

Abschlussbericht

Verbundprojekt: workHEALTH – Prävention und Behandlung von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen durch ein ganzheitliches Verständnis biomechanischer und psychosozialer Faktoren in der beruflichen und klinischen Praxis

Förderkennzeichen: 01EC1905B

Laufzeit: 01.08.2020 bis 31.12.2023

Ausführende Stelle: Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen
Fakultät 4 – Maschinenwesen

Institut für Allgemeine Mechanik der RWTH Aachen University
(IAM der RWTH)

und

Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH Aachen University
(IAW der RWTH)

Eilschornsteinstraße 18
52062 Aachen

Eingehende Darstellung der Teilprojekte TP 1, TP 2, TP 3 und TP 6

Teilvorhaben:

- Teilprojekt 1 (TP 1): Experimentelle Untersuchung und computerbasierte Simulation arbeitsrelevanter Indikatoren muskuloskelettaler Erkrankungen auf makroskopischer Ebene
(IAM der RWTH und IAW der RWTH)
In Kooperation mit dem Teilprojekt: 01EC1905A
- Teilprojekt 2 (TP 2): Osteoarthrose und die daraus resultierenden Muskuloskelettalen Belastungen – ein morphologischer und zellbasierter Ansatz zur Belastungsanalyse
(IAM der RWTH)
In Kooperation mit dem Teilprojekt: 01EC1905A
- Teilprojekt 3 (TP 3): Analyse der in vivo gemessenen Belastungen im Knie- und Hüftgelenk mit synchroner 3D-Bewegungserfassung sowie Erfassung der elektrischen Muskelaktivität unter verschiedenen Arbeitsplatzbedingungen mit und ohne Exoskelett in Labor- und Feldstudien
(IAW der RWTH)
In Kooperation mit dem Teilprojekt: 01EC1905D
- Teilprojekt 6 (TP 6): Verbesserung der Prävention und Behandlung arbeitsbedingter Muskel- und Skeletterkrankungen durch die Anwendung einfach benutzbarer Motion Capture Systeme mit Datenerfassung und Feedback in Echtzeit
(IAW der RWTH)
In Kooperation mit den Teilprojekten: 01EC1905A, 01EC1905C

Autoren und Autorinnen:

IAM der RWTH: Dr.-Ing. Heiko Topol
Prof. Dr.-Ing. Marcus Stoffel

IAW der RWTH: Dr.-Ing. Laura Johnen
Dr.-Ing. Christopher Brandl
Prof. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Dipl.-Inform. Alexander Mertens

Inhaltsverzeichnis

I.	Eingehende Darstellung TP 1	3
I.1	Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 1.....	4
I.2	Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	15
I.3	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit	15
I.4	Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses	15
I.5	Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen.....	16
I.6	Veröffentlichungen im Rahmen des TP 1.....	16
II.	Eingehende Darstellung TP 2	18
II.1	Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 2.....	19
II.2	Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	26
II.3	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit	26
II.4	Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses	26
II.5	Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen.....	27
II.6	Veröffentlichungen im Rahmen des TP 2.....	27
III.	Eingehende Darstellung TP 3	28
III.1	Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 3.....	28
III.2	Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	38
III.3	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit	38
III.4	Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses	39
III.5	Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen	39
III.6	Veröffentlichungen im Rahmen des TP 3.....	40

IV. Eingehende Darstellung TP 6	41
IV.1 Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 6.....	41
IV.2 Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	56
IV.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit	56
IV.4 Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses	57
IV.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen.....	57
IV.6 Veröffentlichungen im Rahmen des TP 6.....	58
Literaturverzeichnis.....	59

I. Eingehende Darstellung TP 1

In Einklang mit Forschungsfrage 1 wurde das übergeordnete Ziel verfolgt, dynamische physische Belastungen in Form einer Belastungshistorie bewertbar zu machen. Damit kann schließlich, mit Blick auf Forschungsfrage 2, beantwortet werden, ob (1) herrschende Arbeitsbedingungen ein erhöhtes MSE-Risiko aufweisen und (2) ob und welche präventiven Arbeitsschutz-Maßnahmen zu einer ausreichenden Verbesserung der Arbeitsbedingungen führen. Basis für das entwickelte Modell waren die *in-vitro* und *in-vivo* Studie. Die Versuchsdesigns zeichneten sich dadurch aus, dass sie eine möglichst große Vergleichbarkeit von Belastungszuständen und deren Wirkung *in-vitro* und *in-vivo* ermöglichen. Hierdurch konnten die am lebenden Menschen erhobenen Beanspruchungsindikatoren und errechneten biomechanischen Belastungsdaten zur weiteren Validierung des FE-Modells genutzt werden. Der Multimethodenansatz von TP 1, die einzelnen Schritte sowie die zugehörigen Arbeitspakete (AP) in Abbildung 1 dargestellt. Im Folgenden wird detailliert auf die einzelnen Schritte und die in der Projektlaufzeit durchgeführten Arbeiten und erzielten Ergebnisse eingegangen.

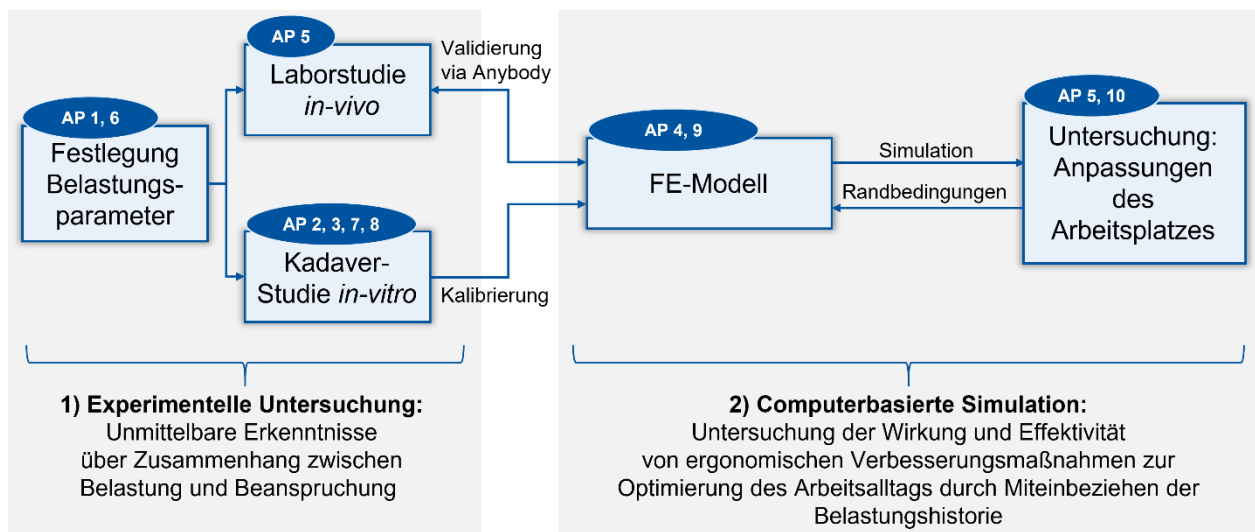


Abbildung 1: Multimethodenansatz des TP 1 und zugehörige Arbeitspakete (AP)

I.1 Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 1

Als Ergebnis einer in der Projektlaufzeit erarbeiteten Literaturübersicht zeigt sich ein klarer Zusammenhang zwischen dem Vorliegen von arbeitsbedingten MSE des unteren Rückens und Tätigkeiten der manuellen Lastenhandhabung: Verschiedene Metaanalysen der letzten drei Jahrzehnte kommen zu dem Ergebnis, dass das Auftreten von MSE stark mit arbeitsbedingten physischen Risikofaktoren, wie Lastenhandhabung oder ungünstige Körperhaltungen, verbunden ist (Al Amer 2020; Anwer et al. 2021; Bernard 1997; Caponecchia et al. 2020; da Costa und Vieira 2010; Heneweer et al. 2011; Jegnie und Afework 2021). Als relevanter Belastungsfall, der sich durch die konkreten Risikofaktoren ungünstige Körperhaltungen in Verbindung mit manuellen Hebetätigkeiten auszeichnet, wird die Flexion des Oberkörpers in Kombination mit externen Lasten bei manuellen Hebetätigkeiten angegeben. Daher wurden manuelle Hebetätigkeiten als arbeitsbedingte Belastungen, die das Auftreten von MSE begünstigen, als arbeitsplatzrelevanten Belastungsprofilen festgelegt und fokussiert

Festlegung Belastungsparameter und Laborstudie in-vivo

Ein arbeitswissenschaftliches Konzept zur Bewertung von physischen Belastungen im Zeitverlauf ist das Konzept der kumulierten Belastung. Die Berechnung der kumulierten Belastung entspricht dem dem allgemeinen Prinzip der Integration der Belastung über die Zeit. Die ursprüngliche Definition der kumulierten Belastung von Winkel und Mathiassen (1994) in Anlehnung an Armstrong et al. (2019) und Checkoway et al. (1989) sieht vor, dass die kumulierte Belastung als Produkt von Belastungsintensität und Belastungsdauer berechnet wird, und damit der SI-Einheit Newton-Sekunde (Ns) entspricht. In den letzten Jahren wurde in der Arbeitswissenschaft der Begriff kumulierte Belastung aber vermehrt verwendet, um das allgemeine Konzept der Aggregation der körperlichen Belastung über einen bestimmten Zeitraum zu beschreiben, und umfasst damit verschiedene Berechnungsmethoden, die sich in ihren Berechnungsvorschriften – beispielsweise anhand von Gewichtungsfaktoren – unterscheiden (Gallagher und Schall 2017; Huangfu et al. 2018, 2019; Jäger et al. 2000). Damit existieren zwei grundlegende Ansätze im Bereich der Berechnungsmethoden für kumulierte Belastung: Zum einen existiert der ungewichtete, lineare Ansatz, der der formalen Definition kumulierter Belastung von Winkel und Mathiassen (1994) entspricht, und verbreitet genutzt wird, um arbeitsbedingte körperliche Belastungen des unteren Rückens zu beurteilen (Johnen et al. 2022a; Huangfu et al. 2019). Der

lineare Ansatz basiert jedoch auf der Annahme, dass unterschiedliche Belastungsbedingungen eine ausreichend vergleichbare Wirkung auf den menschlichen Körper haben, solange der Flächeninhalt unter der Belastungskurve gleich ist. Eine kurze Belastung sehr hoher Intensität hätte demnach den gleichen Effekt auf den menschlichen Körper wie eine Belastung sehr niedriger Intensität von langer Dauer. Erkenntnisse aus in-vitro-Studien zum Versagensverhalten der menschlichen Lendenwirbelsäule stellen diese Annahme jedoch in Frage und legen stattdessen ein überproportional höheres Überlastungsrisiko bei hohen Belastungs-intensitäten nahe (Brinckmann et al. 1988; Gallagher und Schall 2017), weshalb in den vergangenen Jahren zunehmend Berechnungsmethoden vorgeschlagen wurden, die einen gewichteten Ansatz verfolgen, um den vermuteten unterschiedlichen relativen Einfluss von Belastungsintensität und Belastungsdauer auf den menschlichen Körper geeignet widerzuspiegeln. Eine Übersicht existierender Berechnungsansätze für die kumulierte Belastung als Expositionsindex als Ergebnis einer systematischen Literaturrecherche wurde detailliert in eigenen Veröffentlichungen beschrieben (Johnen et al. 2022b; Johnen et al. 2021), und sind in Tabelle 1 dargestellt.

Als untersuchte Belastung stand im Fokus der in-vivo Studie eine Hebetätigkeit. Als Beanspruchungsindikatoren wurden die empfundene Beanspruchung, die elektrische Muskelaktivität sowie die Herzfrequenz erfasst. Weiter wurden über ein markerbasiertes optisches System die Körperteilpositionen während der Bewegungsausführung gemessen. Letzteres erlaubt beispielsweise die biomechanische Berechnung von im Inneren des Körpers wirkenden Kräften. Eine ausführliche Beschreibung des Studiendesigns kann Johnen et al. (2022a) und Johnen et al. (2023) entnommen werden.

Zunächst konnte im Rahmen einer empirischen Studie von Johnen et al. (2022a) gezeigt werden, dass der weit verbreitete nicht gewichtete Berechnungsansatz Int_Lin die resultierende muskuläre, kardiovaskuläre und wahrgenommene Beanspruchung nicht vollständig widerspiegelt. Stattdessen legen die Ergebnisse nahe, dass der Einfluss einer höheren Belastungsintensität durch eine höhere externe, zu handhabende Last auch bei insgesamt mittlerer körperlicher Belastung unterschätzt wird. Die Methode Int_Lin ist auch für den Bereich niedriger bis mittlerer Belastungsintensität nicht uneingeschränkt geeignet, um die resultierende arbeitsbedingte körperliche Beanspruchung zu beurteilen, da trotz identischem Flächeninhalt zweier Arbeitsaufgaben mit unterschiedlicher Belastungsintensität sich die gemessenen Beanspruchungsindikatoren jeweils signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 1: Übersicht der existierenden Berechnungsmethoden für kumulierte Belastung. Die ersten fünf Methoden basieren auf dem gewichteten Ansatz, die Letztgenannte auf dem linearen Ansatz.

Quelle	Mathematische Struktur der Methode		Einheit	Bezeichnung der Methode in dieser Arbeit
	Gewichtete Parameter	Gewichtung der Parameter		
Coenen et al. (2014), Jäger et al. (2000a), Jäger et al. (2007), Weber et al. (2020)	Intensität (Int)	Quadratisch (Quad)	N^2h	Int_Quad
Jäger et al. (2007)	Intensität (Int)	Kubisch (Kub)	N^3h	Int_Kub
Jäger et al. (2007)	Intensität (Int)	4. Grad (Tetra)	N^4h	Int_Tetra
Parkinson und Callaghan (2007), Zehr et al. (2019)	Intensität (Int)	levelabhängiger Gewichtungsfaktor (GF) *	Nh	Int_GF
Coenen et al. (2012)	Intensität (Int) Anzahl der Zyklen (Zyk)	Quadratisch Exponent = 0.2	N^2	Int_Zyk
Entspricht der formalen Definition der kumulierten Belastung nach Winkel und Mathiassen (1994), basierend auf Armstrong et al. (1993) und Checkoway et al. (1989)		Lineare Gewichtung von Intensität (Int) und Dauer	Nh	Int_Lin

* Berechnet über eine Polynomgleichung

Ferner konnten im Rahmen einer weiteren Untersuchung von Johnen et al. (2021) der übrigen auf gewichteter Berechnung basierenden Ansätze Int_Quad, Int_Kub, Int_Tetra, Int_GF und Int_Zyk zwei wesentliche Erkenntnisse herausgearbeitet werden: Zum einen ist keine der genannten Berechnungsmethoden vollständig geeignet zur Bewertung wiederkehrender arbeitsbedingter Belastung durch manuelle Hebetätigkeiten. Grund hierfür ist, dass die resultierende Beanspruchung entweder deutlich über- oder unterschätzt wird, wobei aus arbeitswissenschaftlicher Sicht beides zu vermeiden ist. In der Tat ist gerade eine Hauptmotivation für die Verwendung des Konzepts der kumulierten Belastung die Vermeidung der systematischen Über- oder Unterschätzung der Belastung wie sie sonst bei Verfahren, die auf der Betrachtung von Mittel- oder Spitzenwerten basieren, zu beobachten ist (Garg und Kapellusch 2016). Zum anderen

sind nicht einmal relative Unterschiede der kumulierten Belastungswerte vergleichbar. Dies führt zu dem immensen generellen Problem, dass unterschiedliche Methoden bei Betrachtung identischer Arbeitsbedingungen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen (Johnen et al. 2021, 2020).

Darauf basierend wurde als zentrales Ergebnis der in-vivo-Studien empirisch eine optimierte Methode zur Berechnung eines Expositionsindex auf Basis kumulierter Belastung abgeleitet, die in Gl. 1 dargestellt ist. Als Anforderungen an eine optimierte Methode wurden auf Basis des Stands der Wissenschaft und Technik die folgenden zwei Kriterien als maßgeblich erachtet, da deren gleichzeitige Erfüllung eine tatsächliche Optimierung der bisherigen Methodik zur Belastungsbewertung auf Basis kumulierter Belastung herausgearbeitet werden konnten (Johnen et al. 2023; Johnen 2023): Zum einen wurden auf Basis empirischer Daten relative Gewichtungsfaktoren abgeleitet, die die resultierende physische Beanspruchung geeignet abbilden und folglich weder deutlich über- noch unterschätzen. Zum anderen ist die Belastungsbewertungsmethode ebenso zur MSE-Risikoklassifizierung geeignet. Diese Anforderungen sind ebenfalls mit Blick auf die beiden in Teil 1 dargestellten Forschungsfragen zentral.

$$\begin{aligned} \text{Kumulierte Belastung} = \\ \sum \text{Belastungsintensität} * GF_{\text{Intensität}} * \text{Belastungsdauer} \end{aligned}$$

Gl. 1

mit

$$GF_{\text{Intensität}} = 0,7553 * e^{0,0006 * \text{Intensität}}$$

Die Intensität entspricht der Kompressionsbelastung an L5-S1 in Newton [N].

Die grundsätzliche Struktur der optimierten Methode entspricht dabei bewusst der Struktur existierender Berechnungsmethoden, um die Implementierung in bestehende Lösungen zur Belastungsbewertung zu erleichtern, indem lediglich die hier ermittelten, relativen Gewichtungsfaktoren angepasst werden. Die herausgearbeiteten Anforderungen hinsichtlich sowohl der Abbildung der physischen Beanspruchung, als auch der Fähigkeit zur MSE-

Risikoklassifizierung wurden im Rahmen der Validierung geprüft. Hier konnte gezeigt werden, dass zum einen die Optimierung bestehender Methoden zur Berechnung eines Expositionsindex auf Basis kumulierter Belastung zur besseren Abbildung physiologischer Reaktionen, gut erreicht wurde, und zum anderen, dass auch entwickelte Methode eine Differenzierung von Arbeitstätigkeiten nach MSE-Risiko erlaubt.

Kadaver-Studie in-vitro

Die Artikel von Beckmann et al.; Beckmann et al. (2019; 2018) und Wilmanns et al. (2022) stellten einen experimentellen Prüfstand zur Nachverfolgung von Wirbelbewegungen unter physiologischen Bedingungen vor. Um eine reine Biegemomentenbelastung in Flexion/Extension und seitlicher Beugung aufzubringen, wurde ein Universalgelenk an einem kranialen Montagetopf befestigt. Die Momente wurden von einer hydraulischen Prüfmaschine (Mini Bionix®, MTS, Kanada) aufgebracht, die über Zahnstange, Ritzel und einen Gelenkarm mit dem Universalgelenk verbunden war. Eine Nebelkammer erlaubte es, die Probe feucht zu halten. Diese Kammer konnte zusammen mit der Wirbelsäulenprobe um eine vertikale Achse relativ zur hydraulischen Prüfmaschine gedreht werden, um die Probe entweder in Flexion/Extension oder in seitlicher Biegung belasten zu können. Zusätzlich zu den Biegemomenten ist es möglich die Wirbelsäulenprobe durch ein axiales Moment zu belasten. Um die Lasteinwirkung der Baugruppe, die die Momente einleiten, zu kompensieren, wurden Gegengewichte eingesetzt. Die Wirbelbewegungen wurden mithilfe eines magnetischen Tracking-Systems (MT) (Aurora® V2, Northern Digital Inc., Kanada) verfolgt. Die zugehörigen MT-Sensoren wurden in Polymerschrauben eingebaut und in die vordere Oberfläche jedes nicht eingebetteten Wirbelkörpers eingeführt. Um Störungen beim Einsatz des MT-Systems zu vermeiden, wurden in unmittelbarer Nähe des Messvolumens Materialien wie Glasfaserverbundwerkstoffe, Titan, Polymer und Holz verwendet.

Dieser Aufbau wurde in der vorliegenden Studie mit dem Ziel verbessert und erweitert, um die kurz- und langfristige Entwicklung der Wirbelsäuleneigenschaften unter verschiedenen Belastungsarten und Erholungsphasen untersuchen zu können (Brenzel et al. 2023a; Brenzel et al. 2023b). Zusätzlich zur reinen Momentenbelastung kann die Probe einer axialen Druckbelastung unterworfen werden, um sowohl das Körpergewicht als auch die arbeitsbedingte Belastung zu simulieren. Im ursprünglichen in-vitro-Prüfstand kann die axiale Kompression mehrerer

Wirbelsäulensegmente zu einer ungleichmäßigen Lasteinleitung und Biegung führen, da die Wirbelsäule nicht mehr durch Bänder und Muskeln gestützt und stabilisiert wird. Dieses Problem motivierte die Entwicklung eines Follower-Load-Principle-Systems (FLPS), welches die Biegung der Wirbelsäule während der axialen Kompression minimiert (siehe Abbildung 2). Um im Vergleich zum ursprünglichen Aufbau eine bessere Annäherung an die Bedingungen im menschlichen Körper zu erreichen, wird die Probe während der Experimente bei Körpertemperatur in eine Proteaseinhibitorlösung mit antibakteriellen und antimykotischen Wirkstoffen getaucht. Die Flüssigkeit wird auf einer konstanten Temperatur von 37 °C gehalten. Diese Umgebungsbedingungen sorgen für eine angemessene Osmolarität und verlangsamen den Abbau des Gewebes durch Degradierungsprozesse (siehe Costi et al. (2008) und Amin et al. (2016)). Das Faltenbalgsystem, welches die Hydrierung der Probe während der Experimente erlaubt, ist in Abbildung 3 dargestellt.

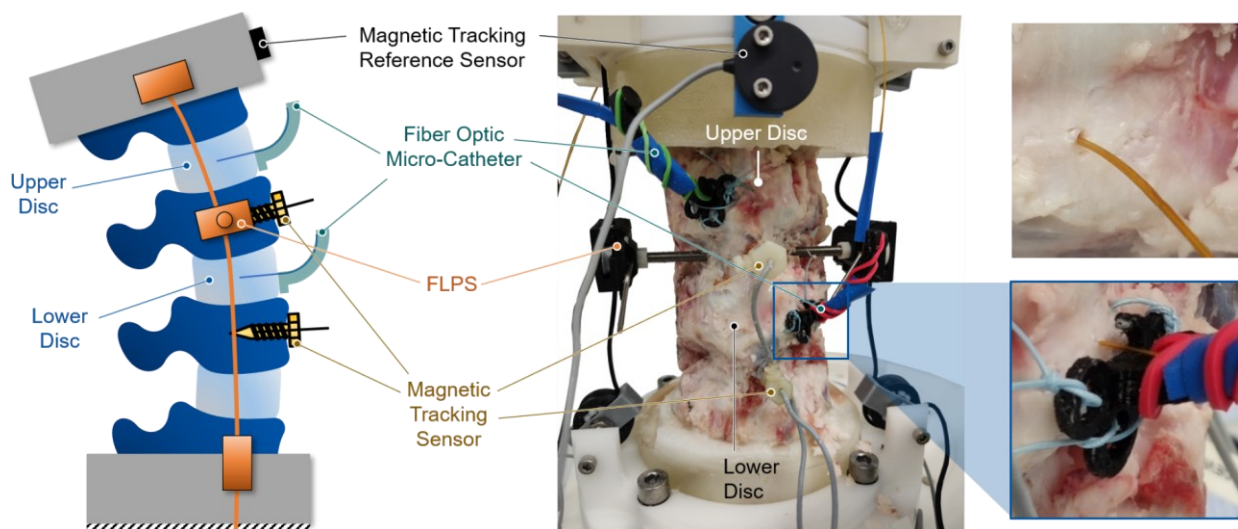


Abbildung 2: Links: Schematische Darstellung des Follower-Load-Principle-Systems (FLPS) und der MT-Sensor-Positionen in den Bandscheiben. Rechts: Rinderwirbelsäulenabschnitt mit Montagehalterungen aus PMMA-Harz, MT-Sensoren, FLPS und faseroptischen Mikrokathetern (siehe Brenzel et al. (2023a)).

Zur Messung der Veränderung des intradiskalen Drucks während Belastungs- und Erholungsphasen wird ein Druckmesssystem (FISO-LS Series®, Harvard Apparatus, USA) verwendet (siehe Abbildung 4). Die Druckmesseinheit besteht neben den Kabeln und der Software aus dem Evolution Chassis und dem Fiber Optic Micro-Catheter (Produktcode 75-0732, blanke Faserlänge: 70 cm (Polyimid), Nylonkabellänge 1 m, Gesamtlänge: 170 cm, Spitzendurchmesser:

640 μm , Druckbereichskalibrierung: 0 –20 bar). Dieses System verwendet einen Katheter mit einem Drucksensorelement, das die Fabry-Perot-Technologie zur Druckmessung nutzt. Das vom Sensor an der Faserspitze reflektierte Signal wird registriert, um Änderungen in der Länge des Fabry-Perot-Hohlraums mit Änderungen im Außendruck zu korrelieren. Es deckt einen geeigneten Druckbereich ab, verursacht aufgrund seines geringen Durchmessers eine vernachlässigbare Störung, kann in Flüssigkeiten verwendet werden und beeinträchtigt das MT-Tracking-System nicht. Der Mikrokatheter wird mit einer Injektionsnadel (Nadelstärke 18Gx2") in die Bandscheibe eingeführt. Der Innendurchmesser dieser Injektionsnadel ist etwas größer als der Außendurchmesser des Mikrokatheters, wodurch der Sensor in das Gewebe eingeführt werden kann ohne Schaden zu nehmen. Eine Herausforderung besteht darin, die Sensoren während des Experiments in Position zu halten, da der Druck in den belasteten Bandscheiben dazu neigt, die Sensor aus dem Gewebe zu drücken. Um den Sensor in Position zu halten, wird eine 3D-gedruckte Halterung verwendet, an welchem das Messsystem mit einem wasserbeständigen Klebeband befestigt wurde. Die Halterung selbst wird an die Probe genäht.

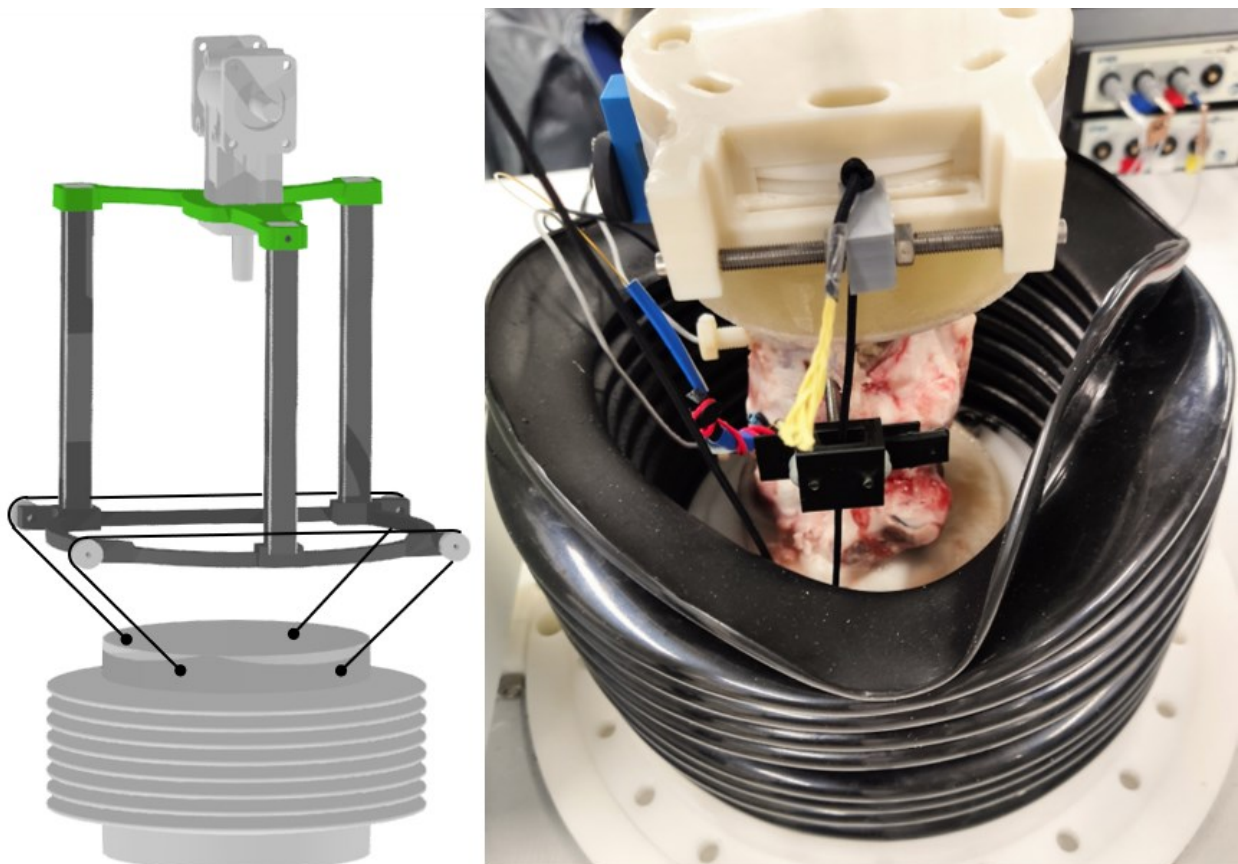


Abbildung 3: Probe in ein einem Balgsystem (Brenzel et al. 2023a)).

Zur Messung der Veränderung des intradiskalen Drucks während Belastungs- und Erholungsphasen wird ein Druckmesssystem (FISO-LS Series®, Harvard Apparatus, USA) verwendet (siehe Abbildung 4). Die Druckmesseinheit besteht neben den Kabeln und der Software aus dem Evolution Chassis und dem Fiber Optic Micro-Catheter (Produktcode 75-0732, blanke Faserlänge: 70 cm (Polyimid), Nylonkabellänge 1 m, Gesamtlänge: 170 cm, Spitzendurchmesser: 640 µm, Druckbereichskalibrierung: 0 –20 bar). Dieses System verwendet einen Katheter mit einem Drucksensorelement, das die Fabry-Perot-Technologie zur Druckmessung nutzt. Das vom Sensor an der Faserspitze reflektierte Signal wird registriert, um Änderungen in der Länge des Fabry-Perot-Hohlraums mit Änderungen im Außendruck zu korrelieren. Es deckt einen geeigneten Druckbereich ab, verursacht aufgrund seines geringen Durchmessers eine vernachlässigbare Störung, kann in Flüssigkeiten verwendet werden und beeinträchtigt das MT-Tracking-System nicht. Der Mikrokatheter wird mit einer Injektionsnadel (Nadelstärke 18Gx2") in die Bandscheibe eingeführt. Der Innendurchmesser dieser Injektionsnadel ist etwas größer als der Außendurchmesser des Mikrokatheters, wodurch der Sensor in das Gewebe eingeführt werden kann ohne Schaden zu nehmen. Eine Herausforderung besteht darin, die Sensoren während des Experiments in Position zu halten, da der Druck in den belasteten Bandscheiben dazu neigt, die Sensor aus dem Gewebe zu drücken. Um den Sensor in Position zu halten, wird eine 3D-gedruckte Halterung verwendet, an welchem das Messsystem mit einem wasserbeständigen Klebeband befestigt wurde. Die Halterung selbst wird an die Probe genäht.

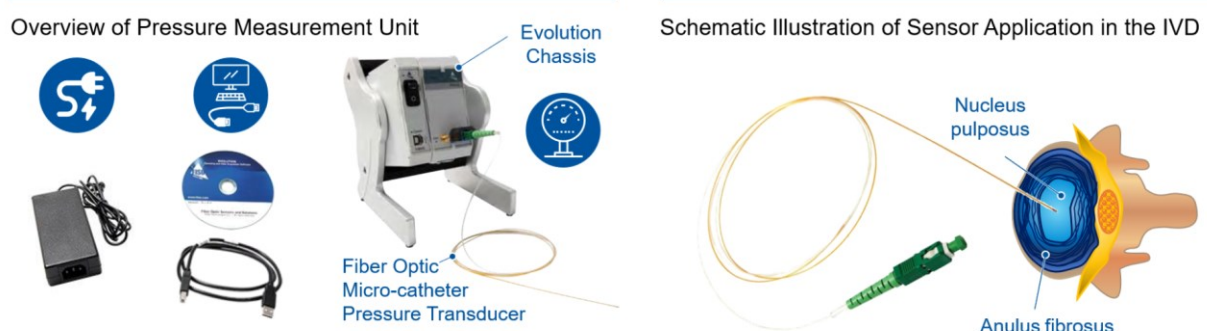


Abbildung 4: Faseroptischer Mikrokatheter-Druckwandler (FISO-LS Series®) (Brenzel et al. 2023a)).

FE-Modell und künstliche neuronale Netzwerke

Die lumbale lordotische Korrektur (LLC), die Goldstandardbehandlung bei sagittaler Wirbelsäulenfehlstellung (SMA), und ihre Auswirkung auf das sagittale Gleichgewicht wurden in aktuellen Studien kritisch diskutiert. In dem Artikel von Wilmanns et al. (2022) wird die biomechanische Reaktion der Wirbelsäulenkomponenten auf LLC als zusätzlicher Faktor für die Bewertung von LLC bewertet. Menschliche Lendenwirbelsäulen (L2L5) wurden in einer physiologischen Umgebung mit kombinierten Biegemomenten in Flexion (Flex)/Extension (Ex) oder seitlicher Biegung (LatBend) und axialer Rotation (AxRot) belastet. Wir haben die Abhängigkeit des AxRot-Bewegungsbereichs (RoM) vom aufgetragenen Biegemoment untersucht. Die Ergebnisse wurden zur Validierung eines Finite-Elemente-Modells (FE-Modell) der Lendenwirbelsäule verwendet. Mit diesem Modell wurde die biomechanische Reaktion der Bandscheiben (IVD) und Facettengelenke bei täglicher Bewegung für verschiedene sagittale Ausrichtungshaltungen untersucht, simuliert durch eine Bewegung in Flex/Ex-Richtung. Angewandte Biegemomente verringerten AxRot RoM deutlich (alle $P < 0,001$). Es wurde ein stärkerer Rückgang von AxRot RoM für Ex, als auch für Flex-Richtung beobachtet (alle $P < 0,0001$). Unsere simulierten Ergebnisse stimmten weitgehend mit den experimentellen Daten überein (alle $R^2 > 0,79$). Während der täglichen Bewegung wurde der IVD bei allen bewerteten Werten bei L2L3 und L3L4 und der hinteren Anulusspannung (AS) bei L4L5 stärker belastet, wobei die Lendenlordose (LL) zunahm (alle $P < 0,0476$). Die Ergebnisse dieser Studie deuten darauf hin, dass LLC mit großen LL-Erweiterungen hinsichtlich der biomechanischen Belastung des IVD möglicherweise nicht immer vorteilhaft ist. Diese Erkenntnisse können zur Verbesserung des Planungsprozesses von LLC-Behandlungen genutzt werden. Nicolini et al. (2022) präsentiert eine systematische und automatisierte Methode zur Kalibrierung von Computermodellen der Wirbelsäule. Zu diesem Zweck wurde eine sequentielle Resektionsstudie an einer Lendenwirbelsäule (L2-L5) durchgeführt, um den individuellen Beitrag des IVD, der Facettengelenke und der Bänder zur Kinematik der Wirbelsäule zu ermitteln. Die experimentellen Daten wurden für das Kalibrierungsverfahren so aufbereitet, dass das FE-Modell die durchschnittliche Bewegung der 10 natürlichen Wirbelsäulen aus früheren Leichenstudien sowie die proportionale Änderung des ROM nach Entfernung einer Wirbelsäulenstruktur aus dieser Resektionsstudie reproduzieren konnte. Zur Kalibrierung der Eigenschaften der Bandscheiben und Facettengelenke wurde ein genetischer Algorithmus entwickelt. Die Kalibrierung jedes Bandes wurde mit einer einfachen und neuartigen Technik durchgeführt, die

nur eine Simulation erfordert, um ihre mechanischen Eigenschaften zu erhalten. Nach der Kalibrierung war das Modell in der Lage, die experimentellen Ergebnisse in allen Belastungsrichtungen und Resektionen zu reproduzieren.

Es ist bekannt, dass eine zyklische Belastung der Wirbelsäule über einen längeren Zeitraum mit Schmerzen im unteren Rücken (LBP) korreliert. Daher ist es wichtig zu verstehen, wie sich der Belastungsverlauf auf das gesamte Strukturverhalten der Wirbelsäule, einschließlich der viskoelastischen Effekte, auswirkt. In Blomeyer et al. (2023) wurden sechs menschliche Wirbelsäulensegmente (L4L5) eine halbe Stunde lang zyklisch mit reinen Momenten von bis zu 7,5 Nm belastet, 15 Minuten lang entlastet und dann in drei weiteren drei Zyklen erneut belastet. Dieses Verfahren wurde in Flexion-Extension (FE), axialer Rotation (AR) und seitlicher Biegung (LB) durchgeführt und sechsmal pro Richtung für insgesamt 18 Teststunden pro Segment wiederholt. Ein rekursives neuronales Netzwerk (RNN) mit Lang- und Kurzzeitgedächtnis (LSTM) wurde trainiert, um die Änderung der biomechanischen Reaktion unter zyklischer Belastung vorherzusagen. Es wurde eine starke positive Korrelation zwischen der gesamten Testzeit und dem Verhältnis des dritten Zyklus zum letzten Zyklus der Belastungssequenz gefunden ($BT = 0,3469$, $p = 0,0003$, $RT = 0,1988$, $p = 0,0377$). Die Moment-Range-of-Motion-Kurven (RoM) konnten mit einem RNN ($r = 0,988$) sehr gut vorhergesagt werden, einschließlich der Korrelation zwischen Testzeit und Testtemperatur als Eingaben. Diese Studie zeigt erfolgreich die Machbarkeit der Verwendung von RNNs zur Vorhersage sich ändernder Moment-RoM-Kurven unter zyklischer Momentenbelastung.

Untersuchung: Anpassungen des Arbeitsplatzes

Bezugnehmend zu Forschungsfrage 2 kann perspektivisch kann mittels der im Teilprojekt 1 generierten Ergebnisse beantwortet werden, ob herrschende Arbeitsbedingungen ein erhöhtes MSE-Risiko aufweisen. Damit kann auch beantwortet werden, welche präventiven Arbeitsschutzmaßnahmen zu einer ausreichenden Verbesserung der Arbeitsbedingungen führen und somit ein Beitrag zur Prävention arbeitsbedingter MSE geleistet werden.

Die in Gl. 1 dargestellte, erarbeitete optimierte Methode zur Berechnung eines Expositionsindex auf Basis kumulierter Belastung wurde hinsichtlich der Geeignetheit zur kollektiven Klassifizierung des arbeitsbedingten MSE-Risikos evaluiert. An dieser Stelle werden kurz die Ergebnisse dargestellt. Die ausführliche methodische Beschreibung ist in Johnen et al. (2022b)

erläutert. Die Evaluierung wurde auf Basis einer öffentlich zugänglichen Datenbank von Marras et al. (1993) zu arbeitsbedingten Belastungen durch manuelle Hebetätigkeiten und damit verbundenen MSE-Inzidenzen durchgeführt.

Zunächst wurden die kumulierten Belastungswerte der dort beschriebenen manuellen Hebetätigkeiten mittels der in Gl. 1 dargestellten Berechnungsmethode berechnet. Daraus ergibt sich jeweils ein Expositionsindex, der dann mit einem Auftreten von MSE (hohes Risiko, HR) oder nicht mit einem Auftreten von MSE (niedriges Risiko, NR) zusammengeführt wird. Auf Basis dieser einzelnen kumulierten Belastungswerte wurde ein mittlerer kumulierter Belastungswert für HR und NR berechnet. Um zu untersuchen, ob die kumulierte Belastung als Expositionsindex zur Beurteilung des beruflichen Risikos von MSE geeignet ist, wurden die mittleren kumulierten Belastungswerte für HR und NR innerhalb einer Berechnungsmethode verglichen. Im Falle eines signifikanten Effekts wurde davon ausgegangen, dass die Berechnungsmethode zwischen risikoreichen und risikoarmen Arbeitssituationen unterscheiden kann und daher für eine Risikoklassifizierung geeignet ist. Da jede Arbeitsbedingung von Marras et al. (1993) entweder als HR oder NR kategorisiert wurde, sind die Stichproben unverbunden. Weil der Shapiro-Wilk-Test auf eine Verletzung der Normalverteilung für die berechneten kumulierten Belastungswerte hinweist ($p < 0,001$), wurde der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Mittelwerte von HR und NR verwendet. Tabelle 2 zeigt das Ergebnis dieses paarweisen Vergleichs. Analog zur beschriebenen Dateninterpretation kann angesichts des signifikanten Unterschieds zwischen NR und HR davon ausgegangen werden, dass auch die entwickelte Methode eine Differenzierung von Arbeitstätigkeiten nach MSE-Risiko erlaubt.

Tabelle 2: Mittelwert (M) \pm Standardfehler (SD) für mittlere kumulierte Belastungswerte und Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests für paarweise Vergleiche zwischen HR und NR für die im Rahmen dieser Dissertation entwickelte Berechnungsmethode.

Berechnungsmethode	M \pm SD mittlere kumulierte Belastungswerte		Teststatistik	Standardisierte Teststatistik	p-Wert (exakte Sig.)
	HR	NR			
Oprimierte Methode, vgl. Gl. 1	1,05E+04 \pm 3,72E+03	3,45E+03 \pm 9,56E+02	31,000	2,082	0,041

I.2 Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Die Fördermittel des TP 1 sind hauptsächlich für wissenschaftliches Personal für die Anpassungen des experimentellen Prüfstands sowie die Konzeption, Durchführung und Auswertung der in-vitro und in-vivo Studien. Darüber hinaus wurden für den experimentellen Prüfstand verschiedene Steuerungseinheiten sowie Kraft-, Mikrodruck- und Bewegungssensoren benötigt.

I.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit

Obwohl das Wissen über Ergonomie und die Bemühungen der Öffentlichkeit immer mehr zunehmen, bleibt die Zahl der von arbeitsbedingten MSE betroffenen Personen seit 2008 auf einem ähnlichen Niveau. Der interdisziplinäre Ansatz des Forschungsverbunds workHEALTH, die Zusammenführung des kollektiven Ansatzes des Arbeitsschutzes mit dem individuellen Ansatz der Medizin, ist dabei wegweisend, um die Koordination zwischen den Disziplinen verbessern und eine bessere Prävention, Arbeitsplatzgestaltung, Diagnose, Behandlung und Wiedereingliederung ermöglichen.

Die in TP 1 geleistete Projektarbeit der Partner Institut für Allgemeine Mechanik IAM der RWTH, Institut für Arbeitswissenschaft IAW der RWTH und Klinik für Orthopädie des UK Aachen trägt dazu erheblich bei: Es wurde bereits gezeigt, dass die externe Belastung eine wichtige Rolle in der Entwicklung von Rückenproblemen spielt (Dreischarf et al. 2016). Durch die Interaktion von in-vivo, in-vitro und in-silico Untersuchungen konnte bereits ein besseres Verständnis von Erkrankungen des Bewegungsapparates erzielt werden (Zander et al. 2015). Allerdings ist in diesem Bereich, insbesondere im Hinblick auf Arbeitstätigkeiten weitere Forschung notwendig. Aus diesem Grund ist das Ziel unseres Forschungsvorhabens den Effekt von verschiedenen Belastungsparametern auf die Entwicklung von muskuloskelettalen Erkrankungen zu untersuchen. Dazu werden in diesem Teilprojekt in-vitro und in-vivo Experimente und Finite-Elemente-Simulationen eingesetzt. Darüber hinaus werden Erkenntnisse aus anderen Teilprojekten, insbesondere TP 2 genutzt, um weitere Informationen für die Simulationen und Experimente zu erhalten.

I.4 Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses

Das Projekt workHEALTH zielt auf die interdisziplinäre Untersuchung von Querschnittsthemen zur Ätiologie und Entwicklung von arbeitsbedingten MSE ab, mit dem Ziel der Verbesserung von

Prävention und Behandlung. Um die Prävalenz von arbeitsbedingten MSE zu reduzieren und sowohl wirtschaftliche Verluste als auch gesundheitliche Einschränkungen zu begrenzen, ist eine umfassende Kenntnis über den Belastungszustand einer Person essentiell. Gelenk- oder Bandscheibenbelastungen sind jedoch weder für Patienten oder Arbeitspersonen direkt wahrnehmbar noch für Fachpersonal direkt äußerlich sichtbar.

Im Rahmen von TP 1 wurde daher der Effekt von verschiedenen Belastungsparametern, wie beispielsweise die Wechselwirkung von Belastungsintensität und Belastungsdauer, untersucht. Weiter wurde der Einfluss von Belastungsparametern auf die Entwicklung von muskuloskelettalen Erkrankungen untersucht. Damit können die Arbeiten in TP 1 perspektivisch zu einer Verbesserung der ergonomiegerechten Gestaltung der Arbeit in der betrieblichen Praxis beitragen: Sowohl die Effektivität möglicher arbeitsorganisatorischer Verbesserungsmaßnahmen als auch die Verteilung von Arbeitstätigkeiten zur kollektiven belastungsoptimalen Gestaltung kann evidenzbasiert beurteilt werden.

I.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Der Fortschritt insbesondere anderer Forschungseinrichtungen im Bereich der in-vivo, in-vitro und in-silico Untersuchungen von Erkrankungen des Bewegungsapparates wurde verfolgt und bei der Bearbeitung des TP 1 berücksichtigt. In den Veröffentlichungen sind die kontinuierlichen Fortschritte auf dem Forschungsgebiet entsprechend dokumentiert.

I.6 Veröffentlichungen im Rahmen des TP 1

Wilmanns, N.; Beckmann, A.; Nicolini, L.F.; Herren, C.; Sobottke, R.; Hildebrand, F.; Siewe, J.; Kobbe, P.; Markert, B.; Stoffel, M. (2022): Biomechanical in vitro and finite element study on different sagittal alignment postures of the lumbar spine during multiaxial daily motion, *Journal of Biomechanical Engineering* 144 (7), 071001. DOI: 10.1115/1.4053083

Blomeyer, N.; Tandale, S.B.; Nicolini, L.F.; Kobbe, P.; Pufe, T.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023): Prediction of Temperature and Loading History Dependent Lumbar Spine Biomechanics Under Cyclic Loading Using Recurrent Neural Networks, *Annals of Biomedical Engineering*, 1-12. DOI: 10.1007/s10439-022-03128-3

Brenzel, K.; Blomeyer, N.; Johnen, L.; Praster, M.; Röhrig, M.; Topol, H.; Brandl, C.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023a): Extension of an In Vitro Spine Test Rig to Track Load-dependent Biomechanics of the Lumbar Spine under Physiological Conditions. In: Proc Appl Math and Mech 23 (1). DOI: 10.1002/pamm.202200078.

Brenzel, K.; Johnen, L.; Praster, M.; Blomeyer, N.; Weiler, A.; Brandl, C.; Topol, H.; Stoffel, M.; Markert, B. (2023b): In vitro study design derived from an in vivo lifting task. In: Proc Appl Math and Mech 23 (4). DOI: 10.1002/pamm.202300208.

Johnen, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2021): Comparison of Dose Models for the Assessment of Spinal Load and Implications for the Calculation of Cumulative Loading. In: Proceedings of the 21st Congress of the International Ergonomics Association, S. 93–100. DOI: 10.1007/978-3-030-74611-7_13.

Johnen, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2022a): Why cumulative loading calculated using non-weighted integration may not be suitable for assessing physical stress of the lower back: an empirical investigation of strain during lifting and lowering tasks. In: Ergonomics 65 (1), S. 134–146. DOI: 10.1080/00140139.2021.1962547.

Johnen, L.; Schaub, M.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2022b): Can cumulative loading estimates be used to assess the collective occupational risk of MSD? Evaluation of calculation methods for spinal cumulative loading. In: International Journal of Industrial Ergonomics 92, 103361. DOI: 10.1016/j.ergon.2022.103361.

Johnen, L.; Deutz, C.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2023): Force Weighting Approach To Calculate Spinal Cumulative Loading For Ergonomic Workforce Planning In Production. In: Proceedings of the 4th Conference on Production Systems and Logistics, CPSL. DOI: 10.15488/13502.

II. Eingehende Darstellung TP 2

Das Teilprojekt 2 beinhaltet seitens des Instituts für Allgemeine Mechanik (IAM) der RWTH Aachen die Untersuchung und Auswertung von Knorpel und Knorpelersatzmaterialien unter zyklisch wiederkehrenden Belastungen, so wie es unter arbeitsbedingten Belastungen möglichst realitätsnah simuliert werden kann. Hierzu ist eine Vielzahl von Kombinationen unterschiedlicher mechanischer und biologischer Parameter in experimentellen und numerischen Modellen umsetzbar. Zu diesem Zweck werden Bioreaktoren verwendet und weiterentwickelt, die in der Lage sind möglichst physiologische Lasten auf biologischen Substanzen, die dem nativen Knorpel ähnlich sind, zu applizieren. Die dazu am IAM entwickelten Bioreaktoren verfügen über unterschiedlichste Belastungsarten, um Spannungen auf Zellkonstrukte gezielt aufzubringen.

Zur Auswertung der im Experiment beobachteten Zell- und Materialentwicklungen werden numerische Methoden in der Mechanik angewendet, die sowohl auf der Finite Elemente Methode, als auch auf künstlichen neuronalen Netzen beruhen, die eine beliebig hohe Parametrisierung erlauben, um möglichst viele Einflüsse in der Bioreaktorkultivierung zu erfassen. In Abbildung 5 ist das dazu gehörige Cyber-Physical-System dargestellt, worauf in den nächsten Abschnitten genauer eingegangen wird.

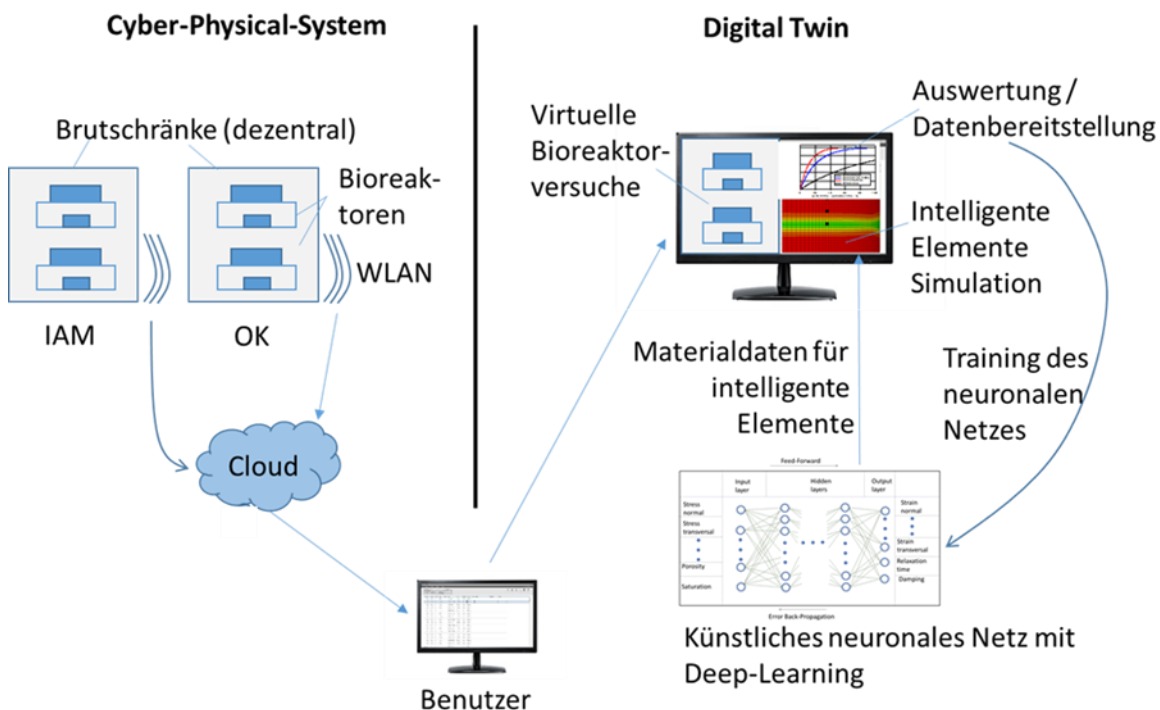


Abbildung 5: Cyber-Physical-System und digitaler Zwilling zur Erfassung der Knorpelentwicklung.

II.1 Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 2

Es kann ein klarer Zusammenhang zwischen arbeitsbedingten mechanischen Belastungen und Knorpeldegeneration festgestellt werden (Knight et al. 2006; Vaca-González et al. 2019; Salinas et al. 2018). Umfangreiche Statistiken zur Knorpeldegeneration bzw. -erkrankungen liegen weltweit in der Literatur vor (Glyn-Jones et al. 2015; Hiligsmann et al. 2013). Erfahrungen in der Untersuchung von Knorpelregeneration unter mechanischer Stimulation liegen am IAM (Nachtsheim et al. 2019) vor und werden auf das vorliegende TP2 angewendet und weiterentwickelt. Parallel zur experimentellen Studie werden Finite Elemente Modelle sowie künstliche neuronale Netze verwendet, um die experimentellen Ergebnisse besser einordnen zu können und sich in Richtung eines digitalen Zwillings zu entwickeln (s. Abbildung 5). Diese Studie ist als Einführung eines wissenschaftlichen Rahmens zu verstehen, in denen interdisziplinäre Ansätze aus Mechanik, KI-Programmierung und Biologie zusammengeführt werden. Dieses Ziel soll dadurch erreicht werden, dass in dem zu entwickelndem „Cyber-Physical-System“ eine Vielzahl von Parametern in Kultivierungsexperimenten geändert wird und dabei eine möglichst optimale Materialeigenschaften erzielt werden. D.h. Steifigkeiten und Dämpfungseigenschaften, die dem nativen Knorpel angenähert bzw. gleich sind. Es werden sowohl azelluläre Konstrukte, als auch zelluläre Varianten in den angestrebten Experimenten verwendet. Die Auswertungsergebnisse werden in einen „Digital Twin“ eingespeist, der wiederum ein künstliches neuronales Netz enthält (Dursun et al. 2021a), das die Zusammenhänge zwischen allen Einflussgrößen (eigenständig) erkennt. Zur vollständigen Simulation dient ein „Intelligentes Finites Element“ (IFE) (Balkrishna Tandale et al. 2022), in dem der Kultivierungsprozess simuliert werden kann. Ebenso werden mechanische Belastungszyklen während der Kultivierung variiert, was ebenso zum Optimierungsprozess gehört. Somit können die Materialeigenschaften der Proben numerisch präzise untersucht werden. Zwischen Digital Twin und Cyber-Physical-System muss interagiert werden, d.h. es können auch Parameterstudien im Digital Twin getestet werden und, falls erfolgversprechend, in den experimentellen Teil übertragen werden. Ziel des Projektes ist die Entwicklung eines innovativen Knorpelersatzmaterial mit Hilfe der KI und der mechanischen Simulation sowie der Bioreaktorexperimente.

Bioreaktorkonzeption

Die Implantate werden zellbesiedelt und in Bioreaktoren, die am IAM entwickelt werden, mechanisch stimuliert und kultiviert. Im Fall der azellulären Matrizes werden sie auf Zellträgern

gelagert, so dass eine Migration der Zellen in das Implantat stattfindet. Dieser Effekt wurde in Vorstudien (Nachtsheim et al. 2019) bereits belegt und mit Bioreaktoren durchgeführt, die am IAM in Vorarbeiten entwickelt wurden. In der beantragten Studie werden außerdem Bioreaktoren (vgl. Abbildung 6) verwendet, in denen bspw. bis zu 50 Implantate parallel während eines Kultivierungszeitraums von vier Wochen stimuliert werden können.

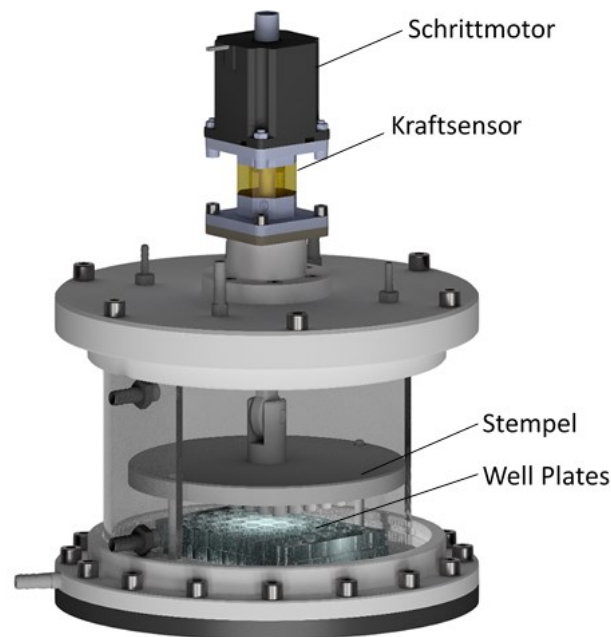


Abbildung 6: Bioreaktor für 40 Knorpelersatzproben.

Jede Probe sitzt in einer einzelnen Kammer und befindet sich daher unter individuellen mechanischen Randbedingungen. Durch Stempel können alle Proben parallel durch Druckbelastung stimuliert werden.

Die Geometrie der Bioreaktoren ist so ausgelegt, dass jeweils zwei Reaktoren in einen Brutschrank passen. Eine hohe Anzahl ist erforderlich, da in dieser Studie die Abhängigkeit der Zellmigration von einer Vielzahl von biologischen und mechanischen Parametern untersucht werden soll. Infolge dieser hohen Anzahl an Kombinationsmöglichkeiten entstehen in dieser Studie komplexe Abhängigkeiten zwischen Parametern und Auswertgrößen, speziell fokussiert auf die Zellmigration.

Zur Analyse der mechanobiologischen Interaktion von Zellimplantaten und auch ausgesäten Zellverbänden stehen unterschiedliche Apparaturen zur Verfügung. Angelehnt an den Aufbau in

Abbildung 6 können die Implantate auch in neu entwickelten Reaktoren für multiaxiale Belastungen, wie in Abbildung 7 dargestellt, getestet werden.

Zu beachten ist dabei die in Abbildung 7 (rechts) dargestellte multi-axiale Bewegungsfunktion des neuen Bioreaktors, der sowohl Druckbelastungen in vertikaler Richtung erzeugen kann, als auch eine Querverschiebung in horizontaler Richtung sowie eine Kippbewegung.

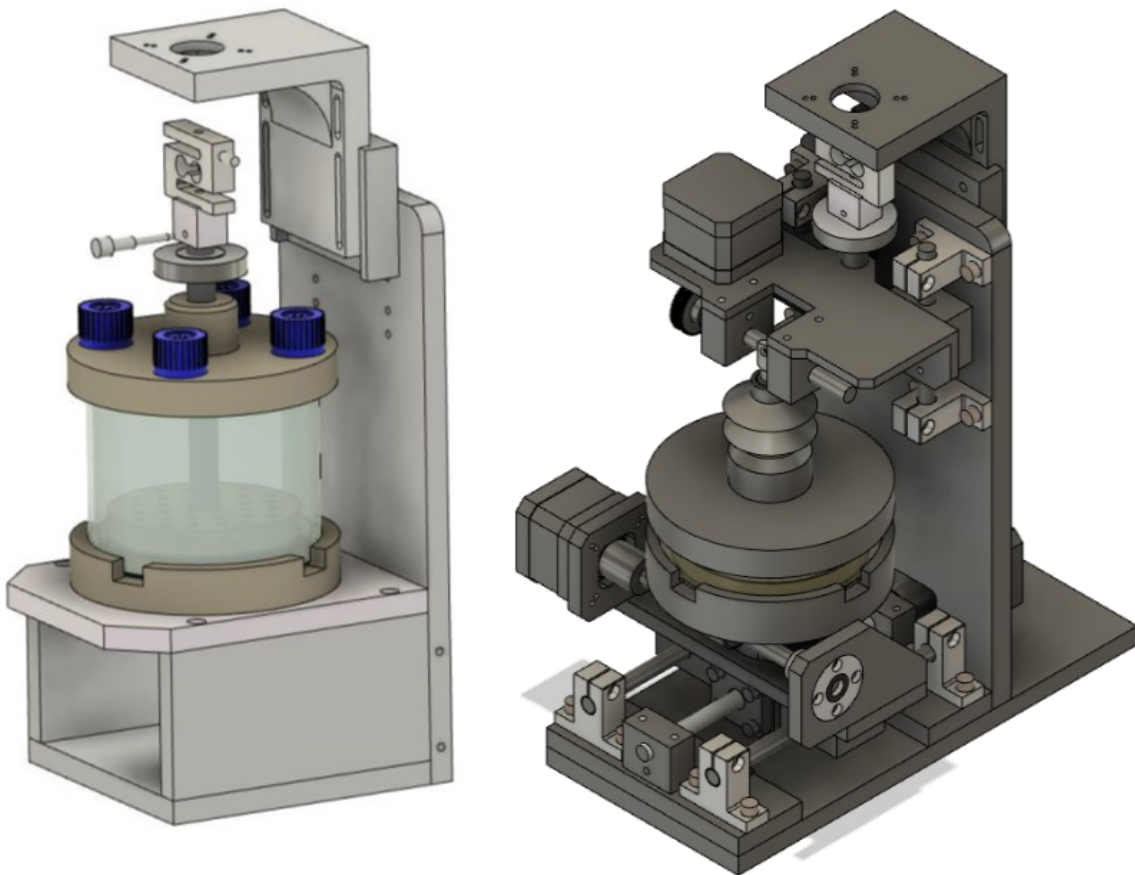


Abbildung 7: Druckprüfbioreaktor (links) und multi-axialer Bioreaktor (rechts).

Damit ermöglicht dieser Reaktor eine kniegelenkähnliche physiologische Bewegung, die ansonsten nur in Kniegelenkmodulen ermöglicht wird. Der hier dargestellte Bioreaktor hat aber den Vorteil, dass er auf Grund seiner Größe auch in einem handelsüblichen Inkubator platziert werden kann. Zur weiteren Analyse von Zellkonstrukten, die sich auf Monolayern befinden, oder von Kollagenkonstrukten können in dem in Abbildung 8 dargestellten Bioreaktor Zugbelastungen auf Proben zyklisch ausgeübt werden.

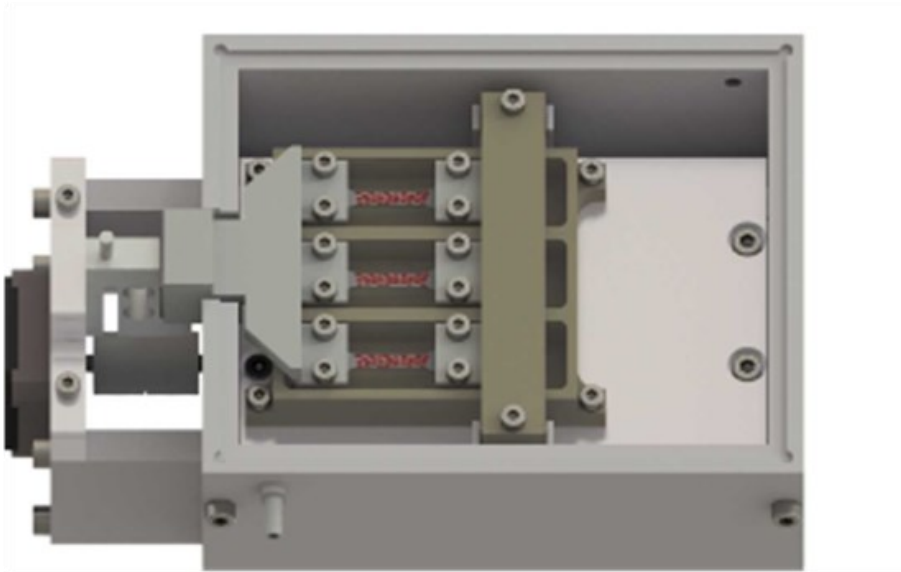


Abbildung 8: Zugprüfbioreaktor für Zellrasen und/oder Kollagenpräparate.

Messtechnik und Steuerung

Der Stempel des Bioreaktors wird über einen Schrittmotor verfahren und bringt die Belastung auf die Implantate auf. Über eine Kraftmessdose wird die applizierte Kraft gemessen. Jeder Bioreaktor wird mittels eines Raspberry Pi gesteuert. Über die GPIO-Schnittstellen des Raspberry Pi kann die Hardware inklusive externer Stromversorgungen für die Motoren angeschlossen werden. Über Pythonskripte erfolgt die Ansteuerung und Regelung des Systems.

Software für Cloud-Vernetzung

Alle gemessenen Signale werden per WLAN-Schnittstelle des Raspberry Pi's an eine Cloud übermittelt, die wiederum am PC-Arbeitsplatz ausgelesen werden kann. Auf diese Weise können alle Experimente umfassend (extern) kontrolliert werden. Mittels Auswerteskripten können ggf. Unzulänglichkeiten in der Steuerung und Belastung der Proben festgestellt werden und direkt nachgeregelt werden. In diesem AP werden die Messdaten gesammelt, die für das spätere Training der künstlichen neuronalen Netze (KNN) von Bedeutung sind.

Finite Elemente Modell

Das Finite Elemente Modell liegt einem kontinuumsmechanischen Ansatz zugrunde und erfasst auch die Wechselwirkung zwischen mechanischer Stimulation und Remodelling in Form sich ändernder Materialeigenschaften. Da das Modell nicht die einzelne Zelle, sondern den Zell-Matrix-Verbund erfasst, handelt es sich um phänomenologische Darstellung (Stoffel et al. 2012). In Abbildung 9 ist ein Beispiel einer Finite Elemente Simulation dargestellt, in der Spannungsspitzen um Kollagenfasern sichtbar gemacht werden können. Diese Simulation gibt Aufschluss über veränderte Materialeigenschaften infolge wiederholter zyklischer Belastung.

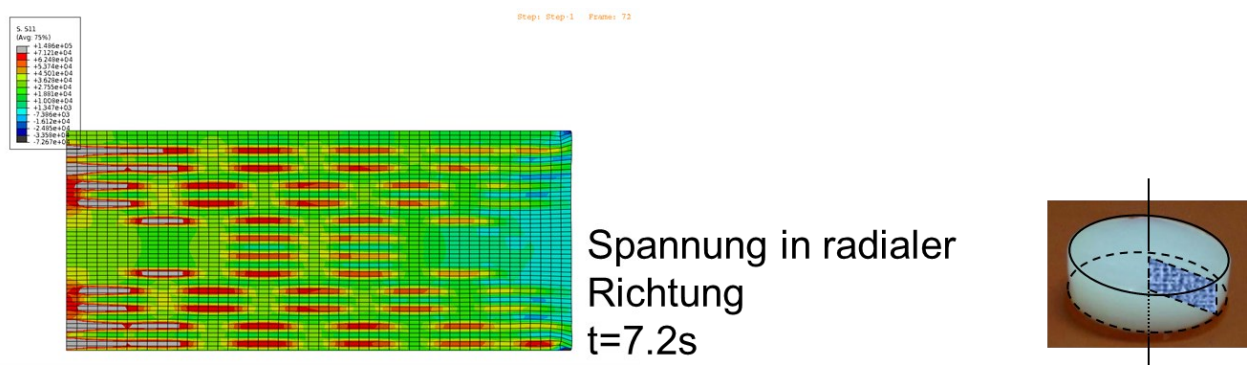


Abbildung 9: Finite Element Modell des halben Symmetriequerschnitts eines zellulären Knorpelersatzmaterials.

Künstliches Neuronales Netz

Es wird ein künstliches neuronales Netz entworfen, das langwierige biologische Auswertung umgeht und mit hoher Präzision genaue Zelltypen identifizieren kann. Dies ist nach einer Kultivierung entscheidend, um zwischen Stammzellen, Chondrozyten und Tenozyten zu unterscheiden.

Das in Abbildung 10 dargestellte Prinzip des neuronalen Netzes besteht aus einem tiefen Convolutional Neural Network (CNN), welches beliebig viele Schichten mit Hilfe verschiedener Filter erzeugen kann. Der Input besteht aus den Bildern der Zellverteilung, die mit dem Mikroskop aufgenommen werden. Am Ende des CNN findet eine „Multi-Class Classification“ statt, die zwischen verschiedenen Zelltypen unterscheiden kann. Das CNN wurde dazu an vorhergehenden Experimenten trainiert und kann danach durch einen Forward-Pass diese Klassifizierung ausführen.

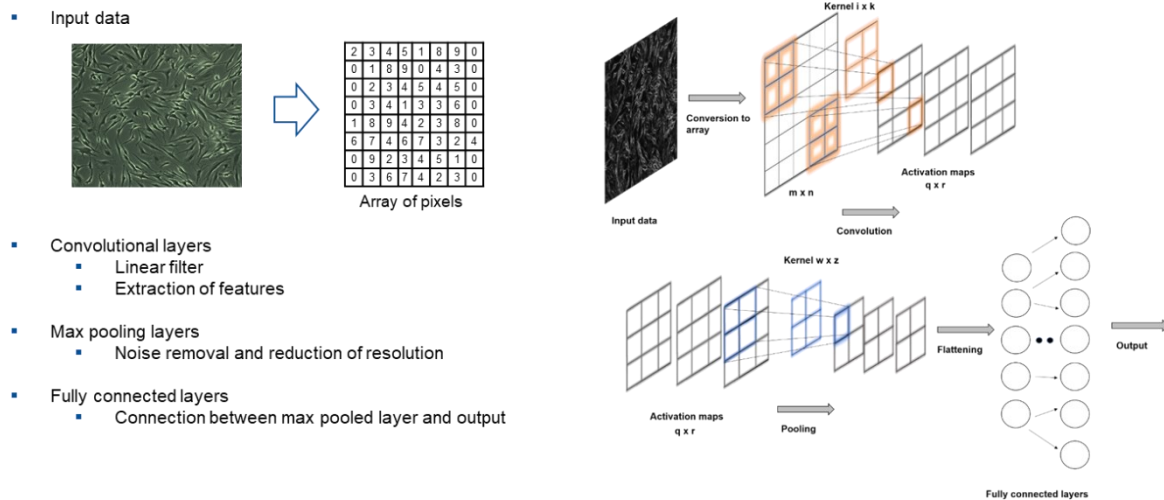


Abbildung 10: Prinzip des entwickelten Convolutional Neural Network zur Zell-Multi-Class-Classification.

In Abbildung 11 sind die Topologien dreier erprobter Netzwerktopologien mit den CNNs dargestellt. Außerdem erkennt man am rechten Bildrand die Filterung der Zellbilder, um die Klassifizierung durchführen zu können (Dursun et al. 2021a). Auf diese Weise wurde in dieser Studie ein Rahmen geschaffen, um mit neuronalen Netzen biologische Veränderungen in Experimenten besser beurteilen zu können. Darüber hinaus wurde zur besseren Praktizierung eine mobile Auswertemöglichkeit geschaffen, die über Smartphone-Steuerung funktioniert (Dursun et al. 2021b). In Abbildung 12 ist dazu die Einrichtung einer App dargestellt, mit denen die o.b. Klassifizierung mit einem Smartphone möglich wird.

Auf der App ist nur der Forward-Pass des CNN installiert, nachdem entweder die Aufnahme mit dem Smartphone selbst getätigt wurde, oder man das Bild eingespeist hatte. Hierzu waren diverse Programmierungen erforderlich, um einen Python-Code in eine Android-App zu konvertieren und mit einer entsprechenden benutzerfreundlichen Bedienung auszustatten.

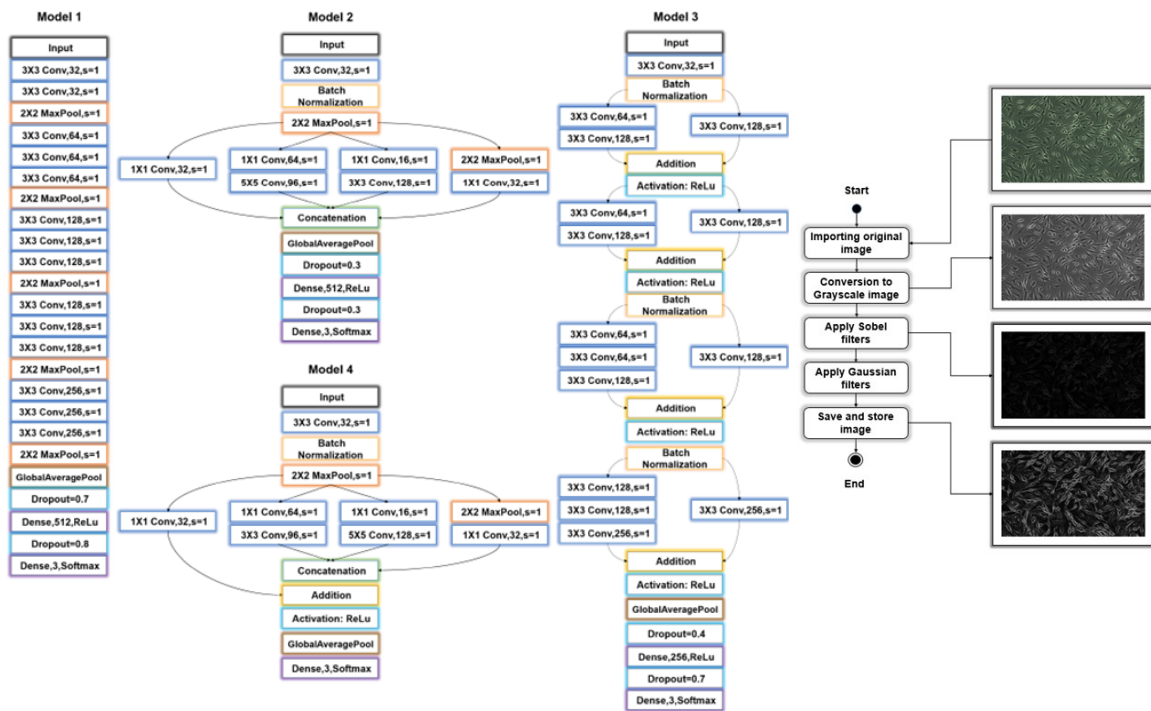


Abbildung 11: Genaue Architektur der neuronalen Netz mit Filterdarstellung bei der Ermittlung der Zelltypen.

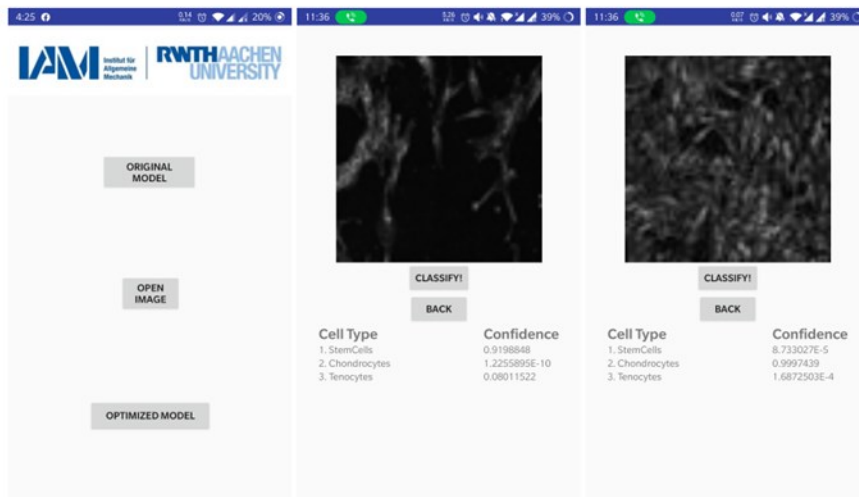


Abbildung 12: Smartphone-Auswertung der fotografierten Zellverteilungen.

II.2 Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Die Fördermittel des TP 2 sind hauptsächlich für wissenschaftliches Personal und für die beschriebenen Experimente verausgabt worden. Dies betraf auch die Anschaffung von Kraftmessdosen und Mikroskoplinsen.

II.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit

Der interdisziplinäre Ansatz des workHEALTH Projektes hat den Zugang zu mechanobiologischen Lösungsansätzen ermöglicht, der bei arbeitsbedingten Muskelskeletterkrankungen eine wesentliche Rolle spielt. Dadurch war es in den o.b. Untersuchungen möglich, einen wissenschaftlichen Rahmen für die Wechselwirkung zwischen mechanischem Stress in Gelenken und dem biologischem Gewebeumbau zu erzielen. Die dargestellten Resultate sind als wissenschaftlicher Rahmen zu verstehen, in denen sich weitere Studien einpflegen können, um die Mechanobiologie in diesem Gebiet weiter auszubauen. Insbesondere sei erwähnt, dass es möglich und erforderlich ist, biologische Untersuchungen mit mechanischen Simulationen und künstlicher Intelligenz zu verbinden. Dies kann einen Beitrag zur Prävention, Arbeitsplatzgestaltung, Diagnose, Behandlung und Wiedereingliederung ermöglichen.

Hierzu trägt die in TP 2 geleistete Projektarbeit am Institut für Allgemeine Mechanik IAM der RWTH erheblich bei. In vorangegangenen Studien (Stoffel et al. 2012) wurde bereits gezeigt, dass die mechanische Belastung in Gelenkknorpel wesentlich die Entwicklung von Knorpel- und Knorpelersatz prägen kann. Diese Resultate wurden hier bestätigt und weiter ergänzt durch interdisziplinäre Studien aus der Mechanik, Programmierung und Biologie (Balkrishna Tandale et al. 2022; Dursun et al. 2021a; Dursun et al. 2021b; Salazar Ortiz et al. 2023). Weitere Studien sind erforderlich, um ein umfangreicheres Bild der Mechanobiologie in diesem Bereich zu erhalten.

II.4 Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses

Da das Teilprojekt TP2 aus den o.g. interdisziplinären Themen bestand, ist eine weitere Fortführung und Verwertung der Ergebnisse in den klinischen Bereich möglich und wünschenswert. Der beschriebene wissenschaftliche Rahmen mit Anteilen aus der Mechanik, KI-Programmierung, Simulation und Biologie kann durch klinische Fragestellungen sowie

arbeitsrelevante Fragen weiter vervollständigt werden. Wichtig ist es, die Fallzahlen von Patienten und Versuchsdaten zu erhöhen, um eine noch höhere Genauigkeit der Auswertemöglichkeiten zu erzielen und eine patientenspezifische Untersuchung arbeitsrelevanter Aspekte zu erreichen. Das Projekt workHEALTH hat dadurch eine sinnvolle Grundlage gelegt.

II.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Der Fortschritt insbesondere anderer Forschungseinrichtungen im Bereich der Mechanobiologie und KI-Forschung sowie der mechanischen Simulation wurde während des workHEALTH Projektes verfolgt und in Publikationen diskutiert. Dies war auch erforderlich, um eigene Publikationen tätigen zu können. Daher wurde dieser Fortschritt anderer Stellen dokumentiert.

II.6 Veröffentlichungen im Rahmen des TP 2

Blomeyer, N.; Tandale, S. B.; Nicolini, L. F.; Kobbe, P.; Pufe, T.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023): Prediction of Temperature and Loading History Dependent Lumbar Spine Biomechanics Under Cyclic Loading Using Recurrent Neural Networks. *Annals of biomedical engineering* (2023). doi:10.1007/s10439-022-03128-3. DOI: 10.18154/RWTH-2023-01134.

Dursun, G.; Tandale, S. B.; Gulakala, R.; Eschweiler, J.; Tohidnezhad, M.; Markert, B.; Stoffel, M. (2021): Development of convolutional neural networks for recognition of tenogenic differentiation based on cellular morphology, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 208, 106279, 2021.

Dursun, G.; Umer, M.; Markert, B.; Stoffel, M. (2021): Designing of an Advanced Compression Bioreactor with an Implementation of a Low-Cost Controlling System Connected to a Mobile Application, *Processes* 9 (6), 915.

Salazar Ortiz, R.; Dursun, G.; Topol, H.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023): Migration and remodeling in cartilage replacement materials – an in-vitro bioreactor study, *PAMM Proc. Appl. Math. Mech.* 22, e202200310.

Lee, H.; Panitschewski, N.; Topol, H.; Tandale, S.; Stoffel, M. (submitted): Cell-preserving scheme for mechanobiological research on dedifferentiation of chondrocytes, *PAMM Proc. Appl. Math. Mech.*

III. Eingehende Darstellung TP 3

Die Arbeiten wurde in enger Abstimmung zwischen den Projektpartnern Julius Wolff Institut der Charité-Universitätsmedizin Berlin (JWI) und Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH Aachen (IAW) durchgeführt. Im Verlauf des Projekts sind zusätzlich weitere Querverbindungen im Rahmen des Verbundes zum Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) (TP4) entstanden. Der assoziierte Partner AUDI AG und OttoBock unterstützten die Projektarbeiten aktiv durch die Bereitstellung von Exoskeletten für Messungen und die individuell notwendigen Anpassungen der Systeme.

III.1 Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 3

Im Folgenden sind die durchgeführten Arbeiten für jedes der fünf Arbeitspakete (AP 1 bis AP 5) beschrieben.

AP 1: Vorbereitung der Untersuchungen

Arbeitspaket 1 (AP 1) beinhaltete die Vorbereitung der Untersuchungen und die Planung der Datenstruktur und interaktiver web-basierter Daten-Visualisierung. Die Planung der Datenstruktur und Visualisierung wurde federführend durch den Projektpartner Julius-Wolf-Institut der Charité (JWI) durchgeführt.

In AP 1 wurden in Zusammenarbeit mit den Projektpartnern relevante Arbeitsplatzumgebungen identifiziert und in durchführbare Arbeitstätigkeiten für Laborstudien überführt. Grundtätigkeiten, die an vielen unterschiedlichen Bewegungen beteiligt sind und die relevantesten Risikofaktoren für arbeitsbedingte Muskel- und Skeletterkrankungen beinhalten, wurden definiert (z.B. Hebetätigkeiten mit unterschiedlichen Lasten, Frequenzen, Dauern und Körperhaltungen). Zudem erfolgte die Erstellung von hardware- und software-technischen Voraussetzungen für die Umsetzung der Studien. Für die Sicherstellung der Synchronität der Messtechnik von JWI und IAW und der Durchführbarkeit der angestrebten Messungen fanden zwei Testmesstermine im Labor des JWI statt. Bei den Testmessungen wurden zudem verschiedene Exoskelette (sowohl aktive als auch passive Systeme) auf ihre Eignung für die geplanten Studien untersucht. In Vorbereitung für die empirischen Studien wurden die folgenden vier verschiedenen Exoskelette getestet: CrayX, Paexo, Laevo V2 und Chairless Chair. Im Ergebnis wurden zwei Systeme für die Untersuchungen ausgewählt: CrayX als aktives und Paexo als passives System.

AP 2: Referenzmessungen bei typischen Alltagsaktivitäten

AP 2 beinhaltet sowohl die Referenzmessungen bei typischen Alltagsaktivitäten als auch den Aufbau des Internet-Auftritts¹. Pandemiebedingt, und wie in den Zwischenberichten dokumentiert, konnten die geplanten Messungen erst mit Verzögerung durchgeführt werden. Gründe gegen einen früheren Start waren insbesondere ethische Bedenken hinsichtlich der Durchführung einer kontaktintensiven Studie unter Pandemie-Bedingungen sowie auch die infektionsbedingten Vorbehalte der teilnehmenden Versuchspersonen. Aufgrund der damaligen Pandemie-Situation haben sich die Projektpartner IAW und JWI daher damals darauf verständigt, zunächst zusätzlich zu den geplanten Laboruntersuchungen eine arbeitswissenschaftliche Bewertung von bereits vorhandenen in-vivo Messdaten von typischen Alltagsaktivitäten durchzuführen. Im Folgenden werden Ziel und methodisches Vorgehen für die vergleichende Analyse von in-vivo Messungen einerseits und ergonomischen Bewertungsmethoden andererseits erläutert. Eine detaillierte Beschreibung der gesamten Analyse der gemeinsamen Publikation von JWI und IAW in Bender et al. (2024) und Brandl et al. (2024) zu entnehmen.

Die Motivation für die vergleichende Analyse ergibt sich aus der Tatsache, dass die Validität von Beobachtungsmethoden in der Ergonomie nach wie vor ein Forschungsthema darstellt. Die Kriteriumsvalidität im Sinne der gleichzeitigen Validität wird am häufigsten untersucht. Vorarbeiten der Projektpartner IAW und JWI zeigten, dass Studien, die Beobachtungsmethoden mit biomechanischen Werten vergleichen, dabei selten sind. Ziel der vergleichenden Analyse war es daher, das Ovako Working Posture Analysing System (OWAS) und das Rapid Entire Body Assessment (REBA) mit in-vivo-Belastungsmessungen an Hüfte, Wirbelsäule und Knie beim Heben in gebückter Haltung und in der Hocke zu vergleichen. Damit sollte evidenzbasiert analysiert werden, inwiefern in-vivo gemessene Gelenkbelastungen mit den Ergebnissen ergonomischer Arbeitsplatzrisikobewertungen korrelieren.

Alle Teilnehmenden dieser Studie gehörten zu einer weltweit einzigartigen und kleinen Gruppe von Personen, die als Gelenkersatzes telemetrische Implantate erhielten. Die integrierte Telemetrie ermöglicht es, Kräfte und Momente innerhalb des künstlichen Gelenks oder des Wirbelkörperersatzes während verschiedener Aktivitäten zu messen. Mit 14 Teilnehmenden (11 Männer, 3 Frauen) wurden die in-vivo-Belastungsmessungen von acht telemetrischen Hüftimplantaten, vier telemetrischen Wirbelkörperersatzimplantaten und zwei telemetrischen

¹ <https://workhealth.orthoload.com/>

Knieimplantaten analysiert. Die Indikation bei allen Teilnehmenden mit Hüftimplantat war Coxarthrose. Die Teilnehmenden mit Wirbelkörperersatzimplantaten hatten eine A3-Typ-Wirbelkörperkompressionsfraktur des L1-Wirbelkörpers ($n = 3$) und des L3-Wirbelkörpers ($n = 1$) gemäß der Definition von Magerl et al. (1994). Die Indikation bei den Teilnehmenden mit Knieimplantat war Gonarthrose. Weitere Details zu den Versuchspersonen können Brandl et al. (2024) entnommen werden.

Für die vergleichende Analyse von in-vivo Messungen einerseits und ergonomischen Bewertungsmethoden andererseits wurde die interne Datenbank retrospektiv nach einer geeigneten Arbeitstätigkeit durchsucht, die alle Teilnehmenden gleichermaßen und mindestens ein Jahr postoperativ ausführten: Ausgewählt wurde eine manuelle Hebeaufgabe, bei der eine 10 kg schwere Kiste frontal vom Boden auf Hüfthöhe gehoben und dann wieder abgesetzt wurde. Der Hebevorgang wurde jeweils sowohl mit geraden Knien (gebücktes Heben) und mit gebeugten Knien (hockendes Heben) ausgeführt.

Für jeden Frame wurden in-vivo-Belastungsmessungen mit den Belastungsniveaus von OWAS und REBA verglichen, die auf der Grundlage der synchronen Videos retrospektiv klassifiziert wurden. OWAS und REBA sind Beobachtungsmethoden zur Bewertung arbeitsbedingter Belastung hinsichtlich Risikofaktoren für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen. Bewertungsergebnis sind sogenannte Action Levels (AL), die das Risiko für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen widerspiegeln und die Dringlichkeit von Maßnahmen bezeichnen. Das ursprüngliche OWAS beschreibt eine Ganzkörperhaltung durch die Klassifizierung von vier Rückenhaltungen, drei Armhaltungen, sieben Beinhaltenungen und drei Kategorien der Belastung oder des Krafteinsatzes. Diese Haltungen werden zu einem vierstelligen Code zusammengefasst, der einer der vier Handlungsebenen (Action Levels, AL) zugeordnet wird. Die OWAS-AL reicht von AL1 (die Haltung ist akzeptabel und muss daher nicht korrigiert werden) bis AL4 (die Haltung hat eine sehr schädliche Wirkung auf den Bewegungsapparat und sollte daher sofort korrigiert werden). REBA bewertet die Haltung von Rumpf, Nacken, Beinen, Oberarmen, Unterarmen und Handgelenken sowie Informationen über Belastung oder Kraft, Kopplung und Aktivität. Der REBA-Score wird dann anhand einer einfachen mathematischen Formel berechnet und einer von fünf REBA-AL zugeordnet. Der REBA-AL reicht von AL0 (Haltungsrisiko ist vernachlässigbar und es besteht kein Handlungsbedarf) bis AL4 (Haltungsrisiko ist sehr hoch und es besteht sofortiger Handlungsbedarf). Weiterführende Beschreibungen der Anwendung von OWAS und REBA finden sich in Brandl et al. (2017) und Hignett und McAtamney (2000). Zur vergleichenden

Analyse der Bewertungsergebnisse von OWAS und REBA mit der in-vivo Belastung wurden F_{res} und M_{tors} auf Basis der Video- und Telemetriedaten ermittelt. F_{res} und M_{tors} spiegeln die Hauptbelastungssituation an der Schaft-Knochen-Schnittstelle wider: F_{res} umfasst die in-vivo Gelenkkontaktkräfte, die auf das Implantat wirken, und M_{tors} die in-vivo Gelenktorsionsdrehmomente, die um das Implantat herum wirken.

Für die statistische Analyse stand die folgende zentrale Frage im Fokus: Untersucht wurde, ob Unterschiede in F_{res} und M_{tors} zwischen verschiedenen OWAS-AL und REBA-AL vorliegen. Es wurden Student's t-Test (im Falle von zwei AL) bzw. univariate ANOVA mit Bonferroni-korrigierten Post-hoc-Tests (im Falle von mehr als zwei AL) verwendet, um auf Gruppenunterschiede von F_{res} und M_{tors} in OWAS-AL und REBA-AL zu testen. Der Vergleich zwischen Heben in gebückter Haltung und in der Hocke wurde deskriptiv durchgeführt. Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics for Windows in Version 28.0.1 (IBM Corp., 2021, Armonk, Vereinigte Staaten von Amerika) durchgeführt. Fehlerwahrscheinlichkeiten wurden bei einem α -Niveau von $p = 0,05$ akzeptiert.

Basis der Auswertungen bildeten 80.752 Einzelbildbeobachtungen nach OWAS bzw. REBA. Wie beschrieben, lassen sich jeweils Handlungsebenen (Action Levels, AL) zuordnen. Die Gesamtverteilung der OWAS-AL zeigte, dass 41,1 % der Beobachtungen mit AL1, 35,4 % mit AL2 und 23,5 % mit AL3 bewertet wurden. Die Gesamtverteilung der REBA-AL zeigte, dass 21,1 % der Beobachtungen mit AL0, 38,3 % mit AL1, 39,2 % mit AL2 und 1,4 % mit AL3 bewertet werden. Die Verteilungen der niedrigsten Auslöseschwelle, OWAS-AL1 und REBA-AL0, variierten nur geringfügig in Abhängigkeit von Hebetechnik, Implantat und deren Kombinationen. In Bezug auf die übergreifende Forschungsfrage nach der Korrelation in-vivo gemessene Gelenkbelastungen und Ergebnissen ergonomischer Arbeitsplatzrisikobewertungen ließ sich Folgendes festhalten: Die Ergebnisse zeigten, dass OWAS und REBA Handlungsebenen (AL) zwischen verschiedenen in vivo Belastungsmessungen beim manuellen Heben unterscheiden können. Die Ergebnisse zeigten jedoch auch, dass dieselben OWAS- und REBA-AL nicht notwendigerweise gleiche Mittelwerte der in-vivo-Belastungsmessungen zuordenbar sind. Zum Beispiel lag die resultierende Kontaktkraft im Wirbelkörperersatz beim hockenden Heben zwischen 57 % des Körpergewichts (%BW) in OWAS-AL1 und 138 %BW in OWAS-AL3, verglichen mit 46 %BW in REBA-AL0 und 173 %BW in REBA-AL3. Außerdem deuteten die Ergebnisse darauf hin, dass hockendes Heben ein höheres Risiko für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen aufweist als gebücktes Heben. Grundsätzlich zeigte die Verteilungen der

höheren AL, dass OWAS das Risiko für das hockende Heben höher einschätzt als für gebücktes Heben, während REBA das Risiko für das hockende Heben im Vergleich zu gebücktem Heben gleich oder nur geringfügig höher einschätzt.

Die statistische Analyse zeigte signifikante Unterschiede in F_{res} und M_{tors} in Abhängigkeit von OWAS-AL mit mittleren bis hohen Effektstärken. Ausnahmen bildeten M_{tors} beim gebückten Heben für die Knieimplantate und F_{res} zwischen OWAS-AL1 und OWAS-AL2 beim hockenden Heben für die Hüftimplantate. Im Falle eines signifikanten Effekts stiegen die Mittelwerte von F_{res} und M_{tors} mit zunehmendem OWAS-AL an. Eine Ausnahme bildete hier ebenfalls M_{tors} beim hockenden Heben für die Knieimplantate. Die statistische Analyse zeigte ebenso signifikante Unterschiede in F_{res} und M_{tors} in Abhängigkeit von REBA-AL mit mittleren bis hohen Effektstärken. Eine Ausnahme bildete M_{tors} zwischen REBA-AL0 und REBA-AL1 in HI beim hockenden Heben für Hüftimplantate. Im Falle eines signifikanten Effekts stiegen die Mittelwerte von F_{res} und M_{tors} mit zunehmendem REBA-AL. Ausnahmen bildeten F_{res} und M_{tors} beim hockenden Heben für die Knieimplantate.

Zusammenfassend zeigten die Ergebnisse der Studie, dass die Handlungsebenen (Action Levels, AL) der Beobachtungsmethoden OWAS und REBA zwischen verschiedenen in-vivo-Belastungen an Hüfte, Wirbelsäule und Knie während der untersuchten manuellen Hebeaufgabe unterscheiden können. Das zeigt, dass OWAS-AL und REBA-AL jeweils untereinander in überwiegenden Fällen signifikant von den Mittelwerten der in-vivo Belastungsmessungen an Hüfte, Wirbelsäule und Knie abweichen. Konkret korreliert eine Erhöhung von OWAS-AL oder REBA-AL mit einer Erhöhung von F_{res} und M_{tors} . Somit können OWAS und REBA zwischen verschiedenen biomechanischen Belastungen an Hüfte, Wirbelsäule und Knie unterscheiden. Die Ergebnisse zeigten jedoch ebenso, dass zwischen den beiden Hebetechniken, dem gebückten Heben und hockenden Heben, die gleichen Auslösewerte von OWAS und REBA nicht unbedingt gleiche Mittelwerte der in-vivo-Belastung lieferten. Dies scheint eine relevante Nebenerkenntnis zu sein, die grundlegende und aktuellen Forschungsfragen der Ergonomie nach der Kriteriumsvalidität von Belastungsbewertungsverfahren entspricht. Darüber hinaus deuteten die Studienergebnisse darauf hin, dass hockendes Heben ein höheres Risiko für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen aufweist als gebücktes Heben. Dabei wird die Frage nach der „richtigen“ Hebetechnik und welche Hebetechnik (wann) als richtig gelehrt werden sollte, in der Ergonomie auch aktuell diskutiert.

In der beschriebenen Gruppe von Patienten und für die beiden beschriebenen Hebetechniken wurde eine weitere vergleichende Analyse der Kontaktkräfte und -momente (resultierender Kräfte

Fres, Biege- Mbend und Torsionsmomente M_{tors}) sowie der Orientierung des Kontaktkraftvektors Fres mit dem gepaarten t-Test der Statistical Parametric Mapping (SPM) durchgeführt und in Bender et al. (2024) beschrieben. Wie die Analyse zeigte, unterscheiden sich die beiden Hebetechniken aus der Sicht der in-vivo Belastungen nicht in der Höhe der Belastung, wohl aber in der Richtung: (i) am Hüftgelenk variierte der Kontaktkraftvektor signifikant in der Frontal- und Sagittalebene ($p < 0,05$), (ii) am Kniegelenk unterschied sich der Kontaktkraftvektor signifikant in der Sagittalebene ($p < 0,05$), (iii) während die Richtung und die Magnitude des Kontaktkraftvektors an der oberen Lendenwirbelsäule sich nicht unterschieden ($p > 0,05$). Unsere Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Hebetechnik eher Veränderungen in der Ausrichtung als in der Größe der Kontaktbelastung in den Gelenken der unteren Extremitäten verursacht. Auch wenn diese Quantifizierung nur an einer kleinen Gruppe von Patienten durchgeführt werden konnte, wird die Quantifizierung der Relevanz solcher Hebetechnikempfehlungen hoffentlich zu einer wissenschaftlicheren Interpretation künftiger Empfehlungen führen.

Für die in AP 2 vorgesehenen in-vivo Untersuchungen wurden Messungen für typische Alltagsaktivitäten und Aktivitäten unter unterschiedlichen Arbeitsplatzbedingung an sechs Personen mit instrumentierten Hüftimplantaten durchgeführt. Als maßgebliche Risikofaktoren für arbeitsbedingte Muskel- und Skeletterkrankungen waren zuvor die Faktoren Last, Geschwindigkeit und Körperrotation definiert worden. Entsprechend wurden in-vivo Belastungsmessungen bei verschiedenen Hebetätigkeiten mit unterschiedlichen Lasten, Geschwindigkeiten und Körperrotationen, durchgeführt.

AP 3: Messungen im Arbeitsumfeld und AP 4: Messungen im optimierten Arbeitsumfeld

AP 3 beinhaltet die Messungen im Arbeitsumfeld sowie die Vorbereitung der Datenbank zur Veröffentlichung der Ergebnisse und die Implementierung des interaktiven Visualisierungstools. AP 4 beinhaltet die Messungen im optimierten Arbeitsumfeld. Die Vorbereitung und Durchführung Messungen wurde in enger Abstimmung zwischen IAW und JWI und dem Projektpartner von TP 4 Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) durchgeführt. Darüber hinaus wurde das in TP 6 zu erprobende Motion Capture System zusätzlich zur Bewegungserfassung genutzt. Die Arbeiten in AP 3 und 4 stellten somit eine Zusammenarbeit von TP 3, TP 4 und TP 6 dar. Der assoziierte Partner AUDI AG unterstützte die Vorbereitungen durch die Bereitstellung von Exoskeletten für Messungen im optimierten

Arbeitsumfeld. Im Rahmen von AP 3 und 4 wurden in-vivo Belastungsmessungen im Knie- und Hüftgelenk an sechs Versuchspersonen mit synchroner 3D-Bewegungserfassung durchgeführt. In Labor- und Feldstudien wurden synchron die in-vivo wirkenden Gelenkbelastungen, die auftretenden Muskelaktivitäten sowie die dreidimensionalen Bewegungen und Bodenreaktionskräfte unter verschiedenen Arbeitsplatzbedingungen mit und ohne Exoskelett ermittelt. In Abbildung 13 sind die verwendeten Messsysteme an einer Versuchsperson gezeigt. In Tabelle 3 und Abbildung 14 sind außerdem eine Übersicht und die Ableitstellen der mittels Oberflächenelektromyografie (EMG) ermittelten auftretenden Muskelaktivitäten gezeigt. Wie erläutert, wurden zwei in Rahmen von AP 1 als geeignet ausgewählten Exoskelette verwendet: CrayX als aktives und Paexo als passives System. Tragebilder beider Systeme sind in Abbildung 15 gezeigt. Bei den gewählten Arbeitstätigkeiten handelte es sich entsprechend der vorhergehenden Recherchen zu relevanten Risikofaktoren für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen um verschiedenen Hebetätigkeiten mit unterschiedlichen Lasten, Geschwindigkeiten und Körperrotationen. Eine Übersicht der unabhängigen Variablen und der untersuchten Stufen ist in Tabelle 4 enthalten. Alle Bedingungen wurden von allen Versuchspersonen durchgeführt.

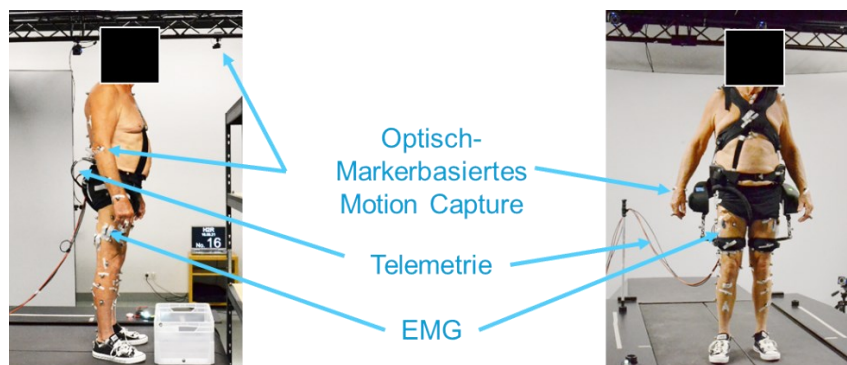


Abbildung 13: Verwendete Messsysteme

Tabelle 3: Bezeichnung der untersuchten Muskeln und Zuordnung zu Abbildung 14

Nummer in Abbildung 14	Muskel
1	Gluteus Medius, links
2	Gluteus Medius, rechts
3	Gluteus Maximus, links
4	Gluteus Maximus, rechts
5	Rectus Femoris, links
6	Rectus Femoris, rechts
7	Vastus Lateralis, links
8	Vastus Lateralis, rechts
9	Biceps Femoris, links
10	Biceps Femoris, rechts
11	Multifidus, links
12	Multifidus, rechts
13	Lumbar Erector Spinae, links
14	Lumbar Erector Spinae, rechts
15	Tensor Fascia Latae, links
16	Tensor Fascia Latae, rechts

Tabelle 4: Übersicht der unabhängigen Variablen und der untersuchten Stufen. Alle Bedingungen wurden von allen Versuchspersonen durchgeführt.

Unabhängige Variable	Last	Höhen	Geschwindigkeit	Rotation	Exoskelett
Stufen der Variablen	Ohne	80 cm ²	Selbstgewählt ³	0°	Ohne
	Dummy	150 cm ⁴	Schnell ⁵	180°	Aktiv
	10 kg				Passiv

² Boden bis Taille (0 cm bis 80 cm)³ Selbstgewählte Geschwindigkeit⁴ Boden bis Schulter (0 cm bis 150 cm)⁵ Höhe, selbstgewählte Geschwindigkeit

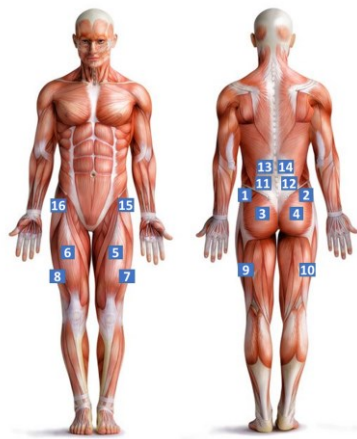


Abbildung 14: EMG-Setup für AP 3 und AP 4

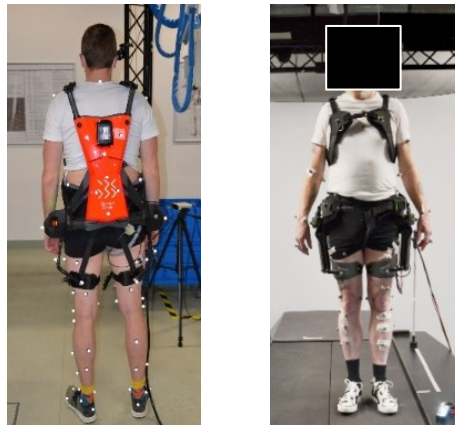


Abbildung 15: Für die Studie wurden zwei Exoskelette verwendet: CrayX (aktives System, links) und Paexo (passives System, rechts)

AP 5: Datenaufbereitung und web-basierte öffentliche Bereitstellung

AP 5 beinhaltete die Datenaufbereitung der erhobenen Messdaten und Bewertungsergebnisse deren Aufbereitung für die Datenbank workhealt.orthoload.com. Wie in den Abschnitten zu AP 3 und AP 4 erläutert, wurden im Rahmen der Messungen die in-vivo Belastungen, Muskelaktivitäten und die dreidimensionalen Bewegungen und Bodenreaktionskräfte synchron aufgenommen. Die Datenauswertung und -analyse lief im engen Kontakt zwischen IAW und JWI (TP3) ab sowie dem Projektpartner von TP 4 Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA). Darüber hinaus wurden Bewegungsdaten des in TP 6 zu erprobende Motion Capture Systems zusätzlich ausgewertet. Die Arbeiten in AP 5 stellten somit eine Zusammenarbeit von TP 3, TP 4 und TP 6 dar.

Die Erfassung und Auswertung der dreidimensionalen Bewegungsdaten ist bei Exoskeletten eine Herausforderung, da anatomische Referenzpunkte, insbesondere am Becken, durch Exoskelett verdeckt werden. In Zusammenarbeit zwischen Teilprojekten 3 und 4 wurde daher eine Methode entwickelt, validiert und in Johns et al. (2024) publiziert, mit der die verdeckten Beckenmarker zuverlässig rekonstruiert werden können. Mit Hilfe eines zusätzlichen technischen Markers in der Lendengegend (LUMB) konnten Verschiebungen zwischen Exoskelett und Becken ausgeglichen und auf $14 \text{ mm} \pm 7 \text{ mm}$ in Testmessungen reduziert werden.

Hinsichtlich der Aufbereitung der EMG-Daten wurden seitens des IAW zusätzliche Schritte zur Datenbereinigung und Vorverarbeitung durchgeführt, um eine zuverlässige Basis für die Analyse der Muskelaktivität zu gewährleisten: Artefakte sind möglich sowohl aufgrund der elektrischen Spule zum Betrieb der instrumentierten Gelenkimplantate der Endoprothese als auch aufgrund von elektromagnetischen Störeinflüssen durch das Tragen der Exoskelette. Um die Artefakte zu eliminieren, wurde eine Filterung des Signals anhand von Ausreißern innerhalb eines gleitenden Fensters genutzt. Dies erwies sich in vergleichenden Untersuchungen anhand der vorliegenden Signale als deutlich effektiver als andere etablierte Methoden wie Bandpassfilterung, Notch-Filterung, adaptive Filterung, Independent Component Analysis (ICA), ICA Wavelet-Transformation oder Non-negative Matrix Factorization.

Im Rahmen der Aufbereitung der synchron aufgenommenen in vivo Lasten, dreidimensionalen Bewegungsdaten und EMG-Daten für die Datenbank auf der Webseite des Konsortiums wurden alle Daten systematisch von Ausreißern und Fehlern bereinigt und in eine Form gebracht, die eine weitere Nutzung von Forschergemeinschaft in zukünftigen Projekten ermöglichen soll. Visualisierte Beispiele der aufgenommenen Daten sind auf der Seite des Konsortiums (<https://workhealth.orthoload.com/project-3/>) publiziert, um interessierten Forschergruppen den Inhalt der Daten zu präsentieren und das Herunterladen über einen Kontakt-Formulars zu ermöglichen. Gleichzeitig wurde eine software-technische Vorbereitung eines interaktiven Visualisierungstools vom Projektpartner JWI durchgeführt. Als Grundlage für die Implementierung des Visualisierungstools wurden JavaScript-Bibliotheken React und D3.js gewählt. Im Rahmen von AP 5 wurde die interaktive Darstellung von in vivo gemessenen Belastungsdaten auf einem virtuellen Server mit der Adresse <https://joint-loading.com/> mit bereits veröffentlichten Daten zum Heben von Lasten implementiert und abschließend über die Webseite

des Konsortiums erreichbar gemacht. Die interaktive Seite befindet sich in der Testphase und wird nach Veröffentlichung der Daten aus dem Projekt erweitert.

III.2 Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Die Fördermittel des TP 3 sind hauptsächlich für das wissenschaftliches und technisches Personal für die Vorbereitung, Durchführung und Auswertung der in vivo Belastungsmessungen und dreidimensionalen Bewegungsanalysen verwendet worden. Zudem wurden arbeitswissenschaftliche Auswertung auf Basis bereits erhobener in vivo Messdaten vorgenommen. Darüber hinaus wurden für die Studien verschiedene Verbrauchsmaterialien angeschafft.

III.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit

Obwohl das Wissen über Ergonomie und die Bemühungen der Öffentlichkeit immer mehr zunehmen, bleibt die Zahl der von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) betroffenen Personen seit 2008 auf einem ähnlichen Niveau. Es wird allgemein davon ausgegangen, dass Muskel- und Skeletterkrankungen in erheblichem Maße mit belastenden Arbeitsanforderungen zusammenhängen. Spezifische berufliche Tätigkeit werden mit einem erhöhten Risiko für Knie- und Hüftarthrose (OA) in Verbindung gebracht. Sowohl die Exposition gegenüber maximalen Belastungen als auch die Exposition gegenüber einer großen Anzahl körperlich anstrengender Arbeiten spielen bei diesem Phänomen eine Rolle. Im Hinblick auf die Prävention und Behandlung von Muskel- und Skeletterkrankungen erscheint es besonders vielversprechend, den Schwerpunkt auf die Erforschung der Risikofaktoren für Muskel- und Skeletterkrankungen zu legen, da Präventionsmaßnahmen in den Unternehmen durch gesetzliche Vorschriften gut umgesetzt werden können.

Der interdisziplinäre Ansatz des Forschungsverbunds workHEALTH, die Zusammenführung des kollektiven Ansatzes des Arbeitsschutzes mit dem individuellen Ansatz der Medizin, ist dabei wegweisend, um die Koordination zwischen den Disziplinen zu verbessern und eine bessere Prävention, Arbeitsplatzgestaltung, Diagnose, Behandlung und Wiedereingliederung zu ermöglichen. Die in TP 3 geleistete Projektarbeit trägt dazu erheblich bei: Auf Basis der Projektergebnisse wurde eine Datenbank mit in-vivo-Gelenkbelastungen, dreidimensionalen Bewegungsdaten und elektrischen Muskelaktivitäten unter verschiedenen

Arbeitsplatzbedingungen und vor und nach Interventionen, erstellt. Damit lassen sich mögliche arbeitsbedingte Risikofaktoren genau diagnostizieren und die Wirksamkeit arbeitsorganisatorischer Maßnahmen wie der Einsatz von Exoskeletten objektiv beurteilen.

III.4 Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses

Arbeitgebende gemäß §3 Arbeitsstättenverordnung verpflichtet, ihren Arbeitnehmenden Arbeitsplätze zur Verfügung zu stellen, an denen sie ohne Gefährdung der Sicherheit oder Gesundheit arbeiten können. Viele Berufe stellen auch heute noch hohe Anforderungen an die individuelle körperliche Belastbarkeit. Insbesondere die in vivo auftretenden Belastungen der Hüft- und/oder Kniegelenke bei unterschiedlichsten Aktivitäten über einen längeren Zeitraum stellen immer noch ein hohes Risiko für das Auftreten von muskuloskelettalen Krankheiten (z.B. Arthrose) dar. Maßnahmen, die einer Überbelastung vorbeugen, sind daher für Arbeitgebende von großem Nutzen, da so Fehltag und Ausfall von qualifiziertem Personal, sowie die daraus entstehenden Kosten, vermieden werden können.

Nur wenige Studien konnten bisher spezifische Daten und Strategien zur Verringerung der tatsächlich wirkenden in-vivo-Gelenkbelastung im Arbeitsalltag aufzeigen. Diese Informationen sind jedoch wesentlich, um individuelle Parameter für die Vermeidung von in-vivo wirkenden Überbelastungen zu identifizieren und potentielle Risikofaktoren zu charakterisieren. Da praktikable und allgemein zugängliche Präventionsstrategien in der Zukunft von großer Bedeutung für die öffentliche Gesundheit sein werden, wurden die im Rahmen des Projektes erhobenen Daten und gewonnen Erkenntnisse über eine öffentliche und frei zugängliche Datenbank (workhealt.orthoload.com) verfügbar gemacht. Durch die Kombination mit einem interaktiven visuellen Datenanalysetool werden Nutzende perspektivisch in die Lage versetzt, die verfügbaren Daten vor dem Hintergrund eigener Frage und Problemstellungen biomechanisch zu interpretieren.

III.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Der Fortschritt insbesondere anderer Forschungseinrichtungen zur Quantifizierung wirkender in-vivo-Gelenkbelastungen auf den Gebieten Biomechanik, Ergonomie und Arbeitssicherheit wurde verfolgt und bei der Bearbeitung des TP 3 berücksichtigt. In den Veröffentlichungen sind die kontinuierlichen Fortschritte auf dem Forschungsgebiet entsprechend dokumentiert.

III.6 Veröffentlichungen im Rahmen des TP 3

- Brandl, C.; Bender, A.; Schmachtenberg, T.; Dymke, J.; Damm, P. (2024): Comparing risk assessment methods for work-related musculoskeletal disorders with in vivo joint loads during manual materials handling. *Sci Rep.*; 14(1):6041. doi: 10.1038/s41598-024-56580-7
- Bender, A.; Schmidt, H.; Wellner, D. L.; Duda, G. N.; Brandl, C.; Damm, P. (2024): In vivo load on knee, hip and spine during manual materials handling with two lifting techniques. *J Biomech.* 2024 Jan;163:111963. doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.111963. Epub. PMID: 38286711.
- Johns, J.; Bender, A.; Glitsch, U.; Schmidt-Bleek, L.; Dymke, J.; Brandl, C.; Damm, P.; Heinrich, K. (2024): Reconstruction of occluded pelvis markers during marker-based motion capture with industrial exoskeletons. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, <https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2350592>
- Winkler, T.; Bell, L.; Bender, A.; Trepczynski, A.; Duda, G. N.; Baur, A. D. J.; Damm, P. (2023): Periarticular muscle status affects in vivo tibio-femoral joint loads after total knee arthroplasty. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1075357>
- Haffer, H.; Bender, A.; Krump, A.; Hardt, S.; Winkler, T.; Damm, P. (2022): Is Training With Gym Machines Safe After Hip Arthroplasty? – An In Vivo Load Investigation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.857682>
- Dreyer, M.; Trepczynski, A.; Nasab, S. H. H.; Kutzner, I.; Schütz, P.; Weisse, B.; Dymke, J.; Postolka, B.; Moewis, P.; Bergmann, G.; Duda, G. N.; Taylor, W. R.; Damm, P.; Smith, C. R. (2022): European Society of Biomechanics S.M. Perren Award 2022: Standardized tibio-femoral implant loads and kinematic. *Journal of Biomechanics*, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111171>
- Bender, A.; Damm, P.; Hommel, H.; Duda, G. N. (2022): Overstretching Expectations May Endanger the Success of the “Millennium Surgery”. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.789629>

IV. Eingehende Darstellung TP 6

Der Fokus in Teilprojekt 6 (TP 6) lag auf der Prävention und Behandlung von arbeitsbedingten MSE in der betrieblichen und medizinischen Praxis. Konkret wurde hierzu ein Bewegungserfassungssystem mit Echtzeit-Datenerfassung und -feedback auf Basis von Motion Capture untersucht.

IV.1 Eingehende Darstellung der Arbeitspakete des TP 6

Grundsätzlich wurde im Projektverlauf herausgearbeitet, dass sowohl ein Einsatz solcher Systeme im medizinisch-therapeutischen Bereich als auch in der industriellen, betrieblichen Praxis denkbar ist. Seitens des IAW wurde schwerpunktmäßig der medizinisch-therapeutische Bereich fokussiert, weshalb in der folgenden, detaillierten Darstellung nach Arbeitspaketen insbesondere die Projektaktivitäten und -ergebnisse im Hinblick auf die Arbeiten im medizinisch-therapeutischen Bereich dargestellt werden. Der betriebliche Bereich wurde insbesondere in Teilprojekt 01EC1905C (IFA) untersucht und wird im zugehörigen Abschlussbericht detailliert berichtet.

AP 1: Bedarfsanalyse

Gegenstand von AP 1 war eine Anforderungsanalyse für den Einsatz eines auf Motion Capture basierenden Systems für biomechanisches Biofeedback in der Rehabilitation und Produktion. Im Rahmen der Analyse wurde der Frage nachgegangen, wie individuelle Beanspruchungszustände von Personen äußerlich sichtbar gemacht werden können. Die genaue Vorgehensweise ist gegliedert in vier Schritte und in Abbildung 16 dargestellt. Zunächst wurde im Rahmen einer Literaturrecherche (Abbildung 16, Schritt 1) der aktuelle Stand der Wissenschaft und Technik hinsichtlich Darstellungsmöglichkeiten durch biomechanisches Biofeedback erfasst.

Biofeedback bezeichnet die Rückmeldung von ansonsten unbewusst ablaufenden Körperprozessen. Dabei werden körperliche Vorgänge in wahrnehmbare visuelle, akustische oder taktile Signale umgewandelt. Biofeedback kann Menschen unterstützen, die Regulation ihrer Körperprozesse zu erlernen, und dies später auch ohne kontinuierliches Feedback anzuwenden. Diese Veränderung von erlerntem Verhalten gehört psychologisch zur operanten Konditionierung und ist ein Bestandteil der psychotherapeutischen Verhaltenstherapie (Miller 1969). Relevante Literatur wurde im Hochschulbibliothekskatalog der RWTH Aachen, auf Google Scholar sowie

mittels der Methode des konzentrischen Kreises identifiziert. Dabei wurden Suchbegriffe verwendet, die Kombinationen der Begriffe „(biomechanisches) Biofeedback“ und „Motion Capture“ sowie der untersuchten Darstellungsmodalitäten (vibrotaktile, auditiv, visuell, virtual-reality-basiert) enthielten. Ziel der Literaturrecherche war es, für jede Darstellungsmodalität Beispiele für entweder erfolgreiche oder noch verbesserungswürdige Abbildungsstrategien der körperlichen Prozesse zu finden, um einen Überblick über die bereits entwickelten Abbildungsmöglichkeiten und die Wirksamkeit von Biofeedback zu erhalten.

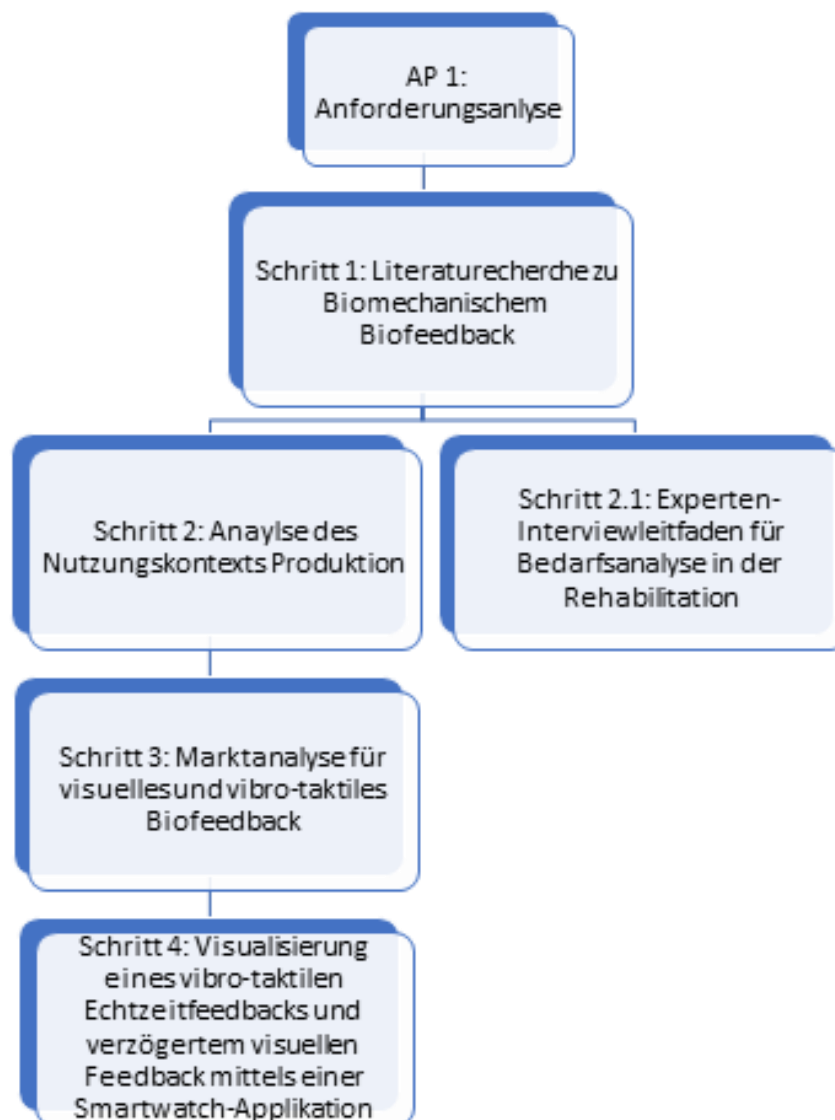


Abbildung 16: Vorgehensweise im AP1

Ein Beispiel für biomechanisches Biofeedback ist die Rückmeldung der Kompressionsbelastung der Bandscheiben der Wirbelsäule (Giggins et al. 2013). Bei Projektbeantragung wurde die

folgende erste Leitfrage formuliert: *Können ergonomische Bewegungen für die betriebliche Praxis (z.B. rückengerechte Hebertechniken) mit einem einfach zu bedienenden Bewegungserfassungssystem nachhaltig erlernt werden, um ungünstige Lastverhältnisse als Risiko für arbeitsbedingte MSE zu vermeiden?*

Basierend auf dem zu Beginn von AP 1 recherchiertem Stand zu biomechanischem Biofeedback und der Kombination mit Datenerfassung mittels markerlosem Motion Capture, ließ sich erwarten, dass diese Forschungsfrage positiv zu beantworten ist. Studien haben einen Effekt von Biofeedback auf die Bewegungsausführung nachgewiesen (Betker et al. 2006; Kim et al. 2010; Zeni et al. 2013; Rui et al. 2016). Wichtig ist jedoch, dass die gemessenen Veränderungen der Körperprozesse einerseits und die Feedback-Darstellung andererseits übereinstimmen (Tillman et al. 2020). Nur wenn die Signale für die Nutzenden verständlich sind und eine Beeinflussbarkeit der Signale durch eigene Bewegungsveränderungen erkennbar ist, kann Biofeedback den gewünschten Erfolg zeigen. Als Anforderung an das weiterzuentwickelnde Echtzeit-System wurde daher folgendes abgeleitet: Die Signalveränderungen müssen in Echtzeit erfolgen und empfindlich gegenüber kleinen Veränderungen der Messwerte sein.

Im zweiten Schritt wurde eine Analyse der Anforderungen an das Feedbacksignal durchgeführt, die sich durch den jeweiligen Nutzungskontext ergeben. Diese Nutzungskontexte umfassten: 1) Die Prävention von MSE in der Produktion und 2) die Behandlung von MSE in der Rehabilitation. Bei der Nutzungskontext-Analyse wurden die folgenden Kategorien berücksichtigt:

1. Eigenschaften der nutzenden Personen
2. Eigenschaften der Aufgaben (Dauer, Häufigkeit, Körperhaltung, Blickrichtung)
3. verwendete Ausrüstung (Hardware, Software, Schutzausrüstung)
4. sozialen und physischen Umgebung (Beleuchtung, Lärm, mechanische Schwingungen, Klima, Strahlung)

Zusammengenommen konnten so systematisch Anforderungen an die Gestaltung des Biofeedbacks erhoben werden.

Für den Einsatz in Industrie und Produktion wurde die Entscheidung getroffen, vibro-taktilen und visuelles Echtzeitbiofeedback sowie verzögertes visuelles Feedback zu verwenden. Um eine umfassende Anforderungs- und Bedarfsanalyse in der Rehabilitation zu erstellen, wurde teilstrukturierter Interview-Leitfaden auf Basis bestehender Literatur (Fragebogen zur

Anforderungsanalyse⁶ sowie (Friedrich 2007; Zimmermann et al. 2009; Schreier et al. 2023; Helfferich 2011; Vollrath 2015) entwickelt (Schritt 2.1). Bei Projektbeantragung wurde folgende weitere Leitfrage formuliert: *Welche belastungsrelevanten Daten benötigen Ärzt:innen oder Therapeut:innen zur Unterstützung ihrer Behandlung?*

Entsprechend wurde der erstellte Leitfaden im nächsten Schritt in Interviews mit medizinischem und physiotherapeutischem Personal, das in die Diagnose und Behandlung von MSE eingebunden ist, verwendet (Expert:innen-Interviews). Ziel dieser Interviews war es, Informationen zur Beantwortung der oben genannten Forschungsfrage zu erhalten.

Im nächsten Schritt wurde eine Marktanalyse (Schritt 3) durchgeführt. Ziel war es, eine Übersicht von bestehenden Systemen für vibro-taktilen Feedback und die visuelle Darstellung von biomechanischen Daten zu erstellen. Die Marktanalyse ergab, dass die Kombination der des am IAW bestehenden Systems *ErgoCAM* für markerloses Motion Capture mit vibro-taktilen und visuellem Echtzeitfeedback sowie verzögertem visuellem Feedback eine Marktlücke schließen könnte. Diese spezielle Kombination von Mess- und Feedbackmethoden war für den Einsatz in der industriellen Produktion durch die arbeitende Person selbst zu diesem Zeitpunkt nicht verfügbar. Gleichzeitig ergab eine Voruntersuchung im Rahmen des AP 1, dass optisches Tracking im beruflichen Alltag nicht immer einsetzbar ist, da es häufig zu Verdeckungen der zu untersuchenden Personen kommt. Zusätzlich wurde daher das Motion Capture System Xsens (Xsens Technologies B.V., Niederlande) als geeignetes Messsystem für Felduntersuchungen im betrieblichen Alltag identifiziert. Dieses System basiert auf Inertialsensorik und ermöglicht eine kabellose Bewegungserfassung über mehrere Stunden, wobei die maximale Bewegungsfreiheit der untersuchten Personen erhalten bleibt. Darüber hinaus lässt sich das System mit kompatibler Messtechnik erweitern, darunter Kraftmessungen und elektromyografische Messungen der Muskelaktivitäten.

Basierend auf den durchgeführten Analysen und unter Berücksichtigung der Vor- und Nachteile verschiedener Feedback-Methoden wurde die Entwicklung einer Applikation als mögliche Lösung

⁶ *Fragebogen zur Anforderungsanalyse* von Kahlert-Beratung. (Abgerufen 11/2020).
<https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjBqanfru7sAhWQGuwKHYaSC6gQFjAAegQIBBAC&url=https%3A%2F%2Fwww.kahlert-beratung.de%2Fapp%2Fdownload%2F26996192%2F%20Fragebogen-Anforderungsanalyse.pdf&usq=AOvVaw3WkZZwzg4nmHvzZILurmjt>

identifiziert. Die von der *ErgoCAM* erfassten Kompressionsdaten sollten auf einem Endgerät, beispielsweise durch einen Balken, visualisiert werden. Bei Überschreiten der Messwerte einer zuvor festgelegten Schwelle alarmiert die Software die nutzende Person durch ein vibro-taktilen Signal. Nutzende erhalten dann Hinweise, wie sie ihre Körperhaltung ändern können, um die Kompressionsbelastung zu reduzieren. Anhand des sich in Echtzeit verändernden Balkens können sie die Effektivität ihrer eigenen Körperhaltungs-Änderungen unmittelbar beobachten. Am Ende eines festgelegten Zeitraums wird ein verzögertes visuelles Feedback in Form einer Zusammenfassung der Belastung und einer Rückmeldung über den Trainingsfortschritt angezeigt. Als vierter und letzter Schritt (vgl. Abbildung 16) wurde das Konzept zur weiteren Diskussion der möglichen Umsetzung mit anderen Arbeitsbereichen, wie zum Beispiel der Programmierung in AP 2, visualisiert.

AP 2: Kontinuierliche Technologieanpassung

Fokus von AP 2 war die Anpassung des Motion Capture Systems für eine automatische Risikobewertung von Körperhaltungen während der Arbeit.

Für den betrieblichen Einsatz wurden verschiedene Stufen der Komplexität definiert, die die Anwendung des Xsens Systems betreffen: Die Nutzung von 1-2 Sensoren dient der Erfassung und Bewertung grundlegender Bewegungen spezifischer Körperregionen, die in der Regel zwischen zwei Körpersegmenten stattfinden, wie z.B. Hand-Unterarm-Bewegungen (Komplexitätsstufe 1). Bei der Nutzung von 2-4 Sensoren werden gelenkübergreifende Körpersegment-Bewegungen erfasst (Komplexitätsstufe 2). Komplexe Körperbewegungen und Bewegungen des gesamten Körpers werden mit mehr als 4 Sensoren analysiert (Komplexitätsstufe 3). Die Komplexitätsstufen 1 und 2 sind einfach einzusetzende Methoden, die von Ergonomie-Experten vor Ort genutzt werden können.

Die identifizierten (Teil-)Körperbewegungen wurden mit vorhandenen Softwareumgebungen des IFA übertragen. Basierend auf wissenschaftlicher Fachliteratur wurden Algorithmen für bestehende und neu zu entwickelnde Bewertungsverfahren entwickelt. Diese ermöglichen eine Gefährdungsbeurteilung auf Grundlage der messtechnisch erhobenen Daten. Des Weiteren wurden Webserver und Browserapplikationen (PWA) entwickelt, um Ereignisse und Tätigkeitsabschnitte während der Messung in Echtzeit zu markieren. Die Markierung der Tätigkeitsabschnitte war nötig für eine nachgelagerte separate Analyse. Start, Überwachung und Stopp der angeschlossenen

weiteren Messsysteme wurden ebenfalls auf Basis dieser Applikation realisiert. Weiter konnte auch die dynamische Wirkung von Lasten auf den menschlichen Körper in Echtzeit bewertet und visualisiert werden. Nötig hierfür ist das initiale Eintragen der zu bewegenden Lasten in die Softwareumgebung. Die zusätzliche Bestimmung wirkender Belastungen und Beanspruchungen mittels Sensorik wie beispielsweise Kraftsensoren und Elektromyographie, ist ebenso möglich.

Für den nicht-industriellen Bereich wurde das am IAW vorhandene System auf Basis von markerlosem Motion Capture weiterentwickelt: Die Bewegungserfassung in Kombination mit biomechanischen Menschmodellen erlaubt eine kontinuierliche Berechnung von Belastungszuständen im menschlichen Körper. Als Beispiel sei hier die Druckbelastung auf die, im Hinblick auf arbeitsbedingte Rückenschmerzen besonders relevante, Bandscheibe L5-S1 genannt. Gekoppelt mit einem Feedbacksystem erlaubt Echtzeit-Feedback über wirkende körperliche Belastung ebenfalls die Echtzeit-Optimierung von Bewegungen nach folgendem Prinzip: Die durch das System erfassten Kompressionsdaten sollen auf einem Endgerät bspw. anhand eines Balkens dargestellt werden. Überschreiten die Messwerte eine vorher festgelegte Schwelle, alarmiert die Software die nutzende Person durch ein Signal. Nutzende bekommen nun den Hinweis, wie sie ihre Körperhaltung verändern sollen, um die Kompressionsbelastung zu verringern. Anhand des Balkens, der sich in Echtzeit verändert, können sie die Wirksamkeit ihrer eigenen Haltungsänderungen direkt beobachten. Als konkrete Anwendungsbeispiele aus der Praxis lassen sich hier die Einhaltung und Eignung bestimmter ergonomischer Bewegungen (z.B. rückschonende Hebetchnik) und therapeutischer Ansätze (z.B. postoperative Begrenzung gelenkiger Teillasten) nennen.

Um eine ausreichende Validität der angezeigten Kompressionsbelastung zu gewährleisten, müssen neben Körperhaltungen auch das Lastgewicht und das Körpergewicht der Person berücksichtigt werden. Das Körpergewicht stellt dabei eine vergleichsweise geringere Herausforderung dar, da es sich nur über längere Zeiträume hinweg verändert. Im Gegensatz dazu erfordert das Lastgewicht eine Methode zur kontinuierlichen Erfassung während der Arbeitstätigkeit. Zur Erfassung des Lastgewichts wurde im Rahmen von AP 2 die Implementierung einer sogenannten smarten Schuhsohle untersucht. Diese Schuhsohle wurde während der Projektlaufzeit entwickelt, zusammengebaut und getestet. Sie basiert auf einem Arduino-Board und Drucksensoren (Interlink Drucksensor Force-Sensing Resistor FSR 402 0.2 N), wodurch die Schuhsohle kostengünstig und leicht einsetzbar ist. Die Drucksensoren erfassen die Belastung durch Druckunterschiede in Form

von Spannungsunterschieden. Mithilfe des Arduinos wird dies als analoges Signal aufgenommen und durch Softwarecode in Kraft umgewandelt. Nach erfolgreicher Softwareentwicklung zur Kraftaufzeichnung für vier Sensoren in kN auf dem Steckbrett, wurde die Adaption auf die Schuhsohle vorgenommen. Um die Sensoren beim An- und Ausziehen nicht zu beschädigen, wurden zwei Lagen einfacher Einlegesohlen verwendet, zwischen denen die vier Drucksensoren platziert wurden. Optimierungsversuche identifizierten die folgenden Positionen als geeignet für die Sensoren:

1. Großer Ballen
2. Fersenbein
3. Kleiner Ballen
4. Zwischen großem und kleinem Ballen

Da der Fuß bei jedem Nutzungsvorgang leicht unterschiedlich positioniert ist und die Sensoren somit unterschiedlich belastet werden, ist zu Beginn eine Kalibrierung notwendig. Diese Kalibrierung wurde in der Software durch Gewichtung der Sensoren mithilfe eines Python-Skripts implementiert.

Die Untersuchungen zur Anwendung der smarten Schuhsohle haben gezeigt, dass im statischen Belastungsfall relativ zuverlässige Werte für das Körpergewicht und das Lastgewicht ermittelt werden können. Im realen Einsatz ist jedoch davon auszugehen, dass dieser statische Fall eher eine Ausnahme darstellt. Die Ermittlung von Körper- und Lastgewicht im dynamischen Bewegungsablauf erwies sich im Rahmen von AP 2 als äußerst komplex, da die Sensoren in der Sohle während der verschiedenen Phasen des Gehens ungleichmäßig belastet werden. Daher wäre die Entwicklung von Algorithmen notwendig, um die Lasten zu ermitteln. Aufgrund des hohen Zeitaufwands wurde dies jedoch nicht im Rahmen dieses Projekts weiterverfolgt.

AP 3: Bewertung in der beruflichen und klinischen Praxis

Im Rahmen von AP 3 wurde, in Zusammenarbeit mit Teilprojekt 4, im Biomechanik-Labor des IFA eine Pilotstudie durchgeführt, um die Anwendbarkeit der Xsens-Methode für die Gefährdungsbeurteilung im Feld zu untersuchen. Das Ziel bestand darin, die Felduntersuchungsmethodik zu validieren, indem relevante kinematische Bewegungsdaten

synchron mit dem tragbaren Bewegungserfassungssystem Xsens und einem etablierten, jedoch laborgebundenen, optisch-marker-basierten Erfassungssystem (Vicon Nexus) erfasst wurden.

Für den Einsatz in der Industrie und Produktion wurde die Nutzung von vibro-taktilen und visuellem Echtzeitbiofeedback sowie verzögertem visuellem Feedback beschlossen. Basierend auf den durchgeführten Analysen und der Abwägung der Vor- und Nachteile verschiedener Feedbackmethoden wurde die Entwicklung einer Applikation als mögliche Lösung vorgeschlagen. Die von der ErgoCAM erfassten Kompressionsdaten sollen auf einem Endgerät beispielsweise durch einen Balken visualisiert werden. Wenn die Messwerte eine zuvor festgelegte Schwelle überschreiten, alarmiert die Software die nutzende Person mit einem vibro-taktilen Signal. Die Nutzer erhalten dann Hinweise, wie sie ihre Körperhaltung ändern können, um die Kompressionsbelastung zu reduzieren. Mithilfe des sich in Echtzeit verändernden Balkens können sie die Effektivität ihrer Haltungsänderungen sofort beobachten. Am Ende eines festgelegten Zeitraums wird ein verzögertes visuelles Feedback in Form einer Zusammenfassung der Belastung und einer Rückmeldung über den Trainingsfortschritt angezeigt.

Das am IAW weiterentwickelte System auf Basis von markerlosem Motion Capture erfasst Kompressionsdaten, die auf einem Endgerät angezeigt werden: Bei Überschreitung einer Schwelle wird die nutzende Person durch ein vibro-taktilen Signal gewarnt und erhält Hinweise zur Körperhaltung. Ein Balken zeigt in Echtzeit die Wirksamkeit der Haltungsänderungen, und am Ende eines festgelegten Zeitraums wird eine Zusammenfassung der Belastung und des Trainingsfortschritts gegeben.

Um die Eignung verschiedener Feedbackarten (visuell, auditiv, haptisch) zu untersuchen, wurde in AP 3 eine Laborstudie durchgeführt. Aufgrund der damaligen Pandemie-Situation wurde ein Innersubjektversuchsdesign verwendet, um die Anzahl der Versuchspersonen möglichst gering zu halten. Die Versuchspersonen führten eine standardisierte Lastenhandhabung durch, wobei die verschiedenen Feedbackarten einzeln und in Kombination eingesetzt wurden. Eine univariate Varianzanalyse mit Messwiederholung (Sphärizität angenommen, Mauchly-W (5) = .692, $p = .258$) zeigte, dass die Kompressionsbelastung mit der Anzahl der verwendeten Feedbacks zusammenhängt ($F(3,57) = 35.397$, $p < .001$, $\eta^2 = .604$, $n = 20$). Bonferroni-korrigierte paarweise Vergleiche ergaben, dass die Kompressionsbelastung ohne Feedback (MW = 2159 N, SD = 489 N) signifikant höher ist als bei allen anderen Versuchsbedingungen. Zudem war die Kompressionsbelastung mit drei Feedbacks (MW = 1401 N, SD = 190 N) signifikant geringer als

mit einem Feedback (MW = 1670 N, SD = 371 N). Die Kompressionsbelastung mit zwei Feedbacks (MW = 1513 N, SD = 307 N) unterschied sich hingegen nicht signifikant von den anderen beiden Feedbackstufen. Zusammenfassend konnte im Ergebnis gezeigt werden, dass die körperliche Belastung bei Verwendung des beschriebenen Echtzeitfeedbacks signifikant geringer ist.

In einem zweiten Schritt wurde eine weitere Studie durchgeführt, die auf der oben beschriebenen Studie basierte: Anhand einer Laborstudie mit 51 Teilnehmenden (21 Frauen, 30 Männer, 0 Divers) im Alter zwischen 20 und 59 Jahren (Durchschnitt = 26 Jahre; Std.abw. = 7,2 Jahre) wurde die Effektivität der Feedbackarten auditiv, visuell und deren Kombination analysiert. Die jeweilige Belastung wurde über einen Bildschirm angezeigt. Das auditive Feedback wurde durch einen Signalton bei Überschreiten der festgelegten Schwelle umgesetzt und das visuelle Feedback durch eine Einfärbung der Nutzungsoberfläche. Die Versuchspersonen führten eine standardisierte Lastenhandhabung durch, wobei die verschiedenen Feedbackarten einzeln und in Kombination angewendet wurden, um auf Körperhaltungen mit hohem Risiko hinzuweisen. Die Ergebnisse zeigten, dass der multimodale Signaltyp (Kombination) die höchste Effektivität zur Optimierung der Ergonomie in Echtzeit aufweist, gemessen an der mittleren Kompressionsbelastung auf L5-S1 über die Versuchsdauer. Die Teilnehmenden empfanden das multimodale Signal zudem als nützlicher und eindeutiger. Dadurch lieferte die beschriebene Studie wichtige Erkenntnisse zur Gestaltung von Feedback in der betrieblichen Praxis.

Bezugnehmend auf Forschungsfrage 3 („Bei welchen Anwendungen ist eine Zertifizierung als Medizinprodukt erforderlich?“) wurde das Motion Capture System regulatorisch untersucht. Zunächst wurde geklärt, ob die potenziellen Anwendungsmöglichkeiten einen „medizinischen Zweck“ gemäß der Medical Device Regulation (MDR) erfüllen, was eine Grundvoraussetzung für die Einordnung als Medizinprodukt darstellt. Entsprechende Definitionen aus der MDR wurden auf das Motion Capture System angewendet, und eine Zweckbestimmung wurde erstellt. Die Zweckbestimmung definiert neben dem medizinischen Zweck auch Indikationen, Kontraindikationen und Leistungsparameter des Produkts und bildet den Ausgangspunkt für den regulatorischen Entwicklungsprozess von Medizinprodukten. Sie dient als Grundlage für die Klassifizierung, die Risiko- und Usability-Analyse sowie die klinische Bewertung des in TP 6 zu entwickelnden Systems und spielt eine wichtige Rolle bei der Auswahl der anzuwendenden Normen und der Anforderungsanalyse.

Basierend auf diesen Informationen wurden verschiedene Anwendungsszenarien, die daraus resultierenden Klassifizierungen und die damit verbundenen regulatorischen Auflagen analysiert. Für das Motion Capture System ist sowohl ein Einsatz als Medizinprodukt als auch als Nicht-Medizinprodukt denkbar. Eine weitere „Sonderklasse“ im Medizinproduktebereich ist der Einsatz als Digitale Gesundheitsanwendung (DIGA), die direkt von Patient:innen genutzt werden. Im Zuge der Bewertung der regulatorischen Anforderungen wurde das Ziel des Produkts als Erfassung und Dokumentation des Range of Motion (RoM) in muskuloskelettalen Versorgungsprozessen festgelegt. Basierend auf den Ergebnissen des AP 1 ließ sich ableiten, dass dies einen Mehrwert für die klinische und orthopädische Praxis darstellt. Die Anwendbarkeit in der klinischen Praxis wurde im folgenden AP 4 untersucht.

AP 4: Translation in die berufliche und klinische Praxis

Mit Blick auf die Translation in die klinische Praxis wurde der Anwendungsbereich Physiotherapie gewählt: Fachkräftemangel und knappe Behandlungszeiten gehören zu den Herausforderungen in der Physiotherapie (World Confederation for Physical Therapy 2019). Die Digitalisierung könnte diese Herausforderungen mildern, indem sie Prozesse vereinfacht und das Arbeiten wissenschaftlicher und praxisorientierter gestaltet (Griefahn et al. 2020). Ein vielversprechender Ansatz ist die digitale Erfassung der Bewegungsausmaße (Range of Motion, ROM) oder die digitale Unterstützung bei der Ganganalyse mittels Motion Capture-Technologie. Markerlose Systeme bieten dabei klare Vorteile in Bezug auf Vorbereitungszeiten und Genauigkeit. Die standardisierte Dokumentation der Bewegungen könnte die Effizienz durch Objektivierung der Analyse und Standardisierung der Dokumentation steigern. Zur Überführung in die Praxis wurde eine iterative Anpassung und Evaluierung gemeinsam mit dem Partner Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums Aachen durchgeführt. Ziel war es, die Bedingungen und Funktionalitäten des Echtzeit-Systems für den Einsatz in der klinischen Praxis zu formulieren, und damit perspektivisch eine praktische Anwendung zu ermöglichen. Die Vorgehensweise und die Ergebnisse werden im Folgenden näher erläutert:

Ziel war es, das Motion Capture System mit Echtzeit-Feedback bei der Ganganalyse und der ROM-Messung unter tatsächlichen Randbedingungen der alltäglichen Arbeit zu evaluieren. Die Evaluation wurde im Hinblick auf den konkreten Anwendungsfall durchgeführt, um die technische

Eignung zu analysieren und möglichen Entwicklungsbedarf abzuleiten. Die Messung von Bewegungsumfängen (RoM) ist eine wesentliche Rahmenbedingung in der Physiotherapie. Eine der wichtigsten Anforderungen ist die Erfassung von Bewegungen, die von der Norm abweichen, wie etwa die Hyperextension des Knies. Die Ganganalyse umfasst die Erfassung von Gangparametern wie der Schrittlänge. Basierend auf zuvor durchgeführten, teilstrukturierten Interviews ergab sich, dass Laufbänder ungeeignet sind und die Erfassung des Gehens im Raum über mindestens 8 Meter erfolgen muss. Daraus ergaben sich direkt folgende Forschungsfragen für die Evaluation des Motion Capture System mit Echtzeit-Feedback:

1. Für die RoM-Messung: Wird eine Hyperextension des Knies als von der Norm abweichender Bewegungsumfang durch optische Messsysteme erkannt?
2. Für die Ganganalyse: Wird der Gangparameter Schrittlänge über eine Distanz von 8 Metern durch optische Messsysteme korrekt erkannt?

Das optische, markerlose Tracking erfolgte mit einer RGB und einer RGB-D⁷ Kamera (Microsoft Kinect Azure), um später beide Technologien miteinander vergleichen zu können.

Die Ergebnisse der Evaluation zeigten noch konkreten technischen Weiterentwicklungsbedarf, der im Anschluss adressiert wurde:

Zunächst besteht eine Herausforderung mit Blick auf die Anwendung im Rahmen der Ganganalyse in der Reichweite. Die Forschungsfrage lautet daher: *Wird der Gangparameter Schrittlänge über eine Distanz von 8 Metern durch optische Messsysteme korrekt erkannt?* Eine Bedarfsanalyse hatte zuvor die Reichweite von 8 Metern als wesentliche Randbedingung identifiziert. Zur Durchführung der Datenaufnahme und -auswertung wurde eine gerade Strecke von 8 Metern mit Markierungen im Abstand von 70 cm versehen, die als Referenz für die Schrittlänge dienten. Dieser Aufbau ist in Abbildung 17 dargestellt. Während des Versuchs wurden alle Gehbewegungen der Probanden über die gesamte Strecke hinweg aufgezeichnet. Anschließend wurde die Abweichung zwischen der berechneten Schrittlänge beider optischer Systeme (RGB-D und RGB) und der tatsächlichen Schrittlänge von 70 cm analysiert. Die Ergebnisse sind in

⁷ RGB-Kameras erfassen lediglich Farbinformationen in den drei Grundfarben Rot, Grün und Blau, wodurch sie auf zweidimensionale Bilddaten beschränkt sind. Im Gegensatz dazu kombinieren RGB-D-Systeme Farbinformationen mit Tiefendaten, die durch einen Tiefensensor bereitgestellt werden, wodurch sie die dreidimensionale Struktur der erfassten Szene erfassen können.

Abbildung 18 dargestellt, die die Abweichungen in Abhängigkeit von der Entfernung zur Kamera aufzeigt.

Die Anforderungen an die Reichweite von 8 Metern wurden nicht erfüllt. Besonders das RGB-basierte System lieferte schlechtere Ergebnisse, was vermutlich auf den fehlenden Tiefensensor zurückzuführen ist. Die größten Abweichungen traten bei Entfernungen von mehr als 4 Metern und sehr nahe an der Kamera auf. Nach Rücksprache mit Expertinnen einer lokalen Physiotherapiepraxis wurde ein akzeptabler Bereich für Messungen bei Entfernungen von 1,5 bis 4 Metern identifiziert. Daher wurde eine anschließende zweite Evaluation durchgeführt, die sich ausschließlich auf das RGB-D-System konzentrierte. Dabei erfolgte die Erfassung in einer Entfernung von 1,5 bis 4 Metern. Zusätzlich wurden die Positionen der Kamera variiert: einmal frontal und einmal im 45°-Winkel, wie in Abbildung 19 (links) dargestellt. Der Vergleich erfolgte erneut anhand der prozentualen Abweichung der berechneten Schrittlängen zur tatsächlichen Schrittlänge, gemittelt über alle Personen und über die gesamte Entfernung hinweg. Die Ergebnisse in Abbildung 19 (rechts) zeigten, dass das RGB-D-System bei einem 45°-Winkel und bis zu einer Entfernung von 4 Metern eine sehr gute Leistung erbrachte. Ein konkreter Lösungsvorschlag zur Erreichung der benötigten 8 Meter besteht in der Kombination mehrerer RGB-D-Kameras. Die Kopplung mehrerer Kameras für markerloses Motion Capture wurde entsprechend im Anschluss umgesetzt.

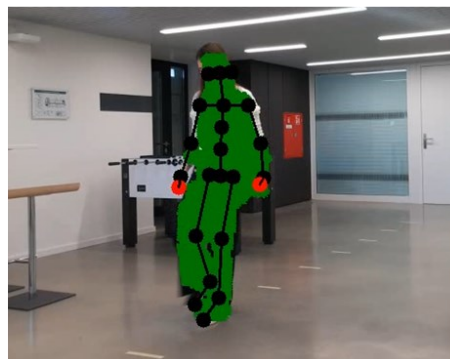
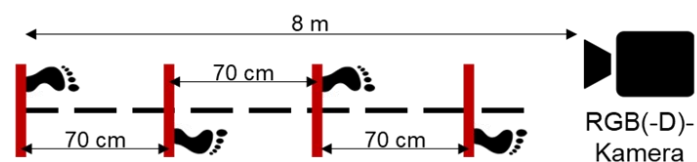


Abbildung 17: Aufbau der Evaluation zur Erfassung der Schrittlänge über eine Distanz von 8 Metern.

Eine Herausforderung für die Anwendung im Rahmen der ROM-Messung besteht in der korrekten Erfassung extremer Körperhaltungen. Als Beispiel für eine extrem Körperhaltung wurde die Hyperextension des Knies gewählt. Daher lautete die Forschungsfrage: *Wird eine Hyperextension des Knies als von der Norm abweichender Bewegungsumfang durch optische Messsysteme erkannt?* In Abbildung 20 (links) ist eine Hyperextension im Vergleich zu einer neutralen Haltung dargestellt. Der Ablauf der Datenaufnahme und -auswertung war wie folgend: Die Teilnehmenden nahmen abwechselnd die Neutral-Null-Stellung und eine Körperhaltung mit Hyperextension des Knies ein. Die Ergebnisse der markerlosen Erfassungssysteme sind in Abbildung 20 (rechts) dargestellt. Die Silhouette der Teilnehmenden wurde in beiden Haltungen korrekt erkannt, was an der orange eingefärbten Körperdarstellung erkennbar ist. Interessant ist jedoch die Platzierung des Kniegelenks: In der Neutral-Null-Stellung wird das Knie korrekt an der grünen Markierung platziert. Bei der Hyperextension wird das Knie hingegen inkorrekt an der roten Markierung positioniert. Obwohl die Körpersilhouette korrekt erfasst wird, wird das Kniegelenk fälschlicherweise an den äußersten Rand der Silhouette verschoben. Knöchel, Knie und Becken liegen etwa in einer Linie, sodass die Hyperextension nicht erfasst wird.

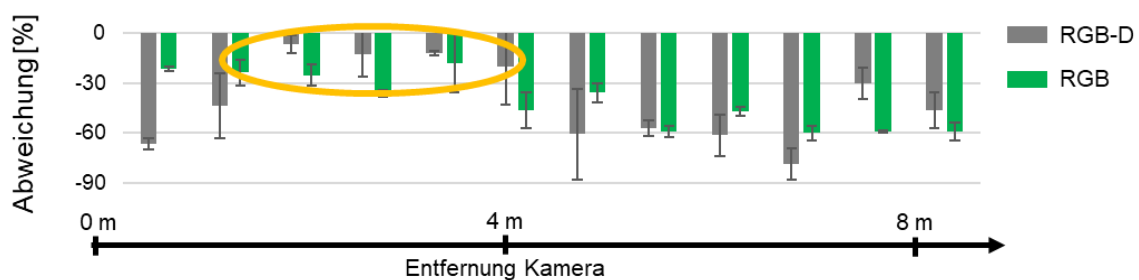


Abbildung 18: Abweichung (\pm Standardabweichung) der berechneten Schrittlänge in aufsteigender Entfernung zur Kamera [%]

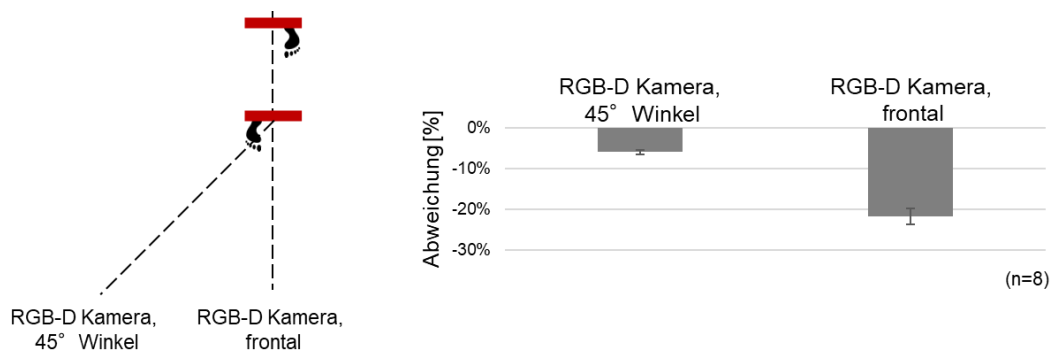


Abbildung 19: Kamerapositionierung (links) und Ergebnisse (rechts) der zweiten Evaluation

Das Fazit lautete daher: Die KI-basierte Gelenkpositionierung der beiden optischen Erfassungssysteme kann derzeit nicht zwischen einem Bein in Neutral-Null-Stellung und einer Hyperextension des Knies unterscheiden. Gleichzeitig zeigt existierende Literatur, dass RGB-D-basierte Systeme in der Lage sind, Bewegungsumfänge, die innerhalb der Norm liegen, vergleichbar mit dem Goldstandard zu erkennen. Dies gilt für verschiedene Gelenke wie Schulter (Beshara et al. 2021), Hüfte (Beshara et al. 2021; Wochatz et al. 2019) und Knie (Dajime et al. 2020; Hu et al. 2021; Jo et al. 2022; Mentiplay et al. 2018; Wochatz et al. 2019). Folglich musste als Fazit der Erprobung im Rahmen der Translation festgehalten werden, dass die im Kontext Physiotherapie häufig auftretende Hyperextension des Knies einen Sonderfall darstellt. Ein konkreter Lösungsvorschlag ist die Erweiterung der Datenbasis mit korrekt markierten Daten speziell für diesen Sonderfall. Zusätzlich sollte die Identifikation und Prüfung weiterer Sonderfälle innerhalb des Patientenkollektivs erfolgen, um die Erfassungsgenauigkeit und -zuverlässigkeit der Systeme zu verbessern.

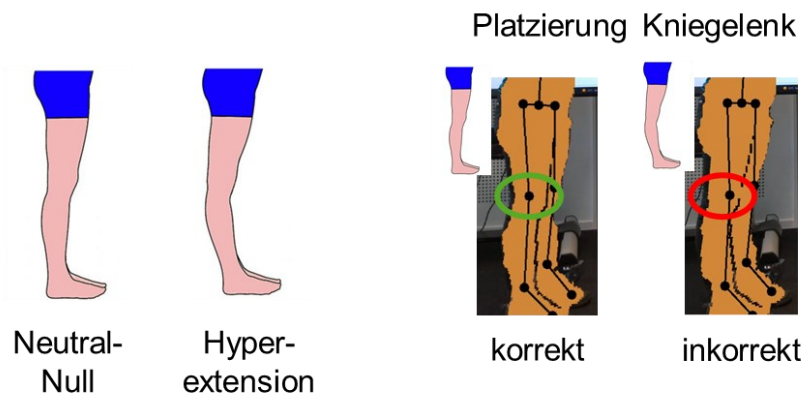


Abbildung 20: Vergleich von Hyperextension und Neutral-Null Position des Knies (links) und Bewertung der Kniegelenk-Platzierung (rechts)

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der Evaluation im Rahmen der Translation in die klinische Praxis sowohl zahlreiche potentielle Vorteile des Konzepts als auch konkreten technischen Entwicklungsbedarf:

Zu den potenziellen Vorteilen gehören die Objektivierung der Analyse und die Erleichterung der standardisierten Dokumentation. Dies ist vorteilhaft für die Verlaufskontrolle und führt zu einem geringeren Zeitbedarf. Beispielsweise für eine Ganganalyse durch den Einsatz des im Rahmen von workHEALTH weiterentwickelten Echtzeit-Systems der Zeitbedarf um 70% verkürzt werden, indem die Erfassung und Dokumentation parallelisiert werden. Ein weiteres Plus ist das Feedback für Nutzende.

Die Erprobung zeigt jedoch auch technischen Entwicklungsbedarf, insbesondere in Bezug auf die Reichweite. Hier wurde die Kombination mehrerer RGB-D-Erfassungsgeräte während der Projektlaufzeit erfolgreich umgesetzt. Darüber hinaus besteht Entwicklungsbedarf bei der Erfassung extremer Körperhaltungen. Diese Herausforderung kann durch eine Erweiterung der Datenbasis mit korrekt markierten Daten für identifizierte Sonderfälle adressiert werden. Zur Ermöglichung des sofortigen Einsatzes in der Praxis wurden in einem ersten Schritt Bedingungen für den Einsatz des Systems formuliert: Beispielsweise werden Nutzende bei RoM-Messung des Knies im Hinblick auf eine Hyperextension zur zusätzlichen Prüfung aufgefordert.

IV.2 Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Die Fördermittel des TP 6 sind hauptsächlich für wissenschaftliches und technisches Personal für die Untersuchungen der Motion Capture Systeme angefallen. Darüber hinaus wurde ein Kraftmesssystem erworben. Wie im Antrag dargelegt, sind für die Anwendung des bestehenden optischen Bewegungserfassungssystems im klinischen Bereich neben Bewegungs- auch zusätzliche Kraftmessdaten zu erfassen. Hierfür wurde eine entsprechende Messeinheit konzipiert (vgl. Kapitel 0) und umgesetzt, um Aktions- und Massekräfte, die von Beinen, Armen oder anderen Körperteilen abgegeben werden, erfassen zu können.

IV.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeit

Obwohl das Wissen über Ergonomie und die Bemühungen der Öffentlichkeit immer mehr zunehmen, bleibt die Zahl der von arbeitsbedingten MSE betroffenen Personen seit 2008 auf einem ähnlichen Niveau. Es wird allgemein davon ausgegangen, dass Muskel- und Skeletterkrankungen in erheblichem Maße mit unerwünschten Arbeitsanforderungen zusammenhängen. Der interdisziplinäre Ansatz des Forschungsverbunds workHEALTH, die Zusammenführung des kollektiven Ansatzes des Arbeitsschutzes mit dem individuellen Ansatz der Medizin, ist dabei wegweisend, um die Koordination zwischen den Disziplinen verbessern und eine bessere Prävention, Arbeitsplatzgestaltung, Diagnose, Behandlung und Wiedereingliederung ermöglichen.

Die in TP 6 geleistete Projektarbeit der Partner Institut für Arbeitswissenschaft IAW der RWTH, Klinik für Orthopädie des UK Aachen sowie Institut für Arbeitsschutz IFA der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung trägt dazu erheblich bei: Im Rahmen des TP 6 wurden Motion Capture Systeme zur evidenzbasierten Unterstützung von Prävention und Behandlung von arbeitsbedingten MSE untersucht. Die Anforderungen an ein solches System für sowohl den medizinisch-therapeutischen als auch industriell-betrieblichen Bereich wurden im Rahmen der Projektarbeit durch Interviews und Workshops gesammelt und in ein Pflichtenheft übersetzt. Das konzipierte und validierte System ermöglicht eine kontinuierliche Datenerfassung und Rückmeldung in Echtzeit über menschliche Gelenke und berechenbare (Belastungs-)Zustände wie Gelenkwinkel, Gelenkbelastung, Körperhaltung und Bewegungsgeschwindigkeit. Die Einhaltung und Eignung bestimmter ergonomischer Bewegungen (z.B. rükkenschonende Hebetchnik) und therapeutischer Ansätze (z.B. postoperative Begrenzung gelenkiger Teillasten) wurde in Labor-

und Feldstudien bewertet, z.B. durch Vergleich von Ist- und Soll-Zustand. Die in TP 6 durchgeführte Weiterentwicklung und Evaluation des Bewegungserfassungssystems leistet damit perspektivisch einen wichtigen Beitrag zur evidenzbasierten Prävention und Behandlung von arbeitsbedingten MSE.

IV.4 Voraussichtlicher Nutzen, insbesondere der Verwertbarkeit des Ergebnisses

Das Projekt workHEALTH zielt auf die interdisziplinäre Untersuchung von Querschnittsthemen zur Ätiologie und Entwicklung von arbeitsbedingten MSE ab, mit dem Ziel der Verbesserung von Prävention und Behandlung. Um die Prävalenz von arbeitsbedingten MSE zu reduzieren und sowohl wirtschaftliche Verluste als auch gesundheitliche Einschränkungen zu begrenzen, ist eine umfassende Kenntnis über den Belastungszustand einer Person essenziell. Gelenk- oder Bandscheibenbelastungen sind jedoch weder für Patienten oder Arbeitspersonen direkt wahrnehmbar noch für Fachpersonal direkt äußerlich sichtbar. Im Rahmen von TP 6 wurden daher Bewegungserfassungssysteme mit Echtzeit-Datenerfassung und -feedback auf Basis von Motion Capture untersucht, die Belastungszustände erfassen, auswerten und darstellen. Zur Darstellung werden die Informationen über vorliegende Belastungssituationen optisch, akustisch sowie haptisch für Nutzende erfahrbar gemacht. Damit stellen die entwickelten Methoden eine praktikable und niederschwellige Unterstützung für die Prävention und Behandlung von MSE dar. Die entwickelten Echtzeit-Systeme wurden bereits während der Projektlaufzeit im Rahmen von Messen, Konferenzen und Workshops der Öffentlichkeit und potentiellen zukünftigen Anwendenden vorgestellt.

IV.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Der Fortschritt insbesondere anderer Forschungseinrichtungen zur Erfassung, Auswertung und Darstellung wirkender Belastungszustände insbesondere mit Blick auf die Anwendungsfelder medizinisch-therapeutischer sowie industriell-betrieblicher Bereich wurde verfolgt und bei der Bearbeitung des TP 6 berücksichtigt. In den Veröffentlichungen sind die kontinuierlichen Fortschritte auf dem Forschungsgebiet entsprechend dokumentiert.

IV.6 Veröffentlichungen im Rahmen des TP 6

Brandl, C.; Brunner, O.; Marzaroli, P.; Hellig, T.; Johnen, L.; Mertens, A.; Tarabini, M.; Nitsch, V. (2022): Using real-time feedback of L5/S1 compression force based on markerless optical motion capture to improve the lifting technique in manual materials handling. In: International Journal of Industrial Ergonomics 91, S. 103350. DOI: 10.1016/j.ergon.2022.103350.

Schäfer, K.; Johnen, L.; Balster, J.; Buhr, M.; Brandl, C. (2023): Motion Capture statt Goniometer – Computergestützte ROM-Messung und Dokumentation. In: physiopraxis 21 (07/08), S. 38–41. DOI: 10.1055/a-2103-5342.

Brandl, Christopher; Johnen, Laura; Brunner, Oliver; Nitsch, Verena (2023): Forschungsbedarfe zur kumulativen Belastung bei der Anwendung von Echtzeit-Feedback zur Verbesserung der individuellen Hebetchnik für die Primärprävention bei manueller Lastenhandhabung. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hg.): Nachhaltig Arbeiten und Lernen - Analyse und Gestaltung lernförderlicher und nachhaltiger Arbeitssysteme und Arbeits- und Lernprozesse. Konferenzband zum 69. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: 01. - 03. März 2023. Sankt Augustin: GfA-Press.

Literaturverzeichnis

- Al Amer, H. S. (2020): Low back pain prevalence and risk factors among health workers in Saudi Arabia: A systematic review and meta-analysis. In: *Journal of occupational health* 62 (1), e12155. DOI: 10.1002/1348-9585.12155.
- Amin, D. B.; Sommerfeld, D.; Lawless, I. M.; Stanley, R. M.; Ding, B.; Costi, J. J. (2016): Effect of degeneration on the six degree of freedom mechanical properties of human lumbar spine segments. In: *J. Orthop. Res.* 34 (8), S. 1399–1409. DOI: 10.1002/jor.23334.
- Anwer, S.; Li, H.; Antwi-Afari, M. F.; Wong, A. Y. (2021): Associations between physical or psychosocial risk factors and work-related musculoskeletal disorders in construction workers based on literature in the last 20 years: A systematic review. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 83. DOI: 10.1016/j.ergon.2021.103113.
- Armstrong, N. C. D.; Ward, A.; Lomax, M.; Tipton, M. J.; House, J. R. (2019): Wearing body armour and backpack loads increase the likelihood of expiratory flow limitation and respiratory muscle fatigue during marching. In: *Ergonomics* 62 (9), S. 1181–1192. DOI: 10.1080/00140139.2019.1629638.
- Balkrishna Tandale, S.; Markert, B.; Stoffel, M. (2022): Intelligent stiffness computation for plate and beam structures by neural network enhanced finite element analysis. In: *Numerical Meth Engineering* 123 (17), S. 4001–4031. DOI: 10.1002/nme.6996.
- Beckmann, A.; Herren, C.; Mundt, M.; Siewe, J.; Kobbe, P.; Sobottke, R.; Pape, H.-C.; Stoffel, M.; Markert, B. (2018): A new in vitro spine test rig to track multiple vertebral motions under physiological conditions. In: *Biomed. Eng.-Biomed. Tech.* 63 (4), S. 341–348.
- Beckmann, A.; Herren, C.; Nicolini, L. F.; Grevenstein, D.; Oikonomidis, S.; Kobbe, P.; Hildebrand, F.; Stoffel, M.; Markert, B.; Siewe, J. (2019): Biomechanical testing of a polycarbonate-urethane-based dynamic instrumentation system under physiological conditions. In: *Clin. Biomech.* 61, S. 112–119.
- Bender, A.; Schmidt, H.; Wellner, D. L.; Duda, G. N.; Brandl, C.; Damm, P. (2024): In vivo load on knee, hip and spine during manual materials handling with two lifting techniques. In: *Journal of Biomechanics* 163, S. 111963. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2024.111963.
- Bernard, B. P. (Hg.) (1997): *Musculoskeletal disorders and workplace factors. A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back.* U.S. Department of Health and Human Services. Cincinnati (OH): U.S. Department of Health and Human Services.
- Beshara, P.; Anderson, D. B.; Pelletier, M.; Walsh, W. R. (2021): The Reliability of the Microsoft Kinect and Ambulatory Sensor-Based Motion Tracking Devices to Measure Shoulder Range-of-Motion: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 21 (24). DOI: 10.3390/s21248186.
- Betker, A. L.; Szturm, T.; Moussavi, Z. K.; Nett, C. (2006): Video game-based exercises for balance rehabilitation: a single-subject design. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 87 (8), S. 1141–1149. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.04.010.
- Blomeyer, N.; Tandale, S. B.; Nicolini, L. F.; Kobbe, P.; Pufe, T.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023): Prediction of Temperature and Loading History Dependent Lumbar Spine

- Biomechanics Under Cyclic Loading Using Recurrent Neural Networks. *Annals of biomedical engineering* (2023). doi:10.1007/s10439-022-03128-3. DOI: 10.18154/RWTH-2023-01134.
- Brandl, C.; Bender, A.; Schmachtenberg, T.; Dymke, J.; Damm, P. (2024): Comparing risk assessment methods for work-related musculoskeletal disorders with in vivo joint loads during manual materials handling. In: *Scientific reports* 14 (1). DOI: 10.1038/s41598-024-56580-7.
- Brandl, C.; Brunner, O.; Marzaroli, P.; Hellig, T.; Johnen, L.; Mertens, A.; Tarabini, M.; Nitsch, V. (2022): Using real-time feedback of L5/S1 compression force based on markerless optical motion capture to improve the lifting technique in manual materials handling. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 91, S. 103350. DOI: 10.1016/j.ergon.2022.103350.
- Brandl, C.; Mertens, A.; Schlick, C. M. (2017): Ergonomic analysis of working postures using OWAS in semi-trailer assembly, applying an individual sampling strategy. In: *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE* 23 (1), S. 110–117. DOI: 10.1080/10803548.2016.1191224.
- Brenzel, K.; Blomeyer, N.; Johnen, L.; Praster, M.; Röhrig, M.; Topol, H.; Brandl, C.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023a): Extension of an In Vitro Spine Test Rig to Track Load-dependent Biomechanics of the Lumbar Spine under Physiological Conditions. In: *Proc Appl Math and Mech* 23 (1). DOI: 10.1002/pamm.202200078.
- Brenzel, K.; Johnen, L.; Praster, M.; Blomeyer, N.; Weiler, A.; Brandl, C.; Topol, H.; Stoffel, M.; Markert, B. (2023b): In vitro study design derived from an in vivo lifting task. In: *Proc Appl Math and Mech* 23 (4). DOI: 10.1002/pamm.202300208.
- Brinckmann, P.; Biggemann, M.; Hilweg, D. (1988): Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. In: *Clinical Biomechanics* 3, i-S23. DOI: 10.1016/S0268-0033(88)80001-9.
- Caponecchia, C.; Coman, R. L.; Gopaldasani, V.; Mayland, E. C.; Campbell, L. (2020): Musculoskeletal disorders in aged care workers: a systematic review of contributing factors and interventions. In: *International journal of nursing studies* 110. DOI: 10.1016/j.ijnurstu.2020.103715.
- Checkoway, H.; Pearce, N.; Kriebel, D. (1989): *Research methods in occupational epidemiology*. 1. ed. Oxford: Oxford Univ. Press (Monographs in epidemiology and biostatistics 34).
- Costi, J. J.; Stokes, I. A.; Gardner-Morse, M. G.; Iatridis, J. C. (2008): Frequency-dependent behavior of the intervertebral disc in response to each of six degree of freedom dynamic loading: solid phase and fluid phase contributions. In: *Spine* 33 (16), S. 1731–1738. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31817bb116.
- da Costa, B. R.; Vieira, E. R. (2010): Risk factors for work-related musculoskeletal disorders. A systematic review of recent longitudinal studies. In: *American journal of industrial medicine* 53 (3), S. 285–323. DOI: 10.1002/ajim.20750.
- Dajime, P. F.; Smith, H.; Zhang, Y. (2020): Automated classification of movement quality using the Microsoft Kinect V2 sensor. In: *Computers in Biology and Medicine* 125, S. 104021. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2020.104021.
- Dreischarf, M.; Shirazi-Adl, A.; Arjmand, N.; Rohlmann, A.; Schmidt, H. (2016): Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. In: *J. Biomech.* 49 (6), S. 833–845. DOI: 10.1016/j.

- Dursun, G.; Tandale, S. B.; Gulakala, R.; Eschweiler, J.; Tohidnezhad, M.; Markert, B.; Stoffel, M. (2021a): Development of convolutional neural networks for recognition of tenogenic differentiation based on cellular morphology. In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 208, S. 106279. DOI: 10.1016/j.cmpb.2021.106279.
- Dursun, G.; Umer, M.; Markert, B.; Stoffel, M. (2021b): Designing of an Advanced Compression Bioreactor with an Implementation of a Low-Cost Controlling System Connected to a Mobile Application. In: *Processes* 9 (6), S. 915. DOI: 10.3390/pr9060915.
- Friedrich, J. (2007): Fragetechniken bei der Anforderungsanalyse. Online verfügbar unter <https://indal.de/anforderungsanalyse/fragetechniken-bei-der-anforderungsanalyse/>, zuletzt geprüft am 19.06.2024.
- Gallagher, S.; Schall, M. C. (2017): Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process. Evidence, implications and research needs. In: *Ergonomics* 60 (2), S. 255–269. DOI: 10.1080/00140139.2016.1208848.
- Garg, A.; Kapellusch, J. M. (2016): The Cumulative Lifting Index (CULI) for the Revised NIOSH Lifting Equation. Quantifying Risk for Workers With Job Rotation. In: *Human factors* 58 (5), S. 683–694. DOI: 10.1177/0018720815627405.
- Giggins, O. M.; Persson, U. M.; Caulfield, B. (2013): Biofeedback in rehabilitation. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 10, S. 60. DOI: 10.1186/1743-0003-10-60.
- Glyn-Jones, S.; Palmer, A. J. R.; Agricola, R.; Price, A. J.; Vincent, T. L.; Weinans, H.; Carr, A. J. (2015): Osteoarthritis. In: *Lancet* (London, England) 386 (9991), S. 376–387. DOI: 10.1016/S0140-6736(14)60802-3.
- Griefahn, A.; Wolf, E.; Zalpour, C. (2020): Wie kann die Dokumentation in der Physiotherapie durch die Digitalisierung effektiver und effizienter werden? – Eine Delphi-Studie. In: *physioscience* 16 (03), S. 101–110. DOI: 10.1055/a-1113-6688.
- Helfferrich, C. (2011): Die Qualität qualitativer Daten. Manual für die Durchführung qualitativer Interviews. 4. Auflage. Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften / Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH Wiesbaden.
- Heneweer, H.; Staes, F.; Aufdemkampe, G.; van Rijn, M.; Vanhees, L. (2011): Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 20 (6), S. 826–845. DOI: 10.1007/s00586-010-1680-7.
- Hignett, S.; McAtamney, L. (2000): Rapid Entire Body Assessment (REBA). In: *Applied Ergonomics* 31 (2), S. 201–205. DOI: 10.1016/S0003-6870(99)00039-3.
- Hilgsmann, M.; Cooper, C.; Arden, N.; Boers, M.; Branco, J. C.; Luisa Brandi, M.; Bruyère, O.; Guillemin, F.; Hochberg, M. C. et al. (2013): Health economics in the field of osteoarthritis: an expert's consensus paper from the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis and Osteoarthritis (ESCEO). In: *Seminars in arthritis and rheumatism* 43 (3), S. 303–313. DOI: 10.1016/j.semarthrit.2013.07.003.
- Hu, G.; Wang, W.; Chen, B.; Zhi, H.; Yudi Li; Shen, Y.; Wang, K. (2021): Concurrent validity of evaluating knee kinematics using Kinect system during rehabilitation exercise. In: *Medicine in Novel Technology and Devices* 11, S. 100068. DOI: 10.1016/j.medntd.2021.100068.

- Huangfu, R.; Gallagher, S.; Seseck, R.; Schall, M.; Davis, G. (2018): Evaluating the Linear Integration Method of Estimating Cumulative Loading Using an Eccentric Exercise. In: Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting 62 (1), S. 882–885. DOI: 10.1177/1541931218621202.
- Huangfu, R.; Gallagher, S.; Seseck, R.; Schall, M.; Davis, G. (2019): Evaluating the Effectiveness of Estimating Cumulative Loading Using Linear Integration Method. In: Sebastiano Bagnara, Riccardo Tartaglia, Sara Albolino, Thomas Alexander und Yushi Fujita (Hg.): Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018). Cham: Springer International Publishing (820).
- Jäger, M.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Laurig, W. (2000): Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study - DOLLY. In: International Journal of Industrial Ergonomics 25 (6), S. 553–571. DOI: 10.1016/S0169-8141(99)00043-8.
- Jegnigie, M.; Afework, M. (2021): Prevalence of Self-Reported Work-Related Lower Back Pain and Its Associated Factors in Ethiopia: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: Journal of environmental and public health 2021, S. 6633271. DOI: 10.1155/2021/6633271.
- Jo, S.; Song, S.; Kim, J.; Song, C. (2022): Agreement between Azure Kinect and Marker-Based Motion Analysis during Functional Movements: A Feasibility Study. In: Sensors (Basel, Switzerland) 22 (24). DOI: 10.3390/s22249819.
- Johannes, L. (2023): Kumulierendes Bewertungsverfahren zur Beurteilung des arbeitsbedingten Risikos von Muskel-Skelett-Erkrankungen bei manuellen Hebetätigkeiten. Dissertation. RWTH Aachen University.
- Johannes, L.; Deutz, C.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2023): Force Weighting Approach To Calculate Spinal Cumulative Loading For Ergonomic Workforce Planning In Production. In: Proceedings of the 4th Conference on Production Systems and Logistics, CPSL. DOI: 10.15488/13502.
- Johannes, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2020): An Evaluation of Numerical Integration Methods for Estimating Cumulative Loading Based on Discrete Spinal Loads. In: Waldemar Karwowski, Ravindra S. Goonetilleke, Shuping Xiong, Richard H. M. Goossens und Atsuo Murata (Hg.): Advances in Physical, Social & Occupational Ergonomics. Proceedings of the AHFE 2020 Virtual Conferences on Physical Ergonomics and Human Factors, Social & Occupational Ergonomics and Cross-Cultural Decision Making, July 16–20, 2020, USA, Bd. 1215. 1st ed. 2020. Cham: Springer International Publishing; Imprint Springer (Springer eBook Collection, 1215), S. 319–326. DOI: 10.1007/978-3-030-51549-2_42.
- Johannes, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2021): Comparison of Dose Models for the Assessment of Spinal Load and Implications for the Calculation of Cumulative Loading. In: Proceedings of the 21st Congress of the International Ergonomics Association, S. 93–100. DOI: 10.1007/978-3-030-74611-7_13.
- Johannes, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2022a): Why cumulative loading calculated using non-weighted integration may not be suitable for assessing physical stress of the lower back: an empirical investigation of strain during lifting and lowering tasks. In: Ergonomics 65 (1), S. 134–146. DOI: 10.1080/00140139.2021.1962547.

- Johnen, L.; Schaub, M.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. (2022b): Can cumulative loading estimates be used to assess the collective occupational risk of MSD? Evaluation of calculation methods for spinal cumulative loading. In: *International Journal of Industrial Ergonomics* 92, 103361. DOI: 10.1016/j.ergon.2022.103361.
- Johns, J.; Bender, A.; Glitsch, U.; Schmidt-Bleek, L.; Dymke, J.; Brandl, C.; Damm, P.; Heinrich, K. (2024): Reconstruction of occluded pelvis markers during marker-based motion capture with industrial exoskeletons. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, S. 1–11. DOI: 10.1080/10255842.2024.2350592.
- Kim, B.; Gong, W.; Lee, S. (2010): The Effect of Push-up Plus Exercise with Visual Biofeedback on The Activity of Shoulder Stabilizer Muscles for Winged Scapula. In: *J Phys Ther Sci* 22 (4), S. 355–358. DOI: 10.1589/jpts.22.355.
- Knight, M. M.; Bomzon, Z.; Kimmel, E.; Sharma, A. M.; Lee, D. A.; Bader, D. L. (2006): Chondrocyte deformation induces mitochondrial distortion and heterogeneous intracellular strain fields. In: *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 5 (2-3), S. 180–191. DOI: 10.1007/s10237-006-0020-7.
- Magerl, F.; Aebi, M.; Gertzbein, S. D.; Harms, J.; Nazarian, S. (1994): A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. In: *Eur. Spine J.* 3 (4), S. 184–201. DOI: 10.1007/BF02221591.
- Marras, W. S.; Lavender, S. A.; Leurgans, S. E.; Rajulu, S. L.; Allread, W. G.; Fathallah, F. A.; Ferguson, S. A. (1993): The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. In: *Spine* 18 (5), S. 617–628. DOI: 10.1097/00007632-199304000-00015.
- Mentiplay, B. F.; Hasanki, K.; Perraton, L. G.; Pua, Y.-H.; Charlton, P. C.; Clark, R. A. (2018): Three-dimensional assessment of squats and drop jumps using the Microsoft Xbox One Kinect: Reliability and validity. In: *Journal of sports sciences* 36 (19), S. 2202–2209. DOI: 10.1080/02640414.2018.1445439.
- Miller, N. E. (1969): Learning of visceral and glandular responses. In: *Science (New York, N.Y.)* 163 (3866), S. 434–445. DOI: 10.1126/science.163.3866.434.
- Nachtsheim, J.; Dursun, G.; Markert, B.; Stoffel, M. (2019): Chondrocyte colonisation of a tissue-engineered cartilage substitute under a mechanical stimulus. In: *Medical engineering & physics* 74, S. 58–64. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.09.022.
- Nicolini, L. F.; Kobbe, P.; Seggewiß, J.; Greven, J.; Ribeiro, M.; Beckmann, A.; Da Pazand, S.; Eschweiler, J.; Prescher, A. et al. (2022): Motion preservation surgery for scoliosis with a vertebral body tethering system: a biomechanical study. In: *Eur. Spine. J.* 31, S. 1013–1021. DOI: 10.1007/s00586-021-07035-4.
- Rui, L.; Zibo, C.; WeeSit, L.; Lai, D. T. H. (2016): A wearable biofeedback control system based body area network for freestyle swimming. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference 2016*, S. 1866–1869. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591084.

- Salazar Ortiz, R.; Dursun, G.; Topol, H.; Markert, B.; Stoffel, M. (2023): Migration and remodeling in cartilage replacement materials – an in-vitro bioreactor study. In: *Proc Appl Math and Mech* 23 (1). DOI: 10.1002/pamm.202200310.
- Salinas, E. Y.; Hu, J. C.; Athanasiou, K. (2018): A Guide for Using Mechanical Stimulation to Enhance Tissue-Engineered Articular Cartilage Properties. In: *Tissue engineering. Part B, Reviews* 24 (5), S. 345–358. DOI: 10.1089/ten.TEB.2018.0006.
- Schäfer, K.; Johnen, L.; Balster, J.; Buhr, M.; Brandl, C. (2023): Motion Capture statt Goniometer – Computergestützte ROM-Messung und Dokumentation. In: *physiopraxis* 21 (07/08), S. 38–41. DOI: 10.1055/a-2103-5342.
- Schreier, M.; Echterhoff, G.; Bauer, J. F.; Weydmann, N.; Hussy, W. (2023): *Forschungsmethoden in Psychologie und Sozialwissenschaften für Bachelor*. 3., überarb. u. erg. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer (Moremedia).
- Stoffel, M.; Yi, J. H.; Weichert, D.; Zhou, B.; Nebelung, S.; Müller-Rath, R.; Gavenis, K. (2012): Bioreactor cultivation and remodelling simulation for cartilage replacement material. In: *Medical engineering & physics* 34 (1), S. 56–63. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.06.018.
- Tillman, M.; Dahl, L.; Knowlton, C. B.; Zaferiou, A. (2020): Real-Time Optical Motion Capture Balance Sonification System, S. 1–4. DOI: 10.1145/3401956.3404244.
- Vaca-González, J. J.; Guevara, J. M.; Moncayo, M. A.; Castro-Abril, H.; Hata, Y.; Garzón-Alvarado, D. A. (2019): Biophysical Stimuli: A Review of Electrical and Mechanical Stimulation in Hyaline Cartilage. In: *Cartilage* 10 (2), S. 157–172. DOI: 10.1177/1947603517730637.
- Vollrath, M. (2015): *Ingenieurpsychologie. Psychologische Grundlagen und Anwendungsgebiete*. Unter Mitarbeit von Bernd Lepow und Maria von Salisch. 1. Auflage. Stuttgart: Kohlhammer Verlag. Online verfügbar unter <http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:24-epflicht-1290446>.
- Wilmanns, N.; Beckmann, A.; Nicolini, L. F.; Herren, C.; Sobottke, R.; Hildebrand, F.; Siewe, J.; Kobbe, P.; Markert, B.; Stoffel, M. (2022): Biomechanical In Vitro and Finite Element Study on Different Sagittal Alignment Postures of the Lumbar Spine During Multiaxial Daily Motion. In: *Journal of biomechanical engineering* 144 (7). DOI: 10.1115/1.4053083.
- Winkel, J.; Mathiassen, S. E. (1994): Assessment of physical work load in epidemiologic studies. Concepts, issues and operational considerations. In: *Ergonomics* 37 (6), S. 979–988. DOI: 10.1080/00140139408963711.
- Wochatz, M.; Tilgner, N.; Mueller, S.; Rabe, S.; Eichler, S.; John, M.; Völler, H.; Mayer, F. (2019): Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises. In: *Gait & Posture* 70, S. 330–335. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.020.
- World Confederation for Physical Therapy (2019): Description of physical therapy.
- Zander, T.; Dreischarf, M.; Schmidt, H.; Bergmann, G.; Rohlmann, A. (2015): Spinal loads as influenced by external loads: A combined in vivo and in silico investigation. In: *Journal of Biomechanics* 48 (4), S. 578–584. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.011.
- Zeni, J.; Abujaber, S.; Flowers, P.; Pozzi, F.; Snyder-Mackler, L. (2013): Biofeedback to promote movement symmetry after total knee arthroplasty: a feasibility study. In: *The Journal*

of orthopaedic and sports physical therapy 43 (10), S. 715–726. DOI:
10.2519/jospt.2013.4657.

Zimmermann, J.; Konrad, S.; Nerdinger, F. W.; Rostock (2009): Bedarfs- und
Anforderungsanalyse zur Entwicklung einer internetbasierten Kommunikationsplattform zur
Unterstützung des Forschungstransfers. DOI: 10.18453/rosdok_id00002241.