2.36.

Abbildung 2.36:
Exemplarischer Kraftverlauf über der Zeit am Beispiel der Faustkraft im Sitzen



2.4.3 Software zur Erfassung und Auswertung von Daten

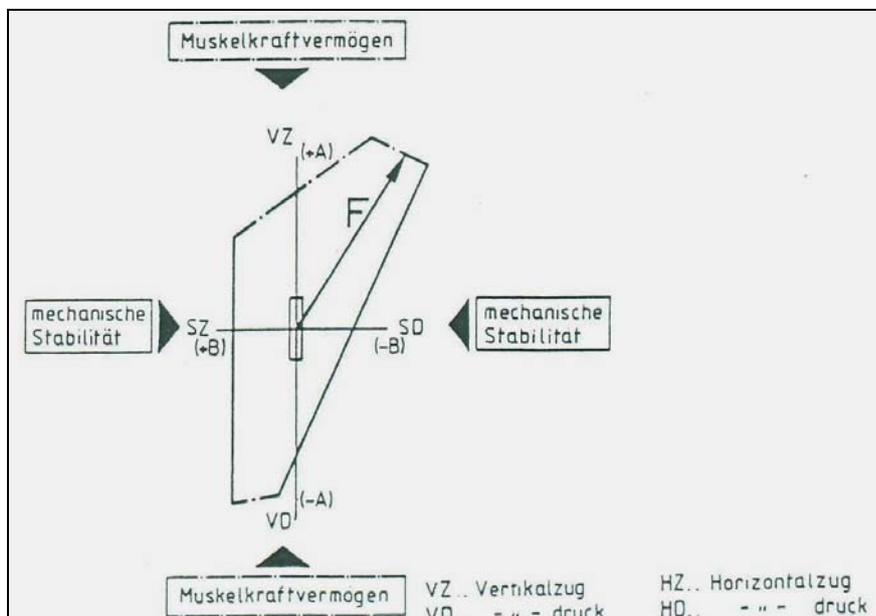
Für die Datenerfassung wurde die mit der HBM-Spider-8 gelieferte HBM-Catman-Express-Software genutzt. Damit wurde der Kraftverlauf über die Zeit mit einer Abtastrate von 20 ms aufgezeichnet und in einer ASCII-Datei für jede Messung abgespeichert. Für jede Sechspersonengruppe eines Umlaufs wurde ein Verzeichnis erstellt. Die Daten dieser Verzeichnisse wurden in eine SQL-Datenbank überführt

und der maximale gleitende Mittelwert mit einem C++-Programm berechnet. Diese Kraftdaten wurden dann zur Bestimmung von Minima, Maxima und Mittelwerten mit Standardabweichung und zur Perzentilierung nach Microsoft® Excel exportiert.

2.5 Methoden zur Darstellung statischer maximaler Aktionskräfte

Das Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) erarbeitete für die Beurteilung des Kraftvermögens die im Folgenden beschriebene Darstellungsform der Vektogramme (Abbildung 2.37).

Abbildung 2.37:
Bereiche eines Vektogramms nach *Rohmert* und *Mainzer* [11]



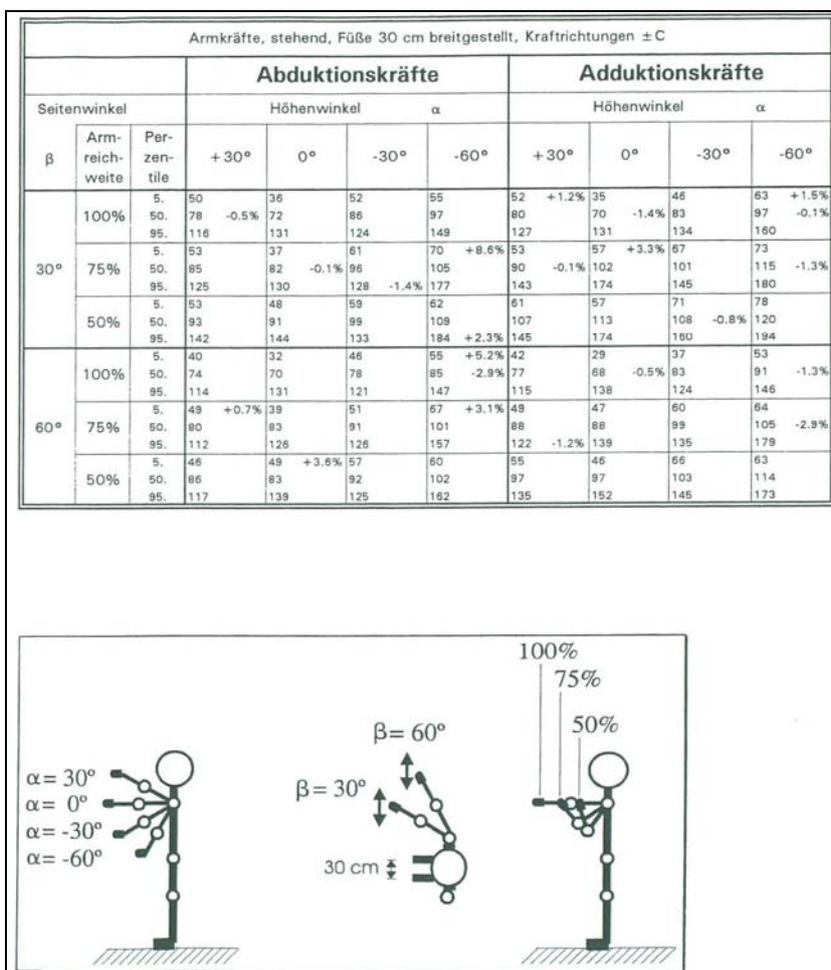
Werden maximale Stellungskräfte innerhalb einer Ebene (z. B. Y-Z-Ebene oder Sagittalebene) in vielen Richtungen (0 bis 360°) erfasst und als Kraftvektoren mit gemeinsamem Kraftangriffspunkt in ein kartesisches Koordinatensystem eingetragen, so ist es möglich, die Endpunkte der Vektoren zu einer Kraftgrenze in der Ebene zu verbinden. Diese Grenzlinie bezeichnet man als Vektogramm. Die Definition der Krafrichtungen (Seiten- und Höhenwinkel) ist an DIN 33411 [10] angelehnt. Der Koordinatenursprung liegt bei einhändigen Messungen im Handmittelpunkt P2 und bei beidhändiger Kraftausübung im geometrischen Mittelpunkt zwischen den beiden Handmittelpunkten.



Es besteht die Möglichkeit, die Vektogramme für freie Körperhaltungen (z. B. für Untersuchungen der Kippstabilität) oder mithilfe geeigneter Körperabstützungen (zur Beurteilung des Muskelkraftvermögens) zu erfassen. Vergleicht man solche Vektogramme, so erkennt man, dass die Vektogrammbereiche, die der horizontalen Krafrichtung entsprechen, dem Einfluss der Kippstabilität unterliegen, während die Bereiche der vertikalen Krafrichtung durch das Verwenden der Abstützung relativ unberührt bleiben und nur durch das maximale Muskelkraftvermögen der Versuchsperson begrenzt werden.

Will man Kraftwerte bei vielen unterschiedlichen Körperhaltungen und Krafrichtungen übersichtlich präsentieren, so bietet sich eine Darstellung mit perzentilierten Ganzkörperkraftwerten in tabellarischer Form wie in DIN 33411 [10] oder in [5] an (siehe Abbildung 2.38).

Abbildung 2.38: Darstellung mit Ganzkörperkraftwerten in perzentilierter Form nach [5]





2.6 Literatur

- [1] *Mainzer, J.*: Ermittlung und Normung von Körperkräften – dargestellt am Beispiel der statischen Betätigung von Handrädern. VDI-Verlag, Düsseldorf 1982
- [2] *Rohmert, W.*: Maximalkräfte von Männern im Bewegungsraum der Arme und Beine. Forschungsbericht Nr. 1616 des Landes Nordrhein-Westfalen. Westdeutscher Verlag, Köln 1966
- [3] *Rohmert, W.*: Körperkräfte. In: *Brokmann, W.* (Hrsg.): Arbeitsgestaltung in Produktion und Verwaltung – Taschenbuch für den Praktiker. Wirtschaftsverlag Bachem, Köln 1989
- [4] *Laurig, W.*: Beurteilung einseitig dynamischer Muskelarbeit. Beuth, Berlin 1974
- [5] *Rohmert, W.; Berg, K.; Bruder, R.; Schaub K.*: Kräfteatlas, Teil 1. Datenauswertung statischer Aktionskräfte. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin: Forschungsbericht Fb 09.004. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven 1994
- [6] DIN 33411-1: Körperkräfte des Menschen; Begriffe, Zusammenhänge, Bestimmungsgrößen (9/82). Beuth, Berlin 1982
- [7] *Kroemer, K. H. E.*: Die Messung der Muskelstärke des Menschen. Methoden und Techniken. Forschungsbericht Nr. 161. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, Dortmund 1977
- [8] *Ellegast, R.*: Personengebundenes Messsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. BIA-Report 5/98. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 1998. <http://www.dguv.de/bgja>, Webcode d6633
- [9] *Winter, D. A.*: Biomechanics and motor control of human movement. 3. Aufl. John Wiley & Sons, New York 2005
- [10] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen – Maximale statische Aktionskräfte, Werte. Beuth, Berlin 1999



-
- [11] *Rohmert, W.; Mainzer, J.; Kanz, U.:* Vektogramme als biomechanisch-physiologische Modelle von Körperstellungskräften. *Z. Arbeitswiss.* 41 (1987) Nr. 3, S.169-173

3 Ergebnisse – Kraftatlas

3.1 Messungen in den Betrieben

3.1.1 Ganzkörperkräfte – Mittelwerte und Perzentiltabellen

Für die Ermittlung der Verläufe der resultierenden Gesamtkräfte, ihrer Komponenten und Standardabweichungen aller Kraftfälle entwickelte das IAD eine Software. Diese dient dazu, darzustellen, wie sich die Aktionskräfte mit ihren Komponenten und Standardabweichungen in Abhängigkeit von der Vergrößerung des Kollektivs entwickeln. Die Abbildungen 3.1 und 3.2 (Seite 72) zeigen Kraftfälle, bei denen die Aktionskraft der ersten Probanden bei ca. 580 bis 590 N liegt. Bei 80 bis 220 Messungen liegt das Niveau auf ca. 480 N und sinkt bei 225 bis 275 auf ca. 460 N ab. Die Standardabweichungen liegen im Bereich ± 100 N.

Die Software erlaubt es, die Messergebnisse kraftfall-, richtungs- oder haltungsbezogen darzustellen (Abbildung 3.3, Seite 72).

Abbildung 3.1:
Resultierende Gesamtkraft (in N) für Kraftfall „aufrecht stehend“ (Griffhöhe = 150 cm, ein Fuß auf $d = 50$ cm von Griffen); Richtung: -B (drücken nach vorn); Messungen: $n = 296$ – großes Bild, $n = 574$ – kleines Bild unten rechts)

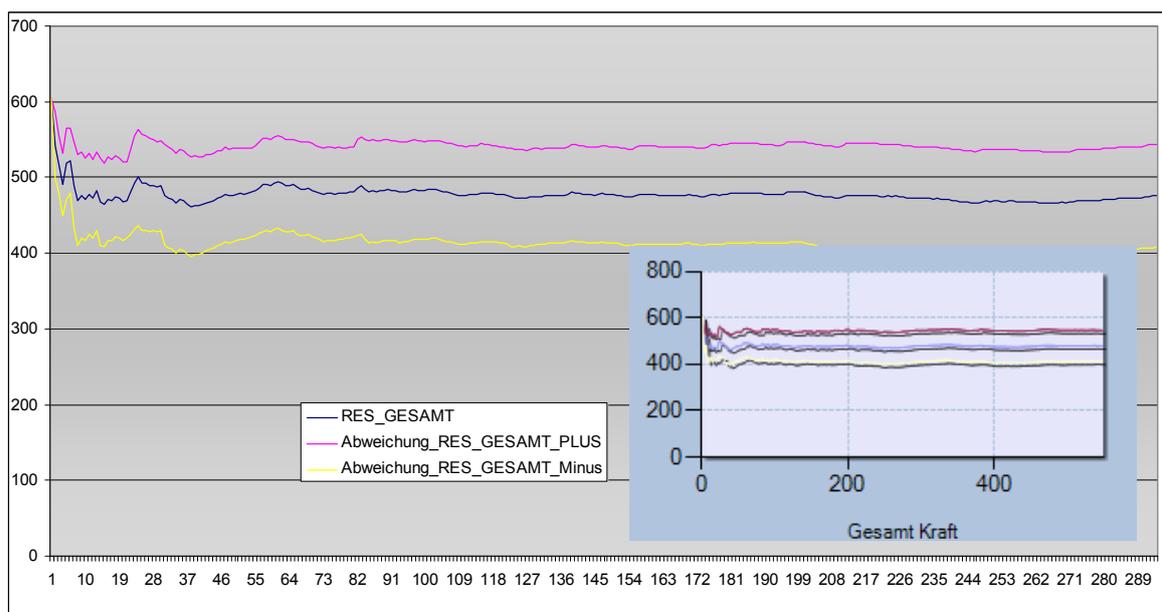




Abbildung 3.2:
 Hauptkomponente VX (in N) der resultierenden Gesamtkraft für Kraftfall „aufrecht stehend“ (Griffhöhe = 150 cm, ein Fuß auf $d = 50$ cm; Richtung: -B; Messungen: $n = 296$ – großes Bild, $n = 574$ – kleines Bild unten rechts)

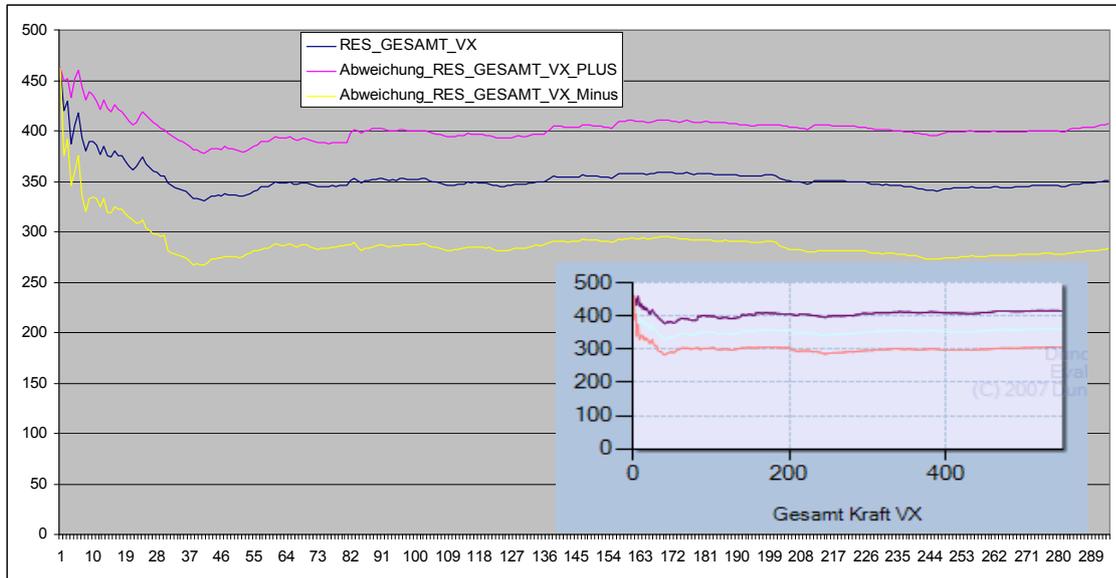
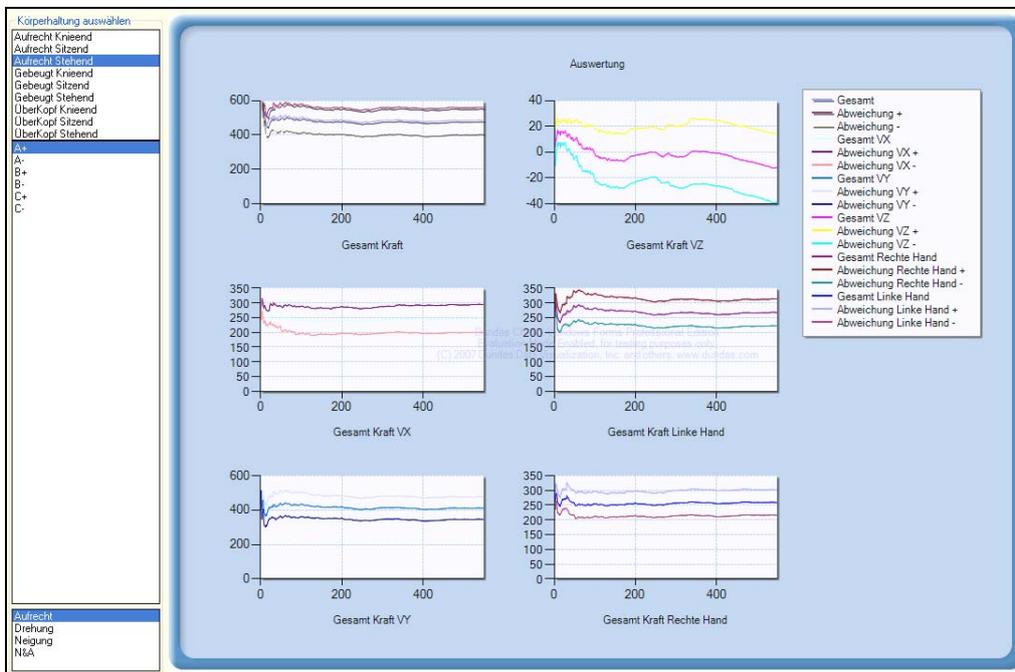


Abbildung 3.3:
 Maximale Kräfte für den Fall „aufrecht stehend“, Richtung: +A; Griffhöhe = 150 cm, ein Fuß auf $d = 50$ cm





Die im Probandenkollektiv gemessenen Kraftwerte wurden statistisch aufbereitet, dabei wurden berücksichtigt:

- Mittelwerte,
- Streuung und
- Perzentilwerte der Verteilung.

Das arithmetische Mittel hat den Nachteil, dass es stark durch extrem hohe oder niedrige Einzelwerte (sog. Ausreißer) mehrfach – durch ihre Höhe und ihre Häufigkeit – beeinflusst wird. Weniger kritisch lässt sich ein Häufigkeitsmittel mit dem Median beschreiben: Er wird nur durch die Häufigkeit von Ausreißern, nicht aber durch die Höhe ihrer Abweichung vom Mittelwert beeinflusst. Der Median ist derjenige Wert, vor und nach dem in einer geordneten Rangreihe die gleiche Anzahl von Beobachtungen liegt. Er entspricht somit dem 50. Perzentil einer Stichprobe. Die Hälfte der Einzelbeobachtungen weisen niedrigere Werte als oder gleich hohe auf wie das 50. Perzentil und die zweite Hälfte der Einzelbeobachtungen weisen höhere Werte auf.

Kraftmittelwerte und Standardabweichungen

In Tabelle 3.1 (Seite 74) sind gemessene Kräfte (Mittelwerte und Standardabweichungen) in definierten Haltungen für sechs Richtungen zusammengefasst. Die Beschreibung der Kräfte in $\pm C$ -Richtungen stellt gegenüber den anderen Richtungen einen Sonderfall dar. Die Ausführung der $\pm C$ -Krafftälle erfolgte jeweils beidarmig nach innen (Zusammendrücken) oder nach außen (Auseinanderziehen), weshalb hier nicht die vektorielle Summe der Aktionskräfte der rechten und linken Seite betrachtet wurde, sondern nur die Aktionskraft der rechten Seite bzw. der Mittelwert beider Seiten (siehe BGIA-Laborstudie, Abschnitt 3.2.2, Seite 105 ff.). Dies entspricht der Kraft, die auf ein Werkstück in der Praxis ausgeübt werden kann – die Summe der Beträge beider Armkräfte ist aber ungefähr doppelt so groß. Die im Kraftatlas aufgeführten Werte entsprechen einer einarmigen Kraftausübung mit Abstützung des zweiten Arms. Deshalb erscheinen sie im Vergleich zu den Richtungen $\pm A$ und $\pm B$ geringer. Steht der zweite Arm für eine Abstützung nicht zur Verfügung, so muss gemäß Kraftbewertungsverfahren (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) der Wert für eine „einarmige“ Kraftausübung ermittelt werden.



Tabelle 3.1:
Gemessene Kräfte (in N; Mittelwerte und Standardabweichungen) in definierten
Haltungen für sechs Richtungen

Körperhaltung	Kraftrichtung					
	+A	-A	+B	-B	+C (halbiert)	-C (halbiert)
aufrecht stehend	484 ± 74	495 ± 62	325 ± 43	478 ± 67	307 ± 47	228 ± 49
gebeugt stehend	460 ± 90	391 ± 56	409 ± 59	608 ± 104	330 ± 48	230 ± 42
über Kopf stehend	421 ± 53	478 ± 56	303 ± 45	487 ± 75	235 ± 36	240 ± 43
aufrecht sitzend	416 ± 65	450 ± 51	412 ± 48	389 ± 50	274 ± 41	265 ± 44
gebeugt sitzend	408 ± 70	372 ± 46	474 ± 61	435 ± 67	296 ± 48	232 ± 38
über Kopf sitzend	387 ± 43	462 ± 48	375 ± 45	364 ± 36	215 ± 30	227 ± 35
aufrecht kniend	447 ± 71	427 ± 53	477 ± 71	515 ± 82	320 ± 49	257 ± 42
gebeugt kniend	394 ± 71	351 ± 42	538 ± 94	465 ± 74	309 ± 49	222 ± 38
über Kopf kniend	450 ± 66	503 ± 58	420 ± 53	436 ± 64	248 ± 45	294 ± 46

Aus Tabelle 3.1 und den Abbildungen 3.4 bis 3.6 ist erkennbar, dass die höchsten Kräfte (608 N) für den Fall „gebeugt stehend“ für die Richtung -B gemessen wurden. Kräfte für andere Kraftfälle sind deutlich niedriger, z. B. liegt der Mittelwert für den Fall „aufrecht kniend“ bei 515 N. Die Standardabweichungen sind recht ausgeglichen und bewegen sich im Bereich von ca. 50 bis ca. 75 N mit einem Spitzenwert von 104 N für den Fall „gebeugt stehend“ für die Richtung -B.

Die Kraftmittelwerte für die stehenden Haltungen für die Richtungen ±A liegen im Bereich von 391 bis 495 N. Wesentlich größere Unterschiede von 303 bis 608 N wurden für +B und -B ermittelt. Die Möglichkeit für Probanden, sich am Kraftmessgestell mit einem Fuß abzustützen, zeigt bei der Richtung +B geringe Wirkung auf das gemessene Kraftniveau.



Abbildung 3.4:
Gemessene Kräfte (in N) im Stehen in drei Haltungen für sechs Richtungen
(Mittelwerte und Standardabweichungen /sd/)

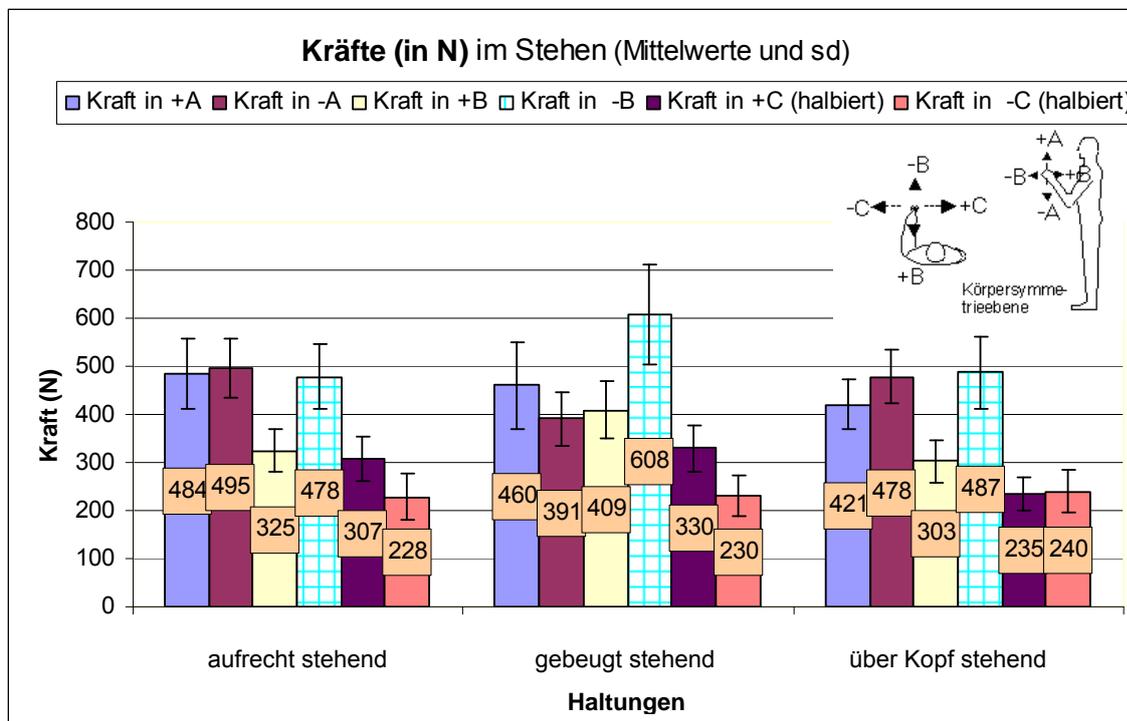


Abbildung 3.5:
Gemessene Kräfte (in N) im Sitzen, in drei Haltungen für sechs Richtungen
(Mittelwerte und Standardabweichungen /sd/)

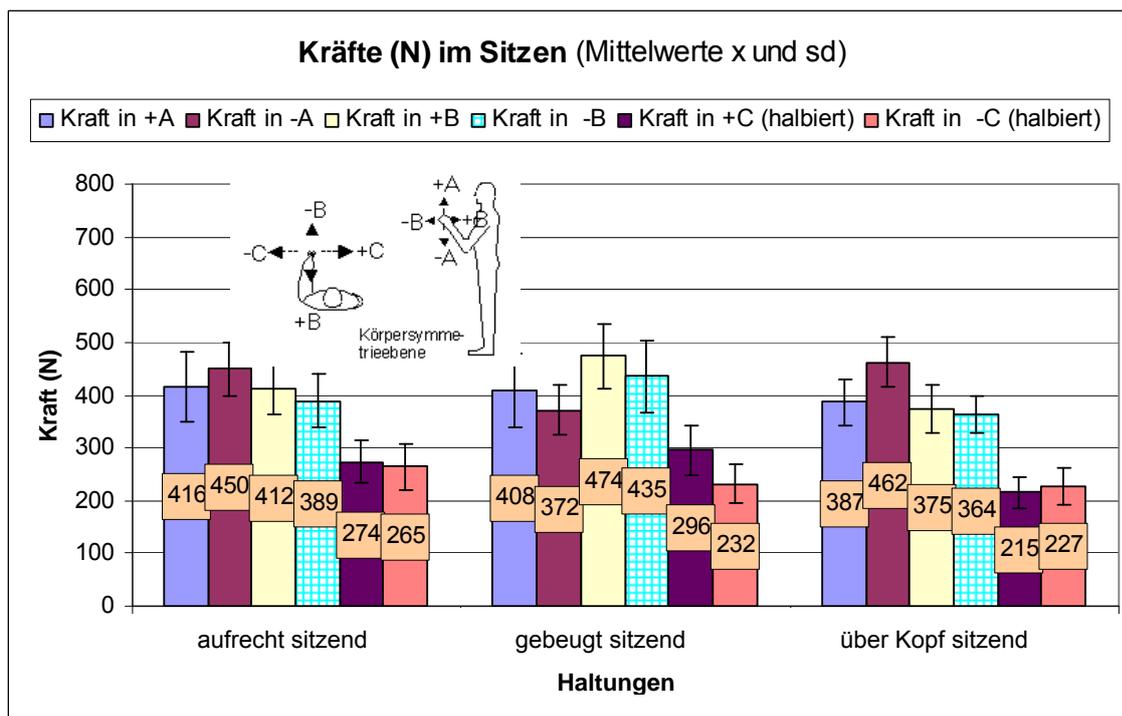
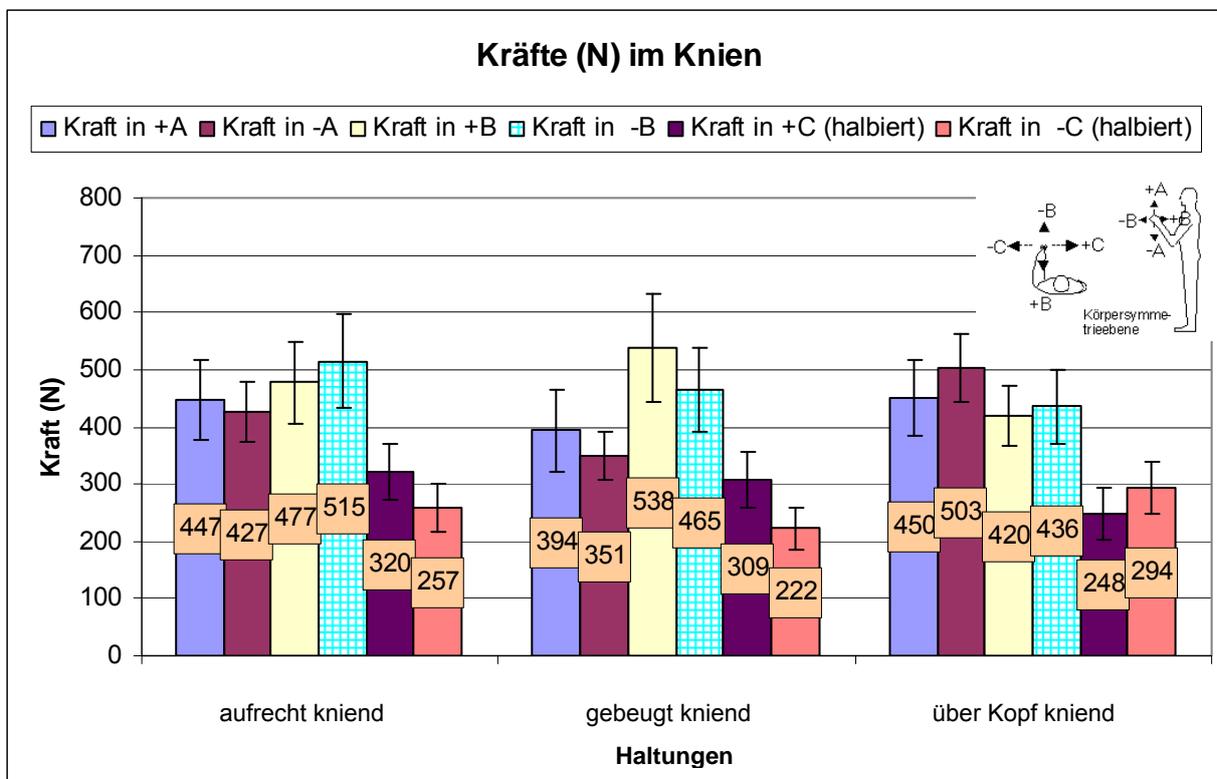




Abbildung 3.6:
Gemessene Kräfte im Knie (in N), in drei Haltungen für sechs Richtungen
(Mittelwerte und Standardabweichungen)



Die im Sitzen aufgebrachten Kräfte (Abbildung 3.5) sind deutlich kleiner als im Stehen. Sie bewegen sich für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ im Bereich von 364 bis 474 N und für $\pm C$ im Bereich von 215 bis 296 N. Es ist anzumerken, dass im Sitzen höhere Kräfte in Richtung +B (zu sich ziehen) gemessen wurden als im Stehen. Hier war wiederum die Abstützung mit einem Fuß unten am Kraftmessgestell erlaubt. Die Standardabweichungen liegen im Bereich von 35 bis 70 N.

Noch höhere Kräfte in Richtung +B (zu sich ziehen) wurden im Knie gemessen (Abbildung 3.6). Sie liegen in dieser Richtung im Bereich von 420 (über Kopf kniend) bis 538 N (gebeugt kniend). Dies ist eine wichtige Aussage für die Arbeitsgestalter und Planer. Insgesamt sind die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ recht ausgeglichen.



Zusammenfassung der Feldstudie hinsichtlich der Ganzkörperkräfte für Krafftälle mit symmetrischen Haltungen

Die Abbildungen 3.7 und 3.8 präsentieren die Zusammenfassung der gemessenen statischen Ganzkörperkräfte (haltungsbezogen bzw. richtungsbezogen) für alle analysierten Krafftälle der Feldstudie.

Abbildung 3.7: Haltungsbezogene gemessene Kräfte (in N) für alle analysierten Krafftälle (Mittelwerte und Standardabweichungen /sd/)

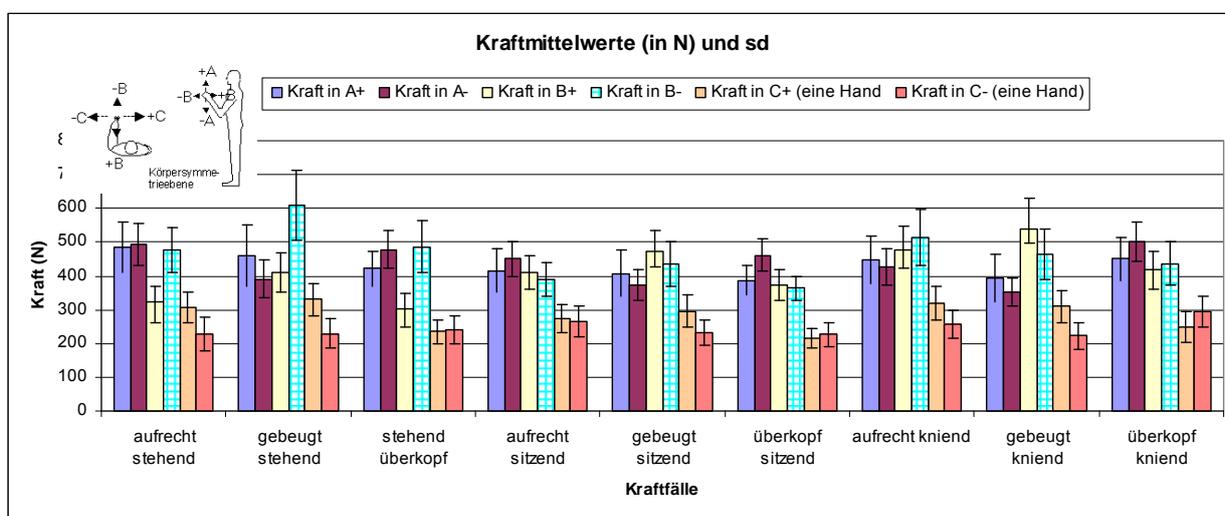
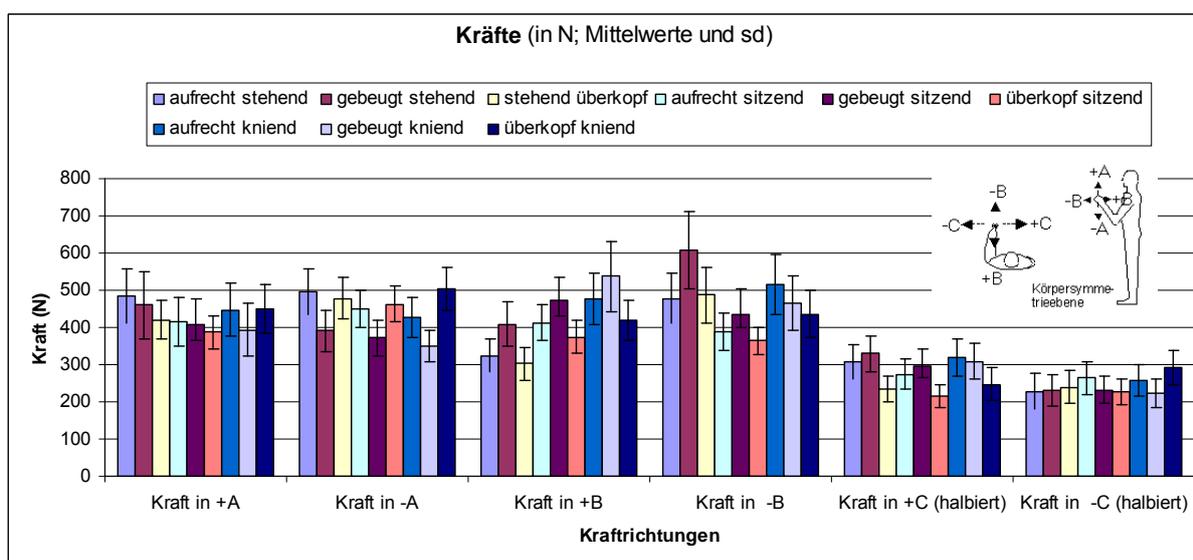


Abbildung 3.8: Richtungsbezogene gemessene Kräfte (in N) für die analysierten Krafftälle in den Feldmessungen (Mittelwerte und Standardabweichungen /sd/)





- Erwartungsgemäß sind die gemessenen maximalen isometrischen Ganzkörperkräfte von mehreren Faktoren abhängig, vor allem von der Motivation, Körper- und Hand-Arm-Haltung, Krafrichtung, Griffhöhe und Fußstellung.

- Die Kraftmittelwerte für die stehenden Haltungen für die Richtungen $\pm A$ liegen im Bereich bis 495 N. Hier wurde folgende Abhängigkeiten festgestellt:

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für -A) und}$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +A)}$$

- Der höchste Kraftmittelwert bis 608 N (Standardabweichung = 104 N) wurde im Stehen bei der Krafrichtung -B ermittelt. Für die Krafrichtungen $\pm B$ gilt (siehe Tabelle 3.1):

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{aufrecht}} \text{ (für -B) und}$$

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +B)}$$

- Für die stehenden Haltungen und die Krafrichtungen $\pm C$ wurde ermittelt:

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +C) und}$$

$$F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} \text{ (für -C)}$$

- Die im Sitzen aufgebrauchten Kräfte sind für die Krafrichtungen $\pm A$ und -B kleinere als im Stehen. Sie erreichen für die Krafrichtungen $\pm A$ und +B bis zu 474 N. Es ist anzumerken, dass in Richtung +B (zu sich ziehen) im Sitzen höhere Kräfte gemessen wurden als im Stehen, da hier der Einsatz des Körpergewichtes besser möglich war. Hier war die Abstützung mit einem Fuß unten am Kraftmessgestell erlaubt. Für die sitzenden Haltungen und verschiedenen Richtungen gilt:

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +A und -C)}$$

$$F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für -A)}$$

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } \pm B \text{ und +C)}$$

- Höhere Kräfte im Knien wurden in Richtung +B (zu sich ziehen) gemessen (vgl. Abschnitt 3.1.1). Sie betragen in dieser Richtung bis zu 538 N für „gebeugt kniend“. Insgesamt sind die Kraftniveaus für die Krafrichtungen $\pm A$ und



$\pm B$ recht ausgeglichen. Für die knienden Haltungen gilt in den verschiedenen Richtungen:

$$F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für } \pm A)$$

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } +B)$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } -B)$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } \pm C)$$

Einfluss der Krafrichtung auf die Kraft

- Die höchsten Kraftmittelwerte wurden in der Krafrichtung -B (Druckkraft) gemessen und zwar für den Fall „gebeugt stehend“ (Mittelwert 608 N, siehe Tabelle 3.1, Seite 74). Hier war der Einsatz des Körpergewichtes (Vorwärtsneigung, Fußstellung) möglich. Auch enthalten diese Kraftwerte hohe parasitäre Komponenten in Richtung $\pm A$.
- Beim Vergleich der Kräfte in die Richtungen $\pm A$ und $\pm B$ ist erkennbar, dass die niedrigsten Kräfte in die Richtung +B (Zugkraft) aufgebracht wurden. Eine Ausnahme bilden die Kräfte aus den knienden Haltungen (aufrecht und gebeugt kniend). In diesen Haltungen sind die Zugkräfte am höchsten und erreichen entsprechend 538 und 477 N.
- Die Kräfte in $\pm C$ -Richtungen sind ein Sonderfall. Sie wurden beidarmig nach innen oder außen gemessen. Addiert man beide Kraftkomponenten, so ergeben sich sehr große Werte, die nur durch das Muskelkraftvermögen begrenzt sind und in der Realität nicht vorkommen können. Die im Kraftatlas aufgeführten Werte entsprechen einer einarmigen Kraftausübung, wobei der zweite Arm den Körper abstützt. Deshalb erscheinen sie im Vergleich zu den Richtungen $\pm A$ und $\pm B$ geringer. Steht der zweite Arm für eine Abstützung nicht zur Verfügung, so muss gemäß Kraftbewertungsverfahren (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) der Wert für eine „einarmige“ Kraftausübung ermittelt werden.



Perzentilierte Kraftwerte – Basistabellen

Für die praktische Anwendung sind die perzentilierten Werte der Maximalkräfte von Bedeutung. Dieser Abschnitt enthält Basistabellen, die Ergebnisse aus den Feldmessungen für die jeweiligen Körperhaltungen und Krafrichtungen in perzentilierter Form zeigen. Die Basistabellen setzen sich aus folgenden Parametern zusammen:

- übergeordneter Zeilenparameter ist die Körperstellung (stehend, kniend und sitzend), dem die Krafrichtungen ±A, ±B, ±C als weitere Zeilenparameter untergeordnet sind.
- übergeordnete Spaltenparameter (aufrecht, gebeugt und über Kopf). Diese sind wiederum den Kraftperzentilen von 1, 5, 10, 15 ... bis 99 % zugeordnet.

Die Tabellen 3.2 bis 3.4 dienen als Grundlage für das Kraftbewertungsverfahren (siehe auch Kapitel 5, Seite 143 ff.).

Tabelle 3.2:
Statische maximale Kräfte in perzentilierter Form für die aufrechten Haltungen stehend, kniend und sitzend (Kräfte in N)

		aufrecht																				
Perzentil		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%
stehend	+A	240	300	353	381	404	420	442	463	482	502	514	530	547	570	586	612	646	676	715	796	924
	-A	272	350	371	403	424	449	461	482	498	519	531	541	557	574	590	611	635	651	691	731	800
	+B	176	216	247	261	274	290	298	311	321	332	341	352	364	380	391	401	422	437	467	506	597
	-B	211	306	344	378	405	432	450	464	483	496	506	523	536	552	570	592	611	635	687	755	885
	+C	106	148	182	204	227	241	253	272	288	301	313	321	332	345	358	379	398	416	444	488	558
	-C	98	136	156	170	190	200	218	235	254	264	278	289	302	314	324	337	353	375	407	447	551
kniend	+A	179	243	290	320	353	376	390	404	418	438	449	477	502	527	546	571	588	629	656	707	794
	-A	216	269	306	346	375	399	406	415	430	442	457	468	479	489	499	507	522	543	558	587	662
	+B	172	260	306	334	358	379	399	419	444	463	485	502	524	549	560	581	605	628	680	723	816
	-B	209	282	343	369	410	426	450	479	497	514	530	554	572	589	615	646	687	709	741	812	1007
	+C	148	179	201	224	243	264	281	291	302	318	333	346	357	373	387	403	417	437	459	494	548
	-C	97	136	158	178	196	207	219	231	243	257	266	274	287	296	308	317	327	342	360	396	488
sitzend	+A	182	249	287	313	333	362	376	389	405	418	437	449	458	477	497	535	558	582	621	681	802
	-A	248	300	351	373	386	407	421	433	441	453	465	473	487	501	518	543	561	575	619	646	722
	+B	244	280	315	330	354	370	382	393	403	419	433	443	457	468	479	491	508	519	551	594	727
	-B	153	197	293	316	338	349	363	374	381	393	411	425	439	447	457	475	485	506	527	596	747
	+C	112	144	171	188	200	215	231	241	252	261	270	280	297	307	318	331	349	367	387	415	478
	-C	93	131	155	173	188	202	217	227	237	248	260	270	284	292	304	318	329	344	373	420	510
		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%



Tabelle 3.3:
Statische maximale Kräfte in perzentilierter Form für die gebeugten Haltungen

		gebengt																				
		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%
stehend	+A	181	238	284	320	347	378	395	413	436	457	485	520	548	578	606	632	654	691	738	830	986
	-A	189	247	270	304	315	333	351	361	371	380	403	432	446	463	483	503	521	545	563	596	688
	+B	213	256	287	313	328	347	366	377	397	415	422	437	455	468	487	510	526	556	594	665	743
	-B	228	337	399	438	470	509	538	579	604	625	645	664	693	734	765	785	830	881	917	975	1103
	+C	133	178	200	223	246	263	279	293	309	322	335	348	367	378	393	407	422	444	467	515	596
	-C	90	115	130	141	158	166	178	193	206	217	229	238	249	259	271	286	301	322	341	377	462
kniend	+A	113	196	245	275	312	327	344	362	378	397	412	427	439	458	479	499	524	555	594	652	729
	-A	204	241	271	289	303	311	322	332	344	354	361	370	381	392	402	410	423	449	471	501	589
	+B	207	282	304	336	372	403	439	461	496	529	553	576	595	616	651	670	714	752	810	858	960
	-B	224	265	306	338	367	394	412	422	445	463	477	492	509	535	559	576	597	623	651	692	835
	+C	139	176	198	218	234	245	257	279	291	302	312	328	344	354	371	388	402	420	443	488	565
	-C	95	118	143	158	167	177	189	196	206	219	229	239	247	254	264	275	285	298	316	347	410
sitzend	+A	173	232	278	296	319	336	350	369	387	403	424	441	460	479	508	529	559	591	634	689	762
	-A	199	235	278	301	321	336	348	366	374	385	401	412	423	436	447	460	473	487	505	525	577
	+B	278	331	357	379	403	413	424	441	456	474	483	499	517	536	554	569	595	625	664	698	862
	-B	210	260	298	327	351	376	390	414	423	436	448	478	498	516	541	564	591	618	651	683	819
	+C	126	164	180	204	214	226	242	257	269	282	301	311	323	336	347	365	382	400	422	465	570
	-C	83	122	139	155	167	180	189	199	207	219	229	238	250	262	275	286	296	311	328	363	402

Tabelle 3.4:
Statische maximale Kräfte in perzentilierter Form für die Über-Kopf-Haltungen

		überkopf																					
		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%	Perzentil
stehend	+A	289	308	341	358	372	391	405	419	432	444	455	466	492	504	512	530	546	570	599	634	716	+A
	-A	306	361	388	411	436	447	463	478	494	506	520	533	546	560	572	591	603	631	658	705	769	-A
	+B	182	205	231	245	255	269	280	291	306	316	329	335	348	367	377	387	411	430	460	501	556	+B
	-B	299	331	358	394	411	431	446	464	479	499	524	542	562	580	599	618	645	675	722	826	1001	-B
	+C	100	123	142	159	172	186	193	203	212	221	235	246	254	263	271	284	297	313	335	367	442	+C
	-C	92	120	132	150	161	176	189	201	212	224	233	248	260	268	281	296	313	330	350	391	461	-C
kniend	+A	210	271	316	343	354	381	400	412	426	440	459	478	501	516	533	561	572	613	636	685	821	+A
	-A	290	352	381	409	430	455	468	481	496	512	522	531	540	560	570	587	600	625	650	698	848	-A
	+B	207	245	297	320	343	362	385	402	412	418	429	448	464	474	485	506	529	545	563	593	683	+B
	-B	213	271	314	338	360	382	396	411	425	437	444	463	478	503	516	531	546	581	602	662	782	-B
	+C	114	155	182	201	221	238	252	262	275	287	301	310	324	338	347	366	381	403	437	464	512	+C
	-C	123	157	182	202	213	237	250	262	278	285	294	303	318	329	342	356	370	391	414	458	534	-C
sitzend	+A	224	262	306	331	345	357	370	381	394	401	412	418	429	441	455	468	480	505	531	553	598	+A
	-A	263	323	373	397	416	421	435	446	454	467	475	493	510	524	531	546	561	573	606	659	757	-A
	+B	204	254	288	303	321	330	341	353	367	380	392	404	416	432	443	456	470	483	498	561	641	+B
	-B	216	266	297	325	334	344	357	363	372	380	390	400	410	420	424	433	440	452	472	508	560	-B
	+C	96	121	142	153	167	179	184	192	199	207	214	221	229	240	248	259	268	278	290	314	370	+C
	-C	88	122	138	152	163	172	188	197	209	216	222	230	242	252	264	272	281	294	313	355	423	-C



Für Planungsanalysen sind die Werte des 15. Perzentils wichtig, um einem großen Teil der Beschäftigten (> 85 %) die Ausübung kraftbetonter Tätigkeiten zu ermöglichen [1]. Nach den Ergebnissen dieser Studie bedeutet dies für alle stehenden Körperhaltungen in die Richtung +A (drücken nach unten) Kräfte in Höhe von ca. 320 bis ca. 380 N. Beim Drücken nach oben (Richtung -A) werden in der Haltung „aufrecht stehend“ höhere Kräfte aufgebracht (bis ca. 410 N). Hier (aufrecht stehend) werden die größten Werte erreicht. Für Ist-Analysen empfiehlt sich die Anwendung „durchschnittlicher“ (P50) oder „untrainierter“ (P20, P25) Kraftwerte (siehe Abschnitt 5.2.2, Seite 185 ff.).

Parallel zur tabellarischen Form wurden grafische Darstellungen der Krafthäufigkeitsverteilungen, der Perzentilkurven sowie der perzentilierten maximalen Kräfte für ausgewählte Kraftperzentile (P5, P15, P50 und P95) für alle Kraftfälle vorbereitet (siehe Anhang B, Seite 225 ff.). Die Abbildungen 3.9 bis 3.12 stellen beispielhaft die Darstellungen für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ im Stehen vor (für $\pm C$ siehe Anhang C, Seite 235 ff.).



Abbildung 3.9:
 a) Grafische Darstellung der Krafthäufigkeitsverteilung für den Fall „aufrecht stehend“, b) perzentilierte maximale Kräfte für „aufrecht stehend“ (Perzentilkurve) sowie c) Kraftperzentile P5, P15, P50, P95 für Kraftfälle im Stehen (aufrecht, gebeugt, über Kopf); alle für die Krafrichtung -A

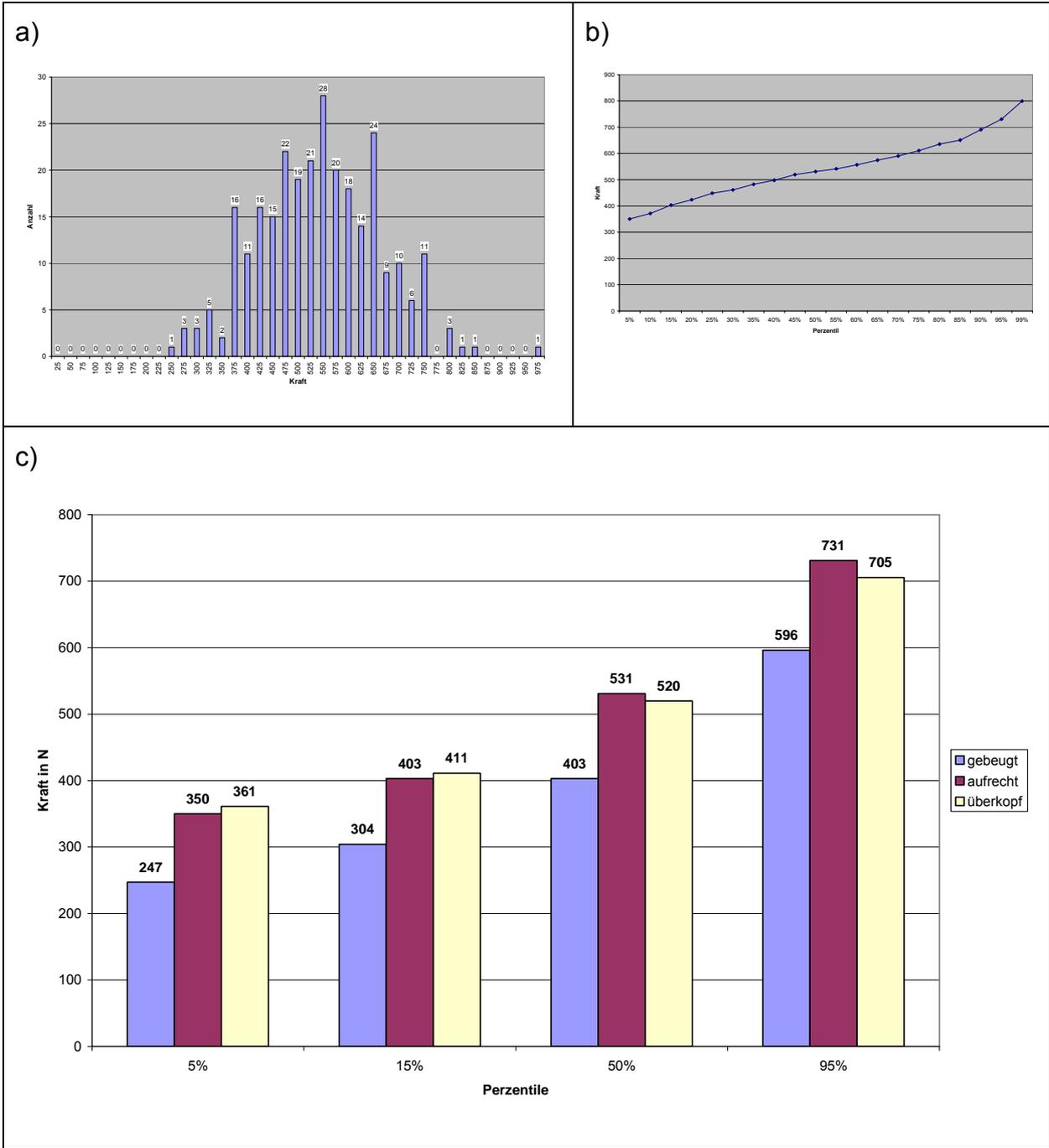




Abbildung 3.10:
 a) Grafische Darstellung der Krafthäufigkeitsverteilung für den Fall „aufrecht stehend“, b) perzentilierte maximale Kräfte für „aufrecht stehend“ (Perzentilkurve), sowie c) Kraftperzentile (P5, P15, P50, P95) für Kraftfälle im Stehen (aufrecht, gebeugt, über Kopf); alle für die Krafrichtung +A

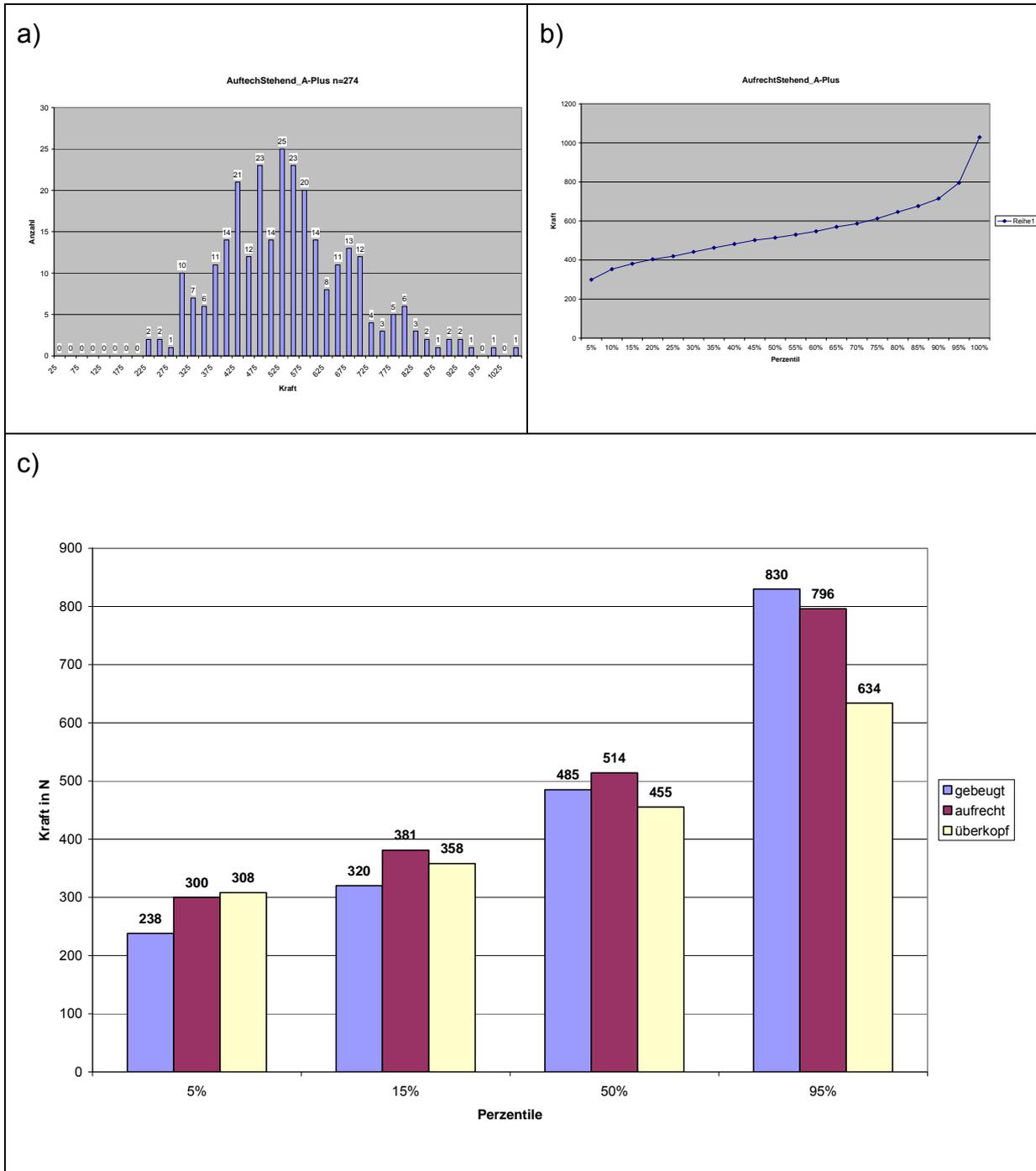
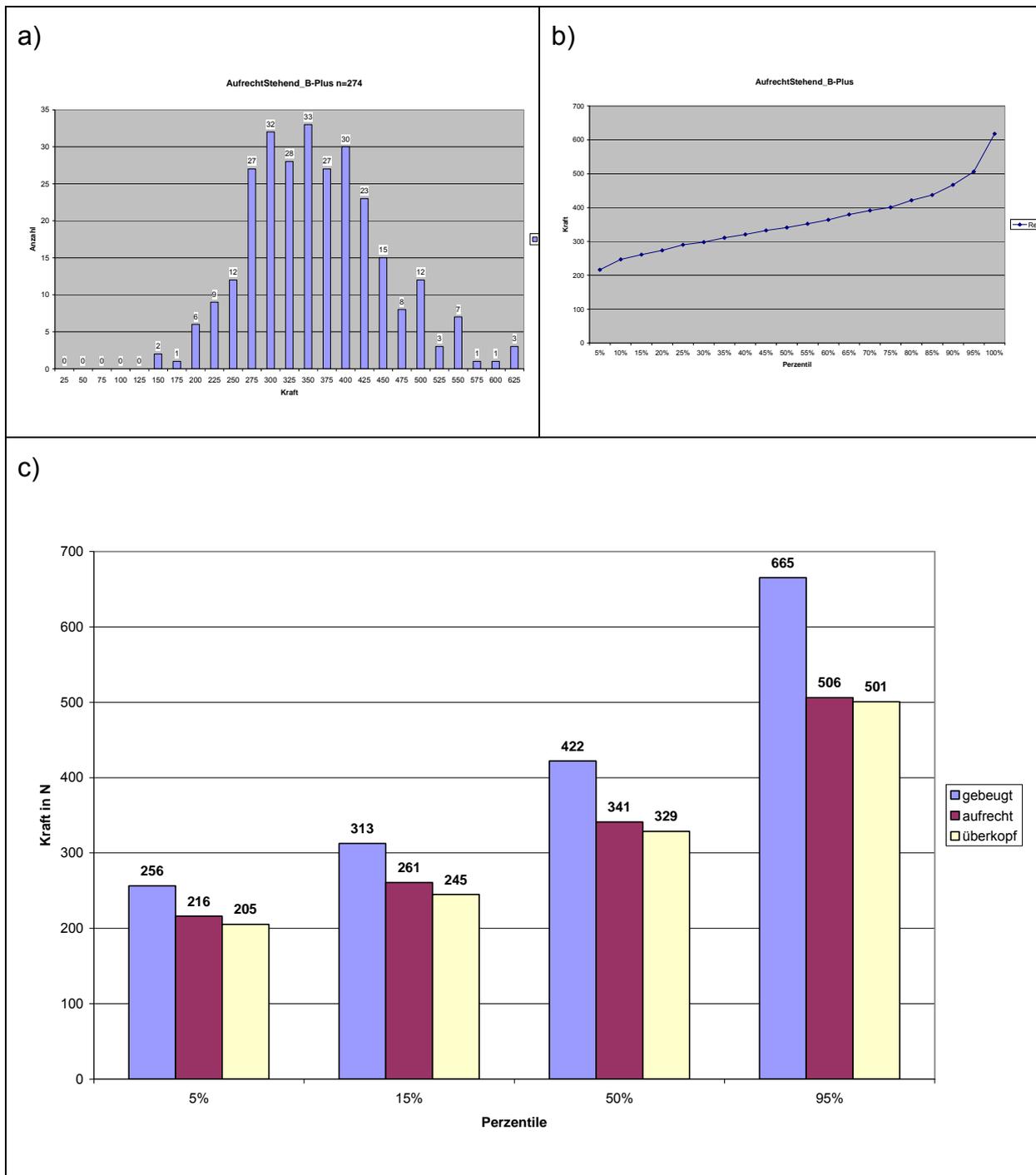




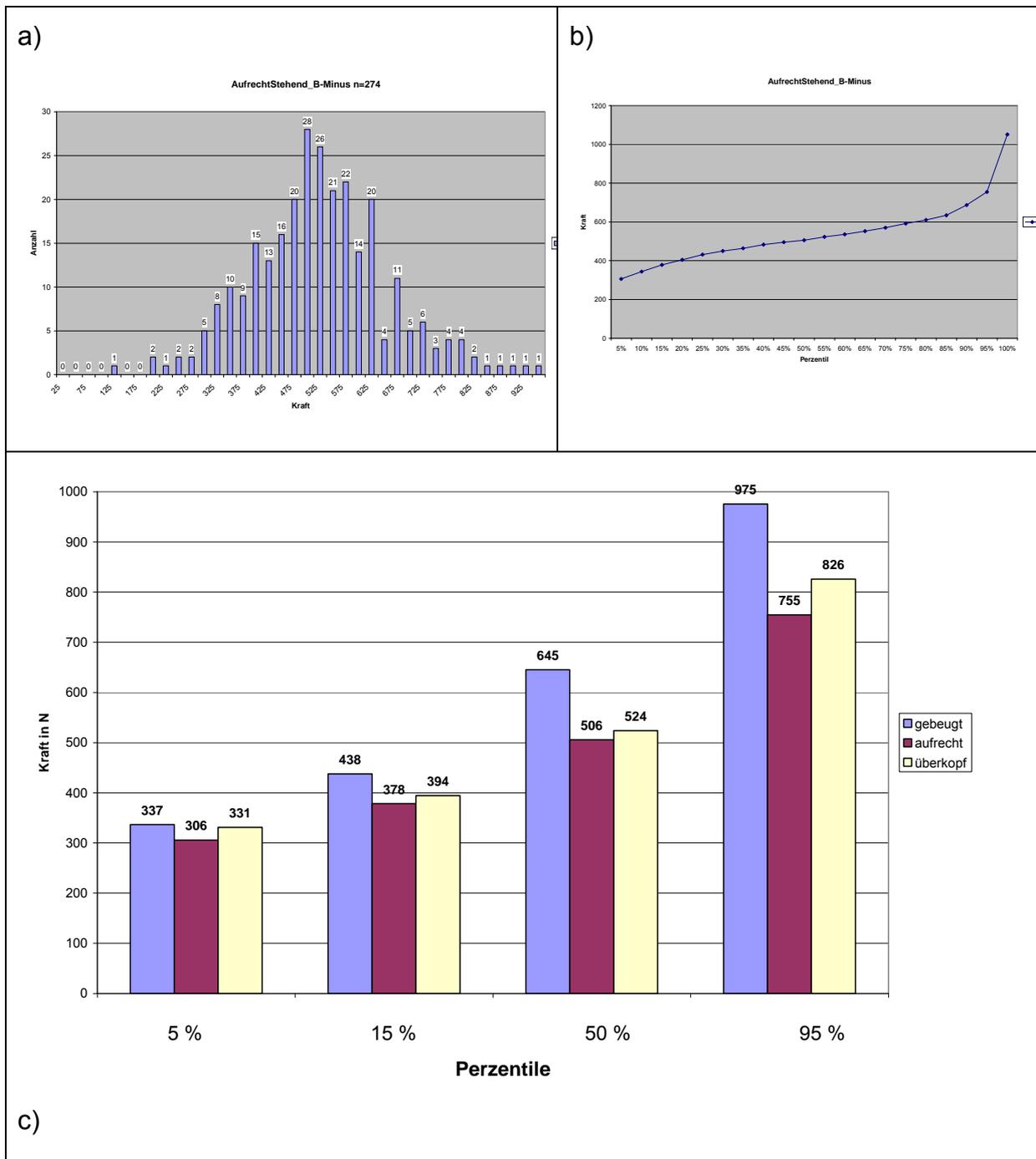
Abbildung 3.11:
 a) Grafische Darstellung der Krafhufigkeitsverteilung für den Fall „aufrecht stehend“, b) perzentilierte maximale Kräfte für „aufrecht stehend“ (Perzentilkurve) sowie c) Kraftperzentile P5, P15, P50, P95 für Kraftfälle im Stehen (aufrecht, gebeugt, über Kopf); alle für die Krafrichtung +B



Beim Vergleich der Ergebnisse für alle Krafrichtungen werden die höchsten isometrischen Kräfte erwartungsgemäß in Richtung -B (drücken nach vorn) aufgebracht (siehe Abbildung 3.12).



Abbildung 3.12: a) Grafische Darstellung der Krafthäufigkeitsverteilung für den Fall „aufrecht stehend“, b) perzentilierte maximale Kräfte (Perzentilkurve) für „aufrecht stehend“ sowie c) Kraftperzentile P5, P15, P50, P95 für Kraftfälle im Stehen (aufrecht, gebeugt, über Kopf); alle für die Krafrichtung -B



3.1.2 Finger-Hand-Kräfte – Mittelwerte und Perzentiltabelle

Im Zeitraum von September 2006 bis Juni 2007 wurden in elf Betrieben der Lkw- und Pkw-Industrie insgesamt über 21 000 Finger-Hand-Kraftmessungen durchgeführt. Die Abbildungen 3.13 und 3.14 zeigen für ausgewählte Krafffälle den Verlauf des arithmetischen Mittelwerts mit Standardabweichung.

Man erkennt an den Verläufen der Mittelwerte, dass sie in der Regel nach ca. 200 Messungen „eingeschwungen“ sind und sich nur noch wenig verändern. Auch die Standardabweichung liegt dann stabil bei ca. 30 % des arithmetischen Mittels. Dies belegt, dass bei der Gesamtanzahl der Messungen (494 bis 580, je nach Krafffall) die folgenden statistischen Analysen gesichert durchgeführt werden können.

Abbildung 3.13:
Verlauf des arithmetischen Mittelwertes mit Standardabweichung bei steigender Anzahl der Messungen für die Faustkraft links mit gebeugtem Arm im Stehen

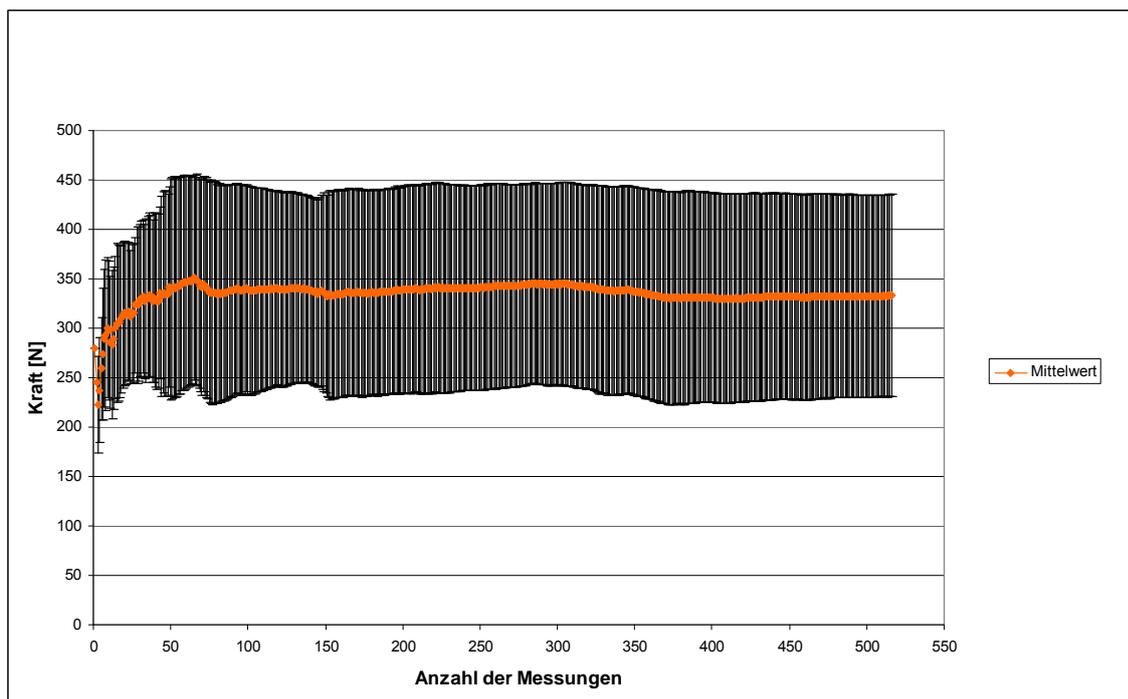
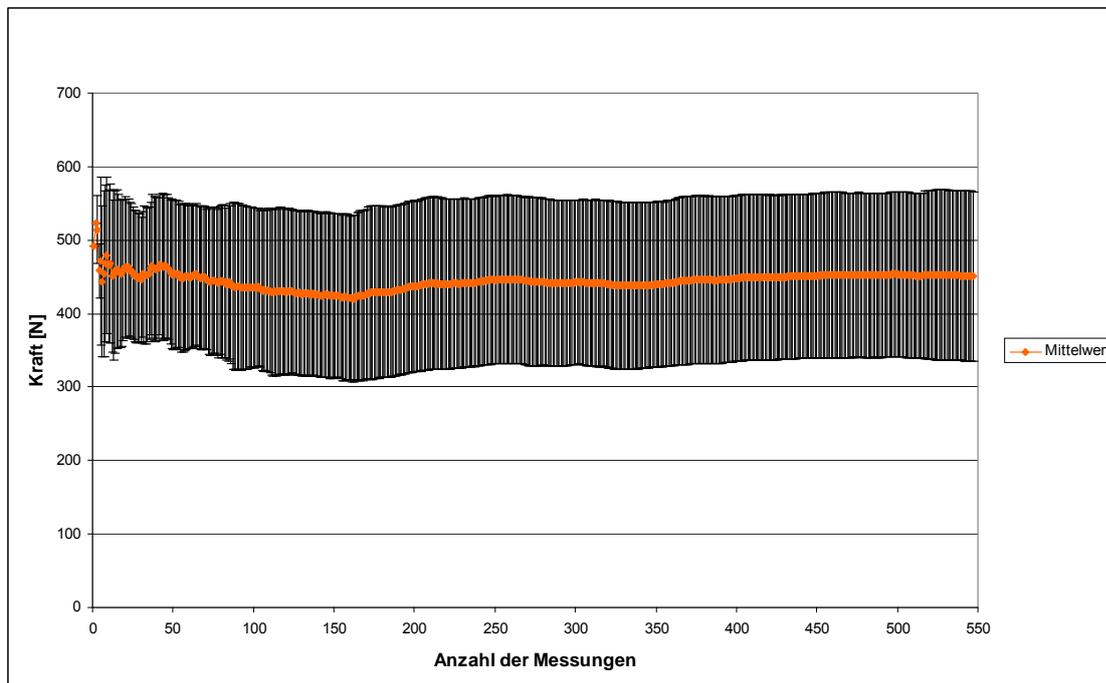


Abbildung 3.14:
Verlauf des arithmetischen Mittelwertes mit Standardabweichung bei steigender Anzahl der Messungen für die Handballenkraft rechts im Stehen



In Tabelle 3.5 sind die Kenndaten für alle Finger-Hand-Kraftmessungen zusammengestellt.

Um diese Kraftwerte für ein Kraftbewertungsverfahren zugänglich zu machen, wurden Häufigkeitsverteilung und Perzentilierung statistisch weiterverarbeitet und analysiert. Die Abbildungen 3.15 und 3.16 (siehe Seite 90) zeigen exemplarisch die Häufigkeitsverteilung und empirische Perzentilkurve ausgewählter Krafftälle.



Tabelle 3.5:
Alle Kraftfälle mit den ermittelten Werten in N und der Anzahl der Messungen

Kraftfall	links					rechts					
	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert	Anzahl der Messungen	
Daumen zwei Finger	103	32	22	278	541	106	33	11	275	542	stehen
Daumen vier Finger gebeugter Arm	117	27	45	275	501	117	28	38	266	501	
Daumen vier Finger gestreckt Arm	118	33	20	309	495	119	32	17	317	494	
Daumen	174	52	53	387	518	174	53	45	358	518	
Daumen Zeigefinger	108	27	12	266	536	111	27	17	272	532	
Faust gebeugter Arm	333	103	33	687	516	343	102	37	699	516	
Faust gestreckter Arm	320	90	69	576	510	334	96	49	622	510	
Handballen	475	117	120	964	547	450	116	96	1 006	547	
Zange gebeugter Arm	307	89	62	620	533	332	96	28	802	535	
Zange gestreckter Arm	310	92	42	695	522	334	88	27	655	522	
Zeigefinger	90	26	33	172	543	98	28	32	181	544	sitzen
Daumen zwei Finger	90	26	13	253	546	93	27	16	269	544	
Daumen vier Finger	113	31	26	298	557	112	31	23	268	556	
Daumen	149	51	41	331	530	152	52	15	344	530	
Daumen Zeigefinger	101	23	14	270	533	102	24	19	259	532	
Faust	348	99	86	637	548	360	103	30	677	548	
Handballen	268	86	27	544	549	267	87	62	620	549	
Zange	314	90	9	594	578	340	96	30	824	580	
Zeigefinger	81	24	23	168	542	90	28	21	195	545	

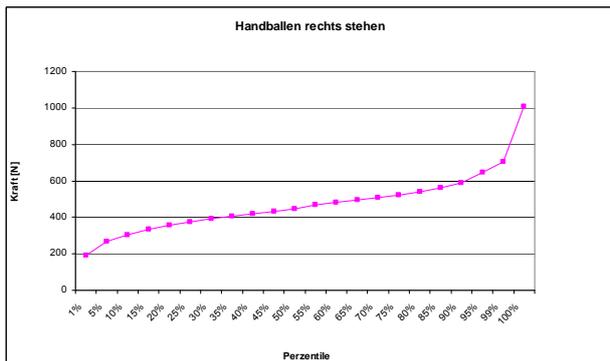
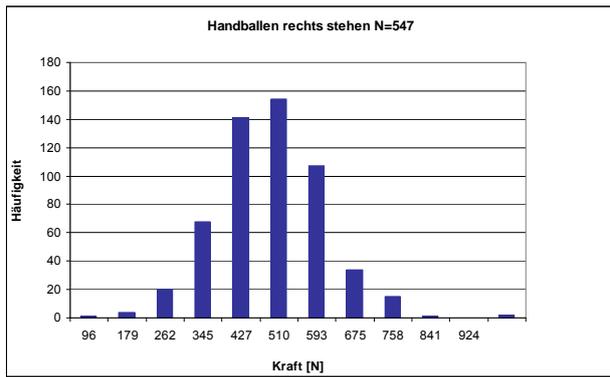


Abbildung 3.15: Häufigkeitsverteilung (oben) und Perzentilcurve (unten) für die Handballenkraft rechts im Stehen

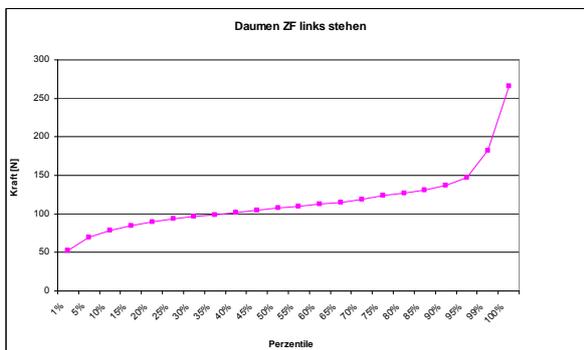
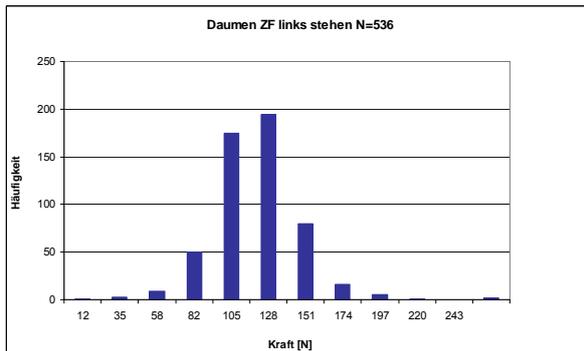


Abbildung 3.16: Häufigkeitsverteilung (oben) und Perzentilcurve (unten) für die Daumenkraft links im Stehen; ZF = Zeigefinger

In Tabelle 3.6 sind alle Messwerte in Form von empirischen Perzentilen dargestellt. Sie dient als Grundlage (Basistabelle) für das Kraftbewertungsverfahren in Kapitel 5 (siehe Seite 143 ff.).



Tabelle 3.6:
Basistabelle mit empirischen Perzentilen für die Finger-Hand-Kräfte der rechten Hand (Werte in N)

	Perzentil	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%
stehen	Daumen zwei Finger	37	63	71	78	83	86	89	91	95	98	101	104	106	110	115	120	127	137	149	170	211
	Daumen vier Finger gebeugter Arm	58	72	81	90	95	100	104	107	109	113	116	119	122	126	128	132	136	141	149	161	191
	Daumen vier Finger gestreckt Arm	61	73	84	90	96	100	103	108	112	115	118	121	124	127	130	132	137	144	152	167	222
	Daumen	66	96	111	123	131	138	145	151	156	163	170	176	183	191	201	207	217	226	247	264	333
	Daumen Zeigefinger	59	73	80	86	92	95	98	102	105	108	110	113	115	118	122	124	128	133	138	151	208
	Faust gebeugter Arm	88	176	214	237	265	278	290	300	319	331	341	353	370	386	403	417	432	445	465	503	570
	Faust gestreckter Arm	88	167	203	231	252	271	287	301	317	330	340	350	361	373	390	400	413	427	450	478	560
	Handballen	194	267	303	337	359	377	392	407	418	434	448	466	480	494	508	520	542	561	588	648	704
	Zange gebeugter Arm	114	196	222	236	255	269	282	295	307	317	331	336	345	356	368	384	403	426	454	494	586
	Zange gestreckter Arm	128	182	221	250	266	280	294	305	314	326	338	347	356	363	373	385	397	413	440	476	553
Zeigefinger	45	57	65	72	76	79	83	85	87	91	95	98	102	107	111	115	122	129	140	150	168	
sitzen	Daumen zwei Finger	33	54	64	68	73	77	80	83	87	90	92	93	96	98	102	105	111	115	120	137	180
	Daumen vier Finger	35	64	74	83	90	95	99	102	105	108	113	116	120	123	126	130	134	139	147	159	188
	Daumen	49	74	88	102	110	116	123	128	135	140	147	153	160	165	175	184	194	203	216	239	306
	Daumen Zeigefinger	30	60	75	82	85	89	93	96	99	101	104	106	109	111	114	116	120	123	128	135	150
	Faust	96	183	219	254	279	289	309	323	338	350	364	378	394	405	419	436	450	471	494	521	559
	Handballen	95	144	163	176	190	200	213	227	236	245	260	272	288	298	309	325	342	359	383	413	499
	Zange	101	177	222	246	266	279	295	307	319	328	341	350	361	372	384	401	419	436	456	493	558
	Zeigefinger	35	51	57	64	67	70	74	77	79	84	87	91	93	97	101	105	111	117	126	135	174

3.1.3 Darstellung im Kraftatlas

Maximale statische Ganzkörperkräfte von Männern sind in Abbildung 3.17 (siehe Seite 92) beispielhaft präsentiert. Maximale resultierende Kräfte der Männer werden für neun Krafftälle (jeweils für drei stehende Haltungen, drei kniende und drei sitzende) sowie sechs Krafrichtungen für das 15. und das 50. Perzentil dargestellt. Das 15. Kraftperzentil dient für Planungsanalysen und das 50. für die Ist-Analysen.

Als Grundlage zur Berechnung dienen die Werte aus den Basistabellen (siehe Abschnitt 3.1.1, Seite 71).

In Abbildung 3.18 (siehe Seite 92) sind die maximalen statischen Finger-Hand-Kräfte von Männern präsentiert. Diese Form wird für die Kraftatlasdarstellung verwendet. In den oberen Zeilen für die jeweilige Armhaltung finden sich die Kräfte (Mittelwerte und Standardabweichungen) für die rechte Hand (fett), in den unteren Zeilen für die linke Hand. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kräften der rechten und linken Arme festgestellt, was den Erkenntnissen aus der Literatur entspricht.



Abbildung 3.17: Darstellung im montagespezifischen Kraftatlas (beispielhaft)

Montagespezifischer Kraftatlas																	
F_{max}		Alle Kräfte in Newton [N]															
Ganzkörperkräfte, beidhändig, Männer (Korrekturfaktor für Frauenwerte: 0,5)																	
Die angegebenen Werte sind die Resultierenden der Kraftvektoren auf 5 N gerundet																	
P15 : 15. männliches Kraftperzentil (für Planungsanalysen)																	
P50: 50. männliches Kraftperzentil (für Ist-Analysen)																	
aufrecht		P15		P50		gebeugt		P15		P50		über Kopf		P15		P50	
	+A	380		515			+A	320		485			+A	360		455	
	-A	405		530			-A	305		405			-A	410		520	
	+B	260		340			+B	315		420			+B	245		330	
	-B	380		505			-B	440		645			-B	395		525	
	+C	205		315			+C	225		335			+C	160		235	
	-C	170		280			-C	140		230			-C	150		235	
stehen - aufrecht		h = 1 500 mm				gebeugt		h = 1 100 mm				über Kopf		h = 1 700 mm			
	+A	320		450			+A	275		410			+A	345		460	
	-A	345		455			-A	290		360			-A	410		520	
	+B	335		485			+B	335		555			+B	320		430	
	-B	370		530			-B	340		475			-B	340		445	
	+C	225		335			+C	220		310			+C	200		300	
	-C	180		265			-C	160		230			-C	200		295	
knien - aufrecht		h = 800 mm				gebeugt		h = 600 mm				über Kopf		h = 1 100 mm			
	+A	315		435			+A	295		425			+A	330		410	
	-A	375		465			-A	300		400			-A	395		475	
	+B	330		435			+B	380		485			+B	305		390	
	-B	315		410			-B	325		450			-B	325		390	
	+C	190		270			+C	205		300			+C	155		215	
	-C	175		260			-C	155		230			-C	150		220	
sitzen - aufrecht		h = 1 000 mm				gebeugt		h = 800 mm				über Kopf		h = 1 200 mm			

Abbildung 3.18: : Maximale statische Finger-Hand-Kräfte von Männern für rechte und linke Hand (Anzahl der Messungen $n = ca. 550$)

Montagespezifischer Kraftatlas																	
F_{max}		Finger-Hand-Kräfte Männer; alle Kräfte (Mittelwert und Standardabweichung) in [N] für rechte und linke Hand															
Kraftfall		Ø 40 mm		Abstand 15 mm		Abstand 15 mm		Greifweite 65 mm		Greifweite 65 mm		Greifweite 51 mm		Greifweite 51 mm			
Armhaltung	Körperhaltung		Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	
	Frei		360±103 348±99		152±52 149±51		102±24 101±23		93±27 90±26		340±96 314±90		267±87 268±86		90±28 81±24		112±31 113±31
	Gebeugt 90°			343±102 333±103				111±27 108±27		106±33 103±32		332±96 307±89					117±28 117±27
	Gestreckt			334±96 320±90		174±53 174±52						334±88 310±92		450±116 475±117		98±28 90±26	



3.1.4 Kraftatlas: Tabellen mit resultierender Kraft, der Hauptkomponente sowie dem Richtungsvektor in der Hauptebene

Bei den Kraftmessungen zeigt sich, dass die ausgeübte Kraft in der Regel in ihrer Richtung von der theoretisch geforderten Aktionskraft abweicht und neben der – für die mechanische Aktion erforderlichen bzw. „effektiven“ Komponente der Aktionskraft – weitere Kraftkomponenten zum Einsatz kommen, die zur Erfüllung der unmittelbaren Arbeitsaufgabe nicht beitragen [2]. Diese Kraftkomponenten (Gesamt VY und VZ, vgl. Abbildung 3.19) werden im Folgenden „parasitäre Kräfte“ genannt. Die Werte in Abbildung 3.19 stellen die erste Messung (Nr. 0) sowie eine Messwiederholung (Nr. 1, im unteren Teil) dar.

Abbildung 3.19: Ergebnisprotokoll von VP 23 (exemplarisch), Krafftfall „aufrecht stehend“, Griffhöhe = 150 cm, ein Fuß auf $d = 50$ cm von Griffen; Krafftrichtung: -B (Werte in N)

Proband	Versuch	Nr	Gesamt	Gesamt VX	Gesamt VY	Gesamt VZ	
23	AufrechtStehendB_Minus_Aufrecht	0	377,02	309,05	213,84	-26,48	
VP-Daten: - Alter: 40 Jahre; - Körpergröße: 178 cm; - Gewicht: ca. 71 kg (HWS)			Linke Hand	Rechte Hand			
			LH_VX	LH_VY	LH_VZ		
			RH_VX	RH_VY	RH_VZ		
			160,33	220,01			
107,97	118,48	-0,16					
110,89	190,78	-26,34					
Proband	Versuch	Nr	Gesamt	Gesamt VX	Gesamt VY	Gesamt VZ	
23	AufrechtStehendB_Minus_Aufrecht	1	511,67	398,68	328,42	-35,95	
			Linke Hand	Rechte Hand			
			LH_VX	LH_VY	LH_VZ		
			RH_VX	RH_VY	RH_VZ		
			218,36	306,15			
166,10	145,08	-14,98					
163,79	257,81	-20,96					

Die Ergebnisse in den Abbildungen 3.20 bis 3.22 (siehe Seite 94 ff.) zeigen die resultierenden Kräfte der gemessenen Krafftfälle (beide in perzentilierter Form) und die Richtung des resultierenden Vektors jeweils in der Hauptebene der geforderten Krafftrichtung.



Die Werte in Tabelle 3.7 zeigen, dass die „parasitären“ Kräfte (berechnet anhand der Kraftmittelwerte) relativ hoch liegen können – bis 30 % beim Drücken nach vorn für Kraftfall „über Kopf stehend“. Dies sollte bei der Planung von Tätigkeiten und Arbeitsplätzen berücksichtigt werden.

Abbildung 3.20:
Resultierende Kraft, effektive Komponente und deren Richtungsvektor in der Hauptebene für kniende Haltungen (Werte in N)

Kniend aufrecht																		
Perzentil	A+	Komp. Y		A-	Komp. Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z	C-	Komp.Z		
5	243	194	↗	269	248	↘	260	210	↘	282	225	↗	179	158	↖	136	120	↖
10	290	238	↗	306	282	↘	306	252	↘	343	258	↗	201	184	↖	158	142	↖
15	320	271	↗	346	313	↘	334	276	↘	369	292	↗	224	208	↖	178	154	↖
50	449	406	↗	457	425	↘	485	470	↘	530	405	↗	333	300	↖	266	234	↖
75	571	493	↗	507	483	↘	581	563	↘	646	501	↗	403	366	↖	317	280	↖
95	707	589	↗	587	574	↘	723	716	↘	812	640	↗	494	464	↖	396	357	↖

Kniend gebeugt																		
Perzentil	A+	Komp. Y		A-	Komp. Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z	C-	Komp.Z		
5	196	161	↗	241	220	↘	282	237	↘	265	234	↗	176	155	↖	118	101	↖
10	245	200	↗	271	244	↘	304	277	↘	306	255	↗	198	170	↖	143	122	↖
15	275	237	↗	289	264	↘	336	322	↘	338	284	↗	218	203	↖	158	130	↖
50	412	386	↗	361	348	↘	553	549	↘	477	413	↗	312	291	↖	229	198	↖
75	499	471	↗	410	394	↘	670	660	↘	576	488	↗	388	350	↖	275	239	↖
95	652	627	↗	501	491	↘	858	845	↘	692	617	↗	488	442	↖	347	303	↖

Kniend überkopf																		
Perzentil	A+	Komp. Y		A-	Komp. Y		B+	Komp.X		B-	Komp. X		C+	Komp.Z	C-	Komp.Z		
5	271	211	↗	352	320	↘	245	193	↘	271	185	↗	155	140	↖	157	136	↖
10	316	259	↗	381	352	↘	297	224	↘	314	210	↗	182	170	↖	182	155	↖
15	343	280	↗	409	375	↘	320	253	↘	338	237	↗	201	186	↖	202	174	↖
50	459	386	↗	522	496	↘	429	378	↘	444	324	↗	301	268	↖	294	250	↖
75	561	473	↗	587	564	↘	506	449	↘	531	382	↗	366	329	↖	356	309	↖
95	685	586	↗	698	676	↘	593	533	↘	662	477	↗	464	417	↖	458	395	↖

Körpersymmetrieebene



Abbildung 3.21:
Resultierende Kraft, effektive Komponente und deren Richtungsvektor
in der Hauptebene für stehende Haltungen (Werte in N)

Stehend aufrecht																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
300	254	↗	350	310	↘	216	164	↘	306	225	↗	148	136	↗	136	116	↘
353	292	↗	371	347	↘	247	189	↘	344	264	↗	182	162	↗	156	140	↘
381	319	↗	403	379	↘	261	205	↘	378	281	↗	204	188	↗	170	155	↘
514	438	↗	531	512	↘	341	288	↘	506	379	↗	313	285	↗	278	245	↘
612	534	↗	611	595	↘	401	345	↘	592	457	↗	379	341	↗	337	289	↘
796	690	↗	731	716	↘	506	424	↘	755	568	↗	488	430	↗	447	409	↘
Stehend gebeugt																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
238	158	↗	247	226	↘	256	224	↘	337	299	↗	178	147	↗	115	99	↘
284	201	↗	270	259	↘	287	258	↘	399	348	↗	200	175	↗	130	120	↘
320	243	↗	304	283	↘	313	277	↘	438	387	↗	223	202	↗	141	130	↘
485	395	↗	403	381	↘	422	407	↘	645	555	↗	335	298	↗	229	198	↘
632	489	↗	503	478	↘	510	487	↘	785	652	↗	407	363	↗	286	256	↘
830	628	↗	596	564	↘	665	651	↘	975	853	↗	515	453	↗	377	334	↘
Stehend überkopf																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
308	242	↗	361	306	↘	205	151	↘	331	227	↗	123	108	↗	120	102	↘
341	278	↗	388	347	↘	231	168	↘	358	243	↗	142	128	↗	132	120	↘
358	294	↗	411	377	↘	245	184	↘	394	268	↗	159	142	↗	150	139	↘
455	385	↗	520	489	↘	329	253	↘	524	363	↗	235	213	↗	233	204	↘
530	445	↗	591	569	↘	387	299	↘	618	445	↗	284	265	↗	296	255	↘
634	558	↗	705	689	↘	501	383	↘	826	587	↗	367	345	↗	391	335	↘

Tabelle: 3.7:
Anteil der „parasitären“ Kraftkomponente in Prozent;
berechnet anhand der Kraftmittelwerte

Haltung	Richtung	+A	-A	+B	-B	-C	-C
	aufrecht stehend		≤ 15	≤ 5	≤ 15	≤ 25	≤ 10
gebogen stehend		≤ 19	≤ 6	≤ 4	≤ 14	≤ 11	≤ 14
über Kopf stehend		≤ 15	≤ 6	≤ 23	≤ 30	≤ 9	≤ 12



Abbildung 3.22:
Resultierende Kraft, effektive Komponente und deren Richtungsvektor
in der Hauptebene für sitzende Haltungen (Werte in N)

Sitzend aufrecht																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
249	187	↗	300	262	↘	280	266	↗	240	205	↗	144	130	↗	131	116	↘
287	241	↗	351	299	↘	315	288	↗	293	224	↗	171	150	↗	155	135	↘
313	262	↗	373	325	↘	330	307	↗	316	245	↗	188	178	↗	173	154	↘
437	366	↗	465	427	↘	433	404	↗	411	304	↗	270	254	↗	260	230	↘
535	445	↗	543	503	↘	491	469	↗	475	341	↗	331	310	↗	318	282	↘
681	569	↗	646	620	↘	594	580	↗	596	406	↗	415	386	↗	420	375	↘
Sitzend gebeugt																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
232	193	↗	235	215	↘	331	309	↗	260	212	↗	164	143	↗	122	104	↘
278	219	↗	278	241	↘	357	345	↗	298	246	↗	180	166	↗	139	124	↘
296	250	↗	301	269	↘	379	373	↗	327	271	↗	204	182	↗	155	135	↘
424	373	↗	401	367	↘	483	479	↗	448	343	↗	301	275	↗	229	209	↘
529	466	↗	460	427	↘	569	562	↗	564	421	↗	365	340	↗	286	254	↘
689	579	↗	525	491	↘	698	694	↗	683	499	↗	465	438	↗	363	322	↘
Sitzend überkopf																	
A+	Komp.Y		A-	Komp.Y		B+	Komp.X		B-	Komp.X		C+	Komp.Z		C-	Komp.Z	
262	192	↗	323	277	↘	254	219	↗	266	192	↗	121	104	↗	122	103	↘
306	228	↗	373	332	↘	288	247	↗	297	213	↗	142	126	↗	138	117	↘
331	254	↗	397	354	↘	303	263	↗	325	223	↗	153	140	↗	152	133	↘
412	331	↗	475	437	↘	392	343	↗	390	270	↗	214	199	↗	222	196	↘
468	385	↗	546	508	↘	456	396	↗	433	300	↗	259	244	↗	272	231	↘
553	456	↗	659	635	↘	561	486	↗	508	350	↗	314	301	↗	355	305	↘
		<p>Körpersymmetrieebene</p>															

3.2 Labormessungen

Aus zeitlichen und kraftausübungsbedingten Gründen (siehe Abschnitt 2.2.1, Seite 29 ff.) konnten die Kraftmessungen in der Feldstudie für die asymmetrischen Haltungen sowie für einhändige Kraftausübung nicht durchgeführt werden. Diesen Fragestellungen widmeten sich Laborstudien am IAD und am BGIA.

3.2.1 IAD-Laborstudien

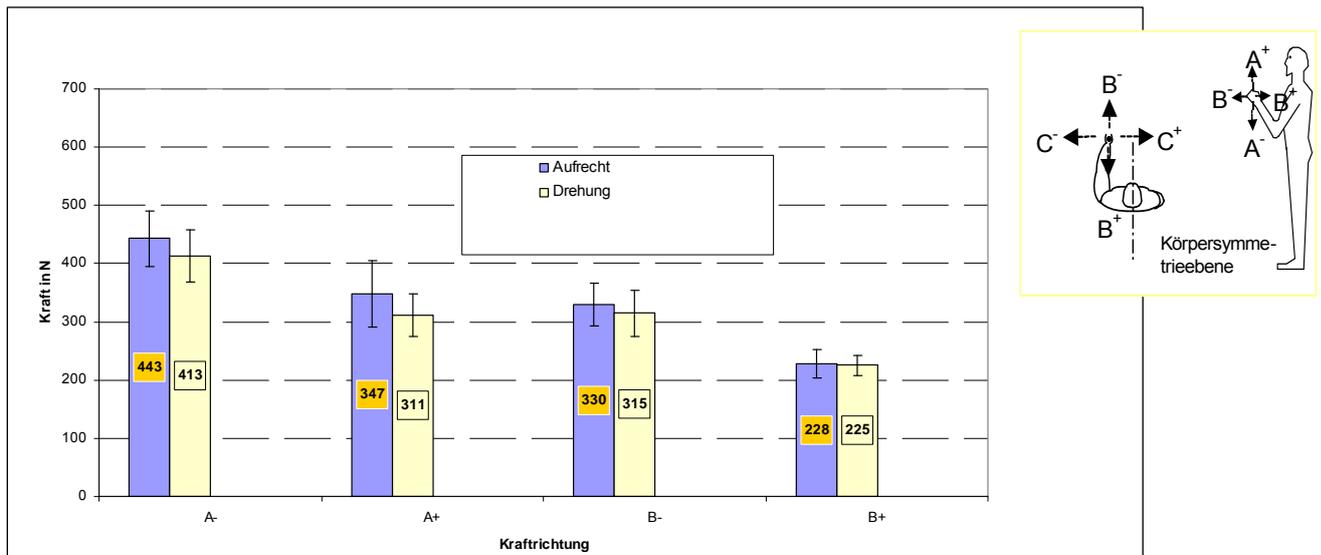
Ergebnisse aus Messungen bei symmetrischen und asymmetrischen Haltungen

Statische Maximalkräfte in drei Haltungen im Stehen (aufrecht, gebeugt und über Kopf) sowie für vier Krafrichtungen ($\pm A$ und $\pm B$) wurden im Labor des IAD gemessen und ausgewertet.



Abbildung 3.23 zeigt die Gegenüberstellung der Ergebnisse (Kraftmittelwerte von sieben Probanden und Standardabweichungen aus 56 Messungen) bei symmetrischen (Rücken gerade) und asymmetrischen (Rücken gedreht) Körperhaltungen für den Kraftfall „aufrecht stehend“ (vgl. Abbildungen in Abschnitt 2.3.1, Seite 50 ff.).

Abbildung 3.23:
Gegenüberstellung der Maximalkräfte bei symmetrischen und asymmetrischen Körperhaltungen (Kraftfall „aufrecht stehend“, $n = 7$ Versuchspersonen)

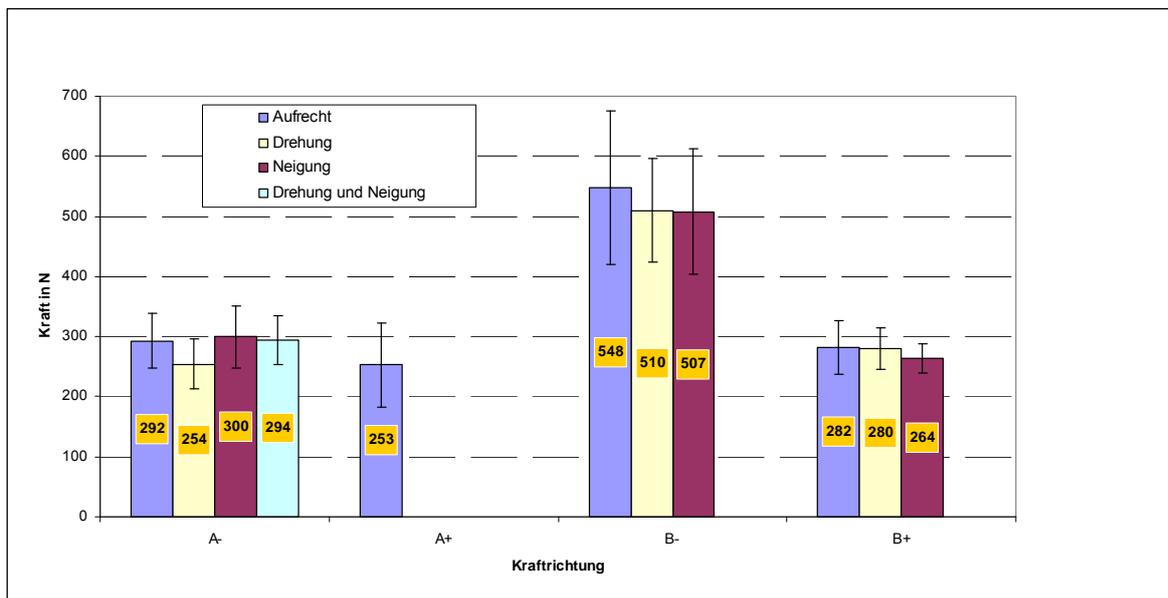


Es ist erkennbar, dass die ausgeübten Kräfte erwartungsgemäß in symmetrischer Haltung mit aufrechtem Rücken in allen Richtungen etwas höher liegen als die Kräfte in der Haltung mit gedrehtem Rücken. Die Differenzen betragen ca. 30 bis 35 N bei den Krafrichtungen +A bzw. -A und ca. 15 N bei -B. Diese Werte liegen aber im Bereich der ermittelten Standardabweichungen. In Richtung +B waren die Unterschiede noch geringer.

Abbildung 3.24 (Seite 98) stellt die Kraftergebnisse bei symmetrischen und asymmetrischen Körperhaltungen für den Kraftfall „gebeugt stehend“ gegenüber. In diesem Fall wurden Maximalkräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ für vier verschiedene Rückenhaltungen (aufrecht, geneigt, gedreht, gedreht und geneigt) ermittelt. 154 Messungen wurden dabei ausgewertet.



Abbildung 3.24:
Gegenüberstellung der Maximalkräfte bei symmetrischen und asymmetrischen Körperhaltungen (Krafftfall „gebeugt stehend“; $H = 110\text{ cm}$, $n = 7$ Versuchspersonen)



Mit Ausnahme des Falls „Rücken gedreht“ wurden für die Krafftrichtungen -A und +B nur geringfügige Unterschiede ermittelt. Die Kraftdifferenz für die Richtung -B liegt bei 38 N. Alle Differenzen liegen aber wieder im Bereich der Standardabweichungen.

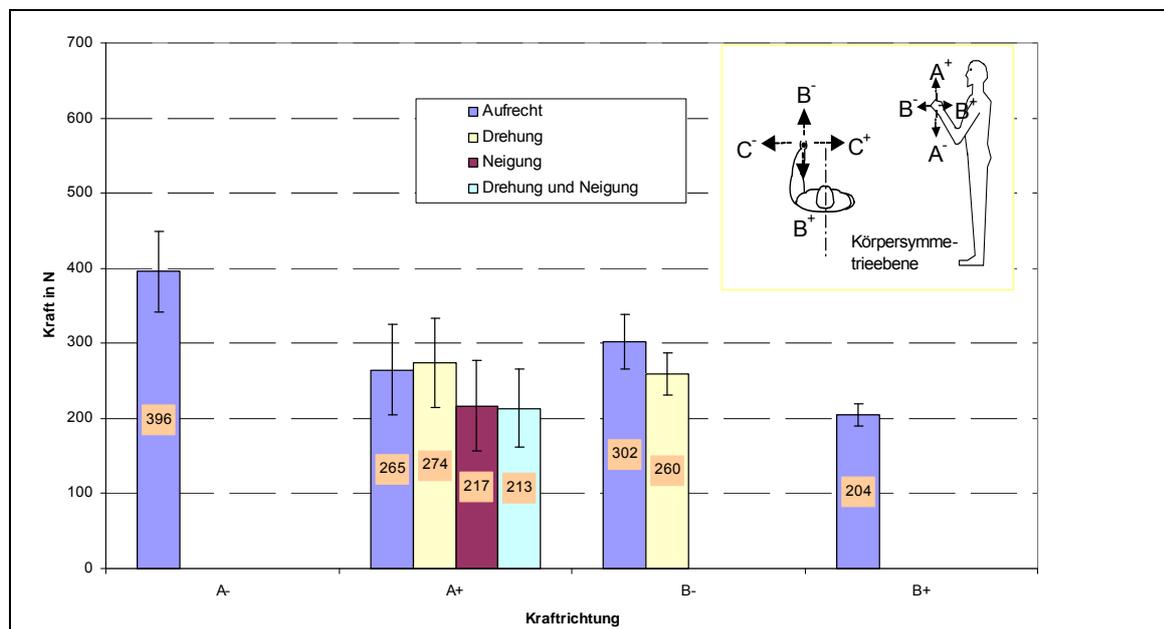
Ein ähnliches Bild ergab sich auch für den Krafftfall „über Kopf stehend“ (siehe Abbildung 3.25). Hier wurden 112 Messungen ausgewertet. Es wurde nur ein geringer Einfluss der asymmetrischen Körperhaltungen auf die ausgeübte Maximalkraft festgestellt: bis ca. 40 N (Richtung -B). Erwartungsgemäß lagen die gemessenen Kräfte in Fällen mit geneigtem Rücken oder mit gedrehtem und geneigtem Rücken um ca. 15 % niedriger als im Fall mit geradem Rücken.

Es ist anzumerken, dass die Kräfte in asymmetrischer Haltung mit gebeugtem Rücken sogar höher waren als in symmetrischer.

Die Ergebnisse der Laborstudie mit sieben Probanden gaben Anlass für genauere Belastungsanalysen zur Kraftausübung in symmetrischen und asymmetrischen Körperhaltungen im BGIA-Labor (siehe Abschnitt 3.2.2, Seite 105 ff.). Diese weiteren Untersuchungen dienen dazu, eine Erklärung für die geringen Einflüsse der asymmetrischen Haltungen auf die Ausübung von statischen Maximalkräften zu finden.



Abbildung 3.25:
Gegenüberstellung der Maximalkräfte bei symmetrischen und asymmetrischen Körperhaltungen (Krafftall „über Kopf stehend“, $H = 170\text{ cm}$, $n = 7$ Probanden)



Ergebnisse für beidhändige und einhändige Kraftausübungen

Die in der zweiten IAD-Laborstudie analysierten Krafftälle sind in Abbildung 3.26 (Seite 100) dargestellt. Insgesamt wurden 324 Messungen von statischen Maximalkräften für beidhändige und einhändige Kraftausübungen ausgewertet. Es ist wichtig, nochmals zu betonen, dass sich in dieser Studie die in den Richtungen $\pm C$ aufgebrauchten Kräfte von der Feldstudie unterscheiden: $+C$ heißt, dass die Kräfte beidhändig bzw. einhändig nach rechts (nach innen) aus der Sicht der Probanden ausgeübt wurden. $-C$ bedeutet analog dazu, dass die Kräfte nach links (nach außen) aufgebracht wurden (vgl. Abbildung 3.7).

In Tabelle 3.8 (Seite 100) sind beispielhaft die Ergebnisse von zwei Probanden für die beiden Haltungen „aufrecht stehend“ und „gebeugt stehend“ dargestellt. Die erste Spalte enthält die nach Körperhaltungen und Richtungen unterteilten beidhändigen statischen Maximalkräfte. Die zwei nächsten Spalten des jeweiligen Probanden zeigen die einhändig aufgebrauchten Kräfte, jeweils für die rechte und die linke Hand.



Abbildung 3.26:
Analysierte Krafffälle in der zweiten IAD-Laborstudie

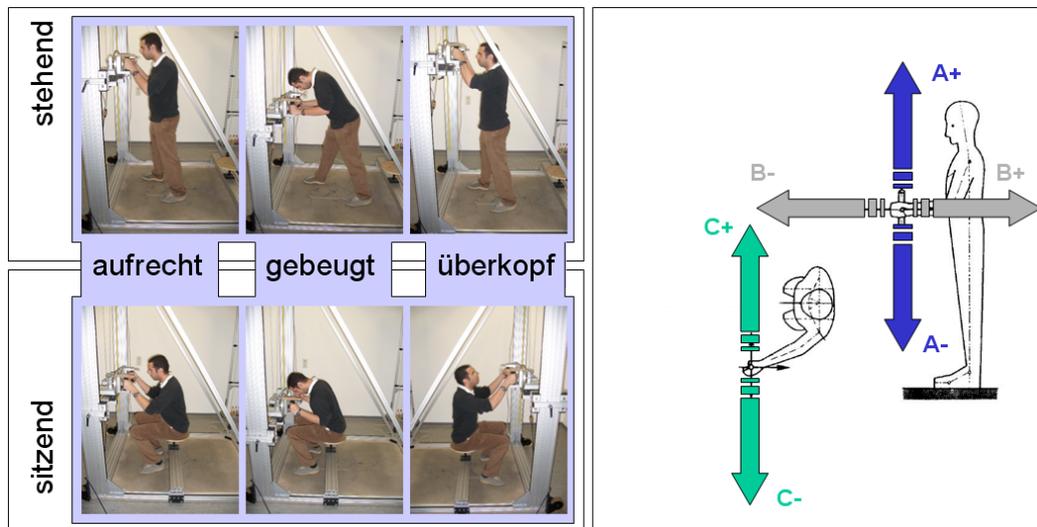
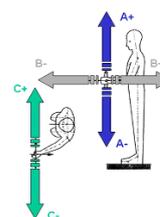


Tabelle 3.8:
Ergebnisse der einhändigen und beidhändigen Kräfte (Ausschnitt)

Körperhaltung	Richtung	Proband 1					Proband 2					
		Kraft aufgebracht... ... mit beiden Händen		Mittelwert der einhändig aufgetragenen Kräfte			Kraft aufgebracht... ... mit beiden Händen		Mittelwert der einhändig aufgetragenen Kräfte			Verhältnis einhändig zu beidhändig aufgetragener Kraft
		mit rechter Hand	mit linker Hand	Verhältnis einhändig zu beidhändig aufgetragener Kraft		mit rechter Hand	mit linker Hand	Verhältnis einhändig zu beidhändig aufgetragener Kraft				
aufrecht stehend	A+	460	160	250	205	0,45	640	170	280	225	0,35	
	A-	610	310	300	305	0,50	610	370	320	345	0,57	
	B+	200	210	190	200	1,00	280	240	280	260	0,93	
	B-	400	170	200	185	0,46	430	170	220	195	0,45	
	C+	260	120	130	125	0,48	330	150	210	180	0,55	
	C-	250	140	150	145	0,58	300	170	140	155	0,52	
gebeugt stehend	A+	490	210	230	220	0,45	500	220	230	225	0,45	
	A-	350	120	190	155	0,44	360	160	150	155	0,43	
	B+	300	250	230	240	0,80	330	290	290	290	0,88	
	B-	770	280	340	310	0,40	670	340	350	345	0,51	
	C+	250	120	190	155	0,62	230	170	190	180	0,78	
	C-	320	130	130	130	0,41	310	210	200	205	0,66	

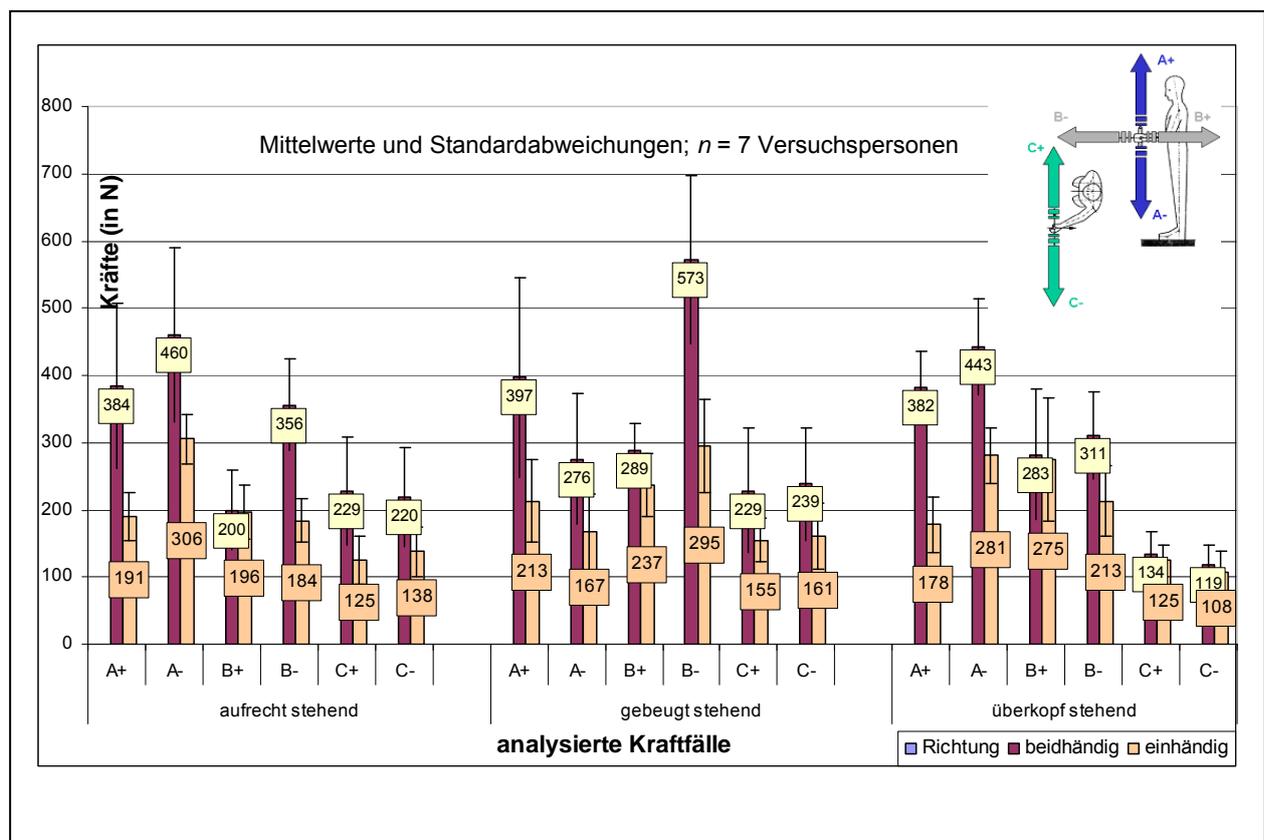




Der Mittelwert aus rechtshändiger und linkshändiger Kraft steht jeweils in der vierten Spalte. Die fünfte Spalte stellt das Verhältnis der einhändig zu den beidhändig auf-gebrachten Kräften richtungsabhängig dar.

In Abbildung 3.27 sind beidhändige und einhändige Maximalkräfte (Mittelwerte) für die stehende Haltung dargestellt. Hier ist erkennbar, dass die höchsten einhändigen Kräfte sich in den Fällen „aufrecht stehend“ (Richtung: -A) gefolgt von „gebeugt stehend“ (-B) und „über Kopf stehend“ (-A und +B) auftreten. Alle diese Kräfte liegen im Bereich von 275 bis 305 N. Die geringsten Kräfte wurden für die Krafrichtungen +C und -C ermittelt. Diese liegen im Bereich von 110 bis 160 N etwa gleich hoch und sind von den Rückenhaltungen unabhängig.

Abbildung 3.27:
Beidhändige und einhändige Maximalkräfte für die stehende Haltung

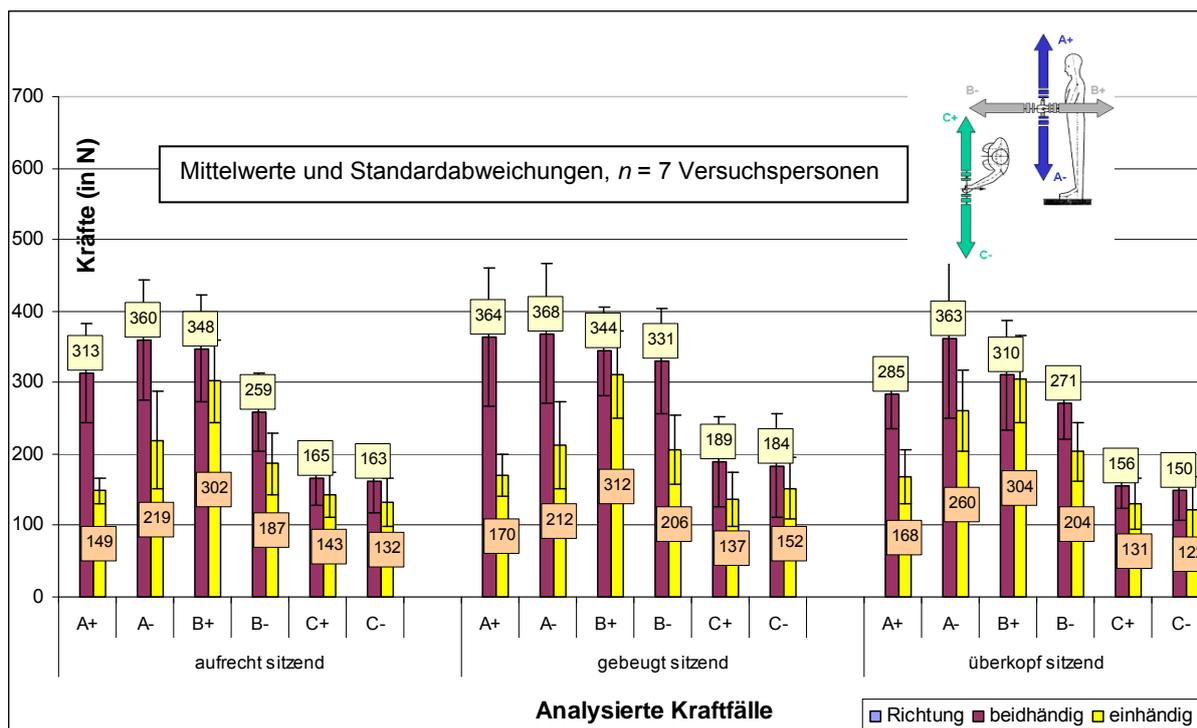


Beidhändige und einhändige statische Maximalkräfte für die sitzende Haltung mit drei unterschiedlichen Rückenhaltungen zeigt Abbildung 3.28. Im Sitzen wurden die höchsten einhändigen Kräfte von 302 bis 312 N in der Richtung +B gemessen. Diese



sind von den Rückenhaltungen fast unabhängig. Danach folgen die einhändigen Kräfte in Richtung +A mit 212 bis 260 N. Die geringsten Kräfte wurden für die Kraftrichtungen C+ und -C gemessen. Diese liegen im Bereich von 122 bis 152 N etwa gleich hoch und sind von den Rückenhaltungen abhängig.

Abbildung 3.28:
Beidhändige und einhändige Maximalkräfte im Sitzen



Die Ergebnisse des Vergleichs von einhändigen mit beidhändigen Kraftausübungen sind in den Abbildungen 3.29 und 3.30 (Seite 104) dargestellt und können richtungsbezogen diskutiert werden. Eine wichtige Schlussfolgerung ist, dass die größten Kraftverhältnisse in der Richtung +B sowohl für stehende als auch für sitzende Haltungen ermittelt wurden. Diese liegen im Bereich von 0,86 im Sitzen gebeugt bis 0,97 im Stehen über Kopf.

Für die Krafrichtung +A bewegen sich die Mittelwerte in Abhängigkeit von den Haltungen zwischen 0,45 und 0,56. Das niedrigste Verhältnis von einhändig zu beidhändig aufgebrachter Kraft findet man bei den Haltungen „über Kopf stehend“ sowie „aufrecht sitzend“. Das größte Verhältnis wurde für den Kraftfall „über Kopf sitzend“



gemessen. Die Standardabweichungen sind recht ausgeglichen und bewegen sich im Bereich von 0,08 bis 0,1.

Für die Richtung -A liegen die Mittelwerte für die Verhältnisse von einhändig zu beidhändig aufgebrachtten Kräften für die einzelnen Haltungen zwischen 0,56 und 0,68. Das minimale Verhältnis von einhändig zu beidhändiger Kraft wurde in der Haltung „gebeugt stehend“ ermittelt. Das größte Verhältnis (0,68) wurde in aufrecht stehender bzw. in über Kopf sitzender Haltung erreicht. Die Werte der Standardabweichung liegen zwischen 0,06 für „über Kopf stehend“ und 0,19 für „gebeugt stehend“.

Die Mittelwerte der Verhältnisse einhändig zu beidhändig liegen für die Richtung +B zwischen 0,82 (gebeugt stehend) und 0,97 (über Kopf stehend). Die Standardabweichungen schwanken zwischen 0,11 und 0,23. Diese Ergebnisse erlauben dem Planer, einhändige Kraftausübung vorwiegend für die Richtung +B zu planen.

Abbildung 3.29:
Verhältnisse von einhändigen zu beidhändigen Kräften im Stehen

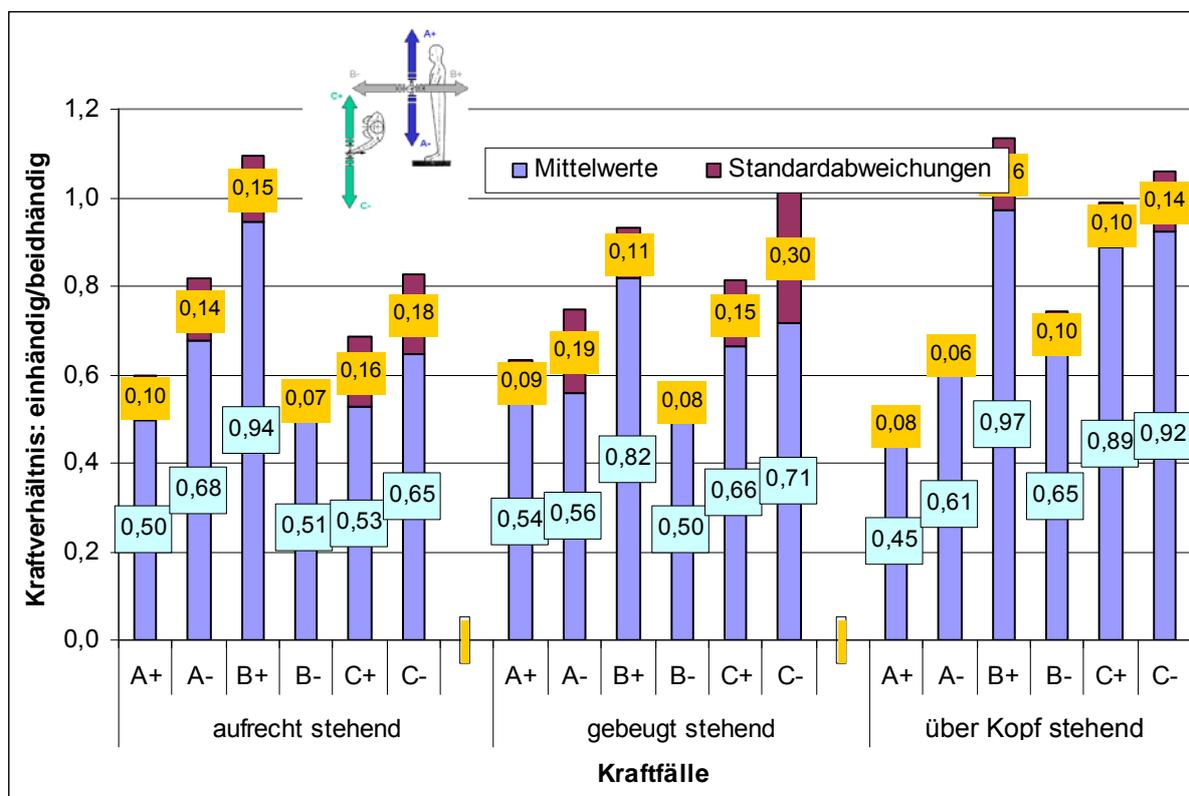
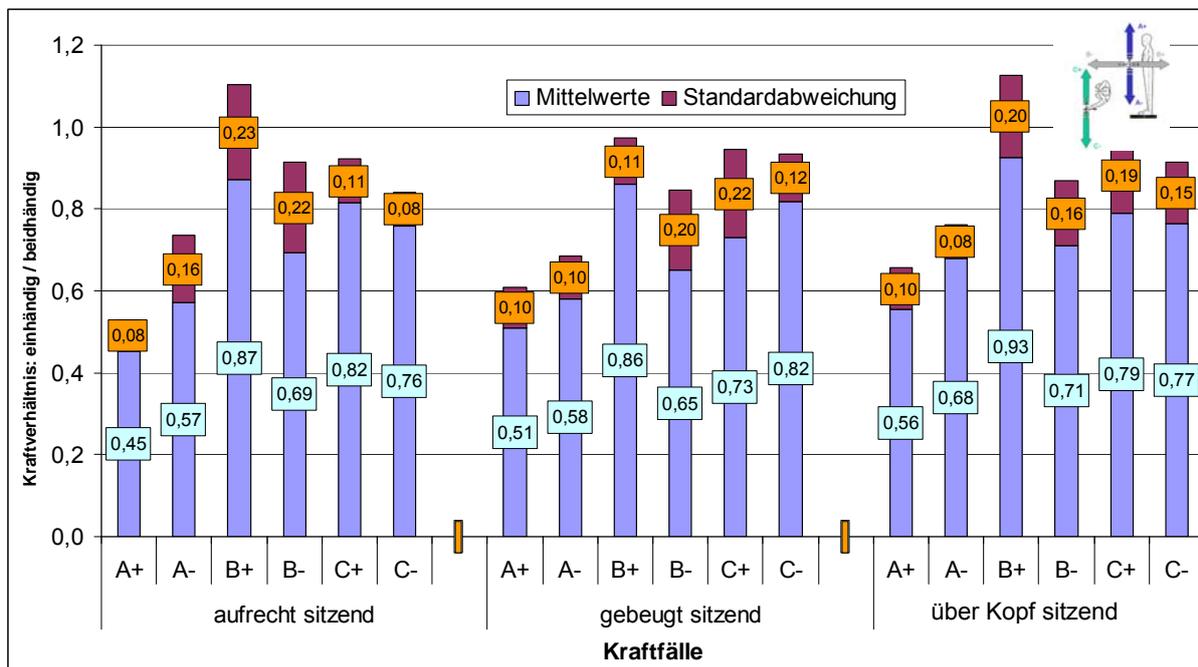




Abbildung 3.30:
Verhältnisse von einhändigen zu beidhändigen Kräften im Sitzen



Für die Richtung -B liegen die Mittelwertverhältnisse von einhändig zu beidhändig aufgebracht Kraft zwischen 0,50 (gebeugt stehend) und 0,71 (über Kopf stehend). Die Standardabweichungen bewegen sich zwischen 0,07 (aufrecht stehend) und 0,22 (aufrecht sitzend).

Die Mittelwerte für die Verhältnisse von einhändig zu beidhändig aufgebracht Kraft für die Richtung +C liegen zwischen 0,53 (aufrecht stehend) und 0,89 (über Kopf stehend). Die Standardabweichungen liegen zwischen 0,10 in der Haltung „über Kopf stehend“ und 0,22 in der Haltung „gebeugt sitzend“.

Richtung -C gleicht Krafrichtung +C. Hier liegen die Mittelwertverhältnisse von einhändig zu beidhändig aufgebracht Kraft zwischen 0,65 (aufrecht stehend) und 0,92 (über Kopf stehend). Die maximale Standardabweichung von 0,30 liegt bei der Körperhaltung „gebeugt stehend“ vor, die minimale von 0,08 in der Körperhaltung „aufrecht sitzend“.

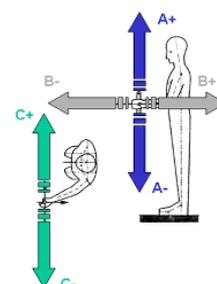
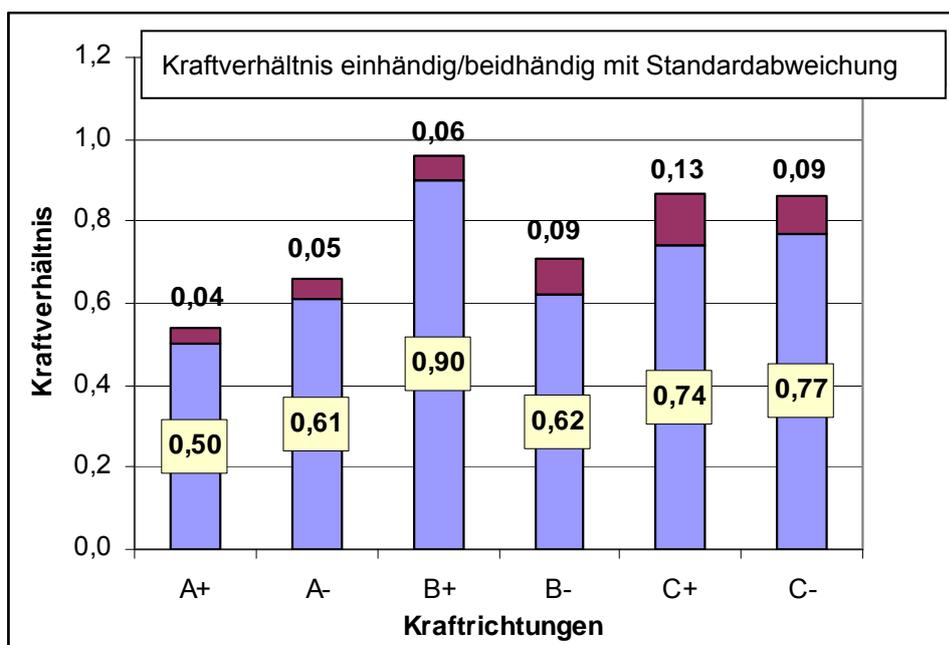
Aus der Analyse der Mittelwerte für die Vergleiche (einhändig vs. beidhändig) für alle analysierten Krafrichtungen im Stehen (aufrecht, gebeugt und über Kopf) kann man ableiten, dass das geringste Kraftverhältnis für Richtung +A vorliegt, gefolgt von Richtung -B. In diesen Fällen ist die Maximalkraft bei einhändiger Kraftausübung am



geringsten. Andererseits zeigt die einhändige Kraft in Richtung +B die höchsten Werte (0,8 bis 0,97). Letzterer Wert wurde beim Kraffall „über Kopf stehend“ ermittelt.

Abbildung 3.31 gibt den zusammenfassenden Überblick über die durchschnittlich erreichten Kräfteverhältnisse in allen Richtungen, gemittelt über sechs Haltungen. Es fällt auf, dass lediglich das Kräfteverhältnis in der Richtung +A 0,50 beträgt. Die restlichen Kräfteverhältnisse sind deutlich größer. Das größte Verhältnis wird in der Richtung +B erzielt. Hier beträgt die einhändige Kraft im Mittel 90 % der beidhändigen Kraft.

Abbildung 3.31:
Gemittelte Verhältnisse von einhändigen zu beidhändigen Kräften für sechs Haltungen



Die Ergebnisse der Kraftmessungen in asymmetrischen Haltungen sowie der einhändigen Kraftausübungen wurden für die Entwicklung des Kraftbewertungsverfahrens (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) benutzt.

3.2.2 BGIA-Laborstudien

Die nachfolgenden Ergebnisse stammen aus den Labormessungen im BGIA, wo neben den symmetrischen Körperhaltungen zusätzlich asymmetrische Haltungen und einhändige Kraftausübungen untersucht wurden. Ein besonderes Augenmerk

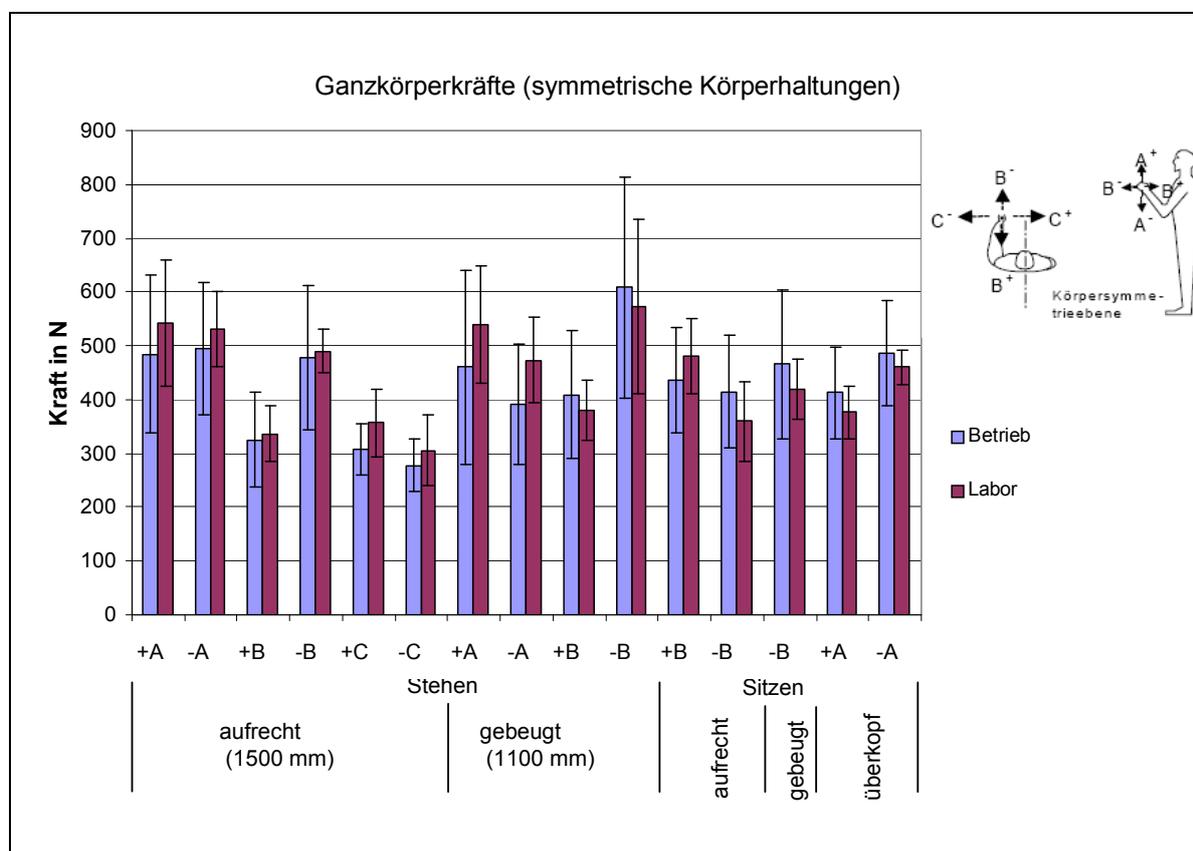


wurde auf die differenzierte Analyse der äußeren und inneren Muskel-Skelett-Belastungen gelegt. Zunächst aber soll hier der Vergleich von Labor- und Feldexperimenten angestellt werden.

Vergleich von Feld- und Labormessungen

Die vergleichbaren Krafftälle aus der Feldstudie und den Laborversuchen sind die beidhändigen symmetrischen Krafftälle im Stehen und Sitzen (Abschnitt 2.3.2). Abbildung 3.32 zeigt die Gegenüberstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung der Ganzkörperkräfte der 15 gleichen Krafftälle. Für die ±C-Fälle ist anzumerken, dass die Ganzkörperkräfte der BGIA-Versuche den Mittelwert der Aktionskräfte der rechten und linken Hand darstellen. Im Kraftatlas wurden Ganzkörperkräfte der ±C-Fälle den Aktionskräften der rechten Hand gleichgesetzt (siehe Abschnitt 3.1.1), da Aktionskräfte in Richtung ±C einen Sonderfall darstellen.

Abbildung 3.32: Ganzkörperkräfte (Mittelwert und Standardabweichung der Resultierenden) in symmetrischer Körperhaltung aus den Labor- ($n = 6 \times 2$) und den Betriebsmessungen ($n = 572$)





Trotz der unterschiedlichen Stichprobengröße und Zusammensetzung liegen die Mittelwerte und die Standardabweichungen in den meisten Fällen auf vergleichbarem Niveau; die mittlere quadratische Mittelwertsdifferenz (RMS-Wert) beträgt 44 N, die Standardabweichung der Betriebsmessungen lag im Mittel bei 115 N lag. Die größte Standardabweichung trat in beiden Messungen im Fall „gebeugt stehend“ -B (drücken nach vorne) auf. Insgesamt ist damit die Vergleichbarkeit beider Studien gegeben. Daher kann von den Ergebnissen der Laborstudie auf das Kollektiv der Automobilwerker geschlossen werden.

Körperhaltungen und Aktionskräfte

Die folgenden Ergebnisse beziehen sich auf die in Abschnitt 2.3.2 (siehe Seite 57 ff.) beschriebenen Körperhaltungen. Abbildung 3.33 zeigt exemplarisch die Maximalkraftausübung der symmetrischen Kraftfälle im Stehen.

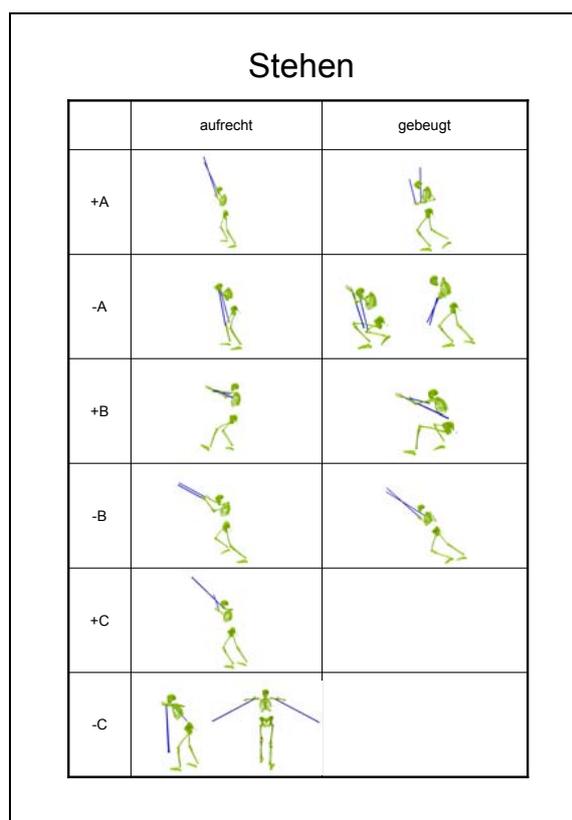


Abbildung 3.33:
Exemplarische Darstellung der Körperhaltung und der Aktionskräfte für die symmetrischen Kraftfälle im Stehen; Fall -C: gleiche Ausführung aus zwei Perspektiven

Es wurde jeweils ein Versuch eines Probanden exemplarisch ausgewählt, wenn alle Probanden eine ähnliche Ausführung gezeigt hatten (siehe Abbildungen auf Seite 110). In den Kraftfällen, in denen die Probanden unterschiedliche Ausführungen wählten, sind die Varianten nebeneinander dargestellt. Die Darstellung gibt sowohl



die exakte Körperhaltung als auch die entsprechenden Aktionskräfte an den Händen zum Zeitpunkt der größten Gesamtkraft wieder. Das abgebildete Skelett repräsentiert hierbei die Körperglieder, deren Lage mit dem VICON-System gemessen wurde.

Auffällig ist, dass in den meisten Fällen die resultierende Aktionskraft deutlich von der geforderten Krafrichtung abweicht. Aus biomechanischen Gründen erzielt der Mensch seine maximale Kraft durch einen Kompromiss aus Körperhaltung und gewünschter Krafrichtung. Hierbei wirkt im Sinne der kinematischen Kette das schwächste Glied des Muskel-Skelett-Systems limitierend. Gleichzeitig begrenzt aber auch die Kippstabilität des Körpers in der jeweiligen Körperhaltung die Kraftausübung. Daher kann aus den vorliegenden Daten nicht auf die maximale Muskelkraft bzw. das maximal erzeugbare Gelenkmoment geschlossen werden.

Auch im Sitzen (Abbildung 3.34) wich die resultierende Maximalkraft von der geforderten Krafrichtung ab – Ausnahme Ziehen.

Sitzen			
	aufrecht	gebeugt	überkopf
+A			
-A			
+B			
-B			
+C			
-C			

Abbildung 3.34:
Exemplarische Darstellung der Körperhaltung und der Aktionskräfte für die symmetrischen Kraffälle im Sitzen



Der Fall Ziehen kennzeichnet eine besonders einseitige Muskel-Skelett-Belastung, bei der die Gelenkmomentbelastung der oberen Extremität eher gering ist, da die Wirkungslinien der Aktionskräfte fast in Deckung mit den gestreckten Armen verlaufen. Im Gegensatz hierzu herrscht eine große Gelenkmomentbelastung im Bereich der Lendenwirbelsäule aufgrund des vergleichsweise großen Hebelarms der Aktionskräfte.

Abbildung 3.35 gibt eine Übersicht über die Ausführung der asymmetrischen Kraftfälle im Stehen wieder. Die Asymmetrie, die bei der Versuchsdurchführung über die Position der Füße und Richtung der Fußlängsachse in Bezug auf die Kraftgriffe vorgegeben worden war, wurde in den meisten Fällen durch die Beine und die Beckenstellung wieder ausgeglichen (Abbildung 3.36). Somit war am Ende die Oberkörperhaltung wieder relativ symmetrisch und der Haltung in den symmetrischen Kraftfällen ähnlich. Auch die Krafrichtungen stimmten mit denen der symmetrischen Kraftausübungen weitgehend überein.

Stehen asymmetrisch		
	aufrecht	gebeugt
+A		
-A		 90° gedreht beidhändig
+B	 45° Fuß- verdre- hung	
-B	 45° Fuß- verdre- hung	 90° gedreht einhändig
+C		
-C		

Abbildung 3.35:
Exemplarische Darstellung der Körper-
haltungen und Aktionskräfte für die
asymmetrischen Kraftfälle im Stehen

Bei den asymmetrischen Kraftfällen im Sitzen (Abbildung 3.37) wirkte sich die Verdrehung auch auf den Oberkörper aus. Die Probanden konnten die Verdrehung weniger mit der Bein- und der Beckenstellung kompensieren.



Abbildung 3.36:
Kraftausübung mit 90° verdrehter Körperhaltung im Stehen (links)
und im Sitzen (rechts)



Sitzen asymmetrisch

	aufrecht	gebeugt	überkopf
+A			
-A			
+B			
-B			
+C			
-C			

Abbildung 3.37:
Exemplarische Darstellung der
Körperhaltungen und Aktionskräfte
für die asymmetrischen Kraftfälle
im Sitzen

Streuung der Aktionskräfte

Die resultierenden Aktionskräfte wichen meist deutlich von der vorgegebenen Kraft- richtung ab. Dies war oft – trotz interindividuellen Schwankungen – als typisch zu erkennen (Abbildung 3.38).

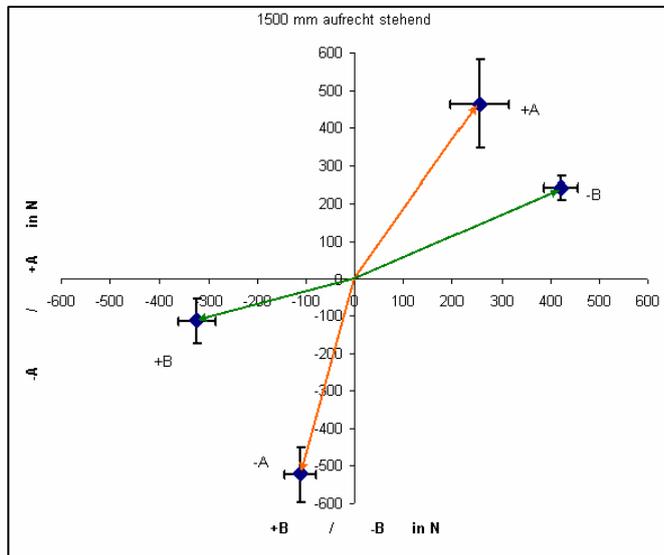


Abbildung 3.38:
Vektordarstellung der resultie-
renden Aktionskräfte (Mittelwert
und Standardabweichung) be-
zogen auf die Sagittalebene der
Kraftfälle im aufrechten Stehen
($n = 6 \times 2$)

Wichtig ist diese Darstellung bei der Beurteilung von Kraftfällen, die eine Sonder- oder eine Zwischenstellung kennzeichnen. Dies kann einerseits die Anforderung sein, dass die geforderte Krafrichtung (A/B/C) exakt eingehalten werden muss. Dann darf höchstens die entsprechende Komponente berücksichtigt werden. Andererseits – im Falle einer Kraftausübung in einer diagonalen Raumrichtung – können die Kraft- werte gemittelt werden, soweit die gemessenen Resultierenden im gleichen Qua- dranten liegen. Kraftfälle, die keinen Messwert im gleichen Quadranten besitzen, müssen mit größter Zurückhaltung beurteilt werden; eine Mittelung oder Vektoraddi- tion ist hier nicht zulässig. Vielmehr ist davon auszugehen, dass solche Kraftanfor- derungen ergonomisch generell ungünstig sind und nur ein Bruchteil der Kraft be- nachbarter Richtungen aufgebracht werden kann. Eine befriedigende Beurteilung ist aus den vorliegenden Messdaten nicht möglich.

Die Richtung der resultierenden Aktionskraft wird von der Körperhaltung nur mäßig beeinflusst – wohl kann aber die Streuung stark verändert sein, was auf unterschied- liche Ausführungsstrategien hinweist (Abbildung 3.39). Insbesondere der +A-Fall beim gebeugten Stehen weist in der B-Komponente eine große Streuung auf. In Kapitel 5 (Tabelle 5.23 „Maximalkraftwerte des Ganzkörper-Systems für Planungs-

und Ist-Analysen“, siehe Seite 195) sind die resultierenden Aktionskraftrichtungen für alle untersuchten Krafffälle schematisch dargestellt.

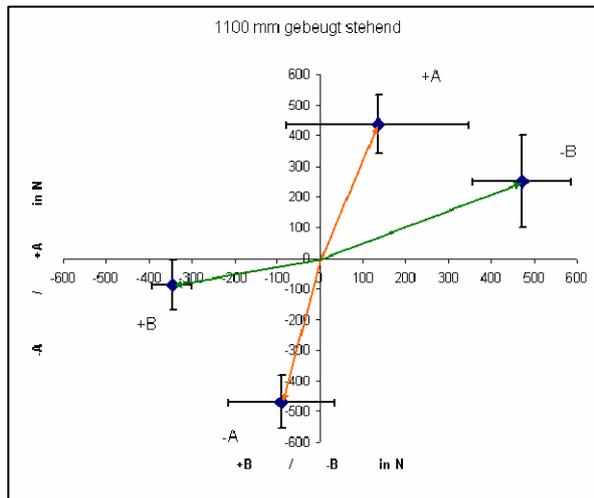


Abbildung 3.39:
Vektordarstellung der resultierenden Aktionskräfte (Mittelwert und Standardabweichung) bezogen auf die Sagittalebene der Krafffälle im gebeugten Stehen ($n = 6 \times 2$)

Reproduzierbarkeit der Krafffälle

Die Reproduzierbarkeit der unterschiedlichen Krafffälle wurde bei den Labormessungen durch die Retest-Reliabilität geprüft. Zur Bestimmung der Korrelationskoeffizienten wurde im gegebenen Krafffall jeweils die Versuchswiederholung herangezogen.

Die Korrelationskoeffizienten in Tabelle 3.9 belegen die gute bis sehr gute Reproduzierbarkeit der Krafffälle in symmetrischer Körperhaltung. In den asymmetrischen Körperhaltungen fiel der Korrelationskoeffizient auf unter 0,8 ab. In Anbetracht der generellen Schwierigkeit, asymmetrische Körperhaltungen zu definieren und kontrolliert vorzugeben, erscheint die Reproduzierbarkeit immer noch als ausreichend.

Tabelle 3.9:
Retest-Reliabilität (Korrelation nach *Pearson*) der verschiedenen Kraftausübungen unter Laborbedingungen

Kraftausübung	Korrelationskoeffizient	Anzahl der Messungen
symmetrisch beidhändig	0,890**	90
symmetrisch einhändig	0,975**	60
asymmetrisch beidhändig	0,766**	36
asymmetrisch einhändig	0,714**	15

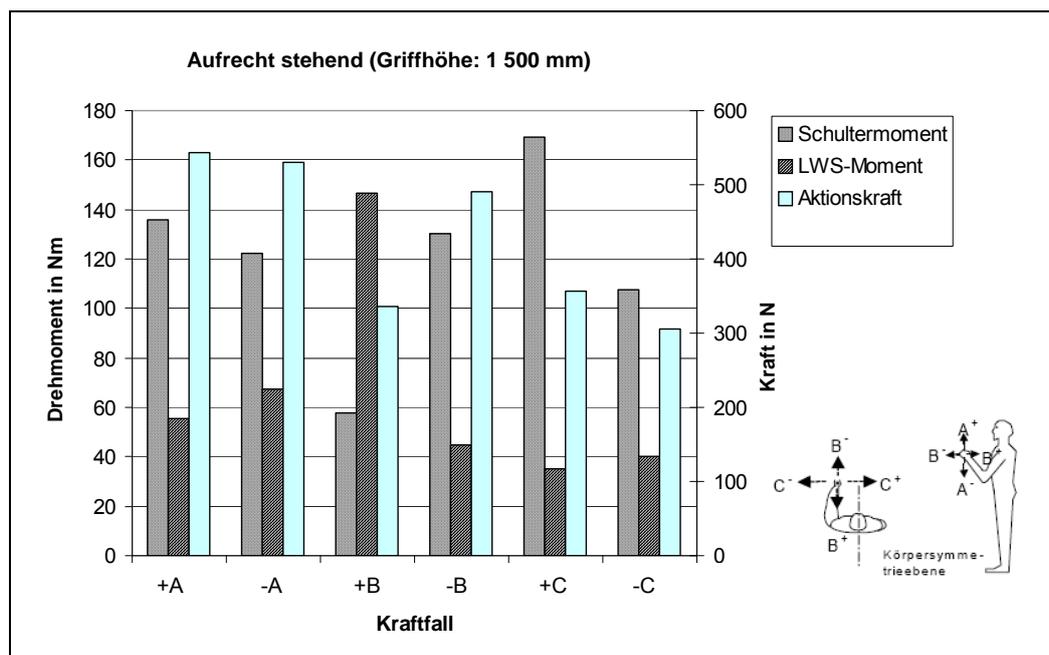
** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.



Innere Muskel-Skelett-Belastung

Die inneren Muskel-Skelett-Belastungen können nicht allein von den äußeren Belastungen abgeleitet werden. Vielmehr ist hierzu eine differenzierte biomechanische Analyse der Kombination aus Körperhaltung und äußerer Krafteinwirkung erforderlich. Abbildung 3.40 zeigt die unterschiedlichen Belastungsverteilungen innerhalb des Muskel-Skelett-Systems für die symmetrischen Kraffälle im aufrechten Stehen. Die Schultergelenkmomente (Summe der Beträge von rechter und linker Seite) erreichten im Mittel Werte zwischen 60 und 170 Nm. Die Gelenkmomente an der Lendenwirbelsäule (LWS) variierten zwischen 35 und 145 Nm, wobei sich das Ziehen (+B) als besonders hoch belastend für die Lendenwirbelsäule herausstellte.

Abbildung 3.40: Mittelwerte der inneren und äußeren Muskel-Skelett-Belastung unterschiedlicher Kraffälle im aufrechten Stehen ($n = 6 \times 2$)



Asymmetrische Körperhaltung

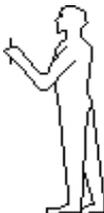
Die Einnahme einer asymmetrischen Körperhaltung beeinflusste die Ganzkörperkräfte eher nur marginal. Tabelle 3.10 (Seite 114) zeigt, dass die Maximalkraft in asymmetrischer Körperhaltung nur um etwa 10 % abfällt – bei einhändiger Ausführung um etwa 50 % im Vergleich zur beidhändigen symmetrischen Ausführung. Mit dem t-Test für abhängige Stichproben wurde geprüft, in welchen Fällen die Veränderungen auf



dem 5%-Niveau signifikant waren. Tendenziell wirkten sich die asymmetrischen Körperhaltungen in den -A- und -B-Fällen aus, beim Ziehen (+B) hingegen nicht.

Tabelle 3.10:

Auswirkungen asymmetrischer Körperhaltung in Relation zu den symmetrischen Kraftfällen – Mittelwerte ($n = 6 \times 2$)

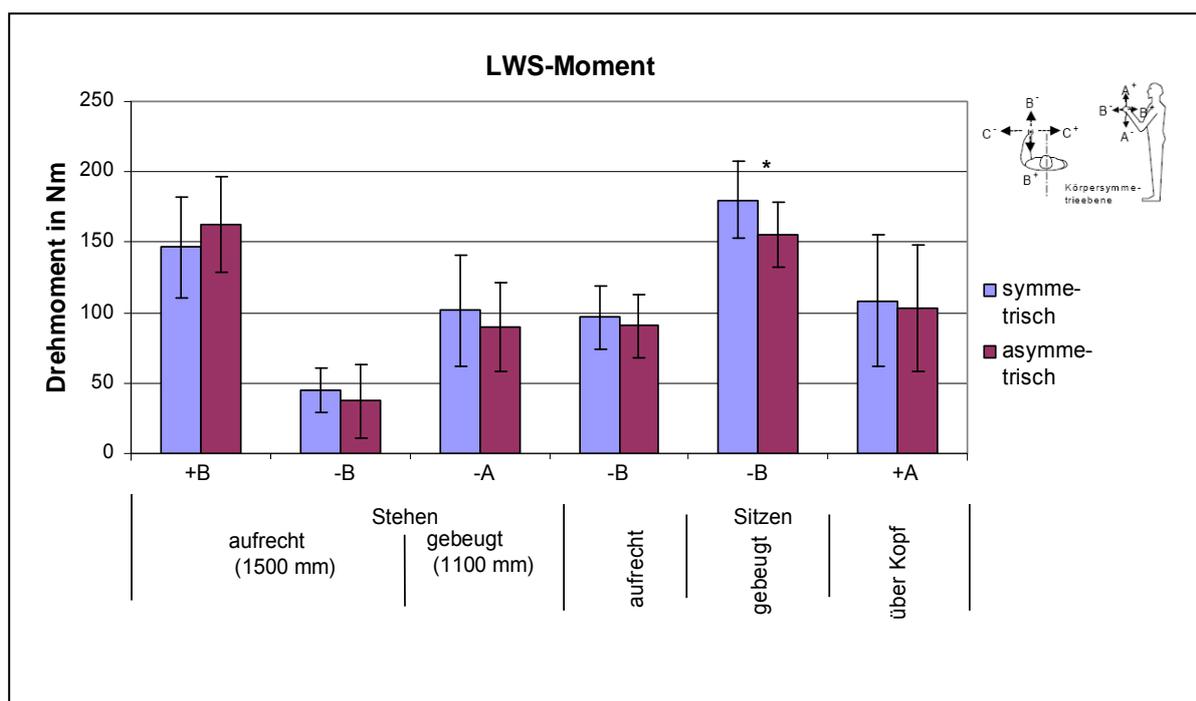
Griffhöhe in mm	Kraft- richtung	Aktionskraft – symmetrisch beidhändig in N	Relative Aktionskraft – asymmetrisch beidhändig in %	Relative Aktionskraft – asymmetrisch einhändig in %
1 500 	+A	545,1		
	-A	530,3		
	+B	336,3	105,8	
	-B	490,3	89,8	
	+C	359,0		
	-C	275,0		
1 200 	+A	388,2	87,9	
	-A	454,5		
	+B			
	-B			
	+C			
	-C			
1 100 	+A	543,9		
	-A	466,6	89,3 *	53,3 *; 56,2 *
	+B	379,4		
	-B	561,8		46,7 *
	+C			
	-C			
1 000 	+A			
	-A			
	+B	481,2		
	-B	360,0	92,1	
	+C			
	-C			
700 	+A			
	-A			
	+B			
	-B	404,9	88,5 *	
	+C			
	-C			

* signifikant (p < 0,05)



Die Auswirkungen asymmetrischer Körperhaltung auf die inneren Muskel-Skelett-Belastungen sind besonders im Bereich der Lendenwirbelsäule von Interesse. Die Beträge der Gelenkmomente (LWS-Moment) unterschieden sich aber praktisch nicht, mit Ausnahme des -B-Falls im gebeugten Sitzen (Abbildung 3.41).

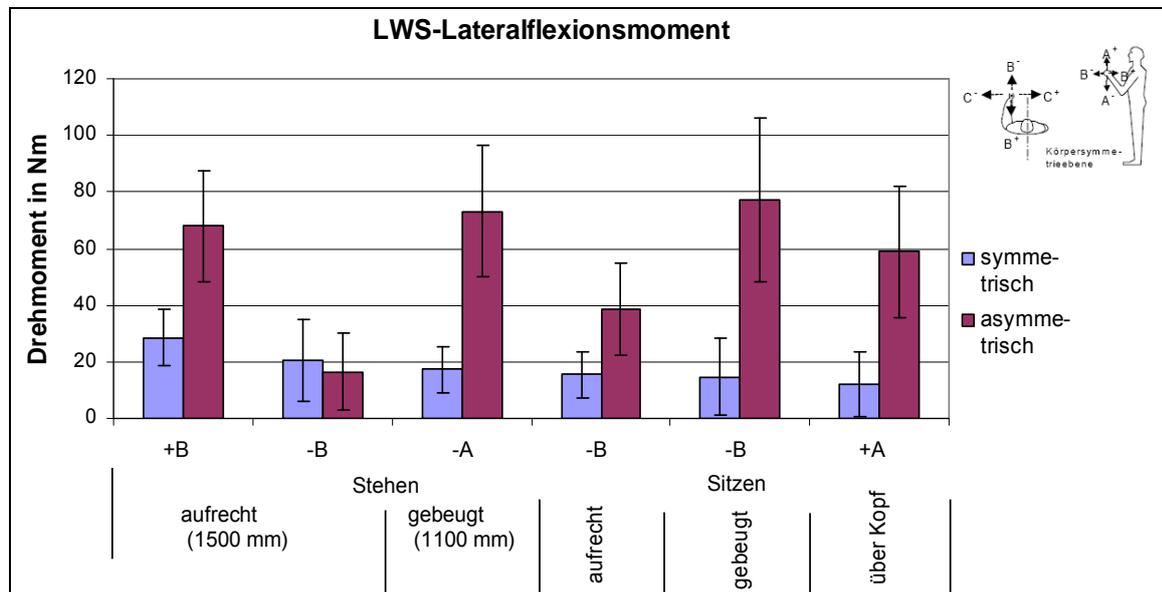
Abbildung 3.41:
Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der LWS-Momente in symmetrischer und asymmetrischer Körperhaltung ($n = 6 \times 2$)



Betrachtet man allerdings die Gelenkmomentkomponente der Lateralflexion, so zeigen sich hier die Auswirkungen einer asymmetrischen Körperhaltung sehr deutlich (Abbildung 3.42). Die Lateralkomponente kennzeichnet den asymmetrischen Einsatz der Rücken- und Bauchmuskeln. Bislang fehlen an dieser Stelle biomechanische Richtwerte, die eine Gefährdungseinschätzung durch asymmetrischen Rumpfmuskelseinsatz zulassen. Hinzu kommt, dass das maximal mögliche Lateralflexionsmoment der Probanden aus den vorliegenden Messungen nicht abgeleitet werden kann. Im Vergleich mit dynamischen Tätigkeiten wie z. B. dem Schaufeln, bei dem das Lateralflexionsmoment einen großen Anteil des LWS-Moments aufweist, werden die hier gefundenen Momente von 40 bis 80 Nm bereits im Regelfall erreicht bzw. überschritten. Bei einer sehr dynamischen Ausführung des Schaufelns kann das Lateralflexionsmoment auch Werte von 200 Nm erreichen [3].



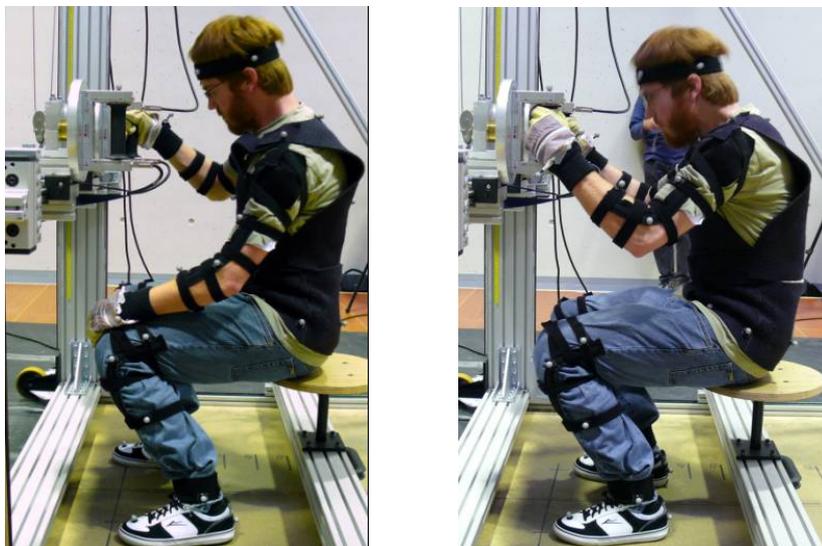
Abbildung 3.42:
Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der LWS-Lateralflexionsmomente in symmetrischer und asymmetrischer Körperhaltung ($n = 6 \times 2$)



Einhändige Kraftausübung

Der Einfluss der einhändigen Kraftausübung wurde in einer zweiten Studie an zehn symmetrischen Kraftfällen im Stehen und Sitzen analysiert (Abschnitt 2.3.2, Seite 57 ff.). Die Probanden führten den jeweiligen Kraftfall zunächst beidhändig und anschließend einhändig aus (Abbildung 3.43).

Abbildung 3.43:
Beid- (rechts) und einhändige (links) Kraftausübung im Sitzen

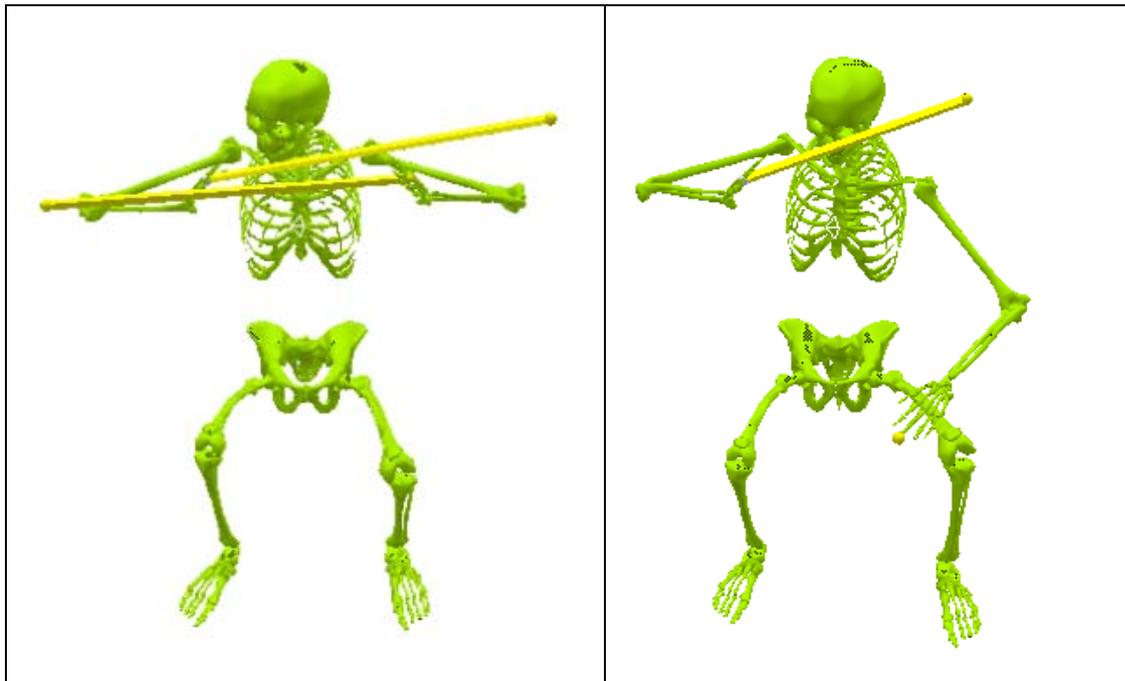




Es wurde darauf geachtet, dass die Probanden ihre Körperhaltung ansonsten möglichst nicht veränderten.

Die Richtung der Aktionskraft bei der einhändigen Kraftausübung änderte sich gegenüber der beidhändigen nur wenig (Abbildung 3.44).

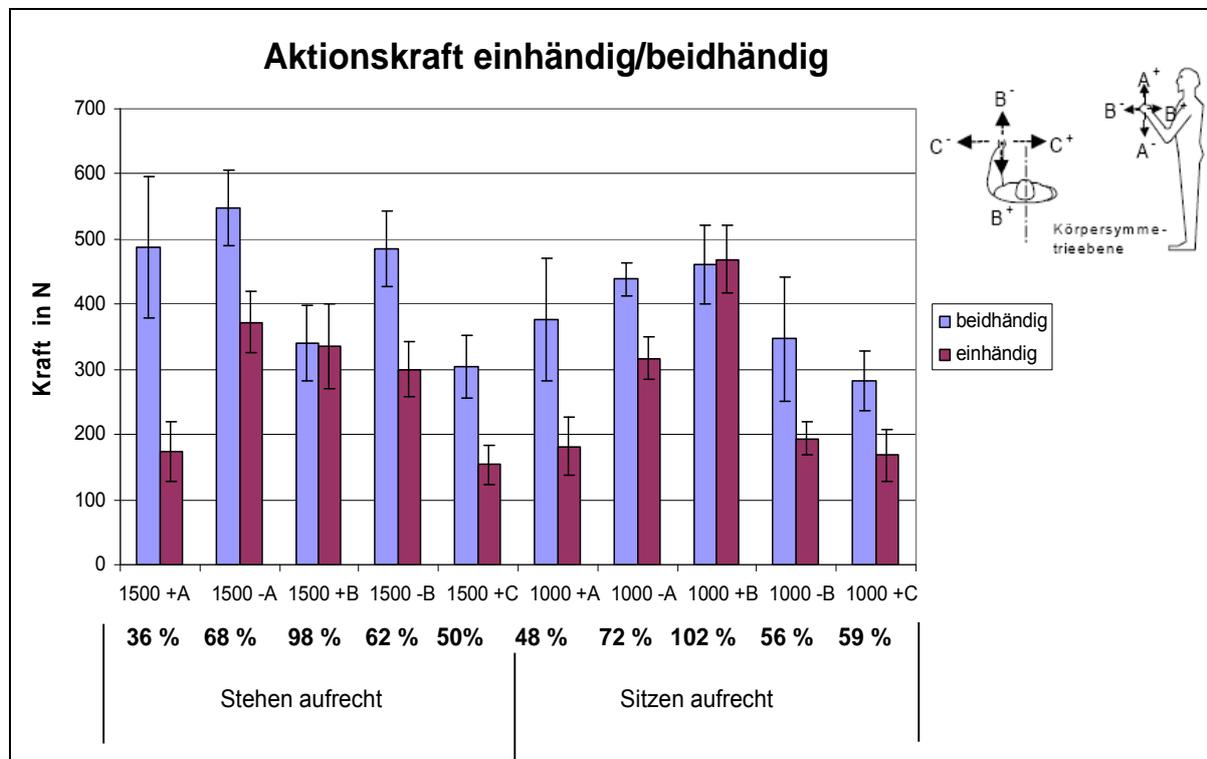
Abbildung 3.44:
Körperhaltung und Aktionskraft bei der beid- (links) und einhändigen (rechts) Kraftausübung (+C) im Sitzen



Allerdings halbierten sich die Ganzkörperkräfte bei den einhändigen Kraftausübungen nicht unbedingt, wie man vielleicht hätte vermuten können. Die Gruppenmittelwerte reichten von rund 40 bis 100 % im Vergleich zu den beidhändig ausgeführten Versuchen (Abbildung 3.45, Seite 118).



Abbildung 3.45:
Vergleich der Gruppenmittelwerte der maximalen beid- und einhändigen Aktionskraft mit Standardabweichung ($n = 6 \times 2$); die Prozentwerte beschreiben das Verhältnis von ein- zu beidhändiger Aktionskraft.

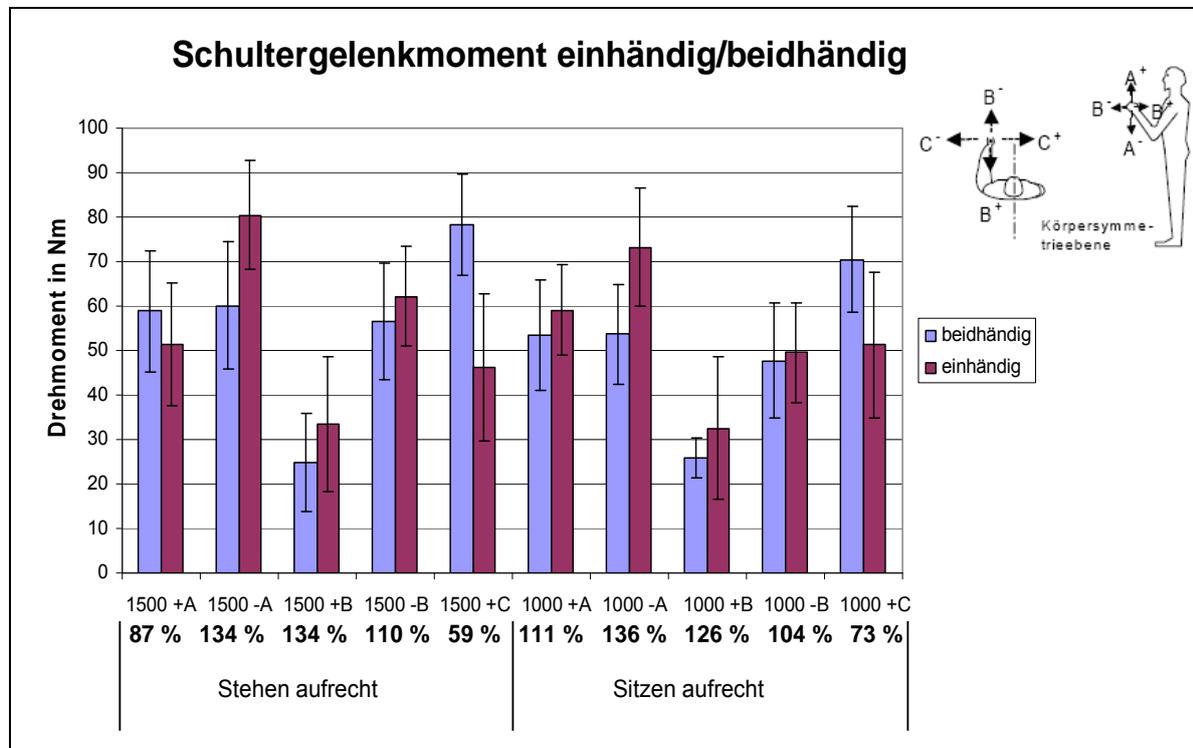


Beim einhändigen Ziehen ergaben sich praktisch keine Veränderungen. Hier liegt der Engpass offensichtlich nicht im Schulter-Arm-System. Mit nur 36 % war der Kraftabfall im aufrechten Stehen (+A) am größten.

Der Vergleich der Gelenkmomente an der Schulter zeigt ein uneinheitliches Bild der inneren Belastung (Abbildung 3.46). Die Schwankungsbreite reichte von ca. 60 bis fast 140 %. In sieben von zehn Fällen war das Schultergelenkmoment bei der einhändigen Ausführung größer als bei der beidhändigen. Die aus biomechanischer Sicht günstigen Ausführungsbedingungen durch die kurze kinematische Kette beim beidhändigen Zusammendrücken (+C) im Stehen lassen vermuten, dass die Probanden im Durchschnitt mit ca. 80 Nm ihr isometrisches Maximalmoment am Schultergelenk erreichten.



Abbildung 3.46:
 Vergleich der Gruppenmittelwerte der maximalen Gelenkmomente am Schultergelenk (eine Seite) mit Standardabweichung bei beid- und einhändiger Ausführung ($n = 6 \times 2$); die Prozentwerte beschreiben das Verhältnis der Gelenkmomente von ein- und beidhändiger Ausführung.



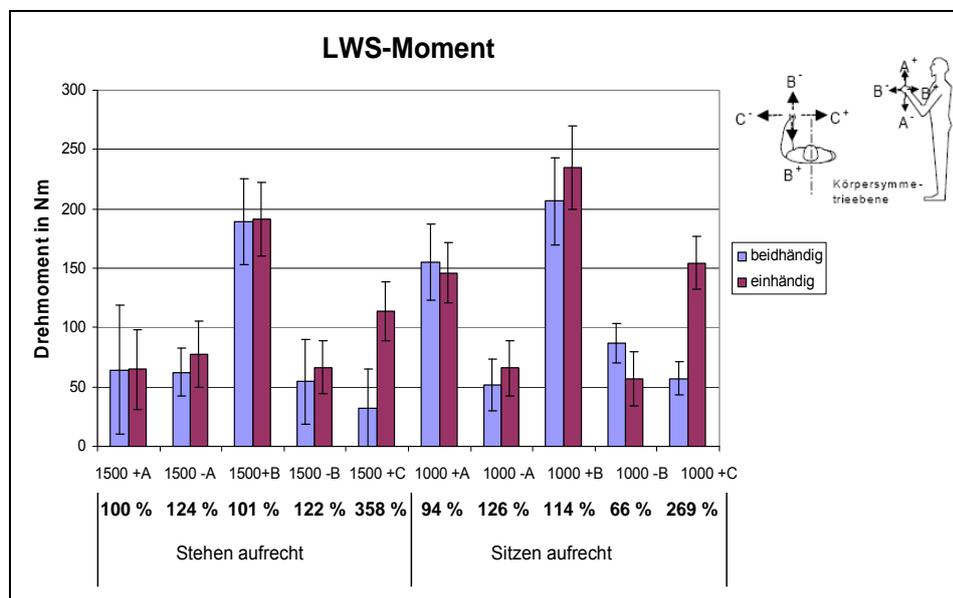
Die Streubreite der LWS-Momente (L5/S1) reichte von ca. 30 bis 235 Nm (Abbildung 3.47). Insbesondere beim Ziehen (+B) und in den +C-Fällen traten hohe Lumbalbelastungen von über 100 Nm auf. Überwiegend führte die einhändige Kraftausübung zu einer Erhöhung der Rückenbelastung – in den C-Fällen um das 2 1/2- bis 3 1/2-fache.

In der Gesamtschau der Ergebnisse sind aus biomechanischer Sicht einhändige Maximalkraftausübungen ohne eine Möglichkeit der zusätzlichen Abstützung des Rumpfes bzw. der Zuhilfenahme des anderen Armes grundsätzlich nicht empfehlenswert. Der Kraftfluss über lange kinematische Ketten erzwingt in der Regel den gleichzeitigen Einsatz vieler Muskelgruppen, was zu vorzeitiger Ermüdung bei eventuell auch nur geringen Aktionskräften führen kann. Außerdem besteht die Gefahr der einseitig hohen Belastung innerhalb des Muskel-Skelett-Systems.



Abbildung 3.47:

Vergleich der Gruppenmittelwerte der maximalen LWS-Momente mit Standardabweichung bei beid- und einhändiger Ausführung ($n = 6 \times 2$); die Prozentwerte beschreiben das Verhältnis der Gelenkmomente von ein- und beidhändiger Ausführung



Biomechanische Bewertung

Die zuvor dargestellten Ergebnisse zeigen, dass in ergonomisch ungünstigen Haltungen, wie z. B. dem gebeugten Stehen, durchaus hohe maximale Aktionskräfte erreicht wurden, die allerdings u. U. eine hohe innere Belastung der Lendenwirbelsäule oder/und der oberen Extremität nach sich ziehen. Auf der anderen Seite traten in einigen Fällen, z. B. einhändige Kraftausübung, auch bei vergleichsweise niedrigen Aktionskräften sehr hohe innere Belastungen auf. Insgesamt ist das ein Beleg für die Unabhängigkeit der inneren von den äußeren Muskel-Skelett-Belastungen. Daher kann ein ergonomisch sinnvolles Kraftbewertungsverfahren nicht allein von der Höhe der maximalen Aktionskraft abgeleitet werden – die inneren Belastungen müssen zusätzlich berücksichtigt werden.

Da bislang keine solchen Bewertungsverfahren zur Verfügung stehen, wurde hier ein pragmatischer Ansatz gewählt, der die einzelnen inneren Belastungen kombinatorisch berücksichtigt. Bei der Beurteilung der LWS-Belastung wurde auf die Einstufung von *Tichauer* [4] zurückgegriffen (Tabelle 3.11). Dabei stehen hohe Gelenkmomente einerseits für eine hohe muskuläre Anspannung, andererseits aber auch für hohe Sehnen-, Band- und Gelenkkräfte.



Tabelle 3.11:
Bewertungsschema der lumbosakralen Momenten beim Handhaben von Lasten
(nach *Tichauer* [4])

Kategorien für Momente an L5/S1	Kategorien der Belastung	Kategorien für individuelle Eigenschaften
ML5/S1 in Nm	„Arbeitsschwere“	Bedingungen
kleiner 40	● leicht, mühelos (1 – grün)	ungeübte Personen, Frauen oder Männer, Konstitution unerheblich
40 bis 85	● mittelschwer (2 – gelb)	guter Körperbau, einige Übung
85 bis 135	● schwer (3 – orange)	ausgewählte Personen, eingehende Schulung, Ruhepausen
größer 135	● sehr schwer (4 – rot)	große Sorgfalt bei Personenauswahl und Schulung, Schichtabschnitte

Analog wurde im BGIA ein Schema für die Belastung des Schultergürtels aufgestellt, da bislang keine entsprechenden Angaben verfügbar waren (Tabelle 3.12). Die Bewertungsskala ist für einmalige quasi-statische Kraftausübungen von nur wenigen Sekunden ausgelegt. Die Grundlage bildeten die Erfahrungswerte bei der manuellen Lastenhandhabung bzw. Kraftausübungen wie beim Schaufeln oder Ziehen und Schieben. Insofern stellen die Grenzübergänge eine erste Näherung mit Setzungscharakter dar, die die lokale Belastungssituation nur überschlägig anzeigen können.

Tabelle 3.12:
Bewertungsschema der Schultergürtelbelastung auf der Basis der Summe beider Schultergelenkmomente beim Handhaben von Lasten oder manueller Kraftausübung

Schultergelenkmoment* in Nm	Belastungsbewertung
< 40	● leicht, mühelos (1 – grün)
40 bis 80	● mittelschwer (2 – gelb)
80 bis 120	● schwer (3 – orange)
> 120	● sehr schwer (4 – rot)

* Für einarmige Belastungen sind die Werte zu halbieren.



In einem mehrstufigen Prozess wurde dann versucht, die biomechanische Gesamtsituation zu bewerten und besonders hohe innere Belastungen des Muskel-Skelettsystems mit einem Reduktionsfaktor zu versehen. Hierbei wurden sowohl lokale Belastungsspitzen als auch summarisch hohe Gesamtbelastungen bewertet. Der kritische Wert für die isolierte Belastung des Schultergürtels bzw. der LWS wurde nochmals deutlich höher als die „Rot“-Grenze in den Tabellen 3.11 und 3.12 angesetzt, für den Schultergürtel auf 150 Nm und die LWS auf 180 Nm. Zwar fehlen bislang zu diesen Grenzwerten valide Studien, dennoch zeigt der Vergleich mit eher dynamischen Tätigkeiten wie Heben von Lasten, Ziehen/Schieben oder Schaufeltätigkeiten, dass die gesetzten Werte nur in dynamischen Spitzen bei großer äußerer Last (z. B. Heben: Last > 20 kg) kurzzeitig überschritten werden [5 bis 7].

Bewertungsablauf:

1. Schritt: Den Schultergelenk- und LWS-Momenten die Belastungsstufen zuordnen
2. Schritt: Biomechanische Bewertung Teil 1: Wenn (Belastungsstufe (Schultergelenke) + Belastungsstufe(LWS)) > 7, dann Teil 1 = Rot
3. Schritt: Biomechanische Bewertung Teil 2: Wenn (Schultergelenkmoment (rechts + links) > 150 Nm oder LWS-Moment > 180 Nm), dann Teil 2 = Rot
4. Schritt: Wenn (Teil 1 = Rot oder Teil 2 = Rot), dann biomechanische Gesamtbewertung = Rot

In den Tabellen 3.13 bis 3.16 (Seite 123 bis 126) ist dieses Verfahren für die im BGIA untersuchten Kraftfälle dargestellt.



Tabelle 3.13:

Biomechanische Bewertung der Schultergürtel- und LWS-Belastung auf der Basis der Gruppenmediane der maximalen Gelenkmomente bei den symmetrischen und asymmetrischen Kraffällen

Ausführung	Kraffall	Körperdrehung in Grad	Maximale Aktionskraft	Schultergelenk, maximales Gelenkmoment		LWS, maximales Gelenkmoment	
			Median in N	Median in Nm	Belastungsstufe	Median in Nm	Belastungsstufe
beidhändig	1 500 +A	0	499	141	4	46	2
	1 500 -A	0	529	121	4	59	2
	1 500 +B	0	355	54	2	162	4
	1 500 -B	0	496	142	4	46	2
	1 500 +C	0	359	176	4	27	1
	1 500 -C	0	275	107	3	40	2
	1 500 +B	45	342	63	2	161	4
	1 500 -B	45	437	129	4	26	1
	1 100 +A	0	527	143	4	168	4
	1 100 -A	0	479	79	3	96	3
	1 100 +B	0	356	68	2	135	4
	1 100 -B	0	526	127	4	86	3
	1 100 -A	90	274	74	3	65	2
	1 100 -B	90	368	125	4	160	4
	1 100 -A	90	397	70	2	86	3
	1 200 +A	0	368	117	3	88	3
	1 200 -A	0	451	116	4	39	1
	1 200 +A	90	359	99	3	99	3
	1 000 +B	0	508	65	2	187	4
	1 000 -B	0	329	110	3	93	3
	1 000 -B	90	323	86	3	80	2
	700 -B	0	386	124	4	176	4
	700 -B	90	370	108	3	152	4
einhandig	1 100 -A	90	252	54	3	101	3
	1 100 -B	90	333	106	4	60	2
	1 100 -A	90	262	60	4	106	3



Tabelle 3.14:

Biomechanische Bewertung der Schultergürtel- und LWS-Belastung auf der Basis der Gruppenmediane der maximalen Gelenkmomente bei den beid- und einhändigen Kraftfällen

Ausführung	Kraftfall	Maximale Aktionskraft	Schultergelenk, maximales Gelenkmoment		LWS, maximales Gelenkmoment	
		Median in N	Median in Nm	Belastungsstufe	Median in Nm	Belastungsstufe
beidhändig	1 500 +A	480	124	4	73	2
	1 500 -A	522	118	3	59	2
	1 500 +B	341	51	2	181	4
	1 500 -B	496	106	3	55	2
	1 500 +C	289	148	4	29	1
	1 000 +B	474	52	2	203	4
	1 000 -B	318	105	3	76	2
	1 000 +A	361	112	3	141	4
	1 000 -A	437	100	3	58	2
	1 000 +C	272	138	4	66	2
einhändig	1 500 +A	173	50	3	59	2
	1 500 -A	388	82	4	80	2
	1 500 +B	352	35	3	186	4
	1 500 -B	300	60	4	64	2
	1 500 +C	149	46	3	112	3
	1 000 +A	198	64	4	135	4
	1 000 -A	325	73	4	62	2
	1 000 +B	468	34	2	225	4
	1 000 -B	185	50	3	54	2
	1 000 +C	162	48	3	155	4



Tabelle 3.15:

Biomechanische Gesamtbewertung der Belastungssituation bei den symmetrischen und asymmetrischen Kraffällen

Ausführung	Kraffall	Körperdrehung in Grad	Schultergelenk, Belastungsstufe	LWS, Belastungsstufe	Teil 1: Biomechanische Gesamtbewertung	Teil 2: Biomechanische Gesamtbewertung	Biomechanische Gesamtbewertung
beidhändig	1 500 +A	0	4	2			
	1 500 -A	0	4	2			
	1 500 +B	0	2	4			
	1 500 -B	0	4	2			
	1 500 +C	0	4	1		Rot	Rot
	1 500 -C	0	3	2			
	1 500 +B	45	2	4			
	1 500 -B	45	4	1			
	1 100 +A	0	4	4	Rot		Rot
	1 100 -A	0	3	3			
	1 100 +B	0	2	4			
	1 100 -B	0	4	3	Rot		Rot
	1 100 -A	90	3	2			
	1 100 -B	90	4	4	Rot		Rot
	1 100 -A	90	2	3			
	1 200 +A	0	3	3			
	1 200 -A	0	4	1			
	1 200 +A	90	3	3			
	1 000 +B	0	2	4		Rot	Rot
	1 000 -B	0	3	3			
	1 000 -B	90	3	2			
	700 -B	0	4	4	Rot		Rot
	700 -B	90	3	4	Rot		Rot
einhandig	1 100 -A	90	3	3			
	1 100 -B	90	4	2		Rot	Rot
	1 100 -A	90	4	3	Rot		Rot

Teil 1: Belastung Schultergelenke + Belastung LWS ≥ 7

Teil 2: (Belastung Schultergelenke > 150 Nm) oder (Belastung LWS > 180 Nm)



Tabelle 3.16:
Biomechanische Gesamtbewertung der Belastungssituation bei den
beid- und einhändigen Kraftfällen

Ausführung	Kraftfall	Schultergelenk, Belastungsstufe	LWS, Belastungsstufe	Teil 1: Biomechanische Gesamtbewertung	Teil 2: Biomechanische Gesamtbewertung	Biomechanische Gesamtbewertung
beidhändig	1 500 +A	4	2			
	1 500 -A	3	2			
	1 500 +B	2	4		Rot	Rot
	1 500 -B	3	2			
	1 500 +C	4	1			
	1 000 +B	2	4		Rot	Rot
	1 000 -B	3	2			
	1 000 +A	3	4	Rot		Rot
	1 000 -A	3	2			
	1 000 +C	4	2			
einhändig	1 500 +A	3	2			
	1 500 -A	4	2		Rot	Rot
	1 500 +B	3	4	Rot	Rot	Rot
	1 500 -B	4	2			
	1 500 +C	3	3			
	1 000 +A	4	4	Rot		Rot
	1 000 -A	4	2			
	1 000 +B	2	4		Rot	Rot
	1 000 -B	3	2			
	1 000 +C	3	4	Rot		Rot

Teil 1: Belastung Schultergelenke + Belastung LWS ≥ 7

Teil 2: (Belastung Schultergelenke > 150 Nm) oder (Belastung LWS > 180 Nm)

Den Fällen mit einer biomechanischen Gesamtbewertungsstufe „Rot“ wurde schließlich der Reduktionsfaktor 0,9 zugewiesen – den anderen Fällen 1,0. Somit werden die empfohlenen Maximalkräfte nur bei den besonders exponierten Fällen reduziert, um das Muskel-Skelett-System besser zu schützen. Der vermeintlich geringe Abschlag von 10 % soll einerseits der Unsicherheit bei den Wertsetzungen und andererseits der Diskrepanz zu den praxisüblichen Kraftanforderungen Rechnung



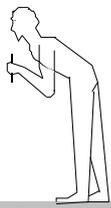
tragen. Normalerweise liegen Arbeitsbelastungen deutlich unterhalb der Maximalkraft, wodurch die Aktionskräfte und die Körperhaltung entsprechend verändert sind und damit die innere Muskel-Skelett-Belastungssituation im betreffenden Kraftfall weniger extrem sein sollte.

In der Gesamtschau der Ergebnisse entstanden beim horizontalen Ziehen (+B) unabhängig von der Körperhaltung sehr hohe Belastungen an der LWS. Im Sitzen oder in gebeugter Haltung waren oft sowohl der Schultergürtel als auch die LWS hoch belastet. Im Vergleich zu asymmetrischen Körperhaltungen waren einhändige Kraftausübungen tendenziell mit höheren inneren Belastungen verbunden. Vor einer zu weitgehenden Pauschalisierung sei an dieser Stelle gewarnt, da jeder Kraftfall mit sehr spezifischen Bedingungen verknüpft ist, die für die Art und Höhe der inneren Belastung letztlich verantwortlich sind.

Um die Anwenderfreundlichkeit des Bewertungsverfahrens zu erleichtern, werden alle Reduktionsfaktoren (Einhändigkeit (Abbildung 3.45 auf Seite 118), Asymmetrie und biomechanische Belastung) durch Multiplikation in der Ergebnismatrix „Biomechanischer Gesamtfaktor“ zusammengefasst (Tabelle 3.17, Seite 128). Abschnitt 5.2.1 (Seite 182 ff.) greift auf diese Matrix im Kraftbewertungsverfahren wieder zurück. Im Rahmen eines Expertenratings mit Vertretern des IAD und des BGIA wurden die fehlenden Elemente der Ergebnismatrix (weiße Felder) dort ergänzt.



Tabelle 3.17:
Biomechanische Bewertung der Kraftfälle der BGIA-Untersuchung

Haltung	Kraftrichtung	Biomechan. Gesamtfaktor				Biomechan. Belastung				Asymmetrie		Einhändigkeit
		asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch einhändig
	+A			1,0	0,4			1,0				0,36
	-A			1,0	0,6			1,0	0,9			0,68
	+B	1,0		0,9	0,9			0,9	0,9	1,00		0,98
	-B	0,9		1,0	0,6			1,0		0,90		0,62
	+C	0,9		0,9	0,5	0,9		0,9				0,50
	-C			1,0				1,0				
Stehen - aufrecht h = 1 500 mm												
	+A	0,9		0,9		0,9		0,9				
	-A	0,9	0,5	1,0		1,0	0,9	1,0		0,89	0,55	
	+B			1,0				1,0				
	-B	0,9	0,4	0,9		0,9	0,9	0,9			0,47	
	+C											
	-C											
Stehen - gebeugt h = 1 100 mm												
	+A			0,9	0,4			0,9	0,9			0,48
	-A			1,0	0,7			1,0				0,72
	+B	0,9		0,9	0,9	0,9		0,9	0,9			1,02
	-B	0,9		1,0	0,6	1,0		1,0	1,0	0,92		0,56
	+C			1,0	0,5			1,0	0,9			0,59
	-C											
Sitzen - aufrecht h = 1 000 mm												
	+A											
	-A											
	+B											
	-B	0,8		0,9		0,9		0,9		0,88		
	+C											
	-C											
Sitzen - gebeugt h = 700 mm												
	+A	0,9		1,0		1,0		1,0		0,88		
	-A			1,0				1,0				
	+B											
	-B											
	+C											
	-C											
Sitzen über Kopf h = 1 200 mm												



3.3 Literatur

- [1] *Wakula, J.; Berg, K.; Schaub, K.*: Statische Maximalkraftwerte für realtypische Kraftausübungen des Arm- Schulter- und Ganzkörpersystems für einen montagespezifischen Kraftatlas. In: Produkt- und Produktions-Ergonomie – Aufgabe für Entwickler und Planer. 54. Kongresses der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA). Technische Universität München, 9. bis 10. April 2008. GfA-Press, Dortmund 2008. S. 423-427.
- [2] *Mainzer, J.*: Ermittlung und Normung von Körperkräften – dargestellt am Beispiel der statischen Betätigung von Handrädern. VDI-Verlag, Düsseldorf 1982
- [3] *Glitsch, U.; Ottersbach, H.-J.; Ellegast, R.; Sawatzki, K.; Voß, J.; Luttmann, A.; Jäger, M.*: Belastung der Lendenwirbelsäule bei Schaufeltätigkeiten. BGIA-Report 4/2008. Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Sankt Augustin 2008. <http://www.dguv.de/bgia>, Webcode d25170
- [4] *Tichauer, E. R.*: The biomechanical basis of ergonomics – Anatomy applied to the design of work situations. John Wiley & Sons, New York 1978
- [5] *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
- [6] *Jäger, M.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Dettmer, U.; Bongwald, O.; Laurig, W.*: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie: Ermittlung der Belastung der Wirbelsäule bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 1998
- [7] *Glitsch, U.; Ellegast, R.; Schaub, K.; Wakula, J.; Berg, K.*: Biomechanische Analyse von Ganzkörperkräften in unterschiedlichen Körperhaltungen. In: Produkt- und Produktions-Ergonomie – Aufgabe für Entwickler und Planer. 54. Kongresses der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA). Technische Universität München, 9. bis 10. April 2008. GfA-Press, Dortmund 2008.



4 Diskussion der Ergebnisse

4.1 Diskussion der Ganzkörperkräfte

4.1.1 Feldstudie Ganzkörperkräfte: Kraftfälle mit symmetrischen Haltungen

Erwartungsgemäß sind die gemessenen maximalen isometrischen Ganzkörperkräfte von mehreren Faktoren abhängig, vor allem von der Körper- und Hand-Arm-Haltung, Krafrichtung, Griffhöhe und Fußstellung. Folgende Schlussfolgerungen konnten anhand der Kraftmittelwerte (vgl. Tabelle 3.1, Seite 74) abgeleitet werden:

- Die Kraftmittelwerte für die stehenden Haltungen in Richtung $\pm A$ liegen im Bereich bis 495 N. Hier wurde folgende Abhängigkeit festgestellt:

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für -A) und}$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +A)}$$

- Kraftmittelwerte bis 608 N wurden im Stehen bei -B ermittelt. Für die Krafrichtungen $\pm B$ gilt: $F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{aufrecht}}$ (für -B, siehe Abschnitt 3.1.1) und

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +B)}$$

- Für die stehenden Haltungen und die Krafrichtungen $\pm C$ wurde ermittelt:

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +C) und}$$

$$F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} \text{ (für -C)}$$

- Die im Sitzen aufgebrachten Kräfte sind für die Krafrichtungen $\pm A$ und -B kleiner als im Stehen. Sie erreichen für die Krafrichtungen $\pm A$ und +B bis zu 474 N. Es ist anzumerken, dass in Richtung +B (zu sich ziehen) im Sitzen höhere Kräfte gemessen wurden als im Stehen. Hier war die Abstützung mit einem Fuß unten am Kraftmessgestell erlaubt. Für die sitzenden Haltungen und die verschiedenen Krafrichtungen gilt:

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für +A und -C)}$$

$$F_{\text{über Kopf}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für -A)}$$

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } \pm B \text{ und +C)}$$



- Höhere Kräfte im Knien wurden in Richtung +B (zu sich ziehen) gemessen (vgl. Abschnitt 3.1.1). Sie betragen in dieser Richtung bis zu 538 N für „gebeugt kniend“. Insgesamt sind die Kraftniveaus für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ weitgehend ausgeglichen. Für die knienden Haltungen gilt in den verschiedenen Richtungen:

$$F_{\text{überkopf}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} \text{ (für } \pm A \text{)}$$

$$F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } +B \text{)}$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{über Kopf}} \text{ (für } -B \text{)}$$

$$F_{\text{aufrecht}} > F_{\text{gebeugt}} > F_{\text{überkopf}} \text{ (für } \pm C \text{)}$$

Diese prinzipiellen Zusammenhänge geben – jenseits quantitativer Werte – dem Anwender des Kraftatlas wertvolle allgemeine Gestaltungshinweise.

Einfluss der Krafrichtung auf die Kraft

Die höchsten Kraftmittelwerte wurden in der Krafrichtung -B (Druckkraft) gemessen und zwar für den Fall „gebeugt stehend“ (Mittelwert 608 N, vgl. Abschnitt 3.1.1). Hier war der Einsatz des Körpergewichtes (Vorwärtsneigung, Fußstellung) möglich. Auch enthalten diese Kraftwerte hohe parasitäre Komponenten in Richtung $\pm A$.

Beim Vergleich der Kräfte (Mittelwerte) in den Richtungen $\pm A$ und $\pm B$ ist erkennbar, dass die niedrigsten Kräfte in die Richtung +B (Zugkraft) aufgebracht wurden. Eine Ausnahme bilden die Kräfte aus den knienden Haltungen (aufrecht und gebeugt kniend): In diesen Haltungen sind die Zugkräfte aufgrund des Haltungseinflusses am höchsten und erreichen 538 bzw. 477 N.

Die Kräfte in $\pm C$ -Richtungen unterscheiden sich von den bisher beschriebenen Krafrichtungen. Sie wurden beidarmig nach innen oder außen gemessen. Addiert man beide Kraftkomponenten, so ergeben sich sehr große Werte, die nur durch das Muskelkraftvermögen begrenzt sind und in der Realität üblicherweise nicht vorkommen (es müsste mit der linken und rechten Hand jeweils ein Bauteil gleichzeitig symmetrisch montiert werden). Die Werte im Kraftatlas Werte entsprechen einer einarmigen Kraftausübung, wobei der zweite Arm den Körper abstützt. Aus diesem Grund erscheinen die Kräfte in Richtung $\pm C$ geringer als in den Richtungen $\pm A$ und $\pm B$. Steht



der zweite Arm für eine Abstützung nicht zur Verfügung, so muss gemäß Kraftbewertungsverfahren (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) der Wert für eine „einarmige“ Kraftausübung ermittelt werden.

Einfluss der Körperhaltungen auf die Kraft (anhand der Kraftperzentile)

Im Folgenden werden die Kraftverteilungen in den Hauptkraftrichtungen in Abhängigkeit von der Körperhaltung diskutiert. Stellvertretend werden hierfür das 15., 50. und 95. Kraftperzentil (P15, P50, P95) herangezogen (vgl. Tabellen 3.2 bis 3.4, Seite 80 und 81). Das 95. Perzentil dient der Auslegung der Bauteilfestigkeit. Das 15. wurde anstelle des 5. Perzentils ausgewählt, da „niedrige“ Kräfte und Planungsanalysen üblicherweise diesem Kraftperzentil zugeordnet werden. Die folgenden Vergleiche sind somit nicht „symmetrisch“, dafür aber praxisrelevanter. Folgende Schlussfolgerungen konnten anhand der ermittelten Kraftperzentile abgeleitet werden.

Aufrechte Haltungen

- Für die aufrecht stehende Haltung liegen die Kräfte für die Kraftrichtungen $\pm A$ und $-B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 378 (P15, $-B$) bis 796 N (P95, $+A$). Die Kraftunterschiede zwischen P15 und P50 betragen im Mittel ca. 130 N. In der Kraftrichtung $+B$ wurden niedrigere Kräfte von 261 (P15) bis 506 N (P95) ermittelt. Für die Kraftrichtungen $\pm C$ variieren die halbierten Kräfte im Bereich von 170 (P15, $-C$) bis 488 N (P95, $+C$). Die Kraftunterschiede zwischen $+C$ und $-C$ für P15, P50 und P95 betragen ca. 40 N, dabei liegen die höheren Kräfte in Richtung $+C$.
- Für die aufrecht kniende Haltung wurden im Vergleich zur aufrecht stehenden niedrigere Kräfte für die Kraftrichtungen $\pm A$ gemessen (etwa um 60 N für P15 und P50) sowie höhere Kräfte für die Kraftrichtungen $\pm B$. Für die Kraftrichtungen $\pm C$ liegen die halbierten Kräfte im Bereich von 178 (P15, $-C$) bis 494 N (P95, $+C$), wobei höhere Kräfte in der Richtung $+C$ ermittelt wurden. Insgesamt liegen die Kräfte für $\pm C$ etwa auf dem Kraftniveau der aufrecht stehenden Haltung, was sich aus dem fehlenden Einfluss der Haltungsstabilität erklärt.
- Für die aufrecht sitzende Haltung liegen die Kräfte für die Kraftrichtungen $+A$ und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 313 (P15, $-A$) bis 681 N



(P95, +A). Die Kraftunterschiede für P15 und P50 betragen ca. 100 N. In der Krafrichtung -A wurden höhere Kräfte für P15 und P50 ermittelt, von 373 bis 465 N. Die Werte für die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig voneinander und variieren im Bereich von 173 (P15, -C) bis 420 N (P95, -C).

Gebeugte Haltungen

- Für die gebeugt stehende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen -A und +B auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 304 (P15, -A) bis 665 N (P95, +B). Die Kraftunterschiede für P15 und P50 betragen ca. 20 N. In der Krafrichtung -B wurden die höchsten Kräfte aus allen analysierten Kraffällen von 438 (P15) bis 975 N (P95) ermittelt. Die niedrigsten Kräfte liegen in Richtung -A, wenn man die vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ vergleicht. Die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren im Bereich von 141 (P15, -C) bis 515 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte vorliegen als für -C.
- Auch in der gebeugt knienden Haltung wurden beim Vergleich der vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ die niedrigsten Kräfte für die Richtung -A ermittelt (von 289, P15, bis 501 N, P95). Die höchsten Kräfte wurden in dieser Haltung in Richtung +B gemessen (von 336, P15, bis 858 N, P95). Vergleicht man die Werte von P50 und P95 für diese Krafrichtung für alle analysierten Haltungen, kommt man zur Schlussfolgerung, dass in diesem Fall die höchsten Kräfte vorliegen. Ein Grund dafür könnte die Fußabstützung am Kraftgestell vorne sein, die zu einer besseren Kraftausübung beiträgt. Die Kraftwerte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren im Bereich von 158 (P15, -C) bis 488 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte vorliegen als für -C.
- Für die gebeugt sitzende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ auf etwa gleichem Kraftniveau für P15 und P50 – von 296 (P15, +A) bis 424 N (P50, +A); die Kraftunterschiede betragen hier ca. 20 N. Deutlich höhere Kraftunterschiede gelten bei P95 (bis ca. 165 N für +A, verglichen mit -A). In die Krafrichtungen $\pm B$ wurden höhere Kräfte im Vergleich zu $\pm A$ von 327 (P15, -B) bis 698 N (P95, +B) ermittelt. Die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren im Bereich von 155 (P15, -C) bis 465 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte gemessen wurden als für -C.



Haltungen mit Händen über Kopf

- Für die über Kopf stehende Haltung unterscheiden sich die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ stark voneinander und liegen im Bereich von 245 (P15, +B) bis 826 N (P95, -B). In Krafrichtung -B wurden bei P50 und P95 die höchsten Kraftwerte aus den analysierten Krafrichtungen ermittelt. Vergleicht man die vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$, liegen die niedrigsten Kraftwerte bei +B. Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig und variieren im Bereich von 150 (P15, -C) bis 391 N (P95, -C).
- Für die über Kopf kniende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen +A und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 320 (P15, +B) bis 459 N (P50, +A). Deutlich höhere Kraftunterschiede ergeben sich bei P95. In der Krafrichtung -A wurden die höchsten Kräfte aus den sechs analysierten Richtungen in Höhe von 409 (P15) bis 698 N (P95) ermittelt. Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich sehr geringfügig (maximal 7 N) und variieren im Bereich von 201 (P15, +C) bis 464 N (P95, +C).
- Für die über Kopf sitzende Haltung liegen die Kräfte der Krafrichtungen +A und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Niveau für P15 und P50 (303 (P15, +B) bis 412 N (P50, +A)). Die Kraftunterschiede betragen hier ca. 30 N. Deutlich höhere Kraftunterschiede liegen bei P95 (bis ca. 53 N) vor. In der Krafrichtung -A wurden höhere Kräfte als im Vergleich zu $\pm B$ und +A ermittelt (397 N für P15; 475 N für P50 und 659 N für P95). Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig und variieren im Bereich von 152 (P15, -C) bis 355 N (P95, -C).

4.1.2 Branchenvergleich (Vergleich Pkw- mit Lkw-Bereichen)

Idealerweise sollten die Kraftmessungen in möglichst vielen Branchen mit montage-relevanten Körperhaltungen stattfinden. Schwierigkeiten in der Luftfahrtindustrie sowie im Schiffsbau führten dazu, dass nur in zwei unterschiedlichen Branchen (Pkw- und Lkw-Industrie) Kraftmessungen möglich waren. Die höheren Kräfte wurden bei Probanden aus der Lkw-Fertigung gemessen (Abbildung 4.1). Die Kraftunterschiede bewegen sich im Bereich von 2 bis 17 % in Abhängigkeit von Körperhaltung und Krafrichtung. 17 % wurde nur für einen Kraffall „gebeugt sitzend“ (+A) gemessen.



Dann folgen zwei Fälle „gebeugt kniend“ (+A) und „gebeugt stehend“ (+A), beide mit 13 %. Die Kraftunterschiede für die anderen Fälle liegen im Bereich bis 10 %.

Abbildung 4.1:
Vergleich der Kraftmittelwerte bei Probanden aus der Lkw- und Pkw-Fertigung

Kräftevergleich Lkw und Pkw-Bereiche (anhand der Mittelwerte)														
aufrecht	Lkw n=169	Pkw n= 369	Pkw / Lkw in%	gebeugt	Lkw n=160	Pkw n= 369	Pkw / Lkw in%	überkopf	Lkw n=160	Pkw n= 369	Pkw / Lkw in%			
	+A 519	488	90		+A 506	439	87		+A 435	416	96			
	-A 520	485	93		-A 405	386	95		-A 496	471	95			
	+B 342	318	93		+B 451	390	86		+B 313	300	96			
	-B 512	465	91		-B 673	580	86		-B 524	473	90			
	+C 331	297	90		+C 350	322	92		+C 254	227	89			
	-C 295	271	92		-C 244	223	91		-C 256	236	92			
aufrecht stehend			Lkw n=160	n= 264	gebeugt stehend			Lkw n=145	n= 264	überkopf stehend			Lkw n=155	n= 264
	+A 485	425	88		+A 428	373	87		+A 484	432	89			
	-A 439	422	96		-A 354	352	99		-A 511	499	98			
	+B 513	461	90		+B 583	516	89		+B 430	417	97			
	-B 547	501	92		-B 488	456	93		-B 464	423	91			
	+C 340	310	91		+C 326	301	92		+C 314	284	90			
	-C 268	253	94		-C 227	220	97		-C 308	289	94			
aufrecht kniend			Lkw n=165	n= 312	gebeugt kniend			Lkw n=160	n= 298	überkopf kniend			Lkw n=169	n= 296
	+A 440	404	92		+A 458	382	83		+A 405	378	93			
	-A 460	445	97		-A 380	369	97		-A 472	458	97			
	+B 430	406	94		+B 504	462	92		+B 387	371	96			
	-B 405	383	95		-B 472	418	89		-B 373	361	97			
	+C 291	267	92		+C 318	289	91		+C 227	209	92			
	-C 275	267	97		-C 238	229	96		-C 234	224	96			
aufrecht sitzend					gebeugt sitzend				überkopf sitzend					

Den Hauptgrund für die etwas höher liegenden Kraftmittelwerte in der Lkw-Fertigung sehen wir in den größeren Gewichten der Montageteile in dieser Branche. Deren Gewicht ist noch nicht so groß, dass die Werker zur Benutzung von Hebezeugen gezwungen sind (wie dies im Schiffs- und Waggonbau zu erwarten ist), liegt aber doch höher als in der Pkw-Fertigung. Allerdings muss beachtet werden, dass der Branchenunterschied von 1 bis 17 % noch innerhalb der Standardabweichung der Mittelwerte (ca. ± 30 %) liegt und somit nicht statistisch belastbar ist.

4.1.3 Vergleich mit DIN 33411 Teil 5

Abbildung 4.2 zeigt einen Vergleich zwischen den maximalen statischen Kräften aus [1] (Tabelle 15) und den in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnissen für den Fall „aufrecht stehend“ und Krafrichtung -B. Die Kraftwerte sind in perzentilierter

Form dargestellt. Beim Vergleich der Kraftwerte des 50. Perzentils für unterschiedliche Fußstellungen ergibt sich ein Unterschied von ca. 5 %. Hauptgrund hierfür sind die unterschiedlichen Probandenkollektive sowie die Tatsache, dass sich beide Messfälle in der Griffhöhe, Griffbreite und Breite der Fußstellung unterscheiden.

Abbildung 4.2:

Exemplarische Gegenüberstellung von ähnlichen Kraftfällen aus [1] (Tabelle 15) und dem montagespezifischen Kraftatlas

Kraftwerte (in N) aus DIN 33411 Teil 5					Kraftwerte (in N) Montagespezifischer Atlas		
Kraftrichtung	Griffhöhe / Breite; Haltung	Kraftperzentile	Fußstellung Schritt 75 cm	Fußstellung: Schritt 100 cm	Griffhöhe / Breite / Kraftrichtung	Fußstellung: Schritt oder Parallel Resultierende/Komponente	
- B	1400 mm / 440 mm; Aufrecht stehend	P5	334	291	1500 mm / 400 mm; Aufrecht stehend; -B	306	225
		P10	363	318		344	264
		P15	413	351		378	281
		P50	620	566		506	457
		P95	865	782		755	568

Die Differenz zwischen 5. und 50. Kraftperzentil beträgt in [1] 286 N, im montagespezifischen Kraftatlas 200 N. Zwischen 50. und 95. Perzentil beträgt die Differenz 245 N gemäß [1] und 249 N gemäß Kraftatlas. Die Kraftverteilung ist in [1] somit leicht rechtssteil, was sich aus den Ausübungsbedingungen (geringere Haltungsstabilität durch vorgegebene aufrechte Körperhaltung) erklären lässt. Die Kraftverteilung im montagespezifischen Kraftatlas ist linkssteil und folgt somit dem bei Kraftverteilungen üblichen Muster.

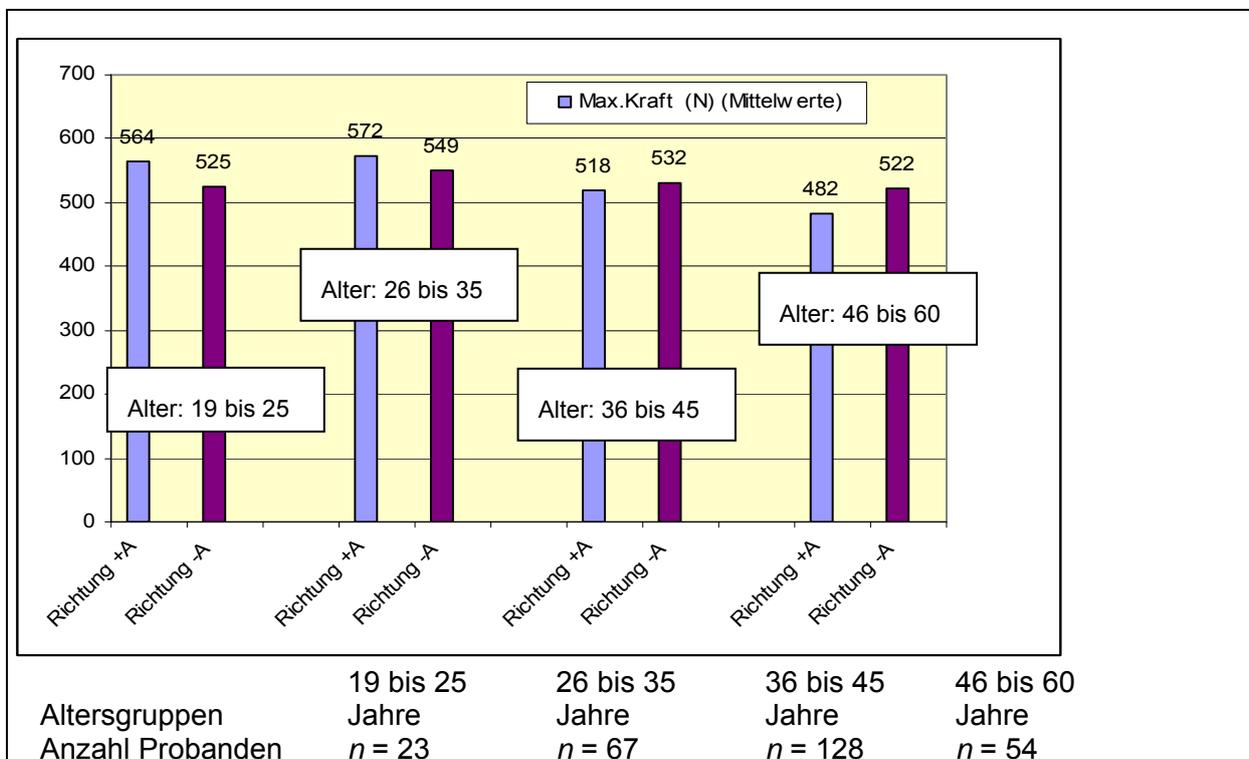


4.1.4 Persönliche Merkmale

Alterseinfluss

Abbildung 4.3 stellt die isometrischen Maximalkräfte für den Fall „aufrecht stehend“ in zwei Richtungen $\pm A$ in Abhängigkeit vom Alter dar. Dabei wurden die 272 Arbeitspersonen in vier Altersgruppen aufgeteilt: 19 bis 25 Jahre, 26 bis 35 Jahre, 36 bis 45 Jahre und 46 bis 60 Jahre. Wie erwartet sinkt die statische Maximalkraft mit dem steigenden Alter, wobei diese Tendenz von den Krafrichtungen abhängig ist.

Abbildung 4.3:
Isometrische Maximalkräfte in Richtungen $\pm A$ für vier Altersgruppen



Der Einfluss des Alters wird nicht bei allen Kraffällen und Krafrichtungen deutlich (Abbildung 4.4). Beispielhaft werden Ergebnisse des Vergleiches für drei stehende Kraffälle dargestellt (Tabelle 4.1). Hier gilt wie schon bei den Branchenunterschieden, dass die Schwankungen innerhalb der Standardabweichung liegen und somit nur bedingt aussagekräftig sind.



Tabelle 4.1:
Kraftunterschiede der Altersgruppe 26 bis 35 zur Altersgruppe 46 bis 60 Jahre für stehende Körperhaltungen (anhand der Mittelwerte)

Körperhaltung	Richtung			
	+A	-A	+B	-B
aufrecht stehend	≤ 16 %	≤ 5 %	≤ 2 %	≤ 6 %
gebeugt stehend	≤ 13 %	≤ 10 %	≤ 7 %	≤ 15 %
über Kopf stehend	≤12 %	≤ 3 %	≤ 2 %	≤ 13 %

Abbildung 4.4:
Kraftunterschiede für zwei Gruppen (26 bis 35Jahre, n = 54, zu 46 bis 60 Jahre, n = 66) für alle Krafffälle und Krafrichtungen (anhand der Mittelwerte)

aufrecht		alt (46-60 J.)/ jung (26-35)	gebeugt		alt/jung	über Kopf		alt/jung
	+A	0,84		+A	0,89		+A	0,89
	-A	0,95		-A	0,90		-A	0,97
	+B	0,98		+B	0,93		+B	0,99
	-B	0,85		-B	0,86		-B	0,89
	+C	0,83		+C	0,83		+C	0,85
	-C	0,96		-C	0,94		-C	0,94
aufrecht stehend			gebeugt stehend			über Kopf stehend		
	+A	0,88		+A	0,91		+A	0,86
	-A	1,00		-A	0,92		-A	0,93
	+B	0,92		+B	0,84		+B	0,96
	-B	0,85		-B	0,84		-B	0,84
	+C	0,84		+C	0,78		+C	0,84
	-C	0,90		-C	0,91		-C	0,91
aufrecht kniend			gebeugt kniend			über Kopf kniend		
	+A	0,86		+A	0,88		+A	0,93
	-A	0,94		-A	0,95		-A	0,92
	+B	0,95		+B	0,93		+B	0,96
	-B	0,88		-B	0,85		-B	0,91
	+C	0,86		+C	0,82		+C	0,87
	-C	0,92		-C	0,92		-C	0,90
aufrecht sitzend			gebeugt sitzend			über Kopf sitzend		



4.2 Diskussion der Finger-Hand-Kräfte

4.2.1 Vergleich des rechten mit dem linken Finger-Hand-System

Bereits in früheren Studien wurde für maximale isometrische Kräfte kein Unterschied für die Kraffhöhe von linkem und rechtem Finger-Hand-System gefunden. Dies bestätigen auch die in dieser Untersuchung gemessenen Werte. Lediglich bei den Faustkräften und bei der Zangenkraft liegen die Kräfte für das rechte Finger-Hand-System geringfügig höher als für das linke (Abbildungen 4.5 und 4.6).

Die Ursache hierfür liegt wahrscheinlich in den unterschiedlichen Greiffertigkeiten der linken und rechten Hand, die bei den jeweiligen gehaltenen Kraftaufnehmern eher relevant sind.

Abbildung 4.5:
Vergleich der Mittelwerte für linkes und rechtes Finger-Hand-System über alle Messfälle im Stehen (Mw = Mittelwert, Stw = Standardabweichung)

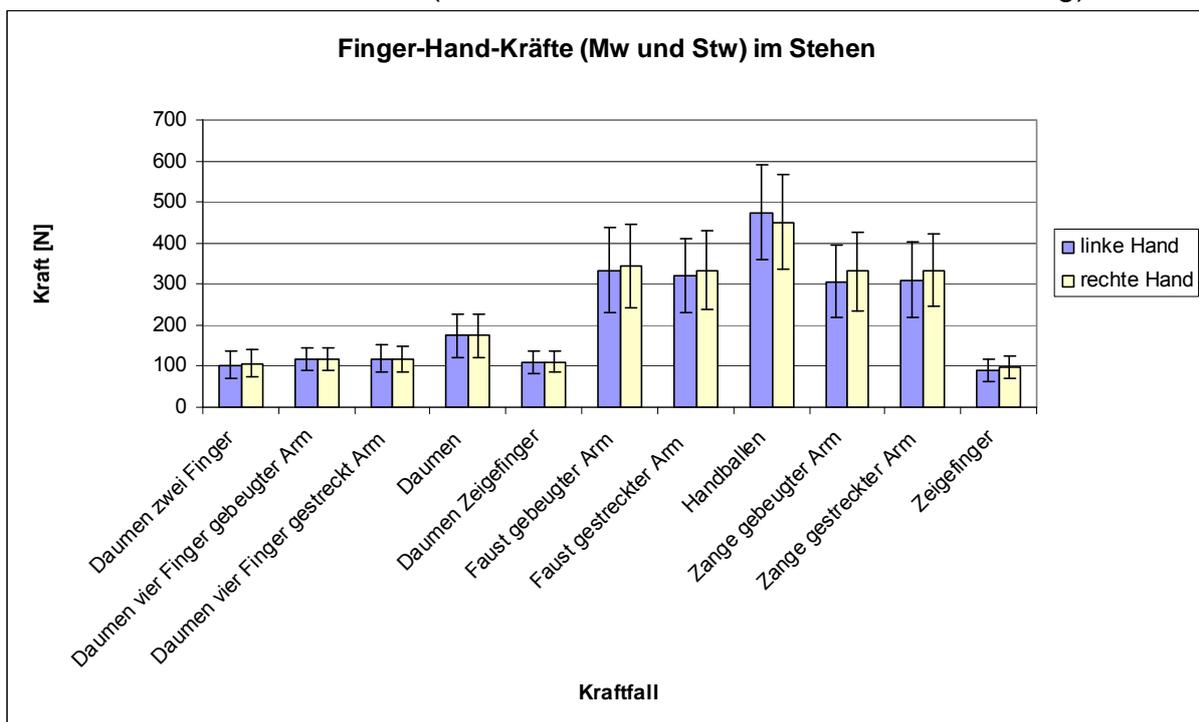
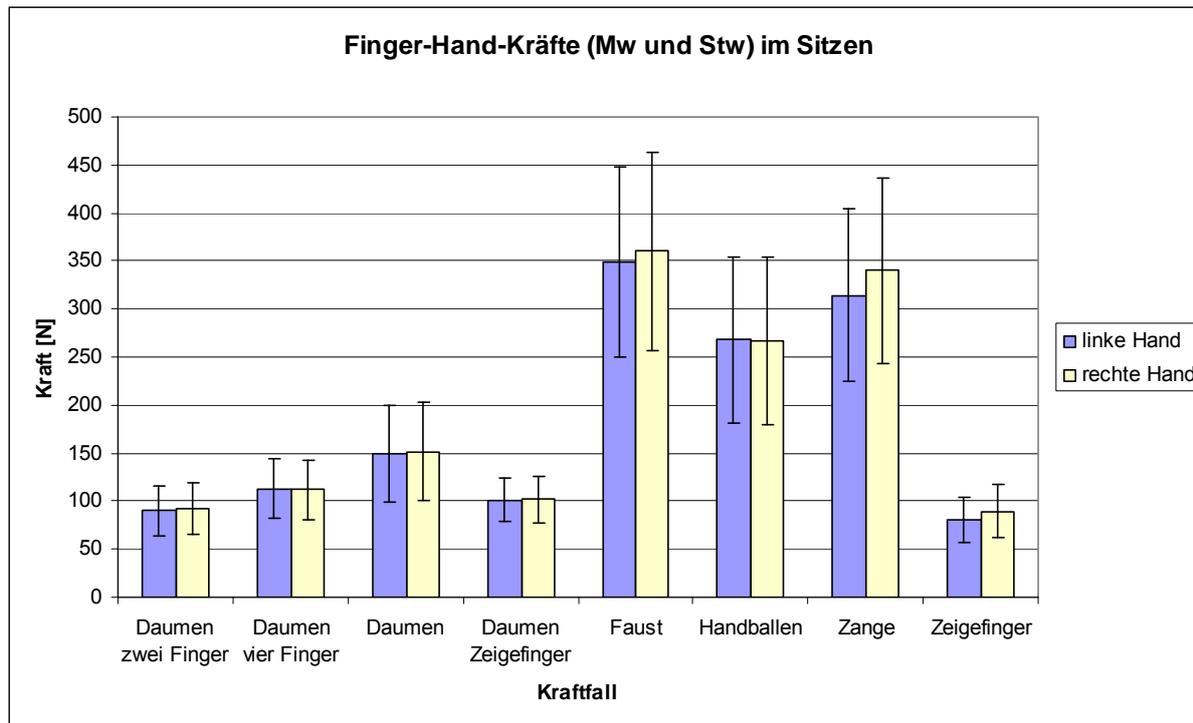




Abbildung 4.6:
Vergleich der Mittelwerte für linkes und rechtes Finger-Hand-System über alle Messfälle im Sitzen (Mw = Mittelwert, Stw = Standardabweichung)



4.2.2 Vergleich der Krafthöhe über alle Kraftfälle

Im Sitzen wurden die größten Kraftwerte bei der Faust- und Zangenkraft gemessen (Mittelwerte: 314 N Zange links bis 360 N Faust rechts), während die Handballenkräfte mit 268 N schon deutlich niedriger lagen. Die Fingerkräfte liegen nur noch bei ca. 100 N (Daumen gegen Zeigefinger und vier Finger) oder deutlich darunter (Daumen gegen zwei Finger und Zeigefinger alleine). Nur die Daumenkraft liegt mit 150 N etwas über den Fingerkräften, da der Daumen offenbar als weniger schmerzempfindlich empfunden wurde (siehe Abbildung 4.6).

Bei den Kraftmessungen im Stehen zeigte sich bei den großen Kräften ein anderes Bild. Da die Kraftmessung für den Handballen auf Tischhöhe stattfand, haben die Probanden über den gestreckten Arm ihr Oberkörpergewicht auf dem Handballen abgestützt und somit wesentlich größere Kräfte (475 N Mittelwert) als in sitzender Haltung erreicht. Bei den Greif- und Fingerkräften wird durch die stehende Haltung kein Kraftgewinn erzielt. Nur die Daumenkräfte liegen noch ca. 25 N höher als im Sitzen (siehe Abbildung 4.5).



4.2.3 Vergleich mit Kraftwerten früherer Studien

Burandt [2] und *Schultetus* [3] haben für ihre Kraftwerte Daten aus verschiedenen Quellen (gemessen mit unterschiedlichen Kollektiven) zusammengeführt. Hieraus resultiert beim direkten Vergleich mit den hier gemessenen Werten, dass im montagespezifischen Kraftatlas im Vergleich zum Verfahren nach *Schultetus* bei manchen Kraftfällen kleinere und bei anderen größere Werte ermittelt wurden (Tabelle 4.2).

Tabelle 4.2:
Vergleich der Finger-Hand-Kräfte mit Werten von *Burandt* [2] und *Schultetus* [3]

	Kraftwerte in N		
	<i>Burandt</i>	<i>Schultetus</i>	Kraftatlas
Daumen zwei Finger	88	100	93
Daumen vier Finger	206	190	112
Daumen	98	100	152
Daumen Zeigefinger	118	120	102
Faust	402	410	360
Handballen	177	180	267
Zange (70 % Öffnungsweite)	589	380	340
Zeigefinger	59	60	90

4.3 Literatur

- [1] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen – Maximale statische Aktionskräfte, Werte (11/99). Beuth, Berlin 1999
- [2] *Burandt, U.*: Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978
- [3] *Schultetus, W.; Lange, W.; Doerken, W.* (Hrsg.): Montagegestaltung: Daten, Hinweise und Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung. TÜV Rheinland, Köln 1987



5 Bewertungsverfahren

Schon bald nach Gründung des Konsortiums zur Realisierung eines montagespezifischen Kraftatlas wurde deutlich, dass die vertretenen Firmen neben einer Datensammlung von maximal ausübaren statischen Aktionskräften in realtypischen Körperhaltungen auch ein Bewertungsverfahren für auszuübende Aktionskräfte wünschten. Dieses sollte tätigkeits- (z. B. Häufigkeit der Kraftausübungen) und personenbezogene (z. B. Alter) Parameter berücksichtigen.

Die Bewertung von Kraftausübungen war in den Betrieben nicht nur eine gelebte Ergonomiekultur, sie entsprang auch den Forderungen der §§ 90 und 91 des Betriebsverfassungs- (1972) und des Betriebsverfassungsreformgesetzes (2001) nach Berücksichtigung der gesicherten arbeitswissenschaftlichen Erkenntnisse über die menschengerechte Gestaltung der Arbeit.

Zu diesen nationalen Anforderungen gesellten sich im Laufe der letzten Jahre weitere, die ihren Ursprung in der nationalen Umsetzung des dualen europäischen Systems für Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz haben. Diese wurden ebenfalls bei der Konzeption des Kraftbewertungsverfahrens berücksichtigt.

5.1 Verfahrenskonzept

5.1.1 Rechtliche Grundlagen zu Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz

In zunehmendem Maße müssen bei der Arbeitssystemgestaltung gesetzliche Rahmenbedingungen berücksichtigt werden, da – im Zuge der Verwirklichung der Europäischen Union – Richtlinien und Normen an nationales Recht angepasst werden müssen. Im Umfeld der EU-Rahmenrichtlinie [1] zum Arbeitsschutz (89/391/EG) und den im Zusammenhang stehenden Einzelrichtlinien und ihren nationalen Umsetzungen [2] (z. B. Richtlinie zum manuellen Handhaben von Lasten (90/269/EWG) sowie der Maschinenrichtlinie [3] (2006/42/EG)) entstand eine neue Dimension europäischer Ergonomiebewertungsverfahren. Die Verfahren gestatten ergonomische Risiko-, Gefährdungs- und Ergonomieanalysen und lehnen sich an Vorbilder aus dem europäischen und nordamerikanischen Bereich an.

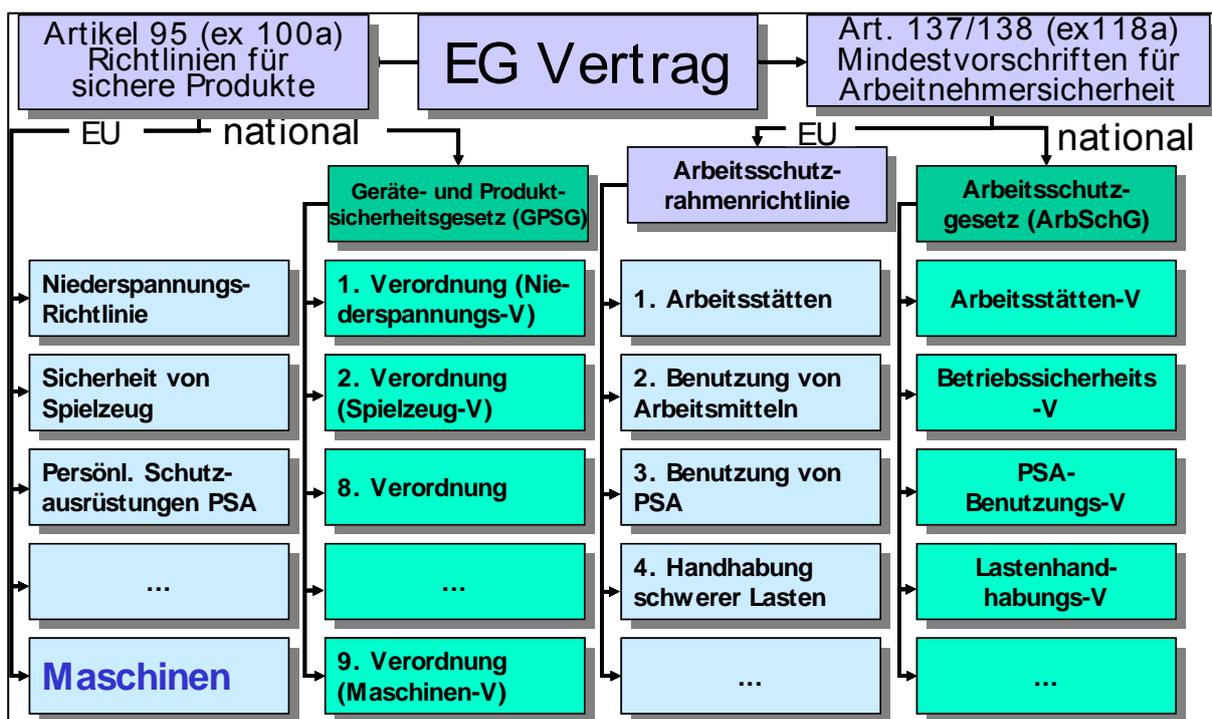


Das Konzept dualer Arbeitssicherheit in der EU

Im europäischen Harmonisierungsprozess entstand 1987 mit dem Inkraftsetzen der „Einheitlichen Europäischen Akte“ (namentlich dem Einfügen der Artikel 118a und 100a in die Römischen Verträge von 1957) ein System dualer Arbeitssicherheit in Europa. Dieses wendet sich sowohl an den Hersteller oder „Inverkehrbringer“ von Maschinen und Geräten, die der CE-Kennzeichnung unterliegen, als auch an deren Betreiber und Nutzer.

Abbildung 5.1 gibt einen Überblick über die aus ergonomischer Sicht wesentlichen EU-rechtlichen Grundlagen auf der Basis des EG-Vertrages von Nizza (2001).

Abbildung 5.1:
EU-rechtliche Grundlagen zu Sicherheit und Gesundheitsschutz



Von besonderer Bedeutung für das Schutzniveau in den Mitgliedstaaten ist die Tatsache, dass in den im Rahmen von Artikel 137 verabschiedeten Richtlinien Mindestvorschriften für Gesundheitsschutz und Sicherheit am Arbeitsplatz niedergelegt werden. Gemäß diesem Grundsatz müssen Mitgliedstaaten ihr Schutzniveau anheben, wenn es niedriger ist als in den durch die Richtlinien festgelegten Mindestvorschriften



vorgesehen. Darüber hinaus sind die Mitgliedstaaten befugt, Schutzmaßnahmen einzuführen oder beizubehalten, die strenger sind als diejenigen, die in den Richtlinien vorgeschrieben sind.

Mit Artikel 95 wird die Angleichung der Rechtsvorschriften in den Mitgliedstaaten beabsichtigt. Ziel ist die Beseitigung aller Beschränkungen des Handels im einheitlichen Markt und der grenzüberschreitende freie Verkehr von Gütern und Personen. Grundsätzlich wird den Mitgliedstaaten durch Artikel 95 nicht gestattet, für ihre Erzeugnisse höhere Standards festzulegen, als die in den Richtlinien festgelegten.

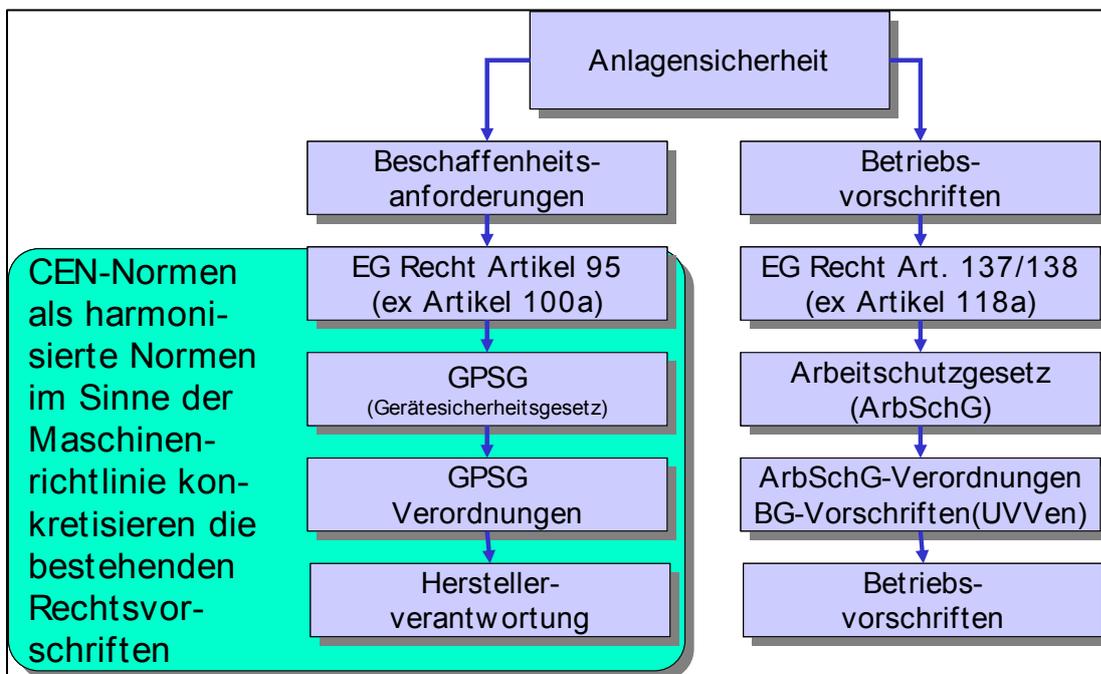
Artikel 95 und 137 tragen zu einer Verbesserung der Arbeitsumweltbedingungen in den Mitgliedstaaten sowie zu einem gleichwertigen und verbesserten Schutz der Arbeitnehmer bei. Richtlinien im Rahmen von Artikel 95 sollen gewährleisten, dass sichere Erzeugnisse auf den Markt gebracht werden; Richtlinien im Rahmen von Artikel 137 sollen sicherstellen, dass diese Erzeugnisse gesundheitsverträglich und sicher am Arbeitsplatz verwendet werden. Richtlinien werden mithilfe nationaler Gesetze und Verordnungen umgesetzt. CEN-Normen als harmonisierte Normen dienen der Konkretisierung wesentlicher Sicherheitsanforderungen im Rahmen der Maschinenrichtlinie. Die Abbildungen 5.2 und 5.3 (siehe Seite 146) geben einen Überblick über Verantwortlichkeiten und Implementierungsmodi von ergonomierelevanten EU-Richtlinien.

Abbildung 5.2:
Konkretisierung bestehender Rechtsvorschriften durch CEN-Normen

CEN Normen zum Thema Ergonomie (Auswahl)

- **Typ A Normen (Sicherheitsgrundnormen)**
 - + **EN292** Sicherheit von Maschinen; Grundbegriffe; allgemeine Gestaltungsleitsätze
 - + **EN414** Sicherheit von Maschinen - Regeln für die Abfassung und Gestaltung von Sicherheitsnormen
 - + **EN614** Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Gestaltungsgrundsätze
 - + **EN1050** Sicherheit von Maschinen - Leitsätze zur Risikobeurteilung
- **Typ B Normen (Sicherheitsgruppennormen)**
 - + **EN547** Sicherheit von Maschinen - Körpermaße des Menschen
 - + **EN563** Sicherheit von Maschinen - Temperaturen berührbarer Oberflächen
 - + **EN894** Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Anforderungen an die Gestaltung von Anzeigen und Stellteilen
 - + **EN1005** Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung
- **Type C standards (Maschinensicherheitsnormen)**

Abbildung 5.3:
Konkretisierung von Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz durch EU-Richtlinien





EU-Rahmenrichtlinie nebst relevanter Einzelrichtlinien

Die EU-Rahmenrichtlinie ist die Richtlinie 89/391/EWG des Rates vom 12. Juni 1989 über die Durchführung von Maßnahmen zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes der Arbeitnehmer bei der Arbeit. Sie hat die Förderung von Maßnahmen zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes der Arbeitnehmer am Arbeitsplatz zum Ziel. Ihr Anwendungsbereich sind alle privaten und öffentlichen Tätigkeitsbereiche, ausgenommen die Hausangestellten sowie, mit Einschränkungen, bestimmte Tätigkeiten der öffentlichen Sicherheitskräfte, z. B. Polizei, Militär oder Katastrophenschutz. Sie verfolgt den Grundsatz, dass der Arbeitgeber verpflichtet ist, für die Sicherheit und den Gesundheitsschutz der Arbeitnehmer in Bezug auf alle Aspekte, welche die Arbeit betreffen, zu sorgen. Dabei sind folgende Hauptpunkte zu beachten:

- Der Arbeitgeber hat dafür zu sorgen, dass eine Beurteilung der Gefahren für Sicherheit und Gesundheit am Arbeitsplatz vorgenommen wird.
- Der Arbeitgeber hat dafür zu sorgen, dass die im Unternehmen Beschäftigten informiert werden, u. a. über die Gefahren für Sicherheit und Gesundheit, die Maßnahmen zur Gefahrenverhütung, Erste Hilfe, Brandbekämpfung, Beurteilung der Gefahren.
- Der Arbeitgeber hat die Arbeitnehmer in allen Fragen zur Sicherheit und Gesundheit am Arbeitsplatz anzuhören.
- Der Arbeitgeber hat dafür zu sorgen, dass jeder Arbeitnehmer eine angemessene und arbeitsplatzspezifische Unterweisung über Sicherheit und Gesundheitsschutz erhält.
- Jeder Arbeitnehmer ist verpflichtet, für seine eigene Sicherheit und Gesundheit Sorge zu tragen und Maschinen, gefährliche Stoffe, Persönliche Schutzausrüstungen usw. ordnungsgemäß zu benutzen.

Die Umsetzung der Rahmenrichtlinie in nationales Recht der Mitgliedstaaten sollte bis spätestens 31. Dezember 1992 erfolgen. Dies geschah in Deutschland mit dem „Gesetz zur Umsetzung der EG-Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz und weiterer Arbeits-



schutzrichtlinien", das unmittelbar im Zusammenhang mit der Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz 89/391/EWG des Rates vom 12. Juni 1989 über die Durchführung von Maßnahmen zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes der Arbeitnehmer bei der Arbeit (ABl. EG Nr. L 183, S. 1) sowie mit der Richtlinie 91/383/EWG des Rates vom 25. Juni 1991 zur Ergänzung der Maßnahmen zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes von Arbeitnehmern mit befristetem Arbeitsverhältnis oder Leiharbeitsverhältnis (ABl. EG Nr. L 206, S. 19) gilt.

Das Gesetz enthält darüber hinaus Verordnungsermächtigungen zur Umsetzung weiterer EG-Arbeitsschutz-Richtlinien, insbesondere der verschiedenen Einzelrichtlinien zur Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz. Diese Einzelrichtlinien regeln spezielle Arbeitsschutzbereiche. Dazu gehören etwa die Benutzung von Arbeitsmitteln oder von Persönlicher Schutzausrüstung, die Arbeitsstätten, die manuelle Handhabung von Lasten, die Arbeit an Bildschirmgeräten, der Schutz vor biologischen Agenzien oder die Sicherheit und der Gesundheitsschutz auf Baustellen.

Das Umsetzungsgesetz ist der Form nach ein Artikelgesetz. Das bedeutet: Es besteht aus sechs Artikeln, die ein neues eigenständiges Arbeitsschutzgesetz schaffen und bereits bestehende Gesetze ändern.

Artikel 1 enthält das „Arbeitsschutzgesetz“ (ArbSchG) und bestimmt in 26 Paragraphen, wie ein effektiver Arbeitsschutz im Betrieb zu gestalten ist, wer kontrolliert, ob die Bestimmungen eingehalten werden, und vieles mehr. Das Arbeitsschutzgesetz selbst ist wiederum in fünf Abschnitte gegliedert.

Der Erste Abschnitt (Allgemeine Vorschriften) regelt den Anwendungsbereich und die Begriffsbestimmungen. Wichtig sind hier Bestimmungen, die den umfassenden Geltungsbereich des Gesetzes für alle Tätigkeitsbereiche und Beschäftigtengruppen festlegen. Einbezogen ist insbesondere auch der öffentliche Dienst. Hier gelten die einzelnen Dienststellen als „Betriebe“. Für die Bereiche Bergbau und Seeschifffahrt gilt das Arbeitsschutzgesetz ergänzend, soweit es im Bundesberggesetz und im Seemannsgesetz keine dem Arbeitsschutzgesetz entsprechenden Bestimmungen gibt. Vorschriften zum Arbeitsschutz in sonstigen Rechtsvorschriften bleiben unbe-



rührt. Das Arbeitsschutzgesetz gilt nicht für Hausangestellte in privaten Haushalten und für in Heimarbeit Beschäftigte.

Der Zweite Abschnitt (Pflichten der Arbeitgeber) und der Dritte Abschnitt (Pflichten und Rechte der Beschäftigten) folgen den Vorgaben der Rahmenrichtlinie. Diese Vorgaben zu den Pflichten im betrieblichen Arbeitsschutz werden inhaltsgleich übernommen. Außerdem sind die Vorschriften des Arbeitsschutzgesetzes knapp und verständlich gehalten. Sie lassen den Unternehmen viel Spielraum, um die Bestimmungen flexibel auszufüllen. Die Belange kleiner und mittlerer Betriebe werden an vielen Stellen berücksichtigt.

Der Vierte Abschnitt (Verordnungsermächtigungen) enthält Verordnungsermächtigungen an die Bundesregierung zur Ausfüllung des Gesetzes und zur Erfüllung von europarechtlichen oder internationalen Pflichten.

Der Fünfte Abschnitt (Schlussvorschriften) enthält Durchführungsbestimmungen, Bestimmungen über das Zusammenwirken der Landesbehörden mit den Trägern der gesetzlichen Unfallversicherung sowie Bußgeld- und Strafvorschriften enthalten.

Die Artikel 2 bis 5 umfassen Änderungen des Arbeitssicherheitsgesetzes, des Betriebsverfassungsgesetzes, der Gewerbeordnung und des Arbeitnehmerüberlassungsgesetzes, die insbesondere notwendig sind, um das EG-Recht in deutsches Recht vollständig umzusetzen.

Artikel 6 regelt das Inkrafttreten. Danach tritt das gesamte Gesetz am Tag nach der Verkündung im Bundesgesetzblatt in Kraft. Die Verkündung erfolgte am 20. August 1996, sodass das Gesetz seit dem 21. August 1996 gilt. Erst ein Jahr später, am 21. August 1997, mussten die Betriebe Unterlagen über das Ergebnis der Gefährdungsbeurteilung und die Arbeitsschutzmaßnahmen verfügbar halten. Den Betrieben wurde dadurch ausreichend Zeit gegeben, sich auf das neue Arbeitsschutzgesetz einzustellen.

Zur Bewertung physischer Arbeitsbelastungen enthält lediglich die „Richtlinie 90/269/EWG des Rates vom 29. Mai 1990 über Mindestanforderungen bezüglich der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes bei der manuellen Handhabung von



Lasten, die für die Arbeitnehmer insbesondere eine Gefährdung der Lendenwirbelsäule mit sich bringt“ relevante Bestimmungen.

Die Umsetzung dieser Einzelrichtlinie trat am 20. Dezember 1996 als „Verordnung über Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten bei der Arbeit (Lastenhandhabungsverordnung – LastHandHabV)“ in Kraft. Zur Gefährdung von Sicherheit und Gesundheit führt sie im Anhang an:

„Merkmale, aus denen sich eine Gefährdung von Sicherheit und Gesundheit, insbesondere der Lendenwirbelsäule, der Beschäftigten ergeben kann:

Im Hinblick auf die zu handhabende Last insbesondere

- *ihr Gewicht, ihre Form und Größe,*
- *die Lage der Zugriffsstellen,*
- *die Schwerpunktlage und*
- *die Möglichkeit einer unvorhergesehenen Bewegung.*

Im Hinblick auf die zu erfüllende Arbeitsaufgabe insbesondere

- *die erforderliche Körperhaltung oder -bewegung, insbesondere Drehbewegung,*
- *die Entfernung der Last vom Körper,*
- *die durch das Heben, Senken oder Tragen der Last zu überbrückende Entfernung,*
- *das Ausmaß, die Häufigkeit und die Dauer des erforderlichen Kraftaufwandes,*
- *die erforderliche persönliche Schutzausrüstung,*
- *das Arbeitstempo infolge eines nicht durch die Beschäftigten zu ändernden Arbeitsablaufs und*
- *die zur Verfügung stehende Erholungs- oder Ruhezeit.*



Im Hinblick auf die Beschaffenheit des Arbeitsplatzes und der Arbeitsumgebung insbesondere

- *der in vertikaler Richtung zur Verfügung stehende Platz und Raum,*
- *der Höhenunterschied über verschiedene Ebenen,*
- *die Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Luftgeschwindigkeit,*
- *die Beleuchtung,*
- *die Ebenheit, Rutschfestigkeit oder Stabilität der Standfläche und*
- *die Bekleidung, insbesondere das Schuhwerk.“*

Ausführungsbestimmungen zu dieser Verordnung bestehen derzeit zwar nicht, die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) hat jedoch mit ihrer Leitmerkmalermethode Heben, Halten und Tragen (LMM-HHT) eine Umsetzungshilfe für diese Richtlinie zur Verfügung gestellt [4].

Arbeitssicherheit und Gesundheitsschutz im Rahmen des europäischen Binnenmarktes

Die EU-Maschinenrichtlinie (ehemals 98/37/EG, ursprünglich 89/392/EWG) [3] wurde durch die Neunte Verordnung zum Gerätesicherheitsgesetz (heute Geräte- und Produktsicherheitsgesetz) vom 12. Mai 1993 in nationales Recht umgesetzt.

Die Konkretisierung dieser Richtlinie durch technische Details erfolgt mithilfe europäischer (CEN-)¹ Normen auf der Basis des Artikels 95 des Vertrages von Nizza. Dabei kann auf vorhandene nationale (z. B. DIN-) und internationale (ISO-) Normen² zurückgegriffen werden. Im Gegensatz zu den Richtlinien der Generaldirektion 5 (GD V), die in allen Mitgliedstaaten unterschiedlich gestaltet sein können und nur den Mindestanforderungen der Richtlinie entsprechen müssen, sind europäische Normen stets in gleichlautende nationale Normen umzusetzen. Widersprechende nationale Normen müssen zurückgezogen werden. In einer Übereinkunft verpflichteten sich CEN

¹ CEN = Comité Européen de Normalisation

² ISO = International Standard Organization



und ISO darüber hinaus, keine widersprechenden Normen zu verabschieden und, wann immer möglich, bestehende Normen der anderen Institution zu übernehmen.

Im Gegensatz zu den Richtlinien der GD V, die es gestatten, in den einzelnen Staaten ein höheres Schutzniveau vorzuschreiben, dürfen nationale Normen im Hinblick auf etwaige Handelshemmnisse keine höheren Sicherheitsanforderungen festlegen, als die in den relevanten CEN-Normen.

Die im Rahmen von Artikel 95 des Vertrages von Nizza erstellten CEN-Normen (insbesondere EN 614, EN 1050 und EN 1005 „Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung“) enthalten Analysemethoden für physische Arbeitsbelastungen und stellen eine mögliche Basis für die Gefährdungsbeurteilung von körperlicher Arbeit dar [5; 6]. Sie wenden sich an den Konstrukteur von Maschinen und sollen der Anwenderpopulation ein Höchstmaß an Gesundheitsschutz und Sicherheit garantieren. CEN-Normen im Rahmen der Maschinenrichtlinie

- sind harmonisierte Normen gemäß Artikel 95 des EG-Vertrages,
- sind hierarchisch in einem dreistufigen System gegliedert,
- wenden sich an den Konstrukteur (nicht an die Tarifvertragsparteien),
- zielen auf eine beabsichtigte Nutzerpopulation ab (die nicht mit der Arbeitsbevölkerung identisch sein muss),
- berücksichtigen den beabsichtigten Gebrauch der Maschine (einschließlich des vorhersehbaren Missbrauchs) und
- sollen eine Risikoanalyse auf der Basis eines Drei-Zonen-Modells ermöglichen.

Sicherheitsnormen werden gemäß EN 414 in drei Hauptarten eingeteilt und wie folgt definiert:

- Typ-A-Normen (Sicherheitsgrundnormen) enthalten Grundbegriffe, Gestaltungsleitsätze und allgemeine Aspekte, die für alle Maschinen, Geräte und Anlagen gelten.



- Typ-B-Normen (Sicherheitsgruppennormen) behandeln einen Sicherheitsaspekt oder eine Art von sicherheitsbedingter Einrichtung, der bzw. die für eine größere Anzahl von Maschinen, Geräten und Anlagen verwendet werden kann.
- Typ-B1-Normen beziehen sich auf bestimmte Sicherheitsaspekte (z. B. Sicherheitsabstände, Oberflächentemperaturen, Lärm).
- Typ-B2-Normen beziehen sich auf sicherheitsbedingte Einrichtungen (z. B. Zweihandschaltungen, Verriegelungen, Kontaktmatten, trennende Schutzeinrichtungen).
- Typ-C-Normen (Maschinensicherheitsnormen) enthalten detaillierte Sicherheitsanforderungen für eine bestimmte Art von Maschinen oder Gruppe von Maschinen.

Tabelle 5.1 gibt einen Überblick über wesentliche Normen im Rahmen der Maschinenrichtlinie.

Tabelle 5.1:
Überblick über ausgewählte Normen der EU-Maschinenrichtlinie

Typ-A-Normen (Sicherheitsgrundnormen)
EN 292 „Sicherheit von Maschinen – Grundbegriffe – Allgemeine Gestaltungsleitsätze“
EN 414 „Sicherheit von Maschinen – Regeln für die Abfassung und Gestaltung von Sicherheitsnormen“
EN 614 „Sicherheit von Maschinen – Ergonomische Gestaltungsgrundsätze“
EN 1050 „Sicherheit von Maschinen – Leitsätze zur Risikobeurteilung“
Typ-B-Normen (Sicherheitsgruppennormen)
EN 547 „Sicherheit von Maschinen – Körpermaße des Menschen“
EN 563 „Sicherheit von Maschinen – Temperaturen berührbarer Flächen“
EN 894 „Sicherheit von Maschinen – Ergonomische Anforderungen für die Gestaltung von Stellteilen“
EN 1005 „Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung“



EN 292 fordert vom Konstrukteur eine Risikobewertung auf der Basis folgender Definitionen:

- Risikobewertung: Eine umfassende Einschätzung der Wahrscheinlichkeit und des Schweregrades der möglichen Verletzung oder Gesundheitsschädigung in einer Gefährdungssituation, um so geeignete Sicherheitsmaßnahmen auszuwählen.
- Gefährdungssituation: Jede Situation, in der ein Mensch einer oder mehreren Gefährdungen ausgesetzt ist.
- Gefährdung: Eine Quelle einer möglichen Verletzung oder Gesundheitsschädigung.

Die Risikobewertung bezieht sich auf die Konstruktion einer Maschine. Diese ist definiert als eine Reihe von Handlungen, einschließlich der Untersuchung der Maschine selbst, wobei alle Phasen ihres „Lebens“ berücksichtigt werden:

- Bau,
- Transport und Inbetriebnahme (Aufbau, Installation, Einstellung),
- Einsatz/Gebrauch (Einstellen, Teachen/Programmierung oder Verfahrensänderung/Umrüsten, Betrieb, Reinigung, Fehlersuche, Instandhaltung),
- Außerbetriebnahme, Abbau, Demontage und, sofern die Sicherheit betroffen ist, Entsorgung,
- Entwurf von Anleitungen bezüglich aller oben erwähnten „Lebensphasen“ der Maschine (mit Ausnahme des Baus).

Dabei ist die bestimmungsgemäße Verwendung einer Maschine zu berücksichtigen. Diese umfasst:

- Die Verwendung, für die sie nach den Angaben des Herstellers geeignet ist, oder die von ihrer Konstruktion, Bau und Funktion her als üblich angesehen wird.



Zur bestimmungsgemäßen Verwendung gehört außerdem die Übereinstimmung mit den technischen Anleitungen, festgelegt in der Betriebsanleitung, wobei ein vernünftigerweise vorhersehbarer Missbrauch in Betracht gezogen werden muss.

Zum vorhersehbaren Missbrauch sollten folgende Verhaltensweisen bei der Risikoeinschätzung besonders berücksichtigt werden:

- Das vorhersehbare Fehlverhalten infolge normaler Unachtsamkeit, aber nicht infolge absichtlichen Missbrauchs der Maschine.
- Das reflexartige Verhalten einer Person im Falle einer Fehlfunktion, eines Zwischenfalls, eines Ausfalls usw. während des Gebrauchs der Maschine.
- Das Verhalten, das darauf zurückzuführen ist, dass man den „Weg des geringsten Widerstandes“ beim Ausführen einer Aufgabe wählt.
- Bei einigen Maschinen (besonders bei Maschinen für den nicht gewerblichen Gebrauch) das vorhersehbare Verhalten bestimmter Personen, wie z. B. Kinder oder Behinderte.

Im Rahmen einer Risikobeurteilung ist das Risiko (bezogen auf die betrachtete Gefährdung) eine Funktion des Ausmaßes des möglichen Schadens und der Wahrscheinlichkeit des Eintritts dieses Schadens. Das Ergebnis einer Risikoanalyse ist die Beurteilung der vorgefundenen Arbeitssituation auf der Basis des Ampelschemas.

Die Abbildungen 5.4 und 5.5 (siehe Seite 156) geben eine Einführung in die Begriffswelt der Risikobeurteilung in CEN-Normen.



Abbildung 5.4:
Begriffsdefinitionen zur Risikobeurteilung nach EN 1050

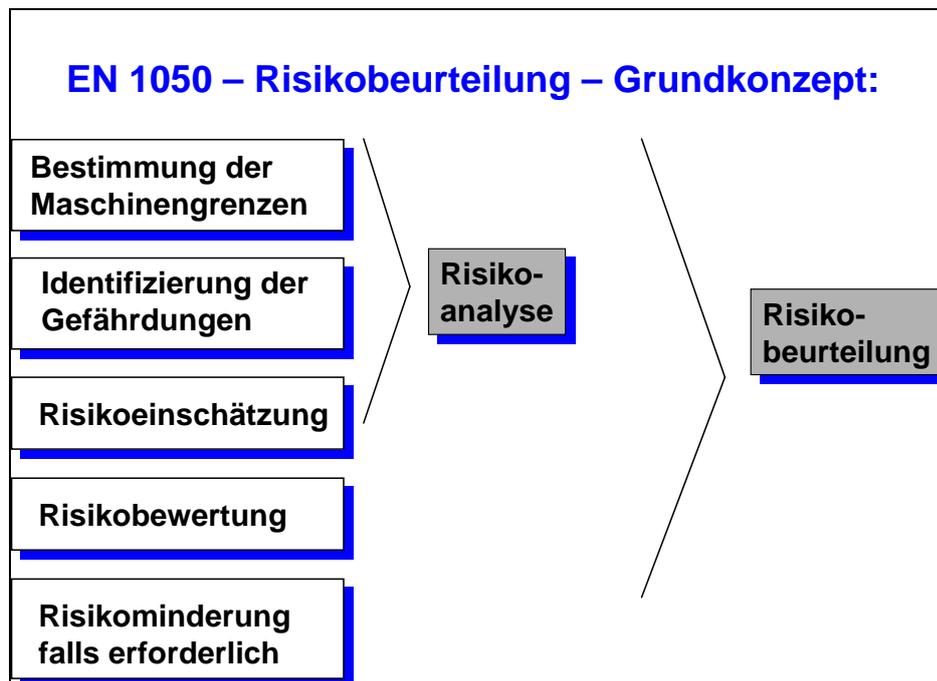
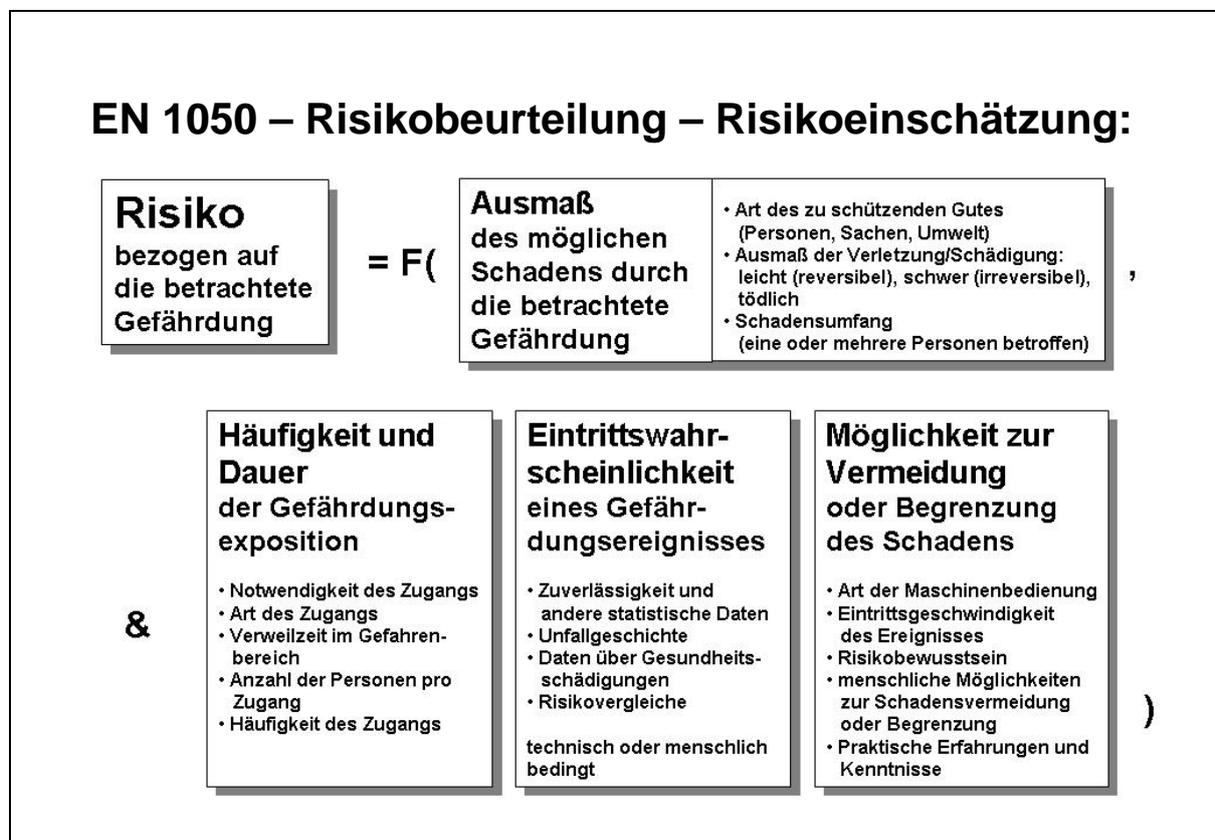


Abbildung 5.5:
Risikodefinition gemäß EN 1050





5.1.2 Stand der Wissenschaft

Alle in dieser Studie angewandten Bewertungsverfahren analysieren Belastungen und Beanspruchungen auf der Basis kurzfristiger (eine Schicht oder mehrere Schichtfolgen) physiologischer oder biomechanischer Bewertungsansätze. Ziel der Arbeitsgestaltung ist jedoch das Sicherstellen von langfristiger Erträglichkeit (Schädigungsfreiheit). Für die betriebliche Praxis bedeutete dies, dass man ein Arbeiten unterhalb von Dauerleistungsgrenzen anstrebte. Dabei wurde üblicherweise angenommen, dass jeder Werker eine bestimmte Tätigkeit mit annähernd fester Frequenz ausübte. Dies entsprach auch über viele Jahre hinweg der Praxis industrieller Fertigung.

Heute übliche Formen der Arbeitsorganisation (job rotation, Gruppenarbeit) brechen diese festen Frequenzmuster auf und bringen für den Werker größere Tätigkeitsinhalte und damit weniger Repetitivität und einseitige Belastungsspitzen.

Für den Arbeitsplaner bedeutet dies, dass die bisherigen Bewertungsmethoden nicht mehr oder nur mit erhöhtem Aufwand einsetzbar sind [7]. Leider existieren kaum einfache Screening-Verfahren, welche die Haupteinflussgrößen körperlicher Belastung beschreiben und bewerten [8; 9]. Die bestehenden Screening-Verfahren gelten im Wesentlichen nur für Lastenhandhabungen und berücksichtigen entweder spezielle Fälle (z. B. „Merkblatt Handhaben von Mauersteinen“ der BG BAU [10]) oder nicht alle relevanten Bewertungskriterien (z. B. „Gutachten über Gewichtsgrenzen für Männer, Frauen und Jugendliche“, [11]). Eine Ausnahme bzgl. des Erhebungsaufwandes bildet hier die Leitmerkmalermethode (LMM) zum „Heben, Halten und Tragen“ sowie zum „Ziehen und Schieben“ von Lasten der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) [12; 13]. Das Verfahren zur „praxisgerechten Analyse der objektiv vorhandenen Arbeitsbelastung“ bietet nach Meinung der Autoren den Anwendern eine Orientierung und Umsetzungshilfe zur Lastenhandhabungsverordnung (LastHandHabV).

Auch am IAD entstanden in den vergangenen Jahren Screening-Verfahren zur Bewertung von körperlicher Arbeit. Zur Ableitung von maximalen empfohlenen Aktionskräften lehnen sie sich an die klassischen deutschen Verfahren sowie an EN 1005-3 an.



Die im Abschnitt 5.1.3 erwähnten IAD-Verfahren (national und international) bieten Bewertungen an für entweder das „Ausüben von Aktionskräften“ oder das „Handhaben von Lasten“ oder für „Körperhaltungen, -bewegungen ohne oder mit geringeren äußeren Kräften/Lasten“. Die in der Praxis angetroffenen Arbeitssituationen sind jedoch oft durch superponierte Belastungen dieser drei Kategorien gekennzeichnet. Für ein Bewerten dieser komplexen Belastungssituationen fehlen – auch im Hinblick auf längerfristige Auswirkungen von Arbeitsbelastungen – bislang geeignete Verfahren.

Die Tatsache, dass gegenwärtig rund 30 % aller Erkrankungen muskuloskelettaler Natur sind, sollte bezüglich der gegenwärtigen Bewertungspraxis nachdenklich machen. Ein kurzzeitig orientiertes Belastungs-Beanspruchungs-Konzept allein scheint nicht ausreichend.

5.1.3 Vorgehensweise: Klassische vs. Screening-Verfahren

Bei der Realisierung eines Kraftbewertungsverfahrens gilt es eine Reihe von Kriterien zu berücksichtigen, wie sie in Abbildung 5.6 beschrieben sind. Dabei erscheint im Hinblick auf die im Rahmen dieser Studie zur Verfügung stehenden Bewertungsmaßstäbe ein kurzfristiger Bewertungszeitraum auf der Basis der Belastung sinnvoll.

Verfahren lassen sich dabei in Form eines Screenings oder aber in einer klassischen Form unter Berücksichtigung von personen- und tätigkeitsbezogenen Parametern realisieren (siehe Abbildung 5.7).

Während traditionelle deutsche Verfahren stets auch personenbezogene Parameter berücksichtigen, sind Verfahren nach CEN oder ISO „politisch korrekt“, d. h. stets personenunabhängig. Hier dient die Wahl eines geeigneten Kraftperzentils zum Verfahrenseinstieg. Wesentliche Verfahrensparameter und Quellen für ihre Ermittlung sind in Abbildung 5.8 (Seite 160) dargestellt.



Abbildung 5.6: Kriterien für ein Kraftbewertungsverfahren

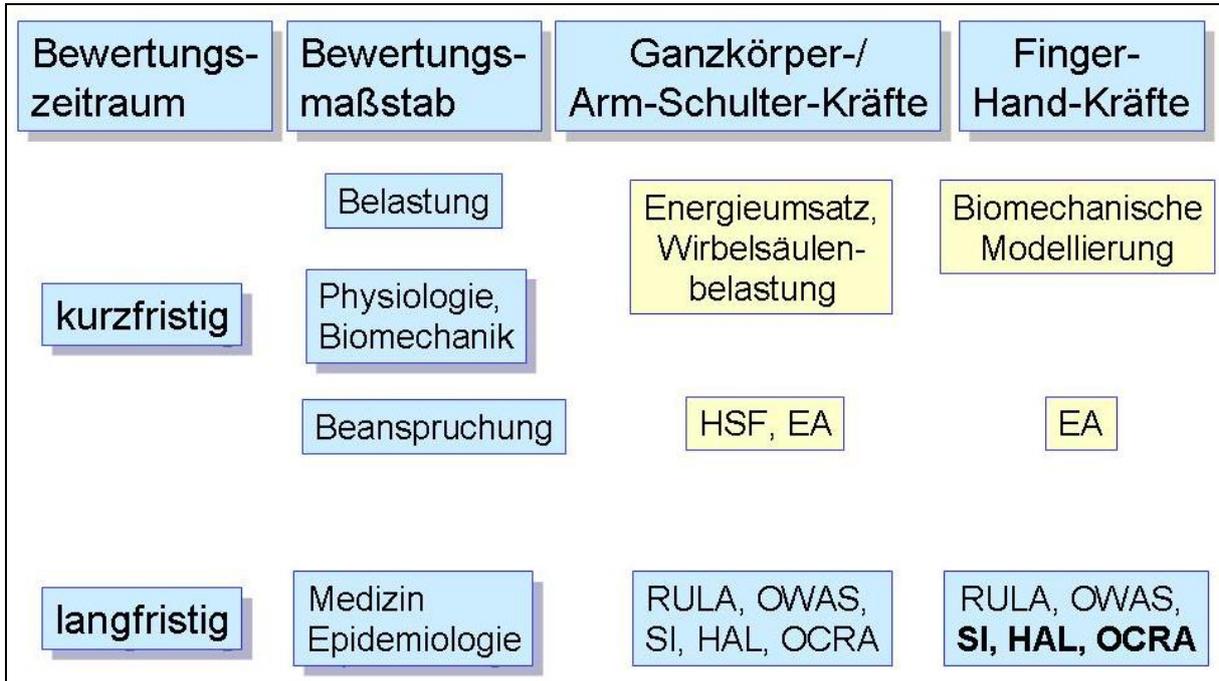


Abbildung 5.7: Klassische vs. Screening-Verfahren

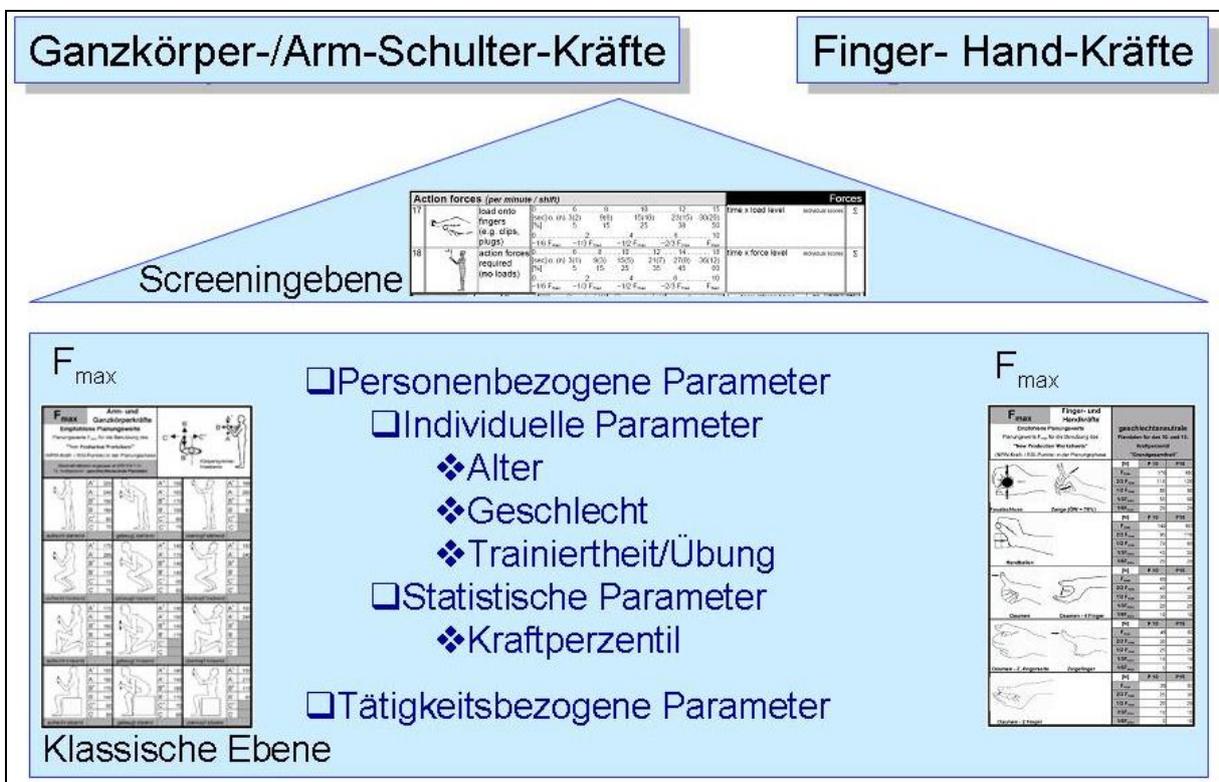




Abbildung 5.8:
Verfahrensparameter für ein Kraftbewertungsverfahren und Quellen für deren Ermittlung

Verfahrensparameter	Parameterermittlung
<input type="checkbox"/> Personenbezogen <ul style="list-style-type: none"> ❖ Alter ❖ Geschlecht ❖ Trainingszustand ❖ Übungszustand ❖ Körperhaltung 	<input type="checkbox"/> Personenbezogen <ul style="list-style-type: none"> ❖ Literatur (Feld) ❖ Literatur ❖ Literatur ❖ Literatur ❖ Literatur, Feld, Labor (IAD, BGIA)
<input type="checkbox"/> Tätigkeitsbezogen <ul style="list-style-type: none"> ❖ Häufigkeit ❖ Dauer der Kraftausübung ❖ Dauer der Schicht ❖ Geschwindigkeit (statisch/dynamisch) ❖ Körperhaltung ❖ Ein-/beidhändig 	<input type="checkbox"/> Tätigkeitsbezogen <ul style="list-style-type: none"> ❖ Literatur, Labor (BGIA) ❖ Literatur, Labor (BGIA) ❖ Literatur ❖ Literatur, Labor (BGIA) ❖ Literatur, Labor (IAD, BGIA) ❖ Literatur, Labor (IAD, BGIA)

Klassische Bewertungsverfahren leiten aus maximalen statischen Aktionskräften maximal empfohlene Aktionskräfte unter Berücksichtigung von personen- und tätigkeitsspezifischen Parametern ab. Eine Bewertung nach dem Ampelschema erfolgt in Abhängigkeit vom Quotienten $F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}}$, wobei zwischen Ist- und konservativeren Planungsanalysen unterschieden wird.

Einen anderen Weg gehen die Screening-Verfahren des IAD, z. B. Automotive Assembly Worksheet [14], European Assembly Worksheet [15], ErgonomieCheckliste [16] und New Production Worksheet [17]. Analog zum TOYOTA-Verfahren und den Leitmerkalmethoden der BAuA werden Punkte für ergonomisch ungünstige Situationen in der Belastungshöhe und -dauer vergeben und zu einer Gesamtbelastung kombiniert. In Abhängigkeit von der Gesamtsumme erfolgt eine Bewertung der Arbeitssituation gemäß Ampelschema.

Da diverse Unternehmen Screening-Verfahren des IAD in der betrieblichen Praxis einsetzen, wurde für diesen Kreis ein Verfahren zur Ableitung von maximal



empfohlenen Aktionskräften aus maximalen statischen Aktionskräften entwickelt (siehe Seite 164). Dieses berücksichtigt momentan nur die Häufigkeit der Kraftausübungen als Einflussfaktor, nicht jedoch andere tätigkeitsspezifische (siehe Abschnitt 5.2.1, Seite 182 ff.) oder personenbezogene Faktoren, wie sie in Abschnitt 5.2.2 (Seite 185 ff.) beschrieben sind. Deren Integration würde den zeitlichen Rahmen dieses Projektes übersteigen; auch liegt den Autoren dieses Kraftatlas daran, dies in Abstimmung mit der BAuA und einer evtl. geplanten neuen Leitmerkalmethode für „große Kräfte“ zu tun. Aufgrund des erforderlichen und nur schlecht abschätzbaren Modellierungsaufwandes wurde die Entwicklung einer solchen „Leitmerkalmethode“ nicht in den Forschungsantrag aufgenommen.

Abbildung 5.9 stellt ein Schema zur Berücksichtigung der Häufigkeiten der Kraftausübungen vor. Die Werte von F_{max} sind körperhaltungs- und kraftrichtungsabhängig den Basistabellen oder den relevanten Tabellen der Planungs- und Ist-Analysen zu entnehmen (siehe Abschnitt 5.3, Seite 190 ff).

Abbildung 5.9:
Berücksichtigung der Häufigkeiten der Kraftausübungen beim Ableiten maximal empfohlener Aktionskräfte

Aktionskräfte (pro Minute / Schicht)				Kräfte	
17		Fingerkräfte (z. B. Clipse, Stecker)	0 1 1,5 2 3,5 7	Dauer oder Anzahl x Kraftniveau	Σ
			[sec] 3 6 9 12 20 30		
			[%] 5 10 15 20 33 50		
			0 1,5 2 2,5 3		
			[n] 4 10 15 20		
			0 7 15 25 50		
~1/6 F_{max} ~1/3 F_{max} ~1/2 F_{max} ~2/3 F_{max} F_{max}					
18		Arm-, Ganzkörperkräfte (keine Lasten)	0 1 1 1,5 2 4 8,5	Dauer oder Anzahl x Kraftniveau	Σ
			[sec] 3 6 9 12 20 30		
			[%] 5 10 15 20 33 50		
			0 1,5 2 3 4,5 6,5 10		
			[n] 1-2 3 6 8 10 12		
			0 6 15 25 50		
~1/6 F_{max} ~1/3 F_{max} ~1/2 F_{max} ~2/3 F_{max} F_{max}					

5.1.4 Überblick über klassische Bewertungsverfahren

Verfahren nach Siemens und dessen Derivate

Hintergrund und rechtlicher Status

In Deutschland existieren mehrere Verfahren zur Berechnung von Kraftgrenzen, die im Wesentlichen auf das gleiche Verfahren zurückgehen, das *Burandt* und



Schultetus bei Siemens [18] entwickelten. *Burandt* und *Schultetus* veröffentlichten ihre Verfahren später auch selbst [19; 29]. Zusammen mit dem Siemens-Verfahren war dies die Basis für eine Reihe anderer in Deutschland entwickelter Verfahren zur Bewertung von Aktionskräften oder Lastenmanipulationen. Hierzu gehören in etwas modifizierter Form von einzelnen Faktoren die Verfahren nach REFA, VDI und *Bullinger* [21 bis 23].

Die genannten Verfahren sind aus wissenschaftlicher Sicht nicht validiert, haben sich aber nach Ansicht der Autoren in der Praxis bewährt und wurden in Deutschland zu einem „Quasi-Standard“ für den industriellen Anwendungsbereich. Der für Körperkräfte zuständige DIN-Fachnormenausschuss Ergonomie ließ diese ihm seinerzeit vorliegenden Verfahren nicht in die Normung einfließen, da sie dem Qualitätsanspruch an normfähige Daten nicht genügten. So sind Herkunft und Aufarbeitung der Daten nicht bekannt. Auch ist nicht klar, für welchen Anteil der Arbeitsbevölkerung das Verfahren „sichere“ Grenzen berechnet. Eingedenk der Historie und der Einflussparameter „Konstitution und Trainiertheit“ (20 % Abschlag oder bis zu 40 % (!) Zuschlag) steht zu vermuten, dass sich die Referenzkraftwerte auf das 50. Kraftperzentil des untersuchten Kollektivs beziehen. Hierfür spricht auch die Größenordnung der gewählten Ab- und Zuschläge, da Maximalkraftwerte typischerweise linkssteil verteilt sind und somit die „Schwachen“ (kleine Kraftperzentile) näher am Mittelwert liegen als die „Starken“ (große Kraftperzentile). Daher sollten diese Verfahren nicht zur Ableitung „sicherer“ Belastungsgrenzen genutzt werden, sondern mehr einer Abschätzung „zulässiger Belastungsgrenzen“ dienen. Hierfür spricht auch, dass nur sehr erfahrene Arbeitsgestalter oder Arbeitsmediziner die „Konstitution und Trainiertheit“ sinnvoll einstufen können.

Verfahrensergebnis ist – variierend zwischen den Autoren – eine maximale statische oder dynamische Grenzkraft oder ein maximales statisches oder dynamisches Grenzmoment des Hand-Arm- bzw. Hand-Finger-Systems oder eine maximale Grenzlast. Die Belastungsgrenzen berechnen sich aus einer individuellen Maximalkraft, die in Beziehung zu den tätigkeits- oder personenbezogenen Ausführungsbedingungen (z. B. Körperhaltung, Kraftrichtung, Ausübungshäufigkeit, Geschlecht und Alter etc.) gesetzt wird.



Beim Verfahren nach Siemens und seinen Derivaten handelt es sich um firmeninterne Entwicklungen, die nicht gesetzlich bindend sind.

Verfahrens-/Methodenablauf

Die oben genannten Verfahren liefern als Ergebnis eine „aus praktischer Erfahrung zulässige“ Grenzkraft bzw. ein Grenzmoment für das Hand-Arm- bzw. Finger-Hand-System sowie des Bein-Fuß-Systems oder eine Grenzlast. Die nach Tabellen und Tafeln ermittelten „zulässigen“ Kräfte und Momente werden in Abhängigkeit von folgenden Einflussfaktoren bestimmt:

- persönliche Faktoren (Geschlecht, Alter, Trainiertheit),
- Art der Kraftaufbringung (statisch/dynamisch),
- Kraft aufbringendes Körperteil (Finger-Hand, Arm-Schulter, Bein) oder Kraftart (Kraft, Moment, Lastgewicht),
- Häufigkeit und je nach Verfahren auch Dauer der Kraftausübung,
- Kraftangriffspunkt (weit/mittel/nah sowie vor dem Körper/seitlich/diagonal und Kopfhöhe/Schulterhöhe/Tailenhöhe/Beckenhöhe),
- Krafrichtung,
- Handstellung.

Der Verfahrensablauf wird exemplarisch nach *Schultetus* [18] aufgezeigt. Abbildung 5.10 zeigt im Arbeitsblatt die Vorgehensweise bei der Ermittlung von Grenzkraften und -momenten nach *Schultetus*.



Abbildung 5.10: Ermittlung der Grenzkkräfte – Ablaufbeschreibung nach [18]

Arbeitsblatt „Körperkräfte“ zum Ermitteln der Grenzkkräfte F_{gr} bzw. Grenzdrehmomente M_{gr}					
Dynamische Belastung	$F_{gr\ dyn} = T_{dyn} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3 \cdot F_{max}$	=	<input type="text"/>	N	
	$M_{gr\ dyn} = T_{dyn} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3 \cdot M_{max}$	=	<input type="text"/>	Nm	
Statische Belastung	$F_{gr\ stat} = [(F_{max} + F_A) \cdot T_{stat} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3] - F_A$	=	<input type="text"/>	N	
	$M_{gr\ stat} = T_{stat} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3 \cdot M_{max}$	=	<input type="text"/>	Nm	
<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 1</div> <div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 40%;"> dynamische Belastung → oder statische Belastung → </div> <div style="width: 30%;"> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 1a</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 1b</div> </div> <div style="width: 20%;"> T_{dyn} (aus Bild 19 bestimmen) oder T_{stat} (aus Bild 21 bestimmen) </div> <div style="width: 10%;"> <input type="text"/> oder <input type="text"/> </div> </div>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 2</div> Faktor P_1 (nach Tab. 9 festlegen) <div style="text-align: right; margin-top: 10px;"><input type="text"/> P_1</div>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 3</div> <div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 40%;"> Überprüfung von Arbeitsplätzen → oder Planung von Arbeitsplätzen → </div> <div style="width: 30%;"> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 3a</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 3b</div> </div> <div style="width: 20%;"> Faktor P_2 (nach Bild 22 festlegen) Faktor P_3 (nach Tab. 10 festlegen) oder Muskelkraft für die Eignung entscheidend: $P_2 \times P_3$ andere Fähigkeiten für die Eignung entscheidend: $P_2 \times P_3$ </div> <div style="width: 10%;"> <input type="text"/> P_2 <input type="text"/> P_3 oder <input type="text"/> $P_2 \times P_3$ oder <input type="text"/> $P_2 \times P_3$ </div> </div>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 4</div> Belastung der Hand-Finger-Muskeln <div style="display: flex; justify-content: space-between; margin-top: 10px;"> <div style="width: 30%;"> Maximalkraft → oder Maximaldrehmoment → </div> <div style="width: 30%;"> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 4a</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 4b</div> </div> <div style="width: 20%;"> F_{max} (nach Tab. 11 und Bild 23 bestimmen) oder M_{max} (nach Bild 24 bestimmen) </div> <div style="width: 10%;"> <input type="text"/> F_{max} oder <input type="text"/> M_{max} </div> </div> <p style="text-align: center; margin: 5px 0;">oder:</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 5</div> Belastung der Arm-Hand-Muskeln <div style="display: flex; justify-content: space-between; margin-top: 10px;"> <div style="width: 30%;"> Maximalkraft → oder Maximaldrehmoment → </div> <div style="width: 30%;"> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 5a</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; margin-bottom: 5px;">Schritt 5b</div> </div> <div style="width: 20%;"> F_{max} (nach Tab. 12 bestimmen) oder M_{max} (nach Tab. 13 bestimmen) </div> <div style="width: 10%;"> <input type="text"/> F_{max} oder <input type="text"/> M_{max} </div> </div>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;">Schritt 6</div> Liegt statische Haltearbeit der Arm-Hand-Muskeln vor? <div style="margin-top: 10px;"> Wenn ja, F_A nach Tab. 14 bestimmen → <input type="text"/> F_A </div>	
Arbeitsaufgabe:					

Zunächst werden tätigkeits- (Dauer/Häufigkeit, statisch/dynamisch; Abbildung 5.11 und 5.12) sowie personenbezogene Parameter (Tabelle 5.2 und 5.3, Abbildung 5.13, Seite 167) ermittelt. Danach werden die Referenzkraft- und Referenzmomentenwerte (z. T. in Abhängigkeit von weiteren Parametern wie z. B. Kraftangriffspunkt und Krafrichtung) aus den Tabellen (siehe auch Abbildungen auf Seite 168 bis 173) abgelesen und mithilfe der o. g. Parameter korrigiert. Das Ergebnis hieraus ist die „zulässige“ Grenzkraft bzw. das „zulässige“ Grenzmoment.

Nach Abbildung 5.11 und 5.12 (Seite 166) wird der entsprechende Korrekturfaktor entweder für die Häufigkeit der statischen oder der dynamischen Kraftausübungen berechnet.

Abbildung 5.11:
Ermittlung des Faktors T_{dyn} für dynamische Kraftanstregungen nach [18]

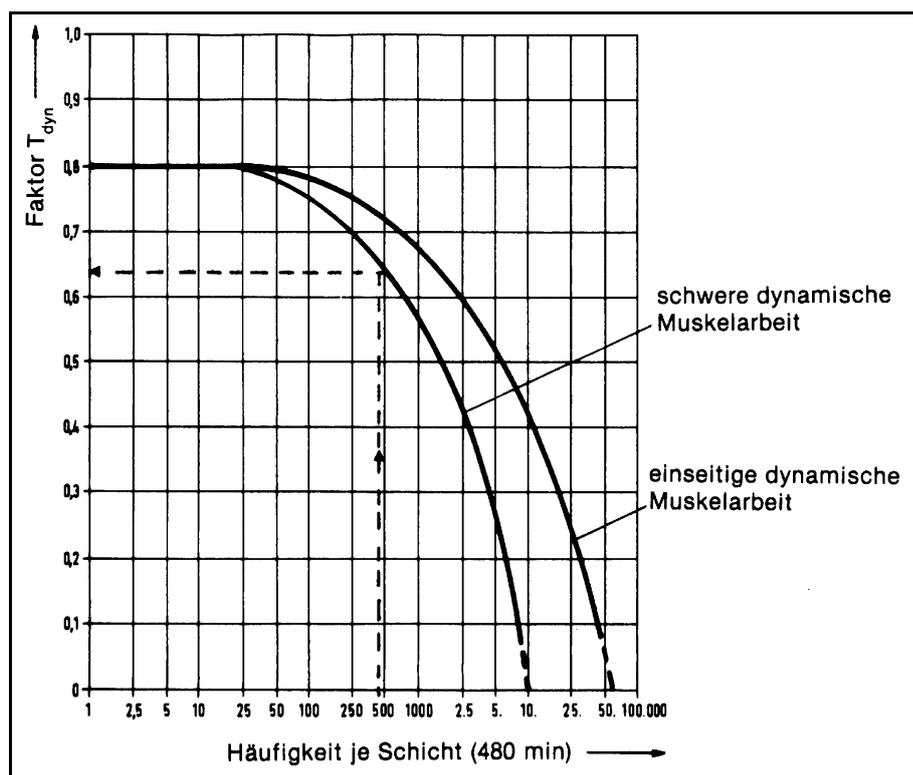
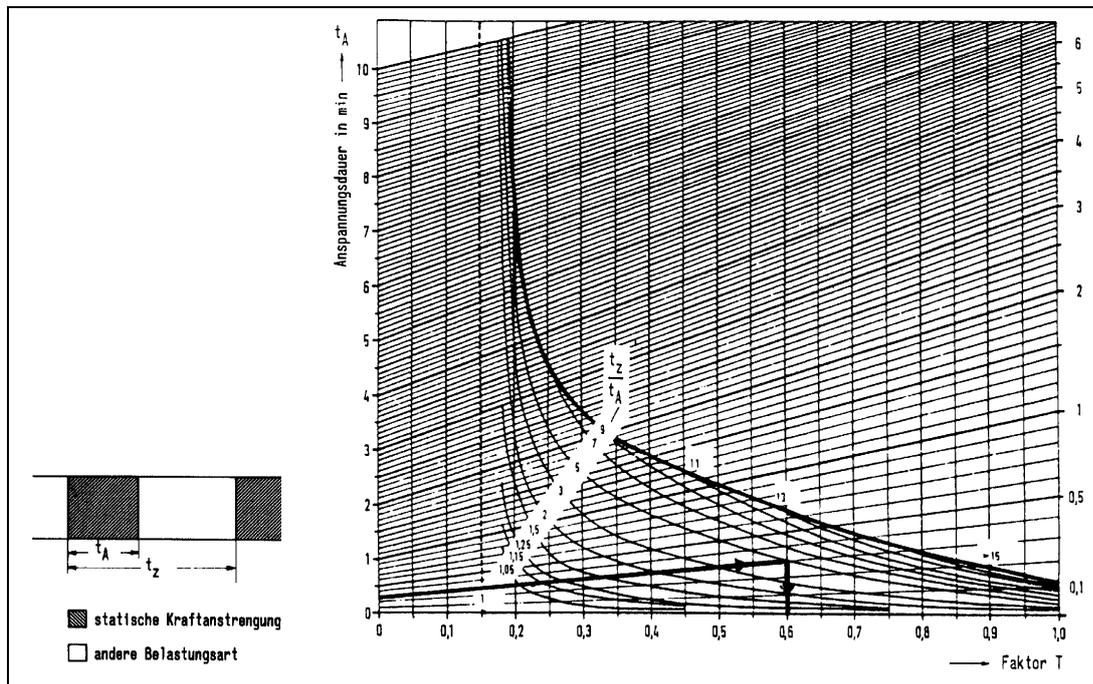




Abbildung 5.12:
Ermittlung des Faktors T_{stat} für statische Kraftanstrengungen



Es folgen der Korrekturfaktor für das Geschlecht (Tabelle 5.2) sowie für Alter (Abbildung 5.13) und Trainiertheit (Tabelle 5.3). Die Abbildungen 5.14 und 5.15 geben Auskunft über die geeignete Wahl der Faktoren für Alter und Trainiertheit in Abhängigkeit von der Gestaltungsaufgabe (Überprüfen von Arbeitsplätzen vs. Neugestaltung von Arbeitsplätzen).

Tabelle 5.2:
Korrekturfaktor (P_1) für das Geschlecht des Nutzerkollektivs

	Männer	Frauen	Frauen und Männer
P_1	1,0	0,65	0,65

Anmerkung: Das Siemens-Verfahren und seine Derivate berücksichtigen stets Alter und Geschlecht als Haupteinflussgrößen der körperlichen Leistungsfähigkeit. Gemäß der EU-Rahmenrichtlinie sollen alle Arbeitsplätze Männern und Frauen gleichermaßen zur Verfügung stehen. Eine Dimensionierung für reine „Männerarbeitsplätze“ ist deshalb nicht statthaft.

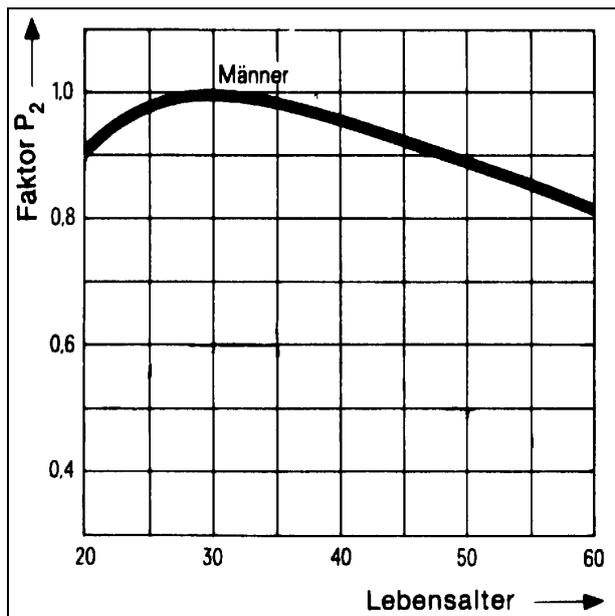


Abbildung 5.13: Korrekturfaktor zur Berücksichtigung des Alters des Nutzerkollektivs

Konstitution und Trainiertheit	P ₃
unter Durchschnitt	0,8
Durchschnitt	1,0
über Durchschnitt	1,2
weit über Durchschnitt	1,4

Tabelle 5.3: Korrekturfaktor (P₃) zur Berücksichtigung von Konstitution und Trainiertheit des Nutzerkollektivs

Schritt 3a
 Trainiertheit bezieht sich auf die eingesetzten Muskelgruppen und berücksichtigt vor allem, wie lange ein Mitarbeiter die betrachtete (oder eine ähnliche) Tätigkeit schon ausübt.

Schritt 3b
 In Fällen, in denen überwiegend die Muskelkraft für die Eignung entscheidend ist, gilt: $P_2 \times P_3 = 1$
 In den übrigen Fällen gilt: $P_2 \times P_3 = 0,7$
 (z. B. Alter ca. 50 Jahre, Trainiertheit = 0,8)

Abbildung 5.14: Geeignete Wahl der Korrekturfaktoren für Alter und Trainiertheit in der Planungsphase

Abbildung 5.15: Schritte 4 und 5 aus Abbildung 5.10 (Seite 164)

Schritte 4 und 5: Ermitteln der Maximalkräfte und der maximalen Drehmomente in Abhängigkeit von den belasteten Muskelgruppen

Bei Tätigkeiten, die vorwiegend die *Hand- und Fingermuskeln* belasten, ist nach *Schritt 4* vorzugehen,
 bei Tätigkeiten, die vorwiegend die *Arm- und Handmuskeln* belasten, ist nach *Schritt 5* vorzugehen.



Danach ermittelt man in Abhängigkeit von den betrachteten Muskelmassen (Hand-Arm-System vs. Hand-Finger-System) und der Art der Kraftausübung (Kräfte vs. Momente) die gesuchten Maximalkräfte/-momente aus den Tabellen (Abbildungen 5.16 bis 5.19). Dabei werden Angriffspunkt, Richtung und Handstellung während der Kraft-/Momentenausübung berücksichtigt.

Abbildung 5.16:
Maximalkraftwerte des Hand-Finger-Systems in Abhängigkeit von der Belastungsart (z. B. Kontakt-, Zufassungs-, Umfassungsgriff)

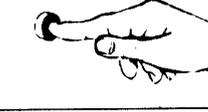
Belastung durch		Maximalkraft in N
Faustschluß um einen Zylinder von 40 mm Durchmesser		410
Druck des Daumens gegen vier Finger		190
Betätigen einer Druckleiste durch den Daumenballen		180
Druck des Daumens gegen die Zeigefingerseite		120
Betätigen eines Daumenschalters, Zeigefinger gehalten		100
Betätigen eines Druckknopfes mit dem Daumen		100
Betätigen eines Einfingerdruckknopfes (Zeigefinger)		60
Schließen von Zangengriffen		



Abbildung 5.17:
Ermittlung der Maximalkraft und des maximalen Drehmomentes
bezogen auf das Hand-Finger-System

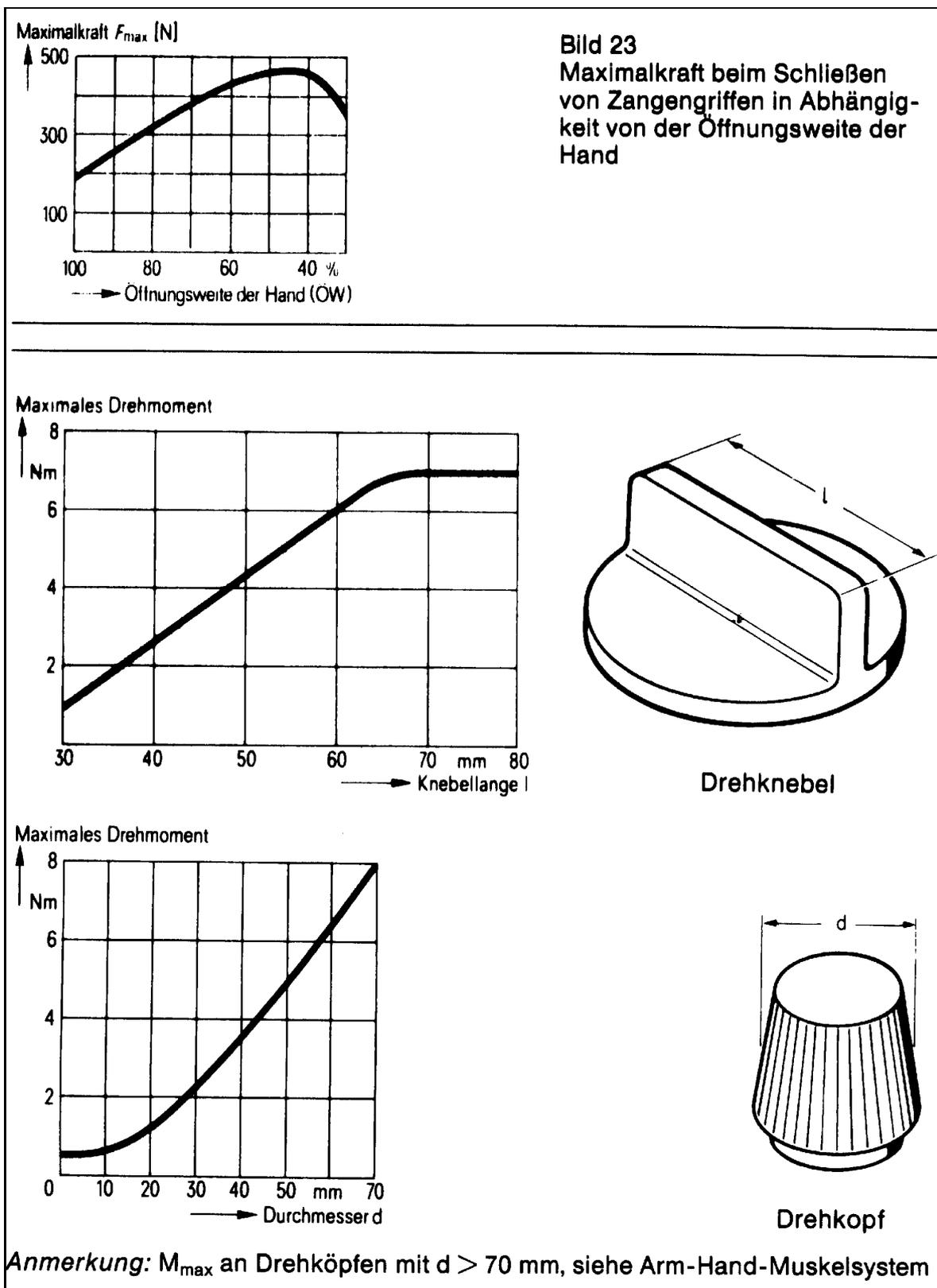




Abbildung 5.18: Maximalkraftwerte des Hand-Arm-Systems in Abhängigkeit von der Kraftart

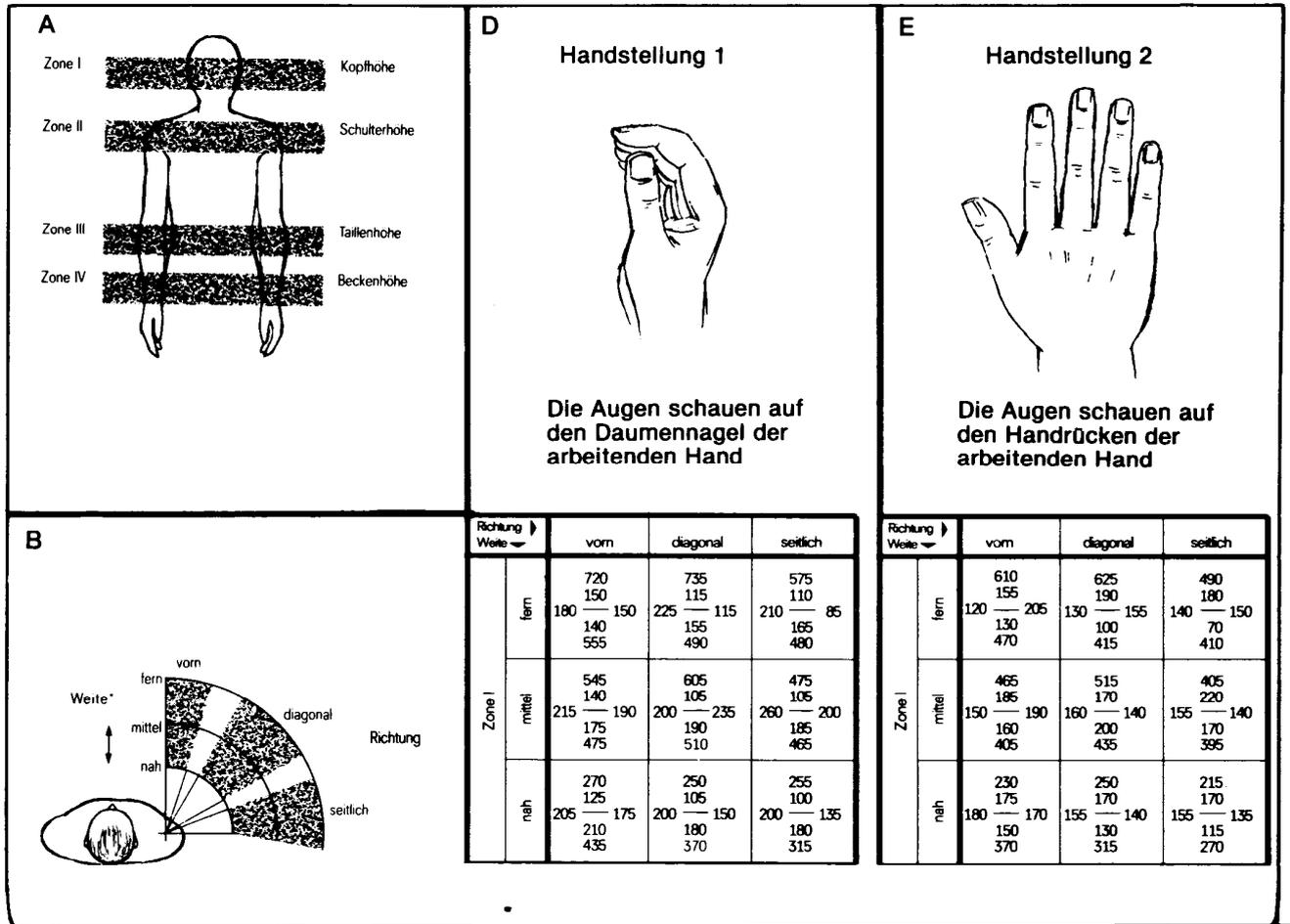


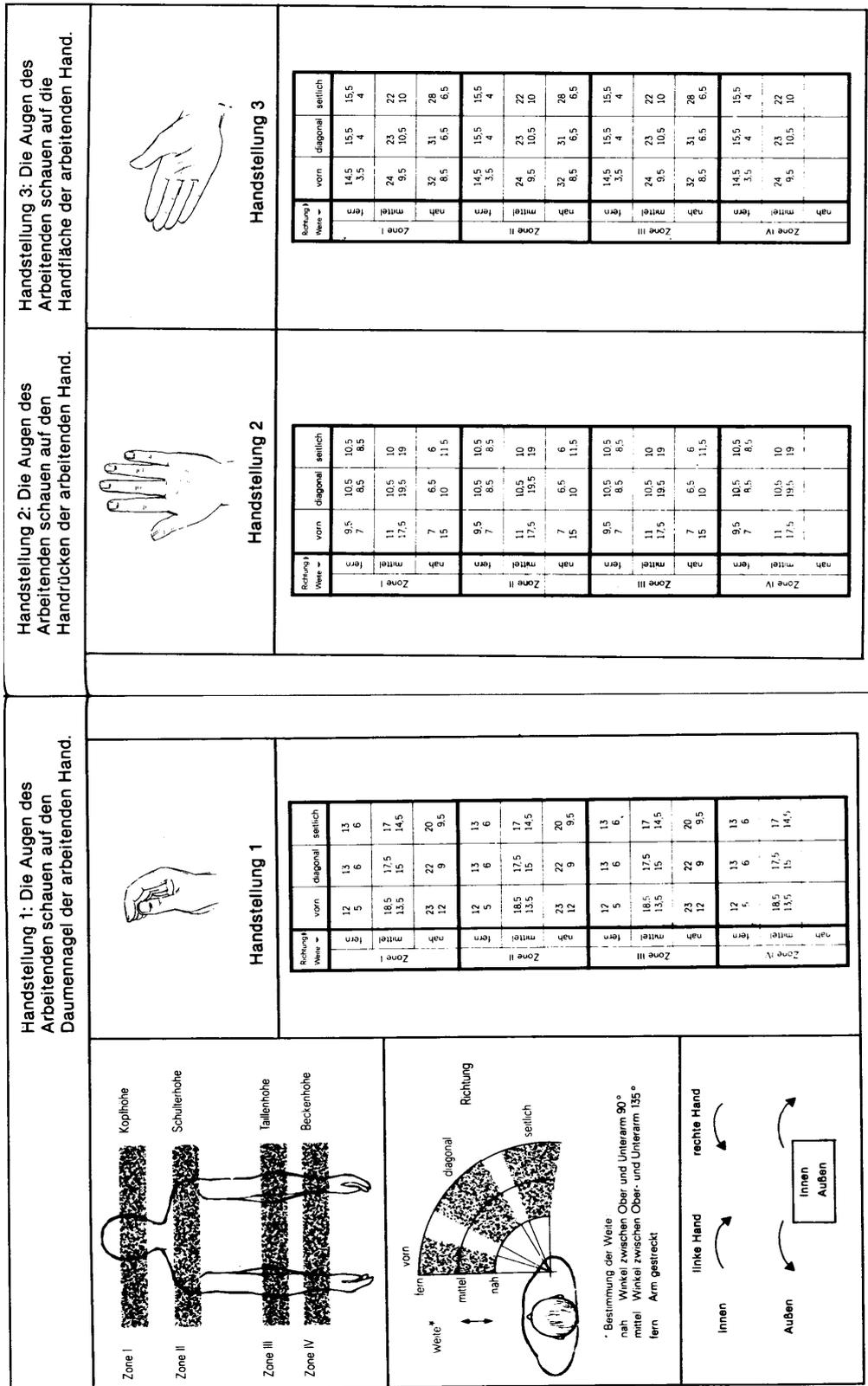


Abbildung 5.18: Fortsetzung

<p>* Bestimmung der Weite: nah Winkel zwischen Ober und Unterarm 90° mittel Winkel zwischen Ober- und Unterarm 135° fern Arm gestreckt</p>		Zone II			Zone II		
		fern	mittel	nah	fern	mittel	nah
<p>C</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-top: 10px;"> Schub Handrücken Handfläche Zug Daumen Handkante </div>		Zone III			Zone III		
		fern	mittel	nah	fern	mittel	nah
		Zone IV			Zone IV		
		fern	mittel	nah	fern	mittel	nah



Abbildung 5.19: Maximale Drehmomente des Hand-Arm-Systems





Im Falle statischer Haltearbeit wird zusätzlich das zu haltende Armgewicht berücksichtigt (Abbildung 5.20).

Abbildung 5.20:
Berücksichtigung statischer Haltearbeit des Hand-Arm-Systems

Schritt 6

Für den Fall statischer Haltearbeit des Arm-Hand-Muskelsystems ist noch folgendes zu beachten:
Zusätzlich zu dem zu haltenden Gewicht muß auch noch eine Kraft F_A zum Halten des Armgewichtes aufgebracht werden. Die Grenzkraft errechnet man dann aus der Gleichung

$$F_{gr\,stat} = [(F_{max} + F_A) T_{stat} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3] - F_Y \text{ in N}$$

Mit $\frac{F_A}{N} \approx 0,32 \frac{\text{Körpergewicht}}{\text{kg}}$

oder mit F_A aus Tabelle 14

Tabelle 14: Kraft F_A zum Halten des Armgewichtes (nach [21])

Armstellung	Kraft F_A in N zum Halten des Armgewichtes	
	Männer	Frauen
1 ganzer Arm waagrecht	24	20
2 Oberarm waagrecht/Unterarm senkrecht	18	15
3 Oberarm herabhängend/Unterarm waagrecht	12,5	10
4 Oberarm und Unterarm/herabhängend	0	0

Verfahren nach EN 1005-3

Hintergrund und rechtlicher Status

Die Erstellung von EN 1005 Teil 3 [21] wurde von der EU-Kommission mandatiert und dient der Konkretisierung wesentlicher Sicherheitsanforderungen im Rahmen der EU-Maschinenrichtlinie (2006/42/EG) [3]. EN 1005-3 gestattet die Berechnung von Kraftgrenzen und liefert somit dem Konstrukteur sowie Maschinenhersteller und Inverkehrbringer empfohlene Belastungsgrenzen für das Ausüben von Kräften an Maschinen.

Hierzu werden Kraftgrenzen für eine gewählte Krafterübung (Körperhaltung, Kraft-richtung, Kraftangriffspunkt) in Abhängigkeit von der beabsichtigten Nutzergruppe (Verteilung von Alter und Geschlecht) ermittelt (Tabelle 5.4). Für gewerbliche Anwendungen sollte vom 15. Kraftperzentil der Nutzergruppe ausgegangen werden, für häusliche vom 1. Kraftperzentil.



Das Verfahren basiert auf statischen Aktionskräften und gestattet mithilfe von Korrekturfaktoren die Bewertung von statischen und dynamischen Kraftausübungen unter Berücksichtigung von Betätigungsfrequenz, Betätigungsdauer und Arbeitsdauer. Zusätzliche Risikomultiplikatoren dienen der Definition von Risikobereichen.

Die im Verfahren angewandten Korrekturfaktoren sind teils als wissenschaftlich gesichert, teils als Expertenurteil anzusehen.

Die Norm sieht drei Berechnungsalternativen vor. Im Hauptteil (Alternative 1) wird eine Tabelle mit statischen Maximalkräften F_B angeboten, die auf einer gegebenen Alters- und Geschlechterverteilung [25] beruht.

Alternative 2 (Anhang A der Norm) ist ähnlich wie Alternative 1 aufgebaut, geht jedoch von einer Gleichverteilung von Männern und Frauen in der Nutzerpopulation aus. Alternative 3 (Anhang B) liefert die Maximalkraftwerte F_B nicht in Tabellenform, sondern gestattet deren Ermittlung auf der Basis einer „beliebigen“ Alters- und Geschlechtsverteilung. Damit kann für den versierten Benutzer der Nachteil umgangen werden, dass in der Norm nur relativ wenige Kraftfälle F_B aufgeführt sind. Hierdurch wird es auch möglich, das umfangreiche deutsche Kraftdatenmaterial [24; 27] für die Anwendung innerhalb dieses Verfahrens zu nutzen.

Das Berechnungsverfahren und die empfohlenen Grenzen in dieser Norm liefern eine ergonomische Risikoanalyse in Übereinstimmung mit EN 1050 und weisen den Konstrukteur auf eventuell mögliche Gesundheitsgefährdungen hin. Das Verfahren behandelt keine Risiken, die mit Unfällen in Zusammenhang stehen. Es baut auf vorliegenden wissenschaftlichen Erkenntnissen der Biomechanik, Physiologie und Epidemiologie zur körperlichen Arbeit auf. Als harmonisierte CEN-Norm bietet EN 1005-3 dem Konstrukteur eine erleichterte Möglichkeit zur Erlangung des CE-Zeichens, wenn seine Konstruktion im Einklang mit dieser Norm entwickelt wurde.

Verfahrensablauf

Das Verfahren läuft nach einem dreistufigen Schema (siehe Abbildung 5.21) ab. Für die Berechnung stehen auch rechnergestützte Verfahren zur Verfügung (siehe Abbildung 5.22, Seite 176).



Abbildung 5.21:
Vorgehensweise bei der Berechnung empfohlener Kraftgrenzen nach EN 1005-3

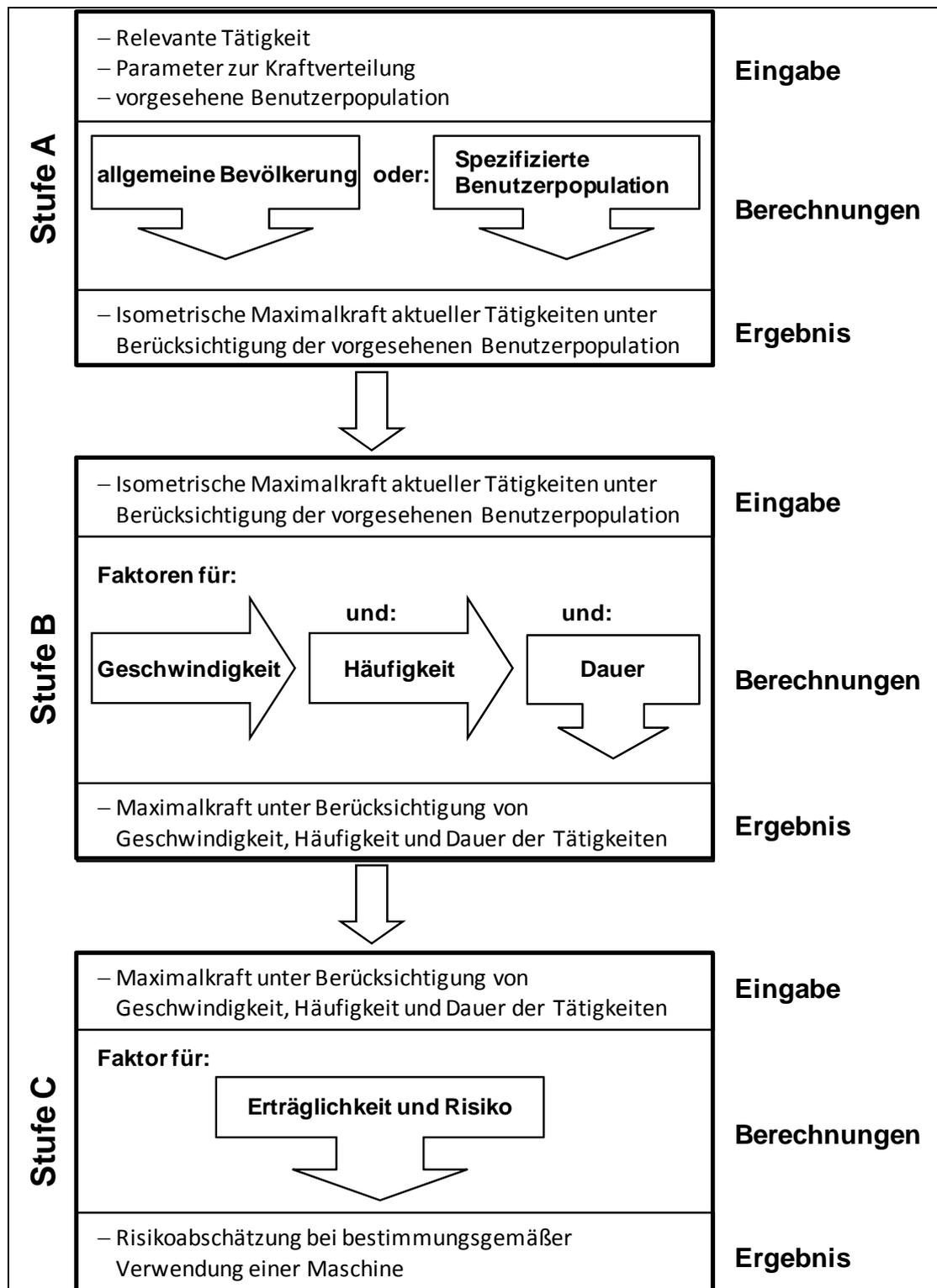


Abbildung 5.22:
Berechnung empfohlener Kraftgrenzen bei der
Maschinenbedienung nach EN 1005-3

Nach Stufe A werden für die beabsichtigte Nutzerpopulation die relevanten Maximalkraftwerte F_B aus der zugehörigen Tabelle entnommen (siehe Tabelle 5.4). Die komplette Formel für die Berechnung der Kraftgrenze lautet:

$$F_R = m_r \times F_B \times m_v \times m_f \times m_d$$

mit:

F_R = Risikobewertungskraft

F_B = isometrische Maximalkraft

m_v = Geschwindigkeitsfaktor

m_f = Frequenzfaktor

m_d = Zeitfaktor

m_r = Risikomultiplikator



Tabelle 5.4:
Isometrische Maximalkraft F_B

Tätigkeit	Gewerbliche Nutzung F_B in N	Häuslicher Gebrauch F_B in N
Handarbeit (einhändig): - Kraftgriff	250	184
Armarbeit (sitzende Haltung, einarmig): - aufwärts - abwärts - nach außen - nach innen - Schieben - mit Rumpfabstützung - ohne Rumpfabstützung - Ziehen: - mit Rumpfabstützung - ohne Rumpfabstützung	50 75 55 75 275 62 225 55	31 44 31 49 186 30 169 28
Ganzkörperarbeit (stehende Haltung): - Schieben - Ziehen	200 145	119 96
Pedalarbeit (sitzende Haltung, mit Rumpfabstützung): - Betätigung mit dem Fußgelenk - Betätigung mit dem Bein	250 475	154 308

In einem zweiten Schritt werden Maximalkräfte berechnet, die Ausübungsgeschwindigkeit, Ausübungsfrequenz und Arbeitsdauer berücksichtigen (siehe Tabelle 5.5 bis 5.7). Im dritten Schritt werden daraus auf der Basis eines Drei-Zonen-Modells empfohlene Kraftgrenzen für die Maschinenbedienung abgeleitet (siehe Tabelle 5.8).

Tabelle 5.5:
Geschwindigkeitsfaktor m_V für die Bewegungsgeschwindigkeit

Bewegung	nein	ja
	es treten keine oder nur sehr langsame Bewegungen auf	Bewegungen sind eindeutig feststellbar
m_V	1,0	0,8



Tabelle 5.6:
Frequenzfaktor m_f in Abhängigkeit von der Tätigkeitsdauer
(Betätigungszeit) und der Betätigungsfrequenz

Betätigungs- zeit	Betätigungsfrequenz (in min^{-1})			
	$\leq 0,2$	$> 0,2$ bis 2	> 2 bis 20	> 20
in min	$\leq 0,2$	$> 0,2$ bis 2	> 2 bis 20	> 20
$\leq 0,05$	1,0	0,8	0,5	0,3
$> 0,05$	0,6	0,4	0,2	nicht anwendbar

Dauer (in h)	≤ 1	> 1 bis 2	> 2 bis 8
m_d	1,0	0,8	0,5

Tabelle 5.7:
Zeitfaktor m_d für die kumulierte
Dauer (h) vergleichbarer Tätigkeiten

Risikozone	m_r
empfohlen	$\leq 0,5$
nicht empfohlen	$> 0,5$ bis 0,7
zu vermeiden	$> 0,7$

Tabelle 5.8:
Risikofaktor m_r zur Definition von Risikozonen

5.1.5 Modellrechnungen nach Siemens und Derivaten sowie EN 1005-3

Gemäß dem Verfahren nach Siemens und Derivaten sowie EN 1005-3 werden nachfolgend Modellrechnungen für verschiedene Häufigkeiten von Kraftausübungen durchgeführt. Ein Vergleich der Ergebnisse soll Hinweise für Konzeptionsansätze eines Kraftbewertungsverfahrens innerhalb des montagespezifischen Kraftatlas liefern.

Modellrechnungen nach Siemens und Derivaten

In Abhängigkeit von der Häufigkeit reduziert sich in den Verfahren der Faktor T_{dyn} . Die Werte je Verfahren und Häufigkeit sind in Tabelle 5.9 eingetragen.

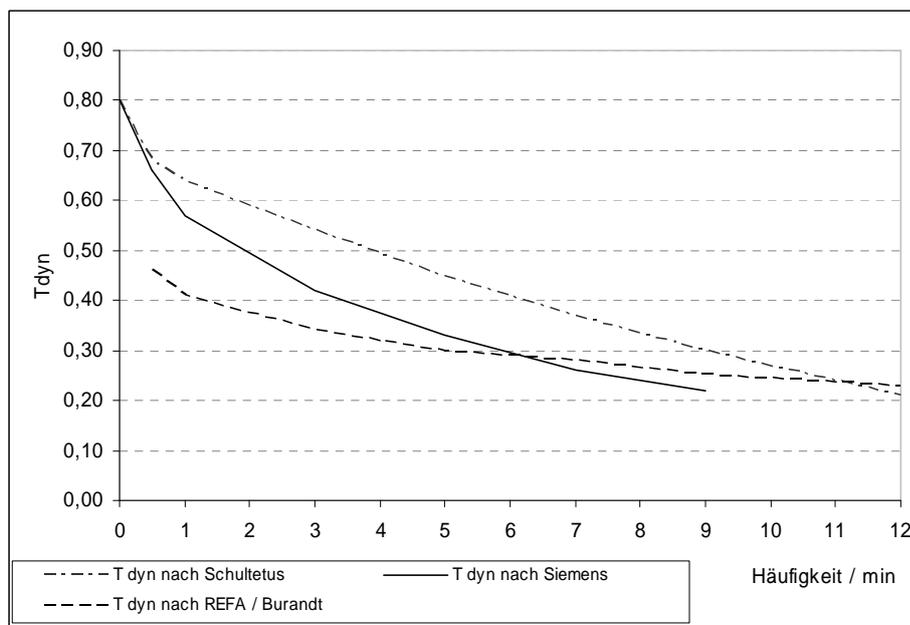


Tabelle 5.9:
 T_{dyn} Siemens und Derivate, dynamisch, schwer

Häufigkeit pro Minute	0	0,5	1	3	5	7	9	12
Häufigkeit pro 8 h		240	480	1 440	2 400	3 360	4 320	5 760
T_{dyn} nach Schultetus	0,80	0,68	0,64	0,54	0,45	0,37	0,30	0,21
T_{dyn} nach REFA/Burandt		0,46	0,41	0,34	0,3	0,28	0,25	0,23
T_{dyn} nach Siemens	0,80	0,66	0,57	0,42	0,33	0,26	0,22	---
T_{dyn} nach Schultetus modif1		0,85	0,80	0,68	0,56	0,46	0,38	0,26

Abbildung 5.23 zeigt einen Vergleich der Verfahren im Bezug auf die Entwicklung des Faktors T_{dyn} in Abhängigkeit von der Häufigkeit.

Abbildung 5.23:
 Vergleich T_{dyn} Siemens und Derivate, dynamisch, schwer



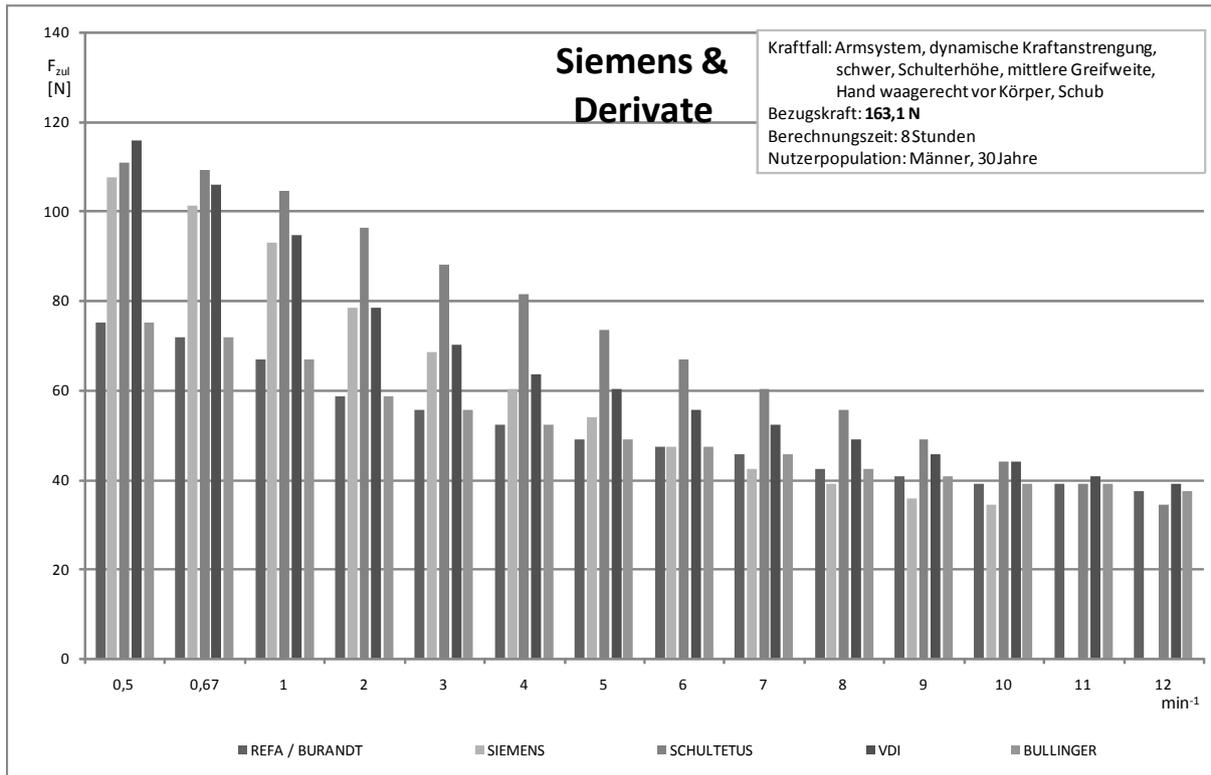
Die Berechnungen nach Siemens und Derivaten wurden für folgende Parameter durchgeführt:

- Kraftart: Schieben, Armsystem, dynamisch schwer
- Kraftangriffspunkt: Schulterhöhe, vor dem Körper, mittelfern
- Handhaltung: Blick auf Handrücken
- Benutzergruppe: Männer, 30 Jahre
- Bezugskraft: 163,1 N



Die Berechnungen wurden für 0,5, 1, 3, 5, 7, 9 und 12 Schubmanipulationen pro Minute auf der Basis einer Berechnungszeit von acht Stunden durchgeführt. Als Bezugskraft wurden 163,1 N gewählt, um eine Vergleichbarkeit mit den Modellrechnungen nach EN1005-3 zu gewährleisten (siehe Abbildung 5.24).

Abbildung 5.24:
Grenzkraftberechnungen nach Siemens und Derivate



Modellrechnungen nach EN 1005-3

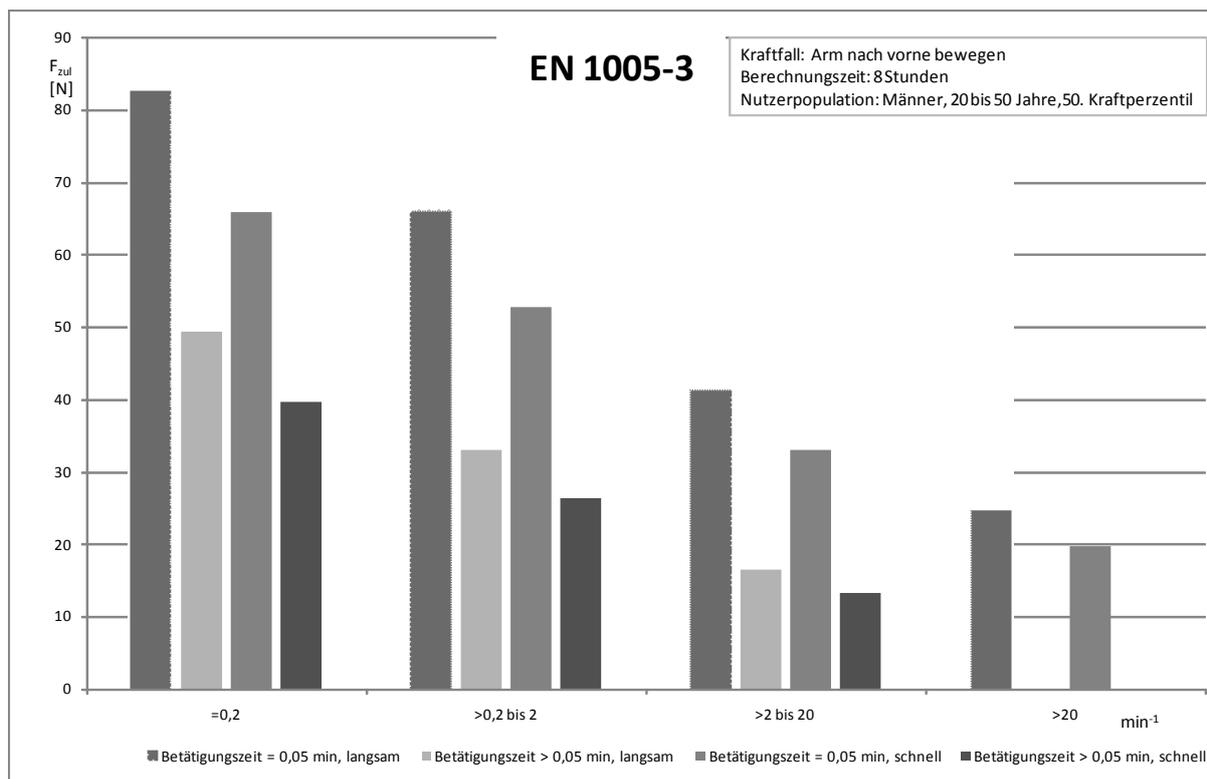
Die Berechnungen nach EN 1005-3 wurden für folgende Parameter durchgeführt:

- Bewegungsart: Arm nach vorne bewegen
- Nutzerpopulation: Männer, 20 bis 50 Jahre, 50. Kraftperzentil
- Berechnungszeit: 8 Stunden

Die Berechnungen wurden wiederum für die Häufigkeiten $\leq 0,2 \text{ min}^{-1}$; $0,2 \text{ bis } 2 \text{ min}^{-1}$; $> 2 \text{ bis } 20 \text{ min}^{-1}$ und $> 20 \text{ min}^{-1}$ jeweils mit einer Betätigungszeit $< 3 \text{ Sekunden}$ und $> 3 \text{ Sekunden}$ und jeweils im Falle schneller und langsamer Bewegung durchgeführt (Abbildung 5.25). Der Fall „Betätigungszeit $> 3 \text{ Sekunden}$ “ entspricht den statischen

Kraftausübungen und wird im Folgenden nicht weiter berücksichtigt. Den Modellrechnungen nach EN 1005-3 liegt wiederum eine Bezugskraft (maximale statische Aktionskraft) von 163,1 N zugrunde.

Abbildung 5.25:
Grenzkraftberechnungen nach EN 1005-3



Vergleichende Betrachtung der Modellrechnungen

Eine vergleichende Betrachtung der Grenzkraftberechnungen nach Siemens und Derivaten (Abbildung 5.24) zeigt deutliche Unterschiede zwischen *Burandt/REFA/Bullinger* einerseits und Siemens, *Schultetus* und VDI andererseits. Die unterschiedlichen Kräftehöhen leiten sich dabei ausschließlich aus dem Faktor T_{dyn} ab, der den Einfluss der Häufigkeit der Kraftausübung beschreibt. Da die genaue Ableitung des Faktors T_{dyn} in der Literatur nicht nachvollziehbar ist, scheint es ratsam, aus der Verfahrengruppe Siemens und Derivate dem Verfahren nach *Schultetus* den Vorzug zu geben, da es das jüngste Originärwerk ist, sich in der Industrie als Quasistandard etabliert hat und die Ausübungshäufigkeit am stärksten differenziert (Unterscheidung zwischen einseitig und schwer dynamischer Muskelarbeit).



Ein direkter Vergleich zwischen den Modellrechnungen dieser Verfahrensgruppen und den Modellrechnungen nach EN 1005-3 ist nur bedingt möglich. So liegen die Kraftfälle „Betätigungszeit $\leq 0,05$ min“ für eine „langsame“ Ausübungsgeschwindigkeit in der Höhe der berechneten „Grenzkkräfte“ auf einem ähnlichen Niveau wie die Verfahren nach *Burandt/REFA/Bullinger*.

Da sich dieses Verfahren jedoch an den Konstrukteur und Inverkehrbringer von Maschinen wendet und gemäß Maschinenrichtlinie Höchstanforderungen an Sicherheit und Gesundheitsschutz stellt, die im Sinne der Vermeidung einer Wettbewerbsverzerrung nicht überschritten werden dürfen, stellt sich die Frage, in wie weit dieses Verfahren für Ist-Analysen zu sinnvollen Ergebnissen führt.

Da auch das duale System europäischer Arbeitssicherheit unterschiedliche Vorgehensweisen für Planungs- und Ist-Analysen vorsieht, bietet es sich an, im Rahmen des montagespezifischen Kraftatlas analog zu verfahren und sich für Planungsanalysen an EN 1005-3 zu orientieren. Ist-Analysen sollten mangels vorhandener ISO-Normen zu diesem Themenkreis auf das Verfahren nach *Schultetus* zurückgreifen.

5.2 Ableiten von Parametern für das Kraftbewertungsverfahren

5.2.1 Tätigkeitsbezogene Parameter

Dynamische Kraftausübungen

Für dynamische Kraftausübungsfälle ist die Häufigkeit der Kraftausübungen ein wesentliches Kriterium, um aus maximalen statischen Aktionskräften maximale empfohlene abzuleiten.

Tabelle 5.10 gibt einen Überblick über Korrekturfaktoren zur Berücksichtigung der Häufigkeiten der Kraftausübungen beim Ableiten von maximal empfohlenen aus maximalen statischen Aktionskräften.



Tabelle 5.10:
Berücksichtigung der Häufigkeit der Kraftausübung bei der
Ableitung maximal empfohlener Aktionskräfte

Häufigkeit pro Minute	0	0,5	0,67	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Häufigkeit pro 8h		240	322	480	960	1440	1920	2400	2880	3360	3840	4320	4800	5280	5760
T1 nach Schultetus (einseitig)	0,80	0,75	0,74	0,72	0,67	0,66	0,63	0,61	0,58	0,57	0,55	0,54	0,52	0,51	0,50
T1 nach Schultetus (schwer)	0,80	0,68	0,67	0,64	0,59	0,54	0,50	0,45	0,41	0,37	0,34	0,30	0,27	0,24	0,21
T1 nach Burandt / REFA	0,70	0,46	0,44	0,41	0,36	0,34	0,32	0,30	0,29	0,28	0,26	0,25	0,24	0,24	0,23
T1 nach EN 1005-3; $t^* \leq 3 \text{ sec}$	0,80	0,64		0,40											
T1 nach EN 1005-3; $t^* > 3 \text{ sec}$	0,48	0,40		0,16											

* t = Anspannungsdauer je Kraftausübung

Für die praktische Anwendung spielt vor allem auch die Frage der einhändigen vs. beidhändigen Kraftausübung eine entscheidende Rolle. Unterschiedliche Kraftniveaus zwischen ein- und beidhändiger Kraftausübung werden durch einen Korrekturfaktor berücksichtigt. Bei Labormessungen zu diesem Themenbereich zeigte sich aber auch, dass in manchen Fällen das Kraftniveau von einer beidhändigen zur einhändigen Kraftausübung kaum abnahm.

Biomechanische Modellierungen verdeutlichten jedoch, dass dieses annähernd gleiche Aktionskraftniveau nur durch ein deutlich höheres inneres muskuläres Anspannungsniveau erreicht werden konnte. Da für die Beanspruchung des arbeitenden Menschen nicht das Aktionskraftniveau, sondern die komplette muskuläre Anspannung verantwortlich ist, wurde über einen „Biomechanikfaktor“ versucht, diesen Sachverhalt zu berücksichtigen. Ähnliches gilt für das Ausüben von Aktionskräften in asymmetrischen Rumpf- und Beinhaltungen.

Die Einflüsse von Asymmetrie, einhändiger vs. beidhändiger Kraftausübung und innerer muskulärer Anspannung (siehe Abschnitt 3.2.2, Seite 105 ff.) wurden in einem kombinierten „Biomechanikfaktor“ zusammengefasst (siehe Tabelle 5.11, Seite 184). In Laborexperimenten konnten nicht alle Elemente von Tabelle 5.11 berücksichtigt werden. Verbleibende „weiße“ Felder wurden in einem Expertenrating mit Vertretern des BGIA und des IAD im Analogschluss auf vorhandene ähnliche Fälle oder nach bestem Wissen abgeschätzt.



Tabelle 5.11: Biomechanikfaktoren für den montagespezifischen Kraftatlas

		Biomechanik-Gesamtfaktor zur Berücksichtigung von muskulärer Anspannung und asymmetrischer Rumpf-/Beinhaltung und ein-/beidhändiger Kraftausübung																
		aufrecht					gebeugt					über Kopf						
T2 Biomechanik-Faktor	Krafrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	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
		-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 = 1 500 mm					gebeugt	h = 1 100 mm					über Kopf	h = 1 700 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					über Kopf	h = 1 100 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 = 1 000 mm					gebeugt	h = 800 mm					über Kopf	h = 1 200 mm					

Für bestimmte Kraftausübungsfälle (z. B. in Richtung -B) scheinen gebeugte Körperhaltungen biomechanisch sinnvoller als aufrecht sitzende oder stehende. Auch spiegeln sich Kraftausübungen in den ergonomisch ungünstigen knienden oder Überkopfhaltungen kaum in einem reduzierten Kraftniveau wider.

Gleichwohl singuläre Kraftausübungsfälle in solchen – aus ergonomischer Sicht ungünstigen – Haltungen toleriert werden oder biomechanisch sogar sinnvoll sein können, sollten häufige Kraftausübungen in diesen Körperhaltungen, oder lang andauernde gebeugte, kniende oder Überkopfhaltungen, die das Ausüben von Aktionskräften einschließen, vermieden werden. In jedem Fall sollte im Hinblick auf die Engpässe, Rücken-, Knie- und Nacken-Schulter-Muskulatur das ausübende Kraftniveau reduziert werden. Die Werte in Tabelle 5.12 entstammen einem Expertenrating von Vertretern des BGIA und des IAD.



Tabelle 5.12:
Berücksichtigung des Ausübens in ergonomisch ungünstigen Körperhaltungen

		Physiologie-Faktoren zur Berücksichtigung - von häufigen Kraftausübungen ¹⁾ in jeweils ungünstigen Körperhaltungen - oder Kraftausübungen innerhalb lang andauernder ²⁾ ungünstiger																	
		aufrecht					gebeugt					über Kopf							
T3 Physiologie-Faktor	stehen - aufrecht	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	Kraftrichtung	asymmetrisch beidhändig	asymmetrisch einhändig	symmetrisch beidhändig	symmetrisch einhändig	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	
		h = 1 500 mm						h = 1 100 mm						h = 1 700 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		
	h = 800 mm						h = 600 mm						h = 1 100 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		
	h = 1 000 mm						h = 800 mm						h = 1 200 mm						

¹⁾ Mehr als fünf Kraftausübungsfälle pro Minute
²⁾ Länger als 50 % der Takt- /Schichtzeit

Statische Kraftausübungen

Für die statischen Kraftausübungen böte sich nach *Rohmert* [28] ein vom Kraftniveau und der Anspannungsdauer abhängiger Korrekturwert an, wie er ihn im Verfahren nach Siemens und den daraus abgeleiteten Verfahren realisiert ist.

Da nach übereinstimmender Aussage der Firmenvertreter im Konsortium „Montagespezifischer Kraftatlas“ statische Kraftausübungen nur eine vernachlässigbar kleine praktische Relevanz haben, werden statische Kraftausübungen in dem Kraftbewertungsverfahren nicht berücksichtigt.

5.2.2 Personenbezogene Parameter

Geschlecht

Bei den Kraftmessungen für den „Montagespezifischen Kraftatlas“ wurden nur männliche Probanden eingesetzt, um den Aufwand in einem vertretbaren Rahmen zu



halten. Der Einfluss des Geschlechts auf das maximale Kraftvermögen wird in der Literatur mit einem Verhältnis von $F_{\max_weiblich}$ zu $F_{\max_männlich}$ von 0,5 bis 0,8 beschrieben [19; 20; 29].

Mangels eigener Untersuchungen griff man, damit der Einfluss des Geschlechts auf das maximale Muskelkraftvermögen berücksichtigt blieb, auf externe Messwerte zurück. Diese Werte ermittelten der Lehrstuhl für Ergonomie (LfE) der TU München und das Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) in dem Verbundprojekt „Körperkräfte des Menschen“, das vom BMBF gefördert wurde (siehe auch [29; 30]). Die Daten dieser Studie bieten sich vor allem deshalb an, weil sie an einem großen Kollektiv in unterschiedlichen Industriebranchen ermittelt wurden. Nach Tabelle 5.13 kann der Quotient $F_{\max_Frauen}/F_{\max_Männer}$ bei einer Genauigkeit von einer Nachkommastelle mit $F_{\max_Frauen} = 0,5 * F_{\max_Männer}$ abgeschätzt werden.

Tabelle 5.13:
Quotient der $F_{\max_Frauen}/F_{\max_Männer}$; gemäß [29], Krafffälle A1 bis A9.

Krafffall	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9			
	Quotient Frauen / Männer										Durchschnitt	
Kraftperzentile	1	0,45	0,49	0,45	0,46	0,47	0,46	0,44	0,43	0,57	0,5	0,466
	5	0,48	0,47	0,46	0,46	0,44	0,46	0,43	0,44	0,61	0,5	0,472
	10	0,50	0,47	0,47	0,44	0,44	0,47	0,45	0,45	0,63	0,5	0,481
	15	0,52	0,46	0,46	0,45	0,46	0,47	0,45	0,47	0,63	0,5	0,485
	20	0,52	0,45	0,46	0,44	0,46	0,48	0,45	0,47	0,63	0,5	0,484
	25	0,54	0,45	0,44	0,44	0,46	0,48	0,45	0,48	0,64	0,5	0,485
	50	0,53	0,44	0,41	0,44	0,48	0,51	0,46	0,50	0,64	0,5	0,492
	75	0,55	0,44	0,44	0,45	0,50	0,52	0,45	0,50	0,64	0,5	0,501
	80	0,56	0,44	0,47	0,45	0,50	0,52	0,45	0,51	0,64	0,5	0,504
	85	0,57	0,45	0,49	0,45	0,50	0,54	0,45	0,51	0,65	0,5	0,512
	90	0,57	0,45	0,52	0,46	0,51	0,54	0,45	0,51	0,65	0,5	0,519
95	0,58	0,47	0,53	0,47	0,52	0,54	0,45	0,53	0,65	0,5	0,526	
99	0,57	0,49	0,54	0,48	0,53	0,55	0,47	0,53	0,66	0,5	0,535	

Alter

Das Maximalkraftvermögen entwickelt sich nach Literaturangaben geschlechtsspezifisch differenziert zwischen dem ca. 20. und 25. Lebensjahr und nimmt im Alter um ca. 10 bis 25 % ab [19; 20; 28; 29; 31]. Detaillierte Studien, die weitere Einflussfaktoren auf die altersspezifische Maximalkraftentwicklung untersuchen (z. B. Krafrichtung, Ort der Kraftausübung), liegen jedoch in einem größeren systematischen Ansatz bislang nicht vor. Im Rückgriff auf das Projekt „Körperkräfte des Menschen“ [29; 30] lassen sich für die Altersabhängigkeit die in Tabelle 5.14 aufgeführten Tendenzen ableiten.



Tabelle 5.14:
 Altersabhängigkeit für Krafftfälle +A für Männer und Frauen;
 gemäß [29], Lastfälle C1 bis C9.

Lastfall	Frauen										Männer										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9		
25- 35 jährig	Frauen									25- 35 jährig	Männer										
	1	181,2	180,6	204,8	95,7	189,2	208,9	114,4	97,2		87,9	1	527,1	566	619,5	251	515	579,4	312,9	234	158,4
	5	276,6	301,5	298,7	127	275,3	303,3	158	149,3		115,3	5	637,8	737,3	741,9	300,7	661,8	720,1	394,7	330,3	192,4
	10	337,7	342,4	350,6	137,9	317,5	340	177,2	167,2		130	10	703,2	856,5	859,1	336,9	742,7	784,2	424	372,3	211,4
	15	361	365,1	381,1	148,5	345,2	378,3	189,5	182,9		136,6	15	733,2	909,7	989,5	360,2	799,9	829,2	448,7	403,8	222,6
	20	373,2	394,7	407,6	154,4	370,5	400,2	199,3	195,1		141,8	20	756,3	962,7	1035	374,1	844,7	866,3	465,7	424,8	235,7
	25	392,6	413,3	430,1	159,7	391,1	416,5	209,9	205,5		147,7	25	775,5	1006	1111	389,5	874,8	894	490,5	441,2	245,6
	50	459,1	511	531,2	191,5	479,1	514,2	252,7	258		176,6	50	858,4	1234	1391	442,9	1014	1034	571,2	527,9	286,9
	75	521,8	594,4	721,9	217,6	551,5	591,9	293,8	308		204,9	75	942,2	1432	1635	500,9	1138	1170	657,9	623,8	331,6
	80	535,9	628,3	762,5	224,5	563,8	614,6	302,2	321,6		216	80	963,8	1473	1671	515,6	1173	1205	683,9	650	344,7
	85	554,9	660,4	827,5	239,7	596,2	651,7	312,7	343,8		226,5	85	987,1	1525	1719	530,2	1213	1230	711,5	685,5	362,5
90	578,7	708,9	897,2	255,1	641,8	689,3	330,2	369,9	240,2	90	1012	1588	1778	547	1252	1275	742,4	724,2	386,7		
95	612,4	811,4	956,4	272,4	698	733,8	354	410	268,6	95	1057	1699	1897	576,6	1334	1360	796,5	781,4	415,6		
99	687,8	957,4	1147	327,2	806,3	827,6	415,3	502,7	323,2	99	1179	1881	2085	643	1468	1487	900,3	896,1	467,9		
Restkollektiv	Frauen									Restkollektiv	Männer										
	1	183,6	206,4	232,8	93,7	188,2	219,6	117	97,2		81,1	1	371,8	386,7	462,5	200,4	390,4	446,4	258,1	227,8	147,6
	5	253,8	277,3	294,2	121,6	250,9	277,4	148,9	130,3		110,7	5	527,4	571,7	594	257,1	550,2	584,3	337,8	302,2	178,5
	10	309,5	319,9	338,3	133,5	289,2	338	175,2	151,7		125,4	10	597,3	642,6	707,4	292,5	634,4	683,3	372,3	341,5	197
	15	341,7	341,7	371,2	142	324,8	356,9	190,2	168,7		133,9	15	645,4	702,1	769,9	312	707,4	738,8	403,8	366,2	206,8
	20	364,2	368,8	398,4	149,6	354,6	379,5	198,7	184,5		140,8	20	677,4	764,7	829,2	325	754,9	784,9	425,7	390	218,7
	25	378,3	387,6	414,4	155,7	373,6	402,5	205,3	200,3		149,7	25	702,5	818,1	885,8	342,1	802,3	819,4	442,4	409,6	227,8
	50	449,5	475,2	525	182,4	460,5	497,6	245,6	263,5		175,3	50	813	1045	1182	398,6	942,5	960,1	522,1	502,3	268,6
	75	511	579,5	678,8	212,2	555	586,2	284,5	304		204,9	75	904,2	1268	1495	457,9	1094	1108	612,8	597,7	312,1
	80	524,2	603,7	734,3	220,8	574,2	608,2	291,7	317,8		214,1	80	928,1	1320	1557	469,9	1129	1145	636,6	620,4	326,3
	85	541,9	639,2	809,2	228	600,1	643	304,2	337,5		221,4	85	953,8	1393	1618	492,4	1171	1181	670,9	648,7	338,8
90	563,4	674	906,2	242,8	637,4	679,6	320,3	355,2	234,9	90	984,9	1465	1701	516,5	1235	1228	702,2	684,1	352,6		
95	602,1	742,8	985,8	263	681,5	715,2	352,2	390,7	252,4	95	1044	1589	1834	562,8	1317	1306	758	750,4	385,9		
99	659	874,8	1060	289,8	760,2	801,3	399,4	472,8	295	99	1188	1853	2069	645,1	1463	1477	849,4	917,3	442,1		
Kraftperzentile	Quotient Frauen Alt / Jung									Kraftperzentile	Quotient Männer Alt / Jung										
	1	1,01	1,14	1,14	0,98	0,99	1,05	1,02	1,00		0,92	1	0,71	0,68	0,75	0,80	0,76	0,77	0,82	0,97	0,93
	5	0,91	0,92	0,98	0,96	0,91	0,91	0,94	0,87		0,96	5	0,83	0,78	0,80	0,86	0,83	0,81	0,86	0,91	0,93
	10	0,92	0,93	0,96	0,97	0,91	0,99	0,99	0,91		0,96	10	0,85	0,75	0,82	0,87	0,85	0,87	0,86	0,92	0,93
	15	0,95	0,94	0,97	0,96	0,94	0,94	1,00	0,92		0,98	15	0,88	0,77	0,78	0,87	0,88	0,89	0,90	0,91	0,93
	20	0,98	0,93	0,98	0,97	0,96	0,95	1,00	0,95		0,99	20	0,90	0,79	0,80	0,87	0,89	0,91	0,91	0,92	0,93
	25	0,96	0,94	0,96	0,97	0,96	0,97	0,98	0,97		1,01	25	0,91	0,81	0,80	0,88	0,92	0,92	0,90	0,93	0,93
	50	0,98	0,93	0,99	0,95	0,96	0,97	0,97	0,98		0,99	50	0,95	0,85	0,85	0,90	0,93	0,93	0,91	0,95	0,94
	75	0,98	0,97	0,94	0,98	1,01	0,99	0,97	0,99		1,00	75	0,96	0,89	0,91	0,91	0,96	0,95	0,93	0,96	0,94
	80	0,98	0,96	0,96	0,98	1,02	0,99	0,97	0,99		0,99	80	0,96	0,90	0,93	0,91	0,96	0,95	0,93	0,95	0,95
	85	0,98	0,97	0,98	0,95	1,01	0,99	0,97	0,98		0,98	85	0,97	0,91	0,94	0,93	0,97	0,96	0,94	0,95	0,93
90	0,97	0,95	1,01	0,95	0,99	0,99	0,97	0,96	0,98	90	0,97	0,92	0,96	0,94	0,99	0,96	0,95	0,94	0,91		
95	0,98	0,92	1,03	0,97	0,98	0,97	0,99	0,95	0,94	95	0,99	0,94	0,97	0,98	0,99	0,96	0,95	0,96	0,93		
99	0,96	0,91	0,92	0,89	0,94	0,97	0,96	0,94	0,91	99	1,01	0,99	0,99	1,00	1,00	0,99	0,94	1,02	0,94		
	Durchschnitt										Durchschnitt										
	1,0										1,0										

Da diese Studie eine Altersabhängigkeit jedoch nur für Krafftfälle in Richtung $\pm A$ erhob, erscheint es ratsam, auch die für den montagespezifischen Krafftatlas durchgeführten Maximalkraftmessungen zu berücksichtigen. Hier lässt sich in ersten Analysen ein krafftungsabhängiger Alterseinfluss auf die Maximalkraft erkennen. Dieser wird jedoch von anderen ebenfalls altersabhängigen Parametern (z. B. Körpergröße, Gewicht, Körperproportionen), die ebenfalls die Maximalkraft beeinflussen, überlagert. Des Weiteren stellen die einzelnen Krafftfälle unterschiedliche biomechanische Bedingungen dar, bei denen die abgegebenen Aktionskräfte z. T. nicht nur von der Muskelkraft, sondern auch von der Haltungsverstabilität abhängen, die ihrerseits eine Funktion von z. B. Körpergröße und Gewicht ist. Auch ist der Alterseffekt deutlich geringer als die Standardabweichung.

Um valide Aussagen zum Einfluss des Alters auf die Maximalkraft zu erhalten, bedarf es umfangreicher statistischer Ausarbeitungen, die den Umfang und zeitlichen Rahmen dieses Projektes sprengen würden.



Um dem Praktiker dennoch Informationen bieten zu können, haben wir einen ersten Ansatz zur Berücksichtigung des Alterseinflusses realisiert (siehe Tabelle 5.15), der aber wegen der fehlenden statistischen Aufarbeitung mit Vorsicht zu nutzen ist. Hier gilt es insbesondere zu bedenken, dass sich die angegebenen Reduktionsfaktoren auf Kraftausübungen auf Maximalkraftniveau beziehen, die praktisch kaum relevant sind, da im betrieblichen Kontext typischerweise Kräfte im submaximalen Bereich ausgeübt werden.

Im Dauerleistungsbereich ist der Alterseinfluss auf das auszuübende Kraftniveau deutlich geringer als im Maximalkraftbereich. Außerdem ist zu bedenken, dass das Alter in erster Linie eine interindividuelle Streuung der körperlichen Leistung bewirkt und erst in zweiter Linie deren Absenkung.

Tabelle 5.15:
Alterseinfluss bei unterschiedlichen Körperhaltungen und Krafrichtungen (siehe Abschnitt 4.1.3)

Alterseinfluss (richtungsabhängige Mittelwerte)								
aufrecht			gebeugt			über Kopf		
	+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			über Kopf		
	+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			über Kopf		
	+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			über Kopf		



Nach Ansicht der Autoren des Kraftatlas kann ein Alterseinfluss ab einem Lebensalter von 46 Jahren bei Planungsanalysen berücksichtigt werden. Dies gilt insbesondere für die Wahl einer geeigneten Krafrichtung.

Bei Ist-Analysen ist stets der betroffene Werker mit seinem individuellen Kraftvermögen und seinen beruflichen Fertigkeiten zu betrachten. Die Anwendung altersbedingter Korrekturfaktoren ist in diesem Zusammenhang nicht statthaft. Ähnliches gilt auch für die Gefährdungsanalyse, die sich auf das Belastungsniveau am Arbeitsplatz bezieht. In Verbindung mit den individuellen Eigenschaften, Fähigkeiten und Fertigkeiten der am Arbeitsplatz eingesetzten Werker ergibt sich eine individuelle Beanspruchung bzw. ein individuelles Gesundheitsrisiko [32].

Trainiertheit

Die traditionellen deutschen Verfahren umfassen neben den personenbezogenen Faktoren Alter und Geschlecht die „Trainiertheit“. Diese beschreibt die „Eignung“ des Werkers zum Ausüben von Kräften. „Trainiertheit“ im Sinne dieser Verfahren entspricht also arbeitswissenschaftlich gesehen sowohl der Fähigkeit (trainierbar) als auch der Fertigkeit (übbar) zum Kraftausüben.

In den Verfahren wird eine geringe Trainiertheit typischerweise mit Abschlägen von 20 % bedacht, eine hohe oder teilweise sogar sehr hohe mit Zuschlägen von 20 % bzw. sogar 40 %. Der Wert für eine sehr hohe Trainiertheit beruht vermutlich auf der Linkssteilheit der Kraftverteilungen.

Zu- und Abschläge für Trainiertheit können im montagespezifischen Kraftatlas in gewohnter Weise Anwendung finden, unter Berücksichtigung des vorliegenden Datenbestandes empfiehlt es sich jedoch, für trainierte Kollektive das 75. oder 80. Kraftperzentil zu verwenden; untrainierte Kollektive lassen sich mit dem 20. oder 25. Kraftperzentil beschreiben (siehe Tabelle 5.16, Seite 190).



Tabelle 5.16:
„Trainiertheit“ als Quotient unterschiedlicher Kraftperzentile, bezogen auf den
Durchschnitt (50. Kraftperzentil); gemäß [29], Kraftfälle A1 bis A9

Kraftfall	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9			
											Durchschnitt	
Quotient Frauen P10 / P50	0,72	0,66	0,65	0,72	0,64	0,67	0,71	0,61	0,72		0,7	0,680
Quotient Frauen P90 / P50	1,29	1,41	1,71	1,33	1,36	1,34	1,31	1,41	1,34		1,4	1,389
Quotient Männer P10 / P50	0,76	0,62	0,58	0,73	0,70	0,72	0,73	0,69	0,73		0,7	0,696
Quotient Männer P90 / P50	1,21	1,38	1,36	1,28	1,28	1,26	1,33	1,38	1,33		1,3	1,313
Quotient Frauen P15 / P50	0,79	0,71	0,71	0,78	0,72	0,72	0,77	0,69	0,77		0,7	0,739
Quotient Frauen P85 / P50	1,24	1,32	1,55	1,25	1,27	1,28	1,24	1,33	1,27		1,3	1,306
Quotient Männer P15 / P50	0,81	0,69	0,64	0,77	0,76	0,78	0,78	0,74	0,78		0,8	0,750
Quotient Männer P85 / P50	1,17	1,31	1,31	1,23	1,23	1,22	1,27	1,30	1,26		1,3	1,254
Quotient Frauen P20 / P50	0,83	0,77	0,76	0,82	0,77	0,76	0,80	0,74	0,80		0,8	0,784
Quotient Frauen P80 / P50	1,19	1,25	1,43	1,19	1,21	1,21	1,19	1,25	1,22		1,2	1,238
Quotient Männer P20 / P50	0,85	0,75	0,69	0,82	0,81	0,82	0,81	0,79	0,82		0,8	0,797
Quotient Männer P80 / P50	1,14	1,26	1,26	1,18	1,18	1,18	1,22	1,24	1,21		1,2	1,207
Quotient Frauen P25 / P50	0,86	0,81	0,80	0,85	0,81	0,81	0,83	0,79	0,84		0,8	0,823
Quotient Frauen P75 / P50	1,15	1,20	1,31	1,15	1,18	1,16	1,16	1,19	1,16		1,2	1,185
Quotient Männer P25 / P50	0,86	0,80	0,75	0,86	0,85	0,86	0,85	0,83	0,85		0,8	0,835
Quotient Männer P75 / P50	1,11	1,21	1,22	1,13	1,14	1,15	1,17	1,19	1,16		1,2	1,165

5.3 Kraftbewertungsverfahren

5.3.1 Basistabellen

Die Basistabellen (vgl. Abschnitte 3.1.1 und 3.1.2, Seite 71 ff.) geben die gemessenen Kraftwerte für die Ganzkörperkräfte und die Finger-Hand-Kräfte wieder. Für die Arbeitsblätter wurden die 15. Kraftperzentile für Planungsanalysen (gemäß EN 1005-3) und die 50. Perzentile für Ist-Analysen gewählt. Da nach Arbeitsschutzgesetz (ArbSchG § 4) mittelbar oder unmittelbar geschlechtsspezifisch wirkende Regelungen nur zulässig sind, wenn dies aus biologischen Gründen zwingend geboten ist, sollte man in der Regel von den Frauenwerten (Korrekturfaktor 0,5) ausgehen. Werden hohe Anforderungen an das Kraftvermögen gestellt, sollte ggf. die „Trainiertheit“ der betroffenen Werker Berücksichtigung finden.

Die Tabellen 5.17 bis 5.20 zeigen die Basistabellen für Ganzkörper- und Finger-Hand-Kräfte, auf Vielfache von 5 N gerundet.



Tabelle 5.17:
 Perzentilierte Kraftwerte in N für Ganzkörperkräfte, „aufrechte Körperhaltung“

Perzentil	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%	
stehend	+A	240	300	355	380	405	420	440	465	480	500	515	530	545	570	585	610	645	675	715	795	925
	-A	270	350	370	405	425	450	460	480	500	520	530	540	555	575	590	610	635	650	690	730	800
	+B	175	215	245	260	275	290	300	310	320	330	340	350	365	380	390	400	420	435	465	505	595
	-B	210	305	345	380	405	430	450	465	485	495	505	525	535	550	570	590	610	635	685	755	885
	+C	105	150	180	205	225	240	255	270	290	300	315	320	330	345	360	380	400	415	445	490	560
	-C	100	135	155	170	190	200	220	235	255	265	280	290	300	315	325	335	355	375	405	445	550
kniend	+A	180	245	290	320	355	375	390	405	420	440	450	475	500	525	545	570	590	630	655	705	795
	-A	215	270	305	345	375	400	405	415	430	440	455	470	480	490	500	505	520	545	560	585	660
	+B	170	260	305	335	360	380	400	420	445	465	485	500	525	550	560	580	605	630	680	725	815
	-B	210	280	345	370	410	425	450	480	495	515	530	555	570	590	615	645	685	710	740	810	1005
	+C	150	180	200	225	245	265	280	290	300	320	335	345	355	375	385	405	415	435	460	495	550
	-C	95	135	160	180	195	205	220	230	245	255	265	275	285	295	310	315	325	340	360	395	490
sitzend	+A	180	250	285	315	335	360	375	390	405	420	435	450	460	475	495	535	560	580	620	680	800
	-A	250	300	350	375	385	405	420	435	440	455	465	475	485	500	520	545	560	575	620	645	720
	+B	245	280	315	330	355	370	380	395	405	420	435	445	455	470	480	490	510	520	550	595	725
	-B	155	195	295	315	340	350	365	375	380	395	410	425	440	445	455	475	485	505	525	595	745
	+C	110	145	170	190	200	215	230	240	250	260	270	280	295	305	320	330	350	365	385	415	480
	-C	95	130	155	175	190	200	215	225	235	250	260	270	285	290	305	320	330	345	375	420	510

Tabelle 5.18:
 Perzentilierte Kraftwerte in N für Ganzkörperkräfte, „gebeugte Körperhaltung“

Perzentil	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%	
stehend	+A	181	238	284	320	347	378	395	413	436	457	485	520	548	578	606	632	654	691	738	830	986
	-A	189	247	270	304	315	333	351	361	371	380	403	432	446	463	483	503	521	545	563	596	688
	+B	213	256	287	313	328	347	366	377	397	415	422	437	455	468	487	510	526	556	594	665	743
	-B	228	337	399	438	470	509	538	579	604	625	645	664	693	734	765	785	830	881	917	975	1103
	+C	133	178	200	223	246	263	279	293	309	322	335	348	367	378	393	407	422	444	467	515	596
	-C	90	115	130	141	158	166	178	193	206	217	229	238	249	259	271	286	301	322	341	377	462
kniend	+A	113	196	245	275	312	327	344	362	378	397	412	427	439	458	479	499	524	555	594	652	729
	-A	204	241	271	289	303	311	322	332	344	354	361	370	381	392	402	410	423	449	471	501	589
	+B	207	282	304	336	372	403	439	461	496	529	553	576	595	616	651	670	714	752	810	858	960
	-B	224	265	306	338	367	394	412	422	445	463	477	492	509	535	559	576	597	623	651	692	835
	+C	139	176	198	218	234	245	257	279	291	302	312	328	344	354	371	388	402	420	443	488	565
	-C	95	118	143	158	167	177	189	196	206	219	229	239	247	254	264	275	285	298	316	347	410
sitzend	+A	173	232	278	296	319	336	350	369	387	403	424	441	460	479	508	529	559	591	634	689	762
	-A	199	235	278	301	321	336	348	366	374	385	401	412	423	436	447	460	473	487	505	525	577
	+B	278	331	357	379	403	413	424	441	456	474	483	499	517	536	554	569	595	625	664	698	862
	-B	210	260	298	327	351	376	390	414	423	436	448	478	498	516	541	564	591	618	651	683	819
	+C	126	164	180	204	214	226	242	257	269	282	301	311	323	336	347	365	382	400	422	465	570
	-C	83	122	139	155	167	180	189	199	207	219	229	238	250	262	275	286	296	311	328	363	402



Tabelle 5.19:
Perzentilierte Kraftwerte in N für Ganzkörperkräfte, „über Kopf“

Perzentil	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%	
stehend	+A	270	310	340	360	370	390	405	420	430	445	455	465	490	505	510	530	545	570	600	635	715
	-A	305	360	390	410	435	445	465	480	495	505	520	535	545	560	570	590	605	630	660	705	770
	+B	180	205	230	245	255	270	280	290	305	315	330	335	350	365	375	385	410	430	460	500	555
	-B	300	330	360	395	410	430	445	465	480	500	525	540	560	580	600	620	645	675	720	825	1000
	+C	100	125	140	160	170	185	195	205	210	220	235	245	255	265	270	285	295	315	335	365	440
	-C	90	120	130	150	160	175	190	200	210	225	235	250	260	270	280	295	315	330	350	390	460
kniend	+A	210	270	315	345	355	380	400	410	425	440	460	480	500	515	535	560	570	615	635	685	820
	-A	290	350	380	410	430	455	470	480	495	510	520	530	540	560	570	585	600	625	650	700	850
	+B	205	245	295	320	345	360	385	400	410	420	430	450	465	475	485	505	530	545	565	595	685
	-B	215	270	315	340	360	380	395	410	425	435	445	465	480	505	515	530	545	580	600	660	780
	+C	115	155	180	200	220	240	250	260	275	285	300	310	325	340	345	365	380	405	435	465	510
	-C	125	155	180	200	215	235	250	260	280	285	295	305	320	330	340	355	370	390	415	460	535
sitzend	+A	225	260	305	330	345	355	370	380	395	400	410	420	430	440	455	470	480	505	530	555	600
	-A	265	325	375	395	415	420	435	445	455	465	475	495	510	525	530	545	560	575	605	660	755
	+B	205	255	290	305	320	330	340	355	365	380	390	405	415	430	445	455	470	485	500	560	640
	-B	215	265	295	325	335	345	355	365	370	380	390	400	410	420	425	435	440	450	470	510	560
	+C	95	120	140	155	165	180	185	190	200	205	215	220	230	240	250	260	270	280	290	315	370
	-C	90	120	140	150	165	170	190	195	210	215	220	230	240	250	265	270	280	295	315	355	425

Tabelle 5.20:
Perzentilierte Kraftwerte in N für Finger-Hand-Kräfte der rechten Hand im Sitzen und Stehen

	Perzentil	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	99%
stehen	Daumen 2 Finger	37	63	71	78	83	86	89	91	95	98	101	104	106	110	115	120	127	137	149	170	211
	Daumen 4 Finger gebeugter Arm	58	72	81	90	95	100	104	107	109	113	116	119	122	126	128	132	136	141	149	161	191
	Daumen 4 Finger gestreckter Arm	61	73	84	90	96	100	103	108	112	115	118	121	124	127	130	132	137	144	152	167	222
	Daumen	66	96	111	123	131	138	145	151	156	163	170	176	183	191	201	207	217	226	247	264	333
	Daumen Zeigefinger	59	73	80	86	92	95	98	102	105	108	110	113	115	118	122	124	128	133	138	151	208
	Faust gebeugter Arm	88	176	214	237	265	278	290	300	319	331	341	353	370	386	403	417	432	445	465	503	570
	Faust gestreckter Arm	88	167	203	231	252	271	287	301	317	330	340	350	361	373	390	400	413	427	450	478	560
	Handballen	194	267	303	337	359	377	392	407	418	434	448	466	480	494	508	520	542	561	588	648	704
	Zange gebeugter Arm	114	196	222	236	255	269	282	295	307	317	331	336	345	356	368	384	403	426	454	494	586
	Zange gestreckter Arm	128	182	221	250	266	280	294	305	314	326	338	347	356	363	373	385	397	413	440	476	553
Zeigefinger	45	57	65	72	76	79	83	85	87	91	95	98	102	107	111	115	122	129	140	150	168	
sitzen	Daumen 2 Finger	33	54	64	68	73	77	80	83	87	90	92	93	96	98	102	105	111	115	120	137	180
	Daumen 4 Finger	35	64	74	83	90	95	99	102	105	108	113	116	120	123	126	130	134	139	147	159	188
	Daumen	49	74	88	102	110	116	123	128	135	140	147	153	160	165	175	184	194	203	216	239	306
	Daumen Zeigefinger	30	60	75	82	85	89	93	96	99	101	104	106	109	111	114	116	120	123	128	135	150
	Faust	96	183	219	254	279	289	309	323	338	350	364	378	394	405	419	436	450	471	494	521	559
	Handballen	95	144	163	176	190	200	213	227	236	245	260	272	288	298	309	325	342	359	383	413	499
	Zange	101	177	222	246	266	279	295	307	319	328	341	350	361	372	384	401	419	436	456	493	558
	Zeigefinger	35	51	57	64	67	70	74	77	79	84	87	91	93	97	101	105	111	117	126	135	174

5.3.2 Verfahrenskonzept zur Planungs- und Ist-Analyse

Planungs- und Ist-Analysen folgen demselben Rechenschema. Aus maximalen statischen Aktionskräften werden unter Berücksichtigung von tätigkeits- und personenbezogenen Faktoren „maximal empfohlene Aktionskräfte“ berechnet. Der



Quotient aus erforderlicher Kraft und maximal empfohlener Kraft entscheidet über die Bewertung des Kraftausübungsfalls gemäß Ampelschema.

Für Planungs- und Ist-Analysen gelten dabei unterschiedliche Definitionen für die drei Risikobereiche „grün“, „gelb“ und „rot“. Diese Definitionen sind für Planungsanalysen der Maschinenrichtlinie ([3], ehemals 98/37/EG, ursprünglich 89/392/EWG, d. h. EN 1005-3) entnommen, die für den europäischen Wirtschaftsraum (EWR) ein Höchstmaß an Sicherheit und Gesundheitsschutz bezüglich der Beschaffenheitsanforderungen an Maschinen definieren. Kein EWR-Mitgliedsstaat darf im Hinblick auf eine freie Zirkulation von Personen, Waren, Kapital und Dienstleistungen ein höheres Schutzniveau fordern als das, was in der Maschinenrichtlinie und den sie konkretisierenden harmonisierten CEN-Normen hinterlegt ist.

Wegen dieses sehr konservativen Ansatzes sollte für Ist-Analysen die „grün“- „gelb“- „rot“-Definition gemäß ISO 11228-2 verwendet werden, da sich diese Normen allgemein an den Arbeitsgestalter wenden. Tabelle 5.21 zeigt den Bewertungsansatz für Planungs- und Ist-Analysen auf.

Tabelle 5.21:
Bewertung von Kraftausübungsfällen gemäß CEN und ISO

Bewertung	Ist-Analyse (ISO 11228-2)	Planungsanalyse (EN 1005-3)
Grün	$F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}} \leq 0,85$	$F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}} \leq 0,5$
Gelb	$0,85 < F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}} < 1,0$	$0,5 < F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}} < 0,7$
Rot	$F_{\text{aktuell}}/F_{\text{maximal empfohlen}} \geq 1,0$	$\geq 0,7$

Die maximal empfohlenen Kräfte werden aus den maximalen statischen Aktionskräften unter Berücksichtigung von personen- und tätigkeitsbezogenen Faktoren berechnet (siehe Tabelle 5.22, Seite 194).



Tabelle 5.22:
Berechnung der maximal empfohlenen Kraft F_{empf}

F_{empf}	=	F_{max} (PP)	*	P1	*	P2	*	T1	*	T2	*	T3
-------------------	---	-----------------------	---	----	---	----	---	----	---	----	---	----

Dabei gilt:

Kürzel	Beschreibung
F_{max}	Maximale statische Aktionskraft des Ganzkörper- oder Finger-Hand-Systems
PP	Kraft-Perzentilwert (P15 für Planungsanalysen; P50 für Ist-Analysen)
P1	Kraftrichtungsabhängiger Einfluss des Alters
P2	Einfluss des Geschlechtes (1,0 = Männer; 0,5 = Frauen oder Männer und Frauen)
T1	Häufigkeit der Kraftausübungen
T2	Biomechanik-Faktor (muskuläre Anspannung, asymmetrische Körperhaltung, ein-/beidhändige Kraftausübung)
T3	Physiologie-Faktor (häufige Kraftausübung in ungünstigen Körperhaltungen, Kraftausübungen innerhalb lang andauernder ungünstiger Haltungsphasen)

Die Maximalkraftwerte für Ganzkörper- und Finger-Hand-Kräfte sind in den Tabellen 5.23 und 5.24 dargestellt. Sie sind ein Ausschnitt aus den Tabellen 5.17 bis 5.20 (siehe auch Anhang D und E).



Tabelle 5.23:
Maximalkraftwerte des Ganzkörper-Systems für Planungs- und Ist-Analysen

Montagespezifischer Kraftatlas																	
F_{max}		Alle Kräfte in Newton [N]															
Ganzkörperkräfte, beidhändig, Männer (Korrekturfaktor für Frauenwerte: 0,5) Die angegebenen Werte sind die Resultierenden der Kraftvektoren auf 5 N gerundet P15 : 15. männliches Kraftperzentil (für Planungsanalysen) P50: 50. männliches Kraftperzentil (für Ist-Analysen)																	
aufrecht				gebeugt				über Kopf									
P15				P50				P15				P50					
	+A	380	↗	515	↗		+A	320	↗	485	↗		+A	360	↗	455	↗
	-A	405	↘	530	↘		-A	305	↘	405	↘		-A	410	↘	520	↘
	+B	260	↘	340	↘		+B	315	↘	420	↘		+B	245	↘	330	↘
	-B	380	↗	505	↗		-B	440	↗	645	↗		-B	395	↗	525	↗
	+C	205	↖	315	↖		+C	225	↖	335	↖		+C	160	↖	235	↖
-C	170	↖	280	↖	-C	140	↖	230	↖	-C	150	↖	235	↖			
stehen - aufrecht h = 1 500 mm				gebeugt h = 1 100 mm				über Kopf h = 1 700 mm									
	+A	320	↗	450	↗		+A	275	↗	410	↗		+A	345	↗	460	↗
	-A	345	↘	455	↘		-A	290	↘	360	↘		-A	410	↘	520	↘
	+B	335	↘	485	↘		+B	335	↘	555	↘		+B	320	↘	430	↘
	-B	370	↗	530	↗		-B	340	↗	475	↗		-B	340	↗	445	↗
	+C	225	↖	335	↖		+C	220	↖	310	↖		+C	200	↖	300	↖
-C	180	↖	265	↖	-C	160	↖	230	↖	-C	200	↖	295	↖			
knien - aufrecht h = 800 mm				gebeugt h = 600 mm				über Kopf h = 1 100 mm									
	+A	315	↗	435	↗		+A	295	↗	425	↗		+A	330	↗	410	↗
	-A	375	↘	465	↘		-A	300	↘	400	↘		-A	395	↘	475	↘
	+B	330	↘	435	↘		+B	380	↘	485	↘		+B	305	↘	390	↘
	-B	315	↗	410	↗		-B	325	↗	450	↗		-B	325	↗	390	↗
	+C	190	↖	270	↖		+C	205	↖	300	↖		+C	155	↖	215	↖
-C	175	↖	260	↖	-C	155	↖	230	↖	-C	150	↖	220	↖			
sitzen - aufrecht h = 1 000 mm				gebeugt h = 800 mm				über Kopf h = 1 200 mm									

Tabelle 5.24:
Maximalkraftwerte des Finger-Hand-Systems für Planungs- und Ist-Analysen

Montagespezifischer Kraftatlas																	
F_{max}		Finger-Hand-Kräfte Männer (Korrekturfaktor für Frauenwerte: 0,5)															
Kraftfall	Ø 40 mm		Abstand 15 mm		Abstand 15 mm		Greifweite 65 mm		Greifweite 51 mm								
	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	Sitzen	Stehen	
15. Perzentil	255	230	100	125	80		70		245		175	335	65		85		
50. Perzentil	365	340	145	170	105		90		340		260	450	85		115		

Für Planungsanalysen sollten die 15. Kraftperzentile der Tabellen 5.23 und 5.24 herangezogen werden; für Ist-Analysen die 50. Perzentile, gegebenenfalls unter Berücksichtigung von Geschlecht und „Trainiertheit“. Hinweise zum Alterseinfluss (Faktor P1) finden sich in Tabelle 5.15 (Seite 188); die tätigkeitsbezogenen Para-



meter (T1 bis T3) finden sich in den Tabellen 5.10 bis 5.12 und 5.25. Bei den tätigkeitsbezogenen Parametern werden die Häufigkeit sowie biomechanische und physiologische Korrekturfaktoren berücksichtigt.

Für Planungsanalysen werden die Häufigkeiten gemäß EN 1005-3 berücksichtigt. Für Ist-Analysen wird auf die traditionellen deutschen Verfahren (Siemens und Derivate nach *Burandt* und *Schultetus* sowie VDI, REFA und *Bullinger*) zurückgegriffen. Für den montagespezifischen Kraftatlas wurde das Verfahren nach *Schultetus* [18] gewählt, da es zwischen schwer und einseitig dynamischer Kraftausübung unterscheidet und den Häufigkeitseinfluss dynamischer berücksichtigt als die Verfahren nach Siemens und *Burandt* (und *Bullinger*) (siehe auch Abschnitt 5.1.5). Auch wurde gemäß EN 1005-3 auf den Kraftausübungsfall „Anspannungsdauer > 3 Sekunden“ verzichtet, da er eher eine statische als eine dynamische Kraftausübung beschreibt. Tabelle 5.25 gibt einen Überblick über die Berücksichtigung der Häufigkeit von Kraftausübungen in den verschiedenen Verfahren.

Tabelle 5.25:
Berücksichtigung der Häufigkeit von Kraftausübungen
in den Verfahren nach EN 1005-3 und *Schultetus*

Häufigkeit pro Minute	0	0,5	0,67	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
Häufigkeit pro 8h		240	322	480	960	1440	1920	2400	2880	3360	3840	4320	4800	5280	5760	
T1 nach <i>Schultetus</i> (Finger-Hand-Kräfte)	0,80	0,75	0,74	0,72	0,67	0,66	0,63	0,61	0,58	0,57	0,55	0,54	0,52	0,51	0,50	
T1 nach <i>Schultetus</i> (Ganzkörperkräfte)	0,80	0,68	0,67	0,64	0,59	0,54	0,50	0,45	0,41	0,37	0,34	0,30	0,27	0,24	0,21	
T1 nach EN 1005-3; t* ≤ 3 sec	0,80	0,64					0,40									

* t = Anspannungsdauer je Kraftausübung

Eine Beschreibung des „Biomechanikfaktors“, der die Einflüsse von Asymmetrie, einhändiger vs. beidhändiger Kraftausübung und innerer muskulärer Anspannung berücksichtigt, findet sich in Abschnitt 5.2.1 (Seite 182 ff.). Das Gleiche gilt auch für den „Physiologiefaktor“, der das häufige Kraftausüben in ungünstigen Körperhaltungen oder das Ausüben von Aktionskräften in lang anhaltenden Phasen ungünstiger Körperhaltungen widerspiegelt.



5.4 Literatur

- [1] Richtlinie 89/391/EWG des Rates vom 12. Juni 1989 über die Durchführung von Maßnahmen zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutze der Arbeitnehmer bei der Arbeit. ABI. EG Nr. L 183 vom 29.6.1989, S. 1-8
- [2] Arbeitsplatz – Neue Regelungen für Sicherheit und Gesundheitsschutz. Hrsg.: Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (BMA). Roco Druck, Wolfenbüttel 1997
- [3] Richtlinie 2006/42/EG des Europäischen Parlamentes und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG (Neufassung). ABI. EU Nr. L 157 (2006), S. 24-86; mit Berichtigung der Richtlinie 2006/42/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG vom 9. Juni 2006. ABI. EU Nr. L 76 (2007), S. 35
- [4] Leitmerkmalmethode zur Beurteilung von Heben, Halten und Tragen. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Dortmund.
<http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/Physische-Belastung/Gefahrdungsbeurteilung.html>
- [5] *Schaub, K.; Bookcock, M.; Greve, R.; Kapitaniak, B.; Ringelberg, A.*: The implementation of risk assessment models for musculoskeletal disorders in CEN standards. In: *Sjøgaard, G.; Fallentin, N.* (eds.): Proceedings of the Symposium "Risk Assessment for Musculoskeletal Disorders". Nordic Satellite Symposium under the auspices of ICOH '96. Copenhagen, Denmark 13 to 14 September 1996, S. 73-74. Det Nationale Forskningscenter for Arbejdsmiljø.
- [6] *Schaub, K.; Berg, K.; Wakula, J.*: Postural and workplace related influences on maximal force capacities. In: *Seppälä, P.; Luopajarvi, T.; Nygard, C.-H.; Mattila, M.* (Hrsg.): From experience to innovation, IEA '97. Proceedings of the 13th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, Tampere, Finland, 29 June to 4 July 1997, Vol. 4, S. 219-221. Finnish Institute of Occupational Health, Helsinki, Finnland 1997



- [7] *Schaub, K.*: Evaluation of physical workload by means of IAD-BkA. Vortrag auf der 2nd International Conference on Occupational Risk Prevention, 20 to 22 Februar 2002, Gran Canaria, Spanien
- [8] *Schaub, K.; Storz, W.; Landau, K.*: Nachhaltige Risikobeurteilung von Montageprozessen in der Automobilindustrie. In: *Landau, K.; Luczak, H.* (Hrsg.): Ergonomie und Organisation in der Montage. Hanser, München 2001
- [9] *Schaub, K.; Winter, G.*: Design - Check: ein Screeningverfahren zur Beurteilung körperlicher Belastungen. *Der Orthopäde* 31 (2002) Nr. 10, S. 987-996
- [10] Merkblatt für das Handhaben von Mauersteinen. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Zentralstelle für Unfallverhütung und Arbeitsmedizin, Fachausschuss „Bau“. Carl Heymanns, Köln 1992
- [11] *Hettinger, T.* (Hrsg.): Heben und Tragen von Lasten: Gutachten über Gewichtsgrenzen für Männer, Frauen und Jugendliche. Hrsg.: Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung, Bonn 1981
- [12] *Steinberg, U.; Behrendt, S.; Bradl, I.; Caffier, G.; Gebhardt, H. J.; Liebers, F.; Müller, B. H.; Schäfer, A.; Schlicker, M.; Schulze, J.*: Erprobung und Evaluierung des Leitfadens Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin; Forschungsbericht Fb 897. Wirtschaftsverlag NW, Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven 2000
- [13] Leitmerkmalermethode zur Beurteilung von Ziehen, Schieben. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Dortmund.
<http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/Physische-Belastung/Gefaehrdungsbeurteilung.html>
- [14] *Schaub, K.*: Das „Automotive Assembly Worksheet“ (AAWS). In: *Landau, K.* (Hrsg.): Montageprozesse gestalten: Fallbeispiele aus Ergonomie und Organisation. Ergonomia, Stuttgart 2004, S. 91-111
- [15] *Schaub, K.; Ghezel-Ahmadi, K.*: Vom AAWS zum EAWS – ein erweitertes Screening-Verfahren für körperliche Belastungen. In: Gesellschaft für Arbeits-



- wissenschaft e. V (Hrsg.): Bericht zum 53. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 28.2. bis 2.3.2007 an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. GfA-Press, Dortmund 2007, S. 601-604
- [16] Schaub, K.; Beck, M.; Frölich, W.; Gärtner, A.: Die Daimler Ergonomie Checkliste. In: Bericht zum 54. Arbeitswissenschaftlichen Kongress: Produkt- und Produktions-Ergonomie – Aufgabe für Entwickler und Planer vom 9. bis 11.4.2008 an der Technischen Universität München. Hrsg.: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA). GfA-Press, Dortmund 2008, S. 629-632
- [17] *Schaub, K.; Storz, W.:* The „New Production Worksheet“ – An example of applying Ergonomic EU-Directives. In: Proceedings of the Annual Spring Conference of the GfA on the Occasion of the 50th anniversary of the Foundation of the Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA) and the XVII Annual Conference on the International Society for Occupational Ergonomics & Safety (ISOES), 7 to 9 Mai 2003 in Munich. Ergonomia, Stuttgart 2003, S. 327-330
- [18] Ermitteln zulässiger Grenzwerte für Kräfte und Drehmomente. Hrsg.: Siemens AG. Firmeninterne Schulungsunterlage zur Arbeitsgestaltung, 1978.
- [19] *Burandt, U.:* Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978
- [20] *Schultetus, W.; Lange, W.; Doerken, W. (Hrsg.):* Montagegestaltung: Daten, Hinweise und Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung. TÜV Rheinland, Köln 1987
- [21] REFA. Methodenlehre der Betriebsorganisation. Arbeitsgestaltung in der Produktion. Hanser, München 1993.
- [22] Handbuch der Arbeitsgestaltung und Arbeitsorganisation. VDI Verlag, Düsseldorf 1980
- [23] *Bullinger, H.-J.; Ilg, R.; Schmauder, M.:* Ergonomie – Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung. Täubner, Stuttgart 1994.
- [24] DIN EN 1005-3: Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Empfohlene Kraftgrenzen bei Maschinenbetätigung. Beuth, Berlin 2002



- [25] Europa der 12 – Erhebung über Arbeitskräfte. Hrsg.: Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 1993
- [26] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen – Maximale statische Aktionskräfte, Werte (11/99). Beuth, Berlin 1999
- [27] *Rohmert, W.; Berg, K.; Bruder, R.; Schaub, K.*: Kräfteatlas; Datenauswertung statischer Aktionskräfte, Teil 1-3. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven 1994
- [28] *Rohmert, W.*: Statische Haltearbeit des Menschen: Mit Tabellen zur Ermittlung des Erholungszuschlages. Verband für Arbeitsstudien REFA, Darmstadt 1960
- [29] Körperkräfte des Menschen: Perzentilierung isometrischer Maximalkräfte sowie Ausdauer und Beanspruchung bei konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit. In: *Rühmann, H.; Schmidtke, H.* (Hrsg.): Kolloquium des Lehrstuhls für Ergonomie der Technischen Universität München zum HdA-Projekt „Körperkräfte des Menschen Teil II“. O. Schmidt, Köln 1992
- [30] *Rohmert, W.; Rückert, A.; Schaub, K.*: Körperkräfte des Menschen. Institut für Arbeitswissenschaft, Darmstadt 1992.
- [31] REFA. Methodenlehre der Betriebsorganisation. Grundlagen der Arbeitsgestaltung. Hanser, München 1993.
- [32] Leitmerkalmethode zur Beurteilung von Heben, Halten und Tragen. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Dortmund.
<http://www.rueckenkompass.de/cd/doc/lmm-ht.pdf>



6 Zusammenfassung

6.1 Projektziele

Im Rahmen der Studie wurden zwei Projektziele verfolgt:

1. Erarbeitung eines „Montagespezifischen Kraftatlas“

Dieser enthält statistisch gesicherte maximale isometrische Kraftwerte für 54 beidhändige Kraftausübungen des Arm-Schulter- und Ganzkörper-Systems in realtypischen (d. h. im Wesentlichen nicht aufrechten) Körperhaltungen sowie 38 Kraftausübungen des Hand-Finger-Systems. Die Daten wurden bei verschiedenen industriellen Projektpartnern ermittelt. In den Laboren von IAD und BGIA wurden zusätzliche Fragestellungen untersucht, zu denen Messungen im Feld nicht möglich gewesen wären (siehe Abschnitt 3.2, Seite 96 ff.).

2. Erarbeitung eines Kraftbewertungsverfahrens

Ein Bewertungsverfahren zur Ermittlung von maximal empfohlenen Kraftwerten wurde auf der Basis der maximalen isometrischen Kraftwerte des montage-spezifischen Kraftatlas und unter Berücksichtigung von (personen-) und tätig-keitsspezifischen Parametern erarbeitet.

Für das erste Projektziel wurden folgende Schritte ausgeführt:

- Basierend auf dem automobilspezifischen Kraftatlas, der vor mehreren Jahren in Kooperation zwischen der Adam Opel AG und dem IAD entstand, sowie in mehreren Workshops zum montagespezifischen Kraftatlas wurden mit Teilnehmern aus der Industrie 76 Krafftälle für den montagespezifischen Kraftatlas definiert. Diese schließen sowohl symmetrische als auch asymmetrische Körperhaltungen ein.
- Zur effizienten und praxistauglichen Kräftemessung erarbeitete man ein Messkonzept, um die maximalen statischen Aktionskräfte für die ausgewählten Krafftälle zu ermitteln. Dieses umfasste die Konzeption, Konstruktion und Realisierung eines mobilen und modularen Messsystems (Kraftmessgestell mit Zusatzfunktionen (z. B. Stuhl) und Aufnehmern für die Messgriffe).



Parallel wurde die Software für die Erfassung und Auswertung der Kraftmessdaten von Ganzkörperkräften und von Finger-Hand-Arm-Kräften entwickelt und an die praktischen Bedingungen angepasst. Ein im Projekt entwickelter Fragebogen (siehe Abschnitt 2.1.4) diente dazu, persönliche Daten der Versuchspersonen auf freiwilliger Basis zu erfassen.

- Danach wurden die Messvorrichtungen im Labor und in der Praxis getestet sowie der Messablauf optimiert.
- Für die Kraftmessungen wählte man ein subjektives direktes Verfahren: ein standardisiertes Verfahren zur Messung maximaler Aktionskräfte in Anlehnung an *Kroemer* [1].
- Die Kraftmessungen fanden innerhalb eines Jahres in elf Werken bei sechs Unternehmen der Automobilindustrie (BMW, Daimler, Ford, MAN – Mercedes-Benz-Nutzfahrzeuge, Opel, VW-Nutzfahrzeuge) an insgesamt 25,5 Tagen statt. An den Messungen nahmen 274 Arbeitspersonen teil. 84 Probanden aus drei Unternehmen beschäftigen sich mit der Herstellung von Nutzfahrzeugen. Zu deren Montage gehört das Hantieren mit schweren und oftmals sperrigen Bauteilen, was den Einsatz von höheren Körperkräften – verglichen mit der Pkw-Produktion – erfordert. Deshalb wurden die Probanden aus der Pkw- und Lkw-Fertigung bei der späteren Auswertung gesondert betrachtet

Nicht alle Kraftmessfälle (insgesamt 54 verschiedene Einstellungen mit je einer Wiederholung) konnten von allen Arbeitspersonen absolviert werden. Aufgrund der zeitlichen Begrenzung der Messungen in den verschiedenen Unternehmen (ca. vier Stunden für eine Gruppe vormittags sowie vier Stunden für eine Gruppe nachmittags), des gesundheitlichen Zustands, eines starken Tätigkeitsaufkommens im Unternehmen oder fehlender Motivation waren einzelne Personen zeitweise nicht verfügbar. Die gewünschten Zielgruppen für die Kraftmessungen waren Automobil- und Nutzfahrzeugbau, Flugzeugindustrie, Waggonbau und deren Zulieferer sowie alle Arbeitsplätze, an denen Kraftausübungen in den untersuchten Haltungen regelmäßig vorkommen. Aus firmeninternen Gründen beteiligten sich – trotz Unterstützung durch einzelne Arbeitgeberverbände – nur die oben genannten Unternehmen an den Messungen.



- Parallel zu den Feldstudien fanden Messungen in den Laboren im IAD und BGIA statt. Hier lag der Fokus auf Messungen von isometrischen Maximalkräften in **asymmetrischen** Haltungen sowie in **beidhändigen vs. einhändigen** Kraftausübungen. An zwei Vorstudien am IAD nahmen 14 Probanden teil. In der ersten Vorstudie wurden Kräfte bei symmetrischen und asymmetrischen Haltungen, in der zweiten bei beidhändigen und einhändigen Kraftausübungen ermittelt. Beide Vorstudien zeigten nur geringfügige Unterschiede für das maximal erreichbare Kraftniveau. Deshalb unternahm das BGIA detaillierte Belastungs- und Bewegungsanalysen mit zwei mal sechs Probanden für ausgewählte Kraftfälle vor. Zur differenzierten Belastungsanalyse diente ein biomechanisches Menschmodell, das die Bestimmung der inneren Muskel-Skelett-Belastungen ermöglichte. Im Fokus standen hierbei die Gelenkmomente an den Schultergelenken und an der Lendenwirbelsäule.
- Nach einer statistischen Aufarbeitung wurden die Kraftdaten in perzentilierter Form (empirische Perzentile) im montagespezifischen Kraftatlas dargestellt. Da die Hauptkraftrichtungen aus biomechanischer Sicht keine idealen Kraftausübungsbedingungen darstellen, treten bei Kraftmessungen, die in diesen Hauptrichtungen ausgeübt werden sollen, stets „parasitäre“ Kräfte auf, die ein beträchtliches Niveau erreichen können. Dies gilt insbesondere für die Kraftebene A/B, wo z. B. aufgrund der Haltungsstabilität sagittale Schubkräfte stets von vertikalen Kraftkomponenten begleitet werden. Der Kraftatlas wurde deshalb um eine Vektordarstellung ergänzt, welche die Richtung der Hauptkomponenten inklusive der größten parasitären Kraftkomponenten aufzeigt. Dies unterstützt den Anwender des Kraftatlas bei der korrekten Auswahl der für ihn relevanten Kraftrichtungen.

Für das zweite Projektziel (Ermittlung von maximal empfohlenen Kraftwerten mithilfe eines Kraftbewertungsverfahrens) wurden verfügbare Kraftbewertungsverfahren (national, international, einschlägige CEN- und ISO-Normen) analysiert. Das realisierte Verfahren für Ist- und Planungsanalysen wurde nach dem aktuellen Stand der Wissenschaft und unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus den Laborstudien modelliert.



6.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

6.2.1 Feldstudie Ganzkörperkräfte

Krafftälle mit symmetrischen Haltungen

- Erwartungsgemäß sind die im Feld gemessenen maximalen isometrischen Ganzkörperkräfte von mehreren Faktoren abhängig, vor allem von der Körper- und Hand-Armhaltung, Krafrichtung, Griffhöhe und Fußstellung.

Einfluss der Krafrichtung auf die Kraft (anhand der Kraftmittelwerte)

- Die höchsten Kraftmittelwerte wurden in die Krafrichtung -B (Druckkraft) gemessen und zwar für den Fall „gebeugt stehend“ (Mittelwert 608 N, vgl. Abschnitt 3.1.1, Seite 71 ff.). Hier war der Einsatz des Körpergewichtes (Vorwärtsneigung, Fußstellung) möglich. Diese Kraftwerte enthalten hohe parasitäre Komponenten in Richtung $\pm A$.
- Beim Vergleich der Kraftmittelwerte in die Richtungen $\pm A$ und $\pm B$ ist erkennbar, dass die niedrigsten Kräfte in die Richtung +B (Zugkraft) aufgebracht wurden. Eine Ausnahme bilden die Kräfte aus den knienden Haltungen (aufrecht und gebeugt kniend). In diesen Haltungen sind die Zugkräfte am höchsten und erreichen 538 N und 477 N.
- Die Beschreibung der Kräfte in $\pm C$ -Richtungen stellt gegenüber den anderen Richtungen einen Sonderfall dar. Die Ausführung der $\pm C$ -Krafftälle erfolgte jeweils beidarmig nach innen (Zusammendrücken) oder nach außen (Auseinanderziehen). Die im Kraftatlas aufgeführten Werte entsprechen einer einarmigen Kraftausübung, wobei der zweite Arm den Körper abstützt. Dies entspricht der Kraft, die auf ein Werkstück in der Praxis ausgeübt werden kann. Steht der zweite Arm für eine Abstützung nicht zur Verfügung, so muss gemäß Kraftbewertungsverfahren (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) der Wert für eine „einarmige“ Kraftausübung ermittelt werden.



Einfluss der Körperhaltungen auf die Kraft (anhand der Kraftperzentile)

Folgende Schlussfolgerungen konnten anhand der ermittelten 15., 50. und 95. Kraftperzentile abgeleitet werden (vgl. Tabellen 3.2 bis 3.4, Abschnitt. 3.1.1):

Aufrechte Haltungen

- Für die aufrecht stehende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ und $-B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 378 (P15, $-B$) bis 796 N (P95, $+A$). Die Kraftunterschiede zwischen P15 und P50 betragen im Mittel ca. 130 N. In der Krafrichtung $+B$ wurden niedrigere Kräfte von 261 (P15) bis 506 N (P95) ermittelt. Für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren die halbierten Kräfte im Bereich von 170 (P15, $-C$) bis 488 N (P95, $+C$). Die Kraftunterschiede zwischen $+C$ und $-C$ für P15, P50 und P95 betragen ca. 40 N, dabei liegen die höheren Kräfte in Richtung $+C$.
- Für die aufrecht kniende Haltung wurden im Vergleich zur aufrecht stehenden niedrigere Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ gemessen (etwa um 60 N für P15 und P50) sowie höhere Kräfte für die Krafrichtungen $\pm B$. Für die Krafrichtungen $\pm C$ liegen die halbierten Kräfte im Bereich von 178 (P15, $-C$) bis 494 N (P95, $+C$), wobei höhere Kräfte in der Richtung $+C$ ermittelt wurden. Insgesamt gleichen die Kräfte für $\pm C$ dem Kraftniveau bei aufrecht stehender Haltung, was sich aus dem fehlenden Einfluss der Haltungsstabilität erklärt.
- Für die aufrecht sitzende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen $+A$ und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 313 (P15, $-A$) bis 681 N (P95, $+A$). Die Kraftunterschiede für P15 und P50 betragen ca. 100 N. In der Krafrichtung $-A$ wurden höhere Kräfte für P15 und P50 ermittelt von 373 bis 465 N. Die Kraftwerte für die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig voneinander und variieren im Bereich von 173 (P15, $-C$) bis 420 N (P95, $-C$).

Haltungen mit gebeugtem Rücken

- Für die gebeugt stehende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen $-A$ und $+B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 304 (P15, $-A$) bis 665 N (P95, $+B$). Die Kraftunterschiede für P15 und P50 betragen ca. 20 N. In der Krafrich-



tung -B wurden die höchsten Kräfte aus allen analysierten Krafftällen von 438 (P15) bis 975 N (P95) ermittelt. Die niedrigsten Kräfte liegen in Richtung -A, wenn man die vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ vergleicht. Die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren im Bereich von 141 (P15, -C) bis 515 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte vorliegen als für -C.

- Auch in der gebeugt knienden Haltung wurden beim Vergleich der vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ die niedrigsten Kräfte für die Richtung -A ermittelt (von 289, P15, bis 501 N, P95). Die höchsten Kräfte sind in dieser Haltung in Richtung +B gemessen worden (von 336, P15, bis 858 N, P95). Vergleicht man die Werte von P50 und P95 für diese Krafrichtung für alle analysierten Haltungen, kommt man zur Schlussfolgerung, dass in diesem Fall die höchsten Kräfte vorliegen. Ein Grund dafür könnte eine Fußabstützung am Kraftgestell vorne sein, die zu einer besseren Kraftausübung beiträgt. Die Kraftwerte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren im Bereich von 158 (P15, -C) bis 488 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte vorliegen als für -C.
- Für die gebeugt sitzende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ auf etwa gleichem Kraftniveau für P15 und P50 (296 (P15; +A) bis 424 N (P50, +A)); die Kraftunterschiede betragen hier ca. 20 N. Deutlich höhere Kraftunterschiede gelten bei P95 (bis ca. 165N für +A, verglichen mit -A). In die Krafrichtungen $\pm B$ wurden höhere Kräfte im Vergleich zu $\pm A$ von 327 (P15, -B) bis 698 N (P95, +B) ermittelt. Die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm C$ variieren von 155 (P15, -C) bis 465 N (P95, +C), wobei für die Richtung +C deutlich höhere Kräfte gemessen wurden als für -C.

Haltungen mit Kraftgriffen über Kopf

- Für die über Kopf stehende Haltung unterscheiden sich die Kräfte für die Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$ stark voneinander und liegen zwischen 245 (P15, +B) und 826 N (P95, -B). In die Krafrichtung -B wurden bei P50 und P95 die höchsten Kraftwerte aus den analysierten Krafrichtungen ermittelt. Vergleicht man die vier Krafrichtungen $\pm A$ und $\pm B$, liegen die niedrigsten Kraftwerte bei +B. Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig und variieren im Bereich von 150 (P15, -C) bis 391 N (P95, -C).



- Für die über Kopf kniende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen +A und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Kraftniveau von 320 (P15; +B) bis 459 N (P50, +A). Deutlich höhere Kraftunterschiede ergeben sich bei P95. In der Krafrichtung -A wurden die höchsten Kräfte aus den sechs analysierten Richtungen in Höhe von 409 (P15) bis 698 N (P95) ermittelt. Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich sehr geringfügig (maximal 7 N) und variieren im Bereich von 201 (P15, +C) bis 464 N (P95, +C).
- Für die über Kopf sitzende Haltung liegen die Kräfte für die Krafrichtungen +A und $\pm B$ auf etwa dem gleichen Niveau für P15 und P50 von 303 (P15, +B) bis 412 N (P50, +A). Die Kraftunterschiede betragen hier ca. 30 N. Deutlich höhere Kraftunterschiede liegen bei P95 (bis ca. 53 N) vor. In der Krafrichtung -A wurden höhere Kräfte im Vergleich zu $\pm B$ und +A ermittelt: 397 N (P15), 475 N (P50) und 659 N (P95). Die Kräfte in die Krafrichtungen $\pm C$ unterscheiden sich geringfügig und variieren im Bereich von 152 (P15, -C) bis 355 N (P95, -C).
- Für die industrielle Anwendung sind die 15. Perzentile wichtig (Planungsanalysen), um einem großen Teil der Beschäftigten (> 85 %) die Ausübung von kraftbetonten Tätigkeiten zu ermöglichen. Für Ist-Analysen empfiehlt sich die Anwendung „durchschnittlicher“ (P50) oder „untrainierter“ (P20, P25) Kraftwerte (siehe Abschnitte 3.1.1 und 5.2.2).

Vergleich der Kräfte zwischen Lkw- und Pkw-Fertigung

Der Vergleich der Kräfte zwischen Lkw- und Pkw-Fertigung zeigt, dass höhere Kräfte bei den Probanden aus der Lkw-Fertigung gemessen wurden (vgl. Kapitel 4, Seite 131 ff.). Die Kraftunterschiede bewegen sich zwischen beiden Gruppen im Bereich von 2 bis 17 %; abhängig von den Körperhaltungen und Krafrichtungen. Es ist jedoch zu bedenken, dass die Kraftunterschiede zwischen den beiden Kollektiven kleiner sind als die zu diesen Kraftfällen gehörigen Standardabweichungen. Einen generellen Unterschied zwischen Pkw- und Lkw-Fertigung gibt es daher nicht.

Kraftbetontere Tätigkeiten in der Lkw-Fertigung schlagen sich somit nicht statistisch exakt in unterschiedlichen Maximalkraftniveaus nieder. Dies legt den Schluss nahe, dass die Werte des „Montagespezifischen Kraftatlas“ auch in anderen Branchen



(z. B. Werften, Waggonbau, Luftfahrtindustrie) gelten (siehe auch Kollektivvergleich von Maximalkraftniveaus in Abschnitt 3.2.2, Seite 105).

„Aufschlagsfaktoren“ für spezifische Arbeitskollektive sind daher nicht ohne zusätzliche Messungen ableitbar.

Einfluss des Alters

Der Faktor „Alter“ war in der Studie nur ein Randaspekt und wurde anonym mit einem Fragebogen erhoben. Die Primäranalyse der Kraftdaten zeigte, dass der Einfluss des Alters in Abhängigkeit von Körperhaltung und Krafrichtung unterschiedlich stark ausgeprägt war. Die Unterschiede lagen in einem Bereich bis 15 % (siehe Abschnitt 4.1.4). Dabei ist anzumerken, dass diese Werte deutlich geringer als die Standardabweichung der erhobenen Kraftwerte (bis zu 30 %) lagen.

Bei der Einschätzung der Altersabhängigkeit ist zusätzlich zu bedenken, dass weitere Parameter wie Körpergröße, Gewicht und Körperproportionen die Maximalkraftausübung bestimmen und ihrerseits altersabhängig sein können.

Schließlich bewirkt das Alter in erster Linie eine interindividuelle Streuung der körperlichen Leistung und erst in zweiter Linie deren Absenkung. Dies sollte der Praktiker bei der Anwendung des Kraftbewertungsverfahrens (siehe Kapitel 5, Seite 143 ff.) immer bedenken.

6.2.2 Feldstudie Finger-Hand-Kräfte

Die folgenden Ergebnisse betrachten Finger-Hand-Kräfte einhändiger Kraftausübung für die linke und rechte Hand im Sitzen und Stehen:

- Bisherige Studien zu den Maximalkraft-Unterschieden von linker und rechter Hand konnten bestätigt werden. Außer bei den Zangen- und Faustkräften lagen die Kraftwerte für die linke und rechte Hand auf dem gleichen Niveau. Die Unterschiede bei der Zangenkraft (ca. 30 N) führen wir auf die Greiffertigkeitsunterschiede zwischen linker und rechter Hand zurück, die abgemildert auch beim Faustgriff eine Rolle spielen.



- Die gemessenen Fingerkräfte liegen auf dem gleichen Niveau wie in den früheren Studien [2; 3]. Sie sind nun aber in perzentilierter Form mit statistisch gesicherter Anzahl von Messungen und für ein definiertes Probandenkollektiv verfügbar.
- Die Kräfte für „Daumen gegen vier Finger“ und „Zangengriff“ liegen wesentlich niedriger als in früheren Studien (116 vs. 180 N für Daumen vier Finger bzw. 340 vs. 750 N für Zangenkraft). Dies führen wir auf die nicht bekannten und sicherlich unterschiedlichen Studienbedingungen und Kollektive bei *Burandt* [2] und *Schultetus* [3] zurück.
- Die höchsten Messwerte zeigten sich bei den Handballenkräften im Stehen. Hierzu gab es bisher keine vergleichbaren Messungen. Die Krafthöhe wird dabei maßgeblich dadurch bestimmt, wie sehr der Proband bei der Messung sein Oberkörpergewicht auf der Hand abstützt.

6.2.3 Laborstudie Ganzkörperkräfte

Einfluss asymmetrischer Haltungen auf die Kraft

Die Auswirkung von asymmetrischer Körperhaltung – verdreht und/oder seitgeneigt – auf die Maximalkraft fiel überraschenderweise tendenziell gering aus. Beim Ziehen nach hinten (+B) war kein Abfall der Aktionskraft feststellbar; bei den anderen Kraftrichtungen reduzierten sich die Maximalkräfte um ca. 10 %. Zu beachten ist allerdings, dass die inneren Muskel-Skelett-Belastungen, unabhängig von der Höhe der Aktionskraft, in manchen Krafftällen sehr hoch sein können.

Insbesondere traten beim Ziehen (+B) im Bereich der Lendenwirbelsäule (LWS) sehr hohe Anspannungen der Rückenstrecker (LWS-Moment > 150 Nm) auf. Die asymmetrische Körperhaltung führte vorwiegend zu einer erhöhten LWS-Momentkomponente in der Frontalebene (ca. 70 Nm), was als Indikator für eine einseitige Anspannung der Rückenmuskulatur zu sehen ist.



Einfluss der einhändigen Kraftausübung

Der Einfluss der einhändigen Kraftausübung wies einen großen Streubereich auf: Mit ihrer bevorzugten Hand erreichten die Probanden noch zwischen 36 und 100 % der beidhändigen Aktionskraft. Die Einhändigkeit hatte im Fall +A den größten Abfall der Aktionskraft zur Folge – beim Ziehen (+B) den geringsten. Die einhändige Kraftausübung führte in einigen Fällen sowohl am Schultergelenk als auch an der LWS zu hohen Belastungen. Einhändige Maximalkraftausübungen ohne zusätzliche Abstützungsmöglichkeit des Rumpfes, z. B. durch den anderen Arm, sollten möglichst vermieden werden.

6.3 Kraftbewertungsverfahren

- Aufbauend auf den bestehenden Verfahrensansätzen [2; 3] sowie EN 1005-3 wurde ein Verfahren für Ist- und Planungsanalysen nach dem aktuellen Stand der Wissenschaft und unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus den Laborstudien modelliert (siehe Abschnitt 6.2.2). Damit wird dem Anwender erstmals auch der Einfluss asymmetrischer Haltungen und einhändiger vs. beidhändiger Kraftausübungen in Form von Physiologie- und Biomechanikfaktoren in einem Bewertungsverfahren zugänglich gemacht. Zu beachten ist, dass die Daten exemplarischen Versuchen entstammen und durch Expertenratings ergänzt wurden. Es bleibt weiteren Studien vorbehalten, die gewonnenen Ergebnisse wissenschaftlich und statistisch abzusichern (siehe Abschnitt 3.2.2).
- Planungs- und Ist-Analysen folgen demselben Rechenschema. Für Planungs- und Ist-Analysen gelten dabei unterschiedliche Definitionen für die drei Risikobereiche „grün“, „gelb“ und „rot“ (gemäß EN 614, Anhang A [4]). Diese Definitionen sind für Planungsanalysen der Maschinenrichtlinie ([5], ehemals 98/37/EG, ursprünglich 89/392/EWG, d. h. EN 1005-3) entnommen; für Ist-Analysen wird die „grün“- , „gelb“- , und „rot“-Definition gemäß ISO 11228-2 [6] verwendet.
- Basierend auf den Kraftatlasdaten können unter Berücksichtigung von tätigkeits- und personenbezogenen Parametern maximal empfohlene Kraftwerte abgeleitet werden. Als tätigkeitsbezogene Parameter werden die Häufigkeit sowie bio-



mechanische und physiologische Korrekturfaktoren berücksichtigt. Der biomechanische Korrekturfaktor zieht asymmetrische Körperhaltungen und daraus resultierende innere muskuläre Anspannung sowie einhändige vs. beidhändige Kraftausübung in Betracht. Physiologische Korrekturfaktoren berücksichtigen ein häufiges Kraftausüben in ungünstigen Körperhaltungen oder das Ausüben von Aktionskräften in lang anhaltenden Phasen ungünstiger Körperhaltungen. Personenbezogene Parameter (Alter, Geschlecht, Trainiertheit) finden aus rechtlichen Gründen nur für Ist-Analysen Anwendung; Planungsanalysen gehen vom 15. Kraftperzentil aus.

- Das Kraftbewertungsverfahren wird gemeinsam mit den industriellen Partnern in der Praxis getestet; dazu fand im Herbst 2008 ein Workshop mit Erfahrungsaustausch statt.
- Parallel zu diesen Aktivitäten erfolgt – jenseits des vereinbarten Projektrahmens – die Modellierung einer „Screening“-Variante, die jedoch nur für die Nutzer einschlägiger Verfahren (AAWS/EAWS [7; 8], NPW [9]) anwendbar ist.
- Ein Screening-Ansatz könnte die Basis bilden für eine „Leitmerkmal-methode Aktionskräfte“. Diese wäre mit Vertretern der BAuA abzustimmen und zu entwickeln. Aufgrund des erforderlichen und nur schlecht abschätzbaren Modellierungsaufwandes wurde die Entwicklung einer solchen „Leitmerkmal-methode“ nicht in den Forschungsantrag aufgenommen.

6.4 Vergleich mit vorherigen Studien zu Körperkraftmessungen

Umfassende Körperkraftmessungen wurden in dem von der Bundesregierung geförderten Forschungsprojekt „Körperkräfte des Menschen“ in Kooperation vom Institut für Arbeitswissenschaft der TU Darmstadt (IAD) und dem Lehrstuhl für Ergonomie der TU München (LfE) erhoben [10; 11]. Die ermittelten Daten dienen als Basis für die Erstellung von DIN 33411-5 [12]. IAD und LfE nutzten unterschiedliche Kollektive, sodass für vergleichbare Kraftausübungsfälle zwischen beiden Kollektiven unterschiedliche Kraftniveaus auftreten.

Das LfE vermaß nach seinem Konzept auch das IAD-Kollektiv. Hier ergaben sich ebenfalls für gleiche Kraftfälle unterschiedliche Ergebnisse, da sich die Darmstädter



(Rechteckmethode) und Münchner (Rampenmethode) Messmethoden unterschieden. So führten Messungen nach der Rampenmethode stets zu höheren Maximalkraftwerten. Ein methodenkorrigierter Vergleich von Darmstädter und Münchner Messdaten wäre sehr komplex und aufwendig und wurde deshalb bislang nicht realisiert.

Analoges gilt für die Kraftdaten des „Automobilspezifischen Kraftatlas“ [13]. Diese wurden an jeweils zehn männlichen und weiblichen Probanden (überwiegend Studenten) erfasst. Die gemessenen Kraftniveaus lagen wohl aus diesem Grund unter denen vergleichbarer Messfälle in DIN 33411-5 [12]. Deshalb wurde eine Eichung der Kraftwerte anhand von Referenzkraftfällen in den Hauptkraftrichtungen durchgeführt.

Eine umfassende Zusammenstellung von Körperkräften findet sich im „Kraftatlas“ [10]. Auch hier gilt es, die unterschiedlichen Kollektive zu berücksichtigen.

Prinzipiell sind Vergleiche zwischen unterschiedlichen Kraftdatensätzen möglich, wenn gleiche oder sehr ähnliche Kraftausübungen als Referenzdatensätze zur Verfügung stehen. Ein solches Vorgehen impliziert jedoch auch deutliche Fehlerquellen, da eine detaillierte Vergleichbarkeit der Kraftausübungsbedingungen (z. B. Anweisungen, Umfang der Messungen, Motivation) meist nicht möglich ist. Auch weisen Referenzkräfte in den Hauptrichtungen $\pm A$, $\pm B$ und $\pm C$ jeweils eigene methodische Probleme auf. Kräfte in Richtung $\pm A$ berücksichtigen stärker die Beinmuskulatur und sind zudem direkt oder indirekt gewichtsabhängig. Kräfte in Richtung $\pm B$ hängen stark von der Haltungsstabilität (z. B. Kraftangriffspunkt, Körperneigung, Fußstellung) und den persönlichen Fertigkeiten ab. Sie sind stets von großen parasitären Komponenten begleitet und nur dann verwendbar, wenn bekannt ist, ob die betrachteten Kraftwerte die Resultierende Kraft oder die Komponente in Richtung $\pm B$ darstellen. In Richtung $\pm C$ gilt zu unterscheiden, ob die Kräfte beidarmig nach links/rechts oder beidarmig nach innen/außen gemessen wurden. Im ersten Fall ist die Haltungsstabilität der begrenzende Faktor, im zweiten das Muskelkraftvermögen.

Fazit: *Quidquid agis, prudenter agas et respice finem* – was immer Du tust, tue es klug und bedenke die Auswirkung (den Ausgang, das Ende)!



6.5 Literatur

- [1] *Kroemer, K. H. E.*: Die Messung der Muskelstärke des Menschen. Methoden und Techniken. Forschungsbericht Nr. 161. Hrsg.: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, Dortmund 1977
- [2] *Burandt, U.*: Ergonomie für Design und Entwicklung. O. Schmidt, Köln 1978.
- [3] *Schultetus, W.; Lange, W.; Doerken, W.* (Hrsg.): Montagegestaltung: Daten, Hinweise und Beispiele zur ergonomischen Arbeitsgestaltung. TÜV Rheinland, Köln 1987
- [4] DIN EN 614-1: Sicherheit von Maschinen – Ergonomische Gestaltungsgrundsätze – Begriffe und allgemeine Leitsätze (7/2006). Beuth, Berlin 2006
- [5] Richtlinie 2006/42/EG des Europäischen Parlamentes und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG (Neufassung). ABl. EU Nr. L 157 (2006), S. 24-86; mit Berichtigung der Richtlinie 2006/42/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG vom 9. Juni 2006. ABl. EU Nr. L 76 (2007), S. 35
- [6] ISO 11228-2: Ergonomie – Manuelle Handhabung – Teil 2: Ziehen und Schieben (4/2007). Beuth, Berlin 2007
- [7] *Schaub, K.*: Das „Automotive Assembly Worksheet“ (AAWS). In: *Landau, K.* (Hrsg.): Montageprozesse gestalten: Fallbeispiele aus Ergonomie und Organisation. Ergonomia, Stuttgart 2004, S. 91-111
- [8] *Schaub, K.; Ghezal-Ahmadi, K.*: Vom AAWS zum EAWS – ein erweitertes Screening-Verfahren für körperliche Belastungen. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (Hrsg.): Bericht zum 53. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 28.2. bis 2.3.2007 an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. GfA-Press, Dortmund 2007, S. 601-604
- [9] *Schaub, K.; Storz, W.*: The „New Production Worksheet“ – An example of applying Ergonomic EU-Directives. In: Proceedings of the Annual Spring



Conference of the GfA on the Occasion of the 50th anniversary of the Foundation of the Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA) and the XVII Annual Conference on the International Society for Occupational Ergonomics & Safety (ISOES), 7 to 9 Mai 2003 in Munich. Hrsg.: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA). *Ergonomia*, Stuttgart 2003, S. 327-330

- [10] *Rohmert, W.; Berg, K.; Bruder, R.; Schaub K.*: Kräfteatlas, Teile 1 und 2. Datenauswertung statischer Aktionskräfte. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven 1994
- [11] *Rühmann, H.; Schmidtke, H.*: Körperkräfte der Menschen, O. Schmidt, Köln 1992
- [12] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen – Maximale statische Aktionskräfte, Werte (11/99). Beuth, Berlin 1999
- [13] *Schaub, K.; Berg, K.*: Der automobilspezifische Kraftatlas – Eine Datenquelle zur Bewertung von Aktionskräften in real-typischen Körperhaltungen. In: GfA-Jahresdokumentation 2005 der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V., Personalmanagement und Arbeitsgestaltung, Bericht zum 51. Arbeitswissenschaftlichen Kongress an der Universität Heidelberg, 22. bis 24. März 2005, Dortmund 2005, S. 479-482