

Abschlussbericht zum Vorhaben
„Analyse der Belastung des
Hüftgelenksknorpels bei exponierten
arbeitsbezogenen Tätigkeiten“ (FB192)

Laufzeit

31.05.2013 – 30.04.2015

Bericht vom 31.07.2015

Patrick Varady¹

Ulrich Glitsch²

Dirk Ditchen²

Peter Augat¹

¹ Institut für Biomechanik der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau und
der Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg

² Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung

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, GB

Prof. Dr. Ulrich Dorn, Universitätsklinik für Orthopädie, Landeskrankenhaus Salzburg, A

UVT-Vertreter:

Martin Bonner, Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft – BG BAU

Dr. Dirk Seidel, Berufsgenossenschaft der Bauwirtschaft – BG BAU

Dr. Alwin Dietmair, Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM)

Daniel Kern, Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM)

Susanne Landwehr, Berufsgenossenschaft Handel und Warenlogistik (BGHW)

Hans-Jörg Piasecki, Berufsgenossenschaft Rohstoffe und chemische Industrie (BG RCI)

Dr. Claus Backhaus, Berufsgenossenschaft für Transport und Verkehrswirtschaft (BG Verkehr)

Weitere:

Michael Kucklack, Sozialversicherung für Landwirtschaft, Forsten und Gartenbau (SVLFG)

Prof. Dr. Bernd Hartmann, ARBMEDERGO, Hamburg

Dr. Ulrike Wolf, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)

Karin Praefke, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung deutsch

Kurzfassung englisch

1. Problemstellung
 2. Forschungszweck/-ziel
 3. Methodik
 - 3.1. Zeitplan
 - 3.2. Schematischer Projektablauf
 - 3.3. Recherche zu exponierten beruflichen Tätigkeiten Ergebnisse (IFA)
 - 3.4. Laboraufbauten zur Analyse der Hüftgelenksbelastung (IFA)
 - 3.5. Probanden (IFA)
 - 3.6. Versuchsparcours (IFA)
 - 3.7. Mehrkörpersimulation (BGUM)
 - 3.7.1. Datentransfer
 - 3.7.2. Modell
 - 3.8. Finite-Elemente-Analyse-Modell (BGUM)
 4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens
 - 4.1. Laboranalyse - Übersicht zu muskuloskelettalen Belastungen von risikoassoziierten Tätigkeiten in der Praxis (IFA)
 - 4.1.1. Räumlich-zeitlicher Verlauf der Belastungsphasen
 - 4.1.2. Zeitdauern Belastungsphasen der Tätigkeiten
 - 4.1.3. Bodenreaktionskräfte der Tätigkeiten
 - 4.1.4. Maximale Hüftgelenkmomente der Tätigkeiten
 - 4.2. Mehrkörpersimulation (BGUM)
 - 4.3. Finite-Elemente-Analyse (BGUM)
 - 4.4. Veröffentlichungen
 - 4.4.1. Poster und Vorträge
 - 4.4.2. Zeitschriftenbeiträge
 5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen
 6. Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen
 - 6.1. Mehrkörpersimulation
 - 6.2. Finite-Elemente-Analyse
 - 6.3. Gesamtbewertung
 - 6.4. Schlussfolgerung
 7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan
- Unterschriftenseite verpflichtend für Kooperationsprojekte
- Literatur

Kurzfassung deutsch

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. In 2011 etwa war die Coxarthrose die Ursache für ca. 2,6 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage und ca. 1600 Frühverrentungen in Deutschland (Quelle: Robert Koch-Institut 2013. Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 54). 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 dem Institut 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 verschiedenen Kraftmesseinrichtungen die Ausführungen der ausgewählten Tätigkeiten von 12 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) %-Körpergewicht beim Umsetzen der 50-kg-Last auf. Dies entsprach der 1,7-fachen Belastung beim Gehen mit (368 ± 78) %-Körpergewicht. Signifikant erhöhte Hüftgelenkskräfte im Vergleich zum Gehen zeigten sich für das Tragen von Lasten mit 40 kg und 50 kg, das Umsetzen von Lasten mit 25 kg, 40 kg 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 gewonnenen 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 von beruflich bedingten Belastungen bei der Entstehung von Coxarthrosen bei.

Kurzfassung englisch

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 (source: Robert Koch-Institut 2013. Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Vol. 54). 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 kg 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.

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. 1600 Frühverrentungen wegen Coxarthrose (ICD-10: M16) aus (Rabenberg 2013). Obwohl die Entstehung der Osteoarthrose mutmaßlich multifaktorielle Gründe hat, stehen mechanische Faktoren auf der Liste der möglichen Ursachen meist oben (Kujala, Kaprio und Sarna 1994; Coggon et al. 1998; Felson et al. 2000). Bisher ist es allerdings nicht gelungen, eine quantitative Dosis-Wirkungs-Beziehung zwischen den aufgetragenen Lasten und dem Ausmaß der entstandenen arthrotischen Veränderungen aufzustellen. Dies mag einerseits am Fehlen eines eindeutigen Zusammenhanges 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, in verschiedensten Haltungen und Bewegungen die Hüftgelenkbelastungen eingehend zu analysieren.

Ein weiterer Aspekt bei der Suche nach den Ursachen für die Entwicklung einer Osteoarthrose ist die Prädisposition auf Grund mechanischer Faktoren wie z. B. mangelnder Kongruenz der Gelenkflächen oder Beinachsfehlstellungen. 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 in Frage.

2. Forschungszweck/-ziel

Da mechanische Faktoren zu den möglichen Ursachen der Entstehung einer Hüftgelenksarthrose zählen, sollten im Rahmen des Forschungsprojekts „Coxarthrose“ die Belastungen des Hüftgelenks bei beruflichen Tätigkeiten untersucht werden. Dazu wurden am 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 dienten 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.

3. Methodik

3.1. Zeitplan

Der im Forschungsantrag vorgeschlagene Zeitplan mit insgesamt sechs Arbeitspaketen (AP) konnte während der Projektlaufzeit eingehalten werden (Abbildung 1). AP 1 (Recherche und Arbeitsplatzanalyse) war zum Zeitpunkt des ersten Zwischenberichts (Ende 1. Jahr: 30.04.2013), AP 2 (Laboranalyse) zum Zeitpunkt des zweiten Zwischenberichts (Ende 2. Jahr: 30.04.2014) abgeschlossen, ebenso AP 3 (Muskuloskelettale Belastung), wobei die Hüftgelenksbelastung (AP 3.2) noch im 3. Projektjahr für weitere Probanden berechnet wurde. Im zweiten und dritten Projektjahr wurden die Arbeitspakete in AP 4 (Anatomisches FE Modell Hüfte) und AP 5 (Analyse Hüfte) bearbeitet. Die Arbeit an der Finite-Elemente-Analyse der Varianten (AP 5.3) wurde in Absprache mit dem Forschungsbegleitkreis (Abschlusstreffen 27.05.2015 in Berlin) eingestellt (s. Abschnitt 3.8.). Die Berichterstattung (AP 6) inkl. Publikation und Kongressbeiträgen wurde dem Zeitplan entsprechend durchgeführt (s. Abschnitt 4.4), auch die Arbeitstreffen fanden regelmäßig statt. Weitere Publikationen sollen folgen.

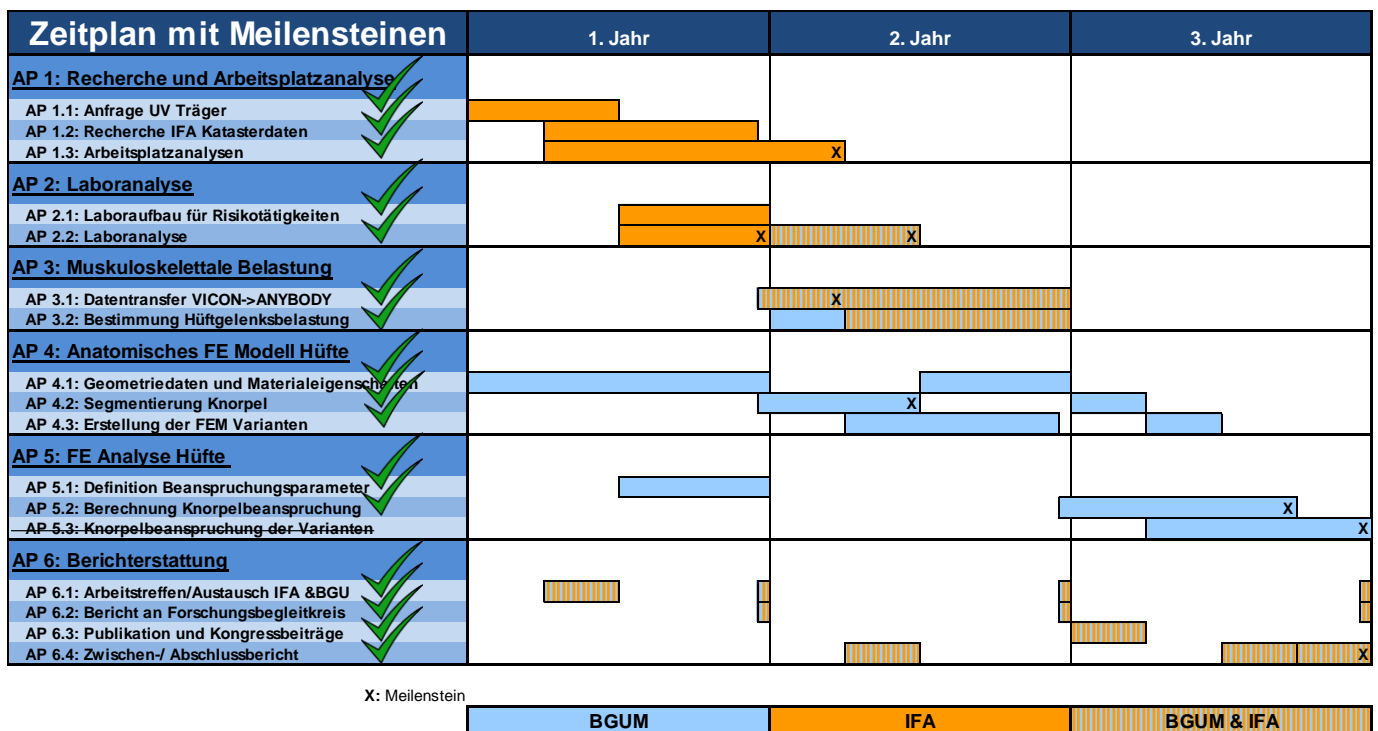


Abbildung 1: Zeitplan laut Forschungsantrag, durchführende Institutionen und abgeschlossene Arbeitspakete (AP)

3.2. Schematischer Projektablauf

Das hier vorliegende Projekt war durch die enge Zusammenarbeit verschiedener Institutionen gekennzeichnet (Abbildung 2). So konnten in den jeweiligen Projektteilen die spezifischen Fachkompetenzen der beteiligten Partner effizient genutzt werden, um einen möglichst reibungslosen Projektablauf zu gewährleisten.

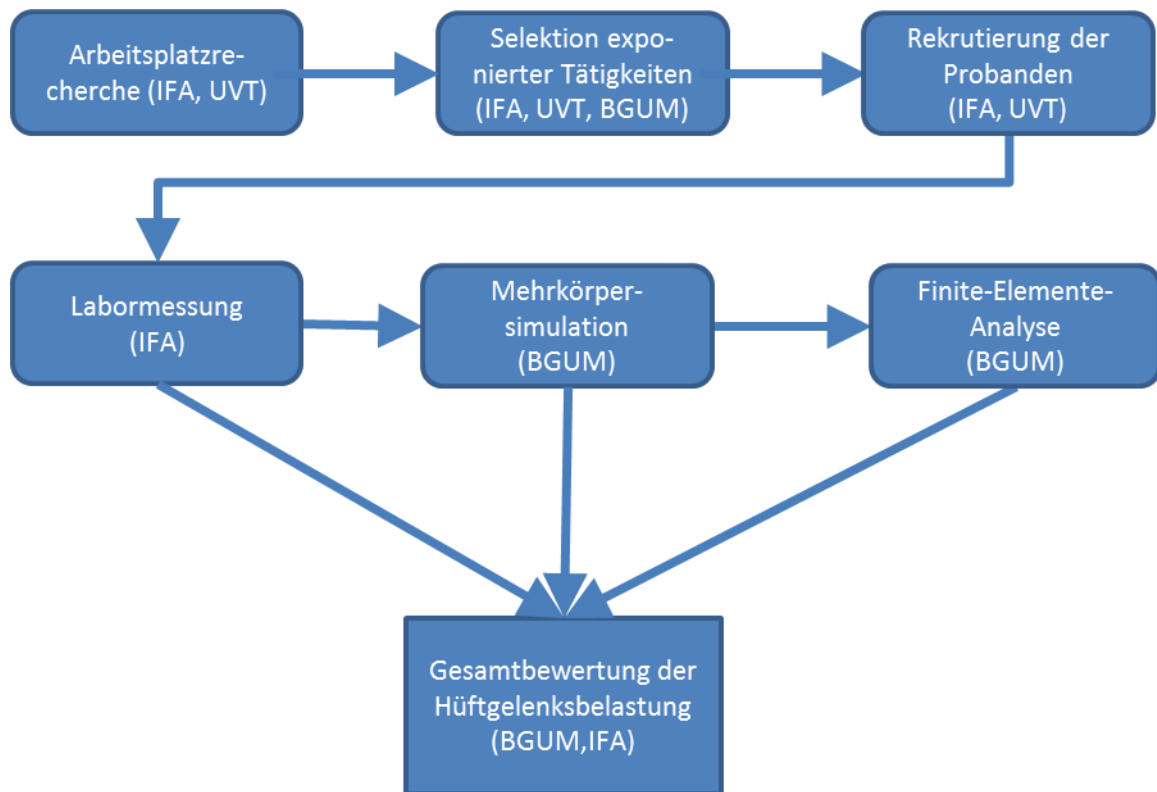


Abbildung 2: Schematischer Ablauf des Projektes und Zuordnung der beteiligten Institutionen (UVT: Unfallversicherungsträger)

3.3. Recherche zu exponierten beruflichen Tätigkeiten Ergebnisse (IFA)

Über die in der AG Coxarthrose der DGUV mitwirkenden Präventionsexpertinnen und -experten hat das IFA bei den Unfallversicherungsträgern (UVT) bzw. deren Sparten eine Abfrage über Branchen und Berufsfelder durchgeführt, in denen bestimmte risikoassoziierte Tätigkeiten regelmäßig zu erwarten sind. Als relevante Expositionen wurden dabei sehr hohe und regelmäßig - mindestens 1 x wöchentlich - auftretende Expositionen erfragt:

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

¹ Beim Heben und Tragen könnten neben „Lasten“ natürlich auch Personen transportiert werden, etwa in der Pflege oder in KiTas. Im Dokument wird einheitlich von „Lasten“ gesprochen, da auch nur diese Gegenstand der Untersuchungen waren.

Tabelle 1: Rückmeldungen der am Projekt beteiligten UVT zu hohen Expositionen risikoassoziierter Tätigkeiten

Lfd. Nr	UVT, Branche	keine Rückmeldung	keine relevante Exposition	hohe Exposition		
				Heben & 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	BGETEM			X	X	X
8	BGRCl, Chemie		X			
9	BGRCl, Bergbau			X		
10	BGHW			X	X	X
11	SVLFG	X				

Von fast allen angefragten Stellen gab es konkrete Rückmeldungen zu den gestellten Fragen (Responserate 82 %) (Tabelle 1). Aber auch aus den Kontakten mit den Stellen, die keine konkreten Angaben machen konnten, wurde deutlich, dass auch in deren Branchen relevante Expositionen zu erwarten sind, ohne diese näher spezifizieren zu können. Insbesondere in der Landwirtschaft, im Gartenbau und bei kleinen Handwerksbetrieben können relevanten Expositionen vorliegen, die bis dato nicht konkret erfasst wurden und auch kaum repräsentativ abgefragt werden können.

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

- UVT-Katasterdaten BK2108 (IFA),
- Gonkatas (IFA-Report 1/2010),
- Hebe- und Tragetätigkeiten im Möbelspeditions-gewerbe (Backhaus et al. 2010),
- Messdaten aus IFA-Projekt Prävention von Freileitungsmonteuren,
- IFA-Projekt: Arbeitsmedizinische Vorsorge G 46.

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

3.4. Laboraufbauten zur Analyse der Hüftgelenksbelastung (IFA)

Für die Laboruntersuchung im IFA wurden aus den zuvor genannten Quellen und allgemeinen Erfahrungen aus zahlreichen Arbeitsplatzanalysen folgende Tätigkeiten ausgewählt:

- Heben, Tragen und Umsetzen von Lasten (25 kg, 40 kg, 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 dienten:

- Stehen und
- Gehen.

Die Bewegungsanalysen wurden im Biomechaniklabor des IFA durchgeführt. Die kinematischen Daten der Tätigkeiten wurden mit einem 12-Kamera-Vicon-System (Vicon Motion Systems, Oxford, GBR) erfasst, das die Bewegung über reflektierende Marker aufzeichnet (Abbildung 3). Zur Messung der Bodenreaktionskräfte wurden insgesamt drei Dreikomponenten-Kraftmessplatten (Kistler Instrument, Winterthur, Schweiz) auf Basis von Piezo-Sensoren eingesetzt. Die Abtastfrequenz der Vicon-Kameras betrug 100 Hz und die der Kraftmesssysteme 200 Hz.

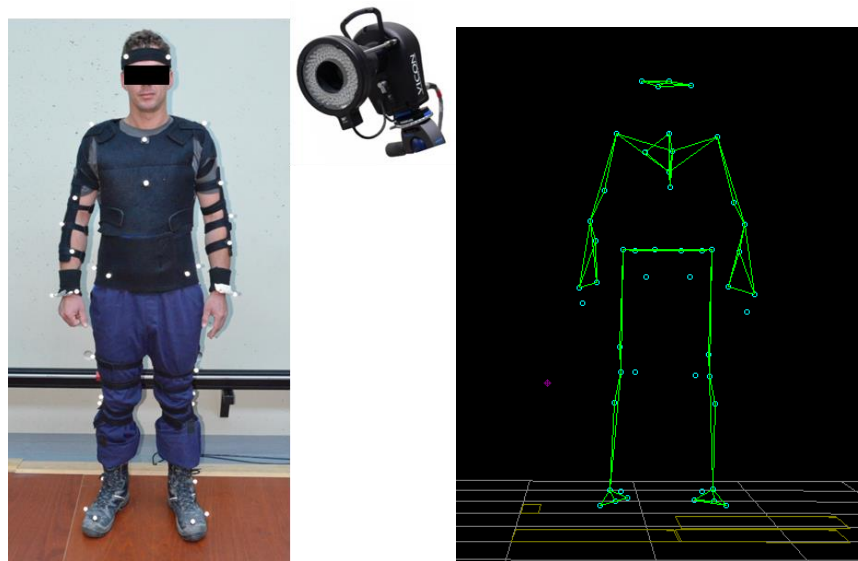


Abbildung 3: Proband mit reflektierenden Markern (links) für die opto-elektronische Bewegungserfassung mit dem VICON-System (rechts: Computerdarstellung).

Für die Experimente mit Lastenhandhabung wurde ein spezielles Hebegewicht gefertigt, das mit entsprechenden Zusatzgewichten auf die erhöhten Gesamtmassen von 40 bzw. 50 kg gebracht werden konnte (Abbildung 4). Zur sicheren Handhabung waren am Hebegewicht stabile Metallgriffe angebracht, die einen fixen Abstand von 337 mm über der Bodenfläche hatten.

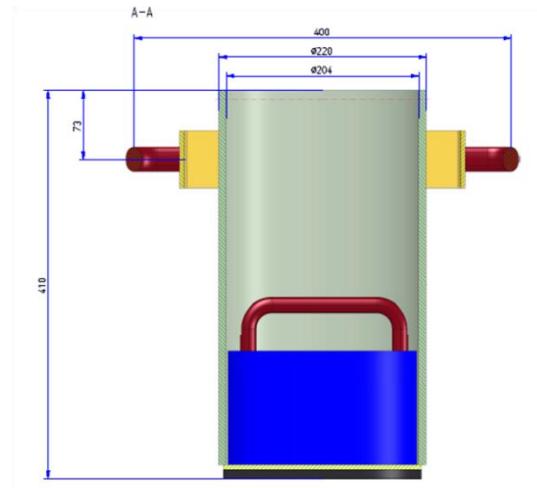
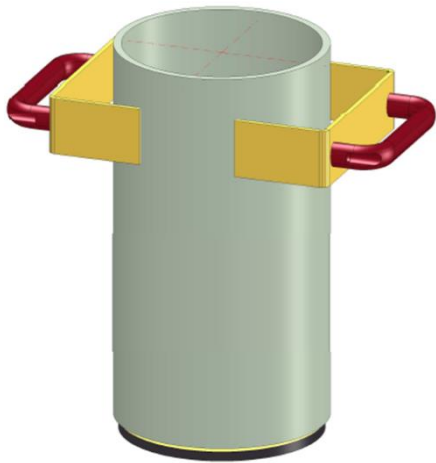


Abbildung 4: Variabel einstellbares Hebegewicht zur für die Versuche zur Lastenhandhabung (links) – Maßzeichnung (rechts).

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 5). Hierdurch konnten die Stützkkräfte beim Treppensteigen in drei Komponenten gemessen werden.

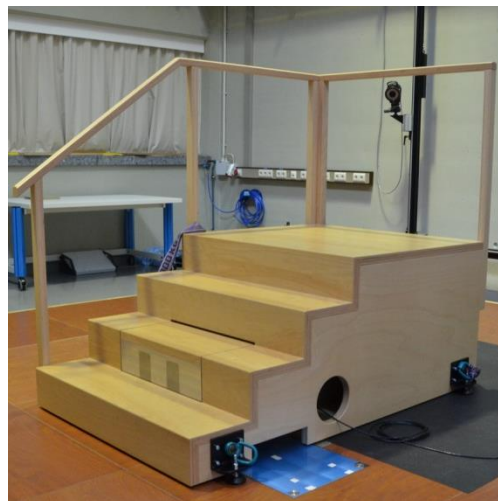


Abbildung 5: Treppenkonstruktion mit integrierter Kraftmessplatte (nicht im Bild sichtbar) unter der zweiten Stufe.

Für das Leiternsteigen wurde im IFA eine spezielle Leiterkonstruktion entwickelt, bei der eine Sprosse mit einem Dreikomponenten-Kraftmesssystem mit Piezo-Sensortechnik ausgerüstet ist (Abbildung 6). Dies ermöglicht die Messung der Stützkkräfte auf der Leitersprosse in drei Raumrichtungen. Außerdem können zwei unterschiedliche Anstellwinkel (70° u. 90°) der Leiter eingestellt werden.

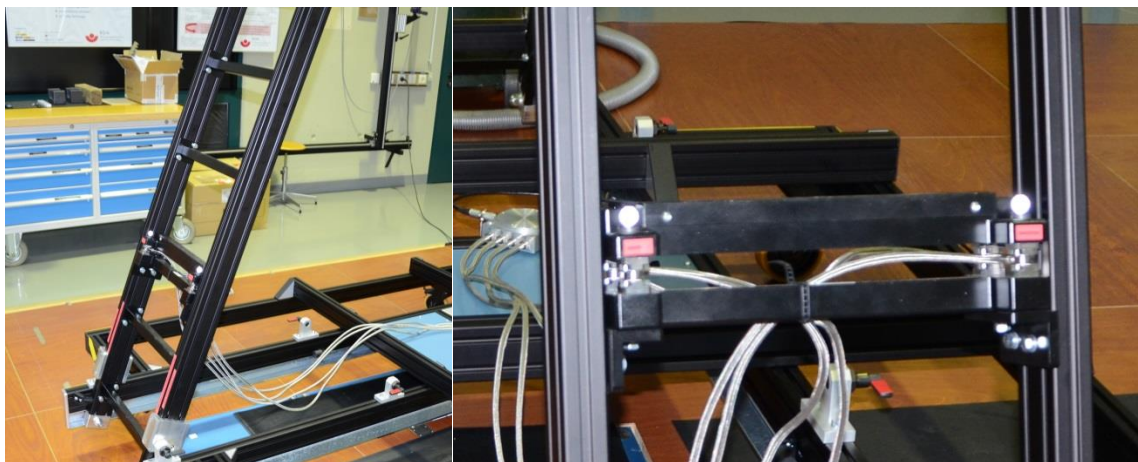


Abbildung 6: Leiterkonstruktion mit verstellbarem Anstellwinkel (links) und instrumentierter Sprosse (rechts).

3.5. Probanden (IFA)

Über die an der AG Coxarthrose 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 (2 Möbeltransportunternehmen),
- BG BAU (2 Maurereibetriebe).

Insgesamt nahmen 12 Fachkräfte aus unterschiedlichen Branchen an den Laborversuchen teil (Tabelle 2).

Tabelle 2: Übersicht über die Probanden

VP-Nr	Branche/Beruf	Geschlecht	Berufsjahre	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Alter [J]
Vp01	Kraftwerksservice	männlich	9	176	106	34,2	28
Vp02	Freileitungsmonteur	männlich	23	184	80	23,6	44
Vp03	Freileitungsmonteur	männlich	21	178	78	24,6	41
Vp04	Möbelpacker	männlich	37	184	86	25,4	52
Vp05	Möbelpacker	männlich	25	176	70	22,6	48
Vp06	Aufzugs Monteur	männlich	24	180	101	31,2	40
Vp07	Möbelpacker	männlich	8	194	138	36,7	25
Vp08	Maurer	männlich	7	187	90	25,7	25
Vp09	Maurer	männlich	41	173	72	24,1	61
Vp10	Maurer	männlich	18	170	88	30,4	35
Vp11	Veranstaltungstechnik	männlich	38	182	106	32,0	58
Vp12	Aufzugs Monteur	männlich	25	185	81	23,7	47
		MW	23	181	91	27,9	42
		SD	11	6	18	4,6	12

* VP: Versuchsperson

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 3).

Tabelle 3: Übersicht zu den Befragungsergebnissen zur Exposition und subjektiven Belastungseinschätzung

VP-Nr	Beruf	Heben und Tragen:		Treppen steigen:		Klettern auf Leitern:	
		Stunden/ pro Woche	subj. Belastungsempf.	Stunden/ pro Woche	subj. Belastungsempf.	Stunden/ pro Woche	subj. Belastungsempf.
			1: wenig belastend 5: sehr belastend		1: wenig belastend 5: sehr belastend		1: wenig belastend 5: sehr belastend
Vp01	Kraftwerksservice	15	2	20	1	5	1
Vp02	Freileitungsmonteur	10	4	keine	keine	8	3
Vp03	Freileitungsmonteur	20	5	keine	keine	25	4
Vp04	Möbelpacker	40	3	20	3	10	2
Vp05	Möbelpacker	20	3	30	3	10	2
Vp06	Aufzugsmonteur	20	3	18	4	9	1
Vp07	Möbelpacker	30	4	20	4	keine	keine
Vp08	Maurer	10 bis 13	2	10 bis 13	2	1	1
Vp09	Maurer	40	5	1,5	3	3	5
Vp10	Maurer	41	5	20	3	5	3
Vp11	Veranstaltungstechnik	3 bis 4	2	5	2	2	2
Vp12	Aufzugsmonteur	4 bis 5	2	6 bis 7	2	1	2

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.

3.6. Versuchsparcours (IFA)

Auf Basis des zuvor dargestellten Laboraufbaus wurde ein Versuchsparcours entwickelt, den jeder Proband in gleicher Reihenfolge zu absolvieren hatte (Tabelle 4). Die Pausen – mehrere Minuten zwischen den verschiedenen Versuchen zum Umbau der Versuchsgegebenheiten – waren ausreichend lang gewesen, um keine bedeutsame Akkumulation von muskulären Ermüdungseffekten zu provozieren.

Tabelle 4: Versuchsablauf und Versuchsparcours im IFA

Tätigkeit	Aufbau
Gehen	

Heben
25 kg
40 kg
50 kg Last



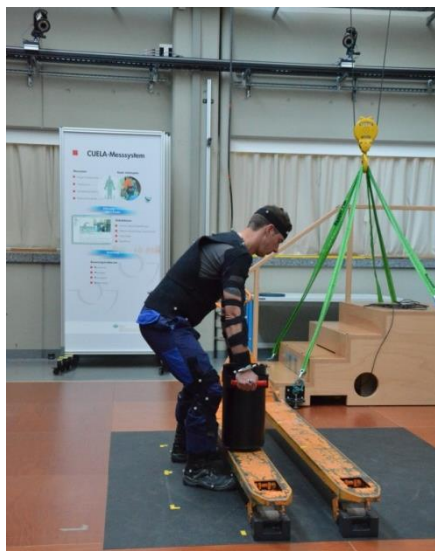
Heben und Tragen

inkl. Stepper zum Absetzen des Hebegewichts (rechts im Bild)



Umsetzen

Abstellen auf Staplerzinken, um Hebegewicht von Kraftmessplatten zu entkoppeln.



Treppensteigen
(aufwärts/abwärts)



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

Leitersteigen
(aufwärts/abwärts)

70° Anstellwinkel



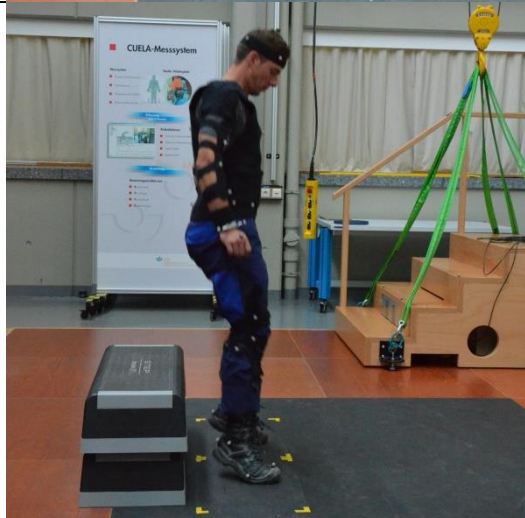
Leitersteigen
(aufwärts/abwärts)
90° Anstellwinkel



Aufstehen aus dem Knien/Sitzen



Springen/
Landung



Insgesamt ergaben sich dadurch 18 unterschiedliche Einzeltätigkeiten, die wiederum in unterschiedliche Bewegungsphasen – wie Anheben und Absetzen eines Gewichts – eingeteilt wurden. Somit ergaben sich pro Proband über 30 unterschiedliche Bewegungsphasen, die zu analysieren waren (Tabelle 5). Jede Einzeltätigkeit wurde von jedem Probanden dreimal wiederholt um einen repräsentativen Durchschnittswert zu erhalten.

Tabelle 5: 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	Treppen steigen	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

3.7. Mehrkörpersimulation (BGUM)

3.7.1. Datentransfer

Für die Mehrkörpersimulation wurden die im IFA aufgenommenen Daten von den Bewegungen, äußeren Kräften und Momenten verwendet. Sämtliche Messdaten wurden dabei im Dateiformat des VICON-System (C3D-Format) synchronisiert abgespeichert. Der Datenaustausch wurde über die DGUV-Datenaustauschplattform (<https://dataspace.dguv.de/>) durchgeführt, welche durch das IFA zur Verfügung gestellt wurde (**Meilenstein**).

3.7.2. Modell

Die Mehrkörpersimulation zur Berechnung der Hüftgelenkkräfte, wurde an der BGUM durchgeführt. Dazu wurde die Software AnyBody Modeling System 6.01 (AnyBody Technology A/S, Aalborg, DK) verwendet. AnyBody bietet vorgefertigte Modelle für die humane Mehrkörpersimulation. Die Modelle sind ausführlich gestaltet (z. B. 159 Muskeleinheiten je Bein, basierend auf der Sezierung eines Humanpräparats) und werden in der biomechanischen Forschung zu Fragestellungen bei unterschiedlichen Körperregionen bzw. Gelenken häufig eingesetzt (z. B. Zee et al. 2007; Rasmussen et al. 2010; Jackson et al. 2013). Im Verlauf der Simulationsrechnungen stellte sich aber heraus, dass die AnyBody-Modelle in ihrer ursprünglichen Form doch nicht uneingeschränkt für die aktuelle Problemstellung geeignet waren. Aufgrund der unzureichenden anatomischen Modellierung der Hüftgelenkstreckmuskulatur (Abbildung 7) verlief der Muskelzugpfad bei starker Hüftgelenksflexion sehr nahe bzw. auch innerhalb des Femurgelenkkopfes, wodurch extrem hohe und unrealistische Muskel- und in der Folge auch Kompressionskräfte im Hüftgelenk entstanden.

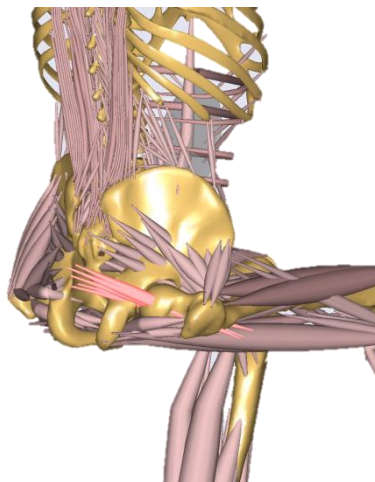


Abbildung 7: Die Mm. glutei verlaufen direkt durch das Hüftgelenk

Nach der Reklamation beim AnyBody-Support wurde das Problem behoben und ein Update zur Verfügung gestellt. Allerdings mussten alle bis zu diesem Zeitpunkt fertiggestellten Rechnungen verworfen und mit dem neuen Modell wiederholt werden. Ein Versuchsdurchlauf benötigte ca. (30-60) min Rechenzeit (Workstation mit 2x Xeon E5-2687W, 128 GB RAM, Tesla K20c). Das Modell-Update soll im Laufe des Jahres 2015 offiziell in die AnyBody-Software integriert werden (Carbone et al. 2015).

Für jeden Probanden wurde durch Skalierung mit der jeweiligen Probandenanthropometrie ein individuelles Modell erstellt, das für die Simulation verwendet wurde. Mit der Mehrkörpersimulation wurden nur die Probanden 2 bis 12 analysiert, da beim ersten Probanden zu große Bewegungsartefakte der VICON-Marker durch Weichteilbewegungen aufgetreten waren, um sinnvolle Rechnungen anstellen zu können. In AnyBody wurden die Wiederholungen der Aktivitäten einzelnen simuliert. D. h. für einen Probanden bei der Aktivität „Gehen“, die dreimal durchgeführt wurde, entstanden drei Simulationen mit drei Ergebnisdateien, die ausgewertet werden mussten. Zur Auswertung wurde ein Skript mit Matlab (Vers. R2014a Mathworks Inc., Natick, MA, USA) programmiert. Dieses Skript ermöglichte es, die AnyBody-Ergebnisdateien zu importieren und die während der einzelnen Versuchsdurchgänge entstehenden maximalen Kontaktkräfte im Hüftgelenk zu ermitteln.

Die maximalen Kräfte, die während den Tätigkeiten bei den Probanden auftraten, dienten als Indikator für die Belastungshöhe und wurden später statistisch ausgewertet. Dazu wurde mit einer Varianzanalyse (ANOVA mit Messwiederholung) und anschließenden gepaarten t-Tests (mit Bonferroni-Korrektur: $\alpha = \frac{0,05}{18} = 0,0028$) überprüft, in welcher Relation das Gehen zu den anderen Aktivitäten (außer Hinsetzen/Aufstehen) steht.

Ein weiterer Auswertungsschritt war der Vergleich der Kurvenverläufe der Kontaktkraft 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, welche sich hinsichtlich ihrer Länge oder dem 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 (Bender und Bergmann 2012) durchgeführt. Die erzeugten Durchschnittskurven wurden qualitativ mit *in-vivo*-Daten verglichen, die mit instrumentierten Endoprothesen erhoben wurden (<http://www.orthoload.com>, Bergmann 2008).

3.8. Finite-Elemente-Analyse-Modell (BGUM)

Mit der Finiten-Elemente-Analyse (FEA) mit ANSYS (Workbench 16.0, ANSYS Inc., Canonsburg, US-PA) wurden die Kontaktdrücke zwischen Pfanne und Kopf berechnet. Dazu wurde weiterhin die in Abschnitt 3.7.2 genannte Workstation verwendet. Diese wurden als Indikatoren für die Beanspruchung des Hüftgelenkknorpels herangezogen. Für die FEA werden Geometrien, Materialwerte und Randbedingungen der betreffenden Strukturen benötigt. Es war nicht möglich MRT- oder CT-Datensätze 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 erzeugte zu starke Veränderungen der Geometrie und damit generelle Inkongruenzen der Gelenkflächen.

Die CT-Datensätze ließen keine Knorpelsegmentation zu und der Versuch, manuell eine Knorpelschicht auf das Modell aufzutragen, führte zu inkongruenten Gelenkgeometrien, die nicht sinnvoll in einer FE-Analyse verwendet werden konnten. Die Knorpelschicht ist von einer unregelmäßigen Geometrie, weshalb mit einer konstant dicken Knorpelschicht keine Gelenkkongruenz erreicht werden konnte. Schließlich wurde ein öffentlich zugängiger Datensatz der Musculoskeletal Research Laboratories (University of Utah, Salt Lake City, UT, USA) verwendet. Dabei handelt 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 (Harris et al. 2012). Die Segmentierung wurde mit Mimics 16.0 (Materialise NV, Leuven, BE) durchgeführt.

Der Gelenkknorpel wurde als hyperelastisches Material (Neo-Hook, *Schubmodul* = 5,52MPa, *Kompressionsmodul* = 550MPa) modelliert. Die Materialkonstanten wurden aus Literaturangaben entnommen (Henak, Ateshian und Weiss 2014). Der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung ist bei diesem Materialmodell nicht linear (Abbildung 8).

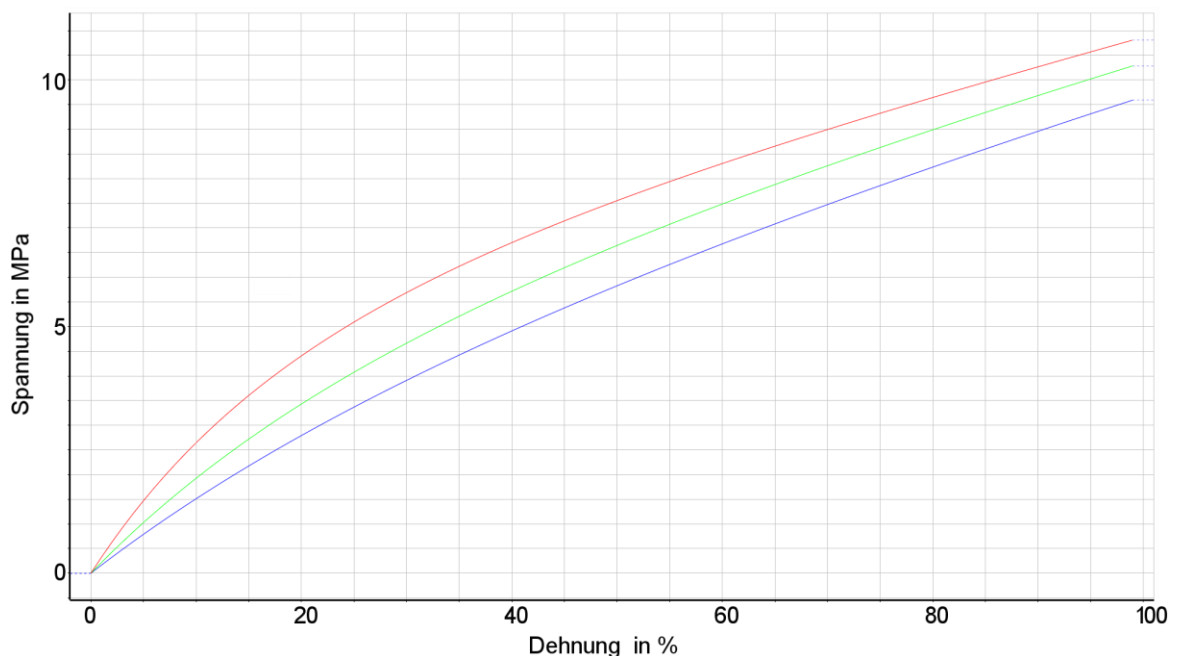


Abbildung 8: Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung verwendeten Neo-Hook-Materials unter uniaxialer (blau), biaxialer (rot) und Scherbelastung.

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 als Knorpelgewebe ist, hat es nur geringen Einfluss auf die FE-Ergebnisse. Auch hier wurden Literaturwerte (*Elastizitätsmodul* = 17GPa, *Poissonszahl* = 0.3) verwendet (Li et al. 2013).

Die Lastfälle wurden aus den Ergebnissen der AnyBody-Simulation generiert. Dabei wurden immer Winkel und Kontaktkraft von der Mehrkörpersimulation auf das Finite-Elemente-Modell übertragen. Dadurch wurde die Geometrie entsprechend der Winkel zueinander ausgerichtet und mit der Kontaktkraft beaufschlagt (Abbildung 9). Es wurde der Proband ermittelt, der bezüglich der maximalen Kontaktkraft über alle Aktivitäten den geringsten Unterschied zum Gruppenmittelwert aller Probanden auswies (VP04). Für einen Probanden wurde dazu für jede Aktivität die Differenz zwischen der individuellen maximalen Kontaktkraft und dem Gruppenmittelwerte gebildet. Aus diesen einzelnen Abweichungen wurde schließlich als deren Durchschnittswert die mittlere Abweichung für jeden Probanden berechnet. Die geringste durchschnittliche Abweichung von 26 % wies VP04 auf. Die bei der FEA genutzten Lastfälle stammen deshalb ausschließlich von Proband VP04. Eine solche Vorgehensweise ist notwendig, da dem Gruppenmittelwert der maximalen Hüftgelenkskraft keine exakt entsprechende Hüftgelenksstellung zugewiesen werden kann und die FE-Analyse somit unrealistisch oder überhaupt nicht ausführbar wäre.

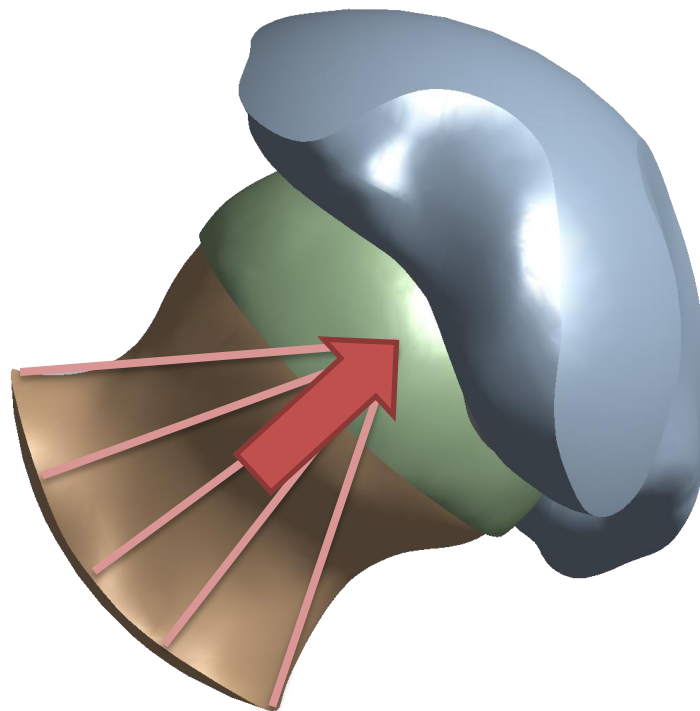


Abbildung 9: Randbedingungen für die Finite-Elemente-Analyse. Die Kontaktkraft des Hüftgelenks wird im Gelenkrotationszentrum über Balkenelemente an der Schnittfläche des Femurs aufgebracht.

Die Kontakte zwischen Knorpel und Knochen wurden als Verbundkontakt formuliert. Der Kontakt zwischen den Knorpelflächen von Femurkopf und Acetabulum wurde als reibungsbehafteter Kontakt (*Reibungskoeffizient* = 0,04) modelliert.

Von den kompletten Bewegungen aus AnyBody wurden stets nur einzelne Zeit- bzw. Lastschritte verwendet. Eine Simulation mit AnyBody besteht aus bis zu 1100 Zeitschritten, nur einzelne davon konnten mit der Finite-Elemente-Analyse untersucht werden, da jede der Rechnungen zwischen 12 und 72 Stunden dauerte. Die Finite-Elemente-Analyse stellte sich allerdings nicht nur aufgrund der hohen Rechenzeiten als sehr aufwändig dar. Die Durchdringungen bzw. Lücken, die durch die Knorpelform entstehen, führten zu starken Konvergenzproblemen in ANSYS, weshalb sehr viel Zeit für Fehlerdiagnose und Modellmodifikation aufgewendet werden musste. Da die Winkelbereiche für die verschiedenen Aktivitäten so unterschiedlich waren, mussten viele Zwischenergebnisse verworfen werden, weil sie sich im Vergleich als nicht plausibel darstellten. Schließlich konnte erst Ende April 2015 ein funktionierendes Modell fertig gestellt werden (**Meilenstein**). Ein weiteres Problem war, dass ANSYS zum aktuellen Zeitpunkt noch nicht ideal für die Auswertung der Kontaktdrücke und -flächen geeignet ist. Es kann z. B. keine adaptive Netzverfeinerung mit diesem Parameter durchgeführt werden. Aus diesem Grund wurde manuell

die Elementgröße im Modell verfeinert, bis die Änderungen von Kontaktdrücken und -flächen gegenüber der vorherigen Elementgröße kleiner 5 % waren. Es wurde schließlich im Kontaktbereich eine Elementgröße von 0,7 mm gewählt. 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. +/- 5% Eingangswertänderung), der hier nur in Ausnahmefällen konvergierende FE-Modelle entstehen ließe, wurden hier nur tatsächlich aufgetretene Lastsituationen mit unterschiedlichen Kraft-Winkel-Zuständen generiert. Dabei befanden sich diese Lastfälle jedoch auch zumeist in einem Bereich von +/- 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 es zu den beschriebenen starken Verzögerungen bei der Finite-Elemente-Analyse kam, wurde beim Projekttreffen in Murnau im März 2015 festgelegt, dass nur die für das Forschungsprojekt wichtigsten Aktivitäten simuliert werden sollten. Dabei handelt es sich um die Aktivitäten mit den höchsten Kontaktkräften: Umsetzen von 50 kg, Heben von 50 kg, Tragen von 50 kg und Treppenaufsteigen mit 25 kg Lastgewicht.

Im Rahmen des Forschungsprojekts sollten unterschiedliche Variationen des Hüftgelenks untersucht werden. Daher wurde die bestehende Geometrie angepasst, um ein Modell mit Pincer-Impingement und ein Modell mit Cam-Impingement zu erhalten (Leunig und Ganz 2009). Für die Cam-Geometrie wurde dazu eine Verdickung auf das Femur aufgetragen, bei der Pincer-Geometrie wurde die Überdachung der Pfanne vergrößert (Abbildung 10).



Abbildung 10: Cam- (links) und Pincer- (rechts) Impingement-Geometrien. Das Gelenk ist für die bessere Darstellung leicht luxiert.

Weitere Varianten (Antetorsion Schenkelhals, CCD-Winkel, Anteversion Pfannendach, (s. Keppler, Strecker und Kinzl 1998; Tönnis und Heinecke 1999)) sollten durch Winkeländerungen im Gelenk abgebildet werden und keiner eigenständigen Geometrie bedürfen. Beim Treffen des Forschungsbegleitkreises am 27.05.2015 in Berlin wurde vereinbart, dass die Varianten (AP. 5.4) nicht untersucht werden sollten, da generische Modelle vorhersehbare Ergebnisse produzieren und die Ergebnisse aufgrund der Kombinationen aus nicht zusammengehörigen Bewegungs-, Kraft- und Geometriedaten nicht belastbar sind.

4. Ergebnisse des Gesamtvorhabens

4.1. Laboranalyse - Übersicht zu muskuloskelettalen Belastungen von risikoassoziierten Tätigkeiten in der Praxis (IFA)

Die Bestimmung der inneren muskuloskelettalen Belastung – hier der Hüftgelenke – erfolgte über die Methode der inversen Dynamik. Die Messungen der Körperhaltung bzw. –bewegungen in Kombination mit den Messungen der Kräfte und Drehmomente, die von außen auf das Muskel-Skelett-System einwirken, lieferten die wesentlichen Modelleingangsgrößen (Abbildung 11). Das Muskel-Skelett-System wurde dabei als Mehrkörpersystem im Sinne einer Gliederkette modelliert. Zur Berechnung der inneren Belastungsgrößen diente das Programm BodyBuilder (Vicon Motion System).

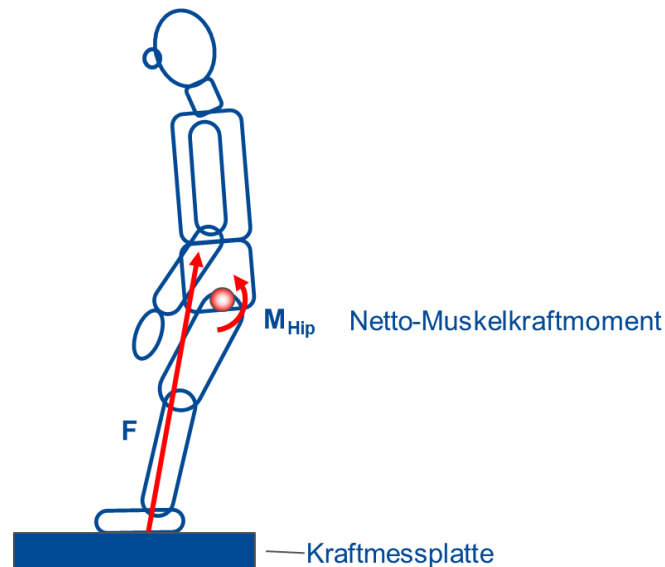


Abbildung 11: Kinematisches Kettenmodell zur Bestimmung des Hüftgelenkmoments im Sinne der inversen Dynamik aus der Bodenreaktionskraft F .

4.1.1. Räumlich-zeitlicher Verlauf der Belastungsphasen

Zur Bestimmung der Belastungsparameter wurden Zeitintervalle für jede Belastungsphase manuell in der Auswertungssoftware gesetzt. Softwaregestützt wurden dann die Aggregate wie Mittelwert und Maximum jedes Ausgabeparameters für das jeweilige Zeitintervall berechnet und in entsprechende Tabellen zur weiteren Auswertung abgelegt (Abbildung 12).

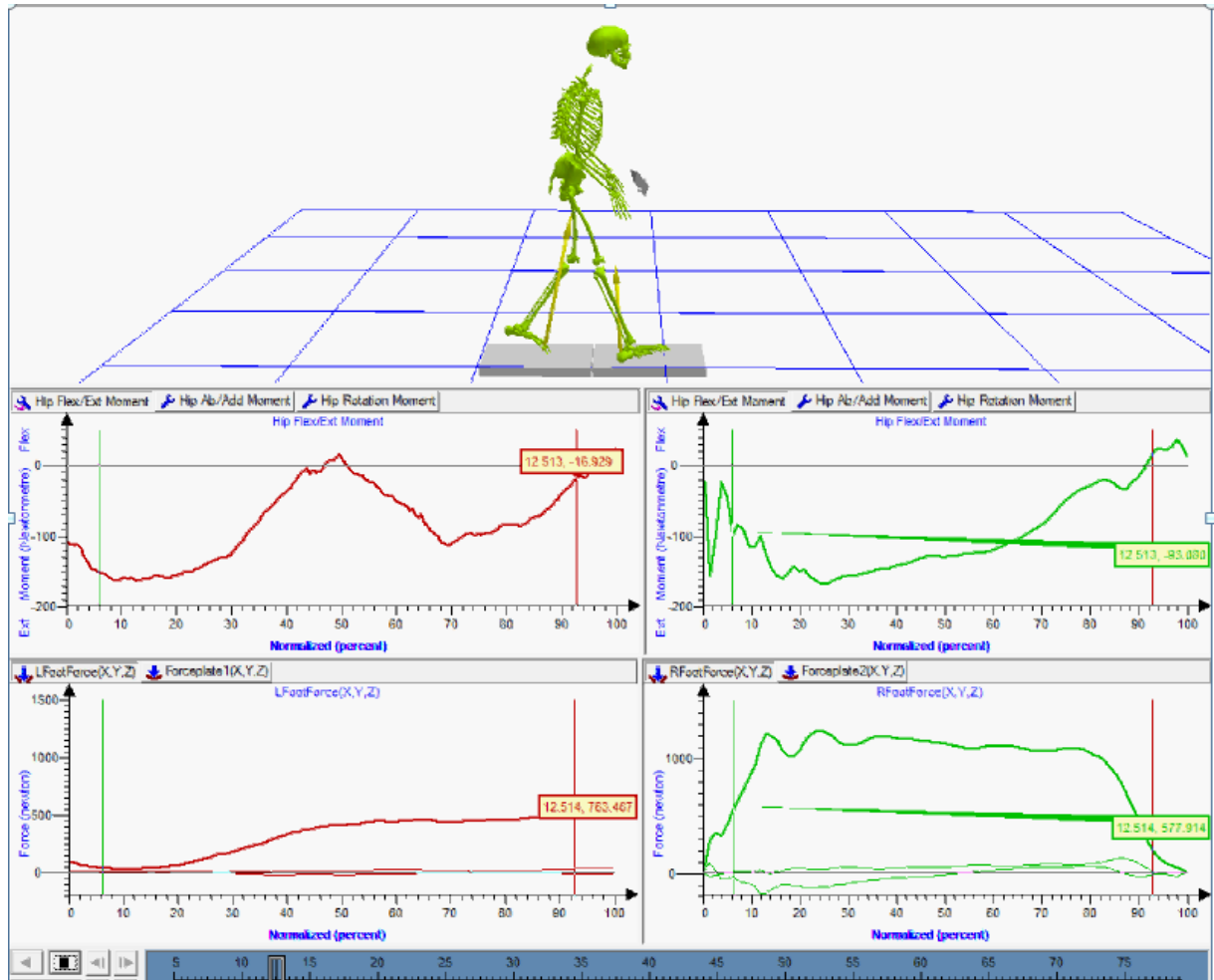


Abbildung 12: Kinetogramm beim Tragen einer Last (40 kg). Die Graphen zeigen den zeitlichen Verlauf der sagittalen Hüftgelenkmomente (oben) und der zugehörigen Bodenreaktionskräfte (unten) der rechten (grün) und linken (rot) Seite über die Stützphase (100 %).

Insgesamt wurden so für alle Probanden und alle Versuche über 2600 Intervalle markiert und in die Auswertung mit einbezogen. Im Zuge dieser Datensichtung wurden ungültige Bewegungsphasen – z. B. ein Fuß trifft die Kraftmessplatte nicht vollständig – von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Es verblieben am Ende mindestens 33 gültige Bewegungsphasen für die Auswertung (Tabelle 6). 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. Es wird daher davon ausgegangen, dass die Messwerte ein repräsentatives Bild für die untersuchten Tätigkeiten darstellen.

Tabelle 6 Anzahl der ausgewerteten Intervalle pro Bewegungsphase (Bezeichnung der Tätigkeiten s. Tabelle 5)

Tätigkeitsintervallbezeichnung	Anzahl
AS_aufstehen_KNI	39
AS_aufstehen_SIT	74
AS_aufstehenstuetz_KNI	39
AS_knien_KNI	37
AS_knienstuetz_KNI	37
AS_setzen_SIT	64
GE_Stuetz_G00	88
HB_Aufrichten_G00	206
HB_AufrichtenmG_G25	66
HB_AufrichtenmG_G40	74

Tätigkeitsintervallbezeichnung	Anzahl
HB_AufrichtenmG_G50	72
HB_Beugen_G00	208
HB_BeugenmG_G25	132
HB_BeugenmG_G40	144
HB_BeugenmG_G50	144
HB_Stehen_G00	68
HT_Beugen_G00	120
HT_Hebendrehen_G25	42
HT_Hebendrehen_G40	39
HT_Hebendrehen_G50	37
HT_Stuetz_G25	42
HT_Stuetz_G40	38
HT_Stuetz_G50	33
LS_Stuetzab_N70	35
LS_Stuetzab_N90	38
LS_Stuetzauf_N70	35
LS_Stuetzauf_N90	37
SP_Landung_G00	62
TS_Stuetzab_G00	36
TS_Stuetzab_G25	37
TS_Stuetzauf_G00	36
TS_Stuetzauf_G25	36
US_NachLinks_G25	76
US_NachLinks_G40	70
US_NachLinks_G50	72
US_NachRechts_G25	76
US_NachRechts_G40	72
US_NachRechts_G50	72

Die mittlere Bewegungsgeschwindigkeit – Mittelwert der Bahngeschwindigkeit des Beckens – während der Bewegungsphase war meist tätigkeitsspezifisch und zeigte oft nur eine geringe Standardabweichung (Abbildung 13). Beim Gehen und Tragen ergaben sich die höchsten mittleren Geschwindigkeiten im Bereich um 1 m/s.

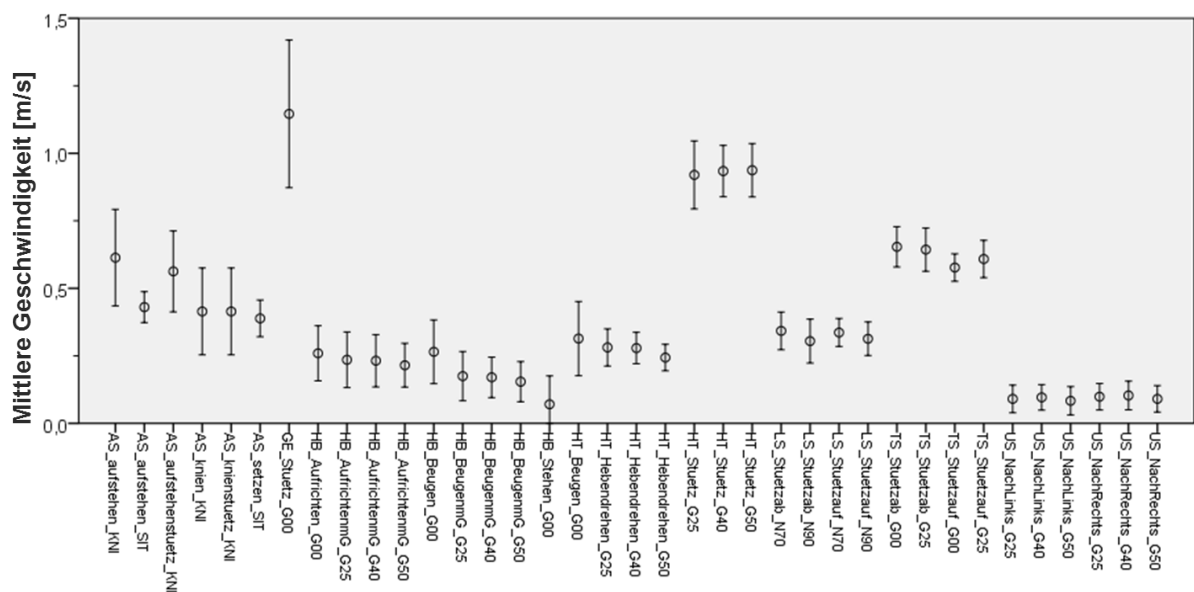


Abbildung 13: Mittlere Bewegungsgeschwindigkeit mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen s. Tabelle 5)

Die mittlere maximale Hüftgelenksflexion unterschied sich erwartungsgemäß tätigkeitsspezifisch (Abbildung 14). 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.

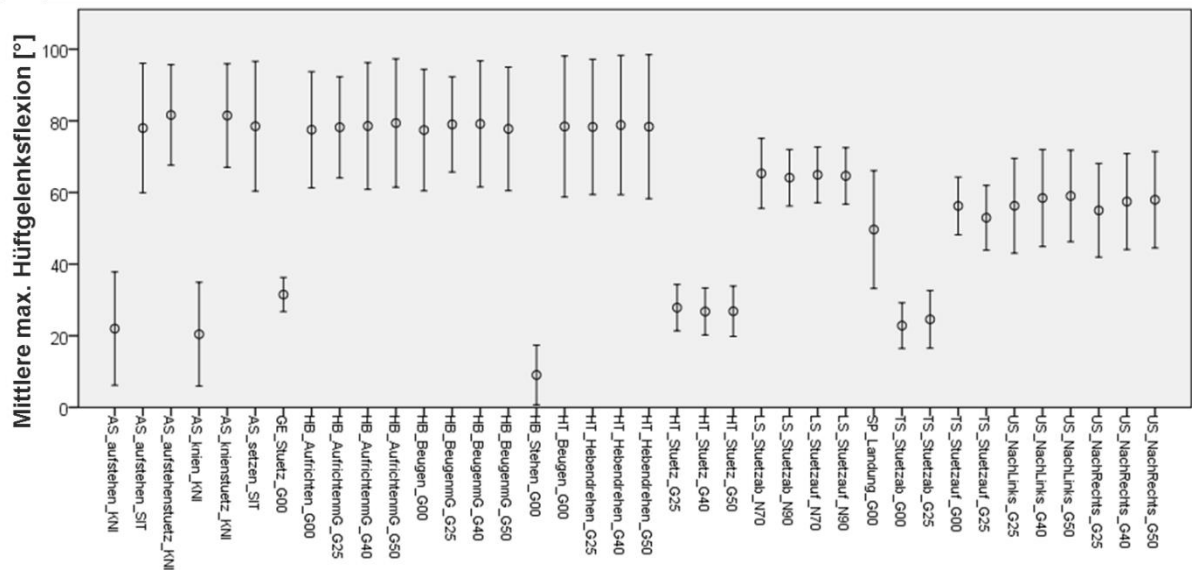


Abbildung 14: Mittlere maximale Hüftgelenksflexion mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen s. Tabelle 5)

Bei den Versuchen mit dem Hebegewicht variierten die mittleren relativen Hubhöhen gegenüber dem Ausgangsniveau zwischen 6 und 70 cm (Tabelle 7). 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 7: Relative Hubhöhe des Lastgewichts gegenüber der Ausgangshöhe

Tätigkeit	Mittelwert [cm]	Standardabweichung [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 Belastungsphasen der Tätigkeiten

Die Belastungsdauern bei Ausübung der untersuchten Tätigkeiten variierten im Mittel tätigkeitsspezifisch zwischen 0,7 und 2 Sekunden (Abbildung 15). Für das Stehen wurde jeweils nur ein kurzes Zeitintervall ausgewählt, in der 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.

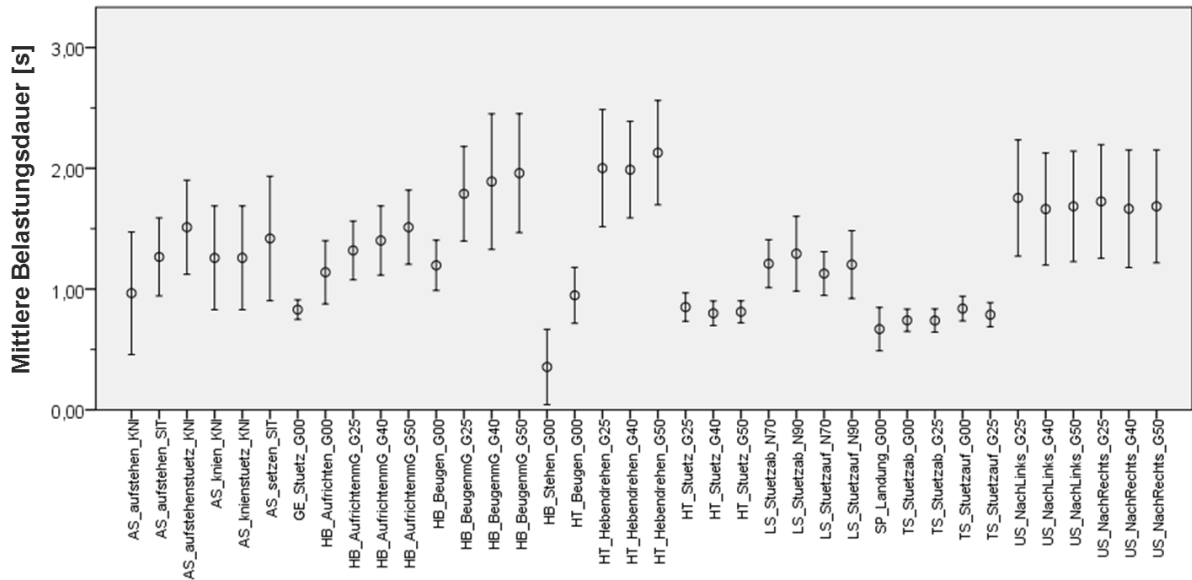


Abbildung 15: Mittlere Belastungsdauer mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen s. Tabelle 5)

4.1.3. Bodenreaktionskräfte der Tätigkeiten

Die maximalen Bodenreaktionskräfte in vertikale Richtung, die auf ein Bein einwirken variierten tätigkeitsspezifisch für das untersuchte Kollektiv zwischen dem 0,5 und 1,8-Fachen des Körpergewichts (body weight, BW) (Abbildung 16). Die Tätigkeit Springen aus 40 cm Höhe wurde später in der Auswertung nicht mehr berücksichtigt, da einerseits die Belastungen wesentlich höher (Mittelwert ca. 3 x BW) waren und andererseits der Laborboden (Bodenfläche als Stahlbetondeckenkonstruktion) 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.

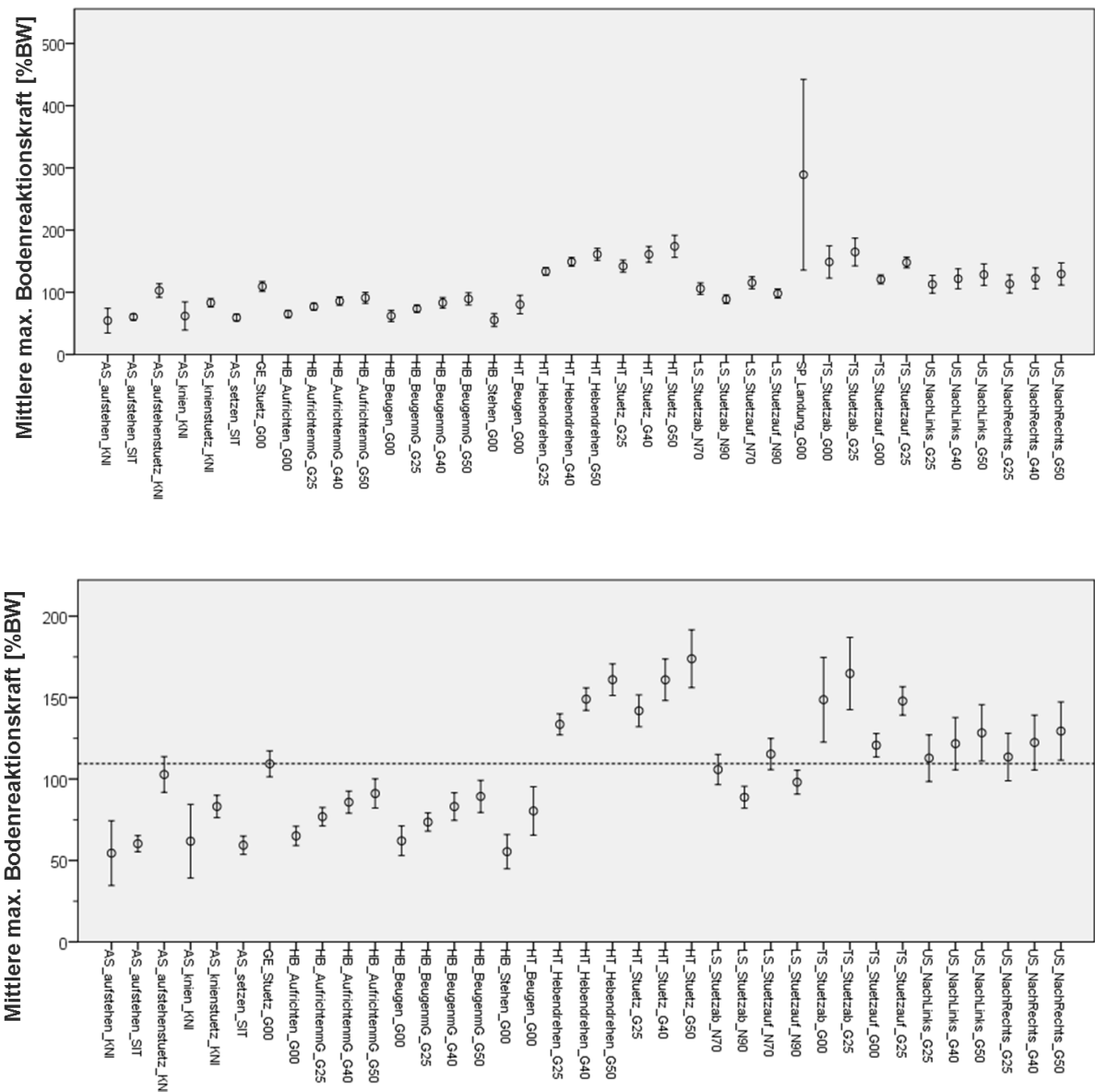


Abbildung 16: Mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskraft mit Standardabweichung – einschließlich Versuche „Landung“ (oben), ohne Versuche „Landung“ (unten) (Bezeichnungen s. Tabelle 5).

Beim Gehen (1,2 m/s) wurden im Mittel maximale vertikale Bodenreaktionskräfte von ca. 1,2-faches Körpergewichts erreicht. Die höchsten Werte wurden beim treppab Steigen und beim Tragen des Gewichts erreicht (Abbildung 16 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 17). Die höchsten Werte wurden beim Umsetzen des 50 kg Gewichts mit durchschnittlich 2,8 Nm/kg erreicht.

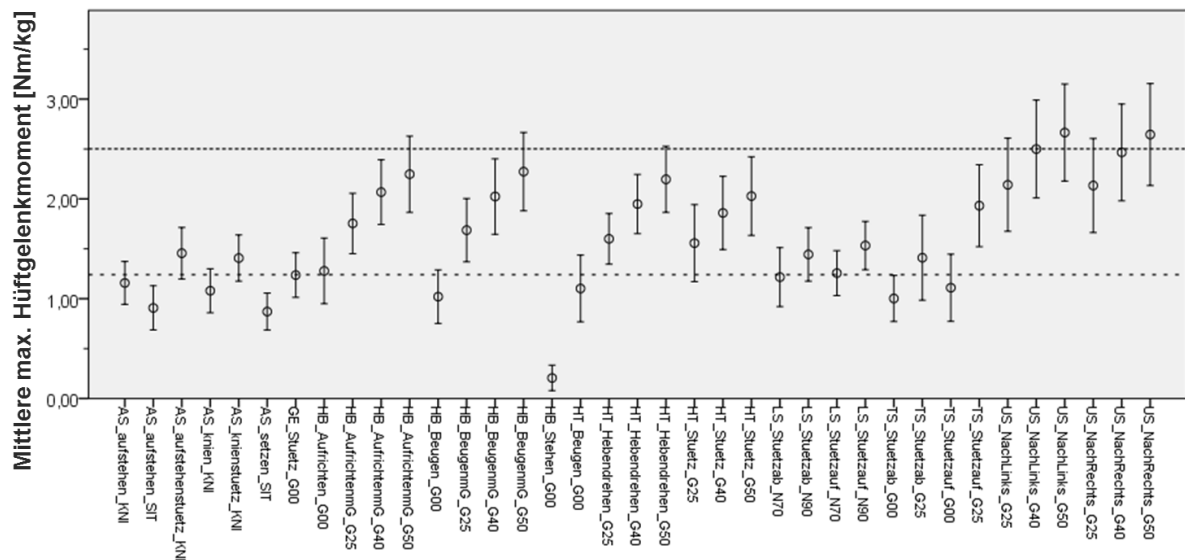


Abbildung 17: Mittleres maximales Hüftgelenkmoment (Betrag) mit Standardabweichung über die Bewegungsphasen (Bezeichnungen s. Tabelle 5). Die Markierungslinien kennzeichnen die einfache bzw. die doppelte Belastung des Gehens.

4.2. Mehrkörpersimulation (BGUM)

Die durchschnittlichen maximalen Kontaktkräfte (\pm Standardabweichung) für die einzelnen Aktivitäten sind in Tabelle 8 angegeben, dabei variiert die zur Mittelung herangezogene Stichprobengröße je nachdem wie viele Versuche aus der Laboranalyse für die Simulation herangezogen werden konnten.

Tabelle 8: Gruppenmittelwerte der maximalen Gelenkkräfte [%BW], deren Standardabweichung und Stichprobengröße (n)

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

Bei der statistischen Auswertung stellten sich die Kontaktkräfte im Hüftgelenk für das Tragen von 40 kg und 50 kg sowie das Umsetzen von 25 kg, 40 kg und 50 kg und schließlich das Treppenaufsteigen mit 25 kg Zusatzlast als signifikant ($p < 0,001$) größer als die Kontaktkräfte beim Gehen dar (Abbildung 18).

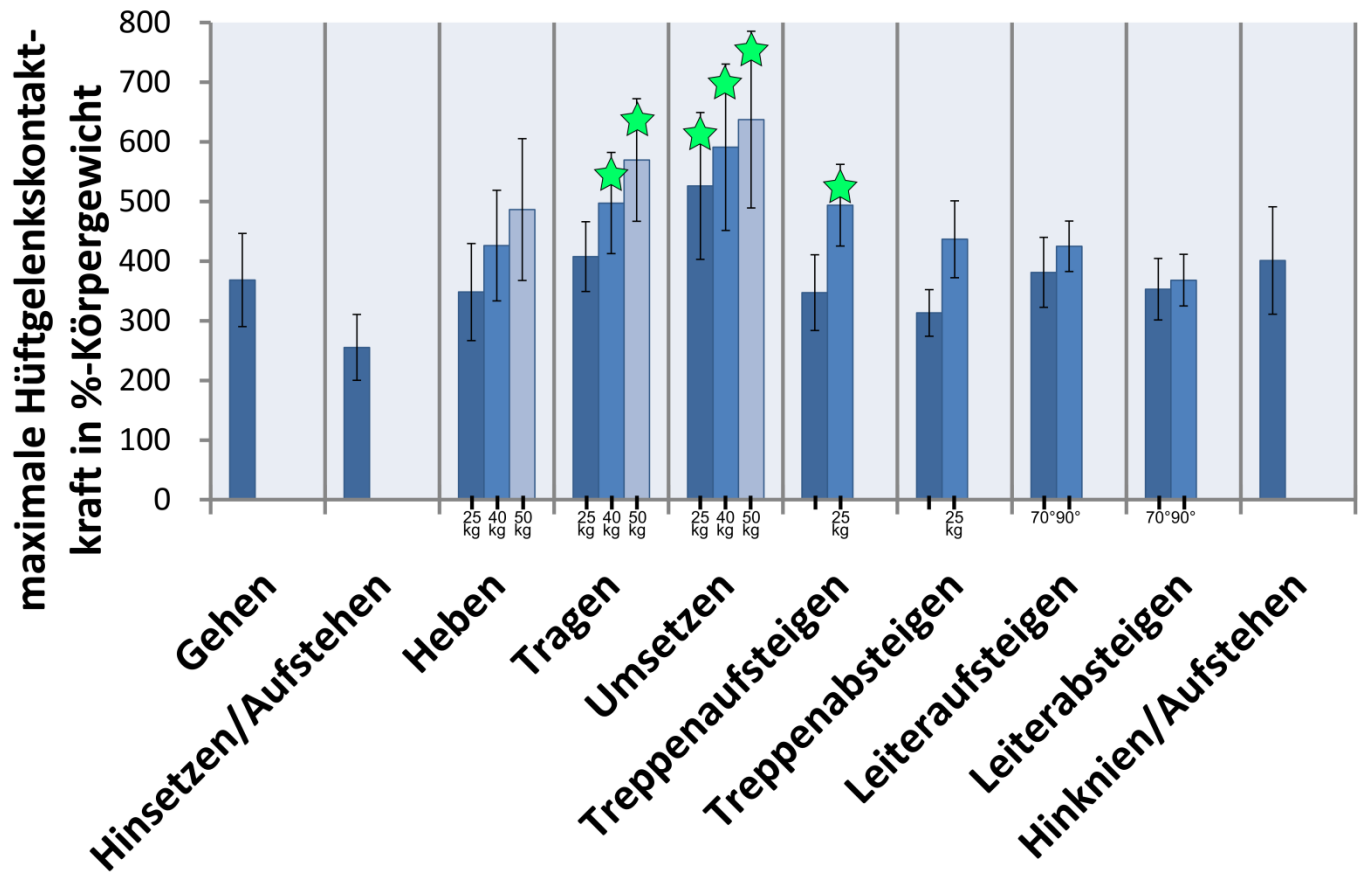


Abbildung 18: Durchschnittliche maximale Kontaktkraft im Hüftgelenk für die Probanden bei den einzelnen Aktivitäten mit Standardabweichung. Die Sternchen zeigen Tätigkeiten mit signifikant größeren Kräften als beim Gehen (t-Test, vgl. Abschnitt 3.7.2).

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 aus zu Abbildung 19 zu entnehmen.

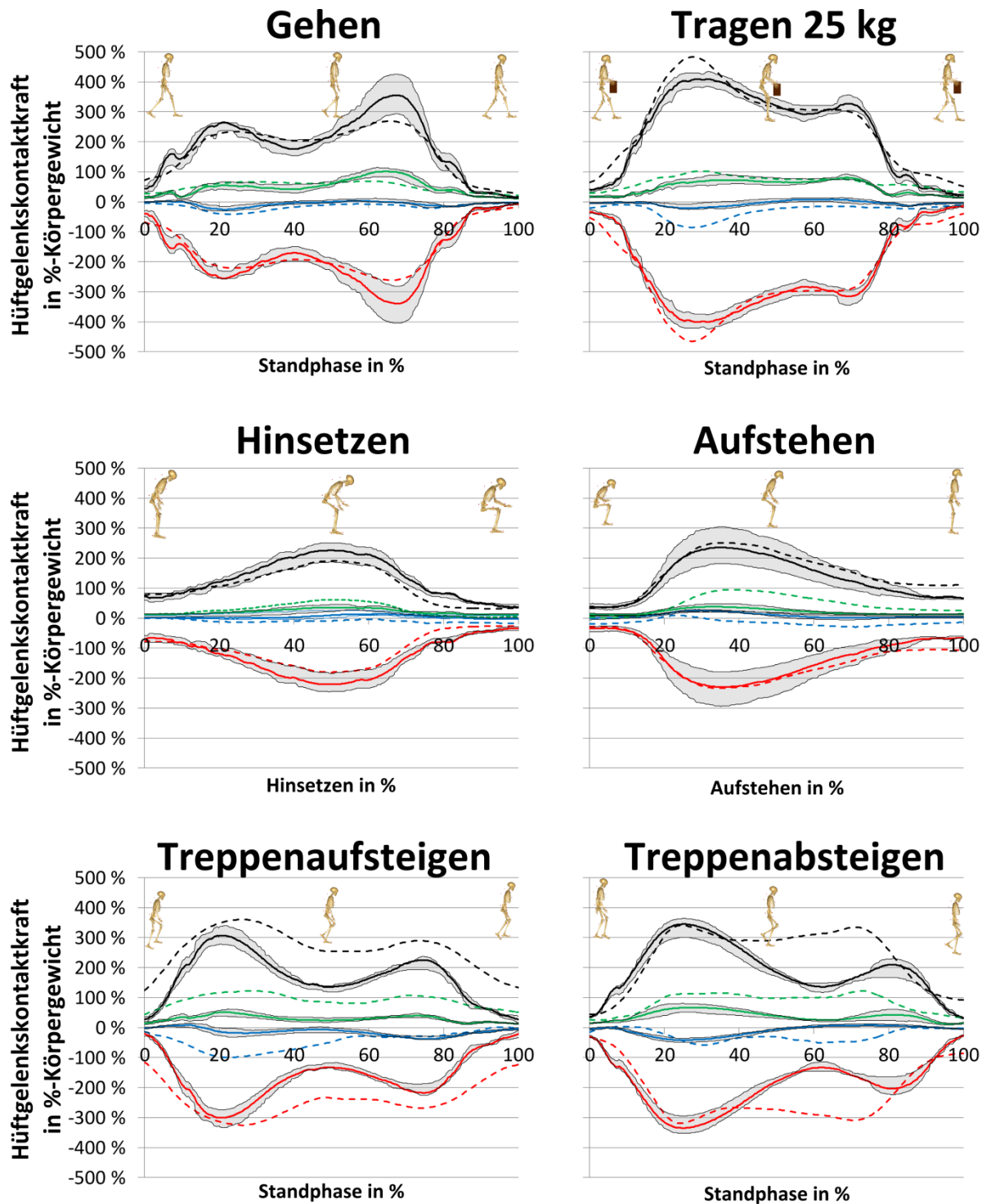


Abbildung 19: Verläufe der Hüftgelenkskontaktkraft in %-Körpergewicht. Schwarz: Kraftresultierende, grün: Fx, blau: Fy, rot: Fz. Die durchgängigen Linien sind die DTW-Mittelwerte mit dem Bereich zwischen dem 25. und 75. Perzentil grau hinterlegt, die gestrichelten Linien sind die in-vivo-Vergleichdaten (Bergmann 2008): Gehen: h2r_151110_1_184, Tragen 25 kg: h2r_100611_1_68, Hinsetzen/Aufstehen: IBL721A, Treppenabsteigen/-aufsteigen: ebr113a (Bezeichnungen gemäß www.orthoload.com).

4.3. Finite-Elemente-Analyse (BGUM)

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. Durch die berechneten Drücke kann dargestellt werden, wie der Kontakt zwischen dem Knorpel des

Femurkopfes und dem Knorpel der Hüftgelenkspfanne stattfindet. Die kennzeichnenden Ergebnisparameter sind dabei:

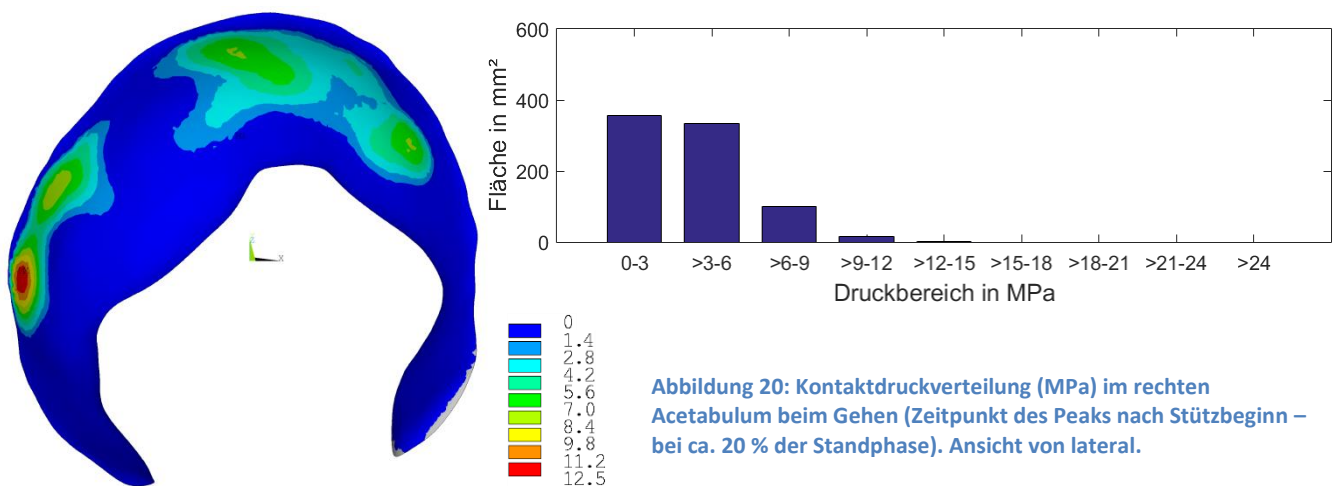
- maximaler Druck: maximaler aufgetretener Druck
- mittlerer Druck: mittlerer Druck über den gesamten Kontaktbereich unter Berücksichtigung der Elementflächen
- Kontaktfläche: die Größe der Gelenkoberfläche, die bei Belastung des Gelenks im Kontakt steht
- Druckverteilung: Fehlfarbandarstellung der Drücke über die Gelenkfläche im Acetabulum
- Druckbereiche: Histogramm der Teilflächengröße über die Druckbereiche

Bei der Simulation der gesunden Geometrie wurden folgende Ergebnisse berechnet:

Tabelle 9: Drücke, Kontaktflächen und Kontaktkräfte bei der Finiten-Elemente-Analyse

Tätigkeit	maximaler Druck [MPa]	mittlerer Druck [MPa]	Kontaktfläche [mm ²]	Kontaktkraft [N]
Gehen (Peak nach Stützbeginn)	12,5	3,6	808	2060
Gehen (max. Kraft)	15	5,1	622	2895
Tragen 50 kg	15,6	6,6	1019	5303
Heben 50 kg	24,1	9,5	599	5188
Umsetzen 50 kg	22,8	7,1	941	5345
Treppauf mit 25 kg	11,6	5	1008	4011

Abbildung 20 bis Abbildung 25 zeigen die Druckverteilungen im Acetabulum für die simulierten Aktivitäten.



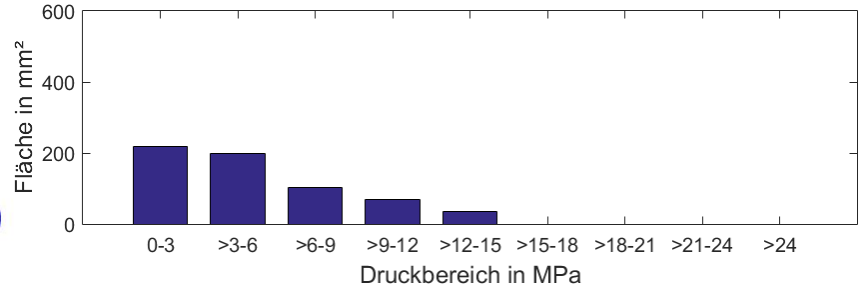
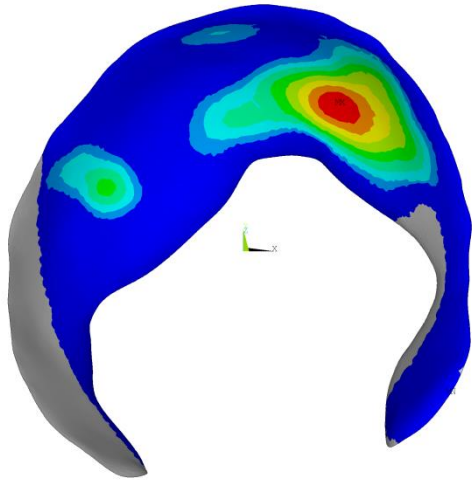


Abbildung 21: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten Acetabulum beim Gehen (Zeitpunkt der max. Kraft). Ansicht von lateral.

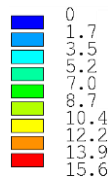
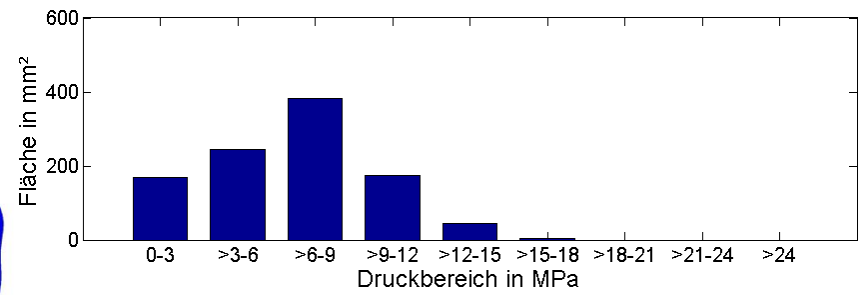
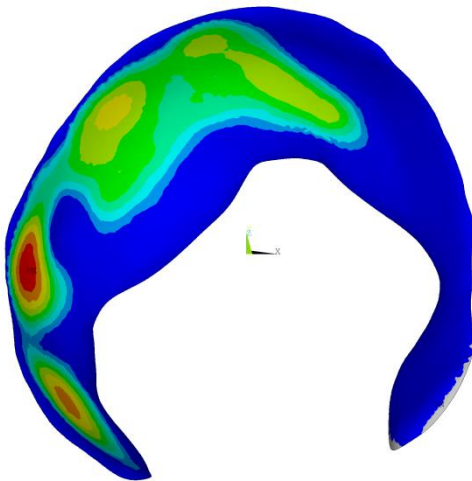


Abbildung 22: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten Acetabulum beim Tragen einer 50 kg Last (Zeitpunkt der max. Kraft). Ansicht von lateral.

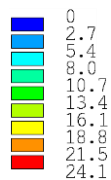
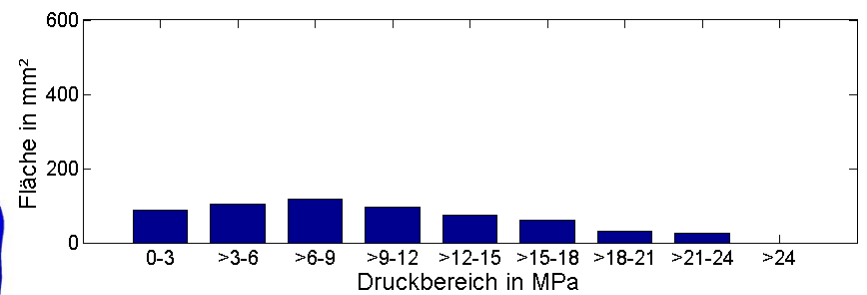
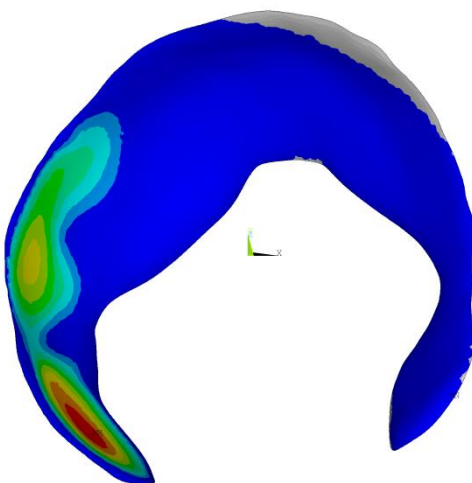


Abbildung 23: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten Acetabulum beim Heben einer 50 kg Last (Zeitpunkt der max. Kraft). Ansicht von lateral.

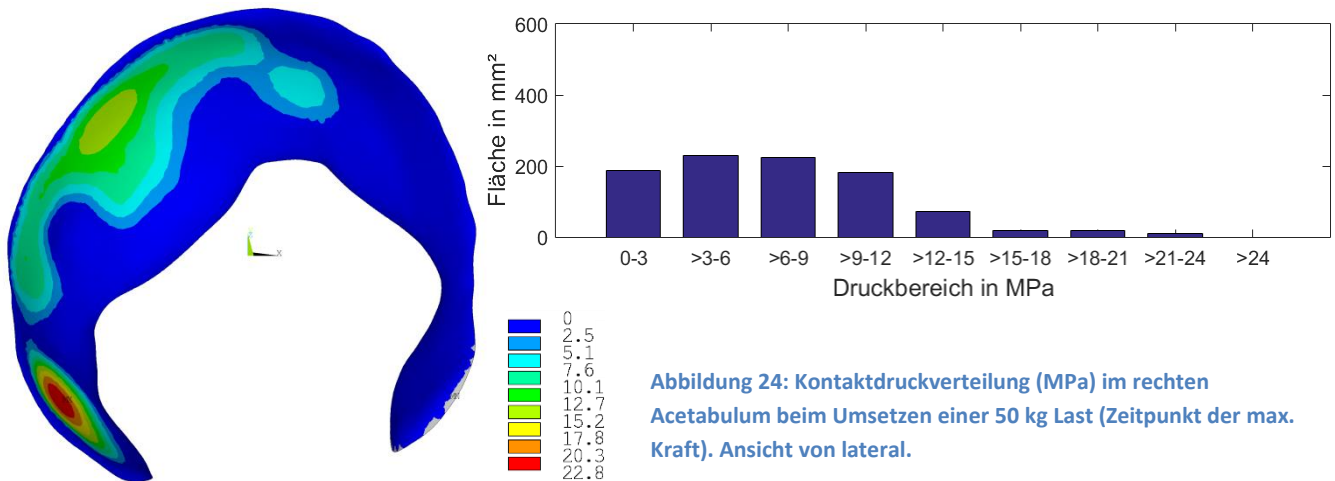


Abbildung 24: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten Acetabulum beim Umsetzen einer 50 kg Last (Zeitpunkt der max. Kraft). Ansicht von lateral.

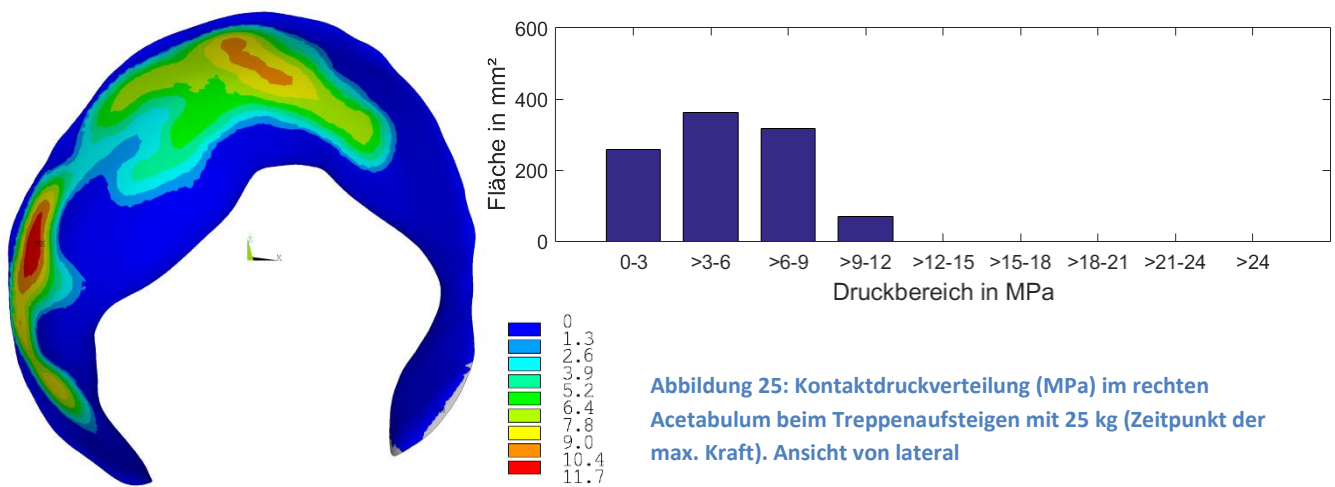


Abbildung 25: Kontaktdruckverteilung (MPa) im rechten Acetabulum beim Treppenaufsteigen mit 25 kg (Zeitpunkt der max. Kraft). Ansicht von lateral

Es zeigte sich ein maximaler Kontaktdruck an der Gelenkoberfläche im Bereich zwischen ca. 12 und 24 MPa (Tabelle 9). Der mittlere Kontaktdruck lag zwischen 4 und 10 MPa. Die Hauptbelastungszonen veränderten sich in Abhängigkeit der Tätigkeit bzw. der Hüftgelenkstellung (Rot-Gelb-Bereiche, s. Abbildung 20 bis Abbildung 25). Der Flächenanteil mit Druckwerten von über 18 MPa war in den meisten Fällen nur gering, und die maximalen Drücke traten nur lokal sehr begrenzt – quasi punktförmig – auf. Bei den mittleren Drücken spiegelte sich der Zusammenhang von aufgebrachtener Kontaktkraft und der 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.

4.4. Veröffentlichungen

4.4.1. Poster und Vorträge

Folgende Vorträge und Poster konnten zwischen 2013 und 2015 präsentiert werden:

- Poster auf dem 3. Marktplatz Forschung der Unfallversicherungsträger (10.-11.06.2013, Andernach)
- Vortrag auf dem 5. DGUV Fachgespräch Ergonomie (26.-27.11.2013, Dresden)
- Vortrag auf dem 4. Deutschen Arthrosekongress (04.04.2014, Eisenach)
- Vortrag auf dem 32. CADFEM Users' Meeting (4.-6.06.2014, Nürnberg)
- Poster auf dem Paracelsus Science Get Together 2014 (27.06.2014, Salzburg)
- Poster auf dem 7th World Congress of Biomechanics (6.-11.07.2014, Boston, US-MA)

- Vortrag auf dem 5. Münchner Symposium für experimentelle Orthopädie, Unfallchirurgie und muskuloskeletale Forschung (07.03.2015, München)
- Vortrag auf der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (6.-8.05.2015, Bonn)
- Vortrag auf dem 20. MSB-Net Treffen (25.-26.06.2015, Murnau)
- Poster auf dem 5. Deutschen Arthrosekongress (03.-06.07.2015, Leipzig)

4.4.2. Zeitschriftenbeiträge

Nach dem Vortrag auf dem Arthrosekongress 2014 meldeten die Orthopädischen Nachrichten Interesse an einem kurzen Beitrag für ihre Zeitschrift mit den Inhalten des Vortrags an. Der Beitrag wurde noch 2014 angenommen (Varady, Glitsch und Augat 2014):

- Varady, P., Ulrich Glitsch und Peter Augat. 2014. „Belastungen des Hüftgelenks bei beruflichen Tätigkeiten.“ Orthopädische Nachrichten 07-08: 13–14.

Ein Manuskript für einen Originalartikel wurde beim Journal of Biomechanics am 17.12.2014 (Titel: “Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study”) eingereicht. Inhalte dieser Arbeit sind die Ergebnisse der Mehrkörpersimulation, wobei vorrangig die resultierenden Kräfte im Hüftgelenk analysiert wurden. Das Manuskript wurde am 30.06.2015 angenommen (Varady, Glitsch und Augat 2015) und befindet sich im Veröffentlichungsprozess von Elsevier Ltd.:

- Varady, P. A., Ulrich Glitsch und Peter Augat. 2015. „Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study.“ Journal of biomechanics. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.06.034.

Es ist eine weitere Veröffentlichung zu den Ergebnissen der Mehrkörpersimulation geplant. Hierfür werden die Richtungen der Kräfte im Hüftgelenk weiter ausgewertet. Für diese Auswertung wurde bereits ein Matlab-Skript geschrieben. Die nächsten Arbeitsschritte sind die Analyse der Ergebnisse und Verfassung des Manuskripts. Es gibt bisher eine vergleichbare Veröffentlichung (Weber et al. 2012), deren Auswertungsmethodik übernommen wurde. In diesem Aufsatz wurde jedoch nur das Gehen in der Ebene behandelt. Die weiteren Aktivitäten, die im Rahmen dieses Forschungsprojekts untersucht wurden, stellen eine interessante Neuigkeit dar. Diese Veröffentlichung soll nach Projektende fertiggestellt und eingereicht werden.

Eine dritte Veröffentlichung könnte mit den Ergebnissen der Finite-Elemente-Analyse zustande kommen. Darin könnten die Kontaktdrücke für ausgewählte Lastfälle bei der gesunden Geometrie verglichen werden. Auch hier sind die Aktivitäten aus diesem Forschungsprojekt von hohem Wert für die biomechanische Forschung, da es keine vergleichbaren Daten gibt. Diese Veröffentlichung kann erst nach Projektende fertiggestellt werden.

5. Auflistung der für das Vorhaben relevanten Veröffentlichungen, Schutzrechtsanmeldungen und erteilten Schutzrechte von nicht am Vorhaben beteiligten Forschungsstellen

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 bspw. die Auswirkung von Übergewicht auf die Kinematik und Kinetik des Gangbildes (Lerner, Board und Browning 2014).

Mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse wurde in anderen Forschergruppen bereits untersucht, wie sich verschiedene Hüftgelenksvariationen auf die Knorpelspannung bzw. Drücke im Gelenk auswirken (Sánchez Egea et al. 2014). In einer weiteren Publikation wurde analysiert, welchen Effekt eine Acetabulum-Retroversion auf die Knorpelspannungen hat (Henak et al. 2013). Diese Publikationen arbeiten nicht mit eigenen Lastfällen, sondern mit Daten von instrumentierten Hüftgelenksendoprothesen (Bergmann et al. 2001). 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 (Harris et al. 2012). 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 Henak, Ateshian und Weiss (2014) entnommen.

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

6. Bewertung der Ergebnisse hinsichtlich des Forschungszwecks/-ziels, Schlussfolgerungen

6.1. Laboranalyse

Die Grundlage der hier angestellten Computerberechnungen basierten auf den unter Laborbedingungen erhobenen Bewegungsanalysen von den 12 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 Grundlage der vorliegenden Daten möglich bzw. sinnvoll ist.

Die Streubreite der hier untersuchten Stichprobe hinsichtlich der anthropometrischen Basisdaten (Tabelle 2) deckt vermutlich nur einen Teil der zugehörigen Grundgesamtheit ab. Dennoch scheint es hier beachtenswert, dass die Mittelwerte der Stichprobe tendenziell oberhalb des 50. Perzentils der männlichen Erwerbsbevölkerung in Deutschland bzw. Europa liegen (DIN 33402-2). 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.

6.2. Mehrkörpersimulation

Für das Gehen ergaben sich bei der Mehrkörpersimulation maximale Kontaktkräfte in den Hüftgelenken von (368 ± 78) %-Körpergewicht. Diese Werte sind etwas kleiner als die Ergebnisse einer anderen Arbeitsgruppe welche 430 %-Körpergewicht bei einer Ganggeschwindigkeit von 1,35 m/s ermittelte (Correa et al. 2010). 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) %-Körpergewicht angegeben (Crowninshield et al. 1978). Hinsichtlich der 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 des Gangbildes entstehen.

Für die Kontaktkräfte beim Hinsetzen/Aufstehen wurden (255 ± 55) %-Körpergewicht 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 %-Körpergewicht (Weber et al. 2014). Mit Bezug zum Körpergewicht der Versuchspersonen lag die Kraft im Hüftgelenk in der aktuellen Studie zwischen 1580 und 2873 N. Eine andere Studie, die auch das Hinsetzen simulierte, berechnete für einen Sitzhöhe von 0,53 m, die einen 90 ° Kniegelenkwinkel erzeugte, 1590 N, für eine

etwas tiefere Sitzhöhe von 0,46 m 3670 N (Kunze et al. 2012). Demnach entsprechen auch die ermittelten 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) %-Körpergewicht, also eine 1,7-fache Erhöhung gegenüber der Belastung beim Gehen mit (368 ± 78) %-Körpergewicht.

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 (Dynamic Time Warping) gebildet. Dieses Verfahren eignet sich besonders gut für biologische Daten, wie sie auch in diesem Forschungsprojekt entstanden sind. Andere Verfahren zur Bildung von Mittelwertskurven, wie z. B. das arithmetische Mittel, führen zum Verschwinden charakteristische 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 Mittelwertskurven 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 Mittelwertskurven der Simulation mit den *in-vivo*-Vergleichsdaten (Bergmann 2008) 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.

6.3. 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 (Harris et al. 2012). Die maximalen Kontaktdrücke beim Gehen sind grundsätzlich höher als in der Literatur: 12 MPa vs. 5 MPa (G.-X. Chen et al. 2013) oder 10 MPa (Abraham et al. 2013). Allerdings werden teilweise auch maximale Drücke von 26 MPa vorausgesagt (Cardiff et al. 2014). 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 experimentellen Studien aufgrund des Messbereiches der verwendeten drucksensitiven Folien teilweise zu kleine Ergebnisse gemessen hätten (Henak et al. 2014). 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 entstanden. 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.

6.4. Gesamtbewertung

Um die hier ermittelten Hüftgelenksbelastungen beurteilen zu können, müssen geeignete Vergleichsdaten herangezogen werden, da es bisher keine festgelegten Grenzwerte gibt, ab der von einer Überbelastung der Hüftgelenke ausgegangen wird. 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, 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. (2004) 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 dynamischeren 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 26). 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 (Hall 1969).

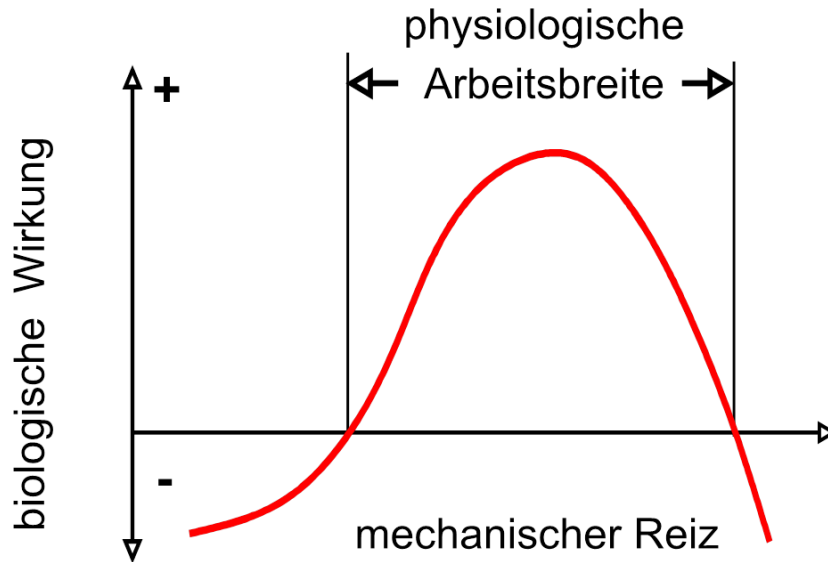


Abbildung 26: Funktionelle Anpassung biologischer Systeme nach (Roux 1895).

Ein Vergleich der Stützkkräfte (Bodenreaktionskräften) beim Gehen mit dem freizeitlich orientierten Joggen zeigt, dass sich die vertikalen Kräfte ungefähr verdoppeln (Abbildung 27). Auf der anderen Seite verkürzen sich die Belastungsdauern auf ungefähr ein Drittel der Zeit.

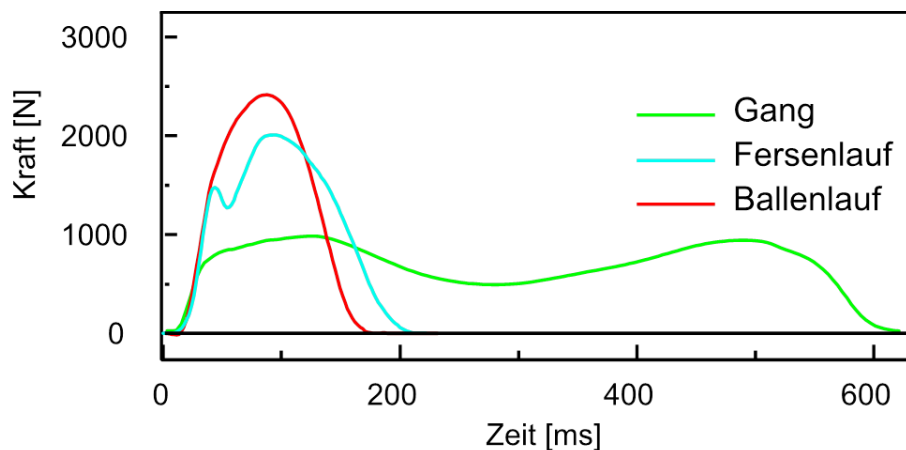


Abbildung 27: Vertikale Bodenreaktionskraft-Zeitverläufe beim Gehen und Joggen (Fersen- u. Ballenlauf) (Glitsch – eigene Messungen, Deutsche Sporthochschule Köln).

Zur besseren Beurteilung der gewonnenen 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 28). Beim symmetrisch ausgeführten Heben verteilten sich die Bodenreaktionskräfte auf beide Beine ungefähr gleich. Die hohen Gelenkmomente verursachten schließlich immer noch maximale Gelenkkräfte vom 1,3-Fachen der 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 15).

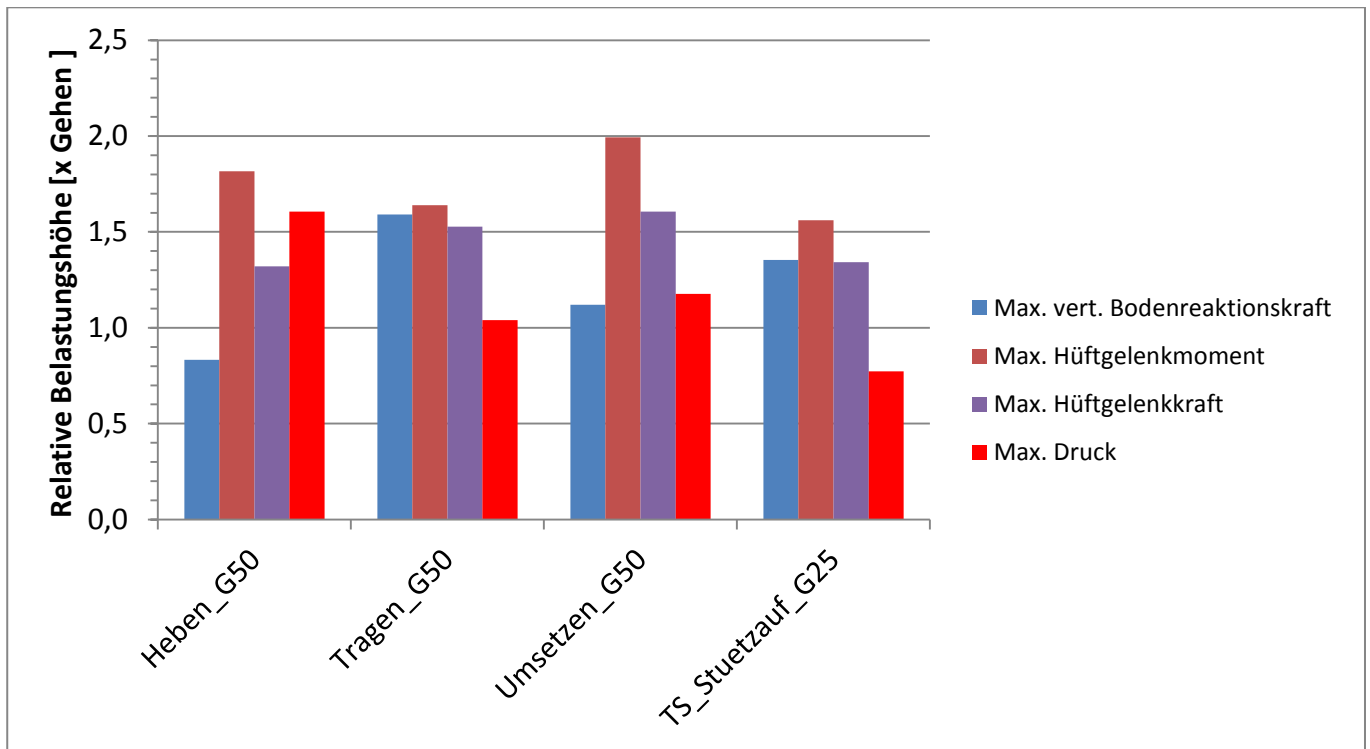


Abbildung 28: Relative Belastungshöhe der am meisten belastenden Tätigkeiten im Verhältnis zur Belastung beim Gehen.

Bei den anderen untersuchten Tätigkeiten – insbesondere beim Treppen und Leitern Auf- und Absteigen – konnten keine statistisch signifikant erhöhten Hüftgelenkskräfte im Vergleich zum Gehen gefunden werden. Die ermittelten Belastungswerte der übrigen Vergleichswerte der übrigen untersuchten Tätigkeiten können aus den Abbildungen in Abschnitt 4.1. bis 4.3. entnommen werden.

6.5. Schlussfolgerung

Im Rahmen des Forschungsprojekts Coxarthrose konnten mit Hilfe 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. 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 Gelenknorpels 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 Belastung beim Gehen. 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.

7. Aktueller Umsetzungs- und Verwertungsplan

Eine Umsetzung der Forschungsergebnisse in die Praxis ist bisher nicht konkretisiert.

Unterschriftenseite verpflichtend für Kooperationsprojekte

Projektnummer: FB192

Titel: Analyse der Belastung des Hüftgelenksknorpels bei exponierten arbeitsbezogenen Tätigkeiten

Erklärung für das Berichtswesen in Kooperationsprojekten

Hiermit erklären die Unterzeichnenden, dass der zum 31.07.2015 vorgelegte

Abschlussbericht mit allen Kooperationspartnern abgestimmt ist.

----- Datum:

Patrick Varady, Institut für Biomechanik, Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau

----- Datum:

Ulrich Glitsch, Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung

----- Datum:

Dirk Ditchen, Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung

----- Datum:

Peter Augat, Institut für Biomechanik, Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau

Literatur

- Abraham, C. L., Steve A. Maas, Jeffrey A. Weiss, Benjamin J. Ellis, Christopher L. Peters und Andrew E. Anderson. 2013. „A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses.“ *Journal of biomechanics* 46 (6): 1121–27. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.01.012.
- Backhaus, C., S. Baars, K. Jubit, C. Felten und J. Hedtmann. 2010. „Analyse von Hebe- und Tragetätigkeiten im Möbelspeditions-gewerbe unter besonderer Berücksichtigung der Belastung der Lendenwirbelsäule.“ *Arb. Wiss.* 64: 305–19.
- Bender, A. und G. Bergmann. 2012. „Determination of typical patterns from strongly varying signals.“ *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 15 (7): 761–69. doi:10.1080/10255842.2011.560841.
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss und G. N. Duda. 2001. „Hip contact forces and gait patterns from routine activities.“ *Journal of biomechanics* 34 (7): 859–71.
- Bergmann, G. 2008. „OrthoLoad.“ Zugriff: 30. Oktober 2014. www.OrthoLoad.com.
- Borrelli, J., Yong Zhu, Meghan Burns, Linda Sandell und Matthew J. Silva. 2004. „Cartilage tolerates single impact loads of as much as half the joint fracture threshold.“ *Clinical orthopaedics and related research* (426): 266–73.
- Carbone, V., R. Fluit, P. Pellikaan, van der Krogt, M M, D. Janssen, M. Damsgaard, L. Vigneron, T. Feilkas, Koopman, H F J M und N. Verdonchot. 2015. „TLEM 2.0 - a comprehensive musculoskeletal geometry dataset for subject-specific modeling of lower extremity.“ *Journal of biomechanics* 48 (5): 734–41. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.12.034.
- Cardiff, P., A. Karač, D. FitzPatrick und A. Ivanković. 2014. „Development of a hip joint model for finite volume simulations.“ *Journal of biomechanical engineering* 136 (1): 011006. doi:10.1115/1.4025776.
- Chen, G.-X., Liu Yang, Kai Li, Rui He, Bin Yang, Yan Zhan, Zhi-Jun Wang, Bing-Nin Yu und Zhe Jian. 2013. „A three-dimensional finite element model for biomechanical analysis of the hip.“ *Cell biochemistry and biophysics* 67 (2): 803–8. doi:10.1007/s12013-013-9565-0.
- Coggon, D., S. Kellingray, H. Inskip, P. Croft, L. Campbell und C. Cooper. 1998. „Osteoarthritis of the hip and occupational lifting.“ *American journal of epidemiology* 147 (6): 523–28.
- Correa, T. A., Kay M. Crossley, Hyung J. Kim und Marcus G. Pandy. 2010. „Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking.“ *Journal of biomechanics* 43 (8): 1618–22. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.02.008.
- Crowninshield, R. D., R. C. Johnston, J. G. Andrews und R. A. Brand. 1978. „A biomechanical investigation of the human hip.“ *Journal of biomechanics* 11 (1-2): 75–85. doi:10.1016/0021-9290(78)90045-3.
- DIN 33402-2. " Ergonomie —Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte. - Teil 2: Werte. Beuth 2005-12.
- Felson, D. T., R. C. Lawrence, P. A. Dieppe, R. Hirsch, C. G. Helmick, J. M. Jordan, R. S. Kington et al. 2000. „Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors.“ *Annals of internal medicine* 133 (8): 635–46.
- Hall, M. C. 1969. „Cartilage changes after experimental relief of contact in the knee joint of the mature rat.“ *Clinical orthopaedics and related research* 64: 64–76.
- Harris, M. D., Andrew E. Anderson, Corinne R. Henak, Benjamin J. Ellis, Christopher L. Peters und Jeffrey A. Weiss. 2012. „Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips.“ *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 30 (7): 1133–39. doi:10.1002/jor.22040.

- Henak, C. R., Gerard A. Ateshian und Jeffrey A. Weiss. 2014. „Finite element prediction of transchondral stress and strain in the human hip.“ *Journal of biomechanical engineering* 136 (2): 021021. doi:10.1115/1.4026101.
- Henak, C. R., E. D. Carruth, A. E. Anderson, M. D. Harris, B. J. Ellis, C. L. Peters und J. A. Weiss. 2013. „Finite element predictions of cartilage contact mechanics in hips with retroverted acetabula.“ *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society* 21 (10): 1522–29. doi:10.1016/j.joca.2013.06.008.
- Henak, C. R., Ashley L. Kapron, Andrew E. Anderson, Benjamin J. Ellis, Steve A. Maas und Jeffrey A. Weiss. 2014. „Specimen-specific predictions of contact stress under physiological loading in the human hip: validation and sensitivity studies.“ *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 13 (2): 387–400. doi:10.1007/s10237-013-0504-1.
- Jackson, M., É. Sylvestre, J. Bleau, P. Allard und M. Begon. 2013. „Estimating optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of massive rotator cuff tears.“ *Journal of biomechanics* 46 (1): 179–82. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.09.026.
- Keppler, P., W. Strecker und L. Kinzl. 1998. „Analyse der Beingeometrie – Standardtechniken und Normwerte.“ *Chirurg* 69 (11): 1141–52. doi:10.1007/s001040050551.
- Kujala, U. M., J. Kaprio und S. Sarna. 1994. „Osteoarthritis of weight bearing joints of lower limbs in former elite male athletes.“ *BMJ (Clinical research ed.)* 308 (6923): 231–34.
- Kunze, M., Andreas Schaller, Hanno Steinke, Roger Scholz und Christian Voigt. 2012. „Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up.“ *Computer methods and programs in biomedicine* 105 (2): 175–82. doi:10.1016/j.cmpb.2011.09.008.
- Lerner, Z. F., Wayne J. Board und Raymond C. Browning. 2014. „Effects of obesity on lower extremity muscle function during walking at two speeds.“ *Gait & posture* 39 (3): 978–84. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.12.020.
- Leunig, M. und R. Ganz. 2009. „FAI - Konzept und Aetiopathogenese.“ [FAI - concept and etiology]. *Der Orthopäde* 38 (5): 394–401. doi:10.1007/s00132-008-1383-5.
- Li, J., Todd D. Stewart, Zhongmin Jin, Ruth K. Wilcox und John Fisher. 2013. „The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers.“ *Journal of biomechanics* 46 (10): 1641–47. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.009.
- Rabenberg, Martina. 2013. *Arthrose*. Gesundheitsberichterstattung des Bundes 54. Berlin: Robert-Koch-Institut.
- Rasmussen, J., M. S. Andersen, R. Bichler, S. Carbes und M. deZee. 2010. „B-5 Hip Joint Kinematics in Activities of Daily Living.“ *Journal of biomechanics* 43:S25.
- Roux, W. 1895. *Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen*. 2 Bd. Leipzig: W. Engelmann.
- Sánchez Egea, A. J., Marius Valera, Juan M. Parraga Quiroga, Ignasi Proubasta, Jérôme Noailly und Damien Lacroix. 2014. „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.“ *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 29 (4): 444–50. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.01.004.
- Tönnis, D. und A. Heinecke. 1999. „Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip.“ *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 81 (12): 1747–70.
- van den Bogert, A. J., Lynda Read und Benno M. Nigg. 1999. „An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing.“ *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31 (1): 131–42. doi:10.1097/00005768-199901000-00021.

- Varady, P., Ulrich Glitsch und Peter Augat. 2014. „Belastungen des Hüftgelenks bei beruflichen Tätigkeiten.“ *Orthopädische Nachrichten* 07-08: 13–14.
- Varady, P. A., Ulrich Glitsch und Peter Augat. 2015. „Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study.“ *Journal of biomechanics*. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.06.034.
- Weber, T., Amir A. Al-Munajjed, Gijsbertus J. Verkerke, Sebastian Dendorfer und Tobias Renkawitz. 2014. „Influence of minimally invasive total hip replacement on hip reaction forces and their orientations.“ *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 32 (12): 1680–87. doi:10.1002/jor.22710.
- Weber, T., Sebastian Dendorfer, Silvia Dullien, Joachim Grifka, Gijsbertus J. Verkerke und Tobias Renkawitz. 2012. „Measuring functional outcome after total hip replacement with subject-specific hip joint loading.“ *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 226 (12): 939–46. doi:10.1177/0954411912447728.
- Zee, M. de, Michel Dalstra, Paolo M. Cattaneo, John Rasmussen, Peter Svensson und Birte Melsen. 2007. „Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis.“ *Journal of biomechanics* 40 (6): 1192–1201. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.06.024.