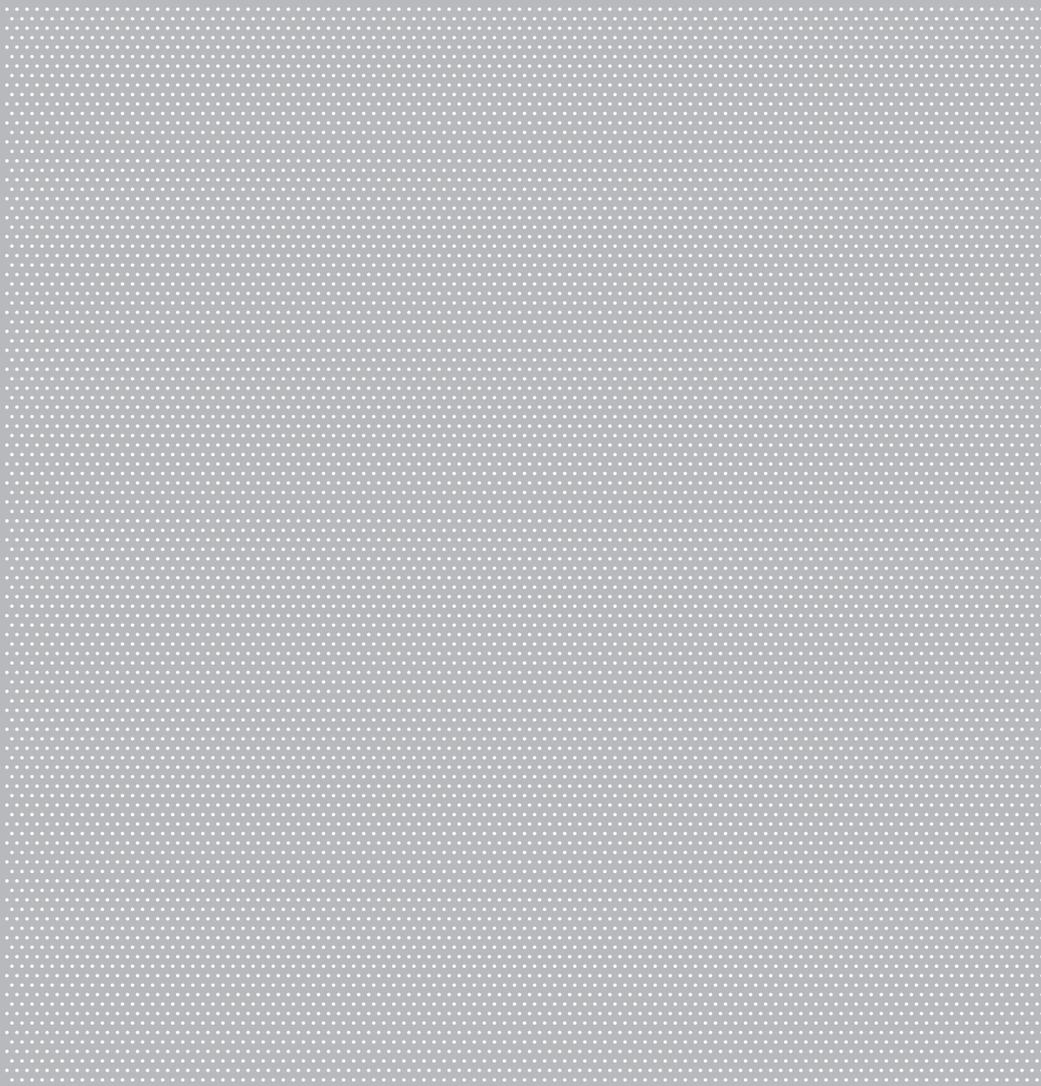


3/2016

IFA Report



Analyse der Hüftgelenksbelastung
bei beruflichen und außerberuflichen
Tätigkeiten



Verfasst von: Ulrich Glitsch, Dirk Ditschen
Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), Sankt Augustin

Patrick Varady, Peter Augat
Institut für Biomechanik der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau und
der Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg

Herausgeber: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV)
Mittelstr. 51
10117 Berlin
Telefon: 030 288763800
Telefax: 030 288763808
Internet: www.dguv.de
E-Mail: info@dguv.de

– April 2016 –

ISBN: 978-3-86423-166-7
ISSN: 2190-7994

Danksagung

Die Autoren danken allen beteiligten Unfallversicherungsträgern für ihre Unterstützung des Projektes und ihren Rückmeldungen sowie den Mitgliedern des Forschungsbegleitkreises für ihren Einsatz und die zahlreichen Anregungen, die wesentlich zum Gelingen des Forschungsprojektes beigetragen haben.

Mitglieder des Forschungsbegleitkreises waren:

Externe Wissenschaftler:

- Prof. Dr. Markus O. Heller, University of Southampton, Großbritannien
- Prof. Dr. Ulrich Dorn, Universitätsklinik für Orthopädie, Landeskrankenhaus Salzburg, Österreich

Vertreter der Unfallversicherungsträger:

- Martin Bonner, Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft (BG BAU), Karlsruhe
- Dr. Dirk Seidel, Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft (BG BAU), Hannover
- Dr. Alwin Dietmair, Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), München
- Daniel Kern, Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM), Stuttgart
- Susanne Landwehr, Berufsgenossenschaft Handel und Warenlogistik (BGHW), Mannheim
- Hans-Jörg Piasecki, Berufsgenossenschaft Rohstoffe und chemische Industrie (BG RCI), Heidelberg
- Dr. Claus Backhaus, Berufsgenossenschaft Verkehrswirtschaft Post-Logistik Telekom (BG Verkehr), Hamburg

Weitere Mitglieder:

- Michael Kucklack, Sozialversicherung für Landwirtschaft, Forsten und Gartenbau (SVLFG), Kassel
- Prof. Dr. Bernd Hartmann, ArbMedErgo, Hamburg
- Dr. Ulrike Wolf, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin
- Karin Praefke, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin

Kurzfassung

Analyse der Hüftgelenksbelastung bei beruflichen und außerberuflichen Tätigkeiten

Die Arthrose des Hüftgelenks (Coxarthrose) ist eine Erkrankung mit hoher sozioökonomischer Relevanz. Neben beträchtlichen gesundheitlichen und ökonomischen Einschränkungen für die Betroffenen sind auch die Belastungen für das Gesundheitssystem und die Wirtschaft zu betrachten. Im Jahr 2011 etwa war die Coxarthrose die Ursache für ca. 2,6 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage und ca. 1 600 Frühverrentungen in Deutschland. Die Coxarthrose zeigt eine multifaktorielle Verursachung, wobei in der epidemiologischen Literatur regelmäßig auch berufliche Tätigkeiten wie schweres Heben und Tragen als Risikofaktor genannt werden. Allerdings ist die Höhe der entstehenden Belastungen des Hüftgelenks durch berufliche Tätigkeiten und insbesondere deren möglicher Einfluss auf die Entstehung der Arthrose bislang weitgehend unklar.

Innerhalb dieses Projekts wurde in Kooperation der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau (BGUM) und des Instituts für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) versucht, die Höhe der mechanischen Belastungen des Hüftgelenks bei risikoassoziierten Tätigkeiten aus dem Arbeitsumfeld zu quantifizieren. Zum Vergleich wurden die entsprechenden Belastungen bei Alltagsaktivitäten wie Gehen ermittelt.

Anhand einer Umfrage unter den Unfallversicherungsträgern konnten Branchen und berufliche Aktivitäten mit einer potenziell hohen Hüftgelenksbelastung identifiziert werden. Aus diesen wurden das Heben, Tragen und Umsetzen von schweren Lasten (25 bis 50 kg), das Leiternsteigen sowie das Treppensteigen (ohne Zusatzlast und mit Zusatzlast von 25 kg) zur Untersuchung ausgewählt. Im Rahmen einer Labormessung wurden mittels Motion Capturing und verschiedener Kraftmesseinrichtungen die Ausführungen der ausgewählten Tätigkeiten von zwölf Fachkräften aus unterschiedlichen Branchen aufgezeichnet und ausgewertet. Die Berechnung der Belastung in Form von Hüftgelenkskräften erfolgte mittels Mehrkörpersimulation.

Anschließend konnten daraus mittels Finiter-Elemente-Analyse die Kontaktdrücke und deren geometrische Verteilung an den Knorpeloberflächen des Hüftgelenks berechnet werden. Auf diese Weise stand ein Indikator der Beanspruchung des Hüftgelenks zur Verfügung.

Die höchsten Hüftgelenkskräfte traten mit (637 ± 148) % des Körpergewichts beim Umsetzen der 50-kg-Last auf. Dies entsprach der 1,7-fachen Belastung beim Gehen mit (368 ± 78) % des Körpergewichts. Signifikant erhöhte Hüftgelenkskräfte im Vergleich zum Gehen zeigten sich für das Tragen von Lasten mit 40 und 50 kg, das Umsetzen von Lasten mit 25, 40 und 50 kg sowie für das Treppenaufsteigen mit 25 kg Zusatzlast. Im Rahmen der Finite-Elemente-Analyse wurden maximale Kontaktdrücke von 24,1 MPa berechnet (Heben von 50 kg), wobei von diesen hohen Drücken nur sehr kleine Bereiche der Gelenkfläche betroffen waren. Beim Gehen erreichte der maximale Druck 15 MPa.

Die Ergebnisse liefern eine quantitative Übersicht zu den Belastungen des Hüftgelenks bei beruflichen und alltäglichen Tätigkeiten. Sie stellen eine Hilfe für zukünftige quantitative Expositionsermittlungen in verschiedenen Branchen und Berufsfeldern dar und tragen damit zu einer besseren Einschätzung der Relevanz beruflich bedingter Belastungen bei der Entstehung von Coxarthrosen bei.

Abstract

Analysis of the mechanical stress upon the hip joint during occupational and non-occupational activities

Hip osteoarthritis is a disorder of high socio-economic relevance. Besides having a considerable impact upon the health and financial situation of the affected individuals, its impact upon the health system and the economy must also be considered. For example, hip osteoarthritis was the cause of approximately 2.6 million working days lost due to unfitness for work and approximately 1.600 cases of early retirement in Germany in 2011. The causes of hip osteoarthritis are multifactorial; however, the epidemiological literature regularly cites occupational tasks, such as heavy lifting and carrying, as a risk factor. The level of stresses upon the hip joint caused by occupational tasks, and in particular their possible influence upon the incidence of arthritis, remain largely unclear, however.

Conducted with the cooperation of the DGUV trauma center, Murnau (BGUM) and the Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance (IFA), this project sought to quantify the level of mechanical stresses upon the hip joint during occupational tasks associated with risk. For the purposes of comparison, corresponding stresses arising during everyday activities, such as walking, were determined.

Sectors and occupational activities presenting a high potential for stress upon the hip joint were identified by means of a survey conducted among the accident insurance institutions. Lifting, carrying and load transfer (25 to 50 kg), ladder climbing and stair climbing (without additional load and with an additional load of 25 kg) were selected from among these sectors and activities for the purpose of the study. Laboratory measurements were performed in which motion capturing and a range of force measurement apparatus were used to record and evaluate the performance of the selected tasks by 12 skilled workers from a number of sectors. Multi-body simulation was used to calculate the stress in the form of hip-joint contact forces. The contact pressures and their geometric distribution on the cartilage surfaces of the hip joint were then calculated from these results by means of finite-element analysis. This produced an indicator for the strain upon the hip joint.

The highest hip-joint forces, at $(637 \pm 148)\%$ of the body weight, occurred during handling of the 50 kg load. This corresponded to 1.7 times the stress arising during walking, at $(368 \pm 78)\%$ of the body weight. Significantly higher hip-joint forces compared to those arising during walking were observed for the carrying of loads of 40 and 50 kg, the handling of loads of 25 kg, 40 kg and 50 kg, and stair climbing with an additional load of 25 kg. Maximum contact pressures of 24.1 MPa were computed during the finite-element analysis (lifting of 50 kg); only very small regions of the joint surface were however affected by these high pressures. During walking, the maximum pressure reached 15 MPa.

The results obtained provide a quantitative overview of the stresses upon the hip joint during occupational and everyday tasks. They constitute an aid to future quantitative exposure assessments in a range of sectors and occupational fields, and thus contribute to improving estimation of the relevance of stresses of occupational origin to the incidence of hip osteoarthritis.

Résumé

Analyse de la charge exercée sur l'articulation de la hanche lors d'activités professionnelles et extra-professionnelles

L'arthrose de l'articulation de la hanche (coxarthrose) est une maladie qui a un fort impact socio-économique. En plus des restrictions considérables pour la santé et la vie économique qu'elle représente pour la personne qui en est atteinte, il faut également prendre en considération la charge qu'elle entraîne pour le système de santé et l'économie. Ainsi, en 2011, la coxarthrose a été, en Allemagne, à l'origine de quelque 2,6 millions de journées d'incapacité de travail et d'environ 1 600 départs en retraite anticipée. Alors que la coxarthrose peut être imputable à divers facteurs, la littérature épidémiologique cite régulièrement comme facteurs de risque les activités professionnelles, telles que le fait de soulever et de porter des charges lourdes. Or, ni le niveau des charges qui s'exercent sur l'articulation de la hanche du fait d'activités professionnelles, ni, en particulier, l'impact que ces charges sont susceptibles d'avoir sur l'apparition de l'arthrose ne sont, jusqu'à présent, clairement définis.

Dans le cadre de ce projet menée conjointement par la clinique de traumatologie des Berufsgenossenschaft¹ de Murnau (BGUM) et de l'Institut pour la sécurité et la santé au travail de la DGUV (IFA), l'enjeu a été de quantifier le niveau des charges mécaniques exercées sur l'articulation de la hanche lors d'activités susceptibles de présenter un risque et effectuées dans l'environnement professionnel. À titre de comparaison, on a déterminé les charges correspondantes s'exerçant lors d'activités quotidiennes, comme la marche à pied.

Une enquête effectuée auprès des organismes d'assurance accidents a permis d'identifier les secteurs et les activités professionnelles présentant des risques potentiels de fortes charges exercées sur l'articulation de la hanche. Parmi ces activités, certaines ont été sélectionnées pour les besoins de l'étude : soulever, porter et déplacer des charges lourdes (de 25 à 50 kg), monter sur une échelle, monter des escaliers (sans charge supplémentaire et avec une charge supplémentaire de 25 kg). Dans le cadre de mesures effectuées en laboratoire, les actions choisies, exécutées par douze professionnels de divers secteurs, ont été enregistrées et analysées à l'aide d'un système de capture de mouvement et de différents dispositifs de mesure de force. Le calcul de charge exercée sous forme de forces de l'articulation de la hanche a été effectué au moyen d'une simulation multicorps. Une analyse par éléments finis a ensuite permis de calculer les pressions de contact et leur répartition géométrique sur la surface du cartilage de l'articulation de la hanche. On a ainsi obtenu un indicateur de la sollicitation de l'articulation de la hanche.

Les forces de l'articulation de la hanche les plus élevées ont été relevées lors du déplacement de la charge de 50 kg. Se chiffrant à (637 ± 148) % du poids corporel, elles correspondaient à 1,7 fois la charge relevée lors de la marche à pied, à savoir (368 ± 78) % du poids corporel. Une augmentation significative des forces de l'articulation de la hanche en comparaison avec la marche à pied a été relevée pour le port de charges de 40 et de 50 kg, le déplacement de charges de 25, 40 et 50 kg, ainsi que la montée d'escaliers avec une charge supplémentaire de 25 kg. Dans le cadre de l'analyse par éléments finis, des pressions de contact maximales de 24,1 MPa ont été calculées (action de soulever 50 kg). On précisera toutefois que, seules de très petites zones de la surface de l'articulation étaient concernées par ces fortes pressions. Lors de la marche à pied, la pression maximale atteinte était de 15 MPa.

Les résultats donnent un aperçu quantitatif des charges qui s'exercent sur l'articulation de la hanche lors d'activités professionnelles et de la vie de tous les jours. Ils pourront aider à déterminer à l'avenir les expositions quantitatives pour différentes branches et domaines professionnels, et contribueront ainsi à mieux estimer l'incidence des charges d'origine professionnelle sur l'apparition de coxarthroses.

¹ Organismes d'assurance sociale allemande des accidents du travail et des maladies professionnelles du secteur privé

Resumen

Análisis de esfuerzo para la articulación de la cadera a consecuencia de actividades profesionales y no profesionales

La artrosis de la articulación de la cadera (coxartrosis) es una enfermedad con una gran relevancia socioeconómica. Además de suponer para los afectados unas limitaciones económicas y de salud considerables, hay que tener en cuenta también las cargas para el sistema sanitario y para la economía. Por ejemplo, en 2011 la coxartrosis fue la causa de unos 2,6 millones de días de incapacidad laboral y de aprox. 1.600 jubilaciones anticipadas en Alemania. La coxartrosis muestra un origen multifactorial, aunque en la bibliografía epidemiológica se citan regularmente como factores de riesgo, entre otras, las actividades profesionales en las que se levantan y cargan objetos pesados. No obstante, el monto de los daños para la articulación de la cadera por actividades profesionales y, sobre todo, su posible influencia sobre la aparición de la artrosis sigue sin poder cuantificarse con precisión.

En cooperación con la clínica traumatológica Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau (BGUM) y del Instituto de Seguridad en el Trabajo del Seguro Social Alemán de Accidentes de Trabajo (IFA), en este proyecto se intentó cuantificar el monto del esfuerzo mecánico de la articulación de la cadera en actividades del entorno laboral asociadas al riesgo de este mal. A modo de comparación se calcularon los daños provocados por actividades cotidianas como el caminar.

En una encuesta realizada entre las aseguradoras de accidentes se identificaron sectores y actividades profesionales con un elevado potencial de esfuerzo para la articulación de la cadera. De estos se seleccionaron para el estudio las actividades que comportaban levantar y cargar pesos elevados (de 25 a 50 kg), subir escaleras de mano y de obra (sin carga adicional y con carga adicional de 25 kg). En una medición de laboratorio se registró y evaluó con ayuda de sistemas de Motion Capturing y diversos dispositivos de medición de fuerzas la realización de las actividades seleccionadas. El cálculo del esfuerzo en forma de fuerzas ejercidas sobre la cadera se produjo mediante una simulación multicorporal. A continuación se calcularon las presiones de contacto y su distribución geométrica sobre la superficie del cartílago de la articulación de la cadera mediante un análisis de elementos finitos. De esta manera se obtuvo un indicador de esfuerzo en la articulación de la cadera.

Las mayores fuerzas sobre la articulación de la cadera se produjeron con un (637 ± 148) % del peso corporal al mover una carga de 50 kg. Dicho esfuerzo era 1,7 veces superior al de caminar, con (368 ± 78) % del peso corporal. En comparación con la actividad de caminar, se constató un esfuerzo significativamente más elevado para la articulación de la cadera al transportar cargas de 40 y 50 kg, al desplazar cargas de 25, 40 y 50 kg así como al subir escaleras con una carga adicional de 25 kg. En el análisis de elementos finitos se calcularon presiones de contacto máximas de 24,1 MPa (levantar cargas de 50 kg), aunque tan solo unas zonas muy reducidas de la superficie de la articulación se vieron afectadas por esas presiones tan elevadas. Al caminar se alcanzaba una presión máxima de 15 MPa.

Los resultados proporcionan una visión general cuantitativa sobre los esfuerzos para la articulación de la cadera a consecuencia de actividades profesionales y cotidianas, y constituyen una ayuda para futuros estudios cuantitativos de exposición en diversos sectores y ámbitos profesionales. Con ello contribuyen a poder estimar mejor la relevancia de esfuerzos del contexto profesional en la aparición de las coxartrosis.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	11
1.1 Problemstellung	11
1.2 Forschungsziel	11
2 Berufliche Faktoren bei der Entstehung von Coxarthrose.....	13
2.1 Einblick in die Erkrankung und ihre vermuteten Ursachen	13
2.2 Literaturüberblick – Erkenntnisstand zu beruflichen Faktoren	13
2.3 Recherche zu exponierten beruflichen Tätigkeiten – Ergebnisse	16
3 Methodik	17
3.1 Inverse dynamische Analyse.....	17
3.2 Mehrkörpersimulation – AnyBody.....	17
3.3 Finite-Elemente-Analyse-Modell	18
3.4 Versuchsdurchführung	20
3.4.1 Versuchsdesign und schematischer Projektablauf	20
3.4.2 Laboraufbauten zur Analyse der Hüftgelenksbelastung	21
3.4.3 Probanden	23
3.4.4 Versuchsparcours.....	24
3.4.5 Datentransfer und nachfolgender Berechnungsablauf.....	28
3.4.6 Tätigkeitsintervalle und statistische Analysen	29
4 Ergebnisse	31
4.1 Ergebnisse der Laboranalyse	31
4.1.1 Räumlich-zeitlicher Verlauf der Belastungsphasen	31
4.1.2 Zeitdauern von Belastungsphasen der Tätigkeiten	33
4.1.3 Bodenreaktionskräfte der Tätigkeiten	34
4.1.4 Maximale Hüftgelenkmomente der Tätigkeiten.....	34
4.2 Computersimulation	36
4.2.1 Mehrkörpersimulation.....	36
4.2.2 Finite-Elemente-Analyse	39
5 Diskussion	43
5.1 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien	43
5.2 Laboranalyse	43
5.3 Mehrkörpersimulation.....	43
5.4 Finite-Elemente-Analyse	44
5.5 Gesamtbewertung und Schlussfolgerung.....	44
Literatur	47

1 Einleitung

Der vorliegende Report basiert auf den Ergebnissen des Forschungsprojekts der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) „Analyse der Belastung des Hüftgelenksknorpels bei exponierten arbeitsbezogenen Tätigkeiten“ (FB192). Dieses wurde im Zeitraum vom 1. Mai 2012 bis 30. April 2015 durchgeführt und von der DGUV gefördert.

1.1 Problemstellung

Die Osteoarthrosen der großen Gelenke Hüfte (Coxarthrose) und Knie (Gonarthrose) stellen wesentliche Erkrankungen des muskuloskelettalen Systems dar, die mit immensen gesundheitlichen Einschränkungen und ökonomischen Folgen verbunden sind. Die Gesundheitsberichterstattung des Bundes weist für das Jahr 2011 ca. 2,6 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage und ca. 1 600 Frühverrentungen wegen Coxarthrose (ICD-10: M16) aus [1]. Obwohl die Entstehung der Osteoarthrose mutmaßlich multifaktorielle Gründe hat, stehen mechanische Faktoren auf der Liste der möglichen Ursachen meist oben [2 bis 4]. Bisher ist es allerdings nicht gelungen, eine quantitative Dosis-Wirkungs-Beziehung zwischen den aufgebrachten Lasten und dem Ausmaß der entstandenen arthrotischen Veränderungen aufzustellen. Dies mag einerseits am Fehlen eines eindeutigen Zusammenhangs liegen, aber andererseits auch am Mangel an quantitativen Daten über die mechanischen Belastungen der Hüftgelenke bei den entsprechenden Tätigkeiten. Moderne Mess- und Berechnungsmethoden, die eine gute Abschätzung der Gelenkkräfte bei Berücksichtigung der relevanten muskulären Strukturen zulassen, versetzen uns heute in die Lage, die Hüftgelenksbelastungen in verschiedensten Haltungen und Bewegungen eingehend zu analysieren.

Ein weiterer Aspekt bei der Suche nach den Ursachen für die Entwicklung einer Osteoarthrose ist die Prädisposition aufgrund mechanischer Faktoren wie z. B. mangelnder Kongruenz der Gelenkflächen oder Beinachs-Fehlstellungen. Wesentlich für die Höhe und Wirkung der Gelenkkräfte sind die geometrischen Verhältnisse im Gelenk. Vor allem die Hebelarme der knöchernen Strukturen und die Wirklinien der Muskelkräfte bestimmen Größe und Richtung der wirkenden Gelenkkraft. Ausprägungen dieser Geometrien (Torsionswinkel, Gelenkwinkel) bzw. Varianten der Gelenkformen (Flächenverhältnisse, Inkongruenzen, Impingement) können über die veränderten Kraftverhältnisse eine Veranlagung darstellen und kommen damit als Ursachen oder Verstärkungsfaktoren für die Entstehung einer Osteoarthrose infrage.

1.2 Forschungsziel

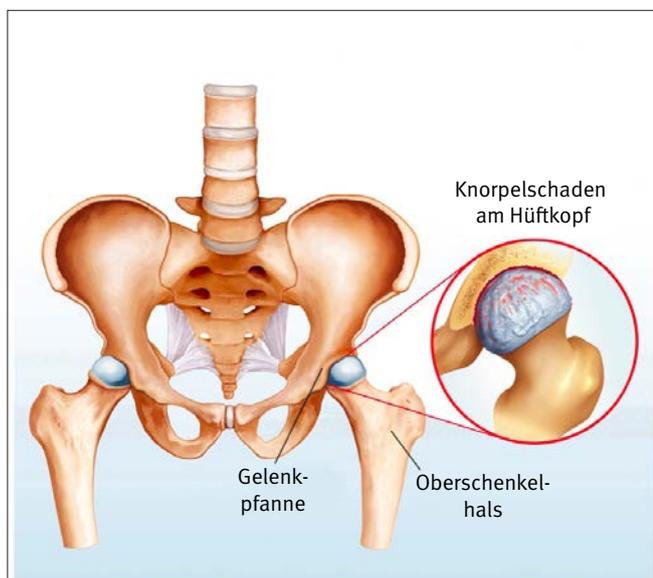
Da mechanische Faktoren zu den möglichen Ursachen der Entstehung einer Hüftgelenksarthrose zählen, bislang aber entsprechende biomechanische Daten weitgehend fehlten, war das Ziel des Forschungsprojekts, die Belastungen des Hüftgelenks bei beruflichen Tätigkeiten zu analysieren. Dazu wurden im Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) mit einem 3D-Bewegungsmesssystem und Kraftmesseinrichtungen ausgewählte Fachkräfte bei der Ausführung typischer beruflicher Tätigkeiten aufgenommen. Diese Daten wurden dann mittels humaner Mehrkörpersimulation an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau (BGUM) weiterverarbeitet. Die Ergebnisse der Mehrkörpersimulation dienen schließlich als Eingangsparameter für die Finite-Elemente-Analyse (FEA), mit der sich die Knorpelbeanspruchung im Gelenk untersuchen ließ. Dabei sollten auch verschiedene geometrische Varianten des Hüftgelenks betrachtet werden.

2 Berufliche Faktoren bei der Entstehung von Coxarthrose

2.1 Einblick in die Erkrankung und ihre vermuteten Ursachen

Eine Arthrose – ein fortschreitender Verschleiß des Gelenkknorpels – des Hüftgelenks (Coxarthrose) kann an dessen beiden Gelenkanteilen, dem Oberschenkelkopf (*caput femoris*) und der Hüftgelenkpfanne (*Acetabulum*), beginnen (Abbildung 1). Diese Erkrankung zerstört nach und nach den Gelenkknorpel und damit schließlich auch die angrenzenden Strukturen. Die Coxarthrose zählt zu den typischen Alterserkrankungen, die überwiegend erst nach dem 60. Lebensjahr mit einer höheren Prävalenz in Erscheinung tritt [5 bis 7]. Zur Diagnose einer Arthrose sind standardmäßig zwei Befunderhebungen notwendig. Zum einen sind das bildgebende Verfahren – meist ein Röntgenbefund – und zum anderen ein klinischer Befund, der auf Schmerzen und Funktionsstörungen am Gelenk hinweist. Zu Beginn einer Arthrose ist die Diagnose oft schwierig, da klinische und bildgebende Befunde ein konträres Ergebnis liefern können [8]. Für weitere Details zum Krankheitsbild der Coxarthrose und deren Diagnostik sei auf die einschlägige medizinische Literatur verwiesen [9; 10].

Abbildung 1:
Anatomie des Hüftgelenks und Entstehung von Knorpelschäden
(Bild: Henrie, Fotolia)



Der Verursachung der Coxarthrose werden in der medizinischen Literatur generell multiple Faktoren zugeschrieben. Hierzu zählen:

- genetische Prädisposition [11; 12],
- Polyarthrose [12 bis 14],
- Gelenksinkongruenzen (Fehlstellungen) [15],
- demografische Faktoren (Alter, Geschlecht) [3; 12],

- systemische Faktoren (Übergewicht, metabolische Erkrankungen, hormonelle Faktoren) [3; 12],
- intensives Sporttreiben mit besonderer Belastung der Hüftgelenke, wie z. B. Langstreckenlauf [4],
- arbeitsbezogene Faktoren (schwere Arbeit in der Landwirtschaft, schwere körperliche Arbeit) [3; 16; 17].

Laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) liegt die altersstandardisierte Inzidenz von Coxarthrose in Europa (Zone EURO A) bei 53,3 je 100 000 Frauen und bei 38,1 je 100 000 Männern [18]. Aufgrund des demografischen Wandels ist zukünftig noch mit einem deutlichen Zuwachs zu rechnen. Da der demografische Wandel auch Auswirkungen auf die Altersstruktur der Erwerbsbevölkerung hat, wird die Bedeutung der Coxarthrose – aber auch die der anderen Arthrosen – im beruflichen Kontext ebenfalls weiter steigen. Weiterführende Informationen zu den möglichen Risikofaktoren für Coxarthrose können in den Übersichtsarbeiten wie etwa von *Yucesoy et al.* oder *Spahn et al.* gefunden werden [19; 20].

2.2 Literaturüberblick – Erkenntnisstand zu beruflichen Faktoren

Die epidemiologische Literatur berichtete bereits regelmäßig von einem Zusammenhang zwischen Coxarthrose und schwerer körperlicher Arbeit, wobei allerdings sowohl die Effektstärke als auch die tätigkeitsspezifischen Erkrankungsrisiken je nach Studie sehr unterschiedlich ausfielen. Obwohl zahlreiche Studien einen moderaten bis starken Zusammenhang zwischen Coxarthrose und lang andauernder schwerer körperlicher Arbeit gefunden hatten [21 bis 27], stuften andere Autoren diesen Zusammenhang – aufgrund von methodischen Schwächen der zugrundeliegenden Studien – nur auf die Ebene eines vermutlichen Zusammenhangs ein [28].

Die Zusammenhänge von Coxarthrose und arbeitsbezogenen Tätigkeiten, die aber auch im privaten Bereich vorkommen können, sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Der stärkste tätigkeitsbezogene Zusammenhang (Odds Ratio 9,3) wurde für das langjährige Arbeiten in der Landwirtschaft von *Croft et al.* [17] gefunden, ohne allerdings näher spezifizieren zu können, von welchen Tätigkeiten ein besonderes Risiko ausging oder ob evtl. besonders lange Wochenarbeitszeiten den Ausschlag gaben.

Für das langjährige Ausüben (≥ 20 Jahre) von schweren Hebe- und Tragetätigkeiten mit Lastgewichten > 25 kg fanden *Croft et al.* [6] ebenfalls ein signifikant erhöhtes Risiko für die Entstehung von Coxarthrose. Im Hinblick auf eine Dosis-Wirkungs-Beziehung ergaben die oben genannten Studien bisher nur schwache Tendenzen, die statistisch nicht gesichert werden konnten.

2 Berufliche Faktoren bei der Entstehung von Coxarthrosen

Tabelle 1:
Übersicht über tätigkeitspezifische Zusammenhänge bei der Entstehung von Coxarthrose, bearbeitet nach *Sulsky et al.* [29]

Autor, Jahr	Odds Ratio (Konfidenzintervall)	Expositionskategorien
Tätigkeit: Stehen		
Vingard, 1997 [16]	1,0 (Referenz)	< 22 792 h
	1,4 (0,8, 2,2)	22 793 bis 51 546 h
	1,6 (0,9, 2,8)	51 547 bis 67 760 h
Croft, 1992 [6; 17]	1,0 (Referenz)	< 20 Jahre
	1,5 (0,5, 4,8)	20 bis 39 Jahre
	2,7 (1,0, 7,3)	≥ 40 Jahre
Roach, 1994 [30]	1,0 (Referenz)	< 15 Jahre
	2,2	15 bis 24 Jahre
	3,0	25 bis 34 Jahre
	2,2	> 34 Jahre
Tätigkeit: Sitzen		
Vingard, 1997 [16]	1,0 (Referenz)	< 13 563 h
	0,8 (0,5, 1,2)	13 564 bis 35 816 h
	0,8 (0,4, 1,3)	35 817 bis 65 384 h
Croft, 1992 [6; 17]	1,0 (Referenz)	< 1 Jahre
	1,0 (0,4, 2,2)	1 bis 19 Jahre
	0,8 (0,3, 1,7)	≥ 20 Jahre
Tätigkeit: Treppensteigen		
Vingard, 1997 [16]	1,0 (Referenz)	< 64 680 Treppen
	1,3 (0,8, 2,0)	64 681 bis 564 960 Treppen
	2,1 (1,2, 3,6)*	564 961 bis 3 353 400 Treppen
Tätigkeit: Schweres Heben		
Vingard, 1997 [16]	1,0 (Referenz)	< 20 328 Hebevorgänge
	1,1 (0,7, 1,7)	20 329 bis 44 088 Hebevorgänge
	1,5 (0,9, 2,5)	44 089 bis 95 040 Hebevorgänge
Croft, 1992 [6]	1,0 (Referenz)	< 1 Jahr
	1,2 (0,5, 2,9)	1 bis 19 Jahre
	2,5 (1,1, 5,7)*	≥ 20 Jahre
Roach, 1994 [30]	1,0 (Referenz)	< 15 Jahre
	2,2	15 bis 24 Jahre
	3,0	25 bis 34 Jahre
	2,2	> 34 Jahre
Tätigkeit: Arbeiten in der Landwirtschaft		
Croft, 1992 [17]	1,0 (Referenz)	< 1 Jahr
	4,5 (0,8, 26,3)	1 bis 9 Jahre
	9,3 (1,9, 44, 5)*	≥ 10 Jahre

* statistisch signifikant mit $\alpha < 0,05$

Die in diversen Studien untersuchten Zusammenhänge zwischen Coxarthrose und Berufsgruppenzugehörigkeit ergaben – mit Ausnahme von Landwirten – bisher kein klares Bild. *Tüchsen et al.* [31] ermittelten aus dem nationalen Patientenregister von Dänemark für alle erwerbstätigen Männer (20 bis 59 Jahre) auf der Basis der standardisierten Rate von Krankenhauseinweisungen zur Erstbehandlung wegen Coxarthrose (Arithmetik des Maßes vergleichbar zur standardisierten Mortalitätsrate) für selbstständige Landwirte eine mehr als doppelt so hohe Rate wie im Durchschnitt aller Erwerbstätigen in Dänemark.

Im Bereich einer verdoppelten Rate lagen Bäcker, Konditoren, Köche, Kellner und Arbeiter in der Fisch- und Fleischindustrie. Unterdurchschnittliche Einweisungsraten von unter der Hälfte des Durchschnitts hatten Elektromechaniker, Dienstleister, Geschäftsleute, Einkäufer, Mediziner und Lehrer (Tabelle 2). Eine wesentliche Schwäche in dieser Studie ist, dass keine möglichen Confounder (Störfaktoren) berücksichtigt wurden. So soll der sozio-ökonomische Hintergrund der Betroffenen bei Arthrose auch eine nicht zu unterschätzende Rolle spielen [32].

Tabelle 2:

Zusammenhänge zwischen Berufsgruppenzugehörigkeit und Coxarthrose (hier: standardisierte Rate der Krankenhauseinweisungen – SHR: Referenzwert = 100) bei Männern in Dänemark mit 95%-Konfidenzintervall (CI) (bearbeitet nach [31])

Berufsgruppe	Personen	Fälle	SHR	95% CI
Elektromechaniker und Dienstleister	5 920	1	12	0,3 bis 68,7
Geschäftsleute	7 442	6	28	10,4 bis 61,7
Einkäufer	2 963	3	33	6,7 bis 95,1
Lehrer	5 658	4	37	10,2 bis 95,4
Mediziner	8 959	11	46	22,8 bis 81,6
Hochschullehrer	4 502	8	48	20,8 bis 94,9
Landwirtschafts- oder Industrie- maschinenmechaniker bzw. Schlosser	8 716	9	50	22,7 bis 94,3
Architekten, Ingenieure und verwandte Berufe	35 751	47	54	39,6 bis 71,7
Streitkräfte	27 739	14	57	31,1 bis 95,3
Technische oder kaufmännische Angestellte	21 014	36	71	50,0 bis 98,9
Lkw-Kraftfahrer	25 879	82	136	108,1 bis 168,8
Pkw-Kraftfahrer	9 062	43	148	106,9 bis 199,0
Maschinenoperateur in Fleisch- oder Fischverarbeitung	13 001	30	183	123,7 bis 261,6
Bäcker, Konditoren oder Arbeiter in der Süßwarenproduktion	4 487	20	204	124,5 bis 314,7
Servicekräfte in der Gastronomie	3 496	11	204	102,0 bis 365,6
Operateure von Holzbearbeitungs- maschinen	6 940	17	205	119,3 bis 327,9
Maschinenbediener oder Monteure	3 367	16	207	118,3 bis 336,2

Demgegenüber fanden andere Autoren in ihren Studien – mit Ausnahme für Landwirte – keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Berufsgruppenzugehörigkeit und Coxarthrose [33 bis 35]. Ein grundsätzliches Problem bei der Risikoassoziiierung auf der Ebene der Berufsgruppenzugehörigkeit ist, dass heutzutage die Vielfalt unterschiedlicher Arbeitsfelder innerhalb einer Berufsgruppe kaum noch Rückschlüsse auf die jeweiligen berufsbedingten Tätigkeiten oder gar deren Umfänge erlaubt. Ein Rückschluss auf die körperliche Arbeitsbelastung bzw. eine Expositionsbeurteilung ist quasi unmöglich.

In der Gesamtschau der hier angeführten Studien zu arbeitsbezogenen Risikofaktoren finden sich die stärksten Assoziationen für Arbeiten in der Landwirtschaft (ohne Aufklärung des Risikos bestimmter Tätigkeiten) und für das schwere Heben und Tragen von Lasten > 25 kg. Nachrangig bzw. unklar scheint dagegen das Risiko durch langes Stehen oder häufiges Treppensteigen zu sein. Das langandauernde Sitzen scheint jedoch kein Risiko zu sein. Eine Ausnahme könnte allerdings das Sitzen unter Vibrationseinwirkung und zusätzlich verdrehter Sitzhaltung, z. B. beim Führen von Landmaschinen oder Baustellenfahrzeugen, bilden, wobei die derzeitige Ergebnislage noch sehr kontrovers ist [31; 36; 37].

Von großer Bedeutung für das assoziierte Risiko ist die langjährige Ausübung der betreffenden Tätigkeit von zehn bis über 40 Jahren, bevor ein signifikant erhöhtes Risiko festgestellt werden konnte. Dies erschwert grundsätzlich eine fundierte Expositionsermittlung. Bei den meisten Studien zu arbeitsbezogenen Risiken in Zusammenhang mit Coxarthrose mangelte es an einer soliden quantitativen Expositionsermittlung, die meist nur mit Fragebögen zu Tätigkeiten, Häufigkeiten bzw. Umfängen durchgeführt wurden [29]. Da die betreffenden Tätigkeiten oft nur beiläufig ausgeführt werden, muss bei einer retrospektiven Befragung mit sehr großen Verzerrungen (Recall Bias) gerechnet werden [38].

Ein weiterer Aspekt ist bislang die weitgehende Unkenntnis über die konkrete Höhe der Belastung der Hüftgelenke bei den risikoassoziierten Tätigkeiten. Insofern ist die These einer mechanischen Verursachung der Coxarthrose im Grunde sehr spekulativ. Insgesamt ist die Erkenntnislage des Pathomechanismus von Arthrosen bei nur submaximalen Krafteinwirkungen auf den Gelenkknorpel als noch unzureichend einzustufen [39]. Daher soll die vorliegende Studie einen Beitrag zur besseren Beurteilung der mechanischen Hüftgelenksbelastung bei ausgewählten Tätigkeiten leisten.

2.3 Recherche zu exponierten beruflichen Tätigkeiten – Ergebnisse

Seitens des IFA wurde eine Abfrage über schwere körperliche Arbeiten in den diversen Branchen bei den Unfallversicherungsträgern (UVT) initiiert. Der Fragebogen zielte auf die Abschätzung der Umfänge und der Häufigkeit von

- schwerem Heben und Tragen von Lasten¹ über 25 kg,
- häufigem Treppensteigen (Tagesumfang mehr als 30 Treppen) und
- häufigem Steigen und Klettern auf Leitern (Tagesumfang > 200 Leiterstufen).

Fast alle angefragten Stellen gaben konkrete Rückmeldungen zu den gestellten Fragen (Responserate 82 %) (Tabelle 3).

Aber auch aus den Kontakten mit den Stellen, die keine konkreten Angaben machen konnten, wurde deutlich, dass in deren Branchen ebenfalls relevante Expositionen zu erwarten sind, ohne diese näher spezifizieren zu können. Insbesondere in der Landwirtschaft, im Gartenbau und bei kleinen Handwerksbe-

trieben können relevante Expositionen vorliegen, die bis dato nicht konkret erfasst wurden und kaum repräsentativ abgefragt werden können.

Zur quantitativen Abschätzung der beruflichen Exposition bei bestimmten Tätigkeiten dienten verschiedene Datensammlungen:

- UVT-Katasterdaten BK 2108 (IFA),
- Gonkatast [40],
- Hebe- und Tragetätigkeiten im Möbelspeditions-gewerbe [41],
- Messdaten aus dem IFA-Projekt „Prävention von Freileitungsmonteuren“,
- IFA-Projekt „Arbeitsmedizinische Vorsorge G 46“.

Auf dieser Grundlage lassen sich für einige Berufsfelder Schwerpunkte relevanter Expositionen beschreiben und es lässt sich zeigen, dass die mutmaßlichen risikoassoziierten Tätigkeiten in der Praxis vorkommen.

Tabelle 3: Rückmeldungen der am Projekt beteiligten UVT zu hohen Expositionen risikoassoziierter Tätigkeiten

Lfd. Nr.	UVT, Branche	Keine Rückmeldung	Keine relevante Exposition	Hohe Exposition beim		
				Heben und Tragen	Treppen steigen	Steigen auf Leitern
1	BGHM, Metall			X		
2	BGHM, Holz	X				
3	BG Verkehr			X	X	
4	BG BAU			X		
5	BGW			X		
6	BGN			X	X	X
7	BG ETEM			X	X	X
8	BG RCI, Chemie		X			
9	BG RCI, Bergbau			X		
10	BGHW			X	X	X
11	SVLFG	X				

¹ Beim Heben und Tragen könnten neben Lasten auch Personen transportiert werden, etwas in der Pflege oder in Kitas. In diesem Report wird einheitlich von „Lasten“ gesprochen, da nur diese Gegenstand der Untersuchung waren.

3 Methodik

3.1 Inverse dynamische Analyse

Biomechanische Belastungsanalysen von Strukturen innerhalb des Muskel-Skelett-Systems können prinzipiell auf zwei unterschiedlichen Zugangswegen angegangen werden:

- direkte Messung unmittelbar an der betreffenden Struktur oder
- modellbasierte Analyse auf der Grundlage der mechanischen Bewegungsgleichungen.

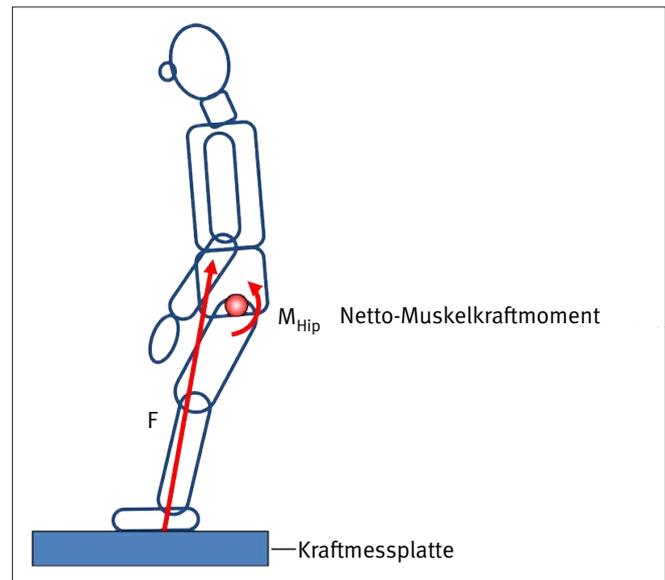
Da direkte Messungen immer invasiv sind, können diese nur in Sonderfällen, wie etwa an Leichenpräparaten oder an instrumentierten Endoprothesen, einer sehr ausgewählten Patientenpopulation durchgeführt werden. Die möglichen Lastsituationen, die damit untersucht werden können, sind daher sehr eingeschränkt. Außerdem ist die Übertragbarkeit der Messsituation auf reale Belastungssituationen von gesunden Menschen oder auf andere Lastfälle nur bedingt möglich und muss jeweils im Einzelfall evaluiert werden.

Demgegenüber sind Modellrechnungen immer möglich und haben im Vergleich praktisch keine nennenswerten Rückwirkungen auf die untersuchte Person. Allerdings benötigten solche Modelle bei ihrer Entwicklung oder auch danach Testdaten zur Validierung. Hierzu eignen sich direkte Messungen in besonderer Weise, da die Modellzielgröße unmittelbar als Referenz gegeben ist. Wohl ist dabei zu beachten, dass die äußeren Rahmenbedingungen, unter denen die Messungen stattgefunden haben, möglichst exakt auf das Modell übertragen werden müssen, da es sonst zu erheblichen Diskrepanzen bei den Ergebnissen kommen kann, die unter Umständen falsch interpretiert werden.

Da in dieser Studie auch besonders schwere körperliche Tätigkeiten untersucht werden sollten, war es naheliegend, auf modellbasierte Analysen zurückzugreifen. In den Fällen, in denen Referenzdaten vorlagen, wurden diese zur Modellvalidierung herangezogen.

Die analytische Bestimmung der inneren muskuloskelettalen Belastung – hier der Hüftgelenke – erfolgte über die Methode der inversen Dynamik. Hierbei wurden aus Körperhaltung bzw. -bewegungen in Kombination mit den Kräften und Drehmomenten, die von außen auf das Muskel-Skelett-System einwirkten, zunächst die sogenannten Schnittlasten am Hüftgelenk berechnet. Das Muskel-Skelett-System war dabei als Mehrkörpersystem im Sinne einer Gliederkette modelliert (Abbildung 2). Das Gelenkmoment um das Hüftgelenk – die Drehmomentkomponente der Schnittlast am Hüftgelenk – diente als erste wesentliche Ergebnisgröße zur Beschreibung der muskulären Belastungssituation im Sinne des Netto-Muskelkraftmoments. Die Berechnung der Hüftgelenkmomente erfolgte im IFA mit dem Programm BodyBuilder (Vicon Motion System, Oxford, Großbritannien).

Abbildung 2:
Kinematisches Kettenmodell zur Bestimmung des Hüftgelenkmoments im Sinne der inversen Dynamik aus der Bodenreaktionskraft F



3.2 Mehrkörpersimulation – AnyBody

Um von den Gelenkmomenten auf die Gelenkkräfte schließen zu können, bedarf es einer komplexen Software, die insbesondere die optimale Muskelkraftverteilung über alle Muskeln berechnen kann. Hierbei ist das Redundanzproblem zu lösen, da es theoretisch unendlich viele Kombinationen von Muskelkräften um das betreffende Gelenk gibt, wie die Muskeln aktiviert werden können, um eine bestimmte Haltung oder Bewegung zu erzeugen. Erst aus der Summe von Schnittlast und allen Muskelkräften um ein Gelenk kann dort die Gelenkkräfte ermittelt werden.

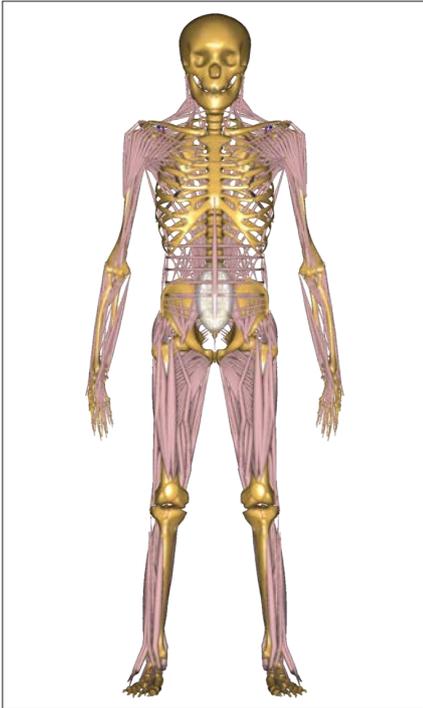
Die Mehrkörpersimulation zur Berechnung der Hüftgelenkskräfte wurde an der BGUM mit der Software AnyBody Modeling System 6.01 (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Dänemark) durchgeführt. Das Programm bietet eine Reihe vorgefertigter Modelle von Körperteilen und des gesamten Muskel-Skelett-Systems für die humanoide Mehrkörpersimulation. Die Modelle sind mitunter sehr detailliert gestaltet (z. B. 159 Muskelstränge zur Abbildung von 55 Muskeln des Beines) und basieren auf anthropometrischen Daten von Humanpräparaten und aus bildgebenden Verfahren. In der biomechanischen Forschung wurden diese Modelle bereits zur Bearbeitung unterschiedlicher Fragestellungen erfolgreich eingesetzt [42 bis 44].

Das hier verwendete AnyBody-Modell umfasste den ganzen Körper mit 18 Hauptsegmenten und über 600 Muskelzügen (Abbildung 3). Dieses sehr umfangreiche Modell war notwendig, da zur Berechnung der Hüftgelenkskräfte das lumbale Rumpsegment, wegen der dort entspringenden Muskeln des Hüftgelenks (*M. iliopsoas*), berücksichtigt werden musste. Der Rumpf selbst umfasste alle Wirbel von der Lenden- bis zur Halswirbelsäule mit jeweils drei Freiheitsgraden. Die Bewegungen der einzelnen Wirbelsegmente wurden dabei von einer mathematischen Approximationsroutine übernommen, sodass nur

3 Methodik

wenige kinematische Referenzpunkte am Rücken zur Ansteuerung ausreichen.

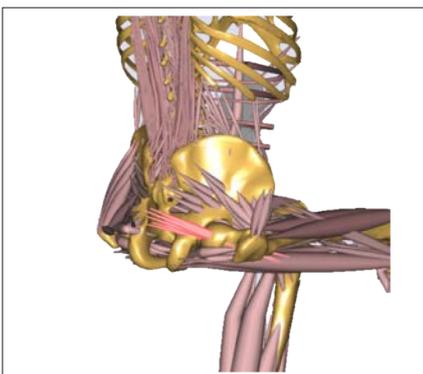
Abbildung 3:
Verwendetes AnyBody-Modell des Muskel-Skelett-Systems



Als Zielfunktion zur Muskelrekrutierung wurde die Standardfunktion von AnyBody mit kubischer Muskelspannungsminimierung eingesetzt. Dieser Ansatz erzeugt bei noch vertretbaren Rechenzeiten (siehe Abschnitt 3.4.5) physiologisch plausible Ergebnisse mit kontinuierlichen Muskelkraft-Zeit-Verläufen, ohne einzelne Muskelstränge zu überlasten.

Im Verlauf der Simulationsrechnungen stellte sich heraus, dass die AnyBody-Modelle in ihrer ursprünglichen Form nicht uneingeschränkt für die aktuelle Problemstellung geeignet waren. Aufgrund der unzureichenden Modellierung der Verlaufspfade der Hüftgelenkstreckmuskulatur (Abbildung 4) verliefen diese bei starker Hüftgelenksflexion sehr nahe und auch innerhalb des Femurkopfes, wodurch extrem hohe oder unrealistische Muskel- und in der Folge auch Kompressionskräfte im Hüftgelenk entstanden.

Abbildung 4:
Die *Mm. glutei* verlaufen direkt durch das Hüftgelenk



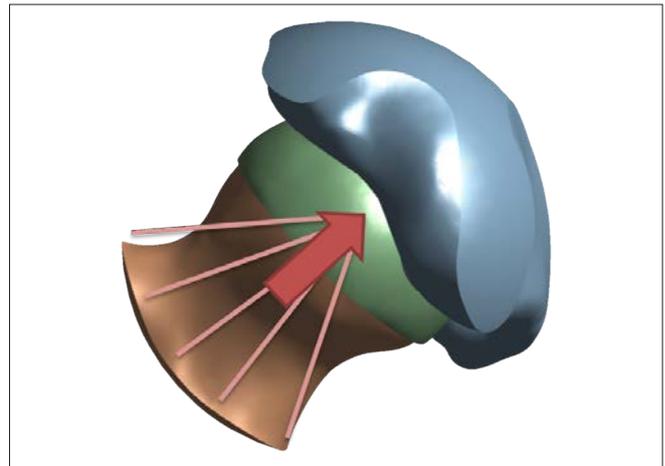
Nach der Reklamation beim Software-Hersteller wurde das Problem behoben und ein Update zur Verfügung gestellt. Das Modell-Update wurde im Laufe des Jahres 2015 offiziell in die AnyBody-Software integriert [45].

Für jeden Probanden wurde entsprechend seiner Anthropometrie ein individuell skaliertes Modell erstellt. Dies wurde dann für alle Versuche eines Probanden eingesetzt. Damit sollte einerseits den individuellen anthropometrischen Voraussetzungen Rechnung getragen werden, aber andererseits Effekte durch veränderte Modellanthropometrie zwischen den Versuchen/Tätigkeiten eines Probanden vermieden werden.

3.3 Finite-Elemente-Analyse-Modell

An der BGUM entwickelte man ein Finite-Elemente-Modell des Hüftgelenks bestehend aus Femurkopf und Hüftgelenkspfanne mit den zugehörigen Knorpelschichten. Damit war es möglich, die Spannungen (Kontaktdrücke) an den Knorpelflächen unter der Einwirkung der zuvor bestimmten Gelenkkräfte zu analysieren (Abbildung 5).

Abbildung 5:
Finite-Elemente-Modell von Femurkopf und Hüftgelenkspfanne. Die Kontaktkraft des Hüftgelenks wird im Gelenkrotationszentrum über Balkenelemente an der Schnittfläche des Femurs aufgebracht.



Beim Aufbau des Modells waren einerseits möglichst hochauflösende Geometrien der knöchernen Strukturen und der Knorpelflächen zu erstellen und andererseits mussten diesen Strukturen möglichst realistische Materialeigenschaften (Spannungs-Verformungsverhalten) zugewiesen werden. Eine besondere Herausforderung bestand darin, die Gelenkstellung entsprechend der zuvor mit AnyBody ermittelten dreidimensionalen Orientierung so zu justieren, dass die Gelenkflächen ausreichend Kontakt hatten, ohne sich dabei in unzulässiger Weise zu durchdringen. Als Lastfall wurde dann die zum ausgewählten Betrachtungszeitpunkt berechnete Hüftgelenkskraft in der Gelenkkopfmitte appliziert.

Zur Bearbeitung dieser Aufgabe im Sinne einer FE-Strukturanalyse wurde die Software ANSYS (Workbench 16.0, ANSYS Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) eingesetzt. Aus den berechneten Ergebnissen wurden die ortsabhängigen Kontaktdrücke zwischen Pfanne und Kopf als Indikatoren für die Beanspruchung des Hüftgelenkknorpels herangezogen. Dieser Parameter und

seine abgeleiteten Aggregate Spitzendruck und mittlerer Druck wurden bereits häufig in anderen Studien – insbesondere mit direkten Druckmessungen – verwendet und können somit gut zu Vergleichszwecken herangezogen werden.

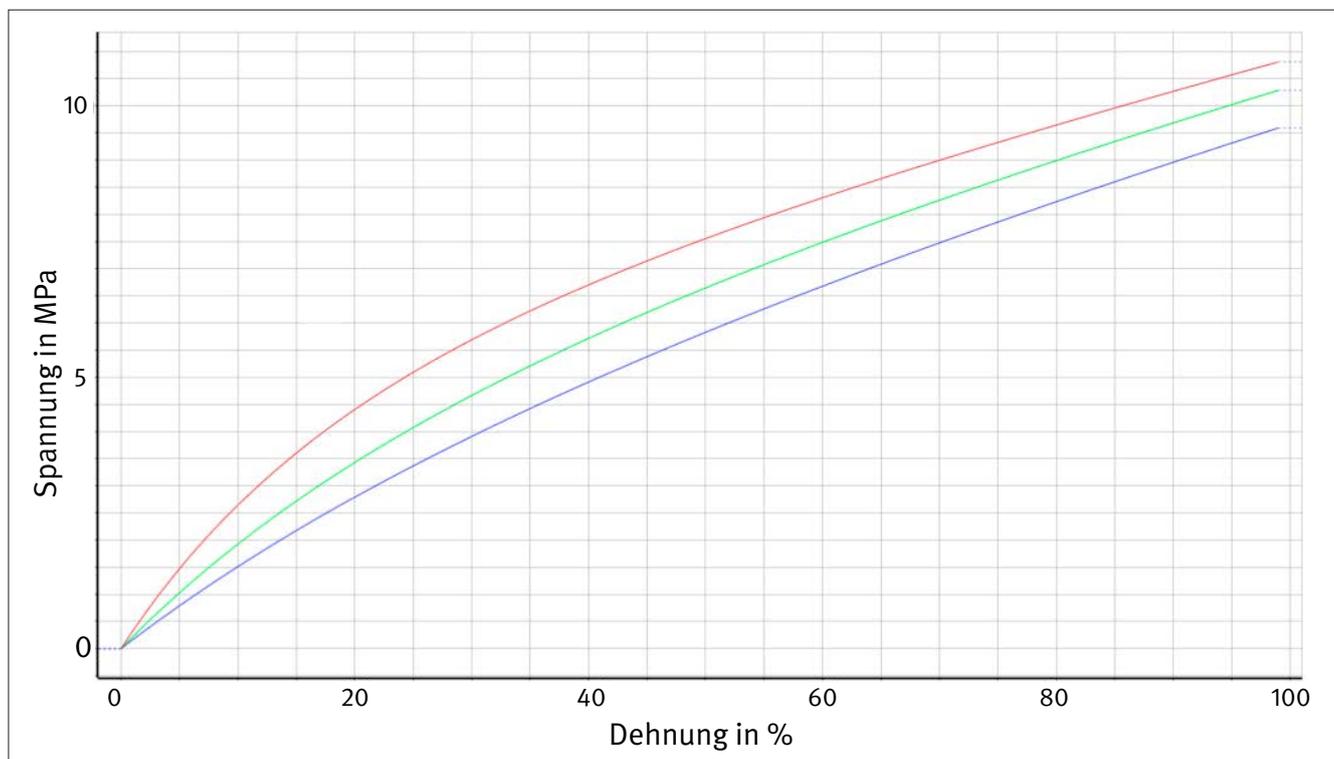
Bei der Erzeugung der erforderlichen Geometrien gelang es nicht, die MRT- oder CT-Datensätze (MRT: Magnetresonanztomografie, CT: Computertomografie) aus dem Bestand der BGUM oder der Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg bzw. der Salzburger Landeskliniken in zufriedenstellender Weise zu segmentieren. Die MRT-Datensätze hatten eine zu grobe Auflösung, was zu Kanten im Modell führte. Die Glättung dieser Kanten bewirkte eine zu starke Veränderung der Geometrie und damit generelle Inkongruenzen der Gelenkflächen.

Demgegenüber differenzierten die CT-Datensätze die Knorpelschicht nicht ausreichend. Der Versuch, manuell eine Knorpelschicht mit konstanter Dicke auf das Knochenmodell aufzutragen, resultierte ebenfalls in inkongruenten Gelenk-

geometrien, die nicht sinnvoll in einer FEA verwendet werden konnten. Schließlich wurde ein frei zugänglicher Datensatz der Musculoskeletal Research Laboratories (University of Utah, Salt Lake City, Utah, USA) verwendet. Dabei handelte es sich um ein CT-Arthrogramm, bei dem durch eine leichte Luxation des Hüftgelenks und die Verwendung von Kontrastmittel im Gelenkspalt auch der Knorpel segmentiert werden konnte [46]. Die Segmentierung wurde mit Mimics 16.0 (Materialise NV, Leuven, Belgien) durchgeführt. In der Endfassung bestand das FE-Modell dann aus 305 705 Tetraeder-Elementen mit 489 215 Knotenverbindungen.

Der Gelenkknorpel wurde als hyperelastisches Material (Neo-Hook, Schubmodul = 5,52 MPa, Kompressionsmodul = 550 MPa) modelliert. Die Materialkonstanten wurden aus Literaturangaben entnommen [47]. Der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung ist bei diesem Materialmodell nicht linear (Abbildung 6).

Abbildung 6:
Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung des verwendeten Neo-Hook-Materials unter uniaxialer (blau), biaxialer (rot) und Scherbelastung (grün)



Da der Fokus der Auswertung auf der Beanspruchung des Gelenkknorpels lag, wurde das Materialverhalten des Knochens einfach als linear elastisch modelliert. Da Knochengewebe wesentlich steifer ist als Knorpelgewebe, hat es nur geringen Einfluss auf die FE-Ergebnisse. Auch hier wurden Literaturwerte (Elastizitätsmodul = 17 GPa, Poissonzahl = 0,3) verwendet [48].

Die Kontakte zwischen Knorpel und Knochen wurden als Verbundkontakt formuliert – d. h. Ausschluss von Relativbewegungen –, um Rechenzeit einzusparen. Der Kontakt zwischen den Knorpelflächen von Femurkopf und *Acetabulum* wurde als

reibungsbefahreter Kontakt (Reibungskoeffizient = 0,04) modelliert.

Im Rahmen des Forschungsprojekts wurden auch Effekte durch anatomische Variationen des Hüftgelenks untersucht. Dazu wurde die bestehende Geometrie jeweils angepasst, um ein Modell mit Pincer-Impingement und ein Modell mit Cam-Impingement zu erhalten [49]. Für die Cam-Geometrie wurde dazu eine Verdickung auf das Femur aufgetragen, bei der Pincer-Geometrie wurde die Überdachung der Pfanne vergrößert (Abbildung 7).

3 Methodik

Abbildung 7:
Cam- (links) und Pincer- (rechts) Impingement-Geometrien. Das Gelenk ist zur besseren Darstellung leicht luxiert.



Weitere mögliche Varianten (Antetorsion des Schenkelhalses, Centrum-Collum-Diaphysen(CCD)-Winkel, Anteversion des Pfannendachs, [50; 51]), die durch Winkeländerungen im Gelenk gekennzeichnet sind und keiner eigenständigen Geometrie bedurft hätten, wurden dagegen nicht mehr simuliert. Solch generische Modelle würden sehr vorhersehbare Ergebnisse produzieren, die allerdings wegen der Kombinationen aus nicht zusammengehörigen Bewegungs-, Kraft- und Geometriedaten kaum belastbar wären.

3.4 Versuchsdurchführung

3.4.1 Versuchsdesign und schematischer Projektablauf

Im Sinne einer explorativen Querschnittstudie wurden an einer Stichprobe von zwölf Fachkräften aus unterschiedlichen

Branchen die Belastungen des Hüftgelenks bei verschiedenen beruflichen und außerberuflichen Tätigkeiten (insgesamt 18) ermittelt. Als Zielgrößen dienten das Hüftgelenkmoment, die Kompressionskraft im Hüftgelenk und die Druckspannung auf den Gelenkknorpel. Das Ziel der Datenanalyse war es, die besonders für die Hüftgelenke belastenden Tätigkeiten von den weniger belastenden zu diskriminieren. Abschließend wurden die belastenden Tätigkeiten im Verhältnis zum alltäglichen Gehen verglichen.

Das vorliegende Projekt war durch die enge Zusammenarbeit verschiedener Institutionen gekennzeichnet (Abbildung 8). So konnten in den jeweiligen Projektteilen die spezifischen Fachkompetenzen der beteiligten Partner genutzt werden, um einen möglichst effizienten Projektablauf zu gewährleisten.

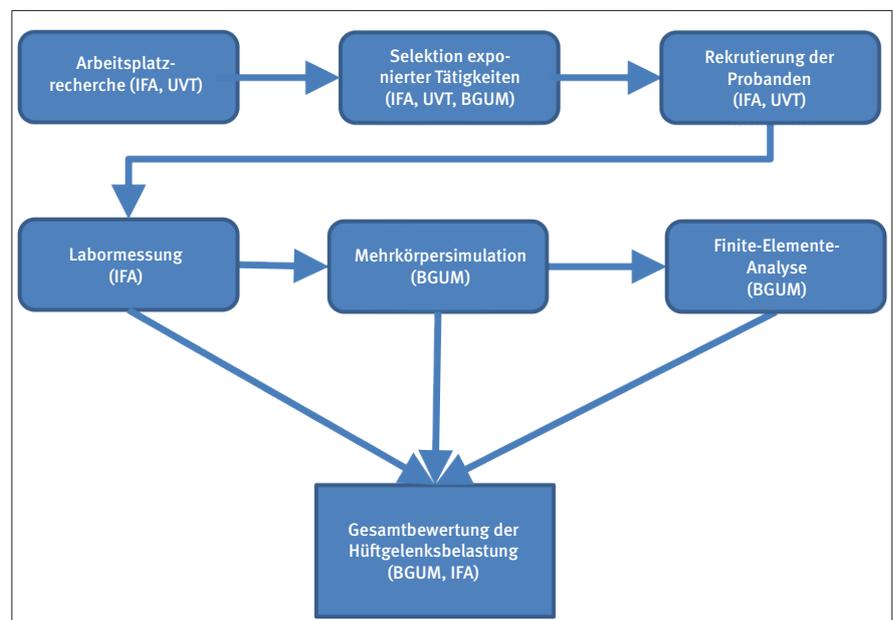


Abbildung 8:
Schematischer Ablauf des Projektes und Zuordnung der beteiligten Institutionen (UVT: Unfallversicherungsträger)

3.4.2 Laboraufbauten zur Analyse der Hüftgelenksbelastung

Für die Laboruntersuchung wurden aus den zuvor genannten Quellen (Abschnitt 2.3) und Erfahrungen am IFA aus zahlreichen Arbeitsplatzanalysen folgende Tätigkeiten ausgewählt:

- Heben, Tragen und Umsetzen von Lasten (25, 40 und 50 kg),
- Treppen steigen (ohne und mit Zusatzlast 25 kg),
- Leitern steigen (Anstellwinkel: 70 und 90°),
- Aufstehen aus dem Knien/aus dem Sitzen (Stuhl),
- Springen/Landen (Höhe ca. 40 cm, fakultativ).

Als Vergleichstätigkeiten dienen

- Stehen und
- Gehen.

Die Bewegungsanalysen wurden im Biomechaniklabor des IFA durchgeführt. Die kinematischen Daten der Tätigkeiten wurden mit einem Zwölf-Kamera-Vicon-System (Vicon Motion Systems, Oxford, Großbritannien) erfasst, das die Bewegung über reflek-

tierende Marker aufzeichnet (Abbildung 9). Zur Messung der Bodenreaktionskräfte wurden Dreikomponenten-Kraftmessplatten (Kistler Instruments, Winterthur, Schweiz) auf der Basis von Piezo-Sensoren eingesetzt. Die Abtastfrequenz der Vicon-Kameras betrug 100 Hz und die der Kraftmesssysteme jeweils 200 Hz.

Zur Messung der Bodenreaktionskräfte bei den Versuchen auf ebener Fläche wie Gehen oder Heben und Tragen dienten zwei hintereinander liegende Kraftmessplatten (600 · 400 mm²), die bündig in die Bodenfläche eingelassen waren (Abbildung 10). Damit konnten beim Gehen ein Doppelschritt oder beim Heben einer Last die Kräfte an beiden Beinen gemessen werden.

Für die Experimente mit Lastenhandhabung wurde ein spezielles Hebegewicht gefertigt, das mit Zusatzgewichten auf die erhöhten Gesamtmassen von 40 bzw. 50 kg angepasst werden konnte (Abbildung 11). Zur sicheren Handhabung waren am Hebegewicht stabile Metallgriffe angebracht, die einen fixen Abstand von 337 mm über der Bodenfläche hatten.

Abbildung 9:

Proband mit reflektierenden Markern (links) für die opto-elektronische Bewegungserfassung mit dem VICON-System (rechts: Computerdarstellung)

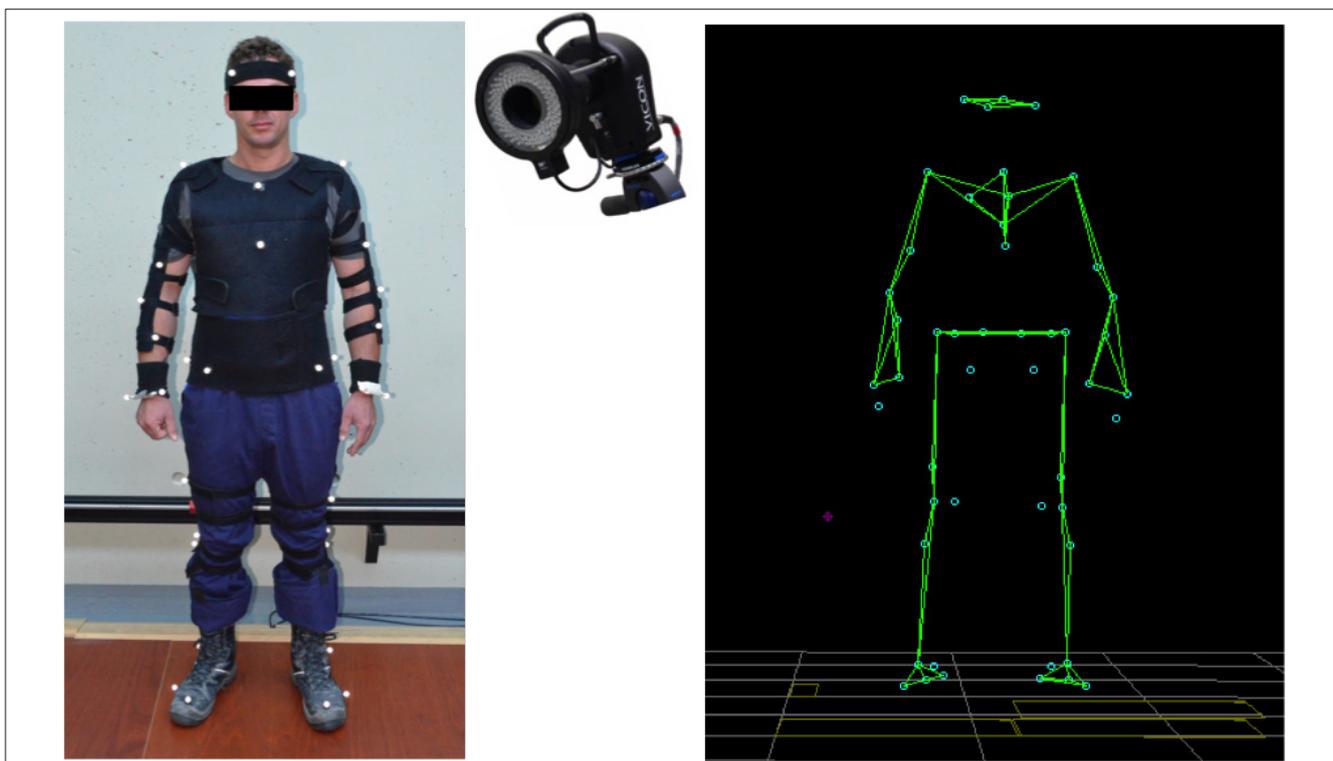
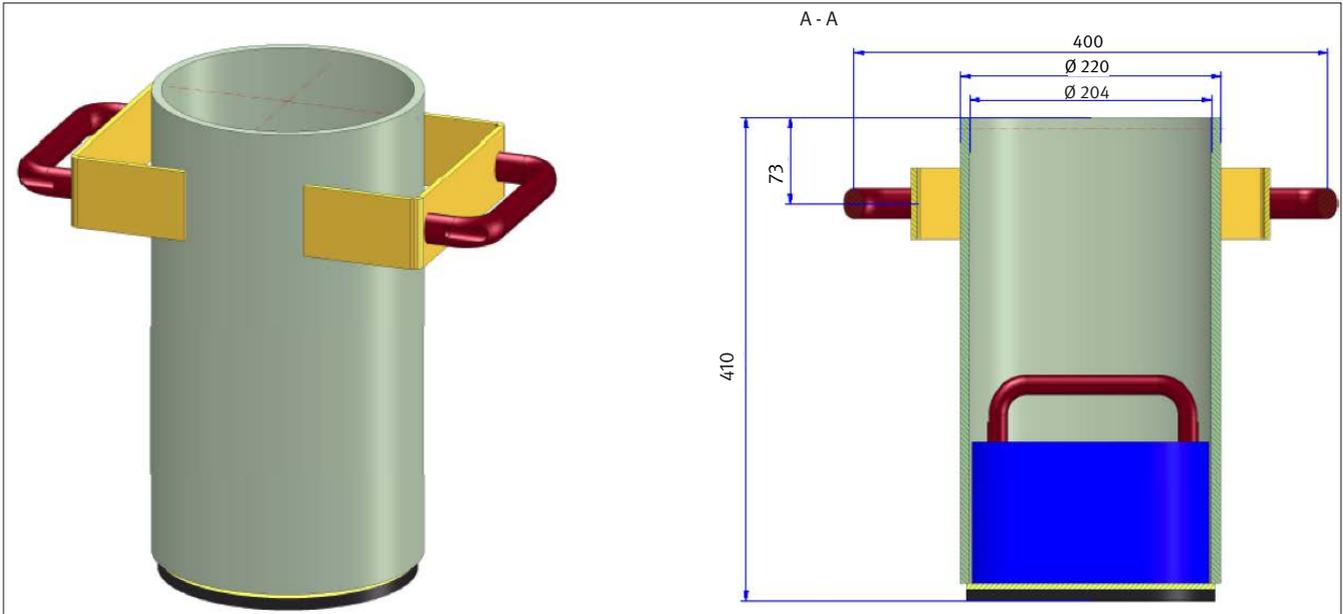


Abbildung 10:
Anordnung der Kraftmessplatten im Laborboden

3 Methodik

Abbildung 11:
Variabel einstellbares Hebegewicht für die Versuche zur Lastenhandhabung (links) – Maßzeichnung (rechts)



Für die Versuche zum Treppensteigen wurde im IFA eine instrumentierte Treppe entwickelt und gefertigt, in der unter der zweiten Stufe eine Kraftmessplatte eingelassen war (Abbildung 12). Hierdurch konnten die Stützkkräfte beim Treppensteigen in drei Komponenten gemessen werden.

Für das Leiternsteigen entwickelte das IFA eine Leiterkonstruktion, bei der eine Sprosse mit einem Dreikomponenten-Kraftmesssystem mit Piezo-Sensortechnik ausgerüstet war (Abbildung 13). Dies ermöglichte die Messung der Stützkkräfte auf der Leitersprosse in drei Raumrichtungen. Außerdem bot die Leiter die Einstellung von zwei unterschiedlichen Anstellwinkeln: 70 und 90°.

Abbildung 12:
Treppenkonstruktion mit integrierter Kraftmessplatte (nicht im Bild sichtbar) unter der zweiten Stufe

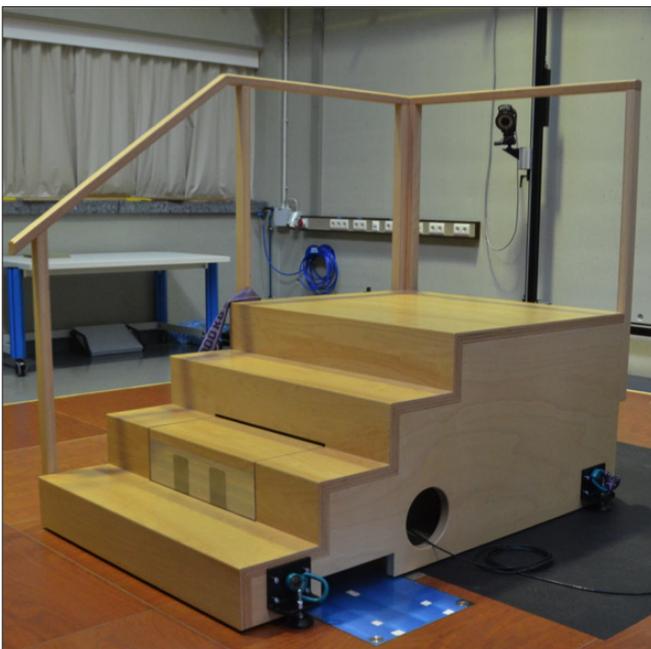
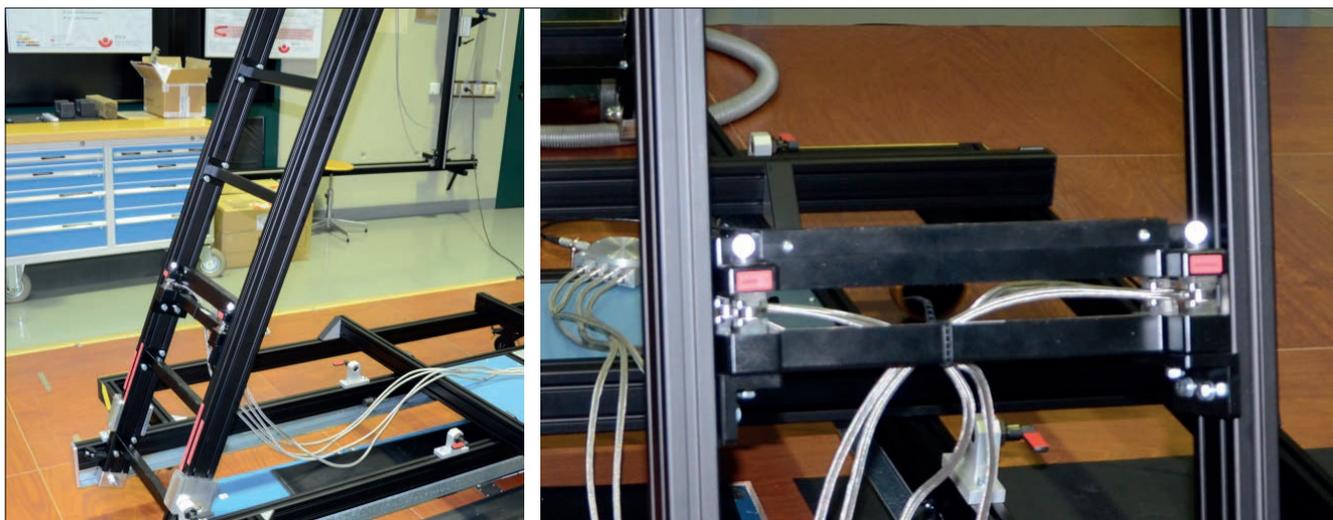


Abbildung 13:
Leiterkonstruktion mit verstellbarem Anstellwinkel (links) und instrumentierter Sprosse (rechts)



3.4.3 Probanden

Über die an der AG Coxarthrose der DGUV beteiligten UV-Träger konnten mehrere Betriebe und ihre Fachkräfte zur Unterstützung des Projektes gewonnen werden:

- BG ETEM (Textil-/Werbetechnik, Netzausbau),
- BGHM (Aufzugsinstallation/-wartung, Kraftwerksservice),
- BG Verkehr (zwei Möbeltransportunternehmen),
- BG BAU (zwei Maurereibetriebe).

Insgesamt nahmen zwölf Fachkräfte aus unterschiedlichen Branchen an den Laborversuchen teil (Tabelle 4).

Die ausschließlich männlichen Probanden mit einem Durchschnittsalter von 42 Jahren verfügten im Mittel über 23 Jahre Berufserfahrung. Da davon auszugehen ist, dass insbesondere

in den Berufsfeldern, in denen sehr schweres Heben und Tragen von Lasten > 40 kg wiederholt vorkommt, der Frauenanteil in Deutschland verschwindend gering ist, blieben Frauen in dieser Studie unberücksichtigt. Wohl ist aber davon auszugehen, dass die hier ermittelten Belastungswerte in erster Näherung auch für Frauen angesetzt werden können (mit entsprechend höherem Beanspruchungspotenzial). Mittels eines Fragebogens wurde jeder Proband vor Beginn der Labormessung zur persönlichen Einschätzung seiner Exposition und der subjektiven Belastungsempfindung bei den zu untersuchenden Tätigkeiten befragt (Tabelle 5).

Branchenabhängig wurden zu den drei erfragten Tätigkeiten zum Teil hohe wöchentliche Expositionen von über 20 h genannt. Die mehrheitlich höchsten Belastungsempfindungen – drei Nennungen der Stufe 5 – wurden beim Heben und Tragen genannt.

Tabelle 4:
Übersicht über die Probanden; BMI: Body Mass Index, MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung

Proband Nr.	Branche/Beruf	Geschlecht	Berufsjahre	Größe in cm	Gewicht in kg	BMI in kg/m ²	Alter in Jahren
P01	Kraftwerksservice	männlich	9	176	106	34,2	28
P02	Freileitungsmonteur	männlich	23	184	80	23,6	44
P03	Freileitungsmonteur	männlich	21	178	78	24,6	41
P04	Möbelpacker	männlich	37	184	86	25,4	52
P05	Möbelpacker	männlich	25	176	70	22,6	48
P06	Aufzugsmonteur	männlich	24	180	101	31,2	40
P07	Möbelpacker	männlich	8	194	138	36,7	25
P08	Maurer	männlich	7	187	90	25,7	25
P09	Maurer	männlich	41	173	72	24,1	61
P10	Maurer	männlich	18	170	88	30,4	35
P11	Veranstaltungstechniker	männlich	38	182	106	32,0	58
P12	Aufzugsmonteur	männlich	25	185	81	23,7	47
		MW	23	181	91	27,9	42
		SD	11	6	18	4,6	12

3 Methodik

Tabelle 5:
Übersicht zu den Befragungsergebnissen zur Exposition und subjektiven Belastungseinschätzung

Proband Nr.	Beruf	Heben und Tragen		Treppen steigen		Klettern auf Leitern	
		Stunden pro Woche	subjektives Belastungsempfinden 1: wenig belastend 5: sehr belastend	Stunden pro Woche	subjektives Belastungsempfinden 1: wenig belastend 5: sehr belastend	Stunden pro Woche	subjektives Belastungsempfinden 1: wenig belastend 5: sehr belastend
P01	Kraftwerksservice	15	2	20	1	5	1
P02	Freileitungsmonteur	10	4	0	entfällt	8	3
P03	Freileitungsmonteur	20	5	0	entfällt	25	4
P04	Möbelpacker	40	3	20	3	10	2
P05	Möbelpacker	20	3	30	3	10	2
P06	Aufzugsmonteur	20	3	18	4	9	1
P07	Möbelpacker	30	4	20	4	0	entfällt
P08	Maurer	10 bis 13	2	10 bis 13	2	1	1
P09	Maurer	40	5	1,5	3	3	5
P10	Maurer	41	5	20	3	5	3
P11	Veranstaltungstechniker	3 bis 4	2	5	2	2	2
P12	Aufzugsmonteur	4 bis 5	2	6 bis 7	2	1	2

3.4.4 Versuchsparcours

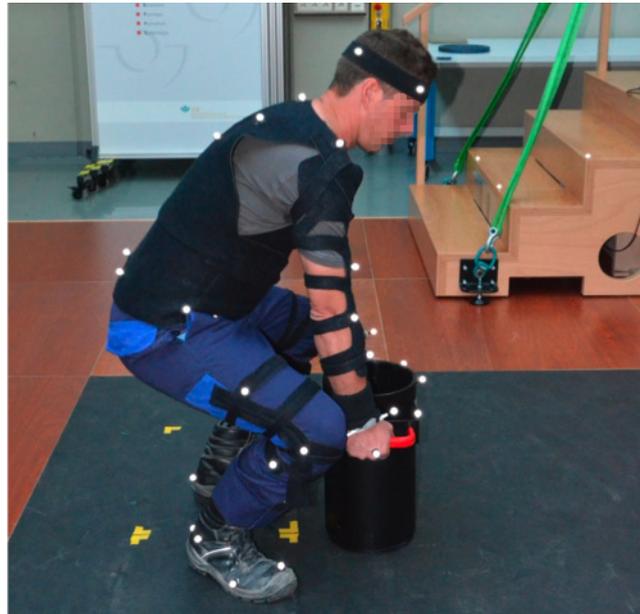
Auf der Basis des zuvor dargestellten Laboraufbaus wurde ein Versuchsparcours entwickelt, den jeder Proband in gleicher Reihenfolge zu absolvieren hatte (Tabelle 6). Die Pausen –

mehrere Minuten zwischen den verschiedenen Versuchen zum Umbau der Versuchsgegebenheiten – waren ausreichend lang, um keine bedeutsame Akkumulation von muskulären Ermüdungseffekten zu provozieren.

Tabelle 6:
Versuchsablauf und Versuchsparcours im IFA

Tätigkeit	Aufbau
Gehen	

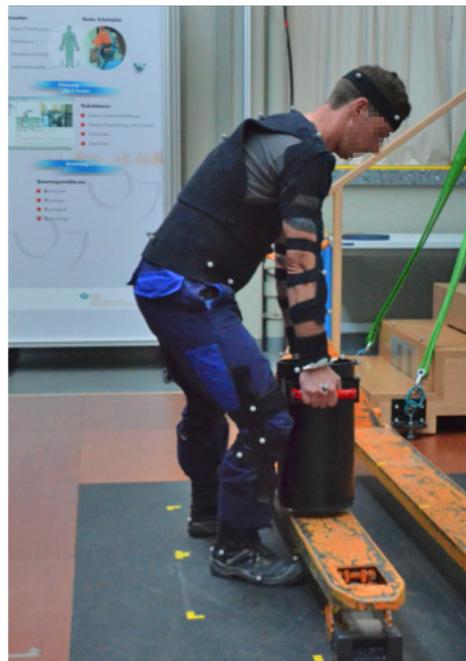
Heben
25 kg
40 kg
50 kg Last



Heben und Tragen,
rechts im Bild: Stepper zum Absetzen des
Hebegewichts



Umsetzen,
Abstellen auf Staplerzinken, um Hebegewicht
von Kraftmessplatten zu entkoppeln



3 Methodik

Treppensteigen
(aufwärts/abwärts)



Treppensteigen (aufwärts/abwärts)
25 kg Lastgewicht vor dem Körper

ohne Abbildung

Leitersteigen (aufwärts/abwärts),
70° Anstellwinkel



Leitersteigen (aufwärts/abwärts),
90° Anstellwinkel



Aufstehen aus dem Knien/Sitzen



Springen/Landen



Das Versuchsdesign umfasste 18 unterschiedliche Einzeltätigkeiten, die wiederum in verschiedene Bewegungsphasen – wie Anheben und Absetzen eines Gewichts – eingeteilt wurden. Letztlich ergaben sich pro Proband über 30 Bewegungsphasen,

die einzeln zu analysieren waren (Tabelle 7). Jede Einzeltätigkeit wurde von jedem Probanden dreimal wiederholt, um einen repräsentativen Durchschnittswert zu erhalten.

Tabelle 7:
Bezeichnung und Abkürzung der Einzeltätigkeiten für die Laborversuche

Bezeichnung		Beladung/Richtung	
GE	Gehen	G00	Ohne Gewicht
HB	Heben	G25	25 kg
HB	Heben	G40	40 kg
HB	Heben	G50	50 kg
HT	Heben Tragen	G25	25 kg
HT	Heben Tragen	G40	40 kg
HT	Heben Tragen	G50	50 kg
US	Umsetzen	G25	25 kg
US	Umsetzen	G40	40 kg
US	Umsetzen	G50	50 kg
TS	Treppensteigen	000	Ohne Gewicht
TS	Treppensteigen	G25	25 kg
LS	Leitersteigen	N70	70° Anstellwinkel
LS	Leitersteigen	N90	90° Anstellwinkel
AS	Aufstehen	KNI	Aus dem Knien
AS	Aufstehen	SIT	Aus dem Sitzen
HB_Stehen	Aufrecht Stehen	G00	Ohne Gewicht
SP	Sprung aus 40 cm	G00	Ohne Gewicht

3.4.5 Datentransfer und nachfolgender Berechnungsablauf

Für die Mehrkörpersimulation wurden die im IFA aufgenommenen Daten von den Bewegungen, den äußeren Kräften und den Momenten verwendet. Sämtliche Messdaten wurden im Datei-

format des VICON-System (C3D-Format) synchronisiert abgespeichert und an die BGUM übermittelt.

Zur Einsparung von Rechenzeit bei der AnyBody-Simulation wurden nur die Hauptaktionsphasen, in denen gleichzeitig die gemessenen Bodenreaktionskräfte vorlagen, und deren Wieder-

holungen einzeln gerechnet. So entstanden für einen Probanden bei der Aktivität „Gehen“, die dreimal durchgeführt wurde, drei einzelne Simulationen über je einen Doppelschritt, die ausgewertet werden mussten. Ein Versuchsdurchlauf benötigte ca. 30 bis 60 min Rechenzeit (Workstation mit 2x Xeon E5-2687W, 128 GB RAM, Tesla K20c). Zur Auswertung wurde ein Skript mit Matlab (Vers. R2014a Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) programmiert. Dieses Skript ermöglichte es, die AnyBody-Ergebnisdateien zu importieren und die während der einzelnen Versuchsdurchgänge entstehenden maximalen Kontaktkräfte im Hüftgelenk zu ermitteln.

Zur FEA wurde ebenfalls die zuvor genannte Workstation eingesetzt. Von den kompletten Bewegungsabläufen aus den AnyBody-Daten konnten nur einzelne Zeit- bzw. Lastschritte ausgewählt werden, da jede FEA zwischen 12 und 72 Stunden dauerte. Ein AnyBody-Datensatz bestand aber aus bis zu 1 100 Zeitschritten. Die FEA stellte sich nicht nur aufgrund der hohen Rechenzeiten als sehr aufwendig dar. Die Durchdringungen bzw. Lücken, die durch die Knorpelform entstehen, führten zu starken Konvergenzproblemen in ANSYS, was sehr viel Zeit für Fehlerdiagnose und Modellmodifikation erforderte. Da die Winkelbereiche für die verschiedenen Aktivitäten so unterschiedlich waren, mussten viele Zwischenergebnisse verworfen werden, weil sie sich im Vergleich als nicht plausibel darstellten.

Da die eingesetzte Software ANSYS keine adaptive Netzverfeinerung zur Berechnung der Kontaktdrücke und -flächen ermöglichte, musste die Elementgröße manuell im Modell schrittweise verfeinert werden. Als Abbruchbedingung wurde eine Wertänderung von $< 5\%$ bei den Kontaktdrücken und -flächen angesetzt. Die finale Elementgröße im Kontaktbereich lag bei 0,7 mm. Zusätzlich wurde eine Sensitivitätsanalyse in der Form durchgeführt, dass auch die Zeitschritte vor und nach dem eigentlich betrachteten Lastfall berechnet wurden. Hierdurch wurden die Gelenkwinkelstellung und die Kontaktkraft etwas variiert. Im Gegensatz zum sonst üblichen rein mathematischen Ansatz (z. B. $\pm 5\%$ Eingangswertänderung), der hier nur in Ausnahmefällen konvergierende FE-Modelle entstehen ließe, wurden nur tatsächlich aufgetretene Lastsituationen mit unterschiedlichen Kraft-Winkel-Zuständen generiert. Dabei befanden sich diese Lastfälle jedoch auch zumeist in einem Bereich von $\pm 5\%$ um den Lastschritt mit der maximalen Kraft. Die Ergebniswerte blieben dabei in einem erwartungsgemäßen und plausiblen Bereich um den Hauptlastfall. Das Modell reagierte somit auf Winkel- und Kraftänderungen konsistent und stabil.

Da auch bei der FEA die Gruppenmittelwerte im Vordergrund standen und aus Zeitgründen nicht alle Probanden mit allen Versuchen als FE-Modell erstellt und gerechnet werden konnten, wurde der „durchschnittlichste“ Proband als Repräsentant der Stichprobe bestimmt. Hierzu wurde der Proband ermittelt, der für die maximale Hüftgelenkskraft über alle Aktivitäten den geringsten Unterschied zum Gruppenmittelwert aller Probanden auswies (P04). Für einen Probanden wurde dazu für jede Aktivität die Differenz zwischen der individuellen maximalen Kontaktkraft und dem Gruppenmittelwert gebildet. Aus diesen einzelnen Abweichungen wurde schließlich als deren Durchschnittswert die mittlere Abweichung für jeden Probanden berechnet. Die geringste durchschnittliche Abweichung von 26 % wies Proband P04 auf. Die bei der FEA genutzten Lastfälle

stammen deshalb ausschließlich von Proband P04. Eine solche Vorgehensweise ist notwendig, da dem Gruppenmittelwert der maximalen Hüftgelenkskraft keine exakt entsprechende Hüftgelenksstellung zugewiesen werden kann und die FEA somit unrealistisch oder überhaupt nicht ausführbar wäre.

In der FEA wurden – neben dem Gehen als Referenz – nur Aktivitäten mit den höchsten Kontaktkräften berücksichtigt. Dazu zählten

- Umsetzen von 50 kg,
- Heben von 50 kg,
- Tragen von 50 kg und
- Treppenaufsteigen mit 25 kg Lastgewicht.

3.4.6 Tätigkeitsintervalle und statistische Analysen

Zur Kennzeichnung der einzelnen Bewegungs-/Tätigkeitsphasen wurden manuell Intervalle in den Messdaten (C3D-Daten) gesetzt. Dies ermöglichte die automatische bzw. einheitliche Auswertung in allen weiteren Programmschritten.

Ein wesentlicher Auswertungsschritt zur Modellvalidierung war der Vergleich der Kurvenverläufe der Hüftgelenkskräfte mit denen aus In-vivo-Messungen. Dazu wurde für jede Aktivität eine Mittelwertskurve mittels Dynamic Time Warping (DTW) erstellt. Beim DTW handelt es sich um eine Methode der Signalverarbeitung, deren Anwendung sich bei Signalen anbietet, die sich in ihrer Länge oder durch das Auftreten bestimmter Charakteristika unterscheiden. So sind z. B. die Ausführungsdauern für die einzelnen Aktivitäten bei den Probanden unterschiedlich lang oder es zeigen sich unterschiedliche Bewegungsmuster, wodurch sich das Auftreten der Kraftmaxima zu unterschiedlichen Zeitpunkten äußert. Beim DTW werden die Verläufe nichtlinear verzerrt, um eine Mittelwertskurve zu erzeugen. Das DTW wurde mit einer online zur Verfügung gestellten Software [52] durchgeführt. Die erzeugten Durchschnittskurven wurden qualitativ mit In-vivo-Daten verglichen, die mit instrumentierten Endoprothesen erhoben wurden [53].

Für den Vergleich zwischen den verschiedenen Tätigkeiten/Aktionen wurden die absoluten Maxima der Parameter-Zeit-Verläufe innerhalb der markierten Intervalle als Kennwerte für die Belastungshöhe herangezogen. Softwaregestützt wurden dazu die Aggregate wie Mittelwert und Maximum jedes Ausgabeparameters für das jeweilige Zeitintervall berechnet und in entsprechende Tabellen zur weiteren Auswertung abgelegt. Mittels Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung und anschließenden gepaarten t-Tests (mit Bonferroni-Korrektur: $\alpha = 0,05/18 = 0,0028$) wurde überprüft, in welcher Relation die Belastung (außer für die Tätigkeit Hinsetzen/Aufstehen) zu der beim Gehen stand.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Laboranalyse

4.1.1 Räumlich-zeitlicher Verlauf der Belastungsphasen

Nach Durchsicht aller Versuche – insbesondere während der Aktionsphasen – auf Gültigkeit verblieben für alle Probanden und alle Versuche über 2 600 Intervalle, die in die Auswertung einbezogen werden konnten (Abbildung 14). Im Zuge dieser Datensichtung wurden ungültige Bewegungsphasen – z. B. dadurch entstanden, dass ein Fuß die Kraftmessplatte nicht vollständig trifft – von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Am Ende verblieben mindestens 33 gültige Bewegungsphasen für die Auswertung (Tabelle 8). Bei den Bewegungsphasen, die bei verschiedenen Tätigkeiten wiederholt auftraten – z. B. Aufrichten ohne Gewicht – erhöhte sich die Anzahl der auszuwertenden Bewegungsphasen entsprechend in Einzelfällen auf

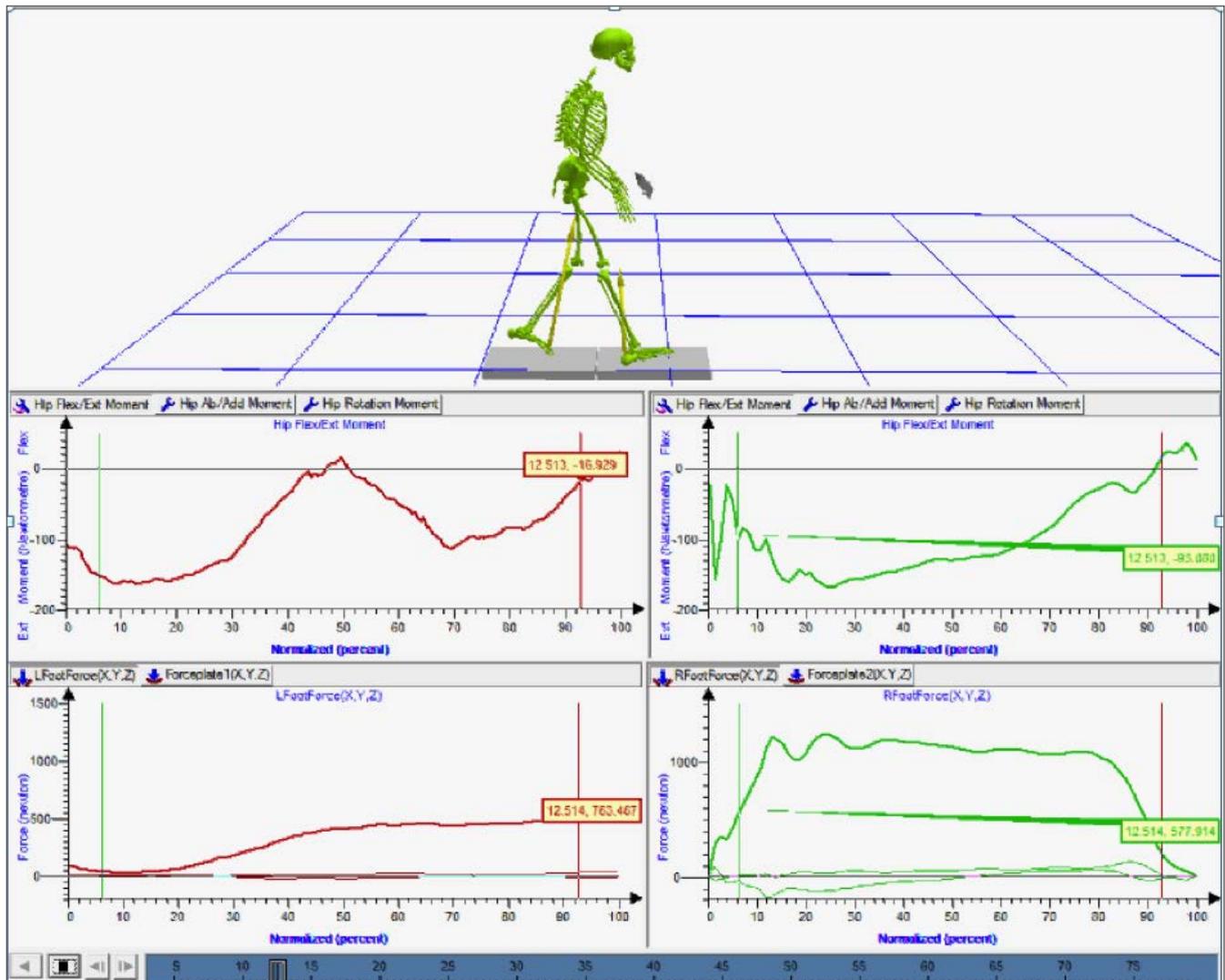
über 200. Daher wird davon ausgegangen, dass die Messwerte ein repräsentatives Bild für die untersuchten Tätigkeiten sind.

Die mittlere Bewegungsgeschwindigkeit – Mittelwert der Bahngeschwindigkeit des Beckens – während der Bewegungsphase war meist tätigkeitsspezifisch und zeigte oft nur eine geringe Standardabweichung (Abbildung 15). Beim Gehen und Tragen ergaben sich die höchsten mittleren Geschwindigkeiten im Bereich um 1 m/s.

Die mittlere maximale Hüftgelenksflexion unterschied sich erwartungsgemäß tätigkeitsspezifisch (Abbildung 16). Dennoch waren häufig relativ große Streuungen zu verzeichnen, die auf die individuell unterschiedlichen Bewegungsausführungen zurückzuführen waren. In der Anfangsposition beim Anheben von Lasten traten die größten Hüftgelenksflexionswinkel von ca. 80° auf.

Abbildung 14:

Kinetogramm beim Tragen einer Last von 40 kg. Die Graphen zeigen den zeitlichen Verlauf der sagittalen Hüftgelenkmomente (oben) und der zugehörigen Bodenreaktionskräfte (unten) der rechten (grün) und linken (rot) Seite über die Stützphase (100 %).



4 Ergebnisse

Tabelle 8

Anzahl der ausgewerteten Intervalle pro Bewegungsphase (Bezeichnung der Tätigkeiten siehe Tabelle 7)

Tätigkeitsintervallbezeichnung	Anzahl	Tätigkeitsintervallbezeichnung	Anzahl
AS_aufstehen_KNI	39	HT_Hebendreihen_G50	37
AS_aufstehen_SIT	74	HT_Stuetz_G25	42
AS_aufstehenstuetz_KNI	39	HT_Stuetz_G40	38
AS_knien_KNI	37	HT_Stuetz_G50	33
AS_knienstuetz_KNI	37	LS_Stuetzab_N70	35
AS_setzen_SIT	64	LS_Stuetzab_N90	38
GE_Stuetz_G00	88	LS_Stuetzauf_N70	35
HB_Aufrichten_G00	206	LS_Stuetzauf_N90	37
HB_AufrichtenmG_G25	66	SP_Landung_G00	62
HB_AufrichtenmG_G40	74	TS_Stuetzab_G00	36
HB_AufrichtenmG_G50	72	TS_Stuetzab_G25	37
HB_Beugen_G00	208	TS_Stuetzauf_G00	36
HB_BeugenmG_G25	132	TS_Stuetzauf_G25	36
HB_BeugenmG_G40	144	US_NachLinks_G25	76
HB_BeugenmG_G50	144	US_NachLinks_G40	70
HB_Stehen_G00	68	US_NachLinks_G50	72
HT_Beugen_G00	120	US_NachRechts_G25	76
HT_Hebendreihen_G25	42	US_NachRechts_G40	72
HT_Hebendreihen_G40	39	US_NachRechts_G50	72

Abbildung 15:

Mittlere Bewegungsgeschwindigkeit mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen siehe Tabelle 7)

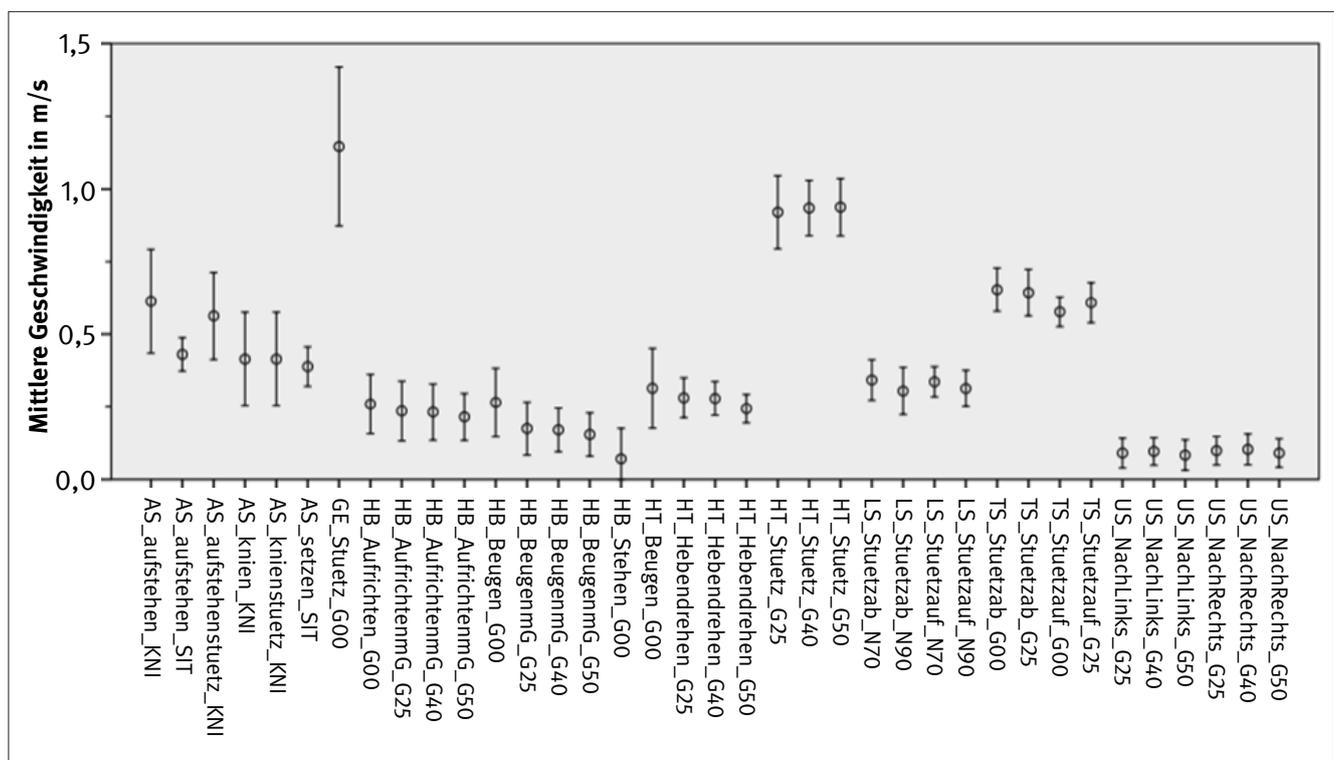
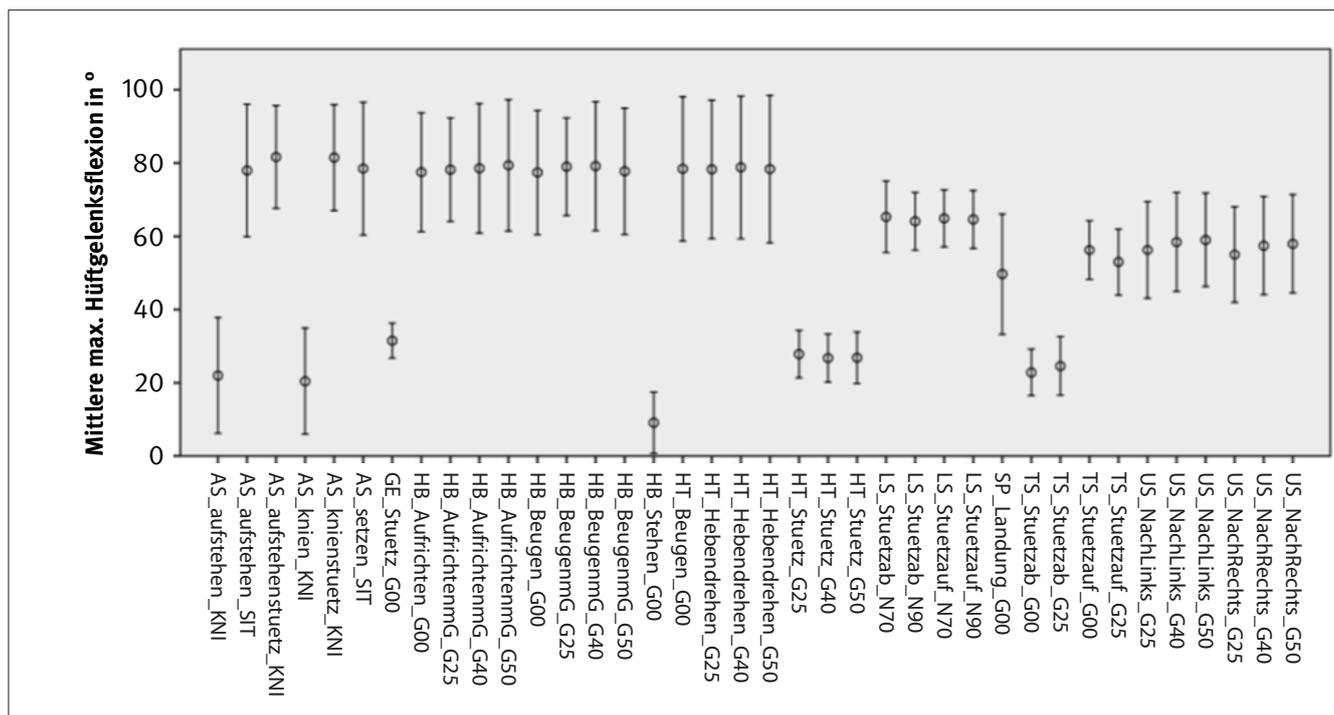


Abbildung 16:

Mittlere maximale Hüftgelenksflexion mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen siehe Tabelle 7)



Bei den Versuchen mit dem Hebegewicht variierten die mittleren relativen Hubhöhen gegenüber dem Ausgangsniveau zwischen 6 und 70 cm (Tabelle 9). Beim Umsetzen wurde erwartungsgemäß das Gewicht nur wenige Zentimeter angehoben, wobei beim Tragen das Gewicht zu Beginn vergleichsweise am höchsten gehoben werden musste, um ein sicheres und aufrechtes Gehen zu erreichen.

Tabelle 9:

Relative Hubhöhe des Lastgewichts gegenüber der Ausgangshöhe

Tätigkeit	Mittelwert in cm	Standardabweichung in cm
Heben 25 kg	58,3	8,0
Heben 40 kg	56,9	9,1
Heben 50 kg	56,0	11,3
Heben Tragen 25 kg	69,4	7,4
Heben Tragen 40 kg	66,8	7,8
Heben Tragen 50 kg	63,5	6,8
Umsetzen 25 kg	9,0	6,7
Umsetzen 40 kg	6,4	5,8
Umsetzen 50 kg	5,9	5,0

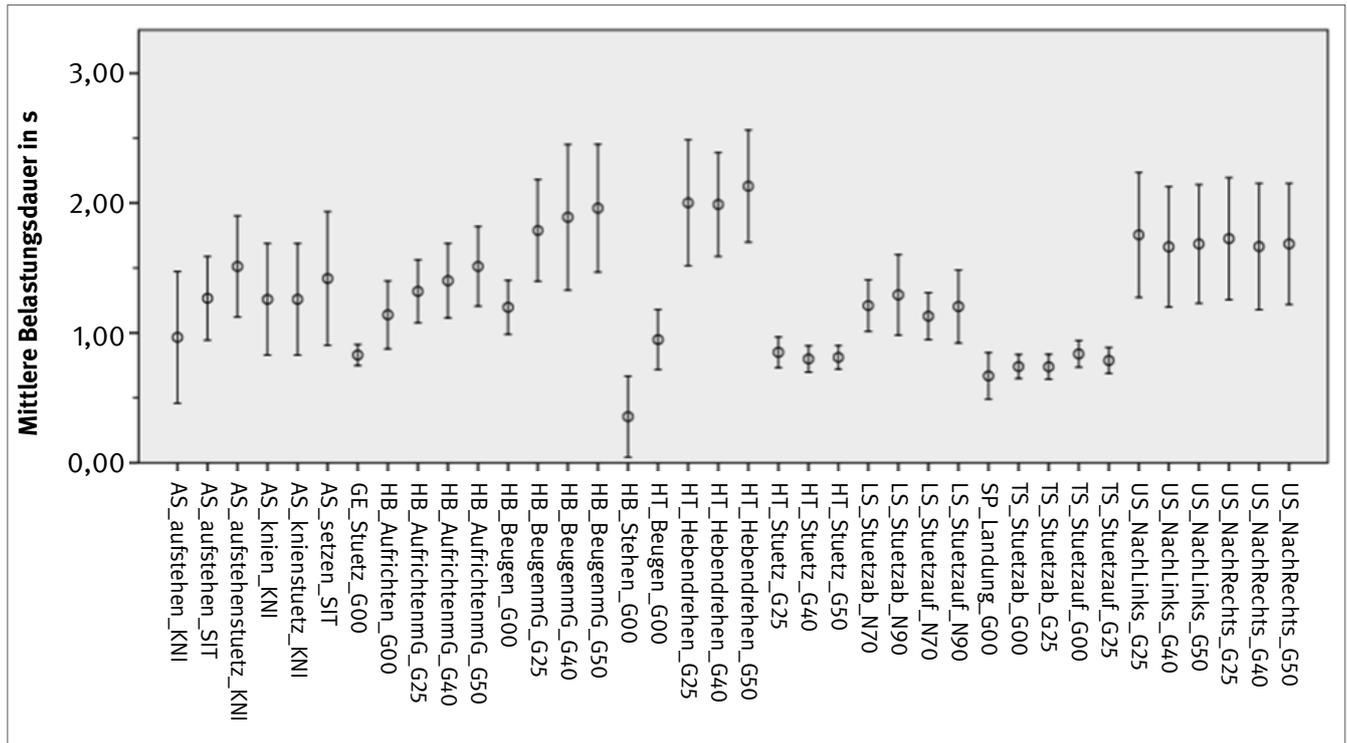
4.1.2 Zeitdauern von Belastungsphasen der Tätigkeiten

Die Belastungsdauern bei Ausübung der untersuchten Tätigkeiten variierten im Mittel tätigkeitsspezifisch zwischen 0,7 und 2 s (Abbildung 17). Für das Stehen wurde jeweils nur ein kurzes Zeitintervall ausgewählt, in dem der Proband aufrecht stand und die Bodenreaktionskraft konstant blieb. Die Belastungsdauern spielen eine wichtige Rolle für die spätere Beurteilung der Gesamtbelastung, wo neben der Belastungshöhe auch die Belastungsdauer zu berücksichtigen ist.

4 Ergebnisse

Abbildung 17:

Mittlere Belastungsdauer mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen siehe Tabelle 7)



4.1.3 Bodenreaktionskräfte der Tätigkeiten

Die maximalen Bodenreaktionskräfte in vertikaler Richtung, die auf ein Bein einwirken, variierten tätigkeitsabhängig für das untersuchte Kollektiv zwischen dem 0,5 und 1,8-Fachen des Körpergewichts (body weight, BW) (Abbildung 18). Die Tätigkeit „Springen aus 40 cm Höhe“ wurde später in der Auswertung nicht mehr berücksichtigt, da einerseits die Belastungen wesentlich höher waren (Mittelwert ca. 3 · BW) und andererseits der Laborboden (Bodenfläche als Stahlbeton-Deckenkonstruktion) durch den Landungsaufprall in solche Schwingungen versetzt wurde, dass die Kraftmessplatten keine verlässlichen Daten mehr lieferten, die für eine invers-dynamische Analyse eine wichtige Voraussetzung sind.

Beim Gehen (1,2 m/s) wurden im Mittel maximale vertikale Bodenreaktionskräfte des ca. 1,2-fachen Körpergewichts erreicht. Die höchsten Werte wurden beim Treppe Hinabsteigen und beim Tragen des Gewichts erreicht (Abbildung 18 unten).

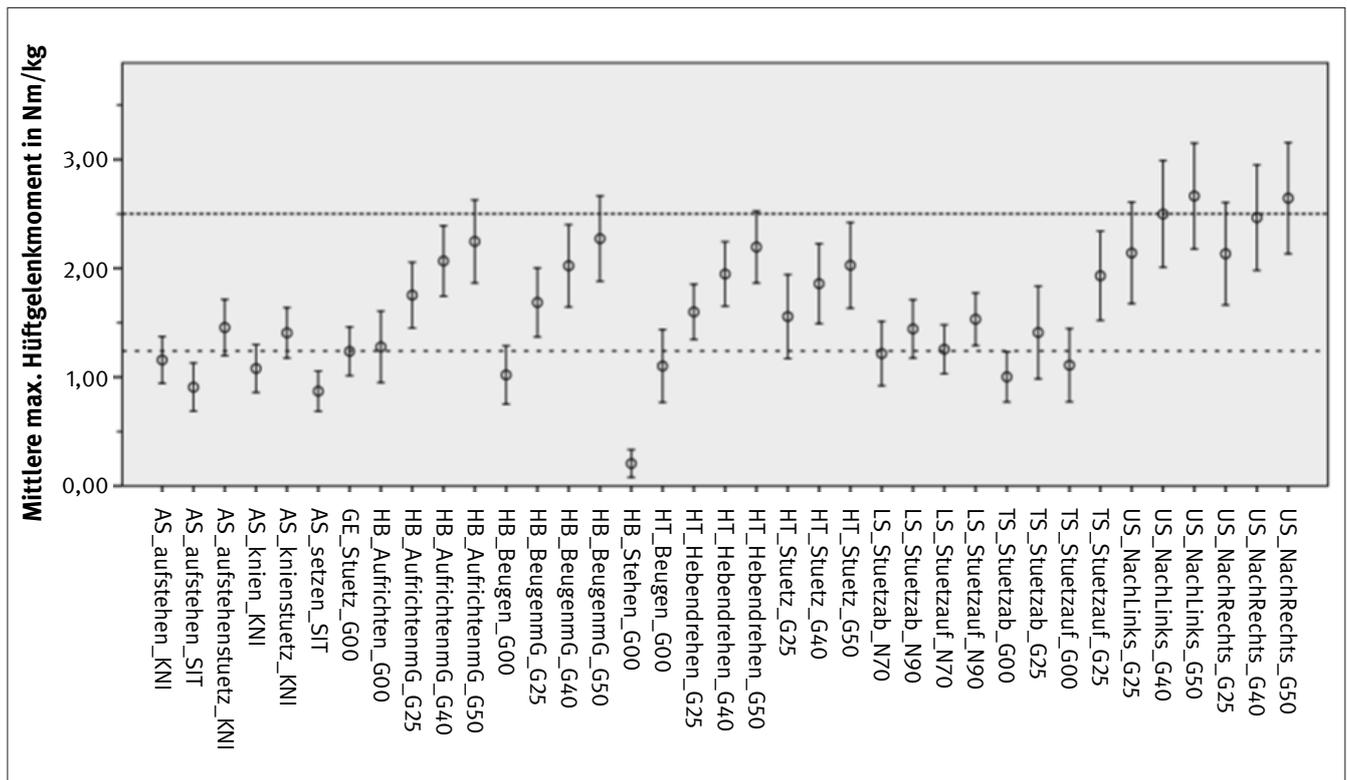
4.1.4 Maximale Hüftgelenkmomente der Tätigkeiten

Das Hüftgelenkmoment repräsentiert im Wesentlichen das Netto-Muskelkraftmoment der Muskeln um das Hüftgelenk, das neben der Bodenreaktionskraft die Haupteinflussgröße für die Höhe der Hüftgelenkskraft darstellt. Beim Gehen lag das maximale Flexionsmoment bei ca. 1,2 Nm/kg (normalisiert auf Körpermasse) (Abbildung 19). Die höchsten Werte wurden beim Umsetzen des 50-kg-Gewichts mit durchschnittlich 2,8 Nm/kg erreicht.

4 Ergebnisse

Abbildung 19:

Mittleres maximales Hüftgelenkmoment (Betrag) mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen siehe Tabelle 7). Die Markierungslinien kennzeichnen die einfache bzw. die doppelte Belastung des Gehens.



4.2 Computersimulation

4.2.1 Mehrkörpersimulation

Mit der Mehrkörpersimulation wurden nur die Probanden 2 bis 12 analysiert, da beim ersten Probanden durch Weichteilbewegungen Bewegungsartefakte der VICON-Marker aufgetreten waren, die zu groß waren, um sinnvolle Rechnungen anstellen zu können. Die durchschnittlichen maximalen Kontaktkräfte (\pm Standardabweichung) für die einzelnen Aktivitäten sind in Tabelle 10 angegeben. Dabei variiert die in die Mittelung eingegangene Stichprobenzahl in Abhängigkeit von der Zahl der Versuche aus der Laboranalyse, die für die Simulation herangezogen werden konnten.

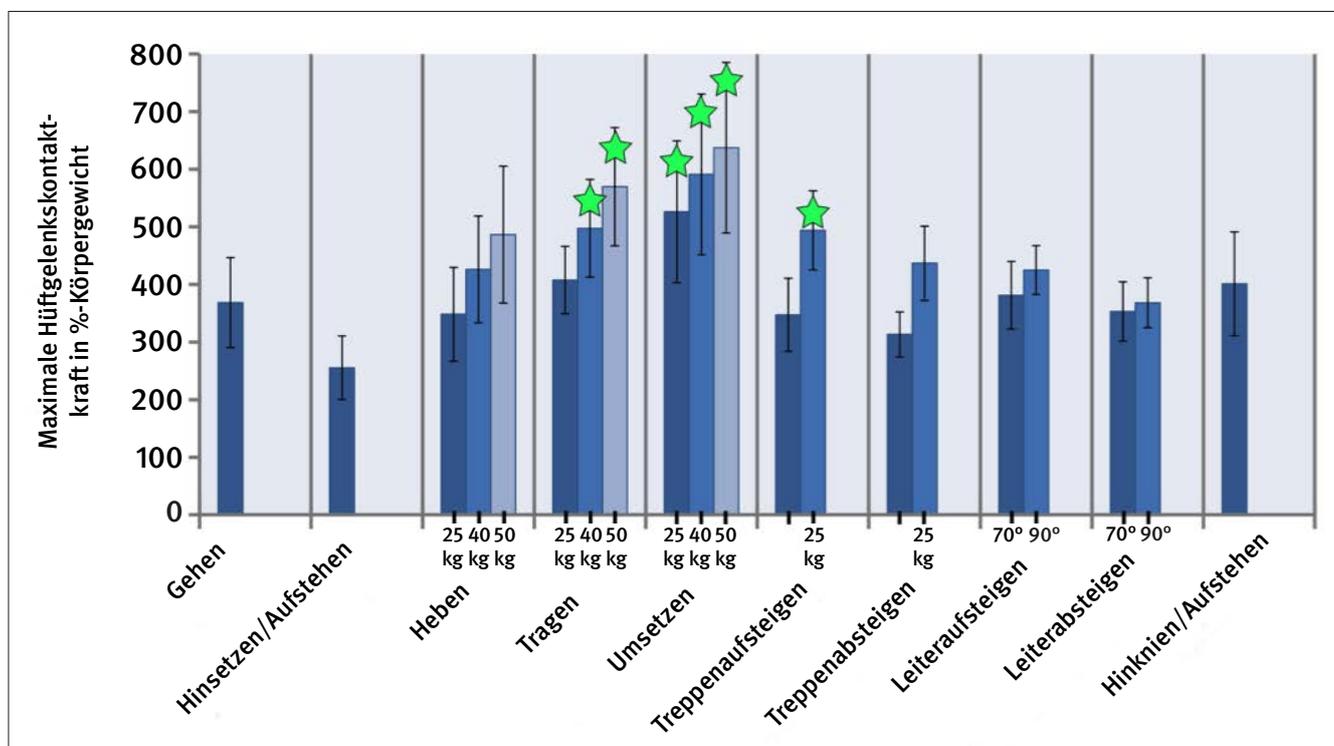
Bei der statistischen Auswertung stellten sich die Kontaktkräfte im Hüftgelenk für das Tragen von 40 und 50 kg sowie das Umsetzen von 25, 40 und 50 kg und schließlich das Treppenaufsteigen mit 25 kg Zusatzlast als signifikant ($p < 0,001$) größer als die Kontaktkräfte beim Gehen dar (Abbildung 20).

Nicht für alle gemessenen und simulierten Tätigkeiten standen In-vivo-Vergleichsdaten zur Verfügung. Für Gehen in der Ebene, Hinsetzen, Aufstehen, Treppenaufsteigen und -absteigen gab es Daten von In-vivo-Messungen. Das Tragen von 25 kg wurde verglichen mit In-vivo-Daten vom Tragen von 22 kg. Die Vergleiche sind Abbildung 21 zu entnehmen.

Tabelle 10:
Gruppenmittelwerte der maximalen Gelenkkräfte, deren Standardabweichung und Stichprobengröße (n)

Bewegung	Mittelwert in %BW \pm Standardabweichung	n
Gehen	368 \pm 78	80
Heben 25 kg	348 \pm 81	66
Heben 40 kg	426 \pm 93	70
Heben 50 kg	486 \pm 119	65
Tragen 25 kg	408 \pm 58	67
Tragen 40 kg	497 \pm 85	72
Tragen 50 kg	562 \pm 103	62
Umsetzen 25 kg	526 \pm 123	136
Umsetzen 40 kg	591 \pm 139	130
Umsetzen 50 kg	637 \pm 148	132
Treppenabsteigen	313 \pm 39	33
Treppenaufsteigen	347 \pm 64	33
Treppenabsteigen 25 kg	437 \pm 65	31
Treppenaufsteigen 25 kg	494 \pm 69	31
Leiterabsteigen 70°	353 \pm 52	33
Leiteraufsteigen 70°	381 \pm 59	33
Leiterabsteigen 90°	368 \pm 43	32
Leiteraufsteigen 90°	425 \pm 42	32
Hinsetzen/Aufstehen	255 \pm 55	68
Hinknien/Aufstehen	401 \pm 90	36

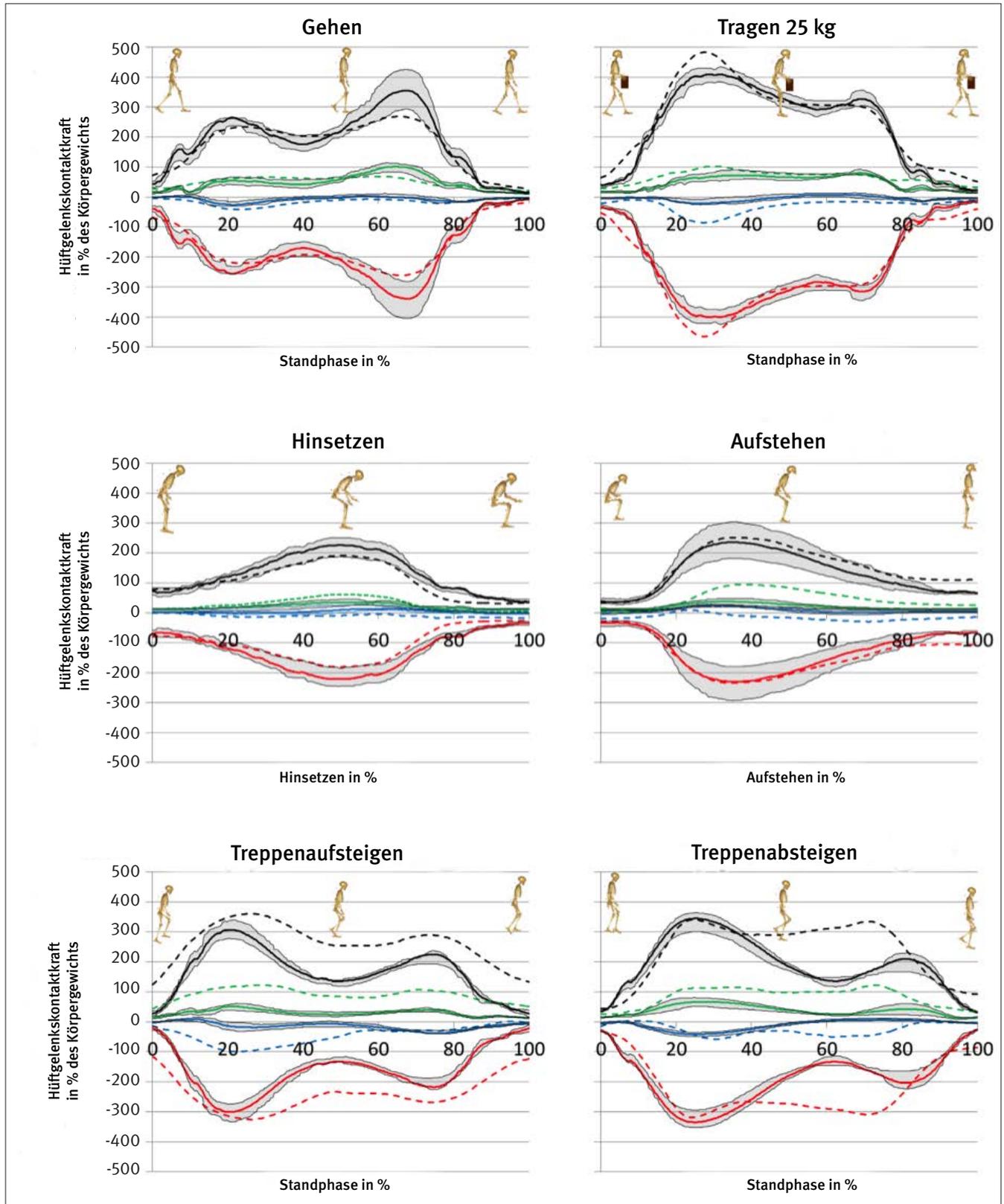
Abbildung 20:
Durchschnittliche maximale Kontaktkraft im Hüftgelenk für die Probanden bei den einzelnen Aktivitäten (mit Standardabweichung).
Die Sternchen zeigen Tätigkeiten mit signifikant größeren Kräften als beim Gehen (t-Test, vgl. Abschnitt 3.4.6).



4 Ergebnisse

Abbildung 21:

Verläufe der Hüftgelenkskontaktkraft in % des Körpergewichts. Schwarz: Kraftresultierende, grün: Fx, blau: Fy, rot: Fz. Die durchgängigen Linien sind die DTW-Mittelwerte mit grau hinterlegtem Bereich zwischen dem 25. und 75. Perzentil, die gestrichelten Linien sind die In-vivo-Vergleichsdaten [53]: Gehen: h2r_151110_1_184, Tragen 25 kg: h2r_100611_1_68, Hinsetzen/Aufstehen: IBL721A, Treppenabsteigen/-aufsteigen: ebr113a (Bezeichnungen gemäß www.orthoload.com)



4.2.2 Finite-Elemente-Analyse

Im Rahmen der Finiten-Elemente-Analyse wurden die Kontaktdrücke an den Gelenkoberflächen des Hüftgelenks untersucht. Diese Größe wurde auch häufig in experimentellen Studien ermittelt und lässt sich dadurch gut vergleichen. Mit den berechneten Drücken kann man darstellen, wie der Kontakt zwischen dem Knorpel des Femurkopfes und dem Knorpel der Hüftgelenkspfanne stattfindet. Die kennzeichnenden Ergebnisparameter sind dabei

- maximaler Druck: maximaler aufgetretener Druck,
- mittlerer Druck: mittlerer Druck über den gesamten Kontaktbereich unter Berücksichtigung der Elementflächen,

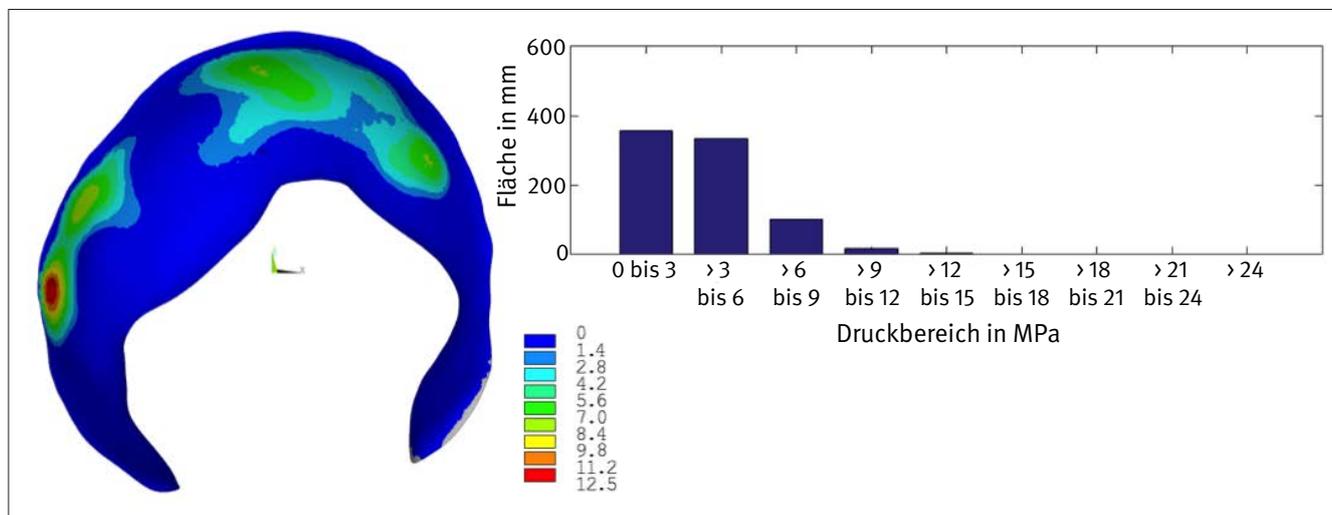
- Kontaktfläche: die Größe der Gelenkoberfläche, die bei Belastung des Gelenks im Kontakt steht,
- Druckverteilung: Fehlfarbandarstellung der Drücke über die Gelenkfläche im *Acetabulum*,
- Druckbereiche: Histogramm der Teilflächengröße über die Druckbereiche.

Bei der Simulation der gesunden Geometrie wurden die in Tabelle 11 dargestellten Ergebnisse berechnet. Die Abbildungen 22 bis 27 zeigen die Druckverteilungen im *Acetabulum* für die simulierten Aktivitäten.

Tabelle 11: Drücke, Kontaktflächen und Kontaktkräfte bei der Finiten-Elemente-Analyse

Tätigkeit	maximaler Druck in MPa	mittlerer Druck in MPa	Kontaktfläche in mm ²	Kontaktkraft in N
Gehen (Peak nach Stützbeginn)	12,5	3,6	808	2 060
Gehen (maximale Kraft)	15	5,1	622	2 895
Tragen 50 kg	15,6	6,6	1 019	5 303
Heben 50 kg	24,1	9,5	599	5 188
Umsetzen 50 kg	22,8	7,1	941	5 345
Treppauf mit 25 kg	11,6	5	1 008	4 011

Abbildung 22: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Gehen (Zeitpunkt des Peaks nach Stützbeginn – bei ca. 20 % der Standphase); Ansicht von lateral



4 Ergebnisse

Abbildung 23:
 Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Gehen (Zeitpunkt der maximalen Kraft); Ansicht von lateral

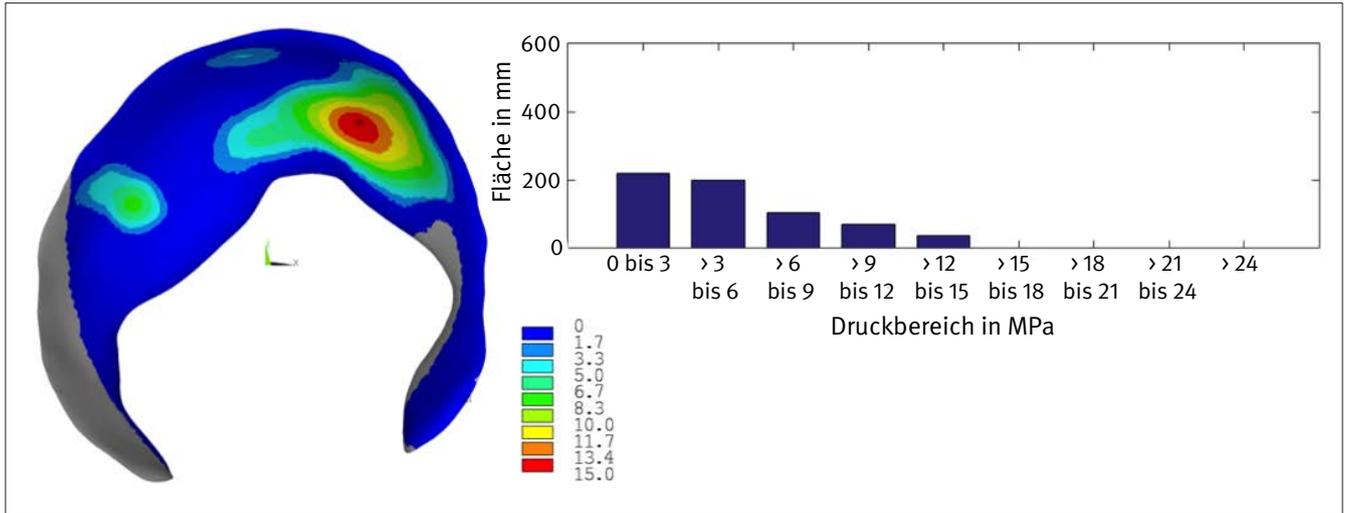


Abbildung 24:
 Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Tragen einer 50-kg-Last (Zeitpunkt der maximalen Kraft); Ansicht von lateral

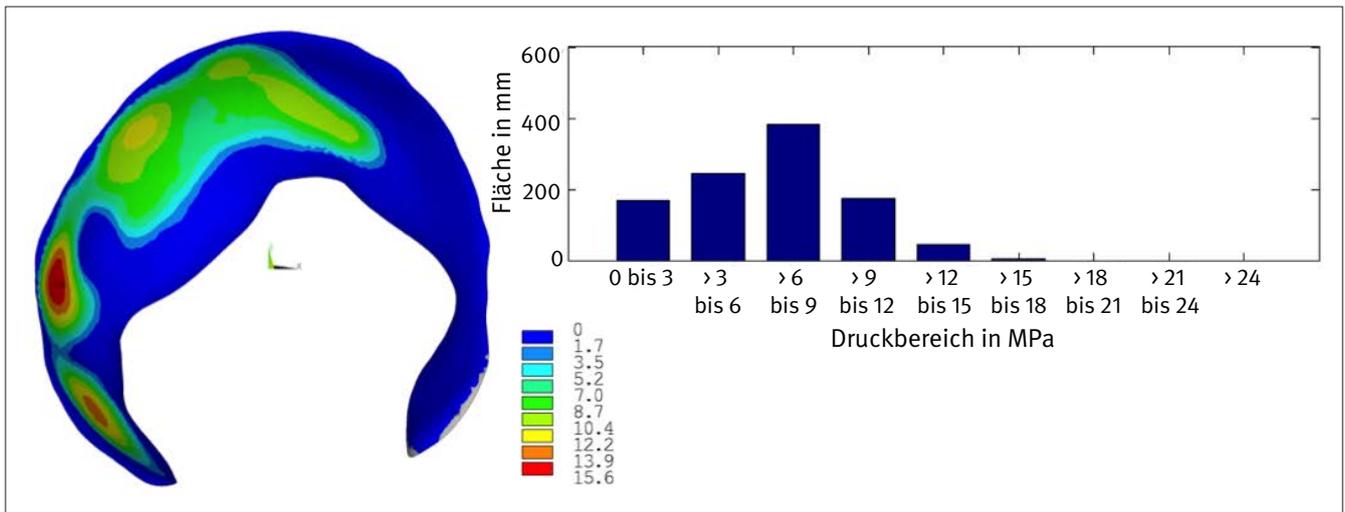


Abbildung 25:
 Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Heben einer 50-kg-Last (Zeitpunkt der maximalen Kraft); Ansicht von lateral

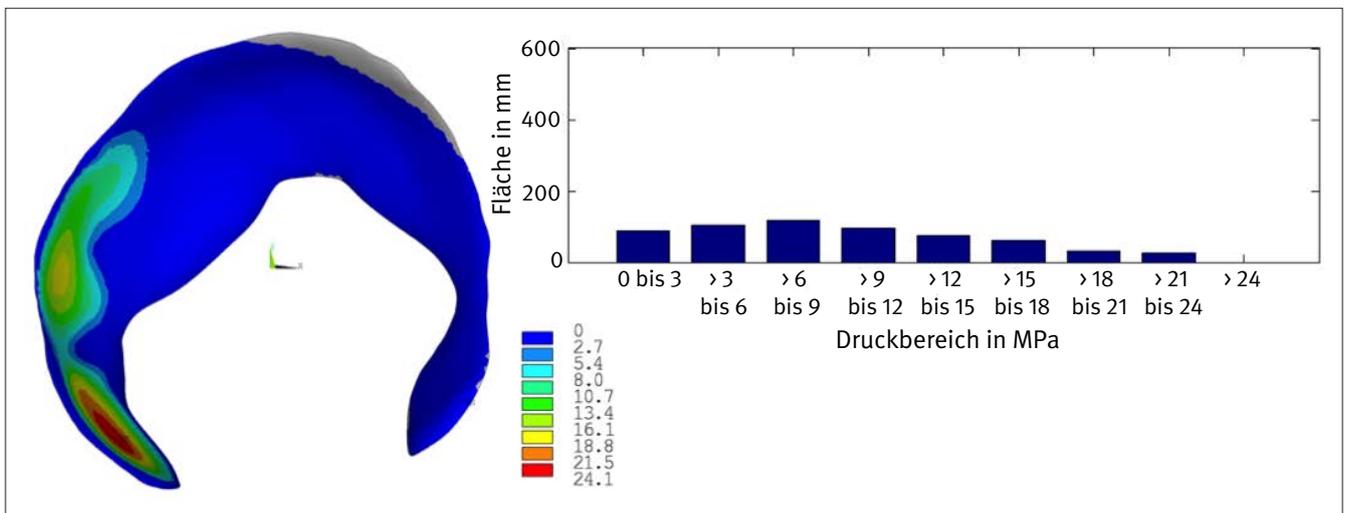


Abbildung 26:
 Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Umsetzen einer 50-kg-Last (Zeitpunkt der maximalen Kraft); Ansicht von lateral

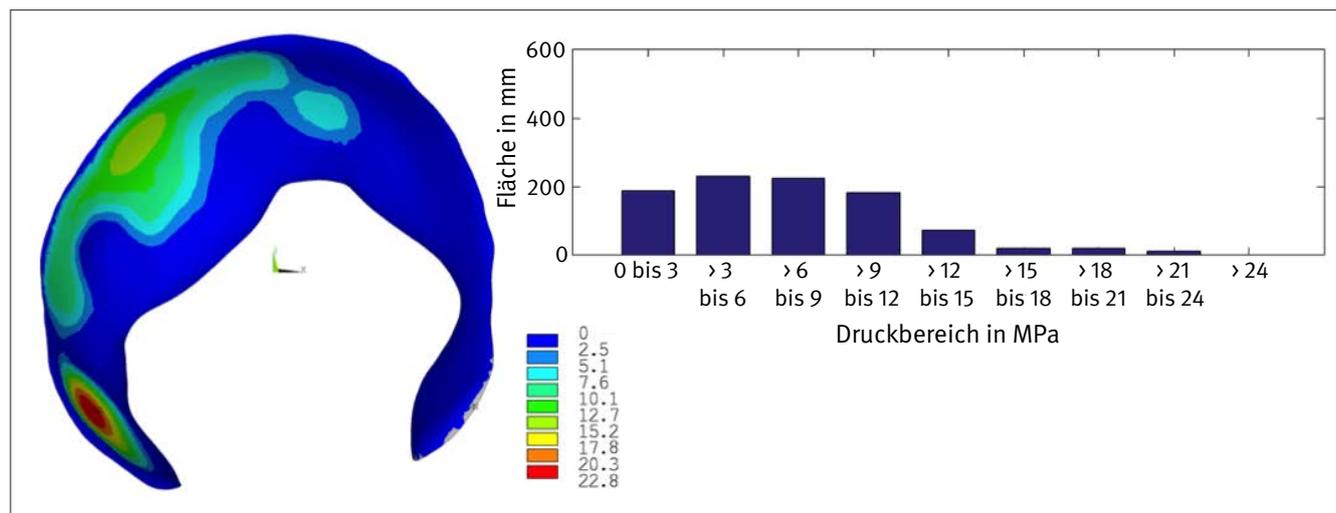
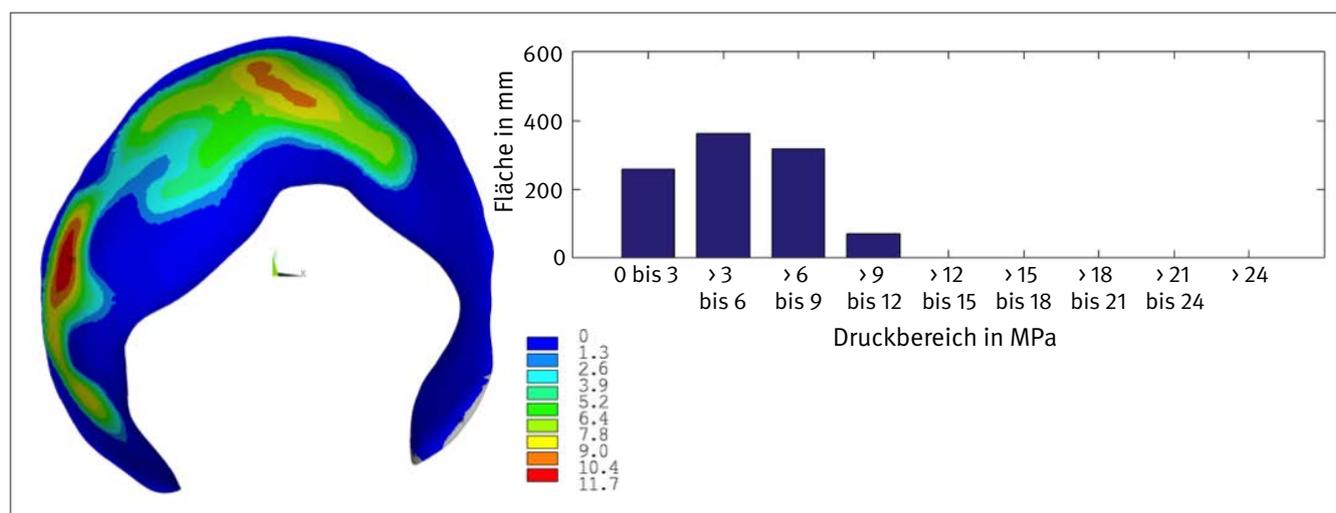


Abbildung 27:
 Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten *Acetabulum* beim Treppenaufsteigen mit einer 25-kg-Last (Zeitpunkt der maximalen Kraft); Ansicht von lateral



Es zeigte sich ein maximaler Kontaktdruck an der Gelenkoberfläche im Bereich zwischen ca. 12 und 24 MPa (Tabelle 1). Der mittlere Kontaktdruck lag zwischen 4 und 10 MPa. Die Hauptbelastungszonen veränderten sich in Abhängigkeit von der Tätigkeit bzw. der Hüftgelenkstellung (Rot-Gelb-Bereiche, siehe Abbildungen 22 bis 27). Der Flächenanteil mit Druckwerten von über 18 MPa war in den meisten Fällen nur gering und die maximalen Drücke traten vorwiegend lokal sehr begrenzt – quasi punktförmig – auf.

Bei den mittleren Drücken spiegelte sich der Zusammenhang von aufgebrachtener Kontaktkraft und Kontaktfläche wider. So ergab sich insbesondere beim Heben des 50-kg-Gewichts während der großen Hüftbeugung nur eine vergleichsweise kleine Kontaktfläche, was zusammen mit der großen Kontaktkraft zu hohen Drücken an der Gelenkoberfläche führte.

5 Diskussion

5.1 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

Die Bestimmung der Kontaktkräfte im Hüftgelenk ist ein aktuelles Forschungsthema. Dabei wird häufig die humane Mehrkörpersimulation verwendet, um grundsätzlich die Kräfte im Hüftgelenk zu bestimmen, aber auch mit spezifischen Fragestellungen, wie etwa vor dem Hintergrund einer totalendoprothetischen Versorgung. Eine Arbeitsgruppe untersuchte beispielsweise die Auswirkung von Übergewicht auf die Kinematik und Kinetik des Gangbildes [54].

Mithilfe der Finite-Elemente-Analyse wurde in anderen Forschergruppen bereits untersucht, wie sich verschiedene Hüftgelenksvariationen auf die Knorpelspannung und Drücke im Gelenk auswirken [55]. In einer weiteren Publikation wurde analysiert, welchen Effekt eine Acetabulum-Retroversion auf die Knorpelspannungen hat [47]. Diese Publikationen arbeiten nicht mit eigenen Lastfällen, sondern mit Daten von instrumentierten Hüftgelenksendoprothesen [56]. Die Methoden und Ergebnisse dieser Studien wurden für die Durchführung und Planung der eigenen Simulationen und zum Vergleich herangezogen. Die Geometrien, die in diesem Forschungsprojekt verwendet wurden, basieren auf Arthrogrammen der Forschungsgruppe aus Utah [46]. Diese Daten waren für das aktuelle Forschungsvorhaben von großer Bedeutung, da über einen langen Zeitraum vergeblich versucht wurde, mit Geometrien aus normalen CTs aus den Beständen der BGUM Finite-Elemente-Analysen durchzuführen. Dabei konnte der Gelenkknorpel nur als gleichmäßig dicke Schicht aufgetragen werden, was zu ungültigen und realitätsfernen Ergebnissen führte. Mit den Daten der Forschungsgruppe aus Utah konnten schließlich die ersten brauchbaren Ergebnisse erzielt werden. Auch sind diese Ergebnisse, die so auf einer Geometrie mit einem physiologischen Knorpel basieren, aussagekräftiger als artifizielle Modelle. Die Materialparameter für den Knorpel wurden aus [47] entnommen.

Diese Publikationen zeigen, dass ein großes Interesse und ein großer Forschungsbedarf an den Effekten von unterschiedlichen Gelenkgeometrien und -belastungen auf die Gelenkgesundheit bestehen. Jedoch sind keine Veröffentlichungen bekannt, die dezidiert die Hüftgelenksbelastung bei typischen beruflichen Tätigkeiten untersuchten.

5.2 Laboranalyse

Die Grundlage der hier angestellten Computerberechnungen basierten auf den unter Laborbedingungen erhobenen Bewegungsanalysen von zwölf untersuchten Fachkräften. Insofern beschränken sich die hier erfassten Bewegungsausführungen auf die praxistypischen Möglichkeiten, wie sie unter den konkreten Randbedingungen der Laboraufbauten möglich waren. Deshalb wurden für alle untersuchten Tätigkeiten die räumlich-zeitlichen Kenngrößen mit angegeben. Sollten in speziellen Fällen der beruflichen Praxis stark abweichende Kenngrößen und Randbedingungen vorliegen, so muss im Einzelfall geprüft werden, inwieweit eine Belastungsvorhersage auf der Grundlage der vorliegenden Daten möglich bzw. sinnvoll ist.

Die Streubreite der hier untersuchten Stichprobe deckt in ihren anthropometrischen Basisdaten (Tabelle 4) vermutlich nur einen Teil der zugehörigen Grundgesamtheit ab. Dennoch scheint es beachtenswert, dass die Mittelwerte der Stichprobe tendenziell oberhalb des 50. Perzentils der männlichen Erwerbsbevölkerung in Deutschland und Europa liegen [57]. Dies könnte ein Hinweis auf den Selektionseffekt sein, der durch die besonderen Tätigkeitsanforderungen wie die manuelle Handhabung sehr schwerer Lasten in den untersuchten Berufsfeldern erzeugt wird.

Neben der Normalisierung der Belastungsparameter auf das Körpergewicht diente die Belastung beim Gehen als wesentlicher Referenzwert. Die hier ermittelten maximalen Bodenreaktionskräfte von durchschnittlich dem 1,2-Fachen des Körpergewichts bei einer mittleren Gehgeschwindigkeit von 1,2 m/s liegen im Erwartungsbereich für gesunde Erwachsene. Ebenso lag das mittlere maximale Hüftgelenkmoment mit 1,2 Nm/kg (normalisiert auf Körpermasse) im Erwartungsbereich.

5.3 Mehrkörpersimulation

Für das Gehen ergaben sich bei der Mehrkörpersimulation maximale Kontaktkräfte in den Hüftgelenken von $(368 \pm 78) \%$ des Körpergewichts. Diese Werte sind etwas niedriger als die Ergebnisse einer anderen Arbeitsgruppe, die 430 % des Körpergewichts bei einer Ganggeschwindigkeit von 1,35 m/s ermittelte [58]. Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit im aktuellen Forschungsprojekt lag bei $(1,2 \pm 0,2)$ m/s, was die etwas geringeren Kräfte erklären könnte. An anderer Stelle werden maximale Kontaktkräfte von (330 bis 500) % des Körpergewichts angegeben [59]. In ihrer Größenordnung sind die ermittelten Kontaktkräfte also durchaus mit den bisher publizierten Daten vergleichbar. Bei Betrachtung der Kurvenverläufe der Hüftgelenkskraft zeigte sich für das Gehen der zweite Peak etwas vergrößert im Vergleich zum ersten. Dieses Ergebnis könnte unter Umständen auf die leichte Hüftüberstreckung in Verbindung mit dem Vorzeichenwechsel des Hüftgelenkmoments (von Extension nach Flexion) zurückzuführen sein, was zu ungünstigen Hebelarmen der Hüftbeugemuskulatur und damit zu erhöhten Kräften der Hüftbeugemuskeln geführt haben könnte. Aus den Simulationsdaten konnte dies aber nicht eindeutig belegt werden. Ein vergrößerter zweiter Peak kann grundsätzlich aber auch in Abhängigkeit vom Gangbild entstehen.

Für die Kontaktkräfte beim Hinsetzen/Aufstehen wurden $(255 \pm 55) \%$ des Körpergewichts als maximale Kontaktkraft berechnet. Dabei wurde die Sitzhöhe so konfiguriert, dass der Oberschenkel ungefähr waagrecht zum Boden ausgerichtet war. In der Literatur finden sich für eine Kniebeuge mit nur 80° Knieflexion Kräfte von 156 bis 243 % des Körpergewichts [60]. Mit Bezug zum Körpergewicht der Probanden lag die Kraft im Hüftgelenk in der aktuellen Studie zwischen 1580 und 2 873 N. Eine andere Studie, die auch das Hinsetzen simulierte, berechnete für eine Sitzhöhe von 0,53 m, die einen Kniegelenkwinkel von 90° erzeugte, 1 590 N, für eine etwas tiefere Sitzhöhe von 0,46 m dann 3 670 N [61]. Demnach entsprechen auch die ermit-

telten Werte hinsichtlich dieses Aspekts den bisher publizierten Ergebnissen.

Es zeigte sich für einige der Aktivitäten mit Zusatzlast eine erhebliche Erhöhung der Kraft im Hüftgelenk mit zunehmender Zusatzlast. Die höchste Belastung wurde in der Probandengruppe für das Umsetzen der 50-kg-Last berechnet. Durchschnittlich ergaben sich hier (637 ± 148) % des Körpergewichts, also eine 1,7-fache Erhöhung gegenüber der Belastung beim Gehen mit (368 ± 78) % des Körpergewichts.

Wie zu erwarten, zeigten sich in den Untersuchungen sehr heterogene Bewegungsmuster, was sich auch in den hohen Standardabweichungen der Kontaktkräfte im Hüftgelenk widerspiegelt. Wie in der Bewegungsanalyse üblich, wurden die Kräfte hier auf das Körpergewicht der Probanden normiert, um die Ergebnisse unterschiedlicher Probanden vergleichbar zu machen. Durch unterschiedliche Körpergrößen oder Anteile der Muskulatur an der Körpermasse und insbesondere die individuellen Ausführungen der Aktivitäten kam es trotzdem zu einer großen Streuung. Beim Vergleich mit den In-vivo-Daten wurde deshalb der Mittelwert mittels DTW (Abschnitt 3.4.6) gebildet. Dieses Verfahren eignet sich besonders gut für biologische Daten, wie sie auch in diesem Forschungsprojekt entstanden sind. Andere Verfahren zur Bildung von Mittelwertkurven, z. B. das arithmetische Mittel, führen zum Verschwinden charakteristischer Merkmale „im Rauschen“. Bei den Verläufen der Hüftgelenkskraft z. B. könnten die Maxima abgeflacht werden, wenn sie abhängig von den Bewegungsmustern oder der Ausführungsgeschwindigkeit der Probanden an unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten. Das DTW ist ein gutes Mittel, um hier aussagekräftige Mittelwerte zu erhalten. Auch vor dem Hintergrund der guten Übereinstimmung der Mittelwertkurven mit den In-vivo-Daten kann davon ausgegangen werden, dass das Mehrkörpersimulationsmodell ausreichend realitätsnah ist, um die Kräfte im Hüftgelenk zu bestimmen.

Im Vergleich der Mittelwertkurven der Simulation mit den In-vivo-Vergleichsdaten [53] zeigte sich eine gute qualitative und quantitative Übereinstimmung. Leider sind nicht für alle untersuchten Aktivitäten In-vivo-Daten verfügbar. Grund hierfür ist, dass die instrumentierten Endoprothesen vorrangig bei älteren Arthrosepatienten implantiert werden, bei denen die Notwendigkeit eines Gelenkersatzes besteht. Durch die lange Erkrankungsdauer dieser Patienten vor dem Gelenkersatz kann ggf. auch das Gangbild mit Endoprothese verändert sein. Kraftdefizite der Muskulatur oder antrainierte Bewegungsmuster aufgrund von Schmerzen können hier eine Rolle spielen. Hier ist außerdem zu beachten, dass die gleichzeitige Co-Kontraktion von Agonisten und Antagonisten bei sonst gleicher Bewegungsausführung die Kontaktkräfte im Hüftgelenk deutlich erhöhen können. Bei der Mehrkörpersimulation wird immer nur eine optimale Muskelkraftverteilung unterstellt. Bei älteren Patienten mit unsicherem Gangbild bzw. beim Treppensteigen sind Phasen mit erhöhter Co-Kontraktion durchaus wahrscheinlich.

5.4 Finite-Elemente-Analyse

Für die Belastung des Knorpels hinsichtlich der Verteilung und der Größenordnung der Kontaktdrücke im Hüftgelenk gibt es für die arbeitsbezogenen Tätigkeiten keine Vergleichsdaten. Die

dargestellten Belastungsmuster für das Gehen zeigen sich auch in der Literatur [46]. Die maximalen Kontaktdrücke beim Gehen sind grundsätzlich höher als in der Literatur: 12 MPa vs. 5 MPa [62] oder 10 MPa [63]. Allerdings werden teilweise auch maximale Drücke von 26 MPa vorausgesagt [64]. Eine Studie aus dem Jahr 2014 fand im Experiment mit drucksensitiven Folien und Humanpräparaten $(13,8 \pm 2,8)$ MPa und in der Simulation $(16,4 \pm 7,8)$ MPa. Gleichzeitig wurde postuliert, dass frühere experimentelle Studien aufgrund des Messbereichs der verwendeten drucksensitiven Folien teilweise zu kleine Ergebnisse gemessen hätten [65]. Somit liegen die hier berechneten Werte für den maximalen Druck beim Gehen durchaus im Bereich der bisher publizierten Daten.

Auch Scherkräfte könnten gelenkschädigenden Einfluss haben. Aufgrund der bisher fehlenden Zugangsmöglichkeiten (sowohl Experimente als auch Simulationsmodelle in der Literatur fokussieren vorrangig auf die Kompressionskraft bzw. den Kontaktdruck) können zu der Scherbeanspruchung aber keine validen Aussagen getroffen werden.

Möglicherweise lag eine grundsätzliche Schwierigkeit des angewandten Workflows darin, dass nicht die reale Geometrie der Probanden verwendet wurde. In der FEA wurden die knöchernen Geometrie und Kraft-Winkel-Daten unterschiedlicher Menschen kombiniert. Daraus entstanden eventuell Kombinationen, die von diesem Gelenk überhaupt nicht aufgenommen werden konnten, sodass in der FEA teilweise Starrkörperbewegungen auftraten. Dies war auch ein weiteres Argument dafür, keine weiteren geometrischen Varianten des Hüftgelenks zu berechnen, da sich bei diesen das Gangbild von der Norm unterscheiden kann.

5.5 Gesamtbewertung und Schlussfolgerung

Um die hier ermittelten Hüftgelenksbelastungen beurteilen zu können, müssen geeignete Vergleichsdaten herangezogen werden. Es fehlt bislang an geeigneten Grenzwerten, ab denen von einer Überbelastung der Hüftgelenke auszugehen ist. Die aus in-vitro-Experimenten ermittelten Druckwerte, ab denen Knorpelgewebe zerstört wird, sind einerseits schwer auf die In-vivo-Situation übertragbar (Methodenunterschiede), andererseits gibt es bisher keine gesicherten Angaben dazu, ab welchem Druck Knorpel Schaden nimmt. Auch im Tiermodell gibt es in der Literatur einen großen Bereich, der für traumatische Knorpelschädigung angegeben wird. So konnten z. B. *Borrelli et al.* [66] bei 55 MPa keine signifikante Schädigung des Gelenkknorpels von weißen Neuseeland-Kaninchen beobachten.

Aus Sicht der Evolution ist davon auszugehen, dass ein durchschnittliches Muskel-Skelett-System den alternierenden Belastungen beim Gehen weitgehend problemlos standhalten kann. Aus biomechanischer Sicht ist sogar anzunehmen, dass das Muskel-Skelett-System noch deutlich höheren Belastungen als beim Gehen standhalten kann, wenn Vergleiche zu dynamischen Bewegungsformen angestellt werden. Aus den biologischen Grundlagen ist seit Langem bekannt, dass alle biologischen Systeme auf mechanische Reize aus der Umgebung mit einer Anpassungsreaktion reagieren. Im Gegensatz zu allen technischen Systemen gibt es einen Bereich – die physiologische Arbeitsbreite –, in dem die biologische Anpassungsreaktion im

Verlauf der Zeit zu einer erhöhten Resistenz gegenüber dieser Reizart führt (Abbildung 28). Bei Knochen zeigt sich dies etwa in der typischen Mineralisation und bei Muskeln in der Erhöhung des Muskelquerschnitts. Bei Knorpelgewebe fällt eine solche positive Anpassungsreaktion weit unauffälliger aus. Dafür ist der negative Effekt bei Unterbelastung bzw. langer zwangsweiser Ruhigstellung von Gelenken wesentlich ausgeprägter [67].

Ein Vergleich der Stützkräfte (Bodenreaktionskräften) beim Gehen mit dem freizeitlich orientierten Joggen zeigt, dass sich die vertikalen Kräfte ungefähr verdoppeln (Abbildung 29). Auf der anderen Seite verkürzen sich die Belastungsdauern auf ungefähr ein Drittel.

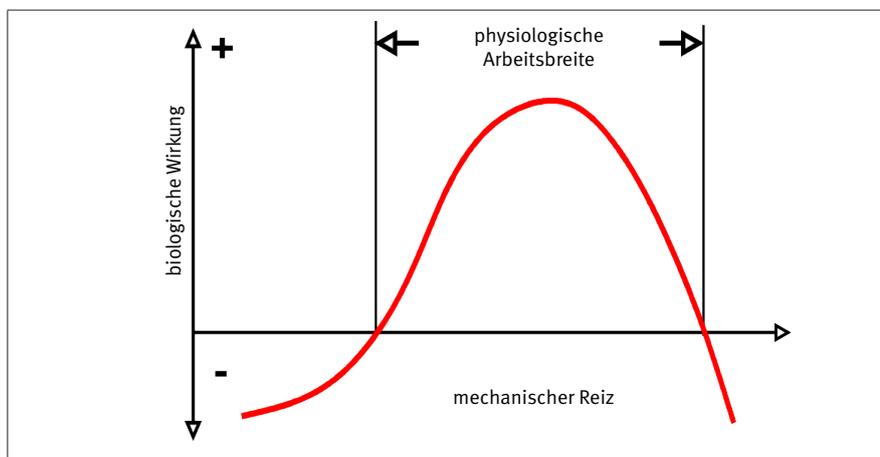


Abbildung 28:
Funktionelle Anpassung biologischer Systeme
nach Roux [68]

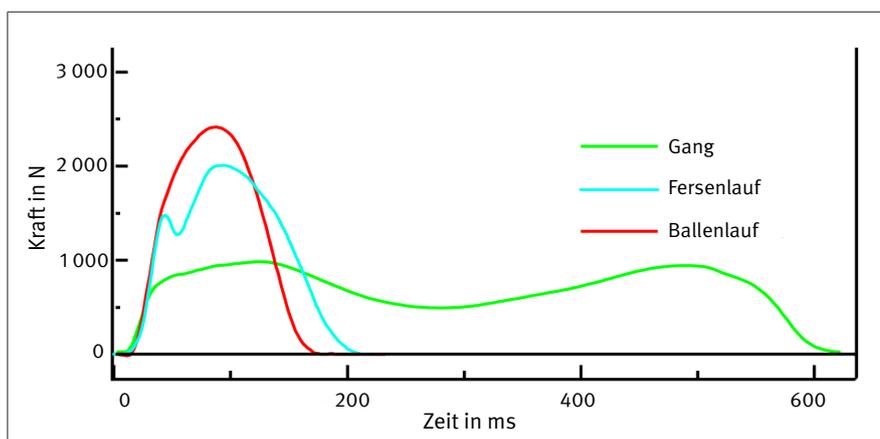


Abbildung 29:
Vertikale Bodenreaktionskraft-Zeitverläufe
beim Gehen und Joggen (Fersen- und Ballen-
lauf) (Glitsch – eigene Messungen, Deutsche
Sporthochschule Köln)

Zur besseren Beurteilung der Ergebnisse werden nachfolgend die erhobenen Belastungsparameter in das Verhältnis zur jeweiligen Maximalbelastung beim Gehen gesetzt.

Die höchsten Belastungen in Bezug auf die Hüftgelenkskraft und den maximalen Druck traten demnach beim schweren Heben (50 kg), Tragen (50 kg) und Umsetzen (40 kg, 50 kg) auf (Abbildung 30). Beim symmetrisch ausgeführten Heben verteilten sich die Bodenreaktionskräfte auf beide Beine ungefähr gleich. Die hohen Gelenkmomente verursachten schließlich immer noch maximale Gelenkskräfte vom 1,3-Fachen der Gelenkskraft des Gehens. Die maximalen Hüftgelenkdrücke erreichten fast das 2-Fache. Beim Tragen und Umsetzen waren die Bodenreaktionskräfte gegenüber denen beim Gehen um bis zum 1,6-Fachen erhöht, da hier phasenweise die gesamte oder zumindest ein großer Teil der Last (Körper plus Hebegewicht) von einem Bein getragen werden musste. Die Hüftgelenkskräfte erreichten dabei das 1,5- bis 1,7-Fache des Gehens, die maximalen Drücke das 1,3- bis 1,9-Fache. Zu beachten ist, dass insbesondere beim

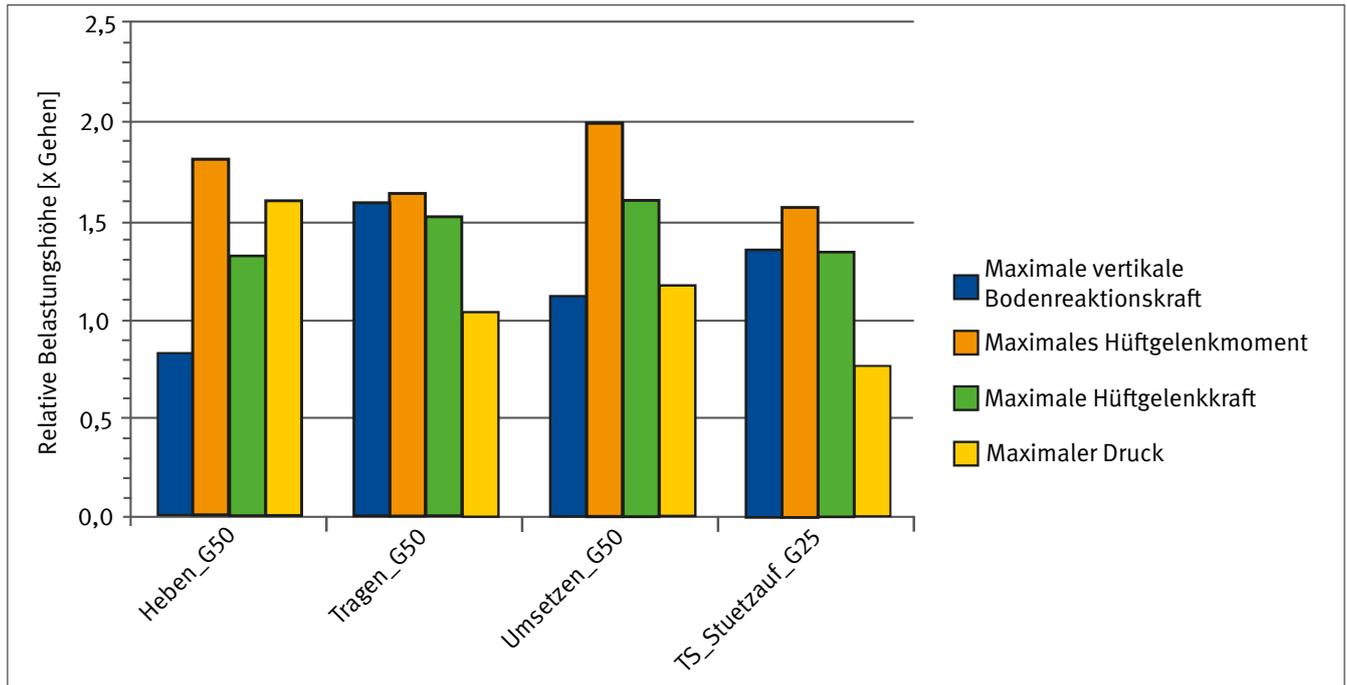
Heben und Umsetzen ungefähr doppelt so lange Belastungsdauern je Aktion bzw. Stützphase wie beim Gehen auftraten (Abbildung 17).

Bei den anderen untersuchten Tätigkeiten – insbesondere beim Treppen und Leitern Hinauf- und Hinabsteigen – konnten keine statistisch signifikant erhöhten Hüftgelenkskräfte im Vergleich zum Gehen gefunden werden. Die ermittelten Belastungswerte der übrigen Vergleichswerte der weiteren Tätigkeiten können aus den Abbildungen in den Abschnitten 4.1.3 bis 4.2.2 entnommen werden.

Im Rahmen des Forschungsprojekts Coxarthrose konnten mithilfe aktueller Technologien (Motion Capture, Computersimulation) Belastungen des Hüftgelenks bei verschiedenen beruflichen und alltäglichen Aktivitäten ermittelt werden. Die Ergebnisse zeigen die unterschiedlichen Belastungen bei den einzelnen Tätigkeiten und stellen sie in eine Relation zueinander.

5 Diskussion

Abbildung 30:
Relative Belastungshöhe der am meisten belastenden Tätigkeiten im Verhältnis zur Belastung beim Gehen



Es zeigte sich, dass in einigen arbeitsspezifischen Situationen signifikant höhere Kontaktkräfte im Hüftgelenk auftreten können als im typischen Alltag („Gehen“) und dass die Beanspruchung des Gelenkknorpels nicht nur von der Gelenkkraft und der bewegten Zusatzlast, sondern auch von der Gelenkstellung (z. B. größere Hüftbeugewinkel) abhängig ist. Dennoch führte keine der untersuchten beruflichen Aktivitäten zu mehr als einer

Verdopplung (Faktor 2) der beim Gehen auftretenden Belastung. Die Ergebnisse des Forschungsprojekts zeigen eine neue Richtung für die epidemiologische Forschung auf, indem sie einen zusätzlichen Ansatz für die quantitative Expositionsermittlung bieten und helfen damit bei der Beurteilung beruflicher Belastungen im Kontext der Entstehung von Coxarthrosen.

Literatur

- [1] Rabenberg, M.: Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Bd. 54. Hrsg.: Robert Koch-Institut, Berlin 2013
- [2] Coggon, D.; Kellingray, S.; Inskip, H.; Croft, P.; Campbell, L.; Cooper, C.: Osteoarthritis of the hip and occupational lifting. *Am. J. Epidemiol.* 147 (1998) Nr. 6, S. 523-528
- [3] Felson, D. T.; Lawrence, R. C.; Dieppe, P. A.; Hirsch, R.; Helmick, C. G.; Jordan, J. M.; Kington, R. S.; Lane, N. E.; Nevitt, M. C.; Zhang, Y.; Sowers, M.; Mcalindon, T.; Spector, T. D.; Poole, A. R.; Yanovski, S. Z.; Ateshian, G.; Sharma, L.; Buckwalter, J. A.; Brandt, K. D.; Fries, J. F.: Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann. Intern. Med.* 133 (2000) Nr. 8, S. 635-646
- [4] Kujala, U. M.; Kaprio, J.; Sarna, S.: Osteoarthritis of weight bearing joints of lower limbs in former elite male athletes. *Br. Med. J. (Clin. Res. Ed.)* 308 (1994) Nr. 6923, S. 231-234
- [5] Chung, C. Y.; Park, M. S.; Lee, K. M.; Lee, S. H.; Kim, T. K.; Kim, K. W.; Park, J. H.; Lee, J. J.: Hip osteoarthritis and risk factors in elderly Korean population. *Osteoarthr. Cartil.* 18 (2010) Nr. 3, S. 312-316
- [6] Croft, P.; Cooper, C.; Wickham, C.; Coggon, D.: Osteoarthritis of the hip and occupational activity. *Scand. J. Work Environ. Health* 18 (1992) Nr. 1, S. 59-63
- [7] Van Saase, J.; Van Romunde, L. K. J.; Cats, A.; Vandenbroucke, J. P.; Valkenburg, H. A.: Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Ann. Rheum. Dis.* 48 (1989), S. 271-280
- [8] Günther, K. P.; Scharf, H. P.; Pull, W.; Willauschus, W.; Kalke, Y.; Glückert, K.; Sun, Y.: Reproduzierbarkeit der radiologischen Diagnostik bei Gonarthrose – Reliability of radiographic assessment in osteoarthritis of the knee joint. *Z. Orthop. Grenzgeb.* 135 (1997) Nr. 3, S. 197-202
- [9] Dieppe, P.: Osteoarthritis – Clinical features and diagnostic problems. In: Klippel, J. H.; Dieppe, P. A. (Hrsg.): *Rheumatology*. S. 1-16. Mosley, Colchester 1994
- [10] Hackenbroch, M. H.: Coxarthrose. In: König, B.; Reinhardt, D.; Schuster, H.-P. (Hrsg.): *Kompendium der praktischen Medizin*. S. 1071-1078. Springer, Berlin 2000
- [11] Riyazi, N.; Rosendaal, F. R.; Slagboom, E.; Kroon, H. M.; Breedveld, F. C.; Kloppenburg, M.: Risk factors in familial osteoarthritis: the GARP sibling study. *Osteoarthr. Cartil.* 16 (2008) Nr. 6, S. 654-659
- [12] Zhang, Y.; Jordan, J. M.: Epidemiology of Osteoarthritis. *Rheum. Dis. Clin. N. Am.* 34 (2008), S. 515-529
- [13] Dahaghin, S.; Bierma-Zeinstra, S. M.; Reijman, M.; Pols, H. A.; Hazes, J. M.; Koes, B. W.: Does hand osteoarthritis predict future hip or knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum.* 52 (2005) Nr. 11, S. 3520-3527
- [14] Gunther, K.; Sturmer, T.; Sauerland, S.; Zeissig, I.; Sun, Y.; Kessler, S.; Scharf, H.; Brenner, H.; Puhl, W.: Prevalence of generalised osteoarthritis in patients with advanced hip and knee osteoarthritis: The Ulm Osteoarthritis Study. *Ann. Rheum. Dis.* 57 (1998) Nr. 12, S. 717-723
- [15] Heliövaara, M.; Mäkelä, M.; Impivaara, O.; Knekt, P.; Aromaa, A.; Sievers, K.: Association of overweight, trauma and workload with coxarthrosis. A health survey of 7,217 persons. *Acta Orthop. Scand.* 64 (1993) Nr. 5, S. 513-518
- [16] Vingard, E.; Alfredsson, L.; Malchau, H.: Osteoarthrosis of the hip in women and its relation to physical load at work and in the home. *Ann. Rheum. Dis.* 56 (1997) Nr. 5, S. 293-298
- [17] Croft, P.; Coggon, D.; Cruddas, M.; Cooper, C.: Osteoarthritis of the hip: an occupational disease in farmers. *Br. Med. J.* 304 (1992), S. 1269-1272
- [18] Symmons, D.; Mathers, C.; Pflieger, B.: Global Burden of Osteoarthritis in the Year 2000. In: *Global Burden of Diseases 2000*. Hrsg.: World Health Organisation, Genf, Schweiz 2006
- [19] Spahn, G.; Kaiser, M.; Gantz, S.; Schiltenswolf, M.; Hartmann, B.; Schiele, R.; Hofmann, G. O.: Systematisches Literatur-Review und Metaanalyse zur Bestimmung von Risikofaktoren für die Koxarthrose. *Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed.* 49 (2014) Nr. 3, S. 207-222
- [20] Yucesoy, B.; Charles, L. E.; Baker, B.; Burchfiel, C. M.: Occupational and genetic risk factors for osteoarthritis: a review. *Work* 50 (2015) Nr. 2, S. 261-273
- [21] Aluoch, M. A.; Wao, H. O.: Risk factors for occupational osteoarthritis: a literature review. *AAOHN J.* 57 (2009) Nr. 7, S. 283-290; quiz 291
- [22] Bierma-Zeinstra, S. M. A.; Koes, B. W.: Risk factors and prognostic factors of hip and knee osteoarthritis. *Nat. Clin. Pract. Rheumatol.* 3 (2007) Nr. 2, S. 78-85
- [23] Da Costa, B. R.; Vieira, E. R.: Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am. J. Ind. Med.* 53 (2010) Nr. 3, S. 285-323
- [24] Jensen, L. K.: Osteoarthritis in the hip and knee. Influence of work with heavy lifting, climbing stairs or ladders, or combining kneeling/squatting with heavy lifting.

- Hrsg.: Danish Society of Occupational and Environmental Medicine
- [25] *Jensen, L. K.*: Hip osteoarthritis: Influence of work with heavy lifting, climbing stairs or ladders, or combining kneeling/squatting with heavy lifting. *Occup. Environ. Med.* 65 (2008) Nr. 1, S. 6-19
- [26] *Lievensse, A.; Bierma-Zeinstra, S.; Verhagen, A.; Verhaar, J.; Koes, B.*: Influence of work on the development of osteoarthritis of the hip: a systematic review. *J. Rheumatol.* 28 (2001), S. 2520-2528
- [27] *Vignon, E.; Valat, J. P.; Rossignol, M.; Avouac, B.; Rozenberg, S.; Thoumie, P.; Avouac, J.; Nordin, M.; Hilliquin, P.*: Osteoarthritis of the knee and hip and activity: a systematic international review and synthesis (OASIS). *Joint Bone Spine* 73 (2006) Nr. 4, S. 442-455
- [28] *D'souza, J. C.; Franzblau, A.; Werner, R. A.*: Review of epidemiologic studies on occupational factors and lower extremity musculoskeletal and vascular disorders and symptoms. *J. Occup. Rehabil.* 15 (2005) Nr. 2, S. 129-165
- [29] *Sulsky, S. I.; Carlton, L.; Bochmann, F.; Ellegast, R.; Glitsch, U.; Hartmann, B.; Pallapies, D.; Seidel, D.; Sun, Y.*: Epidemiological evidence for work load as a risk factor for osteoarthritis of the hip: A systematic review. *PLoS ONE* 7 (2012) Nr. 2, S. e31521
- [30] *Roach, K. E.; Persky, V.; Miles, T.; Budiman-Mak, E.*: Biomechanical aspects of occupation and osteoarthritis of the hip: a case-control study. *J. Rheumatol.* 21 (1994) Nr. 12, S. 2334-2340
- [31] *Tüchsen, F.; Hannerz, H.; Jensen, M. V.; Krause, N.*: Socioeconomic status, occupation, and risk of hospitalisation due to coxarthrosis in Denmark 1981-99. *Ann. Rheum. Dis.* 62 (2003) Nr. 11, S. 1100-1105
- [32] *Dalstra, J. A. A.; Kunst, A. E.; Borrell, C.; Breeze, E.; Cambois, E.; Costa, G.; Geurts, J. J. M.; Lahelma, E.; Van Oyen, H.; Rasmussen, N. K.; Regidor, E.; Spadea, T.; Mackenbach, J. P.*: Socioeconomic differences in the prevalence of common chronic diseases: an overview of eight European countries. *Int. J. Epidemiol.* 34 (2005) Nr. 2, S. 316-326
- [33] *Järvholm, B.; From, C.; Lewold, S.; Malchau, H.; Vingard, E.*: Incidence of surgically treated osteoarthritis in the hip and knee in male construction workers. *Occup. Environ. Med.* 65 (2008) Nr. 4, S. 275-278
- [34] *Lindberg, H.; Danielsson, L. G.*: The relation between labor and coxarthrosis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 191 (1984) Nr. 191, S. 159-161
- [35] *Rossignol, M.; Leclerc, A.; Hilliquin, P.; Allaert, F. A.; Rozenberg, S.; Valat, J. P.; Avouac, B.; Coste, P.; Savarieau, B.; Fautrel, B.*: Primary osteoarthritis and occupations: a national cross sectional survey of 10 412 symptomatic patients. *Occup. Environ. Med.* 60 (2003) Nr. 11, S. 882-886
- [36] *Jacobsson, B.; Dalén, N.; Tjörnstrand, B.*: Coxarthrosis and labour. *Int. Orthopaed. (SICOT)* 11 (1987), S. 311-313
- [37] *Järvholm, B.; Lundström, R.; Malchau, H.; Rehn, B.; Vingård, E.*: Osteoarthritis in the hip and whole-body vibration in heavy vehicles. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 77 (2004) Nr. 6, S. 424-426
- [38] *Ditchen, D. M.; Ellegast, R. P.; Hartmann, B.; Rieger, M. A.*: Validity of self-reports of knee-straining activities at work: a field study with 6-month follow-up. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 86 (2013) Nr. 2, S. 233-243
- [39] *Bolm-Audorff, U.; Braunschweig, R.; Ditchen, D.; Dunz, T.; Dwornik, G.; Eberth, F.; Ellegast, R.; Erlinghagen, N.; Glaser, C.; Glitsch, U.; Gonschorek, O.; Griebel, W.; Grifka, J.; Grosser, V.; Hartmann, B.; Hering, K.; Hoehne, U.; Hofmann, G.; Horng, A.; Kucklack, M.; Liebers, F.; Rosenbaum, D.; Schiele, R.; Schiltenwolf, M.; Schröter, F.; Spahn, G.; Westphal, F.; Zagrodnik, F.*: Begutachtungsempfehlung für die Berufskrankheit Nummer 2112 (Gonarthrose). Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2014
www.dguv.de/medien/inhalt/versicherung/bk/empfehlungen/Begutachtung-BK2112-Stand-20140613.pdf
- [40] *Ditchen, D.; Ellegast, R.; Rehme, G.*: Gonkatast – Ein Messwertkataster zu beruflichen Kniebelastungen (IFA-Report 1/2010). Hrsg.: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2010
- [41] *Backhaus, C.; Baars, S.; Jubit, K.; Felten, C.; Hedtmann, J.*: Analyse von Hebe- und Tragetätigkeiten im Möbelspeditions-gewerbe unter besonderer Berücksichtigung der Belastung der Lendenwirbelsäule. *Arb. Wiss.* 64 (2010), S. 305-319
- [42] *Jackson, M.; Sylvestre, É.; Bleau, J.; Allard, P.; Begon, M.*: Estimating optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of massive rotator cuff tears. *J. Biomech.* 46 (2013) Nr. 1, S. 179-182
- [43] *Rasmussen, J.; Andersen, M. S.; Bichler, R.; Carbes, S.; Dezee, M.*: B-5 hip joint kinematics in activities of daily living. *J. Biomech.* 43 (2010), S. S25
- [44] *Zee, M. D.; Dalstra, M.; Cattaneo, P. M.; Rasmussen, J.; Svensson, P.; Melsen, B.*: Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis. *J. Biomech.* 40 (2007) Nr. 6, S. 1192-1201
- [45] *Carbone, V.; Fluit, R.; Pellikaan, P.; Van Der Krogt, M. M.; Janssen, D.; Damsgaard, M.; Vigneron, L.; Feilkas, T.; Koopman, H. F. J. M.; Verdonshot, N.*: TLEM 2.0 – a comprehensive musculoskeletal geometry dataset for subject-specific modeling of lower extremity. *J. Biomech.* 48 (2015) Nr. 5, S. 734-741

- [46] *Harris, M. D.; Anderson, A. E.; Henak, C. R.; Ellis, B. J.; Peters, C. L.; Weiss, J. A.*: Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. *J. Orthop. Res.* 30 (2012) Nr. 7, S. 1133-1139
- [47] *Henak, C. R.; Ateshian, G. A.; Weiss, J. A.*: Finite element prediction of transchondral stress and strain in the human hip. *J. Biomech. Eng.* 136 (2014) Nr. 2, S. 021021
- [48] *Li, J.; Stewart, T. D.; Jin, Z.; Wilcox, R. K.; Fisher, J.*: The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers. *J. Biomech.* 46 (2013) Nr. 10, S. 1641-1647
- [49] *Leunig, M.; Ganz, R.*: FAI - Konzept und Atiopathogenese. *Der Orthopäde* 38 (2009) Nr. 5, S. 394-401
- [50] *Keppler, P.; Strecker, W.; Kinzl, L.*: Analyse der Beingeometrie – Standardtechniken und Normwerte. *Der Chirurg* 69 (1998) Nr. 11, S. 1141-1152
- [51] *Tönnis, D.; Heinecke, A.*: Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J. Bone Joint Surg. Am.* 81 (1999) Nr. 12, S. 1747-1770
- [52] *Bender, A.; Bergmann, G.*: Determination of typical patterns from strongly varying signals. *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 15 (2012) Nr. 7, S. 761-769
- [53] *Bergmann, G.*: OrthoLoad. www.OrthoLoad.com, Zugriff: 30. Oktober 2014
- [54] *Lerner, Z. F.; Board, W. J.; Browning, R. C.*: Effects of obesity on lower extremity muscle function during walking at two speeds. *Gait Posture* 39 (2014) Nr. 3, S. 978-984
- [55] *Sánchez Egea, A. J.; Valera, M.; Parraga Quiroga, J. M.; Proubasta, I.; Noailly, J.; Lacroix, D.*: Impact of hip anatomical variations on the cartilage stress: a finite element analysis towards the biomechanical exploration of the factors that may explain primary hip arthritis in morphologically normal subjects. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 29 (2014) Nr. 4, S. 444-450
- [56] *Bergmann, G.; Deuretzbacher, G.; Heller, M.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Strauss, J.; Duda, G. N.*: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J. Biomech.* 34 (2001) Nr. 7, S. 859-871
- [57] DIN 33402-2: Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 2: Werte. *Ausg. 12/2005*. Beuth, Berlin, 2005
- [58] *Correa, T. A.; Crossley, K. M.; Kim, H. J.; Pandy, M. G.*: Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking. *J. Biomech.* 43 (2010) Nr. 8, S. 1618-1622
- [59] *Crowninshield, R. D.; Johnston, R. C.; Andrews, J. G.; Brand, R. A.*: A biomechanical investigation of the human hip. *J. Biomech.* 11 (1978) Nr. 1-2, S. 75-85
- [60] *Weber, T.; Al-Munajjed, A. A.; Verkerke, G. J.; Dendorfer, S.; Renkawitz, T.*: Influence of minimally invasive total hip replacement on hip reaction forces and their orientations. *J. Orthop. Res.* 32 (2014) Nr. 12, S. 1680-1687
- [61] *Kunze, M.; Schaller, A.; Steinke, H.; Scholz, R.; Voigt, C.*: Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up. *Comput. Meth. Prog. Biomed.* 105 (2012) Nr. 2, S. 175-182
- [62] *Chen, G.-X.; Yang, L.; Li, K.; He, R.; Yang, B.; Zhan, Y.; Wang, Z.-J.; Yu, B.-N.; Jian, Z.*: A three-dimensional finite element model for biomechanical analysis of the hip. *Cell Biochem. Biophys.* 67 (2013) Nr. 2, S. 803-808
- [63] *Abraham, C. L.; Maas, S. A.; Weiss, J. A.; Ellis, B. J.; Peters, C. L.; Anderson, A. E.*: A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses. *J. Biomech.* 46 (2013) Nr. 6, S. 1121-1127
- [64] *Cardiff, P.; Karač, A.; Fitzpatrick, D.; Ivanković, A.*: Development of a hip joint model for finite volume simulations. *J. Biomech. Eng.* 136 (2014) Nr. 1, S. 011006
- [65] *Henak, C. R.; Kapron, A. L.; Anderson, A. E.; Ellis, B. J.; Maas, S. A.; Weiss, J. A.*: Specimen-specific predictions of contact stress under physiological loading in the human hip: validation and sensitivity studies. *Biomech. Model. Mechan.* 13 (2014) Nr. 2, S. 387-400
- [66] *Borrelli, J.; Zhu, Y.; Burns, M.; Sandell, L.; Silva, M. J.*: Cartilage tolerates single impact loads of as much as half the joint fracture threshold. *Clin. Orthop. Rel. Res.* (2004) Nr. 426, S. 266-273
- [67] *Hall, M. C.*: Cartilage changes after experimental relief of contact in the knee joint of the mature rat. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 64 (1969), S. 64-76
- [68] *Roux, W.*: *Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen*. Engelmann, Leipzig 1895