

Aus dem Institut für Biomechanik und Orthopädie  
der Deutschen Sporthochschule Köln

# **Biomechanische Analyse der Wirksamkeit von Exoskeletten in der Reduktion von Belastungen der lumbalen Wirbelsäule**

Von der Deutschen Sporthochschule Köln  
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sportwissenschaft

angenommene Dissertation

vorgelegt von

Jasper Johns

aus

Berlin

Köln 2025

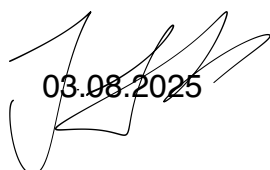
Erster Gutachter:	Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Potthast
Zweiter Gutachter:	Priv.-Doz. Dr. Ulrich Glitsch
Vorsitzender des Promotionsausschusses:	Univ.-Prof. Dr. Mario Thevis
Datum der Disputation:	23.06.2025

Eidesstattliche Versicherungen gem. § 7 Abs. 2 Nr. 9 der Promotionsordnung der Deutschen Sporthochschule Köln, 09.07.2024:

Hierdurch versichere ich:

Ich habe diese Arbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht worden.

Hierdurch erkläre ich, dass ich die „Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis“ der Deutschen Sporthochschule Köln eingehalten habe.

03.08.2025  


Datum, Unterschrift

## Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei vielen Leuten, die mich durch die spannenden letzten Jahre begleitet haben.

Danke Wolfgang, dass du mir so viel Freiraum in meiner Arbeit gegeben hast, immer offen für meine Ansätze und Ideen warst und mich einfach hast machen lassen. In den entscheidenden Momenten haben wir eingängig diskutiert und du warst, wenn es darauf ankam, für mich da. Unkomplizierter und wohlwollender hätte ich mir die Betreuung nicht vorstellen können. Danke auch dafür, dass du mich als „Externen“ in so viele Tätigkeiten und Treffen am Institut eingebunden hast, der Austausch mit euch hat mir viel bedeutet.

Danke Ulli, für deinen Rückhalt, das Vertrauen und die Freiheit im täglichen Arbeiten am IFA und gleichermaßen in intensiven Phasen. Lange Gespräche auch zu später Stunde haben mir immer das Gefühl gegeben, dass ich mich ehrlich auf dich verlassen konnte, wenn ich mal nicht mehr weiterwusste. Ich bin sehr froh darüber in den letzten Jahren mit dir zusammengearbeitet und von dir gelernt haben zu können und hoffe mir etwas von deinem Blick fürs Detail und deiner Gelassenheit erhalten zu können.

Danke Kai für deine Unterstützung bei allen Vorhaben, Projekten, Konferenzen und leider zu seltenen fachlichen Diskussionen. Ich habe sehr gerne bei dir im Team gearbeitet und bin dankbar für dein Engagement.

Vielen Dank Omar für unsere regelmäßigen Sessions am Rechner, Eisen oder der Wand, unerschämt guten Espresso und dass du regelmäßig etwas Struktur in mein chaotisches Arbeiten gebracht hast. Deine freundschaftliche Unterstützung hat viel Spaß in die Arbeit gebracht.

Danke Prof. Ellegast für ihre Unterstützung von Seiten des IFA. Ich hatte das Gefühl bei Ihnen immer auf ehrliches Interesse zu stoßen und dass meine Arbeit am Institut geschätzt wird.

Danke an Philipp, Alwina, Jörn und auch Christopher, dass ihr mich so offen aufgenommen habt. Die Zusammenarbeit mit euch hat mir viel Spaß gemacht und mich sehr motiviert.

Danke an die UG/WKH-B für eure Unterstützung in allen Bereichen des Lebens.

Der größte Dank gilt meiner Lebenspartnerin, meiner Familie und meinen Freunden. So viel Geduld, Verständnis, Interesse und Support waren wirklich entscheidend die nötige Motivation zu finden und zu erhalten. Ich bin glücklich so tolle Menschen in meinem Leben zu haben

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	VI
Zusammenfassung der Dissertation	VII
Summary of the doctoral thesis	IX
1. Einleitung	1
2. Wissenschaftlicher Hintergrund	2
2.1. Exoskelette als ergonomisches Hilfsmittel	2
2.2. Funktionsprinzip rückenunterstützender Exoskelette	6
2.3. Entlastung der lumbalen Wirbelsäule durch Exoskelette	10
2.3.1. Effekte auf die muskuläre Aktivität	10
2.3.2. Effekt auf die mechanische Belastung der Wirbelsäule	12
2.3.3. Einfluss auf die Kinematik	15
3. Übersicht des Promotionsprojekts	17
3.1. Problemstellung	17
3.2. Kurzübersicht der Studien	19
3.3. Studie 1	23
3.4. Studie 2	25
3.5. Studie 3	27
4. Diskussion	29
5. Schlussfolgerungen und Ausblick	39
6. Literaturverzeichnis	41

## Abkürzungsverzeichnis

aMSE	arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankung
BK	Berufskrankheit
BSE	Back-supporting exoskeleton
Bspw.	Beispielsweise
ca.	Circa
EMG	Elektromyographie
EXO	Versuchsbedingung aus Studie 2: nur Exoskelettmarker
$F_{\text{Beine}}$	Vom Exoskelett auf die Oberschenkel-Segmente übertragene Kraft
$F_{\text{Thorax}}$	Vom Exoskelett auf das Thorax-Segment übertragene Kraft
ggf.	Gegenebenfalls
ISO	Internationale Organisation für Normung
kg	Kilogramm
KI	Künstliche Intelligenz
L5	5. lumbaler Wirbelkörper
L5/S1	Gelenk zwischen L5 und S1
LBP	Low back pain
LUMB	Versuchsbedingung aus Studie 2: mit technischem Lumbalmarker
$M_{\text{Exoskelett}}$	Vom Exoskelett erzeugtes externes Drehmoment
mm	Millimeter
Mrd.	Milliarden
MSB	Muskel-Skelett-Belastungen
Nm	Newtonmeter
o.g.	Oben genannt
r	Abkürzung in Abbildungen: Hebelarm
S1	Sacrum
SD	Standard deviation
Vgl.	Vergleiche
z.B.	Zum Beispiel

## Abbildungsverzeichnis

**Abbildung 1:** Schematische Skizze einer Person beim Anheben einer Last mit einem passiven rückenunterstützenden Exoskelett. Um das Gelenk J erzeugt das System das Drehmoment  $M_{\text{Exoskelett}}$ , welches entlang der rigiden Strukturen  $B_1$  und  $B_2$  zu den Kontaktpunkten  $A_1$  und  $A_2$  geleitet wird. Dort entsteht zum Beispiel am Brust-Interface  $A_1$  entsprechend des Hebelarms  $r$  eine, in etwa posterior gerichtete, unterstützende Kontaktkraft  $F_{\text{Thorax}}$ . Diese ist abhängig von der Federkraft des Systems und unterstützt Nutzende beim Aufrichten. Das Exoskelett ist über den Beckengurt C am Körper befestigt. Die Gewichts- und resultierende Kraft am Beckengurt sind in dieser Skizze nicht berücksichtigt. .... 4

**Abbildung 2:** Schematische Übersicht zum Ablauf der Bestimmung des Unterstützungsmoments  $M_{\text{Exoskelett}}$  (lila Rahmen) durch integrierte Kraftmessungen. Die übertragenen Kontaktkräfte (rot) an einem Interface (hier beispielhaft für die Brust dargestellt), der Flexionswinkel des Exoskeletts (nicht eingezeichnet, bezieht sich auf die relative Änderung des Winkels in der Sagittalebene zwischen dem oberen und unteren starren Segment des Exoskeletts im Vergleich zum aufrechten Stand; siehe Abbildung 3) und der Hebelarm ( $r$ , orange) werden synchron erfasst. Darüber wird das beugewinkelabhängige Drehmoment  $M_{\text{Exoskelett}}$  (dunkelgrün) bestimmt. .... 8

**Abbildung 3:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 1) ..... **Fehler! Textmarke nicht definiert.**

**Abbildung 4:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 2) ..... 24

**Abbildung 5:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 3) ..... **Fehler! Textmarke nicht definiert.**

**Abbildung 6:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 4) ..... **Fehler! Textmarke nicht definiert.**

**Abbildung 7:** Qualitativ-visueller Vergleich unabhängig generierter Kennlinien (aus: Koopman et al., 2020; van Harmelen et al., 2022; Studie 1) des Exoskeletts Laevo v2.5. Für den dargestellten Vergleich wurden aus den ursprünglichen Abbildungen der Publikationen Referenz-Marker extrahiert (blau: 20 Nm für die y-Achse und orange: 100° für die x-Achse) und die Daten in einer gemeinsamen Darstellung entsprechend skaliert. Im Anschluss wurde noch der Offset des Flexionswinkels in den Kurven von Koopman et al. (2020) korrigiert und der Randbereich ab ca. 130° ausgeschlossen. Die Streubereiche der Flexions- bzw. Extensionskurven (rot) wurden farblich hinterlegt und ein mittlerer Verlauf (rot auf weiß) optisch geschätzt. Trotz des Einsatzes verschiedener Kraftsensoren, Messprotokolle und Bewegungsausführungen bilden die Kurven ein erkennbares, enges Cluster. .... **Fehler! Textmarke nicht definiert.**

## **Zusammenfassung der Dissertation**

In Anbetracht der hohen Prävalenz von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen erfahren industrielle Exoskelette als ergonomische Maßnahme zur Reduktion von Muskel-Skelett-Belastungen an Arbeitsplätzen in jüngerer Zeit eine verstärkte Aufmerksamkeit. Die körpergetragenen Assistenzsysteme erzeugen eine externe mechanische Unterstützung, die überlastungsgefährdete Körperstrukturen effektiv entlasten soll. Im spezifischen Fall rückenunterstützender Exoskelette wird ein externes Extensionsmoment um das Hüftgelenk erzeugt, wodurch ein Teil des auf den Thorax wirkenden Schwerkräftmoments kompensiert und die Belastung der Wirbelsäule reduziert werden soll. Diverse Untersuchungen zu rückenunterstützenden Exoskeletten konnten bisher eine generelle Wirksamkeit der Unterstützung nachweisen. In Laboranalysen mit vereinfachten Arbeitstätigkeiten konnten wiederholt Reduktionen relevanter Belastungsgrößen (muskuläre Aktivität, lumbale Gelenkmomente oder -kompressionskräfte) von ca. 5 - 30 % gezeigt werden. Die meisten dieser Untersuchungen haben dabei lediglich einzelne Systeme oder Belastungsgrößen analysiert, was die Anwendbarkeit dieser Erkenntnisse in der Praxis limitiert.

Aus diesem Grund wurden in der vorliegenden Arbeit mehrere rückenunterstützende Exoskelette (aktiv und passiv) sowohl bei statischen als auch dynamischen Tätigkeiten und in Bezug auf alle zuvor genannten Belastungsgrößen analysiert. Zunächst musste dafür die Exoskelett-spezifischen Unterstützung bestimmt werden. Zudem wurde ein invers-dynamischer Modellierungsansatz weiterentwickelt, um die Unterstützung in die Analyse miteinzubeziehen. Die Ergebnisse der Untersuchung offenbarten Tätigkeits- und Exoskelett-spezifische Unterschiede. Die getesteten passiven Systeme wiesen einheitliche und ihrer Unterstützungsleistung entsprechende Entlastungen für beide Tätigkeiten auf, wohingegen das aktive System bei der statischen Tätigkeit eine deutlich erhöhte Entlastung erreichte.

Im Rahmen der Untersuchung trat ein bis dato ungelöstes methodisches Problem zutage. Durch das Tragen der Exoskelette wurden für die Bewegungsanalyse essenzielle Beckenmarker verdeckt. Im Rahmen der Arbeit konnte ein Ansatz für die Rekonstruktion

dieser Marker entwickelt und validiert werden. Der so wiederhergestellte Status dient als universeller Ausgangspunkt für die Anwendung gängiger biomechanischer Modelle in zukünftigen Analysen.

Außerdem wurde eine systematische Analyse des Unterstützungseffekts bei der Ausführung von Arbeitsplatz-relevanten Tätigkeiten mit Körperasymmetrie durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass das getestete Exoskelett unabhängig von der Asymmetrie die sagittalen Lumbalmomente reduzieren kann. Eine zusätzliche Reduktion der frontalen und transversalen Gelenkmomente konnte auf eine angepasste Bewegungsausführung zurückgeführt werden.

Die durchgeführten Untersuchungen tragen zu einer differenzierten Betrachtung der Effekte rückenunterstützender Exoskelette bei. Die in diesem Kontext beobachteten Exoskelett- und Tätigkeits-spezifischen Unterschiede können in zukünftigen Untersuchungen genutzt werden, um die Auswahl passender Systeme für bestimmte Tätigkeiten zu verbessern. Darüber hinaus wurde ein Beitrag zur standardisierten Analyse rückenunterstützender Exoskelette geleistet werden. Die Anwendbarkeit etablierter Modelle wird künftig die Vergleichbarkeit gefundener Ergebnisse verbessern.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Analysen im Labor konnten einige neue Effekte beim Einsatz rückenunterstützender Exoskelette beleuchten, jedoch bestehen Einschränkungen in der Anwendbarkeit der gefundenen Ergebnisse im Feld. Dies verdeutlicht die Relevanz zukünftiger Forschungsinitiativen, die darauf abzielen, die Kluft zwischen Erkenntnissen aus dem Labor und der betrieblichen Praxis zu schließen. Empirische Feldstudien, wissenschaftlich begleitete Pilotprojekte oder umfassende Arbeitsplatzsimulationen könnten dazu beitragen, die Anwendbarkeit der Erkenntnisse zu erhöhen und eine potenziell nachhaltige und effektive Anwendung in industriellen Arbeitsumgebungen zu ermöglichen.



## Summary of the doctoral thesis

Given the high prevalence of work-related musculoskeletal disorders, industrial exoskeletons have recently received increased attention as an ergonomic measure to reduce musculoskeletal stress in the workplace. The body-worn assistance systems generate external mechanical support that is intended to effectively relieve body structures at risk of overloading. In the specific case of back-supporting exoskeletons, an external extension moment is generated around the hip joint to compensate a part of the gravitational moment acting on the thorax and reduce spinal loading. Several studies on back-supporting exoskeletons have demonstrated the general effectiveness of the support. Laboratory analyses with simplified work tasks have repeatedly shown reductions in relevant loading variables (muscle activity, lumbar joint moments or compression forces) of around 5 - 30%. Most of these studies have only analysed single systems or loading variables, which limits the applicability of these findings in a practical setting.

For this reason, the present thesis analysed several back-supporting exoskeletons (active and passive) during both static and dynamic activities and in relation to all of the aforementioned loading variables. First, the exoskeleton-specific support had to be determined and integrated into an inverse dynamic modelling approach to quantify its effect in the analysis.

The results of the investigation showed task- and exoskeleton-specific differences. The passive systems tested exhibited consistent unloading effects for both activities in line with their support performance. However, the active system achieved a significantly higher unloading effect for the static activity.

During the study, a previously unresolved methodological problem was encountered. Wearing the exoskeletons occluded pelvic markers essential for motion analysis. As part of this dissertation, an approach to reconstruct these markers was developed and validated. The reconstructed state serves as a universal starting point for the application of common biomechanical models in future analyses.

In addition, a systematic analysis of the support effect during work related activities with body asymmetry was performed. The results show that the tested exoskeleton can reduce sagittal plane lumbar moments regardless of asymmetry. An additional reduction in frontal and transversal plane joint moments was attributed to an adapted movement execution.

The studies conducted contribute to a more nuanced view of the effects of back-supporting exoskeletons. The exoskeleton- and task-specific differences observed can be used in future studies to help with the selection of suitable systems for specific activities. In addition, a contribution was made to the standardisation of the analysis of back-supporting exoskeletons. The applicability of established models will improve the comparability of results obtained in the future.

The laboratory analyses carried out as part of this thesis have revealed some new effects of back-supporting exoskeletons, but there are limitations in the applicability of these results in the field. This highlights the importance of future research initiatives aimed at bridging the gap between laboratory and occupational applications. Empirical field studies, scientifically supported pilot projects or comprehensive workplace simulations could help to increase the applicability of the findings and enable potentially sustainable and effective implementation in industrial work environments.

## 1. Einleitung

Industrielle Exoskelette wurden in den letzten Jahren zunehmend als ergonomische Hilfsmittel an Arbeitsplätzen untersucht. Sie wurden entwickelt, um die Belastung des Muskel-Skelett-Systems durch mechanische Unterstützung zu reduzieren. Exoskelette, die speziell für die Unterstützung des Rückens entwickelt wurden, werden derzeit als potenzielle Lösung für das Problem hochprävalenter arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen (aMSE) des Rückens im Fokus der Diskussion. Denn, trotz der in vielen Branchen zunehmenden Automatisierung müssen noch ca. 35 % der europäischen Beschäftigten regelmäßig schwer körperlich arbeiten (Eurofund, 2023) und ca. 40 % der Beschäftigten in Deutschland sind von regelmäßigen Rückenschmerzen betroffen (BAuA, 2024). Exoskelette werden direkt am Körper getragen und versprechen daher eine vielseitige Einsetzbarkeit an Arbeitsplätzen an denen gängige technische oder organisatorische Maßnahmen nicht wirksam oder umsetzbar sind. Der erfolgreiche Einsatz von Exoskeletten könnte folglich für betroffene Personen zu einer Verbesserung der Lebensqualität führen und potenziell einen Teil der durch aMSE verursachten jährlichen Produktionsausfallkosten von 24,7 Mrd. € (Beispiel: Deutschland, BAuA, 2024) reduzieren.

Untersuchungen zu rückenunterstützenden Exoskeletten haben gezeigt, dass diese bei der Ausführung belastender Tätigkeiten relevante Belastungsgrößen wie die muskuläre Aktivität, lumbale Gelenkmomente oder -kompressionskräfte um ca. 5-30% reduzieren können (Abdoli et al., 2006; Abdoli & Stevenson, 2008; Alemi et al., 2020; Glitsch et al., 2019; Kermavnar et al., 2021; Koopman et al., 2020; Madinei et al., 2020a). Die meisten dieser Untersuchungen wurden im Labor mit einzelnen Exoskelett-Modellen an simulierten Arbeitsplätzen und mit vereinfachten symmetrischen Tätigkeiten durchgeführt. Eine bislang unzureichend differenzierte Betrachtung der Tätigkeits-spezifischen Eignung verschiedener Exoskelette (Luger et al., 2021; Madinei et al., 2020b; Madinei et al., 2022) erschwert eine gezielte Auswahl passender Systeme für bestimmte Tätigkeiten; sowohl für Untersuchungen im Labor als auch

die Anwendung in der Praxis. Zudem fehlen systematische Untersuchungen von Exoskeletten bei realistischen Arbeitstätigkeiten mit komplexen, asymmetrischen Bewegungen.

Die vorliegende Arbeit hat daher das Ziel, anhand biomechanischer Analysen anwendungsbezogenes Wissen zur Wirksamkeit industrieller Exoskelette zu generieren. Im Rahmen der Arbeit sollen über einen Vergleich mehrerer rückenunterstützender Exoskelette Erkenntnisse für die Auswahl eines passenden Systems für eine Tätigkeit abgeleitet werden. Darüber hinaus werden durch die Analyse der Entlastungswirkung und der Bewegungsausführung bei praxisrelevanten Tätigkeiten mit Körperasymmetrie Erkenntnisse für die Anwendung in der Praxis generiert.

## **2. Wissenschaftlicher Hintergrund**

### **2.1. Exoskelette als ergonomisches Hilfsmittel**

Der Einsatz ergonomischer Hilfsmittel zielt auf das Management physischer Belastungen ab, mit dem Ziel, unerwünschte Beanspruchungen des Körpers zu vermeiden. Dabei ist zu berücksichtigen, dass sowohl zu niedrige als auch zu hohe Belastungen zu „[...] Störungen der Struktur und Funktion [...]“ (Hartmann, 2014) des Körpers führen können. Aus arbeitswissenschaftlicher Perspektive wird dies durch den U-förmigen Zusammenhang zwischen der Belastung und Beanspruchung beschrieben (Hartmann, 2014).

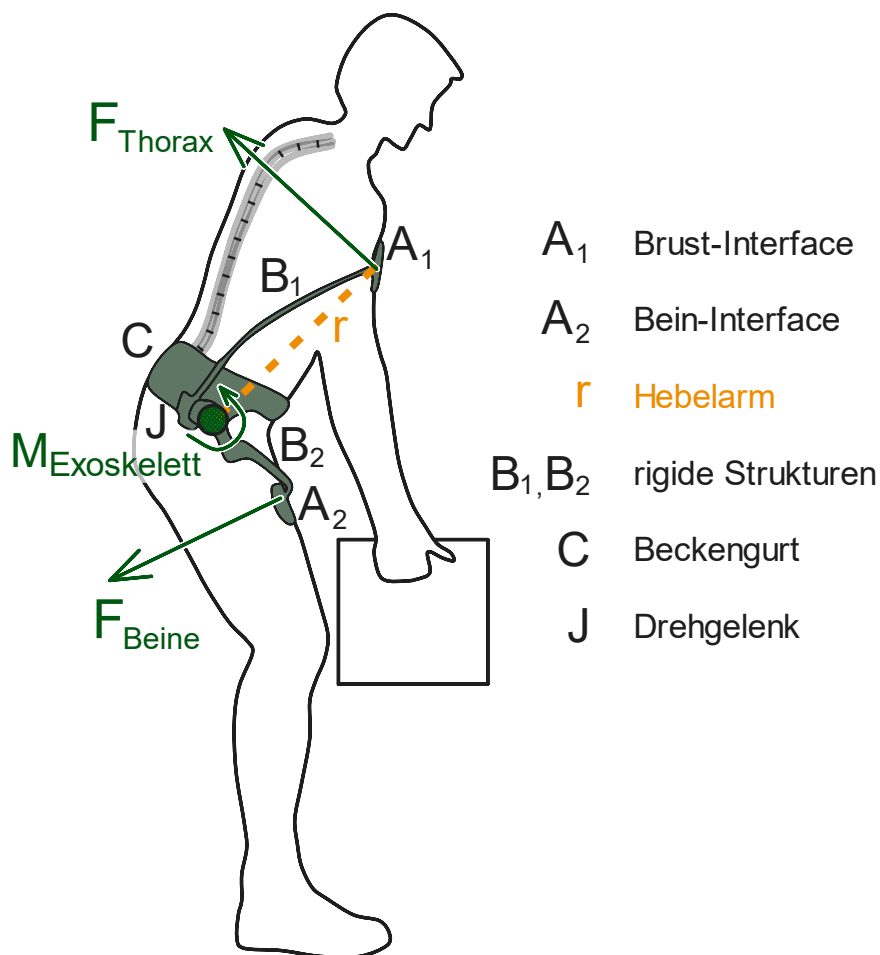
Gegenwärtig werden industrielle Exoskelette als vielversprechendes Hilfsmittel zur Reduktion von Muskel-Skelett-Belastungen (MSB) an Arbeitsplätzen mit hoher physischer Belastung betrachtet. Im Rahmen dieser Arbeit werden sie nach Schick (2018) als „[...] am Körper getragene Assistenzsysteme, die mechanisch auf den Körper einwirken“ definiert. Entlang ihrer rigiden Strukturen sollen Kräfte von überlastungsgefährdeten Gelenken im Körper auf vermeintlich robustere umverteilt werden. Das Ziel ihres Einsatzes besteht also darin, die Amplitude der Belastung, als ein zentrales Merkmal dieser, auf bestimmte Gelenke zu verringern. Im Gegensatz zu anderen etablierten ergonomischen Hilfsmitteln, wie

beispielsweise Hebehilfen oder Kranen, ist der Einsatz von Exoskeletten nicht an einen festen Arbeitsplatz gebunden. Ihr Einsatz ist dadurch in Bereichen wie der Logistik (z.B. Kommissionieren von Waren) oder Baubranche (z.B. Mauern), die sich häufig durch hohe physische Belastungen und wechselnde Arbeitsumgebungen auszeichnen, relevant.

Eine Zunahme des Interesses an industriellen Exoskeletten in den letzten Jahren hat zu einer Vielzahl kommerzieller Anbieter und verfügbarer Systeme geführt (*Exoskeletons Catalog*, 2024). Diese bieten inzwischen eine breite Palette an Spezifikationen für verschiedene Einsatzszenarien. In der Regel werden die Systeme nach ihrer Bauweise, der von ihnen unterstützten Körperregion und dem Antriebskonzept kategorisiert. Bezogen auf die Bauweise werden so genannte Soft-Exoskelette oder Exosuits, die den Körper mit Gummizügen und textilen Expandern umschließen, und die in dieser Dissertation untersuchten Exoskelette, mit einer namensgebenden, außenliegenden Stützstruktur aus rigiden Bauteilen unterschieden. Am weitesten verbreitet sind Exoskelette für die Entlastung der oberen Extremitäten und des Rückens. Diese Exoskelette, die auf die Unterstützung einzelner Körperregionen abzielen, stehen den Ganz-Körper-Exoskeletten gegenüber, die prinzipiell in der Lage sind, durch eine geschlossene kinetische Kette zusätzliche Lasten in den Boden abzuleiten. Allerdings wurden Ganz-Körper-Exoskelette bislang eher prototypisch entwickelt (Park et al., 2022b). Im Rahmen dieser Dissertation werden ausschließlich industrielle Exoskelette zur Rückenunterstützung thematisiert. Das Ziel dieser Systeme ist die Reduktion der Rückenbelastung beim wiederholten Anheben von Lasten oder dem längeren Halten einer Körperposition mit Rumpfvorbeuge. Dafür nutzen die Systeme meist entweder aktive Antriebe oder passive Feder-Systeme, um eine mechanische Unterstützung zu erzeugen, die auf den Körper übertragen wird. Die jeweiligen Antriebssysteme erzeugen dafür ein externes Extensionsmoment um das Drehgelenk – entweder durch batteriebetriebene Motoren (aktiv) oder die Speicherung und Freisetzung von potenzieller Energie in Federn (passiv). Über die rigiden Strukturen wird das Drehmoment an, folgend als Interfaces bezeichneten, Kontaktstellen als unterstützende, posterior gerichtete Kräfte auf den Thorax und die Beine

übertragen. Die Systeme sind dabei meist durch einen Gurt am Becken abgestützt (vgl. Abbildung 1). Eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise findet sich in Kapitel 2.2.

Die Perspektive für den Einsatz von Exoskeletten in der Industrie wird durch ihr Potential gebildet, die physische Belastung von Personen an körperlich belastenden Arbeitsplätzen zu reduzieren (de Looze et al., 2016; Kermavnar et al., 2021; Näf et al., 2018; Toxiri et al., 2019). Eine anhaltend hohe Prävalenz von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen und daraus resultierender Arbeitsunfähigkeit (BAuA, 2018, 2024) fungiert als treibende Motivation für die Entwicklung und den Einsatz industrieller Exoskelette als innovative Technologie. Das spezifische Ziel besteht in der Reduktion von mechanischen Belastungen auf die Wirbelsäule.



**Abbildung 1:** Schematische Skizze einer Person beim Anheben einer Last mit einem passiven rückenunterstützenden Exoskelett. Um das Gelenk J erzeugt das System das Drehmoment  $M_{\text{Exoskelett}}$ , welches entlang der rigiden Strukturen  $B_1$  und  $B_2$  zu den Kontaktpunkten  $A_1$  und  $A_2$  geleitet wird. Dort entsteht zum Beispiel am Brust-Interface  $A_1$  entsprechend des Hebelarms  $r$  eine, in etwa posterior gerichtete, unterstützende Kontaktkraft  $F_{\text{Thorax}}$ . Diese ist abhängig von der Federkraft des Systems und unterstützt Nutzende beim Aufrichten. Das Exoskelett ist über den Beckengurt C am Körper befestigt. Die Gewichts- und resultierende Kraft am Beckengurt sind in dieser Skizze nicht berücksichtigt.

Diese tragen maßgeblich zum Entstehen von Rückenschmerzen, degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen (Jäger, 2023) und darüber hinaus der in diesem Kontext relevanten Berufskrankheit Nr. 2108 (BMAS/BAuA, 2006) bei. In der biomechanischen Analyse der Belastungen auf die lumbale Wirbelsäule hat sich die Beurteilung der Gelenkmomente und -kompressionskräfte des am häufigsten betroffenen Gelenks, zwischen dem letzten lumbalen Wirbel (L5) und dem Kreuzbein (Sacrum; S1), etabliert (Jäger et al., 2001; Marras et al., 2001). Eine Kategorisierung situativer Belastungen erfolgt beispielsweise anhand der revidierten Dortmunder Richtwerte (Jäger, 2018) oder der retrospektive Analyse kumulativer Bandscheibendruckkräfte nach dem Mainz-Dortmunder-Dosismodell (Jäger et al., 1999). Beides sind etablierte arbeitswissenschaftliche Bewertungskriterien, die bei ergonomischen Arbeitsplatzanalysen zum Einsatz kommen.

Es sei jedoch angemerkt, dass bei der Erforschung von Exoskeletten bisher ihre grundsätzliche Wirkungsweise und die mechanische Interaktion von Exoskeletten mit dem Muskel-Skelett-System im Vordergrund standen. Perspektivisch ist eine Integration in die genannten oder weitere bestehende Bewertungsansätze denkbar. Da diese jedoch aus großen Datensätzen, Längsschnittstudien oder Meta-Analysen abgeleitet sind (vgl. bspw. Jäger, 2018), reichen die bisherigen, rein situativen, Analysen der biomechanischen Belastungen nicht aus, um eine präventive Wirkung der Systeme zu bestätigen (Steinhilber et al., 2020). Dennoch definieren die genannten Kriterien relevante Belastungsvariablen und liefern einen Kontext, in dem die Ergebnisse interpretiert werden können. Im Abschnitt 2.3 folgt eine Übersicht zu den bisherigen Erkenntnissen zur Reduktion von Belastungen der lumbalen Wirbelsäule durch rückenunterstützende Exoskelette.

Exoskelette können zusammenfassend als konzeptionell vielversprechendes ergonomisches Hilfsmittel eingeordnet werden. Das zugrundeliegende Wirkprinzip zielt darauf ab, die mit dem Pathomechanismus degenerativer Erkrankungen assoziierten mechanischen Belastungen der Wirbelsäule wirksam zu reduzieren.

## 2.2. Funktionsprinzip rückenunterstützender Exoskelette

Die Funktionsweise rückenunterstützender Exoskelette wird maßgeblich durch die Art der bereitgestellten Unterstützung bestimmt. Unabhängig von Konstruktions-bedingten Unterschieden wird ein externes Extensionsmoment ( $M_{\text{Exoskelett}}$  in Abbildung 1) um die Drehgelenke, welche auf Höhe der Hüftgelenke positioniert werden, erzeugt. Die Übertragung dieser Kontaktkräfte auf den Thorax ( $F_{\text{Thorax}}$  in Abbildung 1) und die Beine ( $F_{\text{Beine}}$  in Abbildung 1) erfolgt entlang der rigiden Stützstruktur. Eine wesentliche Unterscheidung zwischen aktiven und passiven Systemen liegt zunächst in ihrer Abhängigkeit von einer externen Energiequelle. Aktive Systeme werden meist über eine Batterie mit Energie versorgt werden, die gezielt zusätzlich abgerufen werden kann. Dies verspricht eine adaptive und individualisierbare Unterstützung, ist jedoch mit einem höheren Eigengewicht und der Notwendigkeit komplexer Regelungstechnik verbunden. Aktive Systeme erfassen Bewegungsdaten über Sensoren, um die Nutzerintention zu erkennen und das Unterstützungsverhalten entsprechend zu regeln. Einige Hersteller bezeichnen ihre Systeme als „lernend“, wobei durch den Einsatz von KI-Algorithmen eine Erkennung des Arbeitsumfeldes und der Bewegungsmuster von Nutzenden versprochen wird (German Bionic, 2024). Die externe Energieversorgung ermöglicht eine höhere Unterstützungsleistung, da im Gegensatz zu passiven Systemen kein Federwiderstand überwunden werden muss, der in seiner praktischen Anwendbarkeit begrenzt ist.

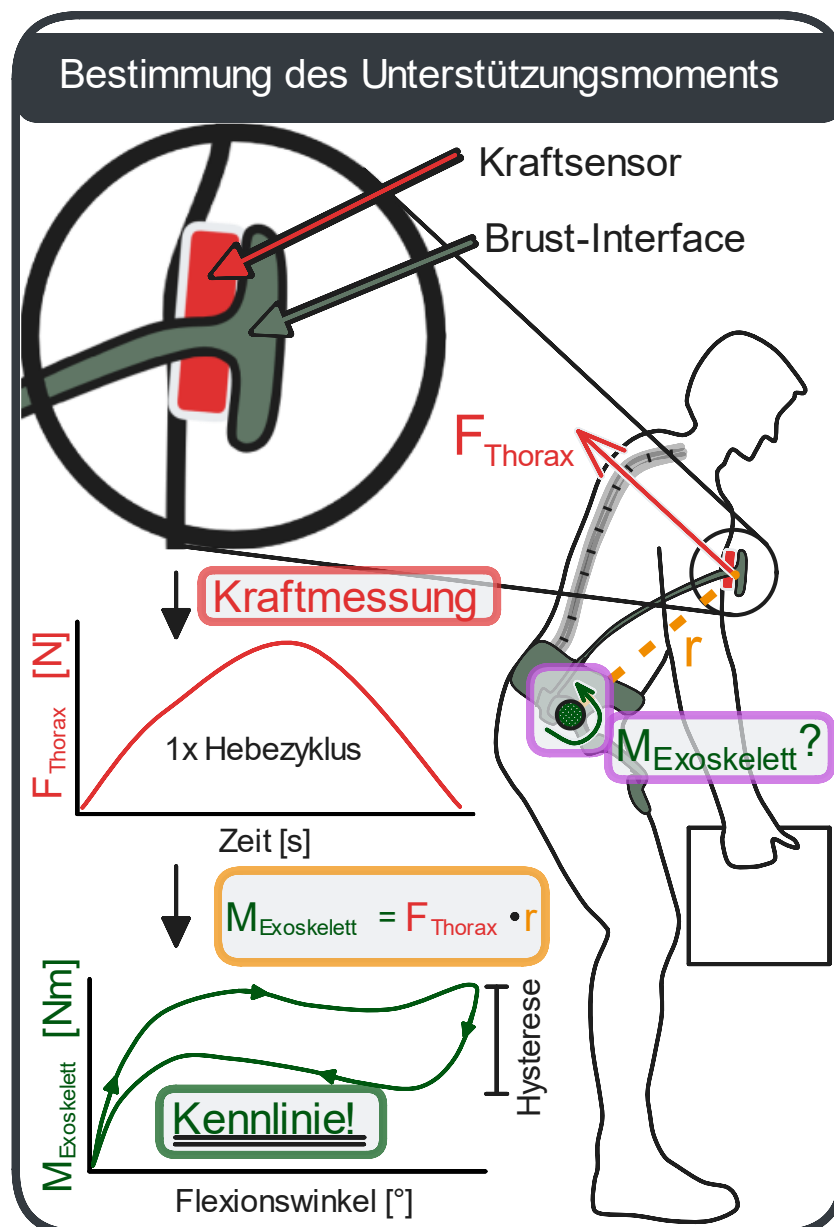
Im Gegensatz dazu bieten passive Exoskelette in der Regel keine dynamische Anpassungsmöglichkeit der Unterstützung. Eine Offset-Einstellung, mit welcher der Federmechanismus im aufrechten Stand vorgespannt oder bis zu einer bestimmten Winkelposition freigestellt werden kann, ist häufig die einzige Option. Sie dient der Anpassbarkeit an die individuelle Anthropometrie und bietet teilweise eine Möglichkeit grundsätzliche Modi, wie beispielsweise zum Gehen oder statischen Halten, auszuwählen. Die Federmechanismen in passiven Exoskeletten determinieren folglich bereits während der Konstruktion durch ihre Kennlinie das spätere, wiederholbare Verhalten. In der Analyse der Unterstützungswirkung ermöglicht dies die Berechnung des beugewinkelabhängigen



$M_{\text{Exoskelett}}$ . Für aktive Systeme wird dafür eine digitale Schnittstelle oder Sensoren im Motor benötigt.

Da  $M_{\text{Exoskelett}}$  ein zentraler Faktor für die biomechanische Modellierung und damit für diese Arbeit ist, folgt im nächsten Abschnitt ein Überblick über die bisherigen Forschungsbemühungen zu dessen Bestimmung. Die ersten Publikationen zur Bestimmung von Kennlinien passiver Exoskelette stammen von de Vries et al. (2019), Koopman et al. (2019) und Glitsch et al. (2019). In der Arbeit von Glitsch et al. (2019) wird ein Aufbau beschrieben, in dem das Drehmoment am Exoskelett-Gelenk isoliert über die Fixierung mit einer Schraubzwinde gemessen wurde. In den anderen Arbeiten findet sich hingegen ein integrierter Ansatz mit Messungen direkt am Körper, beim Tragen des Exoskeletts. de Vries et al. (2019) befestigten beispielsweise einen externen Kraftsensor am Interface zwischen Oberarm und Armschale eines Schulter-Exoskeletts, während Koopman et al. (2019) einen ähnlichen Ansatz am Brust-Interface eines Rücken-Exoskeletts verfolgten. Inspiriert von diesen Arbeiten wurde in einer Vorarbeit zu dieser Dissertation ebenfalls ein integrierter Ansatz entwickelt (Johns et al., 2021). Dieser Ansatz wurde im Verlauf des Promotionsprojekts eingesetzt und in verschiedenen Masterarbeiten weiterentwickelt (Krämer, 2024; Schultes, 2021; Varga, 2022; Werner, 2021). In den letzten Jahren gab es außerdem noch Publikationen von der Gruppe um Madinei et al. (2022) in welchen die Unterstützungswirkung aus Messungen in einem Dynamometer bestimmt wurde. Darüber hinaus wurde von einem Hersteller von Exoskeletten (Laevo Exoskeletons, Delft, Niederlande) ein White Paper zu dem Thema publiziert (van Harmelen et al., 2022). In diesem wurde ein automatisierter Teststand eingesetzt, bei dem eine Dummy-Puppe über ein Flaschenzugsystem von einer Zug-Druck-Maschine bewegt wurde. So lässt sich  $M_{\text{Exoskelett}}$  unter standardisierten Bedingungen erfassen. Der genannte Aufbau wurde in den Jahren nach der ursprünglichen Publikation verwendet, um verschiedene Exoskelette unterschiedlicher Hersteller zu testen. Trotz früherer Bemühungen von Nabeshima et al. (2018) und einer Bestrebung zur Standardisierung über die ISO 18646-4 (Nabeshima, 2020) existiert bislang kein flächendeckend etabliertes Verfahren. Die meisten in den o.g. Veröffentlichungen beschriebenen Ansätze folgen jedoch

dem in Abbildung 2 skizzierten generellen integrierten Ablauf zur Bestimmung von  $M_{\text{Exoskelett}}$ . Dieser Ablauf umfasst die Messung der Kontaktkräfte an einem der Interfaces und die Bestimmung des Hebelarms zum Drehgelenk, wodurch das vom Exoskelett erzeugte Moment bestimmt wird. Die Bestimmung der systemspezifischen Kennlinie als beugewinkelabhängiges Flexionsmoment erfolgt durch die zeitgleiche Messung des Beugewinkels des Exoskeletts (über beispielsweise Marker-basiertes Motion Capture). In den bisherigen Untersuchungen



**Abbildung 2:** Schematische Übersicht zum Ablauf der Bestimmung des Unterstützungsmoments  $M_{\text{Exoskelett}}$  (lila Rahmen) durch integrierte Kraftmessungen. Die übertragenen Kontaktkräfte (rot) an einem Interface (hier beispielhaft für die Brust dargestellt), der Flexionswinkel des Exoskeletts (nicht eingezeichnet, bezieht sich auf die relative Änderung des Winkels in der Sagittalebene zwischen dem oberen und unteren starren Segment des Exoskeletts im Vergleich zum aufrechten Stand; siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**) und der Hebelarm ( $r$ , orange) werden synchron erfasst. Darüber wird das beugewinkelabhängige Drehmoment  $M_{\text{Exoskelett}}$  (dunkelgrün) bestimmt.

wurde die Kennlinie in kontrollierten Vorversuchen mit symmetrischen Bewegungen bestimmt. Ein in diesem Kontext häufig diskutiertes Thema ist der Hysterese-bedingte Energieverlust, auf den unter anderem Glitsch et al. (2019); Koopman et al. (2019); Madinei et al. (2022) verweisen. Die in Abbildung 2 dargestellte Kennlinie ist der des häufig untersuchten Laevo v2.5 (Laevo Exoskeletons, Delft, Niederlande) nachempfunden. Dort ist erkennbar, dass in einem, den Pfeilen folgenden, Flexions-Extensions-Zyklus weniger Drehmoment beim Aufrichten erzeugt wird als beim Vorbeugen. Dies lässt auf Reibungseffekte in den Exoskelett-Gelenken oder zwischen den Polstern und dem Körper schließen, welche im Verlauf eines Hebezyklus für den Verlust eines signifikanten Teils der Energie im System sorgen. Koopman et al. (2020) haben in ihrer Untersuchung zudem für das o.g. Exoskelett Bewegungen in verschiedenen Geschwindigkeiten durchgeführt. Durch das Ausbleiben einer Geschwindigkeitsabhängigkeit haben sie die Vermutung geäußert, dass es sich vorrangig um Reibungs- und nicht Dämpfungseffekte handelt.

Die Kennlinie eines Exosketts bestimmt sein Verhalten und damit die bereitgestellte mechanische Unterstützung. Ein fundiertes Verständnis der Unterstützungseigenschaften ist somit entscheidend für die Bewertung der Wirksamkeit bei der Rückenentlastung. Um die in Kapitel 2.1 erläuterten mechanischen Belastungen abzubilden und daraus eine mögliche Reduktion durch das Exoskelett abzuleiten, sind biomechanische Modelle erforderlich. In diesen Modellen kann die Unterstützung des Exosketts als externe Kraft berücksichtigt werden, vergleichbar mit den gängig genutzten Bodenreaktionskräften (vgl. Robertson et al., 2014, p. 80). Nach diesem Abschnitt zu den Grundlagen der Funktionsweise und Unterstützung, folgt im nächsten Abschnitt eine Übersicht zu den bisherigen Erkenntnissen zur Wirkung der Unterstützung auf verschiedene relevante Belastungsgrößen.

## **2.3. Entlastung der lumbalen Wirbelsäule durch Exoskelette**

Aus biomechanischer Perspektive wird die Effektivität eines rückenunterstützenden Exoskeletts in der Reduktion von auf die lumbale Wirbelsäule wirkenden Belastungen gemessen. Wie in Abschnitt 2.1 dargelegt, sind diese (insbesondere die Bandscheibenkompressionskräfte) fest mit dem Entstehen von Rückenschmerzen und degenerativen Erkrankungen assoziiert (BAuA, 2024; BMAS/BAuA, 2006; Jäger, 2023). In Analysen zu rückenunterstützenden Exoskeletten finden sich verschiedene Ansätze, um den Effekt der Unterstützung zu quantifizieren. Im Wesentlichen beziehen sie sich auf die Untersuchung der muskulären Aktivität der rückenstreckenden Muskulatur und die modellhafte Berechnung mechanischer Belastungen an Zwischenwirbelgelenken. In einer Übersichtsarbeit zu rückenunterstützenden Exoskeletten berichten Kermavnar et al. (2021), dass die muskuläre Aktivität mit 26 Nennungen in 33 analysierten Veröffentlichungen am häufigsten untersucht wurde. Lumbale Gelenkmomente und Kompressionskräfte wurden hingegen nur in sechs bzw. fünf der analysierten Studien thematisiert.

### **2.3.1. Effekte auf die muskuläre Aktivität**

Die hohe Anzahl an Untersuchungen, die sich mit der muskulären Aktivität beschäftigen, ist vermutlich auf die flexible Erhebung der Daten mittels Elektromyographie (EMG) zurückzuführen. Bipolare Elektroden werden dafür auf die Haut über den zu untersuchenden Muskel geklebt. Dieses Verfahren zur Bestimmung der elektrischen Aktivität der Muskulatur ist nicht-invasiv und trotz angelegtem Exoskelett häufig anwendbar. Deshalb werden die mittels EMG erhobenen Daten im Kontext von Exoskeletten als funktionaler Parameter zur Quantifizierung der Belastungsänderung genutzt. Da es in dynamischen Situationen in der Regel kein direktes Verhältnis zwischen muskulärer Aktivität und erzeugter Kraft der Muskulatur gibt, gelingt dies nur über den Vergleich zu einer Referenzmessung. Eine Reduktion der muskulären Aktivität zwischen zwei vergleichbaren Situationen, z.B. dem Heben derselben Last mit und ohne Exoskelett, kann als indirekter Marker für eine reduzierte

(mechanische) Belastung betrachtet werden. Eine alleinige EMG-Messung erlaubt somit keine Aussage über die absolute Höhe der Belastung, sie kann jedoch dazu beitragen die physiologische Antwort des Körpers auf die externe Unterstützung zu verstehen.

Bisherige Untersuchungen zur muskulären Aktivität bei der Verwendung rückenunterstützender Exoskelette konnten Reduktionen beim symmetrischen Heben und Halten von Lasten im Streubereich von 6 – 48 % finden (Kermavnar et al., 2021). Mit im Mittel 25 % (Bereich: 6 - 48%) Reduktion erzielten aktive Exoskelette (11 Studien) dabei etwas bessere Ergebnisse als passive Systeme (16 Studien; Mittelwert: 18 %; Bereich: 6 – 35 %). Darüber hinaus wurden in den im Review von Kermavnar et al. (2021) zusammengefassten Studien teilweise unterschiedliche Hebetechniken oder Bewegungsaufgaben untersucht. So konnten von Alemi et al. (2019) beispielsweise leichte Unterschiede zwischen dem sogenannten „stoop lifting“ (Heben mit geraden Beinen; mittlere Reduktion 25,9 %) und „squat lifting“ (Heben aus den Beinen; mittlere Reduktion: 31,4 %) gefunden werden. Als eine von wenigen Studien wurde hier zudem das Heben mit Körperasymmetrie analysiert, was besonders für eine Beurteilung realistischer Arbeitstätigkeiten relevant sein kann. Dabei wurde eine zu den symmetrischen Bewegungen vergleichbare Reduktion von 29,5 % gefunden. In einer Folgestudie desselben Autors zeigten sich bei einem direkten Vergleich jedoch diesbezüglich Exoskelett-spezifische Unterschiede. In der Studie von Alemi et al. (2020) wurde für eins von zwei getesteten passiven Exoskeletten beim symmetrischen Heben im Stehen eine deutlich höhere Reduktion (Exoskelett 1: - 24 %; Exoskelett 2: - 17 %) berichtet als für asymmetrisches (Exoskelett 1: - 13 %; Exoskelett 2: - 15 %). Die genannten Studien weisen insgesamt eine Reduktion der EMG-Aktivität bei Hebetätigkeiten nach, wobei sowohl die Bewegungsart als auch das Exoskelett-Design die Höhe der Entlastung beeinflussten.

In zahlreichen Studien wurden Reduktionen der Aktivität der rückenstreckenden Muskulatur von bis zu 50 % (Alemi et al., 2019; Bosch et al., 2016; De Bock et al., 2022; Frost et al., 2009; Glitsch et al., 2019; Graham, 2008; Huysamen et al., 2018; Kazerooni et al., 2019; Luger et al., 2023; Moya-Esteban et al., 2022; Reimeir et al., 2023; Schwartz et al., 2023; Tetteh et al.,

2022; Ulrey & Fathallah, 2013; van Sluijs et al., 2023) dokumentiert. Ohne Berücksichtigung der Kinematik ist die zugrundeliegende Annahme, dass die auf die Wirbelsäule wirkenden Kompressionskräfte hauptsächlich durch die Aktivität der Rückenmuskulatur erzeugt werden, jedoch nur bedingt gerechtfertigt. Wie von Ulrey and Fathallah (2013) in Bezug auf Exoskelette berichtet, verstärkt deren Einsatz bei Positionen mit tiefer Rumpfflexion das Auftreten des sogenannten „flexion-relaxation“ Phänomens. Unabhängig von der Präsenz eines Exoskeletts generieren hier passive Strukturen einen großen Teil des von der Person erzeugten Extensionsmoments in der Wirbelsäule, während sich die Muskulatur entspannt, bis die Extension eingeleitet wird. Wenn sich durch die Verwendung eines Exoskeletts die Kinematik verändert, muss eine Reduktion des EMG-Signals also keine Reduktion der Wirbelsäulenbelastungen bedeuten.

Die Erhebung von EMG-Daten ist auch mit vielen rückenunterstützenden Exoskeletten einfach durchführbar. Dadurch gibt es eine große Verfügbarkeit an Ergebnissen, die eine Reduktion der muskulären Aktivität in einem Streubereich von 6 - 48 % berichten. Da die Interpretation von lediglich EMG-Daten jedoch eingeschränkt ist, hat sich in den letzten Jahren eine Analyse in Kombination mit kinetischen Belastungsgrößen etabliert. Diese erlaubt die Unterscheidung von rein muskulären Effekten und solchen, die die mechanische Belastung der Wirbelsäule betreffen.

### **2.3.2. Effekt auf die mechanische Belastung der Wirbelsäule**

Um Aussagen über die mechanische Belastung der Wirbelsäule machen zu können, werden diese in der Regel mit Hilfe biomechanischer Modelle berechnet. Wie in Abschnitt 2.1 dargelegt, werden repräsentativ für die Belastungen der lumbalen Wirbelsäule in der Regel intersegmentale Gelenkmomente und -kompressionskräfte zwischen den Segmenten L5 und S1 berichtet. Für die Modellierung der Unterstützungswirkung rückenunterstützender Exoskelette existieren verschiedene Ansätze. In den für diese Arbeit am relevantesten, invers-dynamischen Modellen, werden auf Basis von kinematischen Bewegungsdaten, den

Trägheitseigenschaften beteiligter Segmente (aus anthropometrischen Modellen) und ggf. externen Kräften, intersegmentale Gelenkmomente berechnet. Die Marker-basierte Bewegungsanalyse gilt dabei als Goldstandard für die Erhebung kinematischer Daten. Im Gegensatz zu festen Sensorkonstellationen aus Inertialsensor-basierten Systemen, sind gängige Marker Sets einfach individualisierbar und lassen sich um Marker auf den Exoskeletten ergänzen. Dies ermöglicht die Bestimmung des Exoskelett-Flexionswinkels für die Modellierung der Unterstützungswirkung.

Bei der Analyse mit passiven Exoskeletten kommt hier die in Abschnitt 2.2 besprochene Beugewinkel-abhängige Drehmoment-Kennlinie zum Einsatz. Für aktive Systeme ist es erforderlich das Unterstützungsmoment aus der Motorsteuerung ausgelesen werden. Mittels zusätzlicher Marker kann der Hebelarm zwischen Drehgelenk und Kraftangriffspunkt, also den Interfaces auf den Thorax- bzw. Oberschenkel-Segmenten, bestimmt werden. Darüber hinaus kann die dort wirkende Kontaktkraft bestimmt und zur Berechnung von Gelenkmomenten als externe Kraft an entsprechende Segmente im Kettenmodell gekoppelt werden.

In der wissenschaftlichen Literatur werden Reduktionen der lumbalen Extensionsmomente beim Tragen rückenunterstützender Exoskelette von ca. 3 bis 23 % berichtet (Abdoli & Stevenson, 2008; Auer et al., 2022; Glitsch et al., 2019; Koopman et al., 2020; Koopman et al., 2019; Madinei & Nussbaum, 2023; Schmalz et al., 2022; Tröster et al., 2022). Unterschiede zeigen sich in Bezug auf die ausgeführten Tätigkeiten oder der Reduktionen von Spitzen- im Vergleich zu Mittelwerten. In zwei Studien zum gleichen Exoskelett wurden von Koopman et al. (2019, 2020) Reduktionen beim Heben einer 10 kg Last von 5-10 % und beim Halten einer statischen Vorbeuge ohne Last von 15-20 % beobachtet. Während das Lastgewicht hier vermutlich ausschlaggebend für diesen Unterschied war, sind beide Tätigkeiten für sich genommen an industriellen Arbeitsplätzen erwartbar. Die Ergebnisse von Koopman et al. (2019, 2020) zeigen, dass kein generell gleicher Entlastungseffekt angenommen werden kann. Die Ergebnisse der Untersuchung von Glitsch et al. (2019) unterstützen dies. Dort konnte gezeigt werden, dass der Entlastungseffekt beim Heben (20 kg) von einer ergonomischen

(- 11 % Lumbalmoment) im Vergleich zu einer tiefen (- 20 % Lumbalmoment) Höhe reduziert ist. Zudem argumentieren Glitsch et al. (2019) in ihrer Studie, dass während für auftretende Spitzenbelastungen häufig größere Entlastungen (hier: 11 - 20 %) festgestellt werden, die mittlere Entlastung „über die gesamte zu unterstützende Tätigkeit“ (hier: 6 – 8 %) jedoch eine größere Praxisrelevanz aufweist.

Obwohl die lumbalen Gelenkmomente eine nützliche Größe für die Beurteilung der Entlastungswirkung der Exoskelette darstellen, werden in ergonomischen Arbeitsplatzuntersuchungen häufig intersegmentale Kompressionskräfte in der Wirbelsäule analysiert. Wie in Abschnitt 2.2 dargelegt, bildet die kumulative Dosis der Kompressionsbelastung im Arbeitsleben die Grundlage für eine Bewertung der Belastung im Sinne der Berufskrankheit (BMAS/BAuA, 2006). Obwohl die bisherigen Erkenntnisse zur situativen Entlastungswirkung rückenunterstützender Exoskelette diese Beurteilung noch nicht ermöglichen, stellt die Analyse der reduzierten Kompressionsbelastungen eine Verbindung zur ergonomischen Analyse der Belastungen dar. Um die Kompressionskräfte auf Basis der Gelenkmomente modellieren zu können, muss die Komplexität der Modellierung erhöht werden, wofür ein Modell der gelenkumspannenden aktiven und ggf. auch passiven Strukturen benötigt wird. Über Annahmen zum Verlauf und den Hebelarmen der Muskulatur werden aus dem zunächst bestimmten externen Gelenkmoment die benötigten Muskelkräfte berechnet, durch die das entgegengesetzte interne Muskelkraftmoment erzeugt wird.

In der Übersicht von Kermavnar et al. (2021) werden Reduktionen der modellierten Wirbelsäulenkompressionskräfte in einem Bereich von 14 bis 22 % berichtet. In zwei weiteren Untersuchungen zeigen die Ergebnisse des mit EMG-Daten angetriebenen Modells von (Koopman et al., 2020) und des komplexen Ganzkörper-Modells (AnyBody Modelling System), das bei Madinei and Nussbaum (2023) eingesetzt wurde, zum Laevo v2.5 Exoskelett ähnliche Reduktionen der lumbalen Kompressionskräfte von 7,3 % und 9,5 %. In einer weiteren Veröffentlichung beschreiben Koopman et al. (2019) Reduktionen der L5/S1 Kompressionskräfte durch dasselbe Exoskelett beim statischen Halten ohne Zusatzgewicht



von ca. 20 %. In der Studie von Schmalz et al. (2022) werden für ein anderes Exoskelett ca. 20 % Reduktion der L5/S1 Kompressionskräfte für eine repetitive Hebeaufgabe mit 10 kg berichtet.

Die mechanischen Belastungen der Wirbelsäule werden zusammenfassend über die Beurteilung der lumbalen Gelenkmomente und Kompressionskräfte analysiert. Durch den Modellierungsaufwand sind jedoch nur begrenzte Ergebnisse verfügbar. Für symmetrische Lastenhandhabungen konnten jedoch ähnliche Reduktionen der Gelenkmomente im Bereich von 3 - 23 % und für die Kompressionskräfte von 5 - 20 % wiederholt beobachtet werden. Allerdings sind sowohl bei den lumbalen Gelenkmomenten als auch bei den Kompressionskräften Unterschiede zwischen den Exoskeletten und Tätigkeiten zu beobachten. Da häufig nur einzelne Exoskelette untersucht wurden und es keine standardisierten Testprotokolle oder Modellansätze existieren, gibt es bisher wenig Ansätze zur Systematisierung dieser spezifischen Unterschiede.

### **2.3.3. Einfluss auf die Kinematik**

Exoskelette sind als ergonomisches Hilfsmittel konzipiert, die in bestehende Arbeitsumgebungen integriert werden sollen. Idealerweise resultieren daraus nur minimale Auswirkungen auf die Ausführung der Arbeitstätigkeiten oder Anpassungen der Arbeitsorganisation auftreten. Neben einer Beurteilung des Einflusses rückenunterstützender Exoskelette auf die Wirbelsäulenbelastung, ist es daher unerlässlich mögliche Veränderungen der Bewegungsausführung zu berücksichtigen (de Looze et al., 2016). Etwaige Veränderungen in der Bewegungsausführung könnten die Akzeptanz bei den Nutzenden negativ beeinflussen oder eine räumliche Anpassung des Arbeitsplatzes erfordern. Beides würde auch bei adäquater Entlastung des Rückens eine erfolgreiche und nachhaltige Einführung der Systeme erschweren.

Bisher gibt es insgesamt wenig und keine eindeutigen Ergebnisse zum Einfluss rückenunterstützender Exoskelette auf die Kinematik. So wurde beispielsweise von Picchiotti

et al. (2019) und Abdoli et al. (2006) keine Veränderungen in der Kinematik berichtet. Demgegenüber wurden in den Untersuchungen von Baltrusch et al. (2019), Luger et al. (2021, 2023), Madinei et al. (2020a) und Ulrey and Fathallah (2013) kleine, jedoch konsistente Veränderungen in Richtung einer reduzierten Rumpfflexion und größerer Hüft- und Kniewinkel gefunden. Zudem wurde von Madinei et al. (2020a) eine reduzierte Winkelgeschwindigkeit bei einer Hebetätigkeit festgestellt. Obwohl in einigen dieser Studien ähnliche Ergebnisse berichtet werden, lässt sich kein direkt vorhersagbarer Einfluss kinematischer Veränderungen auf die Belastungssituation oder Akzeptanz ableiten. Da zudem unterschiedliche Exoskelette und Tätigkeiten untersucht wurden, können die beobachteten Ergebnisse nicht verallgemeinert werden. In einigen der Studien wurden verschiedene Ansätze zur Interpretation der beobachteten Veränderungen aufgezeigt. Auf der einen Seite wird aus Perspektive der Nutzenden im Sinne eines ergonomischeren Hebens, durch bspw. weniger Hüftflexion, argumentiert (Glitsch et al., 2019; Novak et al., 2023; Ulrey & Fathallah, 2013). Andererseits wird die Notwendigkeit der Anpassung der Körperhaltung entgegen der „normalen“ Situation ohne Exoskelett hervorgehoben und in Bezug auf die Akzeptanz kritisch gesehen (Baltrusch et al., 2019; Luger et al., 2021).

Für die Beurteilung der Unterstützungswirkung von Exoskeletten ist es darüber hinaus auch von Bedeutung, mögliche Reduktionen der Belastung auf Grund einer veränderten Bewegungsausführung von solchen, die durch die mechanische Unterstützung erzeugt werden, abzugrenzen. In einigen Studien wurde dazu das Bruttogelenkmoment beurteilt (Koopman et al., 2019, 2020), welches als Gesamtmoment, also ohne Berücksichtigung der Exoskelett-Unterstützung verstanden werden kann.

Eine eindeutige Einschätzung zum Einfluss rückenunterstützender Exoskelette auf die Kinematik kann bisher nicht gegeben werden. Auch bei der Interpretation der teilweise beobachteten Veränderungen gibt es in der Literatur verschiedene Perspektiven. Insbesondere der Einfluss auf die Akzeptanz und Belastungssituation sollten in zukünftigen Studien untersucht werden.

### 3. Übersicht des Promotionsprojekts

Im folgenden Kapitel wird zunächst aus dem präsentierten wissenschaftlichen Hintergrund eine Problemstellung und Leitfragen für diese Dissertation abgeleitet. Eine Kurzvorstellung der für diese Dissertation relevanten Publikationen leitet deren Präsentation in vollständiger Länge ein. Begleitet wird diese Vorstellung durch eine sukzessiv gefüllte Informationsgrafik, die die zentralen Erkenntnisse der Voruntersuchungen zur Kennlinie und der einzelnen Publikationen übersichtlich visualisiert.

#### 3.1. Problemstellung

Die generelle Wirksamkeit rückenunterstützender Exoskelette bei der Reduktion von Muskel-Skelett-Belastungen der lumbalen Wirbelsäule konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden. Bei isolierten Tätigkeiten bewirkt die externe Unterstützung eine relevante Entlastung betroffener Strukturen in der Wirbelsäule. Da mechanische Belastungen der Wirbelsäule mit der Entstehung von Rückenschmerzen und degenerativen Erkrankungen assoziiert sind, bildet der Nachweis dieser Entlastungswirkung, in Abwesenheit belastbarer medizinischer Evidenz, die Basis ihrer Legitimation als potenzielles ergonomisches Hilfsmittel. Trotz eines in letzten Jahren verstärkten öffentlichen Interesses und der Verfügbarkeit diverser kommerzieller Systeme ist eine weitflächige Verbreitung rückenunterstützender Exoskelette an industriellen Arbeitsplätzen nicht erfolgt. Das zentrale Ziel dieses Promotionsprojektes bestand daher in der Vertiefung des anwendungsbezogenen Wissens zu rückenunterstützenden Exoskeletten durch biomechanische Analysen der Tätigkeitsspezifischen Unterstützungswirkung sowie der Weiterentwicklung von Untersuchungsansätzen das zu vertiefen.

In der aktuellen Literatur wird eine Reduktion relevanter Belastungsgrößen, wie der muskulären Aktivität oder lumbaler Gelenkmomente bzw. -kompressionskräfte, von ca. 5 bis 30 % beschrieben. Diese Ergebnisse stehen jedoch einem Feld heterogener

Ergebnisse zur Wechselwirkung der Exoskelette mit unterschiedlichen externen Faktoren gegenüber; z.B. der Dynamik Koopman et al. (2019, 2020), Asymmetrie (Alemi et al., 2019; Madinei et al., 2020a) und dem Bewegungsausmaß (Glitsch et al., 2019) der ausgeführten Tätigkeiten, geschlechtsspezifischen Einflüssen (Madinei et al., 2020a, 2020b; Madinei & Nussbaum, 2023) oder den bewegten Lastgewichten (Glitsch et al., 2019). Der Fokus bisheriger Untersuchungen lag auf Laborstudien, in denen meistens einzelne Exoskelette bei isolierten Hebetätigkeiten untersucht wurden, mit dem Ziel den Nachweis der generellen Entlastungswirkung zu erbringen. Die spezifischen o.g. Wechselwirkungen zeigen jedoch, dass Transferwissen zur Ableitung der Eignung bzw. Auswahl von spezifischen Exoskeletten für bestimmte Tätigkeiten fehlt. Um dem übergeordneten Ziel dieses Forschungsfeldes, der effektiven Reduktion von Muskel-Skelett-Belastungen an industriellen Arbeitsplätzen, näher zu kommen, muss der Einfluss von System- und Unterstützungseigenschaften und die passende Zuordnung zu bestimmten Tätigkeiten besser verstanden werden. Nur so kann eine erfolgreiche und nachhaltige Integration von Exoskeletten an industriellen Arbeitsplätzen gelingen.

Folgende Leitfragen ergaben sich daher für die vorliegende Dissertation:

1. Welche Tätigkeits-spezifische Entlastungswirkung haben Exoskelette mit verschiedenen Unterstützungseigenschaften bei grundlegenden Tätigkeitsformen wie Heben und Halten? (Studie 1)
2. Wie kann eine universelle Ausgangssituation für die Anwendung biomechanischer Modelle, trotz Verdeckung essentieller Beckenmarker, sichergestellt werden? (Studie 2)
3. Welchen Einfluss hat die uniplanare Unterstützung rückenunterstützender Exoskelette auf die Belastung und Bewegungsausführung bei arbeitsplatztypischen Tätigkeiten mit Körperasymmetrie? (Studie 3)

### 3.2. Kurzübersicht der Studien

**Studie 1** *Biomechanical analysis of different back-supporting exoskeletons regarding musculoskeletal loading during lifting and holding.*

Johns, J., et al. (2024). J Biomech **168**: 112125.

Zu Beginn des Promotionsprojekts gab es verschiedene Veröffentlichungen, die einen generellen Entlastungseffekt rückenunterstützender Exoskelette nachgewiesen haben. Die Mehrzahl dieser Untersuchungen hat sich dabei jedoch entweder auf einzelne Exoskelette fokussiert (Baltrusch et al., 2020; Glitsch et al., 2019; Koopman et al., 2020; Koopman et al., 2019; Näf et al., 2018; Panero et al., 2021; Park et al., 2020; Reimeir et al., 2023; Schmalz et al., 2022; van Sluijs et al., 2023) oder vorrangig die muskuläre Aktivität analysiert (Alemi et al., 2019; Reimeir et al., 2023; Ulrey & Fathallah, 2013). Der erste Teil des Promotionsprojektes zielte darauf ab, eine Ergebnismatrix aus drei Exoskeletten (2 x passiv, 1 x aktiv), zwei Tätigkeiten (Heben, Halten) und drei Belastungsgrößen (muskuläre Aktivität, L5/S1 Gelenkmomente, L5/S1 Kompressionskräfte) mit einem gemeinsamen Probandenkollektiv und Versuchsdesign zu füllen. Durch die vergleichende Betrachtung sollten dabei Aussagen über Unterschiede in der Tätigkeits-spezifischen Eignung der verschiedenen Exoskelette ermöglicht werden. Es konnte gezeigt werden, dass die beiden passiven Systeme entsprechend ihrer Kennlinie konsistente Entlastungseffekte für beide Tätigkeiten erzielen konnten. Das aktive System hingegen zeigte aufgrund der Motorsteuerung bei den dynamischen Hebetätigkeiten eine gewisse Latenz, die den Entlastungseffekt verminderte. Bei der statische Halteaufgabe konnte das aktive System ohne diesen Einfluss die höchsten Entlastungen erreichen.

Die Bestimmung der Exoskelett-spezifischen Unterstützung und deren Integration in ein invers-dynamisches Modell war eine Voraussetzung für die Auswertungen im Rahmen dieser Arbeit. Beide Aspekte sind in der Veröffentlichung beschrieben und in der Übersicht in

Abbildung 3 dargestellt. Dies stellt zusätzlich zur Beantwortung der Forschungsfrage einen weiteren relevanten Beitrag zur Forschung an industriellen Exoskeletten dar.

**Studie 2**     *Reconstruction of occluded pelvis markers during marker-based motion capture with industrial exoskeletons.*

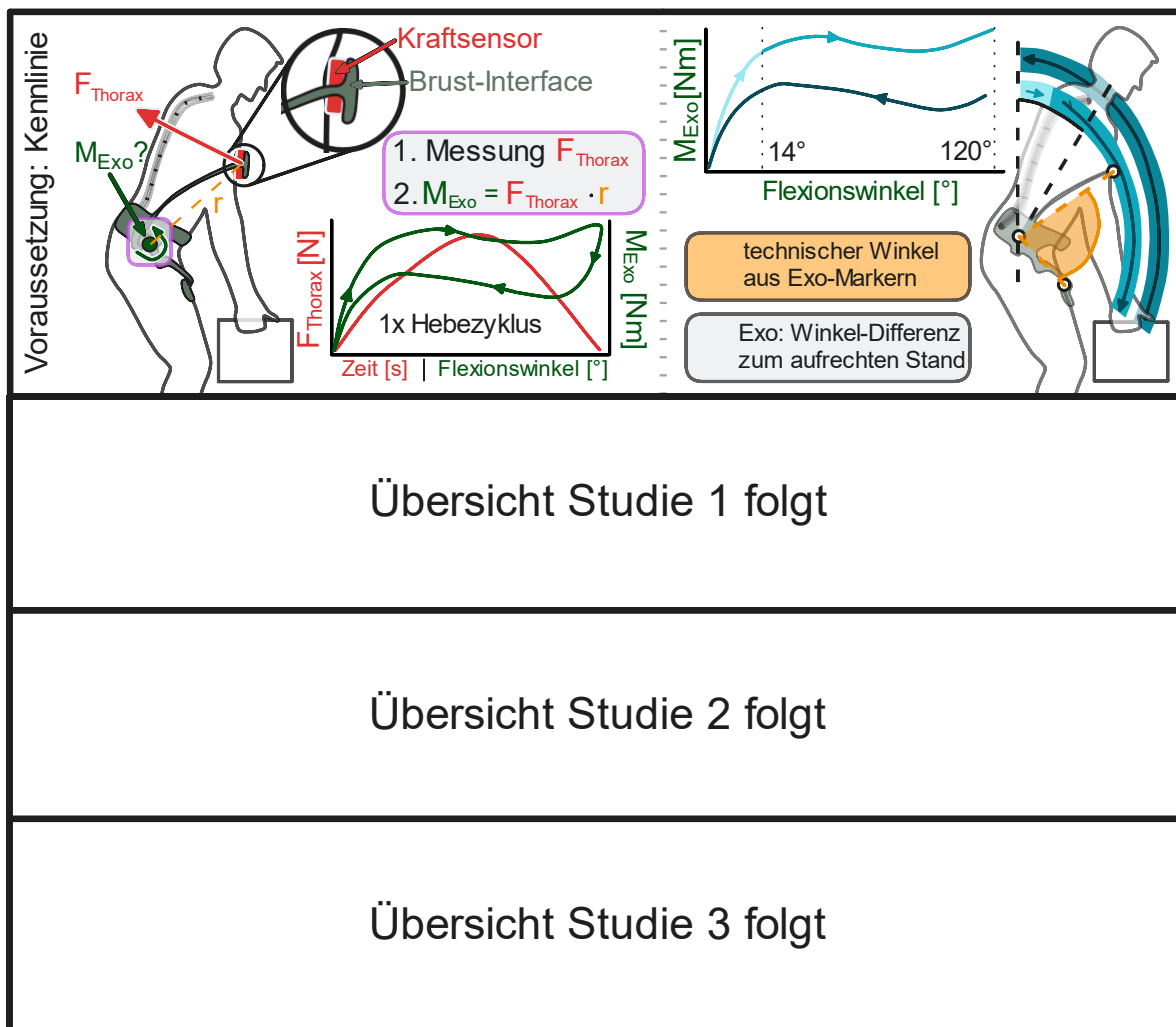
Johns, J., et al. (2025) Comput Methods Biomech Biomed Engin **28**(1): 79-89.

Im Rahmen der Datenerhebung von Studie 1 ist ein bis dato ungelöstes methodisches Problem aufgekommen. Beim Tragen der Exoskelette lassen sich nicht alle, in Laboruntersuchungen üblichen, reflektiven Marker für die Bewegungsanalyse anbringen. Dies ist auf den Beckengurt der Exoskelette zurückzuführen, der je nach individueller Anthropometrie das Anbringen essenzieller Beckenmarker verhindert. Obwohl in vergleichbaren Untersuchungen dieses Problem bisher berichtet wurde, ist es bisher nicht systematisch gelöst worden. Bisherige Ansätze zur Lösung umfassen die die Nutzung vereinfachter Modellierungsmethoden (Gorsic et al., 2022; Koopman et al., 2019; Park et al., 2022a) um das Problem zu vermeiden oder die Anwendung eines isometrischen Rekonstruktionsansatzes auf Basis am Exoskelett befestigter Marker. Bei letzterem muss jedoch durch bekannte Relativbewegungen des Exoskeletts am Körper ein unbekannter Fehler hingenommen werden (Glitsch et al., 2019; Graham et al., 2011; Näf et al., 2018; Schmalz et al., 2022). Ziel des zweiten Abschnitts der Promotion war es daher, eine robuste Methode zu entwickeln und zu validieren, mit der die betroffenen Marker präzise rekonstruiert werden können. Mittels der Einführung eines ergänzenden technischen Markers im Lumbalbereich gelang es, die translatorischen Freiheitsgrade der Relativbewegung zwischen dem Körper und dem Exoskelett einzuschränken und die Marker zu rekonstruieren. Die Anwendung dieser Methode ermöglicht die Wiederherstellung eines universellen Ausgangspunktes für etablierte Modellierungsmethoden wiederhergestellt werden, die auf einem vollständigen Markersset basieren. Die erfolgreiche Validierung hat gezeigt, dass die Probleme der beiden vorher in der Literatur beschriebenen Ansätze gelöst werden konnten.

**Studie 3**     *The effects of body asymmetry in load handling with a back supporting exoskeleton on lumbar loading.*

Johns, J., et al. (2025). (submitted: International Journal of Industrial Ergonomics 03.12.2024)

Im dritten Teil der Promotion wurde das Ziel verfolgt, einen stärkeren Bezug zur Anwendung industrieller Exoskelette in der betrieblichen Praxis herzustellen. Zu diesem Zweck wurde eine systematische Analyse von Lastenhandhabungen mit zunehmender Körperasymmetrie durchgeführt, um Erkenntnisse über den Einfluss der Asymmetrie auf die Entlastungswirkung zu sammeln und mögliche Veränderungen der Bewegungsausführung zu erkennen. Wie in Abschnitt 2.3.3 dargelegt, mangelt es bisher an Untersuchungen, die es ermöglichen, praxisrelevante Erkenntnisse zur Bedeutung oder der Systematik kinematischer Veränderungen abzuleiten. Beide Aspekte sollten effektiv den Einfluss der uniplanaren Unterstützung bei der Ausführung multiplanarer Bewegungen analysieren. Da in Studie 3 derselbe Modellierungsansatz wie in Studie 1 verwendet werden sollte, galt es zunächst, die Anwendbarkeit des entwickelten Modells bei asymmetrischen Bewegungen zu klären. Eine kinematische Analyse ergab, dass im Vergleich zu symmetrischen Bewegungen kein zusätzlicher Kompensationsmechanismus im Modell erforderlich war. Die Analyse der Unterstützungswirkung ergab, dass das Exoskelett unabhängig vom Grad der Asymmetrie die in der Sagittalebene auftretenden Gelenkmomente an L5/S1 reduzieren konnte. Für die Lateralflexions- und Rotationskomponenten konnten ebenfalls Reduktionen gefunden werden, welche allerdings durch die Beurteilung des Bruttogelenkmoments auf kinematische Veränderungen zurückgeführt wurden. Dies konnte in der Analyse der Bewegungsausführung bestätigt werden. Dort zeigte sich, dass die Versuchspersonen mit zunehmender Asymmetrie ihr Becken beim Tragen des Exoskeletts weiter in Richtung der Ablageposition drehen und die Lastgewichte so dichter an der eigenen Sagittalebene absetzen konnten.



**Abbildung 3:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 1)



### 3.3. Studie 1

## Biomechanical analysis of different back-supporting exoskeletons regarding musculoskeletal loading during lifting and holding.

Johns J<sup>1,2</sup>, Schultes I<sup>1</sup>, Heinrich K<sup>1</sup>, Potthast W<sup>2</sup>, Glitsch U<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institute for Occupational Safety and Health, German Social Accident Insurance, Sankt Augustin, Germany

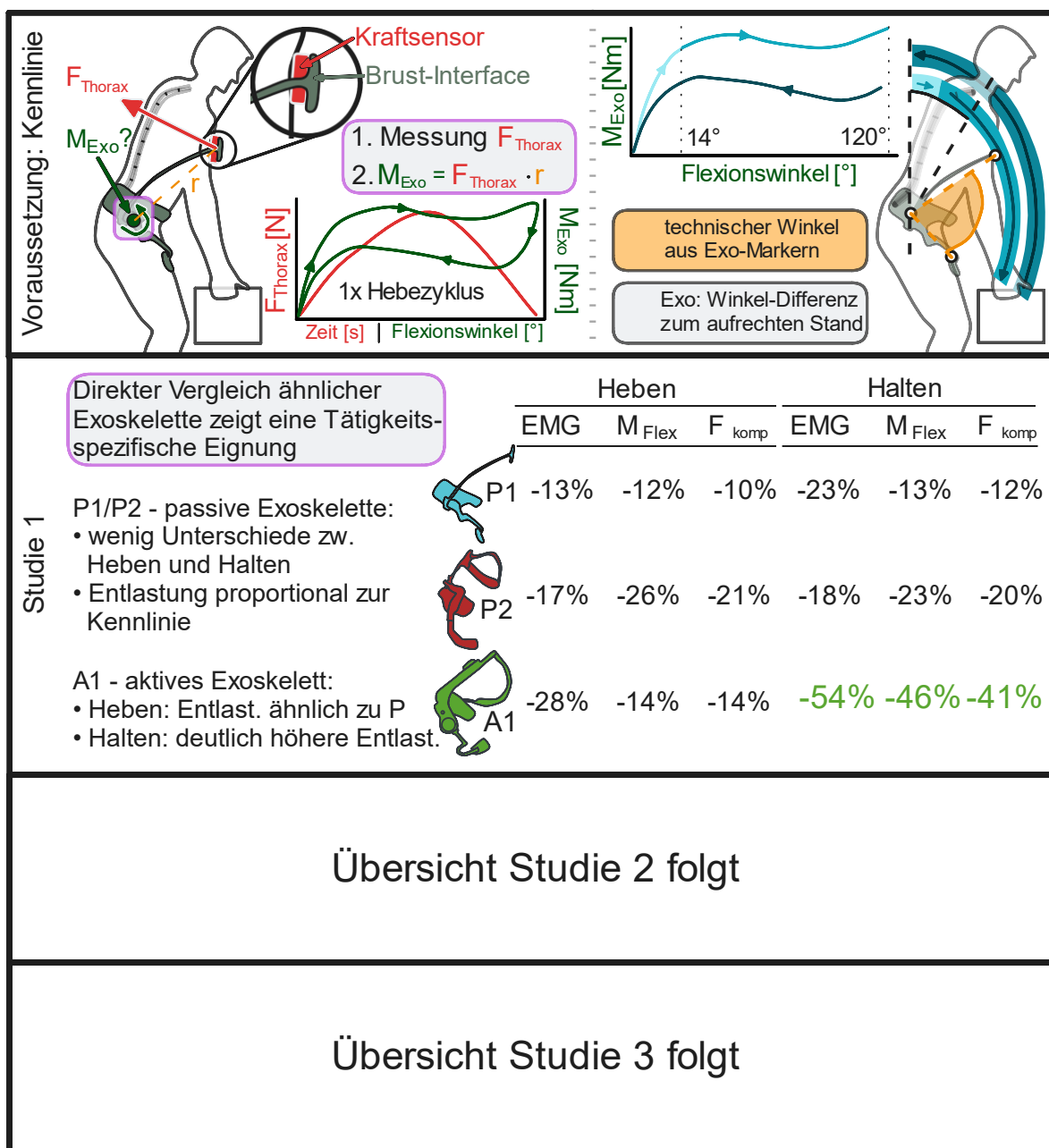
<sup>2</sup> Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany

Journal of Biomechanics, 2024, 168: 112125.

#### Abstract:

Industrial back support exoskeletons (BSEs) are a promising approach to addressing low back pain (LBP) which still affect a significant proportion of the workforce. They aim to reduce lumbar loading, the main biomechanical risk factor for LBP, by providing external support to the lumbar spine. The aim of this study was to determine the supporting effect of one active (A1) and two passive (P1 and P2) BSEs during different manual material handling tasks. Kinematic data and back muscle activity were collected from 12 subjects during dynamic lifting and static holding of 10 kg. Mean and peak L5/S1 extension moments, L5/S1 compression forces and muscle activation were included in the analysis. During dynamic lifting all BSEs reduced peak (12-26%) and mean (4-17%) extension moments and peak (10-22%) and mean (4-15%) compression forces in the lumbar spine. The peak (13-28%) and mean (4-32%) activity of the back extensor muscles was reduced accordingly. In the static holding task, analogous mean reductions for P1 and P2 of L5/S1 extension moments (12-20%), compression forces (13-23%) and muscular activity (16-23%) were found. A1 showed a greater reduction during static holding for extension moments (46%), compression forces (41%) and muscular activity (54%). This pronounced difference in the performance of the BSEs between tasks was attributed to the actuators used by the different BSEs.

Jasper Johns, I. Schultes, K. Heinrich, W. Potthast, U. Glitsch (2024). Biomechanical analysis of different back-supporting exoskeletons regarding musculoskeletal loading during lifting and holding. *J Biomech* **168**: 112125., DOI: 10.1016/j.jbiomech.2024.112125



**Abbildung 4:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 2)

### 3.4. Studie 2

## Reconstruction of occluded pelvis markers during marker-based motion capture with industrial exoskeletons

Jasper Johns<sup>a\*</sup> [0009-0000-7090-090X], A. Bender<sup>b</sup> [0000-0002-4444-6309], U. Glitsch<sup>a</sup> [0000-0003-1799-0787], L. Schmidt-Bleek<sup>b</sup>, J. Dymke<sup>b</sup> [0000-0001-8004-2355], C. Brandl<sup>c,d</sup> [0000-0001-6736-7366], P. Damm<sup>b</sup> [0000-0001-8471-7284], K. Heinrich<sup>a</sup> [0000-0001-9417-9619]

<sup>a</sup>Institute for Occupational Safety and Health, German Social Accident Insurance, Sankt Augustin, Germany

<sup>b</sup>Julius Wolff Institute, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany

<sup>c</sup>Institute of Industrial Engineering and Ergonomics, RWTH Aachen, Aachen, Germany

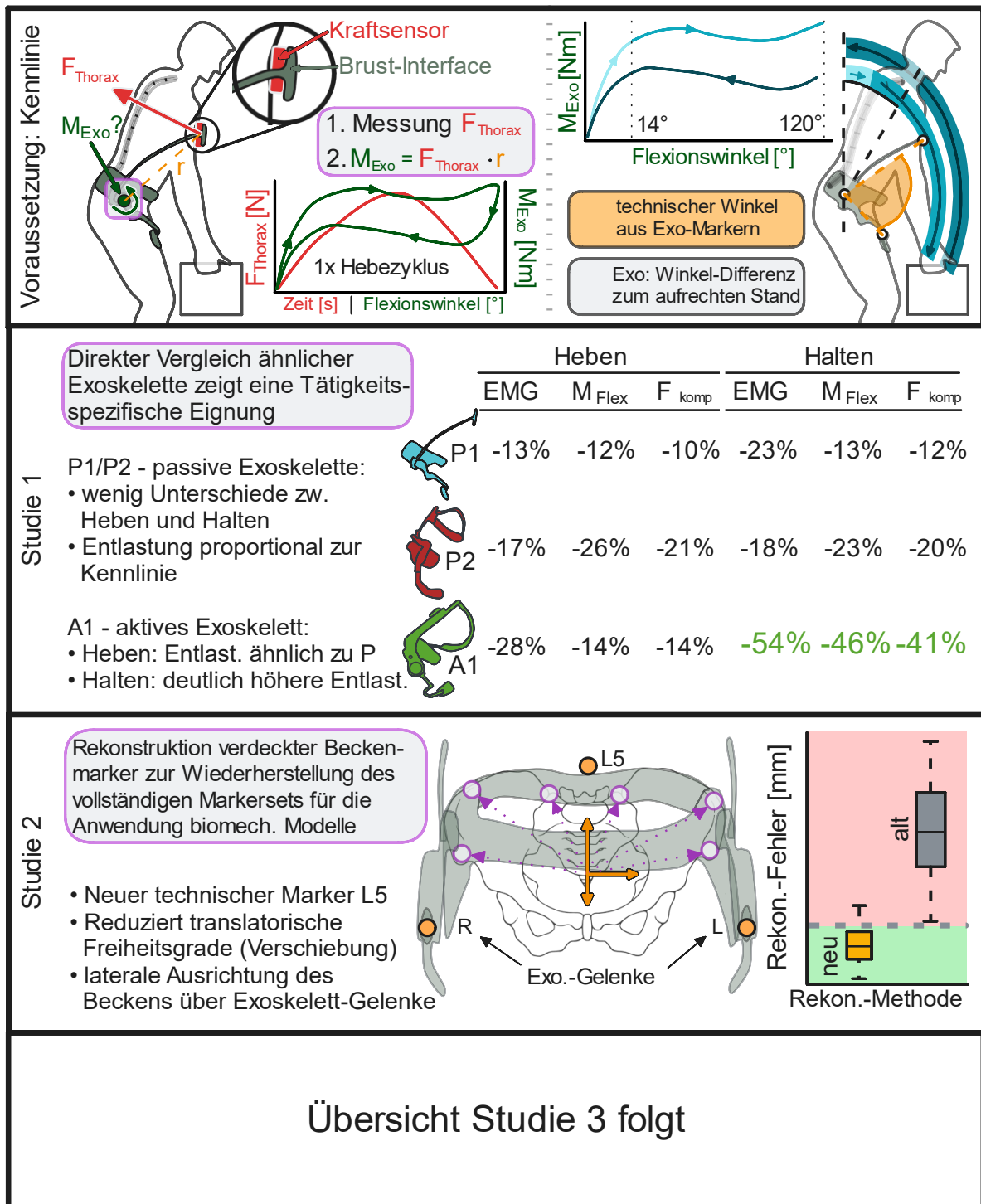
<sup>d</sup>Fraunhofer Institute for Communication, Information Processing and Ergonomics FKIE, Aachen, Germany

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2025, 28(1): 79-89

#### Abstract:

Industrial back support exoskeletons are a promising solution to alleviate lumbar musculoskeletal strain. Due to the complexity of spinal loading, evaluation of EMG data alone has been considered insufficient to assess their support effects, and complementary kinematic and dynamic data are required. However, the acquisition of marker-based kinematics is challenging with exoskeletons, as anatomical reference points, particularly on the pelvis, are occluded by exoskeleton structures. The aim of this study was therefore to develop and validate a method to reliably reconstruct the occluded pelvic markers. The movement data of six subjects, for whom pelvic markers could be placed while wearing an exoskeleton, were used to test the reconstructions and compare them to anatomical landmarks during lifting, holding and walking. Two separate approaches were used for the reconstruction. One used a reference coordinate system based on only exoskeleton markers (EXO), as has been suggested in the literature, while our proposed method adds a technical marker in the lumbar region (LUMB) to compensate for any shifting between exoskeleton and pelvis. Reconstruction with EXO yielded on average an absolute linear deviation of  $54 \text{ mm} \pm 16 \text{ mm}$  (mean  $\pm$  1SD) compared to anatomical markers. The additional marker in LUMB reduced mean deviations to  $14 \text{ mm} \pm 7 \text{ mm}$  (mean  $\pm$  1SD). Both methods were compared to reference values from the literature for expected variances due to marker placement and soft tissue artifacts. For LUMB 99% of reconstructions were within the defined threshold of  $24 \text{ mm} \pm 9 \text{ mm}$  while for EXO 91% were outside.

Jasper Johns, A. Bender, U. Glitsch, L. Schmidt-Bleek, J. Dymke, C. Brandl, P. Damm & K. Heinrich (16 May 2024): Reconstruction of occluded pelvis markers during markerbased motion capture with industrial exoskeletons, *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **28**(1): 79-89., DOI: 10.1080/10255842.2024.2350592



**Abbildung 5:** Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 3)

### 3.5. Studie 3

#### Under Review:

#### **The effects of body asymmetry in load handling with a back supporting exoskeleton on lumbar loading**

Johns J<sup>1,2</sup> [0009-0000-7090-090X], (Krämer L<sup>1</sup>, El-Edrissi O<sup>1</sup> [0000-0002-8006-5204], Heinrich K<sup>1</sup> [0000-0001-9417-9619], Potthast W<sup>2</sup> [0000-0001-9135-3802], Glitsch U<sup>1</sup> [0000-0003-1799-0787])

<sup>1</sup> Institute for Occupational Safety and Health, German Social Accident Insurance, Sankt Augustin, Germany

<sup>2</sup> Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany

Nicht publiziert

#### **Abstract:**

This study investigated the effects of a passive back support exoskeleton (BSE) on lumbar loading during lifting tasks involving varying levels of asymmetry. Twelve healthy participants completed lifting tasks with different levels of asymmetry (90°, 135°, 180°) with and without the exoskeleton. The exoskeleton's influence on 3D L5/S1 moments and pelvis orientation was assessed. Results demonstrated that the BSE effectively reduced L5/S1 flexion moments (5-13%), regardless of the level of asymmetry. Frontal and transversal plane moments were not directly influenced by the exoskeleton support, but instead reduced due to changes in task execution. This included orienting the pelvis more towards the lifting direction, especially with increasing task asymmetry. The findings suggest that the tested BSE can provide meaningful support during asymmetric tasks, along its one actuated degree of freedom. Adaptations in task execution should be considered when evaluating their feasibility for real-world use. Further research is recommended to validate these effects under field conditions and in combination with user acceptance.

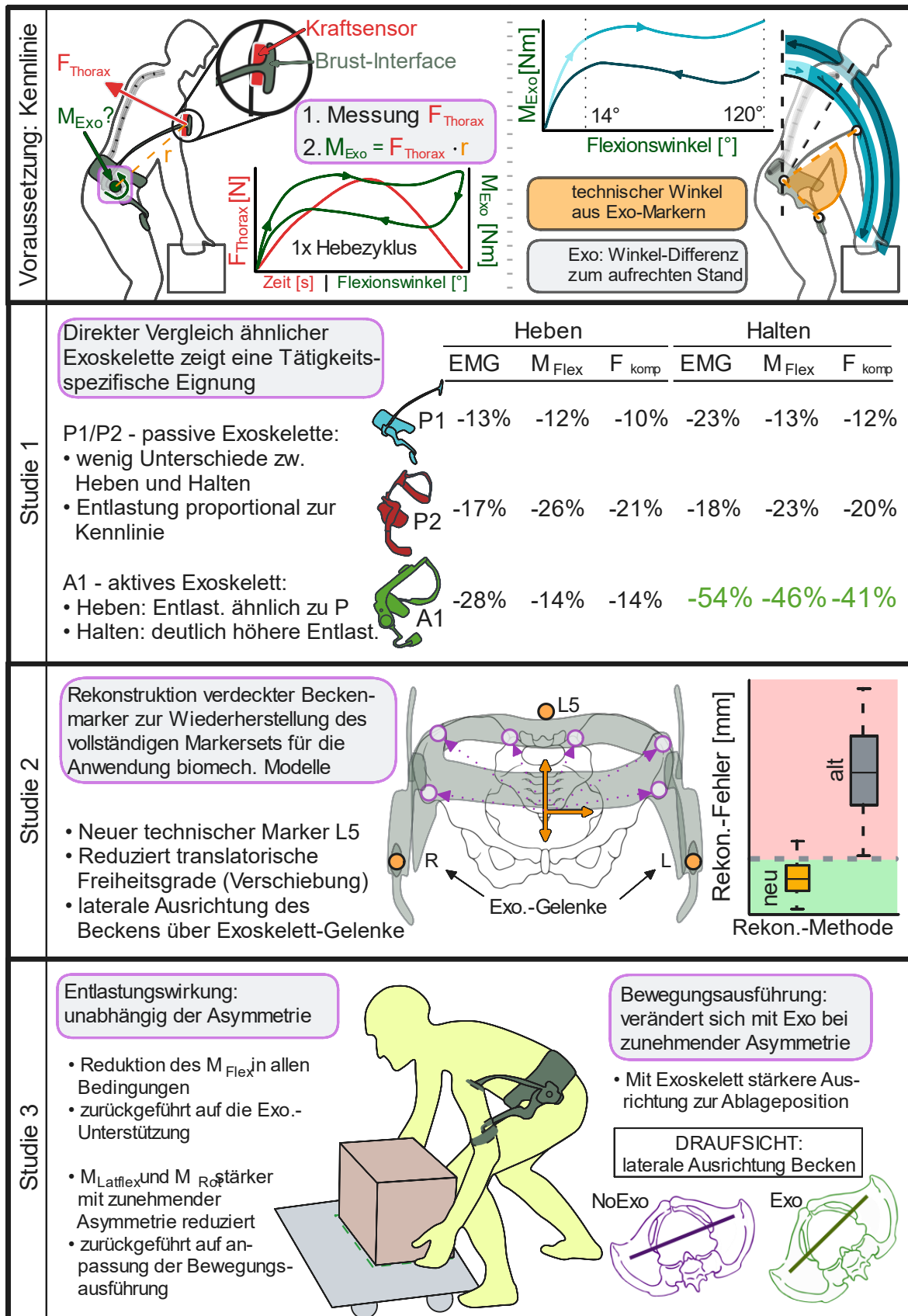


Abbildung 6: Übersicht der Voraussetzungen und Ergebnisse der Publikationen (Teil 4)

## 4. Diskussion

In der nachfolgenden Diskussion werden die zentralen Leitfragen dieser Dissertation anhand der präsentierten Ergebnisse erörtert. Im Anschluss erfolgt eine Diskussion übergeordneter Aspekte sowie eine Übersicht der Limitationen.

### **Welche Tätigkeits-spezifische Entlastungswirkung haben Exoskelette mit verschiedenen Unterstützungseigenschaften bei grundlegenden Tätigkeitsformen wie Heben und Halten?**

Sowohl Madinei et al. (2020a, 2021) als auch Luger et al. (2021) haben eine Untersuchung der Tätigkeits-Spezifität verschiedener Systeme empfohlen (dort jeweils im Ausblick beschrieben als: „[...] characterize this task specificity.“, Madinei et al., 2020a; „[...] determine the task specificity [...]“, Madinei et al., 2021; und „[...]caution should thus be used in selecting a suitable BSE for use in a given MMH task.“, Luger et al., 2021). Das in Studie 1 gewählte Design konnte hier direkt anknüpfen. Die dort getesteten rückenunterstützenden Exoskelette wurden bisher sowohl bei statischen als auch dynamischen Tätigkeiten eingesetzt bzw. untersucht, jedoch hinsichtlich ihrer spezifischen Eignung nicht differenziert betrachtet. Die Ergebnisse konnten zeigen, dass alle getesteten Exoskelette die Belastungen beim Heben und Halten reduzieren, jedoch wurden System- und Tätigkeits-spezifische Unterschiede beobachtet. So wurde für die passiven Systeme eine weitgehend konsistente Reduktion zwischen der dynamischen und statischen Tätigkeit beobachtet. Die jeweiligen Reduktionen waren dabei vor allem von der beugewinkelabhängigen Kennlinie und dem in der Tätigkeit vorkommenden Winkelbereich abhängig, jedoch nicht von der Dynamik der Tätigkeit. Diese Ergebnisse stimmen mit den Untersuchungen von Madinei et al. (2022), und Koopman et al. (2019) überein, da für beide getesteten passiven Exoskelette keine Geschwindigkeitsabhängigkeit der Unterstützung berichtet wurde. Demgegenüber wurde für das aktive System eine deutlich höhere Reduktion beim statischen Halten festgestellt. Dieser Unterschied wurde anhand eines beispielhaften Datensatzes zur Drehmomentunterstützung auf eine Latenz im Ansprechverhalten der Motoren bei dynamischen Bewegungen

zurückgeführt. Ein gewisser Teil der beobachteten Latenz zwischen Einleitung der Bewegung und Einsetzen der Unterstützung kann vermutlich perspektivisch durch Weiterentwicklung der Systemkomponenten und Software minimiert werden. Dennoch sind aktive Systeme mit der Herausforderung konfrontiert, dass die Intention der Nutzenden durch Sensordaten interpretiert und über das Einsetzen der Unterstützung entschieden werden muss (de Looze et al., 2016). Mit zunehmender Dynamik steigt folglich auch immer der Einfluss dieser Latenz. Versprechen der Hersteller, dass mit KI-Algorithmen die spezifischen Bewegungen einzelner Personen an Arbeitsplätzen „gelernt“ und die Unterstützung so verbessert werden soll, stellen einen möglichen Lösungsansatz dar, sind bisher jedoch nicht wissenschaftlich evaluiert worden.

Die aus diesen Punkten ableitbaren Empfehlungen für die Praxis erscheinen auf den ersten Blick trivial. Dass bestimmte Exoskelette für eine bestimmte Tätigkeit besser geeignet sind als andere, ist ein erwartbares und intuitives Ergebnis. Die komplexe Interaktion zwischen individueller Anthropometrie, Unterstützungscharakteristik, Bewegungsausführung und Freiheitsgraden der Exoskelette erschwert jedoch eine fundierte Zuordnung eines „besten“ Exoskeletts zu einer Tätigkeit ohne empirische Erfahrung. Darüber hinaus ist die Variabilität der Arbeitsbedingungen bzw. -tätigkeiten an den Arbeitsplätzen, an denen das größte Potenzial für den Einsatz von Exoskeletten besteht, ausschlaggebend dafür, dass die Einsatzmöglichkeiten anderer Hilfsmittel eingeschränkt sind (de Looze et al., 2016). Die Auswahl eines geeigneten Exoskeletts für einen Arbeitsplatz erfordert demnach eine multifaktorielle Analyse, die dieser Variabilität gerecht wird. In dieser Betrachtung müssen sowohl Haupttätigkeiten als auch Nebentätigkeiten und Akzeptanzfaktoren eine Rolle spielen. Die nachhaltige Einführung von Exoskeletten setzt voraus, dass sie die Haupttätigkeiten adäquat unterstützen, ohne die erforderlichen Nebentätigkeiten einzuschränken oder unter geringer Akzeptanz zu leiden.



## **Wie kann eine universelle Ausgangssituation für die Anwendung biomechanischer Modelle, trotz Verdeckung relevanter Beckenmarker, sichergestellt werden?**

Beim Tragen von Exoskeletten werden essenzielle Beckenmarker oft verdeckt, was in der Literatur bekannt ist, jedoch bisher ungelöst blieb. Häufig werden deshalb entweder vereinfachte Modellierungsansätze genutzt oder die betroffenen Marker durch am Exoskelett angebrachte Marker ersetzt oder daraus rekonstruiert.

Gorsic et al. (2022) und Park et al. (2022a) nutzten beispielsweise drei Marker an Femur, Trochanter Major und Thorax für eine einfache Berechnung des Hüftwinkels. Dieser Ansatz kann zwar bei symmetrischen Hebetätigkeiten eine gewisse Konsistenz gewährleisten, jedoch gehen dabei Informationen zur Position und Bewegung des Beckensegments verloren. In der Konsequenz wird die Anwendbarkeit diverser biomechanischer Modelle, wie beispielsweise in OpenSim (Beaucage-Gauvreau et al., 2019; Rajagopal et al., 2016) oder das verbreitete Plugin Gait Modell (Vicon Motion Systems Limited, 2023), eingeschränkt, da das Beckensegment üblicherweise als zentrales („Root-“) Segment definiert wird. Somit ist eine besonders präzise Erfassung erforderlich, um die Fortpflanzung etwaiger Fehler zu minimieren. Obwohl die Methode in Studie 2 bisher nur für symmetrische Tätigkeiten validiert wurde, bietet sie durch die Rekonstruktion des Beckensegments perspektivisch eine Möglichkeit für die vollständige invers-dynamische Analyse auch asymmetrischer, arbeitsplatztypischer Tätigkeiten, die durch den o.g. Ansatz nicht gegeben ist.

Ein alternativer Ansatz (Glitsch et al., 2019; Koopman et al., 2019; Schmalz et al., 2022 und Studie 1) nutzt Marker, die am Exoskelett befestigt sind und beruht auf der Annahme, dass die Marker auf dem Exoskelett- und Beckensegment ein rigides Cluster formen. Panero et al. (2021) stellten jedoch fest, dass es zu Bewegungs-abhängigen Verschiebungen des Exoskelett-Gurtes relativ zum Beckensegment von ca. 60-80 mm kommt. Um diesen Fehler zu minimieren, wurde in Studie 2 ein zusätzlicher technischer Marker im Lumbalbereich genutzt, um die translatorischen Freiheitsgrade der Verschiebung zu limitieren. Neben der präziseren Rekonstruktion erlaubt dieser Marker in zukünftigen Untersuchungen eine einfache

Bestimmung dieser Relativbewegung, was zur Weiterentwicklung von Exoskeletten beitragen und die Passform der Systeme zu verbessern kann.

Außerdem wäre es denkbar auf Basis der Rekonstruktion die Standardisierung der Beurteilung von Exoskeletten weiterzuentwickeln. In Anlehnung an die Arbeit von De Bock et al. (2022), könnten Standardparameter und -messprotokolle etabliert werden, um die Vergleichbarkeit von Ergebnissen zu verbessern. Da für die Beurteilung der Unterstützungswirkung die Bestimmung der mechanischen Belastung der Wirbelsäule entscheidend ist, könnte über die Rekonstruktion die Anwendbarkeit entsprechender Modelle sichergestellt werden. Dies würde einen laborunabhängigen Vergleich verschiedener Exoskelette bei ausgewählten Tätigkeiten ermöglichen.

**Welchen Einfluss hat die uniplanare Unterstützung rückenunterstützender Exoskelette auf die Belastung und Bewegungsausführung bei arbeitsplatztypischen (multiplanaren) Tätigkeiten mit Körperasymmetrie?**

Die in Studie 3 erhobenen Daten zeigen, dass das getestete Exoskelett das L5/S1 Flexionsmoment auch bei asymmetrischen Tätigkeiten signifikant reduzieren konnte. Dieser Effekt konnte direkt auf die Exoskelett-Unterstützung zurückgeführt werden und fiel ähnlich hoch aus, wie in vergleichbaren Studien mit symmetrischen Tätigkeiten (vgl. Glitsch et al., 2019; Koopman et al., 2020, Studie 1). Dieser Effekt bestätigt, dass die uniplanare Unterstützung entlang des einen Freiheitsgrades der Exoskelett-Gelenke auch bei Tätigkeiten mit Körperasymmetrie effektiv auf den Körper wirkt. Aus rein biomechanischer Perspektive spricht dies außerdem für eine grundsätzliche Eignung des Exoskeletts bei asymmetrischen Tätigkeiten. Allerdings sind für eine abschließende Beurteilung der Eignung außerhalb des Labors weitere Faktoren zu berücksichtigen. In der Praxis bringt der beobachtete Einfluss auf die Bewegungsausführung, trotz der indirekten Reduktion der Lateralflexions- und Rotationsmomente, sowohl in Bezug auf die Arbeitsplatzorganisation als auch die Akzeptanz erwartbare Konsequenzen mit sich. Näf et al. (2018) und Brouwer et al. (2024) berichten dazu, dass die Anpassung einer bekannten Bewegung häufig als „Hinderance“ (Behinderung)

empfunden wird. Umgekehrt könnten in der Sekundärprävention Beschäftigte mit Schmerzerfahrung sowohl einer Beeinflussung der Bewegungsausführung als auch leichter Einschränkungen an ihrem Arbeitsplatz gegenüber toleranter sein, wenn es einen direkten, spürbaren Effekt auf ihr Schmerzempfinden gibt. Obwohl spezifischen Untersuchungen oder Daten dazu bisher nicht vorliegen, weisen (Steinhilber et al., 2020) darauf hin, dass keine ersichtlichen Kontraindikationen für den Einsatz in der Sekundärprävention bestehen.

Da die Studie lediglich ein System betrachtet, ist zu erwarten, dass unterschiedliche Konstruktionsweisen anderer Exoskelette (beispielsweise bezüglich der Unterstützung, Freiheitsgrade nicht angetriebener Gelenke, Befestigung am Körper) andere Effekte auf die Bewegungsausführung haben. Die grundsätzliche Entlastung in asymmetrischen Bewegungen sollte jedoch erhalten bleiben, da die meisten verfügbaren Systeme in ähnlicher Art ein externes Extensionsmoment um ihre Gelenke erzeugen. Die Relevanz weiterer externer Faktoren für die spezifischen Effekte ist in der Praxis zu berücksichtigen, da diese durch ein heterogenes Kollektiv und wechselnde Arbeitsumgebungen beeinflusst werden können.

Ein weiterer Punkt betrifft die durchgeführte kinematische Prüfung der Verschiebung des Exoskeletts am Körper. Ähnlich zu den erwarteten Effekten auf die Tätigkeitsausführung, kann die durchgeführte Prüfung nicht auf weitere Systeme übertragen werden. Obwohl die in der genannten Studie gefundenen Abweichungen innerhalb eines geringen Rahmens lagen, wurde das Maximalziel einer vollständigen kinematischen Kompatibilität durch das getestete Exoskelett nicht erreicht. Die schon von Panero et al. (2021) beschriebene Verschiebung im Rahmen von  $< 80\text{mm}$  stellt einen noch offenen, bisher in keiner Publikation gelösten Punkt dar. Da in zahlreichen aktuellen wissenschaftlichen Studien kommerzielle Systeme zwar getestet, aber nicht entwickelt werden, sind die Möglichkeiten für individuelle Anpassungen begrenzt. Eine vertiefte Zusammenarbeit zwischen Forschung und Herstellern könnte dazu beitragen, passgenauere oder individualisierbare Lösungen zu entwickeln, mit dem Ziel, eine bessere kinematische Kompatibilität zu erreichen.

### **Die Bestimmung der Kennlinie:**

In diesem Promotionsprojekt wurde abgesehen von den Leitfragen ein Fokus auf die Bestimmung der Unterstützungswirkung der getesteten Exoskelette gelegt. Diese ist auch in verschiedenen anderen Untersuchungen als Voraussetzung für biomechanische Analysen von zentraler Bedeutung (Glitsch et al., 2019; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2022; van Harmelen et al., 2022). Ausgehend von der in Kapitel 2.2 beschriebenen Vorarbeit zu dieser Promotion (Johns et al., 2021) wurde die Bestimmung der Exoskelett-Unterstützung für die invers-dynamische Modellierung in den Studien 1 und 3 aufgebaut und vertieft. Es existiert jedoch bis dato kein etablierter Standard für die Bestimmung der Kennlinie passiver Systeme (siehe Abschnitt 2.2). In den Messungen unserer und anderer Gruppen (Koopman et al., 2020; van Harmelen et al., 2022; Studie 1) zur Bestimmung der Kennlinie gab es deshalb weder ein gemeinsames Protokoll hinsichtlich der verwendeten Kraftsensoren, der Bestimmung des Beugewinkels oder der Art der ausgeführten Bewegungen (Winkelbereich, Geschwindigkeit etc.). Lediglich die Messung der Kontaktkräfte am Brust-Interface fand sich in den meisten Untersuchungen.

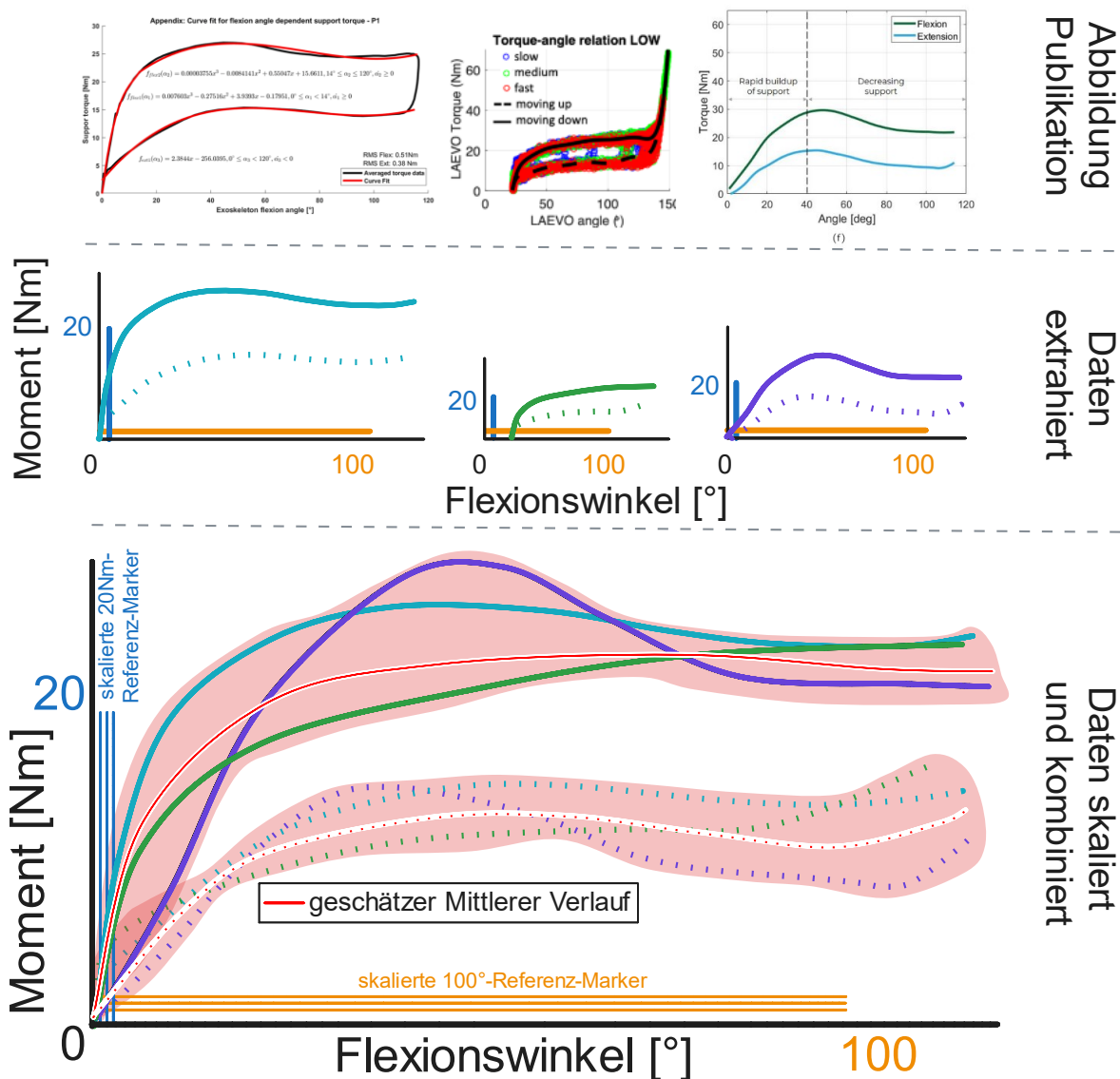
In Abbildung 3 wird ein qualitativ-visueller Vergleich am Beispiel des Laevo v2.5 Exoskeletts dargestellt, der zeigt, dass die Ergebnisse unabhängig des spezifischen Messaufbaus und -protokolls eine grundsätzliche Übereinstimmung aufweisen. Die Bestimmung der Kennlinie scheint für die in allen Publikationen aus Abbildung 7 ausgeführten kontrollierte Bewegungen in der Sagittalebene also eine gewisse Robustheit zu besitzen. Trotz einer gewissen Streubreite sind keine erkenntnisbrechenden Unterschiede bei der Anwendung der verschiedenen Kennlinien zu erwarten. Nichtsdestotrotz ist perspektivisch eine anerkannte Methode anzustreben, um die Unterstützungseigenschaften verschiedener Systeme besser erheben und vergleichen zu können. Das kann die Bestimmung der Aufgabenspezifität und so die Auswahl passender Systeme erleichtern. Darüber hinaus existieren bisher keine

systematischen Untersuchungen zum Verhalten bzw. der spezifischen Unterstützung von rückenunterstützenden Exoskeletten bei asymmetrischen Tätigkeiten.

Johns et al. 2024

Koopmann et al. 2020

van Harmelen et al. 2022



**Abbildung 7:** Qualitativ-visueller Vergleich unabhängig generierter Kennlinien (aus: Koopman et al., 2020; van Harmelen et al., 2022; Studie 1) des Exoskeletts Laevo v2.5. Für den dargestellten Vergleich wurden aus den ursprünglichen Abbildungen der Publikationen Referenz-Marker extrahiert (blau: 20 Nm für die y-Achse und orange: 100° für die x-Achse) und die Daten in einer gemeinsamen Darstellung entsprechend skaliert. Im Anschluss wurde noch der Offset des Flexionswinkels in den Kurven von Koopman et al. (2020) korrigiert und der Randbereich ab ca. 130° ausgeschlossen. Die Streubereiche der Flexions- bzw. Extensionskurven (rot) wurden farblich hinterlegt und ein mittlerer Verlauf (rot auf weiß) optisch geschätzt. Trotz des Einsatzes verschiedener Kraftsensoren, Messprotokolle und Bewegungsausführungen bilden die Kurven ein erkennbares, enges Cluster.

## Die Umverteilung der Belastung

Das zugrundeliegende Wirkprinzip rückenunterstützender Exoskelette ist die Umverteilung physischer Belastungen von der häufig überlasteten Wirbelsäule auf die Hüftgelenke und unteren Extremitäten. Diese werden als robuster angesehen und sollten daher in der Lage sein, die zusätzliche Belastung zu tragen. Dieser Aspekt wurde jedoch in bisherigen Untersuchungen zu rückenunterstützenden Exoskeletten nur selten thematisiert.

Bezüglich der Hüftgelenke, auf welche das Exoskelett durch seine Befestigung am Beckensegment direkt einwirkt, gibt es bisher keine spezifischen Untersuchungen. Wie jedoch beispielsweise von Näf et al. (2018) dargestellt, wirkt eine – aus den Kontaktkräften an den Oberschenkeln und dem Thorax resultierende – Kraft in anteriorer Richtung darauf. Mögliche Veränderungen der Gesamtbelastung oder Belastungsrichtung an den Hüftgelenken wurden bisher entsprechend nicht untersucht.

Eine darüber hinaus mögliche Belastungsänderung in den Kniegelenken wurde in der empirischen Untersuchung von Bär et al. (2022) und der theoretischen Betrachtung von Glitsch et al. (2024) thematisiert. Es wurde gezeigt, dass rückenunterstützende Exoskelette keinen direkten Effekt auf die Belastung der Kniegelenke haben können, abgesehen vom Einfluss des zusätzlich am Körper getragenen Gewichts. Indirekte Auswirkungen auf die Belastung der Kniegelenke können jedoch durch kinematische Veränderungen auftreten. Die in Studie 3 und von anderen Gruppen (Baltrusch et al., 2019; Luger et al., 2021; Madinei et al., 2020a) beobachteten Veränderungen der Kinematik beim Tragen eines Exoskeletts legen nahe, dass diese indirekten Veränderungen in der Belastung der Kniegelenke auftreten.

Gerade durch den perspektivisch langfristigen Einsatz von Exoskeletten sollten mögliche Folgen der Lastumverteilung auf nicht unterstützte Gelenke explizit untersucht werden.

## Limitationen

Die Ergebnisse dieser Dissertation sowie der zugehörigen Publikationen weisen diverse Limitationen auf, die im Folgenden dargestellt werden. Zunächst ist die Übertragbarkeit der vorliegenden Ergebnisse aus mehreren Gründen eingeschränkt. Alle Studien wurden mit einer homogenen und willkürlichen Stichprobe aus Studierenden durchgeführt, wobei die ausgeführten Tätigkeiten im Vergleich zur Praxis stark vereinfacht waren und lediglich isoliert oder in kurzen Abfolgen ausgeführt wurden. Zudem kann die Laborumgebung mögliche externe Einflüsse an realen Arbeitsplätzen allenfalls eingeschränkt abbilden. Daher sind die Ergebnisse nur begrenzt auf die betriebliche Praxis, andere Arbeitsumgebungen oder Populationsgruppen anwendbar und sollten eher als Indikator für generelle Effekte gesehen werden. Darüber hinaus stellen die Exoskelette zwar unabhängig von der tragenden Person dieselbe Unterstützung bereit, doch ist zu erwarten, dass Beschäftigte mit Berufs- und damit Bewegungserfahrung andere Bewegungsabläufe aufweisen. Dadurch können neue Arbeitsplatz- und Tätigkeits-spezifische Unterschiede entstehen, die im vorliegenden Probandenkollektiv nicht sichtbar werden. Für eine möglichst verlässliche und anwendbare Analyse der Entlastungswirkung empfiehlt sich daher, künftig Personen aus der Praxis in die Versuche einzubeziehen und in realistischen Arbeitsumgebungen zu messen.

Außerdem ist zu berücksichtigen, dass sich die Tätigkeitsspezifität der getesteten Exoskelette und die Validierung der Rekonstruktionsmethode nicht ohne weiteres auf andere Systeme oder Bewegungsformen übertragen lassen. Die vorliegenden Untersuchungen können hier lediglich einen Teil zur Standardisierung und Weiterentwicklung dieser Aspekte beitragen. Insbesondere das Verhalten bei den asymmetrischen Tätigkeiten in Studie 3 wurde nur für ein einzelnes Exoskelett bestimmt und die entsprechende kinematische Prüfung ist methodisch aufwendig, so dass eine generelle Aussage für andere Exoskelette nicht möglich ist.

Zudem handelt es sich bei allen Untersuchungen um Querschnittsstudien. Langfristige Gewöhnungseffekte, Adaptionen im Bewegungs- oder Arbeitsverhalten sind nicht erfasst worden, so dass weiterhin eine entscheidende Lücke im Transfer bisheriger Erkenntnisse in

die Praxis besteht. Außerdem wurden die Aussagen der Versuchspersonen zur Akzeptanz nicht erfasst. Obwohl deren Übertragbarkeit limitiert gewesen wäre, hätte eine Erhebung wertvolle Erkenntnisse für zukünftige praxisnähere Untersuchungen liefern können.



## 5. Schlussfolgerungen und Ausblick

Die in der vorliegenden Arbeit vorgestellten Untersuchungen leisten einen Beitrag zur differenzierten Betrachtung rückenunterstützender Exoskelette. Es konnte gezeigt werden, dass vermeintlich ähnliche Exoskelette Tätigkeits-spezifische Unterschiede in der Wirksamkeit ihrer Unterstützung aufweisen und eine effektive Entlastung auch bei asymmetrischen Tätigkeiten möglich ist. Diese jeweils System-spezifischen Interaktionen der Unterstützungseigenschaften und Tätigkeitsanforderungen sind in bisherigen Untersuchungen jedoch noch unterrepräsentiert. Die Ergebnisse der vorgestellten Studien weisen darauf hin, dass im Labor generelle Effekte beobachtet werden können, wie beispielsweise die Tätigkeits-Spezifität verschiedener Systeme oder die Veränderung der Bewegungsausführung. Allerdings ist eine Verallgemeinerung aufgrund der unterschiedlichen Voraussetzungen verschiedener Exoskelette und Tätigkeitsanforderungen bisher nicht möglich. In zukünftigen Arbeiten sollte daher der Fokus auf anwendungsbezogene und Feld-Untersuchungen gelegt werden, wobei möglichst auch eine Erhebung der Akzeptanz durchgeführt werden sollte. Diese wurde bereits teilweise in Laboruntersuchungen abgefragt, kann dort allerdings auch nur eine generelle Kompatibilität mit bestimmten Aufgaben oder grundsätzliche Probleme beim Tragekomfort abbilden. Um die Implementierung an Arbeitsplätzen besser verstehen und optimieren zu können, werden Einblicke in die Gewöhnungs- und Anpassungsprozesse beim Arbeiten mit Exoskelett durch Längsschnittstudien in diesem Kontext wichtig. Das Schließen der Lücke zwischen Erkenntnissen aus dem Labor und einer nachhaltigen Anwendung in der Praxis stellt somit eine der zentralen zukünftigen Aufgaben dieses Forschungsbereiches dar.

In diesem Zusammenhang ist die Entwicklung und Anwendung standardisierter Methoden von entscheidender Bedeutung, um perspektivisch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erhöhen. Im Sinne einer verbesserten Anwendbarkeit etablierter Modellierungsansätze konnte die methodische Weiterentwicklung zur Rekonstruktion verdeckter Beckenmarker, die Gegenstand dieser Arbeit ist, einen Beitrag dazu leisten. Im nächsten Schritt sollten verfügbare Modelle weiterentwickelt und für die Verwendung mit Exoskeletten angepasst werden. Da die

Innovationszyklen in der Produktentwicklung häufig schneller als die Laufzeiten wissenschaftlicher Projekte sind, sollte der Fokus auf einer möglichst breiten Anwendbarkeit und Adaptionmöglichkeiten liegen, um auch neue Exoskelett-Konstruktionen und Unterstützungseigenschaften einfach implementieren zu können.

Darüber hinaus sollte eine Betrachtung möglicherweise adverser biomechanischer Effekte – wie z.B. ein Einfluss kinematischer Veränderungen auf die Belastung der Kniegelenke oder eine Änderung der Lastrichtung in den Hüftgelenken aufgrund des am Becken abgestützten Exoskeletts – in der zukünftigen Betrachtung rückenunterstützender Exoskelette eine Rolle spielen. Die von den Systemen erreichte Teilentlastung zielt auf eine präventive Wirksamkeit durch langfristigen Einsatz ab. Durch die Beurteilung direkter oder indirekter Effekte auf benachbarte Körperstrukturen sollte sichergestellt werden, dass eine tatsächliche Lösung und keine Verschiebung der Überlastungsproblematik stattfindet. In diesem Zusammenhang wäre auch eine Unterscheidung der Anwendung im Kontext der Primär- bzw. Sekundärprävention denkbar. Das Vorliegen einer existierenden Vorschädigung bzw. der perspektivische Nutzungszeitraum könnten die Interpretation der Lastumverteilung grundsätzlich beeinflussen.

Zuletzt ist noch festzustellen, dass es bisher keine medizinische Evidenz zum Einsatz von Exoskeletten gibt. Die notwendigen Nutzungszeiträume und -zahlen sind bisher nicht gegeben, um Erkenntnisse zum Effekt der Unterstützung auf das Entstehen von Beschwerden oder Erkrankungen abzuleiten. Nichtsdestotrotz sollte in zukünftigen Untersuchungen sichergestellt werden, dass der Fokus auf die zugrundeliegende Problematik erhalten bleibt. Rückenunterstützende Exoskelette wurden entwickelt, um die mechanische Belastung auf die Wirbelsäule zu senken und so das Auftreten von Rückenschmerzen und arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen zu verhindern. Während die bisherigen meist biomechanischen Untersuchungen zwar das zugrundeliegende Entlastungskonzept überprüfen können, müssen langfristig Untersuchungen relevante medizinische Effekte zeigen. Nur so können industrielle Exoskelette eine Chance als ergonomisches Hilfsmittel im Arbeitsschutz haben.

## 6. Literaturverzeichnis

- Abdoli, E. M., Agnew, M. J., & Stevenson, J. M. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks [<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021>]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(5), 456-465.
- Abdoli, E. M., & Stevenson, J. M. (2008). The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clin Biomech (Bristol)*, 23(3), 372-380. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.012>
- Alemi, M. M., Geissinger, J., Simon, A. A., Chang, S. E., & Asbeck, A. T. (2019). A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *J Electromyogr Kinesiol*, 47, 25-34. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.003>
- Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective Assessments During Repetitive Lifting. *Hum Factors*, 62(3), 458-474. <https://doi.org/10.1177/0018720819897669>
- Auer, S., Tröster, M., Schiebl, J., Iversen, K., Chander, D. S., Damsgaard, M., & Dendorfer, S. (2022). Biomechanical assessment of the design and efficiency of occupational exoskeletons with the AnyBody Modeling System. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 76(4), 440-449. <https://doi.org/10.1007/s41449-022-00336-4>
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62(7), 903-916. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1602288>
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., Koopman, A. S., Naf, M. B., Rodriguez-Guerrero, C., Babic, J., & Houdijk, H. (2020). SPEXOR passive spinal exoskeleton decreases metabolic cost during symmetric repetitive lifting. *Eur J Appl Physiol*, 120(2), 401-412. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04284-6>
- Bär, M., Luger, T., Seibt, R., Gabriel, J., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2022). Effects of a Passive Back-Support Exoskeleton on Knee Joint Loading during Simulated Static Sorting and Dynamic Lifting Tasks. *Int J Environ Res Public Health*, 19(16). <https://doi.org/10.3390/ijerph19169965>
- BAuA, B. f. A. u. A. (2018). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit - Berichtsjahr 2018 - SUGA 2018*. <https://www.bmas.de/SharedDocs/Downloads/DE/PDF-Pressemitteilungen/2019/bericht-sicherheit-und-gesundheit-bei-der-arbeit-2018.pdf;jsessionid=50DA1EA06B17F1D1185F3B8A1EF6B84E?blob=publicationFile&v=1>
- BAuA, B. f. A. u. A. (2024). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit - Berichtsjahr 2023. Unfallverhütungsbericht Arbeit*. B. f. A. u. Arbeitsmedizin. <https://www.baua.de/DE/Angebote/Publicationen/Berichte/Suga-2023>
- Beaucage-Gauvreau, E., Robertson, W. S. P., Brandon, S. C. E., Fraser, R., Freeman, B. J. C., Graham, R. B., Thewlis, D., & Jones, C. F. (2019). Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 22(5), 451-464. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1564819>
- BMAS/BAuA. (2006). *Berufskrankheiten-Verordnung. Merkblatt zur Berufskrankheit Nr. 2108*. Bundesarbeitsblatt 10-2006 IVa 4-45222-2108
- Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K., & de Looze, M. (2016). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Appl Ergon*, 54, 212-217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>
- Brouwer, N. P., Tabasi, A., Hu, F., Kingma, I., van Dijk, W., Mohamed Refai, M. I., van der Kooij, H., & van Dieen, J. H. (2024). The effect of active exoskeleton support with different lumbar-to-hip support ratios on spinal musculoskeletal loading and lumbar

- kinematics during lifting. *Wearable Technol*, 5, e25.  
<https://doi.org/10.1017/wtc.2024.7>
- De Bock, S., Ghillebert, J., Govaerts, R., Tassignon, B., Rodriguez-Guerrero, C., Crea, S., Veneman, J., Geeroms, J., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2022). Benchmarking occupational exoskeletons: An evidence mapping systematic review. *Appl Ergon*, 98, 103582. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103582>
- de Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S., & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5), 671-681. <http://dx.doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988>
- de Vries, A., Murphy, M., Könemann, R., Kingma, I., & de Looze, M. (2019). The Amount of Support Provided by a Passive Arm Support Exoskeleton in a Range of Elevated Arm Postures. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 311-321. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1669736>
- Eurofund. (2023). *European Working Conditions Telephone Survey 2021 dataset*. Retrieved 03.06.2023 from <https://eurofound.link/ewcts2021data>
- Exoskeletons Catalog. (2024). Exoskeleton Report. Retrieved 11.11. from <https://exoskeletonreport.com/>
- Frost, D. M., Abdoli, E. M., & Stevenson, J. M. (2009). PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6), e403-412. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.12.002>
- German Bionic, S. G. (2024). *German Bionic Start Page - Übersicht Apogee Exoskelett*. Retrieved 10.10. from <https://germanbionic.com/>
- Glitsch, U., Bäuerle, I., Hertrich, L., Heinrich, K., & Liedtke, M. (2019). Biomechanische Beurteilung der Wirksamkeit von rumpfunterstützenden Exoskeletten für den industriellen Einsatz. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 74(4), 294-305. <https://doi.org/10.1007/s41449-019-00184-9>
- Glitsch, U., Johns, J., El-Edrissi, O., & Heinrich, K. (2024). Auswirkungen von rumpfunterstützenden Exoskeletten auf die Belastung der unteren Extremitäten– eine theoretische Analyse - D5.1. 70. GfA-Frühjahrskongress - Arbeitswissenschaft in-the-loop: Mensch-Technologie-Integration und ihre Auswirkung auf Mensch, Arbeit und Arbeitsgestaltung und Arbeits- und Lernprozesse. 06. – 08. März 2024, Stuttgart,
- Gorsic, M., Song, Y., Dai, B., & Novak, V. D. (2022). Short-term effects of the Auxivo LiftSuit during lifting and static leaning. *Appl Ergon*, 102, 103765. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103765>
- Graham, R. B. (2008). *Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low-back physical demands during an automotive assembly task: assessment of EMG response and user acceptability* [Queen's University Kingston, Ontario, Canada].
- Graham, R. B., Sadler, E. M., & Stevenson, J. M. (2011). Does the personal lift-assist device affect the local dynamic stability of the spine during lifting? *J. Biomech.*, 44(3), 461-466.
- Hartmann, B. (2014). Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen — eine Herausforderung für die Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaften. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 60(11), 366-373. <https://doi.org/10.1007/bf03344315>
- Huysamen, K., de Looze, M., Bosch, T., Ortiz, J., Toxiri, S., & O'Sullivan, L. W. (2018). Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. *Appl Ergon*, 68, 125-131. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.004>
- Jäger, M. (2018). Extended compilation of autopsy-material measurements on lumbar ultimate compressive strength for deriving reference values in ergonomic work design: The Revised Dortmund Recommendations. *EXCLI J*, 17, 362-385. <https://doi.org/10.17179/excli2018-1206>
- Jäger, M. (2023). *The Dortmund Lumbar Load Atlas*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-031-06349-7>

- Jäger, M., Luttmann, A., Bolm-Audorff, U., Schaefer, K., Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und, U., Universität, G. H. E., & Institut für Hygiene und, A. (1999). Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der LWS-Belastung bei Verdacht auf BK 2108 - Teil 1-3. Jahrestagung; 39, Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin, Wiesbaden; Germany.
- Jäger, M., Luttmann, A., Göllner, R., & Laurig, W. (2001). "The Dortmund" - Biomechanical Model for Quantification and Assessment of the Load on the Lumbar Spine. *SAE Transactions*, 110, 2163-2171. <http://www.jstor.org/stable/44731090>
- Johns, J., Heinrich, K., & Glitsch, U. (2021, 03. - 05.03.). *Biomechanische Analyse der Unterstützungswirkung von rumpfunterstützenden Exoskeletten bei manueller Lasthandhabung*. 67. GfA-Frühjahrskongress - Arbeit HUMAINE gestalten, Bochum.
- Kazerooni, H., Tung, W., & Pillai, M. (2019). Evaluation of Trunk-Supporting Exoskeleton. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 63(1), 1080-1083. <https://doi.org/10.1177/1071181319631261>
- Kermavnar, T., de Vries, A. W., de Looze, M. P., & O'Sullivan, L. W. (2021). Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: an updated systematic review. *Ergonomics*, 64(6), 685-711. <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1870162>
- Koopman, A. S., Kingma, I., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2020). Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *J Biomech*, 102, 109486. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109486>
- Koopman, A. S., Kingma, I., Faber, G. S., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2019). Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. *J Biomech*, 83, 97-103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033>
- Krämer, L. (2024). *Effect of the level of movement asymmetry on the unloading effect of a passive back-supporting exoskeleton* [Deutsche Sporthochschule Köln].
- Luger, T., Bar, M., Seibt, R., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2023). Using a Back Exoskeleton During Industrial and Functional Tasks-Effects on Muscle Activity, Posture, Performance, Usability, and Wearer Discomfort in a Laboratory Trial. *Hum Factors*, 65(1), 5-21. <https://doi.org/10.1177/00187208211007267>
- Luger, T., Bar, M., Seibt, R., Rimmele, P., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2021). A passive back exoskeleton supporting symmetric and asymmetric lifting in stoop and squat posture reduces trunk and hip extensor muscle activity and adjusts body posture - A laboratory study. *Appl Ergon*, 97, 103530. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103530>
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020a). Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Appl Ergon*, 88, 103156. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103156>
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020b). Biomechanical Evaluation of Passive Back-Support Exoskeletons in a Precision Manual Assembly Task: "Expected" Effects on Trunk Muscle Activity, Perceived Exertion, and Task Performance. *Hum Factors*, 62(3), 441-457. <https://doi.org/10.1177/0018720819890966>
- Madinei, S., Kim, S., Park, J. H., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2022). A novel approach to quantify the assistive torque profiles generated by passive back-support exoskeletons. *J Biomech*, 145, 111363. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111363>
- Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2021). Effects of back-support exoskeleton use on trunk neuromuscular control during repetitive lifting: A dynamical systems analysis. *J Biomech*, 123, 110501. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110501>
- Madinei, S., & Nussbaum, M. A. (2023). Estimating lumbar spine loading when using back-support exoskeletons in lifting tasks. *J Biomech*, 147, 111439. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111439>



- Marras, W. S., Davis, K. G., Ferguson, S. A., Lucas, B. R., & Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(23), 2566-2574. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112010-00009>
- Moya-Esteban, A., van der Kooij, H., & Sartori, M. (2022). Robust estimation of lumbar joint forces in symmetric and asymmetric lifting tasks via large-scale electromyography-driven musculoskeletal models. *J Biomech*, 144, 111307. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111307>
- Nabeshima, C. (2020). Development of ISO 18646-4. *Journal of the Robotics Society of Japan*, 38(5), 434-438. <https://doi.org/10.7210/jrsj.38.434>
- Nabeshima, C., Ayusawa, K., Hochberg, C., & Yoshida, E. (2018). Standard Performance Test of Wearable Robots for Lumbar Support. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2182-2189. <https://doi.org/https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2810860>
- Näf, M. B., Koopman, A. S., Baltrusch, S., Rodriguez-Guerrero, C., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2018). Passive Back Support Exoskeleton Improves Range of Motion Using Flexible Beams. *Front Robot AI*, 5(JUN), 72. <https://doi.org/10.3389/frobt.2018.00072>
- Novak, V. D., Song, Y., Gorsic, M., & Dai, B. (2023). Effects of a Passive Back Support Exoskeleton when Lifting and Carrying Lumber Boards. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2023, 1-4. <https://doi.org/10.1109/EMBC40787.2023.10340289>
- Panero, E., Segagliari, M., Pastorelli, S., & Gastaldi, L. (2021). Kinematic and Dynamic Assessment of Trunk Exoskeleton. *Advances in Service and Industrial Robotics*, Cham.
- Park, J.-H., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Srinivasan, D. (2022a). Effects of back-support exoskeleton use on gait performance and stability during level walking. *Gait Posture*, 92, 181-190. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.028>
- Park, J.-H., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Srinivasan, D. (2022b). Effects of using a whole-body powered exoskeleton during simulated occupational load-handling tasks: A pilot study. *Appl Ergon*, 98, 103589. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103589>
- Park, J.-H., Lee, Y., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Srinivasan, D. (2020, 2020/12). Effects of Back-Support Exoskeleton Use on Gait Performance. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*,
- Picchiotti, M. T., Weston, E. B., Knapik, G. G., Dufour, J. S., & Marras, W. S. (2019). Impact of two postural assist exoskeletons on biomechanical loading of the lumbar spine. *Appl Ergon*, 75, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.09.006>
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Trans Biomed Eng*, 63(10), 2068-2079. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>
- Reimeir, B., Calisti, M., Mittermeier, R., Ralfs, L., & Weidner, R. (2023). Effects of back-support exoskeletons with different functional mechanisms on trunk muscle activity and kinematics. *Wearable Technol*, 4, e12. <https://doi.org/10.1017/wtc.2023.5>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (Second Edition ed.). Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492595809>
- Schick, R. (2018). Einsatz von Exoskeletten in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68(5), 266-269. <https://doi.org/10.1007/s40664-018-0299-0>
- Schmalz, T., Colienne, A., Bywater, E., Fritzsche, L., Gartner, C., Bellmann, M., Reimer, S., & Ernst, M. (2022). A Passive Back-Support Exoskeleton for Manual Materials Handling: Reduction of Low Back Loading and Metabolic Effort during Repetitive Lifting. *IJSE Trans Occup Ergon Hum Factors*, 10(1), 7-20. <https://doi.org/https://doi.org/10.1080/24725838.2021.2005720>
- Schultes, I. (2021). *Analysis of the supporting effect of different exoskeletons during holding and lifting activities* Deutsche Sporthochschule Köln].
- Schwartz, M., Desbrosses, K., Theurel, J., & Mornieux, G. (2023). Biomechanical Consequences of Using Passive and Active Back-Support Exoskeletons during

- Different Manual Handling Tasks. *Int J Environ Res Public Health*, 20(15).  
<https://doi.org/10.3390/ijerph20156468>
- Steinhilber, B., Luger, T., Schwenkreis, P., Middeldorf, S., Bork, H., Mann, B., von Glinski, A., Schildhauer, T. A., Weiler, S., Schmauder, M., Heinrich, K., Winter, G., Schnalke, G., Frener, P., Schick, R., Wischniewski, S., & Jäger, M. (2020). Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext zur Primär-, Sekundär-, und Tertiärprävention von arbeitsassoziierten muskuloskelettalen Beschwerden. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 74(3), 227-246. <https://doi.org/10.1007/s41449-020-00226-7>
- Tetteh, E., Hallbeck, M. S., & Mirka, G. A. (2022). Effects of passive exoskeleton support on EMG measures of the neck, shoulder and trunk muscles while holding simulated surgical postures and performing a simulated surgical procedure. *Applied Ergonomics*, 100, 103646-103646. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103646>
- Toxiri, S., Näf, M. B., Lazzaroni, M., Fernández, J., Sposito, M., Poliero, T., Monica, L., Anastasi, S., Caldwell, D. G., & Ortiz, J. (2019). Back-Support Exoskeletons for Occupational Use: An Overview of Technological Advances and Trends. *IJSE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 237-249. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1626303>
- Tröster, M., Budde, S., Maufroy, C., Andersen, M. S., Rasmussen, J., Schneider, U., & Bauernhansl, T. (2022). Biomechanical Analysis of Stoop and Free-Style Squat Lifting and Lowering with a Generic Back-Support Exoskeleton Model. *Int J Environ Res Public Health*, 19(15). <https://doi.org/10.3390/ijerph19159040>
- Ulrey, B. L., & Fathallah, F. A. (2013). Effect of a personal weight transfer device on muscle activities and joint flexions in the stooped posture. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(1), 195-205. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.014>
- van Harmelen, V., Schnieders, J., & Wagemaker, S. J. (2022). Measuring the amount of support in lower back exoskeletons. *White Paper - not peer-reviewed*.  
<https://static1.squarespace.com/static/5f7d9bb22f1bc82b03f6f1b0/t/6357ace65eff997ad8002040/1670252213534/Laevo+V2.5+and+FLEX+support+torque+measurement+-+white+paper+with+competitor+curves+V03.pdf>
- van Sluijs, R. M., Wehrli, M., Brunner, A., & Lambercy, O. (2023). Evaluation of the physiological benefits of a passive back-support exoskeleton during lifting and working in forward leaning postures. *J Biomech*, 149, 111489. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111489>
- Varga, F. (2022). *Analysis of the mechanical interaction of industrial exoskeletons with the musculoskeletal system* Deutsche Sporthochschule Köln].
- Vicon Motion Systems Limited. (2023, 19 May 2023). *Plug-in Gait Reference Guide*. Retrieved August 2023 from  
<https://docs.vicon.com/display/Nexus215/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?previe w=/182616603/182616780/Plug-in%20Gait%20Reference%20Guide.pdf>
- Werner, L. (2021). *Analyse der Kontaktkräfte an der Exoskelett-Mensch-Schnittstelle bei verschiedenen Exoskeletten* Institut für Sportwissenschaft der Justus-Liebig-Universität Gießen].