

# Ergonomische Bewertung von rückenunterstützenden Exoskeletten in der Arbeitswelt mittels elektromyographischer und kinematischer Analysen

Kumulative Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades Dr. rer. nat.

in der Fakultät für Kunst- und Sportwissenschaft  
der Technischen Universität Dortmund

vorgelegt von

Julia Riemer

Bochum, 02. Oktober 2024

„Ich habe gelernt, dass der Weg des Fortschritts weder kurz  
noch unbeschwerlich ist.“

Marie Curie, 1867 – 1934

# Inhaltsverzeichnis

<b>Kurzreferat</b>	<b>I</b>
<b>Abstract</b>	<b>II</b>
<b>Zusammenfassung</b>	<b>III</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Epidemiologie arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen</b>	<b>3</b>
<b>3 Exoskelette in der Arbeitswelt</b>	<b>6</b>
3.1 Einordnung in den betrieblichen Arbeits- und Gesundheitsschutz	6
3.2 Wirkungsanalyse passiver rückenunterstützender Exoskelette unter Einbezug der biomechanischen Studienlage	8
<b>4 Standardisierung in biomechanischen Untersuchungen</b>	<b>13</b>
4.1 Untersuchungsstichproben in den Arbeitswissenschaften	13
4.2 Messtechnische Anforderungen an die Durchführung elektromyographischer Messungen in arbeitswissenschaftlichen Stichproben	14
4.3 Tagesabhängige Exoskelett-Nutzer:innen-Interaktion	16
<b>5 Forschungsdefizite und Problemstellung</b>	<b>17</b>
<b>6 Publikation 1:</b> Einfluss von Familiarisierung auf die Reproduzierbarkeit von maximalen isometrischen Normalisierungskontraktionen in einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe	<b>20</b>
<b>7 Publikation 2:</b> Untersuchung der täglichen Variationen des physischen Einflusses von Exoskeletten: Anforderungen an biomechanische Studien	<b>29</b>
<b>8 Publikation 3:</b> Quantifizierung der Wirksamkeit rückenunterstützender Exoskelette unter Verwendung von Statistical Parametric Mapping	<b>44</b>
<b>9 Diskussion</b>	<b>58</b>
9.1 Familiarisierung mit der Normalisierungskontraktion	58
9.2 Tagesabhängige Messvariationen in biomechanischen Untersuchungen mit Exoskeletten	60
9.3 Ergonomische Bewertung passiver rückenunterstützender Exoskelette	62
9.3.1 Hinweise auf das Präventionspotential für Muskel-Skelett-Erkrankungen des Rückens	66
9.3.2 Übertragbarkeit in den realen Exoskelett-Nutzungskontext	68
<b>10 Schlussfolgerung und Ausblick</b>	<b>70</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>71</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>80</b>
<b>Korrespondierende Veröffentlichungen</b>	<b>81</b>
<b>Anhang</b>	<b>82</b>

# Ergonomische Bewertung von rückenunterstützenden Exoskeletten in der Arbeitswelt mittels elektromyographischer und kinematischer Analysen

## Kurzreferat

In dieser kumulativen Dissertation wurden die biomechanischen Auswirkungen von passiven rückenunterstützenden Exoskeletten (RuEs) mittels elektromyographischer und kinematischer Analysen standardisiert untersucht. Es wurde auf Grundlage einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe bewertet, an welcher Stelle des Bewegungsverlaufes verschiedener Arbeitsbewegungen, RuEs einen starken Einfluss auf den Körper ausüben. Dazu wurden zunächst die Voraussetzungen für eine Standardisierung von elektromyographischen Normalisierungskontraktionen mit bewegungsunerfahrenen Proband:innen geschaffen und der Einfluss von Familiarisierung auf deren Fähigkeit zur Erzeugung einer maximalen willkürlichen isometrischen Kontraktion untersucht. Des Weiteren wurde die Zuverlässigkeit der getroffenen Maßnahmen zu Messstandardisierung abgesichert, indem die tägliche Reproduzierbarkeit standardisierter biomechanischer Messungen mit RuEs überprüft wurde. Es zeigte sich in statischer Oberkörpervorbeugung eine starke Einwirkung des RuEs auf den Körper, gekennzeichnet durch eine Reduktion der Rückenmuskelaktivität. Eine reduzierte Rückenmuskelaktivität konnte zudem beim Heben festgestellt werden, jedoch mit besonders starker Ausprägung zu Beginn der Hebebewegung und nicht zum Zeitpunkt der Lastenhandhabung. Die Ergebnisse weisen außerdem auf einen starken Einfluss des RuE auf die Kinematik der Ober- und Unterschenkel während der Beinschwungphase des Tragens und Gehens hin. Dies wird durch eine Reduktion des Kniewinkels, eine verstärkte Beugung im Sprunggelenk sowie eine erhöhte Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur charakterisiert. Es wird vermutet, dass die evaluierten Veränderungen zu einer erhöhten Belastung der unteren Extremitäten bei komplexen Arbeitsaufgaben führen und langfristig das Risiko von Muskel-Skelett-Erkrankungen in diesen Körperbereichen erhöhen könnten. Gleichzeitig könnten die Bewegungseinschränkungen durch RuEs in möglichen körperlichen Beschwerden resultieren und so die Bereitschaft der Beschäftigten reduzieren, RuEs am Arbeitsplatz zu nutzen.

**Keywords:** Arbeitswissenschaftliche Untersuchungsstichprobe, Statistical Parametric Mapping, Arbeitsbewegung, Standardisierung, Reliabilität, Reproduzierbarkeit

# **Ergonomic evaluation of back-support exoskeletons in the working environment using electromyographic and kinematic analyses**

## **Abstract**

In this cumulative dissertation, the biomechanical effects of passive back-support exoskeletons (BSEs) were investigated in a standardized manner using electromyographic and kinematic analyses. Based on a sample relevant to occupational science, it was assessed at which point in the motion sequence of various work movements BSEs exert a strong effect on the body. To this end, the prerequisites for standardization of the electromyographic normal contraction were first defined with movement-inexperienced test subjects, and the influence of familiarization on their ability to reproduce a maximum voluntary isometric contraction was investigated. In a further preliminary study, the reliability of the standardization measures was verified by evaluating the repeatability of the standardized biomechanical measurements with BSEs. A strong biomechanical effect of the BSEs during static forward bending was found, resulting in a reduced back muscle activity. Reduced back muscle activity was also observed during lifting, although this was particularly pronounced at the start of the lifting movement and not when the load was being handled. The results also showed a strong effect of the BSEs on the kinematics of the upper and lower legs during the leg swing phase of carrying and walking, characterized by a reduction in the knee angle, increased flexion in the ankle joint and increased activation of the lower leg muscles. It is assumed that the evaluated changes lead to increased strain on the lower extremities during complex work tasks and could increase the risk of musculoskeletal disorders in these areas of the body in the long term. At the same time, the movement restrictions caused by BSEs could result in possible physical complaints and thus reduce the willingness of employees to use BSEs in the workplace.

**Keywords:** Occupational science sample, statistical parametric mapping, work movement trajectory, standardization, reliability, reproducibility

## Zusammenfassung

Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) im Bereich des Rückens werden vor allem durch körperlich belastende Arbeitstätigkeiten wie manuelle Lastenhandhabung oder Arbeiten in Zwangshaltungen begünstigt. Sind bei solchen Tätigkeiten ergonomische Arbeitsplatzanpassungen nicht möglich, stellen passive rückenunterstützende Exoskelette (RuEs) eine mögliche Maßnahme zur Reduktion arbeitsbedingter Belastungen dar. Übereinstimmende Forschungsergebnisse zu Entlastungseffekten im Rücken, bei Arbeitstätigkeiten mit RuEs, bestätigen ihr mögliches Präventionspotential. Jedoch gibt es gleichwertige Berichte über negative Effekte wie Bewegungseinschränkungen oder erhöhte Belastung in anderen Körperbereichen.

Eine Bewertung der positiven und negativen Auswirkungen von RuEs anhand der bisherigen Forschungslage ist schwierig, da ganzheitliche biomechanische Forschungsansätze fehlen, die eine spezifische Wirkungsanalyse zuließen. So werden bei bisherigen Untersuchungen mit RuEs selten bewegungsabhängige Parameteränderungen über den Zeitverlauf einer Arbeitsbewegung betrachtet, sondern häufig elektromyographische Amplituden und kinematische Gelenkwinkel in mittlere oder maximale Werte zusammengefasst. Es gehen so Informationen im kontinuierlichen Signal der Arbeitsbewegung verloren, die in eine Bewertung positiver und negativer Effekte eines RuEs mit einfließen müssten. Rückschlüsse, ob RuEs zum Zeitpunkt einer Arbeitsbewegung unterstützen, bei dem eine Entlastung gewünscht ist oder in bestimmten Bewegungsphasen Einschränkungen hervorrufen, sind deshalb anhand der aktuellen Studienlage schwer möglich.

Hinzu kommt, dass das methodische Vorgehen bisheriger Untersuchungen eine Einordnung ihrer Forschungsergebnisse in den Kontext „Arbeitswelt“ erschwert, da Faktoren wie z. B. die motorischen Voraussetzungen einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe, nicht identifiziert oder ausreichend standardisiert wurden. Ein hohes Maß an Messtandardisierung in biomechanischen Untersuchungen ist jedoch die Bedingung für reproduzierbare Ergebnisse und eine Interpretierbarkeit im arbeitswissenschaftlichen Kontext. Im Rahmen dieser kumulativen Dissertation wurden deshalb zunächst die Voraussetzungen für eine standardisierte Durchführung biomechanischer Untersuchungen geschaffen, um anschließend die Auswirkungen von RuEs auf den Körper, mittels elektromyographischer und kinematischer Analysen, standardisiert zu untersuchen. Es wurde dafür eine arbeitswissenschaftliche Stichprobe über den gesamten Verlauf verschiedener Arbeitsbewegungen betrachtet und ergonomisch bewertet, an welcher Stelle des Bewegungsverlaufes das RuE einen starken Einfluss auf die Muskelaktivität und die Körperkinematik der Nutzenden ausübt.

Als erste methodische Voraussetzung wurde die Standardisierung elektromyographischer Messungen betrachtet, da eine Interpretierbarkeit der Muskelaktivität häufig eine Normalisierung der Signalamplitude durch eine maximale willkürliche isometrische Kontraktion (MVIC) erfordert. Jedoch kann im arbeitswissenschaftlichen Kontext nicht davon ausgegangen werden, dass eine repräsentative Stichprobe mit der Erzeugung maximaler Kräfte, wie sie für MVICs erforderlich sind, vertraut ist. Um dennoch eine hohe Zuverlässigkeit bei elektromyographischen Messungen zu ermöglichen, wurde untersucht, wie Familiarisierung die Fähigkeit zur Reproduktion der maximalen Kraft in einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe verbessern kann und wie sich dies auf

die Zuverlässigkeit der elektromyographischen Amplitude der Unterschenkel- und Rumpfmuskeln auswirkt. Dabei konnte festgestellt werden, dass ein bis zwei Tage der Familiarisierung, bei einer Stichprobe ohne Vorerfahrung in der Erzeugung maximaler Kräfte, ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit von mindestens 85% der absoluten Maximalkraft und einen niedrigen Prozentsatz des Standardfehlers des Mittelwerts der elektromyographischen Amplitude ermöglichen können.

Im Rahmen einer zweiten methodischen Vorstudie wurde überprüft, ob die standardisierte Verwendung eines RuEs die täglichen biomechanischen Messergebnisse beeinflusst und ob der zuvor ermittelte Umfang einer Familiarisierung, vergleichbare normalisierte elektromyographische Amplituden an aufeinanderfolgenden Messtagen ermöglicht. Dazu wurde die tagesabhängige Variation der Muskelaktivität und kinematischen Gelenkwinkeln beim Heben, Tragen, Gehen und in statischer Oberkörpervorbeugung, mit und ohne RuE, in einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe untersucht. Die Ergebnisse zeigten kaum Unterschiede zwischen den tagesabhängigen Messergebnissen, jedoch geringfügige Variationen in der Knie- und Knöchelkinematik sowie in der Aktivität des *Musculus biceps femoris*. Die erzielten Ergebnisse stellen somit sicher, dass das etablierte Maß an Standardisierung eine hohe tagesabhängige Vergleichbarkeit der elektromyographischen Amplituden und kinematischen Gelenkwinkel bei Arbeitsaufgaben mit RuEs ermöglicht.

Zur Beantwortung der Hauptforschungsfrage wurden die erzielten Erkenntnisse der beiden Voruntersuchungen genutzt, um eine hohe Messstandardisierung der biomechanischen Parameter zu gewährleisten. Die Ergebnisse bestätigen eine Reduktion der Rückenmuskelaktivität des *Musculus erector spinae* bei Verwendung des RuEs bei statischer Oberkörpervorbeugung und dem Heben einer Last, beim Heben jedoch mit primärer Reduktion zu Beginn der Hebebewegung und nicht zum Zeitpunkt der Lastenhandhabung. Zudem zeigten die Ergebnisse, dass RuEs insbesondere während der Beinvorschwungphase beim Tragen und Gehen, die Kinematik und Muskelaktivität der Ober- und Unterschenkel stark beeinflussen. Diese Veränderungen umfassen eine Reduktion des Kniewinkels, eine verstärkte Beugung im Sprunggelenk sowie eine erhöhte Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur. Während der Standphase beim Tragen und Gehen neigten die Proband:innen außerdem dazu, die Knie stärker zu beugen und die Beine nicht vollständig zu strecken.

Die beschriebenen biomechanischen Veränderungen bei Arbeitstätigkeiten mit einem RuE können zu einer erhöhten Belastung der unteren Extremitäten und ihrer Gelenkstrukturen führen, sodass langfristig das Risiko von MSE in diesen Bereichen erhöht werden könnte. Es ist wichtig, diesen Aspekt bei der Nutzung von RuEs an Arbeitsplätzen zu berücksichtigen, insbesondere in Arbeitsumgebungen, die diese Körperregionen stark beanspruchen oder bei Beschäftigten mit Vorerkrankungen in diesen Körperbereichen. Gleichzeitig gilt es, bewegungseinschränkende Wirkungen von RuEs weiter zu betrachten, da diese die Nutzerakzeptanz negativ beeinflussen und die Bereitschaft der Beschäftigten beeinträchtigen könnten, das RuE an Arbeitsplätzen zu nutzen. Die Sicherstellung einer Eignung der Arbeitsaufgabe für die Verwendung von RuEs sowie eine Evaluation verschiedener RuE-Modelle werden deshalb als wichtige Ansätze zur Erhöhung der Nutzungsbereitschaft und des potenziellen präventiven Nutzens von RuEs für MSE im Rücken empfohlen.

## Vorwort

Auf diesem nicht immer einfachen Weg haben mich viele Menschen begleitet und unterstützt. Dafür möchte ich mich an dieser Stelle herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt dem gesamten Team der Fachgruppe 2.3 der BAuA. Insbesondere die Kolleginnen und Kollegen standen mir in dieser Zeit immer zur Seite und ohne ihre fachliche und emotionale Unterstützung hätte ich diese Zeit sicherlich nicht so gut überstanden.

Ein weiterer Dank gilt dem engagierten Laborteam der BAuA, das mich bei der Durchführung meiner Versuche tatkräftig zur Seite stand. Mein besonderer Dank gilt Dennis, der mich nicht nur bei der Planung, sondern auch bei der Durchführung meiner Versuche im Technikum mit großem Engagement betreut hat.

Des Weiteren möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Thomas Jaitner bedanken, der mich während meiner gesamten Dissertation mit seiner uneingeschränkten Unterstützung, seinem fachlichen Rat und seiner offenen Kommunikation begleitet hat. Ich fand immer ein offenes Ohr für meine Fragen und Anliegen und fühlte mich stets gut aufgehoben.

Danken möchte ich auch meiner Familie, vor allem Andrés, der mich in schwierigen Zeiten immer wieder aufgebaut hat, sowie L.O. und D.B., die eine große emotionale Stütze für mich waren. Ihr habt mich ertragen und mir die nötige Motivation gegeben.

Danke!

# 1 Einleitung

Der Ausspruch "Ich habe Rücken" hat in unserer Gesellschaft nicht nur als humoristisches Phänomen an Popularität gewonnen, sondern auch eine tiefere symbolische Bedeutung erlangt. Geprägt durch Hape Kerkelings Kunstfigur Horst Schlämmer, den neurotischen Journalisten mit Hang zu eingebildeten Krankheiten, spiegelt dieser scheinbar lustige Ausspruch auch außerhalb der Fernsehwelt ein im beruflichen Kontext weit verbreitetes Gesundheitsproblem wider. So gehören Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) des Rückens weltweit zu den häufigsten Erkrankungen, mit einer besonders hohen Prävalenz in der erwerbfähigen Bevölkerung und jährlichen Ausfallzeiten von durchschnittlich 16,2 Tagen pro Beschäftigten (Sauter et al., 2021). Die Auswirkungen dieser Erkrankungen, sowohl hinsichtlich des individuellen Leidens der Betroffenen als auch hinsichtlich der volkswirtschaftlichen Kosten durch deren Arbeitsausfall, sind erheblich (Holzgreve et al., 2023). Die Dringlichkeit, wirksame Lösungen zur Prävention im Arbeitskontext zu finden, ist daher aktueller denn je.

Risikofaktoren für arbeitsbedingte MSE im Rücken beziehen sich meist auf körperlich belastende Tätigkeiten, wie manuelle Lastenhandhabung, repetitive Tätigkeiten oder statische Zwangshaltungen (Govaerts et al., 2021; Vinstrup et al., 2021). Grundsätzlich können Risikofaktoren für arbeitsbedingte MSE deshalb nachhaltig minimiert werden, wenn die Arbeitsbedingungen an die Fähigkeiten der Beschäftigten angepasst werden und ein angemessenes Verhältnis zwischen den physischen Arbeitsanforderungen und den körperlichen Voraussetzungen der Beschäftigten geschaffen wird (Luttmann et al., 2003). In Arbeitsumgebungen mit häufigen Produktionsänderungen, wie z. B. in der Automobilindustrie, im Handwerk oder in der Logistik, sind Anpassungen der Arbeitsbedingungen durch alternative Gestaltungsmöglichkeiten der Arbeitsplätze jedoch häufig nicht ohne Weiteres umsetzbar (Alabdulkarim und Nussbaum, 2019). In solchen Fällen können passive rückenunterstützende Exoskelette (RuEs) eine körperliche Entlastung bei der Ausführung risikobehafteter Arbeitsaufgaben bieten (Theurel et al., 2018) und den Rücken der Beschäftigten entlasten (De Looze et al., 2016).

Aus der bisherigen Forschung lassen sich übereinstimmende Ansätze zur Entlastung der Rückenmuskulatur bei Arbeitstätigkeiten mit RuEs ableiten, die eine potenziell präventive Wirkung für MSE vermuten lassen. Gleichwertige Berichte über einhergehende negative Effekte wie Bewegungseinschränkungen und erhöhte Belastung in anderen Körperbereichen würden hingegen das Präventionspotential von RuEs schwächen (De Bock et al., 2022). Eine Bewertung und Gewichtung der berichteten positiven und negativen Effekte und ihrer Auswirkungen auf das mögliche Präventionspotential für MSE ist jedoch schwierig. Denn es fehlen bislang umfassende Analyse der Einwirkung von RuEs auf den gesamten Bewegungsablauf, insbesondere bei komplexen Aufgaben wie Heben oder Tragen.

Rückschlüsse, ob RuEs zum Zeitpunkt einer Arbeitsbewegung unterstützen, bei dem eine Entlastung gewünscht ist oder in einer Phase der Arbeitsbewegung Einschränkungen hervorrufen, sind daher auf Grundlage bisheriger Studien nur schwer zu ziehen. Jedoch müssen die detaillierten Wirkungsmechanismen von RuEs auf den Körper berücksichtigt werden, um ihr mögliches Präventionspotential abzuschätzen, da Langzeituntersuchungen noch nicht realisiert werden konnten (Riemer und Wischniewski 2023). Damit möglichst verlässliche Rückschlüsse hinsichtlich der Wirksamkeit von

RuEs gezogen werden können, benötigt es deshalb einen ganzheitlichen biomechanischen Forschungsansatz, der ein detailliertes Verständnis der Einwirkung von RuEs auf den Körper zu verschiedenen Zeitpunkten einer Arbeitsbewegung ermöglicht und gleichzeitig einen möglichst hohen Grad an Übertragbarkeit in den Kontext „Arbeitswelt“ gewährleistet.

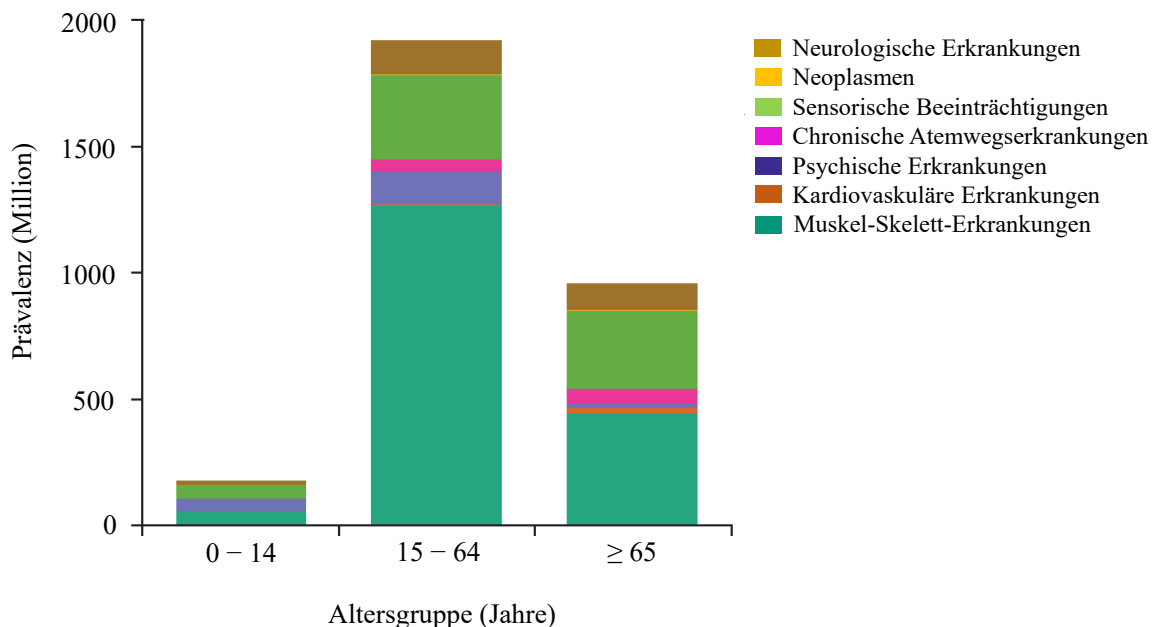
Jedoch beinhaltet ein solcher Forschungsansatz zunächst die Schaffung entsprechender methodischer Voraussetzungen für biomechanische Untersuchungen, um die Interpretierbarkeit der zugrundeliegenden Mechanismen im arbeitswissenschaftlichen Kontext zu erhöhen. Dazu ist es notwendig, die Einflussfaktoren auf biomechanische Messergebnisse zu identifizieren und für diese ein hohes Maß an Messstandardisierung zu etablieren (Knudson, 2017; De Bock et al., 2022). Dies bedingt zum einen den Einbezug einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe unter Berücksichtigung ihrer motorischen Fähigkeiten und Bewegungserfahrungen. Zum anderen ist die Überprüfung und Sicherstellung der Reproduzierbarkeit der biomechanischen Messergebnisse notwendig, um die Zuverlässigkeit der gewonnenen Erkenntnisse zu gewährleisten.

Im Rahmen dieser kumulativen Dissertation wird die Wirkung von RuEs auf den Körper standardisiert und im arbeitswissenschaftlichen Kontext über die gesamte Dauer einer Arbeitsbewegung evaluiert und ergonomisch bewertet. Damit soll die Dissertation einen Beitrag zum besseren Verständnis der Wirkung von RuEs auf Muskelaktivität und Kinematik der Nutzenden leisten sowie Schlussfolgerungen ermöglichen, in welcher Phase einer Arbeitsbewegung RuEs den Körper der Beschäftigten besonders stark beeinflussen. Die erwarteten Erkenntnisse können für die Gestaltung von RuE-Modellen und die Auswahl geeigneter industrieller Arbeitsaufgaben genutzt werden. Gleichzeitig könnten die Ergebnisse weitere Hinweise auf das Präventionspotenzial von RuEs in Bezug auf MSE des Rückens liefern.

## 2 Epidemiologie arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen

Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) gehören weltweit zu den häufigsten arbeitsbedingten Erkrankungen (Govaerts et al., 2021; Vinstrup et al., 2021). Unter dem Sammelbegriff MSE werden dabei verschiedene Erkrankungen aus den Kategorien degenerative oder entzündliche Gelenk- und Skeletterkrankungen zusammengefasst (Fuchs et al., 2013). Dazu gehören akute Krankheitsbilder, die durch eine starke Belastung mit plötzlichem Versagen der Gewebestruktur und -funktion hervorgerufen werden (z. B. Verstauchungen, Zerrungen oder Bänderverletzungen). Es zählen aber auch chronische MSE dazu, die auf eine anhaltende Überlastung einer Gewebestruktur, z. B. durch hohe körperliche Belastungen am Arbeitsplatz, zurückzuführen sind (Luttmann et al., 2003). Darunter fallen Nervenkompressionsstörungen und Osteoarthritis (Punnett und Wegman, 2004), aber auch weniger gut standardisierte Erkrankungen wie Rücken- und Nackenschmerzen (Cieza et al., 2020).

Eine besonders hohe Prävalenz von MSE findet sich in der weltweiten erwerbsfähigen Bevölkerungsgruppe im Alter von 15 bis 65 Jahren, wie aus Abbildung 1 hervorgeht. Ähnliche Tendenzen spiegeln sich auch in deutschen Untersuchungen wider, z. B. Statistiken der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA). Diese zeigen, dass ein beträchtlicher Anteil der Krankschreibungen in Deutschland auf MSE zurückzuführen ist (Sauter et al., 2021). So beträgt die durch MSE verursachte Ausfallzeit eines in Deutschland beschäftigten Arbeitnehmers durchschnittlich 16,2 Tage pro Jahr, mit einem Anteil von 22,3% an allen jährlichen Arbeitsunfähigkeitstagen (ebd.).



**Abbildung 1.** Krankheitskategorien der weltweit vorherrschenden Erkrankungen, die von Rehabilitation profitieren würden, unterteilt in drei Altersgruppen (Cieza et al., 2020).

Eine tiefere Analyse der Verbreitung von MSE verdeutlicht, dass das Gesamtrisiko in Deutschland vor allem durch nicht modifizierbare Faktoren wie Alter, Geschlecht und Genetik beeinflusst wird (Holzgreve et al., 2023). So sind Männer häufiger betroffen als Frauen, jedoch steigt gleichzeitig die Prävalenz von MSE mit zunehmendem Alter bei beiden Geschlechtern deutlich an. Während Männer im Alter von 15 bis 29 Jahren im Durchschnitt 1,6 Tage pro Jahr und Frauen 1,3 Tage pro Jahr aufgrund von MSE arbeitsunfähig sind, fehlen Männer und Frauen im höheren Alter (50 bis 64 Jahre) im Durchschnitt 7,12 Tage bzw. 6,66 Tage pro Jahr durch MSE bedingte Beschwerden (Grobe und Braun, 2022). Mit andauernder Erwerbstätigkeit und höherem Alter steigt also das Risiko für MSE, was besonders unter Berücksichtigung des demographischen Wandels und des immer späteren Renteneintrittsalters ein Problem darstellt. Wird die Entstehung oder Verschlimmerung von MSE durch die berufliche Tätigkeit und die Umstände ihrer Ausübung begünstigt, spricht man von arbeitsbedingten MSE (Da Costa et al., 2010; Fuchs et al., 2013).

Die diagnostizierten arbeitsbedingten MSE in Deutschland haben eine starke Ausprägung in Rücken- und Nackenbeschwerden (Schmidt et al., 2020). Diese Ergebnisse decken sich auch mit den weltweiten Zahlen: Hier leiden Personen laut Holzgreve et al. (2023) meist an Schmerzen des unteren Rückens (37,52%), gefolgt von Osteoarthritis (34,84%) und Nackenschmerzen (14,7%), als häufigste Formen arbeitsbedingter MSE (Cieza et al., 2020; Govaerts et al., 2021; Bonfiglioli et al., 2022). Gleichzeitig ist jedoch der Nachweis einer "arbeitsbedingten Erkrankung" in vielen Fällen von MSE nicht ohne Weiteres zu führen, unter anderem weil häufig die Voraussetzungen für eine Berufskrankheit durch das Beschwerdebild nicht erfüllt werden. So muss zwischen der Tätigkeit am Arbeitsplatz, deren Einwirkung auf den Körper und der Entstehung der MSE ein ursächlicher Zusammenhang bestehen und auch nachgewiesen werden (vgl. § 9 Abs. 1 Sozialgesetzbuch VII [SGB VII]). Dieser Nachweis ist besonders bei chronischen MSE schwer zu erbringen, speziell bei weniger gut standardisierte Erkrankungen wie Rücken- und Nackenschmerzen. Es ist deshalb davon auszugehen, dass der Anteil von MSE, der auf eine Arbeitstätigkeit zurückzuführen ist, weitaus höher liegt als berichtet, da viele Beschwerdebilder nicht als „arbeitsbedingte Erkrankung“ anerkannt wurden.

In diesem Zusammenhang ist zu betrachten, dass Branchen mit hohen physischen Anforderungen einen überdurchschnittlich hohen Anteil an MSE-bedingten Arbeitsunfähigkeitstagen aufweisen (Sauter et al., 2021; Grobe und Braun, 2022). Darunter fallen Branchen wie Baugewerbe, das verarbeitende Gewerbe, Transport und Logistik sowie das Sozial- und Gesundheitswesen. Hohe biomechanische Anforderungen werden in diesen Branchen vor allem durch die manuelle Lastenhandhabung beim Heben und Tragen verursacht (Coenen et al., 2014). Bei manueller Lastenhandhabung werden intensive Kräfte auf die Gewebestrukturen des Körpers ausgeübt, die zu einer akuten und im Laufe der Zeit chronischen Überlastung des betroffenen Gewebes führen können (Kuijer et al., 2014). Dabei sind das Lastengewicht, die Oberkörperhaltung der Beschäftigten beim Handhaben der Last sowie die Häufigkeit und Dauer der Lastenhandhabung wichtige Einflussfaktoren, die die Belastung bestimmen (Coenen et al., 2014). Deshalb können auch Beschäftigte, die zwar repetitive Arbeitsbewegungen ausführen, aber in der Regel keine hohen Lasten bewegen, z. B. aufgrund der hohen Anzahl an Wiederholungen, ein erhöhtes Risiko für arbeitsbedingte MSE aufweisen (Bauer et al., 2016). Denn durch zu kurze Pausen zwischen den repetitiven Bewegungen können mögliche entzündliche oder belastungsbedingte Veränderungen im beanspruchten Gewebe nicht ausheilen und zu chronischen MSE führen (Daub, 2017).

Arbeitstätigkeiten in Zwangshaltungen, wie statisches Stehen oder Knien in Oberkörpervorbeugung, können ebenfalls MSE im Rücken begünstigen und sind in den beschriebenen Branchen weit verbreitet. Sie erhöhen das Risiko eines unzureichenden Belastungswechsels im beanspruchten Gewebe und können so zu Muskelermüdung oder Durchblutungsstörungen führen (Kittelmann et al., 2021). Die BAuA definiert Zwangshaltungen als „[...] belastende Körperhaltungen, häufig in den Endbereichen der Bewegungsmöglichkeiten des Muskel-Skelett-Systems, die durch den Arbeitsprozess vorgegeben sind und länger andauernd/ununterbrochen (statisch) eingenommen werden“ (Kittelmann et al., 2021, S. 514).

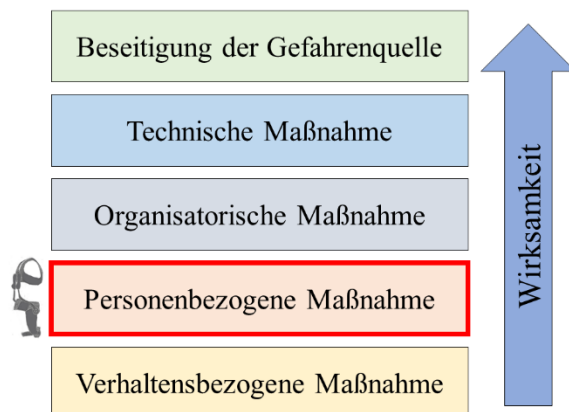
Ein möglicher Lösungsansatz für Branchen mit hohen physischen Anforderungen könnten am Körper getragene Assistenzsysteme wie Exoskelette bieten (De Looze et al., 2016), die mechanisch auf den Körper einwirken und bei belastenden Arbeitstätigkeiten unterstützen (Schick, 2018). An industriellen Arbeitsplätzen haben sie deshalb das Potenzial, das MSE-Risiko im Rücken durch eine mögliche Reduktion arbeitsbedingter körperlicher Belastungen zu senken (De Bock et al., 2022). Die Möglichkeiten der Anwendung von RuEs im Arbeitsschutz-Kontext werden im nachfolgenden Abschnitt erläutert.

## 3 Exoskelette in der Arbeitswelt

### 3.1 Einordnung in den betrieblichen Arbeits- und Gesundheitsschutz

Eine Betrachtung der Einsatzmöglichkeiten von RuEs an realen Arbeitsplätzen bedingt zunächst einmal ihre Einordnung in die gesetzlichen Anforderungen des betrieblichen Arbeits- und Gesundheitsschutzes in Deutschland. Gesetzesgrundlage bildet dafür das deutsche Arbeitsschutzgesetz (ArbSchG), welches die Unternehmen verpflichtet, ihre Verantwortung für die Sicherheit und den Gesundheitsschutz der Beschäftigten bei der Arbeit durch Maßnahmen des Arbeitsschutzes zu übernehmen und umzusetzen (ArbSchG §3). Dies beinhaltet eine Gefährdungsbeurteilung, die gemäß §5 ArbSchG in Verbindung mit DGUV Vorschrift 2 eine Beurteilung der Arbeitsbedingungen und eine damit einhergehende Ermittlung erforderlicher Maßnahmen durch den Arbeitgeber vorschreibt. So müssen Arbeitsplätzen und -abläufen hinsichtlich ihrer Gesundheitsgefährdung für die Mitarbeitenden beurteilt, eine Risikobewertung durchgeführt und entsprechende Maßnahmen entwickelt werden, um die arbeitsbedingten Gesundheitsrisiken zu minimieren (Amler et al., 2019). Um eine Reduktion des Risikos für arbeitsbedingte MSE an besonders belastenden Arbeitsplätzen zu erreichen, muss das Unternehmen deshalb entsprechende Präventionsmaßnahmen prüfen und umsetzen, um dem im ArbSchG festgelegten Grundsatz der Vermeidung von Gefährdungen nachzukommen (ebd.).

Dabei gilt insbesondere eine ergonomische Arbeitsgestaltung in Form einer angemessenen Balance zwischen den Anforderungen der Arbeit und der Leistungsfähigkeit der Beschäftigten als wirksame präventive Maßnahme für arbeitsbedingten MSE (Epstein et al., 2018). So können durch eine ergonomische Arbeitsplatzgestaltung mögliche Gefahrenquellen und Risiken minimiert werden (Luttmann et al., 2003), indem beispielsweise die zu handhabenden Lasten grundsätzlich reduziert oder besonders belastende Körperhaltungen durch Arbeitsplatzanpassungen vermieden werden. Sind solche alternativen Gestaltungsoptionen für Arbeitsplatz oder -organisation nicht umsetzbar (Alabdulkarim und Nussbaum, 2019), sollten gemäß ArbSchG §4 weitere Schritte der sogenannten Maßnahmenhierarchie in Betracht gezogen werden (vgl. Abbildung 2).



**Abbildung 2.** Maßnahmenhierarchie nach Technischer Regel für Arbeitsstätten (ASR V3) mit Einordnung des RuEs, eigene Darstellung.

Die Maßnahmenhierarchie, nach der Technischen Regel für Arbeitsstätten (BAuA, 2023), beschreibt fünf hierarchische Ebenen: An erster Stelle steht die Beseitigung der Gefahrenquelle. Jedoch ist diese Maßnahme an Arbeitsplätzen, die eine manuelle Handhabung von Lasten als Gefahrenquelle bedingen und kein Automatisierungspotential bieten, keine Alternative zur Risikominimierung von MSE. Die zweite hierarchische Ebene umfasst die technischen Maßnahmen, die an Arbeitsplätzen umgesetzt werden können, an denen technische Hilfsmittel wie Hebehilfen zur Entlastung der Beschäftigten geeignet sind (Kuijjer et al., 2014). Nachrangig können auch organisatorische Maßnahmen zur Risikominderung etabliert werden, z. B. durch die Reduktion der Häufigkeit und Dauer von Tätigkeiten mit erhöhten körperlichen Belastungen für die einzelnen Beschäftigten, z. B. durch Arbeitsplatzrotation (Steinhilber et al., 2020). Aber auch personenbezogene Maßnahmen, wie persönliche Schutzausrüstungen (z. B. Helm oder Sicherheitsschuhe), oder verhaltensbezogene Maßnahmen, z. B. das Angebot einer Rückenschule zum Erlernen von rüchenschonendem Heben und Tragen, können zur Risikoreduktion von MSE beitragen (ebd.).

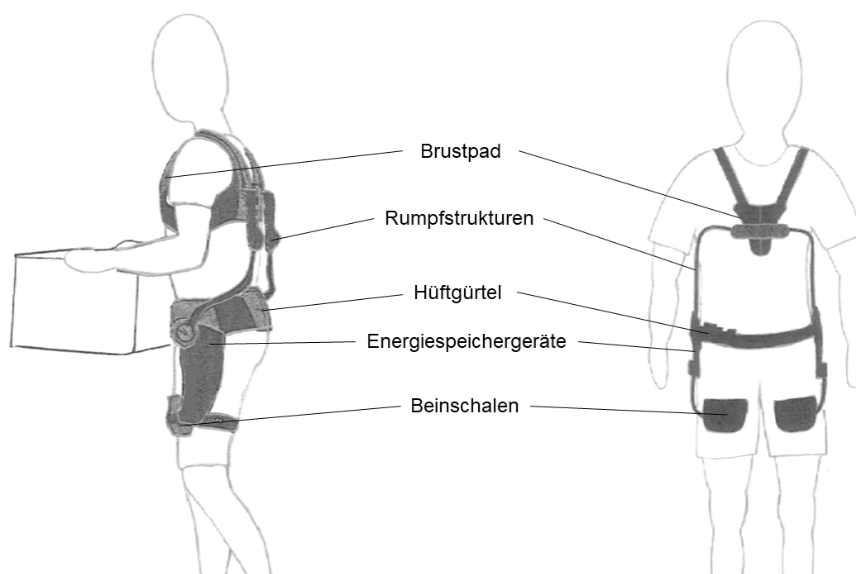
Exoskelette lassen sich in diesem Zusammenhang als Arbeitsschutzmaßnahme auf Basis der aktuellen Forschungslage nicht ohne Weiteres in die Maßnahmenhierarchie einordnen u. a. aufgrund fehlender Evidenz und Langzeitevaluationen, die ihre präventive Wirkung für MSE nachweisen könnten. Das mögliche Präventionspotenzial und die Einsatzmöglichkeiten von Exoskeletten, als am Körper getragene physische Assistenzsysteme, legen grundsätzlich eine Einordnung als personenbezogene Maßnahme in die Maßnahmenhierarchie nahe (Steinhilber et al., 2020). Aufgrund der unterschiedlichen möglichen Anwendungsszenarien im Rahmen einer personenbezogenen Maßnahme, in der Primär-, Sekundär- und Tertiärprävention, sind die sicherheitstechnischen Anforderungen an Exoskelette jedoch noch nicht eindeutig bestimmbar (Peters und Wischniewski, 2019). So könnten Exoskelette z. B. durch eine symptomlindernde Wirkung, die Arbeitsaufgaben von Beschäftigten mit bestehenden Beschwerden erleichtern oder einer Verschlechterung bereits bestehender MSE vorbeugen (Steinhilber et al., 2020). Auch der Einsatz von Exoskeletten im Rahmen der Inklusion wird seit einiger Zeit diskutiert (Schick, 2018).

Für Unternehmen, die eine Anschaffung von Exoskeletten als Maßnahme zur Risikominimierung an belastenden Arbeitsplätzen in Erwägung ziehen, stellen diese variierenden Anwendungsszenarien eine Herausforderung dar. So ist nicht klar, ob Exoskelette beim Gebrauch am Arbeitsplatz als technisches Hilfsmittel, als Medizinprodukt in der Sekundär- und Tertiärprävention oder als persönliche Schutzausrüstung zur Primärprävention zu betrachten sind (Peters und Wischniewski, 2019). Die Festsetzung einer solchen Einordnung hat jedoch erhebliche Auswirkungen, da z. B. die Einstufung als persönliche Schutzausrüstung das Tragen bei besonders belastenden Tätigkeiten für die Beschäftigten verpflichtend machen könnte. Fehlende Langzeitstudien mit Exoskeletten sind zum jetzigen Zeitpunkt jedoch ein Argument gegen die Einstufung als persönliche Schutzausrüstung (Steinhilber et al., 2020), da ohne Langzeitevaluationen negative Effekte bei verpflichtendem Tragen von RuEs nicht ausgeschlossen werden können. Es bedarf hier weiterer Forschung, um die Einordnung von RuEs als Arbeitsschutzmaßnahme abschließend zu klären und den Arbeitgebern den Einsatz von Exoskeletten an ihren Arbeitsplätzen zu erleichtern.

### 3.2 Wirkungsanalyse passiver rückenunterstützender Exoskelette unter Einbezug der biomechanischen Studienlage

Aktuell auf dem Markt befindliche Exoskelette lassen sich in aktive oder passive Systeme unterscheiden: Während aktive Systeme, mit einem oder mehreren mechanischen Antriebselementen, meist in der Rehabilitation eingesetzt werden, sind zur kommerziellen Nutzung an industriellen Arbeitsplätzen passive Systeme verbreitet. Durch Materialien wie Gasdruck- oder Schraubfedern wird bei diesen Systemen die Energie aus der Körperbewegung gespeichert und bei Bedarf zur Unterstützung einer Bewegung oder Arbeitsposition verwendet (de Looze et al., 2016). In Bezug auf die unterstützten Körperregionen lassen sich kommerziell verfügbare Exoskelette dabei in die Kategorien gesamtkörper-, schulter- und arm-, sowie rückenunterstützend einordnen.

Aufgrund der Prävalenz von arbeitsbedingten MSE im Rückenbereich, des fortgeschrittenen Entwicklungsstandes und der vergleichsweise günstigen Anschaffungskosten, bieten RuEs derzeit das größte Potenzial für die Anwendung in der Arbeitswelt. Aktuell weit verbreitet sind die in dieser Arbeit genutzten RuE-Modelle Paexo Back von Otto Bock und V2.5 von Laevo (Riemer und Wischniewski, 2023). In Abbildung 3 werden diese beiden Modelle dargestellt. Die RuEs werden mit einem Hüftgürtel an der Hüfte des Nutzens befestigt und mit einem Brustpolster am Oberkörper fixiert (Abbildung 3), um Stabilität zu gewährleisten. Die Beinschalen werden zudem bei beiden RuEs in ähnlicher Weise und Position an den Oberschenkeln angebracht, lediglich die Position der Rumpfstrukturen unterscheidet sich bei den verwendeten Modellen. So sind diese beim Paexo Back am Rücken befestigt, während beim Laevo V2.5 die Rumpfstrukturen zum Brustpad führen.



**Abbildung 3.** Die in dieser Dissertation verwendeten Exoskelett-Modelle und ihre Komponenten. Links: Paexo Back von Otto Bock; rechts: V2.5 von Laevo.

Die Funktionsmechanismen der RuEs sind vergleichbar (Abbildung 3), denn beide Modelle nutzen einen am Hüftgürtel integrierten passiven Energiespeichermechanismus, in diesem Fall eine vorgespannte Gasdruckfeder (V2.5 von Laevo) oder eine Schraubfeder (Paexo Back von Otto Bock). Eine Aktivierung dieses Mechanismus wird ausge-

löst, wenn Oberkörper und Oberschenkel des Nutzenden den passiven Energiespeicher zusammendrücken. Im Moment der Rückenextension wird Druck erzeugt, der über das Brustpad auf den Brustkorb ausgeübt wird, während die Hüftextension durch den Anpressdruck der Beinschalen auf die Vorderseite des Oberschenkelbereichs erleichtert wird. Dabei wird ein Teil des Körpergewichtes des Rumpfes aufgenommen und am Rücken vorbei, über die Rumpfstrukturen in die Beinschalen und dann zu den Oberschenkeln geleitet. Die gespeicherte Energie wird bei der Streckung des Rumpfes wieder abgegeben und kann so den Rücken beim Heben einer Last unterstützen.

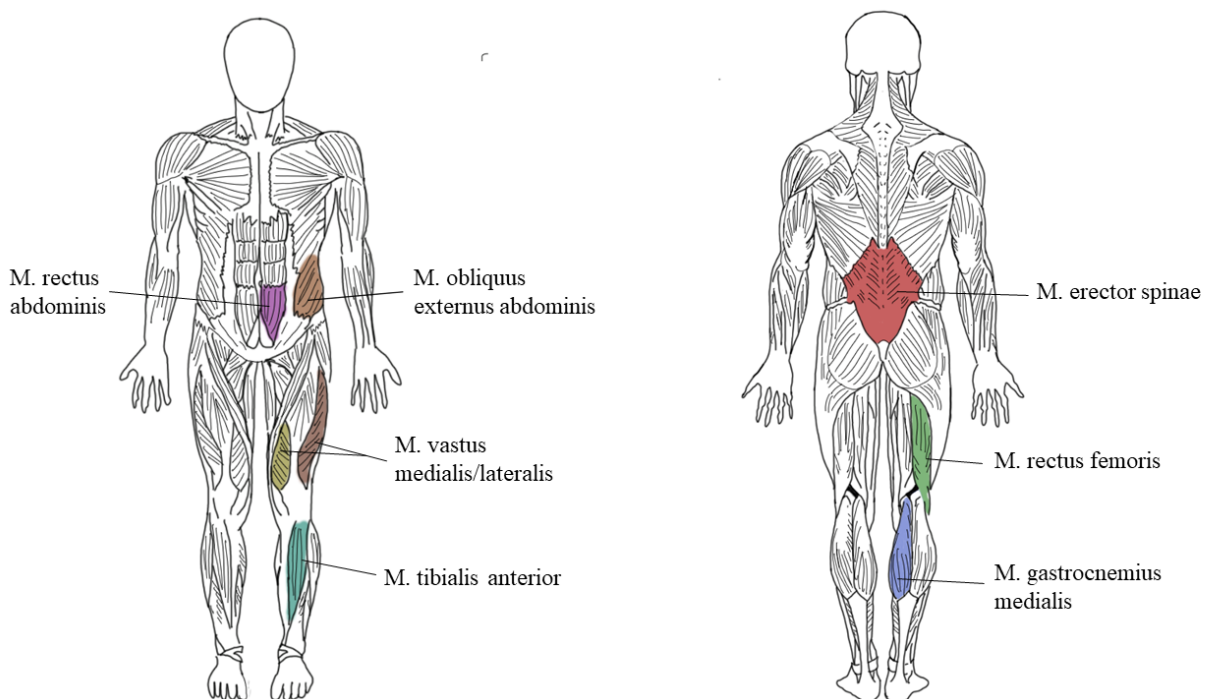
Zum bisherigen Zeitpunkt fehlen umfangreiche Langzeitstudien zur Wirksamkeit von RuEs, vermutlich aufgrund der noch geringen Verbreitung an realen Arbeitsplätzen (Riemer und Wischniewski, 2023). So werden Exoskelette zwar von Arbeitgebern angeschafft, jedoch aufgrund verschiedener Faktoren von den Beschäftigten nicht über längere Zeiträume genutzt (ebd.). Die meisten Studien mit RuEs beschränken sich auf lediglich einen Erhebungstag (z.B. Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Alemi et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020; Giustetto et al., 2021; Simon et al., 2021; Luger et al., 2023). In einigen Feldstudien werden auch Erhebungen über zwei bis vier Wochen durchgeführt (Hensel und Keil, 2018; Marino et al., 2019), jedoch reichen auch diese Zeiträume nicht aus, um die präventive Wirksamkeit von RuEs zu untersuchen. Derzeit können deshalb keine gesicherten Aussagen zur Präventionspotential von RuEs auf MSE am Arbeitsplatz getroffen (Steinhilber et al., 2020), sondern lediglich Schlussfolgerungen über ihre Wirksamkeit aus kurzfristigen Anwendungsszenarien gezogen werden. Dieser Umstand wird in den wenigen Übersichtsarbeiten zu diesem Thema immer wieder angeführt, wenn es darum geht, eine Empfehlung hinsichtlich des Präventionspotentials für MSE abzugeben (Theurel und Desbrosses, 2019; Toxiri et al., 2019; Kermavnar et al., 2021; De Bock et al., 2022; Kuber et al., 2022). Es kann deshalb zunächst nur die kurzzeitige Wirkungsweise von RuEs berücksichtigt werden, wenn ihr mögliches Präventionspotential bewertet werden soll.

Es existieren verschiedene elektromyographische und kinematische Untersuchungen, die unter anderem statische (Bosch et al., 2016; Huysamen et al., 2018; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020; Koopman et al., 2020; Lamers et al., 2018; Motmans et al., 2018; Wei et al., 2020; Giustetto et al., 2021) und dynamische (Bosch et al., 2016; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020) isometrische Arbeitsaufgaben in Oberkörpervorbeugung, mit einer durchschnittlichen Hüftbeugung zwischen 30° und 90° und einer Haltezeit zwischen 4 Sekunden und 5 Minuten umfassen. Aber auch Studien zu dynamischen Hebeübungen aus Boden-, Knöchel- oder Scheinbeinhöhe, meist in symmetrischer Ausführung, mit Gewichten von 0 bis 25 kg, wurden bereits durchgeführt (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Abdoli-Eramaki und Stevenson, 2008; Godwin et al., 2009; Alemi et al., 2019; Picchiotti et al., 2019; Koopman et al., 2020; Wei et al., 2020; Baltrusch et al., 2021; Simon et al., 2021). Komplexe Arbeitsaufgaben mit einem RuE, wie das Tragen einer Last (Baltrusch et al., 2018; Baltrusch et al., 2019; Goršič et al., 2020; Koopman et al., 2020; Baltrusch et al., 2021) oder das Gehen ohne Last (Baltrusch et al., 2018 & 2019; Goršič et al., 2020; Park et al., 2022), wurden hingegen bisher seltener evaluiert.

Die beschriebenen Studien, die Oberflächen-Elektromyographie (sEMG) verwenden, zeigen übereinstimmende Ergebnisse bezüglich der Reduktion der Muskelaktivität des Musculus erector spinae in Oberkörpervorbeugung (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Lamers et al., 2018; Motmans et al., 2018; Giustetto et al., 2021) sowie bei wiederholten Hebe- und Montageaufgaben (Godwin et al., 2008; Alemi et al., 2019;

Madinei et al., 2020; Luger et al., 2023). So reduziert die Verwendung des RuE die mittlere (z. B. Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2018; Koopman et al., 2019; Luger et al., 2023) und maximale (z. B. Abdoli-Eramaki et al., 2006; Alemi et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020; Giustetto et al., 2021) Muskelaktivität im Rücken. In Bezug auf andere Körperregionen sind die Wirkungsweisen von RuEs auf die Muskelaktivität hingegen inkonsistent. Es gibt z. B. widersprüchliche Ergebnisse zur Aktivität der Musculus rectus abdominis und Musculus obliquus externus abdominis beim Halten in Oberkörpervorbeugung, wobei einige Studien keine Veränderung zeigen (z. B. Huysamen et al., 2018; Madinei et al., 2020), während andere Untersuchungen eine Zunahme (Baltrusch et al., 2019) oder Abnahme (Alemi et al., 2019) der Bauchmuskulatur berichten.

Ähnlich widersprüchlich sind die Forschungsergebnisse zur Einwirkung eines RuEs auf die Aktivität der Beinmuskulatur während einer Hebeaufgabe, wobei einige Studien eine signifikante Reduktion der Aktivität des Musculus biceps femoris zeigen (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2023). Im Gegensatz dazu fanden Huysamen et al. (2018) jedoch eine Reduktion der Aktivität des Musculus gastrocnemius medialis bei Verwendung eines RuE, während Alemi et al. (2019) eine Zunahme der Aktivität des Musculus vastus lateralis und Baltrusch et al. (2019) keine signifikante Veränderung der Beinmuskulatur feststellten. Abbildung 4 gibt einen Überblick der gängigsten Muskeln, die auch in dieser Arbeit als Messgrundlage in allen Publikationen genutzt werden.

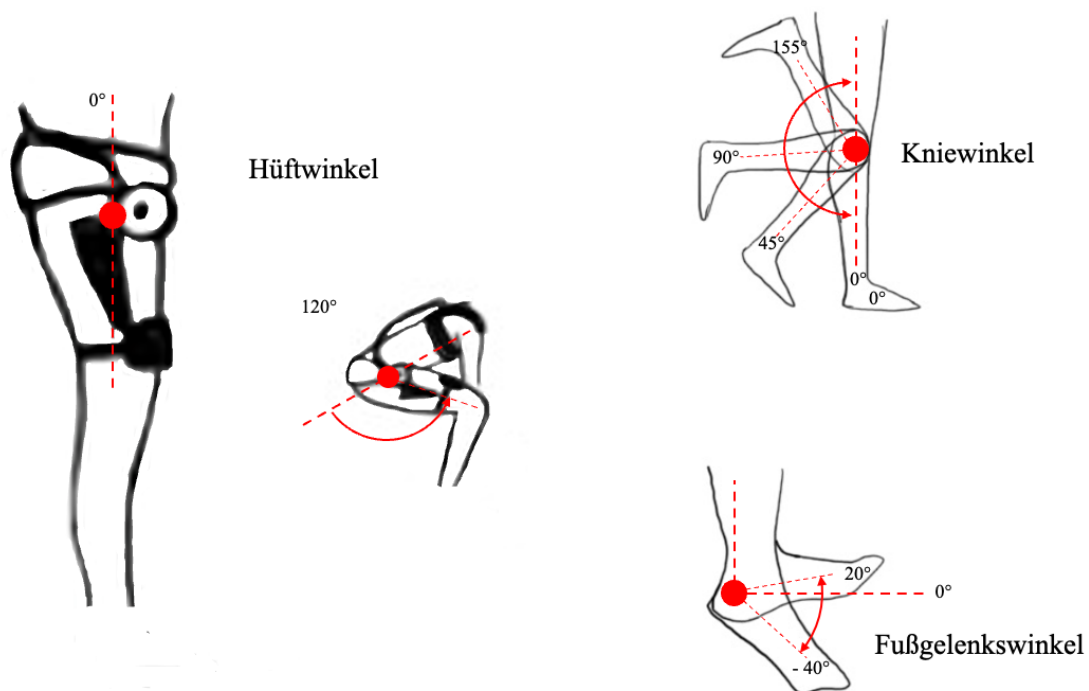


**Abbildung 4.** Wichtigste Skelett-Muskeln der bisherigen RuE-Studien unter Verwendung von sEMG, in Vorder- und Rückansicht des Körpers.

Neben der Evaluation der biomechanischen Folgen von RuEs auf die Aktivität der Lumbal- und Beinmuskulatur, wird ihre Wirkungsweise auch durch Haltungs- und Bewegungsänderungen bewertet, meist durch Messung der Gelenkwinkelmittel- (z. B. Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2018; Koopman et al., 2019; Wei et al., 2020; Kim et al., 2020; Simon et al., 2021; Luger et al., 2023) und Maximal-

werte (z. B. Abdoli-Eramaki et al., 2006; Goršič et al., 2019). Ähnlich wie bei der Messung der Muskelaktivität, konzentrieren sich diese Studien vor allem auf die Wirkung des RuE auf Rumpf und Unterkörper. Sie evaluieren dabei Veränderungen in Parametern wie Hüft- (Sadler et al., 2011; Goršič et al., 2019; Picchiotti et al., 2019; Kim et al., 2020; Luger et al., 2023), Knie- (Bosch et al., 2016; Latorre Erezuma et al., 2023) oder Fußgelenkwinkeln (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Koopman et al., 2020).

Die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen bestätigen die Einwirkung des RuEs auf die Körperkinematik während manueller Arbeitsaufgaben. Mehrere Studien berichteten über eine veränderte Hebekinematik, die sich in einer reduzierten Beugung der Lenden- und Brustwirbelsäule, aber auch in einer signifikant erhöhten Beugung der Hüfte und des Sprunggelenks zeigt (Motmans et al., 2018; Kim et al., 2020; Goršič et al., 2019; Picchiotti et al., 2019; Koopman et al., 2020; Simon et al., 2021; Latorre Erezuma et al., 2023, Luger et al., 2023). Eine weitere Untersuchung evaluierte auch eine verringerte Kniebeugung (Simons et al., 2021). Bosch et al. (2016) beobachteten indes eine signifikante Überstreckung des Knies in Vor- und Rückneigung des Oberkörpers beim Heben mit einem RuE. Abbildung 5 bildet die gängigsten Gelenkwinkel bei Untersuchungen mit RuEs ab, auch diese werden in dieser Arbeit in Publikation 2 und 3 verwendet.



**Abbildung 5.** Gelenkwinkel mit Zuordnung (nach Xsens-Messsystem Avinda aus Publikation 2 und 3).

Kinematische Studien, die RuEs bei komplexen Arbeitsaufgaben mit Geh- oder Trageelementen untersucht haben, weisen auf eine generelle Veränderung der Gangkinematik mit einem RuE, einhergehend mit einer Schrittlängenverkürzung, hin (z. B. Näf et al., 2018; Baltrusch et al., 2019; Koopman et al., 2020). Baltrusch et al. (2019) berichten in diesem Zusammenhang von einer langsameren bevorzugten Gehgeschwindigkeit der Proband:innen. Park et al. (2022) bewerteten außerdem Veränderungen des Gangmuster mit einem RuE und evaluierten eine verbesserte Rumpfstabilität, jedoch ebenso eine verringerte Schrittlänge und -breite.

Will man anhand der bisherigen Forschung verallgemeinerbare Wirkungsmechanismen eines RuEs auf den Körper beschreiben, fällt dies durch die Inkonsistenz der bisherigen Ergebnisse schwer. Die beschriebene Studienlage bestätigt zwar Entlastungseffekte auf die Rückenmuskulatur bei der Nutzung von RuEs, thematisiert aber ebenso kinematische Veränderungen beim Heben oder Gehen, die eine behindernde Wirkung auf den Körper der Nutzenden vermuten lassen. Dazu zählen z. B. die von Bosch et al. (2016) berichtete Überstreckung des Knies oder die verkürzten Schrittlängen beim Gehen mit einem RuE (Näf et al., 2018; Baltrusch et al., 2019; Koopman et al., 2020).

Gleichzeitig finden sich in den bisherigen Untersuchungen methodische Limitationen, die eine Einordnung der berichteten Effekte und die Bewertung einer möglichen präventiven Wirksamkeit von RuEs erschweren könnten. So fällt auf, dass in fast allen Studien die elektromyographischen und kinematischen Signale auf mittlere sEMG-Amplituden und Gelenkwinkelmittelwerte (z. B. Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2018; Koopman et al., 2019; Wei et al., 2020; Kim et al., 2020; Simon et al., 2021; Luger et al., 2023) sowie Maximalwerte (z. B. Abdoli-Eramaki et al., 2006; Alemi et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020; Giustetto et al., 2021) reduziert wurden. Die Einwirkung von RuEs auf den Körper wird somit nicht über den gesamten Bewegungsverlauf betrachtet, sodass wichtige Informationen im kontinuierlichen Signal einer Arbeitsbewegung verloren gehen. Studien, die bewegungsabhängige Parameteränderungen mit einem RuE evaluieren sind hingegen kaum vorhanden. Lediglich eine Untersuchung von Latorre Erezuma et al. (2023) ermöglicht diese Betrachtung und berichtet eine Verringerung der Hüftflexion, vor allem während der Abwärtsphase einer Hebebewegung, wenn sich der Oberkörper gegen den Widerstand des RuE nach unten bewegt. Weitere signifikante Ergebnisse können von ebd. hingegen nicht ermittelt werden. Die meisten anderen Studien ermöglichen aufgrund ihres methodischen Ansatzes keine detaillierte Zuordnung der Wirkungsweise von RuEs im zeitlichen Bewegungsverlauf.

## 4 Standardisierung in biomechanischen Untersuchungen

### 4.1 Untersuchungsstichproben in den Arbeitswissenschaften

Eine Betrachtung der Stichproben bisheriger Untersuchungen mit RuEs zeigt, dass diese zum Großteil aus gesunden, jungen, meist männlichen Probanden bestehen (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Lamers et al., 2018; Goršič et al., 2019; Wei et al., 2020; Picchiotti et al., 2019; Kim et al., 2020; Luger et al., 2023), vermutlich aufgrund ihrer leichten Rekrutierbarkeit im Forschungsumfeld und um mögliche altersbedingte Gesundheitsrisiken bei manueller Lastenhandhabung mit dem RuE zu reduzieren (Hoffmann et al., 2022). Doch im Rahmen einer biomechanischen Untersuchung mit RuEs spielt die Berücksichtigung einer repräsentativen Untersuchungsstichprobe für die Übertragbarkeit der Erkenntnisse in den Kontext „Arbeitswelt“ eine entscheidende Rolle. Eine kontextbezogene Betrachtung ist deshalb besonders wichtig.

Diese bedingt im ersten Schritt eine klare Definition der Untersuchungsstichprobe, anhand derer Zielgruppenkriterien für die Nutzung von RuEs am Arbeitsplatz formuliert werden können. Dies erfordert den Einbezug des Präventionskontextes und des Anwendungsfalls von RuEs, der sich neben der Primärprävention auch auf die berufliche Sekundär- und Tertiärprävention von MSE im Rücken beziehen kann. Auf dieser Grundlage lassen sich folgenden RuE-Nutzer:innengruppen unterteilen:

- (1) Gesunde Beschäftigte im erwerbsfähigen Alter zwischen 18 und 67 Jahren, deren Muskel-Skelett-System vor Beschwerden und Erkrankungen des Rückens geschützt werden soll. RuEs sollen hier im Rahmen der Primärprävention am Arbeitsplatz eingesetzt werden.
- (2) Erkrankte Beschäftigte im erwerbsfähigen Alter zwischen 18 und 67 Jahren, mit Muskel-Skelett-Beschwerden bzw. MSE im Rücken. Sie sollen als sekundärpräventive Maßnahme durch RuEs vor einer Verschlimmerung oder Manifestation ihrer Erkrankung bewahrt werden (Steinhilber et al., 2020).
- (3) Erkrankte Beschäftigte im erwerbsfähigen Alter zwischen 18 und 67 Jahren, mit Muskel-Skelett-Beschwerden bzw. MSE im Rücken, die nach einer Arbeitsunfähigkeit wiedereingegliedert werden. Sie sollen durch RuEs, als tertiärpräventive Maßnahme, zur Wiedererlangung der Teilhabe am Arbeitsleben befähigt werden (Steinhilber et al., 2020).

Im zweiten Schritt müssen kontextbezogene methodische Voraussetzungen geschaffen werden, um Einflussfaktoren auf elektromyographische und kinematische Messergebnisse in den definierten Beschäftigtengruppen ausreichend standardisieren zu können. Denn heterogene motorische Fähigkeiten und oftmals geringe Bewegungserfahrungen in solchen Untersuchungsstichproben, können die Validität der biomechanischen Messungen stark beeinflussen. Sogar eine mit zunehmendem Alter abnehmende motorische Leistungsfähigkeit, unter Berücksichtigung des demographischen Wandels, ist zu erwarten (Van Dijk et al., 2007; Vandevorode und Orban de Xivry, 2020). So müssen, sowohl in Bezug auf die Nutzung der biomechanischen Messsys-

teme als auch in Bezug zur Verwendung eines RuE, ausreichende Standardisierungsmaßnahmen umgesetzt und deren Wirksamkeit durch eine Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gesichert werden.

Um mögliche Gesundheits- und Verletzungsrisiken für die Stichprobe während biomechanischer Untersuchungen auszuschließen, beschränke ich mich in dieser Dissertation auf die Beschäftigtengruppe 1, die primärpräventiv von RuEs profitieren kann und in der Lage ist, körperliche Arbeit zu verrichten. Die Feststellung der Eignung potenzieller Proband:innen erfolgte durch eine sportwissenschaftliche Eignungsbeurteilung (Caffier et al., 1999). Diese umfasste sowohl eine Befragung der betroffenen Personen, zu subjektiven Belastungs- und Beschwerdeparametern, als auch eine sportwissenschaftlich-orthopädische Untersuchung durch einen qualifizierten Sporttherapeuten. Im Rahmen der Befragung wurden relevante Informationen zu bisherigen körperlichen Belastungen, Verletzungen, Beschwerden und persönlichen Erfahrungen erhoben. Bei der sportwissenschaftlich-orthopädischen Untersuchung standen die Beweglichkeit und Stabilität der einzelnen Gelenke sowie die allgemeine Schmerzbelastung im Vordergrund.

## **4.2 Messtechnische Anforderungen an die Durchführung elektromyographischer Messungen in arbeitswissenschaftlichen Stichproben**

Aussagekräftige Ergebnisse biomechanischer Untersuchungen im arbeitswissenschaftlichen Kontext erfordern einen hohen Standardisierungsgrad der elektromyographischen und kinematischen Messungen. Dies betrifft die Verwendung valider Messsysteme als Grundvoraussetzung, welche in dieser Arbeit durch vorangegangene Validierungsstudien gesichert wurde (Hellig, 2019; Besomi et al., 2020; Elsaïs et al., 2020; Kobsar et al., 2020; Mahdavi et al., 2020; Błaszczyk und Ogurkowska, 2022; Cudejko et al., 2022). Es beinhaltet jedoch auch eine Überwachung der Umgebungsbedingungen bei den Messungen, durch die Sicherstellung von Messungen unter stets identischen Laborbedingungen (gleiche Temperatur und Luftfeuchtigkeit) sowie zur exakt gleichen Tageszeit (Merletti und Mucelib, 2019).

Von großer Bedeutung ist auch eine standardisierte Platzierung der verwendeten Messsensorik. Denn verschiedene Studien weisen darauf hin, dass z. B. bei der Messung von kinematischen Gelenkwinkelverläufen mit Inertial Measurement Units (IMUs) die einheitliche Platzierung der Sensoren auf dem Körper der Proband:innen einen maßgeblichen Einfluss auf die Zuverlässigkeit der Messungen hat (Mesin et al., 2009; Cudejko et al., 2022). Daher ist bei allen IMU-Sensoren eine reproduzierbare Positionierung durch ein standardisiertes Protokoll sicherzustellen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden anatomische Landmarken am Körper der Proband:innen palpiert, um sie als Orientierungspunkte bei der Platzierung der IMU-Sensoren zu nutzen. Dadurch sollte eine möglichst hohe Standardisierung der Messungen erreicht werden.

Ein ähnliches Vorgehen wurde ebenfalls für die standardisierte Platzierung der sEMG-Sensoren angewandt. Auch hier ist eine einheitliche Positionierung der Elektroden auf den Muskeln von entscheidender Bedeutung, da die Hautleitfähigkeit in Abhängigkeit von Gewebedicke und -zusammensetzung variieren und das Signal beeinflussen kann (Merlettia und Mucelib, 2019). Allerdings können diverse Einflussfaktoren, insbesondere bei einer sEMG-Untersuchung, durch eine einheitliche Platzierung der Sensoren

nicht standardisiert werden. Zu diesen probandenabhängigen Faktoren zählen insbesondere die individuelle Hautleitfähigkeit, die Durchblutung der Haut sowie das Schwitzen einer Person (De Luca et al., 2006). Diese Faktoren können das über die Haut abgeleitete Muskelsignal beeinflussen und sich so auf die tägliche Amplitude des erhobenen sEMG-Signals auswirken.

Um dennoch eine möglichst standardisierte sEMG-Untersuchung durchführen zu können, ist eine Normalisierung des sEMG-Signals durch einen maximalen Referenzwert des gemessenen Muskels erforderlich. Dazu führen die Proband:innen eine isolierte maximale isometrische Kontraktion (MVIC) eines einzelnen Gelenkes, mit maximaler Kraftentwicklung, gegen einen festen statischen Widerstand aus (vgl. Burden, 2010; Staudenmann et al., 2010). Die dabei ermittelte maximale sEMG-Amplitude des jeweiligen Muskels dient als Referenzwert, um die nachfolgend erfassten sEMG-Daten der Untersuchung auf den entsprechenden Prozentwert der MVIC zu normalisieren. Die muskelspezifischen sEMG-Signale werden so auf eine relative Skala gebracht, wodurch Vergleiche auf Grundlage des prozentualen Verhältnisses zur Referenzaktivität ermöglicht werden (vgl. Koopman et al., 2019; Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020). Der Ansatz der submaximalen Normalisierungskontraktion kommt ebenfalls in arbeitswissenschaftlichen Studien zur Anwendung (vgl. Luger et al., 2019; Luger et al., 2023). Allerdings wird dieser Ansatz durch die Schwierigkeit begrenzt, gleichwertige submaximale Belastungen für verschiedene Muskeln zu ermitteln (Dankaerts et al., 2004). In der arbeitswissenschaftlichen Literatur wird deshalb die MVIC-Methode am häufigsten zur Normalisierung des EMG-Signals verwendet.

Die standardisierte Durchführung von MVICs birgt insbesondere im Kontext „Arbeitswelt“ diverse Herausforderungen. In Anlehnung an frühere Untersuchungen kann angenommen werden, dass bei einer arbeitswissenschaftlich repräsentativen Stichprobe häufig keine spezifische Erfahrung in der Erzeugung von Maximalkraft oder im Training zur Entwicklung von Maximalkraft vorliegt (Buckthorpe et al., 2012; Rodríguez-Rosell et al., 2018; Balshaw et al., 2019). Dies resultiert in inkonsistenten und variierenden MVIC-Werten, welche häufig nicht der maximal erreichbaren Kraft der Proband:innen entsprechen (Van Dijk et al., 2007). Diesbezüglich weisen diverse Studien darauf hin, dass die bei MVIC-Normalisierungskontraktionen erfasste Kraft 20–40 % unter der tatsächlichen Maximalkraft liegen kann, sofern die Proband:innen mit der Ausführung maximaler Kontraktionen nicht vertraut sind (Soderberg und Knutson, 2000; Calder und Gabriel, 2007; Green et al., 2014). Infolgedessen ist die gemessene maximale Muskelaktivität, insbesondere bei bewegungsunerfahrenen Untersuchungsstichproben, als eingeschränkt zu betrachten (Frost et al., 2012; Amarantini und Bru, 2015; Salonikidis et al., 2021).

In der bisherigen arbeitswissenschaftlichen Literatur wird dieses Problem häufig nicht thematisiert, obschon in nahezu sämtlichen relevanten biomechanischen Studien die erfassten sEMG-Signale mittels MVIC normalisiert wurden (vgl. Koopman et al., 2019; Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020). Um valide Erkenntnisse zu gewinnen, ist es jedoch unerlässlich, die motorischen Voraussetzungen einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe bei der MVIC-Normalisierung zu berücksichtigen. Dies dient der Standardisierung der Konsistenz der Kraftentwicklungsrate sowie der Höhe der erreichten sEMG-Amplitude (Calder und Gabriel, 2007; Green et al., 2014; Grgic et al., 2020). Die Familiarisierung mit der MVIC-Aufgabe ist hierfür von Vorteil (Green et al., 2014; Chan et al., 2020; Reyes-Ferrada et al., 2022).

Allerdings existieren bislang keine Studien, die den notwendigen Umfang einer Familiarisierung für standardisierte MVICs in arbeitswissenschaftlichen Studienprotokollen evaluieren.

### 4.3 Tagesabhängige Exoskelett-Nutzer:innen-Interaktion

Eine Standardisierung biomechanischer Untersuchungen mit RuEs umfasst neben den in Abschnitt 4.2 beschriebenen Faktoren auch die Berücksichtigung der Einwirkung des RuEs auf den Körper. Die in dieser Arbeit verwendeten RuEs umfassen Komponenten, die eine individuelle Anpassung an die Körpermaße der Nutzenden ermöglichen (vgl. 3.2). Eine hohe anthropometrische Adaption des RuEs an die Körpermaße des Nutzenden optimiert dabei die Unterstützungsleistung (Riemer und Wischniewski, 2022). Darüber hinaus ermöglichen die in dieser Dissertation verwendeten RuE-Modelle eine einheitliche, stufenlose Einstellung der Federspannung in ihrem passiven Energiespeichergerät. Folglich können alle am Körper befindlichen Komponenten gemäß standardisierten Vorgaben angepasst und die Unterstützungsfunktion ein- und ausgeschaltet werden.

Aufgrund der so etablierten, täglichen standardisierten Anpassung der RuEs durch den Untersucher, kann angenommen werden, dass das RuE, als starres mechanisches System, auch bei wiederholten biomechanischen Messungen an unterschiedlichen Messtagen, in gleicher Weise auf den Körper der Proband:innen einwirkt. Gleichzeitig kann jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass die Interaktion zwischen Nutzer:in und RuE tagesabhängig variiert und somit die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse beeinträchtigt wird. Hinweise hierzu liefert Studie zu anderen tragbaren passiven Systemen wie Schutzkleidung, deren Interaktionseffekte mit denen von RuEs als am Körper getragene Systeme vergleichbar sind (Park et al., 2015).

Tragbare passive Systeme, wie sie in der Literatur beschrieben werden, üben einen Einfluss auf die Nutzer:innen aus, der zu Veränderungen der Kinematik führen kann (vgl. Sadler et al., 2011; Goršič et al., 2019; Picchiotti et al., 2019; Kim et al., 2020; Luger et al., 2023). So besteht die Möglichkeit, dass das Bewegungsverhalten der Proband:innen durch das RuE beeinflusst und damit die Validität der Ergebnisse beeinträchtigt wird, sofern mögliche variierende Interaktionseffekte bei der Messung nicht berücksichtigt werden (Kuber et al., 2022). Es ist deshalb eine hohe Messstandardisierung sowie eine Gewöhnung der Anwender:innen an die Arbeit mit dem RuE erforderlich, um möglichen tagesabhängigen Messschwankungen, durch motorische Lerneffekte während der Messung, entgegenzuwirken.

Es gilt zu prüfen, ob eine Familiarisierung mit dem RuE und der Arbeitsaufgabe dazu beitragen kann, Gewöhnungseffekte (vgl. Madinei et al., 2020; Luger et al., 2023) und tagesabhängige Messvariationen zu reduzieren. Eine Überprüfung der Wirksamkeit von Standardisierungs- und Familiarisierungsmaßnahmen, beispielsweise durch die Bestimmung der tagesabhängigen Ergebnisvariabilität, erscheint daher sinnvoll. So kann eine valide Einschätzung ermöglicht werden, ob die in dieser Dissertation erfassten Ergebnisse auf externe Faktoren oder auf die spezifische Wirkung des RuE zurückzuführen sind.

## 5 Forschungsdefizite und Problemstellung

RuEs können eine körperliche Entlastung bei der Ausführung physisch belastender Arbeitsaufgaben bewirken und könnten deshalb das Risiko für arbeitsbedingte MSE im Rücken verringern (De Looze et al., 2016). Eine ergonomische Bewertung der Wirkung von RuEs auf den Körper der Verwender:innen, als Voraussetzung für eine Einschätzung einer möglichen präventiven Wirksamkeit, stellt jedoch durch fehlende Langzeitevaluationen und inkonsistente Forschungsergebnisse eine Herausforderung dar. So zeigen die Ergebnisse bisheriger biomechanischer Studien mit RuEs zwar Entlastungseffekte auf die Rückenmuskulatur. Ebenso werden jedoch mögliche negative Effekte wie Bewegungseinschränkungen und erhöhte Belastung in anderen Körperbereichen beschrieben, die durch die Einwirkung des RuE auf den Körper verursacht werden können. Eine Bewertung der berichteten positiven und negativen Effekte erweist sich indes als schwierig, was auf verschiedene Umstände zurückzuführen ist, darunter auch das angewandte methodische Vorgehen.

Die meisten vorangegangenen Untersuchungen erlauben keine umfassende Analyse der Einwirkung von RuEs auf den gesamten Bewegungsablauf, insbesondere bei komplexen Arbeitsaufgaben wie Heben oder Tragen. Folglich sind die bisherigen Studienergebnisse oft durch die genutzte Auswertungsmethodik limitiert, die eine Reduktion der Daten auf isolierte Punkte in biomechanischen Signalen (Pataky, 2012) einer Arbeitsbewegung bedingt. Dabei werden elektromyographische und kinematische Signalen in bestimmte Bereiche der Bewegungsdaten zusammengefasst, weil die Messparameter auf mittlere sEMG-Amplituden- und Gelenkwinkelmittelwerte (z. B. Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2018; Koopman et al., 2019; Wei et al., 2020; Kim et al., 2020; Simon et al., 2021; Luger et al., 2023) sowie Maximalwerte (z. B. Abdoli-Eramaki et al., 2006; Alemi et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020; Giustetto et al., 2021) reduziert werden. Die Einwirkung von RuEs auf den Körper wird somit nicht über den gesamten Bewegungsverlauf betrachtet, sodass wichtige Informationen im kontinuierlichen Signal einer Arbeitsbewegung verloren gehen. Eine Erfassung von bewegungsabhängigen Parameteränderungen, beispielsweise durch die Wirkung des RuE zu einem bestimmten Zeitpunkt des Bewegungsablaufs, ist deshalb stark eingeschränkt (Honert et al., 2021). Eine solche Erfassung ist jedoch für die Bewertung positiver und negativer Effekte eines RuE besonders wichtig, da sie eine detaillierte Analyse der Einwirkung auf den Körper ermöglicht. So muss in eine Bewertung mit einfließen, ob RuEs zum Zeitpunkt einer Arbeitsbewegung unterstützen, bei dem eine Entlastung gewünscht ist oder sie in bestimmten Bewegungsphasen Einschränkungen hervorrufen, um eine Einschätzung ihres möglichen Präventionspotentials für MSE vornehmen zu können.

Des Weiteren ist der Einbezug des Nutzungskontextes von RuEs am Arbeitsplatz von entscheidender Bedeutung, um die Interpretierbarkeit von Messergebnissen zu optimieren und die Bewertung gemessener Effekte durch RuEs zu ermöglichen. Für biomechanische Untersuchungen in den Arbeitswissenschaften müssen dafür entsprechender kontextbezogene methodische Voraussetzungen geschaffen und Einflussfaktoren auf elektromyographische und kinematische Messergebnisse ausreichend berücksichtigt werden. In vorangegangene Studie wurden diese Voraussetzungen jedoch in den seltensten Fällen geschaffen: So wurden häufig Untersuchungsstichproben für die Messungen herangezogen, die nur schwer auf den realen Nutzungskontext

der RuEs und eine erwerbsfähige Bevölkerungsgruppe übertragbar sind. Studien bildeten meist einen homogenen, jüngeren Teil der erwerbsfähigen Bevölkerungsgruppe ab, der aus dem universitären Umfeld stammte. Die Übertragbarkeit in den arbeitswissenschaftlichen Kontext ist dadurch jedoch erschwert, da eine homogene Altersstruktur der Proband:innen nicht dem Durchschnitt der Beschäftigtengruppe entspricht.

Es kommt hinzu, dass eine repräsentative und somit heterogene Beschäftigtengruppe durch variierende motorische Vorerfahrungen gekennzeichnet ist, sogar eine mit zunehmendem Alter abnehmende motorische Leistungsfähigkeit zu erwarten ist (Van Dijk et al., 2007; Vandevorde und Orban de Xivry, 2020). Bei vorangegangenen Untersuchungen mit repräsentativen Stichproben wurden jedoch häufig deren motorische Voraussetzungen nicht ausreichend berücksichtigt. So fand in keiner dieser Studien eine methodische Berücksichtigung der motorischen Fähigkeiten ihrer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe statt, obwohl davon ausgegangen werden kann, dass heterogene und oftmals geringe Bewegungserfahrungen einer solchen Proband:innengruppe die Validität der Messungen beeinflusst. Es wurden jedoch bisher sowohl in Bezug auf die Nutzung biomechanischer Messsysteme als auch in Bezug zur Verwendung eines RuE, keine ausreichenden Standardisierungsmaßnahmen umgesetzt oder deren Wirksamkeit durch eine Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gesichert.

Hinsichtlich der Verwendung des RuE betrifft eine Standardisierung auch die Einwirkung auf den Körper, denn es ist nicht auszuschließen, dass die Interaktion zwischen Nutzendem und RuE tagesabhängig variiert und die Reproduzierbarkeit der Messungen beeinträchtigt. Hinweise dazu lassen sich in Studien zu Effekten anderer tragbarer passiver Systeme wie Schutzkleidung finden (Park et al., 2015), die mit der Nutzer:innen-RuE-Interaktion vergleichbar sind. Jedoch wurde in keiner der bisherigen biomechanischen RuE-Studien, neben einer standardisierten Verwendung des RuEs, eine ausreichende Gewöhnung der Anwender:innen an die Arbeit mit dem RuE gewährleistet oder überprüft, ob mögliche tagesabhängige Messschwankungen durch motorische Lerneffekte während der Messungen entstehen.

In Betrachtung der beschriebenen Limitationen bisheriger Studien können aktuell keine Schlussfolgerungen gezogen werden, zu welchem Zeitpunkt einer Arbeitsbewegung RuEs potenzielle Entlastungseffekte für die Rückenmuskulatur oder mögliche Belastungseffekte in anderen Körperbereichen verursachen. Gleichzeitig schaffen bisherige Studien nicht die methodischen Voraussetzungen im arbeitswissenschaftlichen Kontext, um eine ausreichende Übertragbarkeit in den realen Nutzungskontext „Arbeitswelt“ und die Reproduzierbarkeit ihrer Ergebnisse zu gewährleisten. Ziel dieser kumulativen Dissertation ist es deshalb, die Einwirkung von RuEs auf Muskelaktivität und kinematische Gelenkwinkelverläufe standardisiert zu untersuchen und über den gesamten Verlauf verschiedener Arbeitsbewegungen, für eine arbeitswissenschaftlich relevante Stichprobe, zu betrachten. Durch die Analyse über den gesamten zeitlichen Verlauf verschiedener Arbeitstätigkeiten wird so ergonomisch bewertet, an welcher Stelle des Bewegungsverlaufes RuEs einen starken Einfluss auf die Muskelaktivität und die Körperkinematik ausüben. Es wird dabei ein interdisziplinärer Ansatz verfolgt, der Wissen und Methoden aus der Sport- und Arbeitswissenschaft kombiniert.

Die Dissertation befasst sich mit der folgenden Hauptforschungsfrage:

1. Welchen Einfluss hat ein passives rückenunterstützendes Exoskelett auf biomechanische Messparameter während unterschiedlicher Arbeitsaufgaben und in welchen Bewegungsphasen sind die Effekte auf Muskelaktivität und kinematische Gelenkwinkelverläufe am stärksten ausgeprägt?

Im Rahmen der Schaffung der methodischen Voraussetzungen zur Beantwortung der Hauptforschungsfrage werden folgende Nebenforschungsfragen aufgestellt und in dieser Dissertation beantwortet:

2. Welcher Grad der Familiarisierung ist erforderlich, um standardisierte maximale willkürliche isometrische Normalisierungskontraktionen bei elektromyographischen Messungen mit einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe, ohne spezifische Erfahrung in der Maximalkrafterzeugung, zu erreichen?
3. Ist es möglich, bei standardisierter Nutzung eines passiven rückenunterstützenden Exoskelettes, zu verschiedenen Zeitpunkten vergleichbare elektromyographische und kinematische Messungen durchzuführen oder beeinflussen tägliche Schwankungen in der Exoskelett-Nutzer:innen-Interaktion die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse?

Die Beantwortung der Hauptforschungsfrage erfolgt in **Publikation 3**.

Hier wird der Einfluss des RuEs auf elektromyographische und kinematische Parameter analysiert und über die gesamte Dauer verschiedener Arbeitsbewegung für eine arbeitswissenschaftlich relevante Stichprobe, mittels Statistical Parametric Mapping bewertet. Die Erkenntnisse aus Publikation 1 und 2 werden in dieser Untersuchung genutzt, um eine hohe Messtandardisierung der Muskelaktivität und kinematischen Gelenkwinkelverläufe zu gewährleisten.

Die zweite Forschungsfrage wird in **Publikation 1** beantwortet.

Es wird untersucht, wie Familiarisierung die Fähigkeit zur Reproduktion einer maximalen willkürlichen Muskelkontraktion in einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe verbessern kann und welchen Einfluss diese Familiarisierung auf die tägliche Zuverlässigkeit des gemessenen elektromyographischen Signals hat.

Im Rahmen der **Publikation 2** wird die dritte Forschungsfrage behandelt.

Anhand wiederholter biomechanischer Messungen mit RuEs an verschiedenen Messtagen wird ermittelt, ob ein standardisiertes Messprotokoll die Vergleichbarkeit der täglichen Ergebnisse einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe gewährleisten kann. Die Standardisierung beinhaltet die Erkenntnisse aus Publikation 1 und berücksichtigt diese auch hinsichtlich einer motorischen Gewöhnung der Stichprobe an die Nutzung des RuE. Statistical Parametric Mapping wird verwendet, um die Parameter jeder Arbeitsaufgabe zwischen Tag 1 und Tag 2 mit und ohne RuE zu vergleichen und potenzielle Variationen über die gesamte Dauer einer Arbeitsbewegung zu identifizieren.

## **6 Publikation 1: Einfluss von Familiarisierung auf die Reproduzierbarkeit von maximalen isometrischen Normalisierungskontraktionen in einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe**

Riemer, J., Jaitner, T., & Wischniewski, S. (2023). Effect of familiarization on the reproducibility of maximum isometric normalization contractions in a worker-specific sample. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 97, 103478. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2023.103478>.



Contents lists available at [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com)

## International Journal of Industrial Ergonomics

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/ergon](http://www.elsevier.com/locate/ergon)



### Effect of familiarization on the reproducibility of maximum isometric normalization contractions in a worker-specific sample

Julia Riemer<sup>a,\*</sup>, Thomas Jaitner<sup>b</sup>, Sascha Wischniewski<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Federal Institute for Occupational Safety and Health, 44149 Dortmund, Germany

<sup>b</sup> Institute for Sport and Sport Science, TU Dortmund University, 44227 Dortmund, Germany

#### ARTICLE INFO

##### Keywords:

Occupational health  
Isokinetic dynamometer  
Intra-day  
Muscle activity  
Force generation

#### ABSTRACT

The assessment of muscle activity (MA) via surface electromyography (sEMG) within a workplace setting offers valuable insights into workers' physical strain, but it encounters certain challenges. Particularly, the analysis of sEMG data presents difficulties when it requires normalization using maximal voluntary isometric contractions (MVIC). Given that familiarity with generating maximum forces cannot be assumed in samples from the field of occupational science, it becomes necessary to familiarize participants with the normalization task. This is crucial to ensure consistent and replicable performance of MVICs. This paper aims to investigate how familiarization can improve the capability of reproducing maximal voluntary force (MVF) of a high percentage (85% and 90%) and to assess its impact on the reliability of MA of lower leg (gastrocnemius medialis and tibialis anterior) and trunk muscles (obliquus externus abdominis) in MVICs, for a worker-specific sample. The results demonstrate that one or two familiarization days can enable a high degree of reproduction with a range of 85% of the absolute MVF and a low percentage of standard error of the mean (%SEM) in intra-day reliability of the sEMG amplitude. However, it is important to note that the reliability of sEMG varied among subjects and individual muscles, particularly for the trunk muscles. Still, our findings underscore the significance of familiarization sessions when utilizing MVIC normalization for a worker-specific sample.

#### Relevance to industry

With regard to the evaluation of the effectiveness of physical assistance systems, e.g. industrial exoskeletons, on muscle fatigue during occupational activity or comparison of workloads, it is of great relevance to conduct meaningful sEMG studies in a work environment and to achieve the highest possible standardization for MVIC normalization.

#### 1. Introduction

A suitable method for the evaluation of physical strain during a workload is the determination of muscle activation (MA) using surface electromyography (sEMG). sEMG is often used in occupational studies to evaluate MA in work processes, the ergonomic design of workplaces and work equipment (Mathiassen et al., 1995). It represents a non-invasive method for direct assessment of MA and therefore allows conclusions to be drawn on muscle fatigue during occupational activity or comparison of workloads between different individuals, muscle groups and days (Besomi et al., 2020; Mahdavi et al., 2020).

The sEMG signal is affected by many intrinsic and extrinsic factors such as adhesive position of the electrodes, skin conductivity or sweat, especially in a work environment. Normalizing the signal can therefore reduce possible variability in the sEMG signal, to compare subjects, different muscles, or electrodes located on the same muscle but on different days (Merletti and Muceli, 2019). A common normalization method in ergonomics is the use of a maximal voluntary isometric contraction (MVIC) to generate a maximum sEMG amplitude (Burden, 2010). An MVIC involves isolated maximal isometric loads on a single joint with maximal force development against a fixed static resistance (Burden, 2010). Resulting maximum sEMG amplitude is used as a 100% reference value to normalize the sEMG data as the appropriate % of maximum MA. This normalization method is suitable for making measurements taken at different times comparable and has been used in numerous occupational science studies, including evaluation of loads on primary trunk muscles (Alemi et al., 2019; Jin, 2018; Lu et al., 2019; Kazemi et al., 2021), as well as upper and lower legs (Nicoletti and Läubli, 2018; Theurel et al., 2018; Renberg et al., 2020; Desbrosses et al., 2021).

\* Corresponding author.

E-mail addresses: [riemer.julia@baua.bund.de](mailto:riemer.julia@baua.bund.de) (J. Riemer), [thomas.jaitner@tu-dortmund.de](mailto:thomas.jaitner@tu-dortmund.de) (T. Jaitner), [wischniewski.sascha@baua.bund.de](mailto:wischniewski.sascha@baua.bund.de) (S. Wischniewski).

<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2023.103478>

Received 12 December 2022; Received in revised form 9 June 2023; Accepted 24 June 2023

Available online 11 July 2023

0169-8141/© 2023 Published by Elsevier B.V.

SEMG data expressed relative to the maximum (% MA) has physiological relevance, however, submaximal reference MA values are frequently used when MVIC's are limited by aging, pain or other symptoms (e.g. Dankaerts et al., 2004; Shamsi et al., 2017). In the context of occupational science long-term studies, MVICs allow for a direct and comparable measurement of %MA across different individuals, enabling data from various subjects to be placed on a consistent scale. Still, particularly when normalizing subsequent sEMG measurements on different days, it is crucial to standardize the measurements in order to obtain comparable normalization sEMG amplitudes (Merletti and Muceli, 2019). If these amplitudes on different days are not comparable, it significantly affects the validity and reliability of the measurements. An important prerequisite for this comparability is also the ability of subjects to achieve a consistent maximal voluntary force (MVF) at the time of MVIC data collection, because inexperience in producing high muscle forces (as it is typical e.g. for sports or strength training) limits the ability to reproduce MVF and related maximal MA (Frost et al., 2012; Amarantini and Bru, 2015; Salonikidis et al., 2021). As we can assume that in our case the user population of workers consists to a large extent of subjects without previous specific experience in maximum strength generation, this must be considered as a critical factor for the consistency and reproducible MVF (Buckthorpe et al., 2012; Tillin et al., 2010; Rodríguez-Rosell et al., 2018; Balshaw et al., 2019). Therefore, producing at least a high and consistent proportion of MVF is mandatory in sEMG studies, especially if day-to-day measurements require consistent daily maximal sEMG amplitudes for normalization.

It was shown that MVF can be as much as 20–40% lower than true absolute MVF in untrained subjects (Sodeberg and Knutson, 2000). However, familiarization with the MVIC task can optimize force production to reach the highest possible MVF value and MA of the selected muscle (Green et al., 2014; Chan et al., 2020; Reyes-Ferrada et al., 2022). Here, the number of familiarization sessions to reach the absolute MVF required for isometric contractions is usually measured for a 1-repetition maximum test and is reported as 2–3 sets (Green et al., 2014; Chan et al., 2020). Nevertheless, it is not clear whether a certain number of training sessions can subsequently lead to a consistent intra-day-reproducibility of MVIC signal outcomes over further measurement days.

The aim of this work is to analyze how familiarization can improve daily capability of MVF reproduction of a high percentage (90% and 85%) and to evaluate its effect on reliability of MA in MVICs for a worker-specific sample without previous experience in maximum strength generation.

## 2. Materials and method

### 2.1. Subjects

Twenty-five subjects participated in the study, representing an average user population for the occupational sciences and worker-specific sample. We therefore recruited the participants from a subject list of the Federal Institute for Occupational Safety and Health including individuals of working age, mostly with either recreational or with no previous sport experience. They were twelve healthy men and thirteen women aged 19–41 years (age  $29 \pm 7$  years, height:  $175.0 \pm 9.19$  cm, weight:  $70.9 \pm 15.6$  kg, BMI:  $22.9 \pm 3.19$  kg/m<sup>2</sup>), mostly recreational or with no previous sport experience. Subjects were asked to abstain from physical activity the day before and the day of the test to avoid the effects of cumulative muscle fatigue. All subjects signed an informed consent form before the test. Ethical approval was obtained from the local institutional ethics committee.

### 2.2. Experimental protocol

MVICs were performed on an isokinetic dynamometer IsoMed 2000

(D&R Ferstl GmbH, Hemau, Germany) on five familiarization days. Time interval between each examination was 48 h–72 h. On each familiarization day, we equipped the subjects with sEMG sensors, connected to a mobile sEMG system (Ultium, Noraxon).

Beforehand, skin was prepared to achieve stable electrode contact and high skin conductance by lowering the impedance. For this purpose, hair was removed from the skin positions to be covered with a disposable razor. The skin was cleaned with alcohol and treated with an abrasive gel. This method is suggested for clinical use (Hermens et al., 2000). Adhesive gel dual disposable electrodes served as sEMG electrodes; we placed these on each body side on the obliquus externus abdominis (OE), tibialis anterior (TA), and gastrocnemius medialis (GM) muscles according to SENIAM guidelines. We have chosen these muscles for several reasons. Firstly, they represent various tissue compositions, such as strength in wobbling mass or fat (abdominal muscles having more, calf muscles having less). Secondly, these muscles have been selected because they are highly relevant for a subsequent long-term study involving exoskeletons (Bär et al., 2021). We took care to place the electrodes on the midline of the abdominal area, perpendicular to the length of the muscle fibers between the muscle tendon junction and the nearest innervation zone.

After preparation, we fixed the subjects sequentially randomly on the isokinetic dynamometer in the following measurement positions.

- Prone position with the foot and toe attached to the adapter (Fig. 1). In addition, the subject's position was fixed with shoulder pads. Subjects were instructed to perform maximal plantar flexion (PIFlex) against the resistance of their fixed foot to activate GM.
- Supine position (2) with the foot fixed in the foot section of the isokinetic dynamometer (Fig. 2), with fasten shoulder pads. Maximum activation of the TA, while performing dorsal extension (DorEx) against the fixed resistance of the fixed foot was required.
- Seated position (3) with the pelvis firmly in the seat and the shoulder girdle fixed to the measuring bracket (Fig. 3). Isometric trunk rotations (TrRot) were performed against the established lever arm of the isokinetic dynamometer with maximal activation of OE.

All measurements started with a practice trial and were performed with both sides of the body, starting with each subject's dominant side. After completing the practice session, the subjects performed three consecutive trials of MVICs within a 5-s protocol, with a 60-s rest period between each MVIC. For further analysis, the last 3 s of the MVICs were utilized. The pause between measurements on different body sides and positions was 5 min. For all participants, sessions took place at approximately the same time of the familiarization day  $\pm 60$  min. We made this precaution to minimize the influence of circadian rhythms on MVIC between participants (Douglas et al., 2021). We also took care to select measurement positions that could be implemented in the field trial (PIFlex and DorEx in standing, for example). We choose TrRot, because trunk flexion was not possible with the isokinetic dynamometer, but the TrRot position has also been described as suitable for normalizing the OE (Vera-Garcia et al., 2010; Roth et al., 2017).

### 2.3. Data acquisition and raw data processing

We recorded isokinetic data by the manufacturer computer software IsoMed analyze V.2.0 at 200 Hz and filtered it with a recursive 5th order Butterworth low-pass filter (6 Hz cutoff frequency). The rectified sEMG signal was set to a sampling rate of 2.000 Hz per channel and filtered using a fourth-order Butterworth filter with a bandpass of 20–500 Hz for GM and TA. We selected a bandpass of 2.5–100 Hz for the OE to remove heart rate artefacts (Drake and Callaghan, 2006; Vera-Garcia et al., 2010). Isokinetic data and sEMG were acquired time-synchronized using MyoSync (Ultium, Noraxon).

First, we determined the time of peak torque of the isokinetic data for

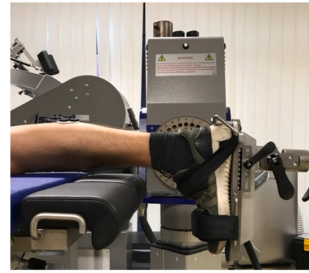
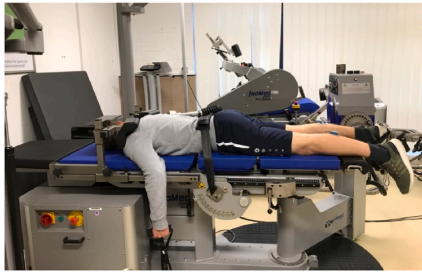


Fig. 1. PIFlex-position on the isokinetic dynamometer.

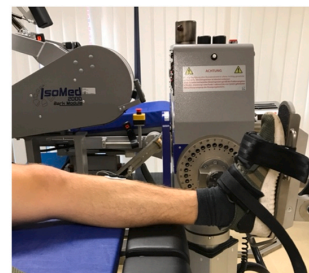
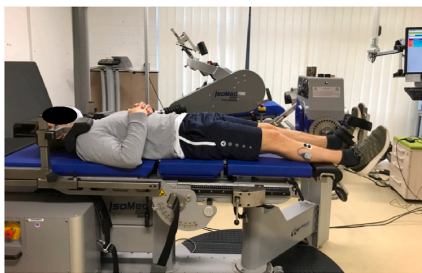


Fig. 2. DorEx-position on the isokinetic dynamometer.



Fig. 3. TrRot-position on the isokinetic dynamometer.

each MVIC trial and formed a 500ms interval around it (250ms before and after the respective peak torque). Afterwards we also extracted the time-corresponding 500ms intervals for the sEMG data. For sEMG and isokinetic data, the root mean square (RMS) value was calculated for the entire 500ms interval. To do this, the mean of the squares of all values within the 500ms interval was determined, and then the square root of the result was taken for both the isokinetic force values and the sEMG amplitude. The RMS serves as the primary parameter for all subsequent analyses and was also used to determine whether the individual reached the absolute MVF threshold of 85% or 90%.

### 2.3.1. Reproducibility of MVF

To analyze the effect of familiarization on MVF reproducibility, we determined the highest RMS of all day isokinetic data per subject. Using this absolute MVF value, the remaining RMS values of the isokinetic data for each subject were normalized and converted to % of the absolute MVF.

To subsequently assess the quality of MVF reproducibility over time, we defined two threshold at 90% and 85% (<90%) absolute MVF. We subsequently established distinct MVF plateaus, referred to as “plateaus,” by observing the consistent achievement of a threshold during all three trials of a familiarization day. Specifically, when a subject achieved an MVF exceeding 90% of their absolute MVF in three consecutive trials, we deemed this as successfully reproducing the MVF at the 90% MVF plateau. On the other hand, if all three trials in a single day fell within the range of 85% to less than 90%, we referred to it as the 85% MVF plateau. We calculated the MVF plateaus individually for each muscle (GM in PIFlex, TA in DorEx and OE in TrRot) and each side of the body (L/R). We also determined the day when the absolute MVF was reached for each MVIC task. Only subjects that were able to reach at least the 85%MVF plateau were included in the analysis. Mean and standard deviation (SD) was calculated over the included subjects.

### 2.3.2. Reliability of sEMG

In the next step, we determined the effect that familiarization with the normalization task had on the reproducibility of the MA and the sEMG. The Kolmogorov-Smirnov test for normality revealed that the

data were normally distributed, allowing us to construct superimposed Bland-Altman plots of all muscles using IBM SPSS (Version 29). Showing the differences between trials one and two (1), two and three (2) and one and three (3) per familiarization day; the plots can be used to evaluate the measurement error of the sEMG data for each familiarization day. We derived from the scatter of the measurements the “limits of agreement” (LoAs) an average of the difference (AvDiff)  $\pm$ SD. LoAs  $-/+95\%$  were calculated summarized for differences of all three trials on one day LoAs  $-/+95\%$  by AvDiff minus and plus  $1.96 \times$ SD (Atkinson and Nevill, 1998). We transferred the determined days of the 90% and 85%MVF plateau for each muscle to the plots as an indication of successful familiarization and standardizable repeatability, and marked the day of the absolute MVF as well. Subjects who were unable to achieve at least the 85%MVF plateau in a MVIC task were not included in the further sEMG examination for the corresponding muscle.

The reliability of the sEMG was furthermore assessed using the standard error of the mean (SEM) (Frost et al., 2012; Liljequist et al., 2019). To evaluate the intra-day reliability for each muscle, the SEM was calculated for each muscles and each day, and it was reported as the percentage of the mean for that specific day (%SEM). In the subsequent results, the sides of the body are abbreviated as L (left) and R (right).

### 3. Results

In total 23 subjects (twelve men and eleven women) completed the measurements on all five familiarization days. Only subjects that were able to reach at least the 85%MVF plateau were included in the analysis of the respective muscles absolute MVF. For example, if a subject reached the 85%MVF plateau in PIFlex for L, they were included in the absolute MVF evaluation for L, but at the same time if they did not reach the plateau for PIFlex for R, they were not included in the absolute MVF calculation for R. Fig. 4 shows the average number of familiarization days  $\pm$ SD for each MVIC task. For PIFlex the 90%MVF plateau was reached by 17 subjects for L and 19 subjects for R on session  $3 \pm 2.19$  subjects achieved an 85%MVF plateau for L as well as R, after  $3 \pm 2$  familiarization days, absolute MVF was reached from the remaining 19 subjects on day  $3 \pm 2$ .

In DorEx 21 subjects achieved a 90%MVF plateau on day  $3 \pm 1$  (L and R). The 85%MVF plateau was reached for DorEx by all 23 participants on day  $1 \pm 1$  (L) and day  $2 \pm 1$  (R). Absolute MVF in DorEx was reached on day  $3 \pm 2$ . For TrRot, 13 (L) and 11 (R) subjects achieved 90%MVF plateau on day  $3 \pm 2$  and day  $1 \pm 1$ . The 85%MVF plateau was achieved on day  $2 \pm 2$  (absolute MVF on day  $3 \pm 1$ ) and day  $2 \pm 1$  (absolute MVF on day  $2 \pm 1$ ) by 15 or 17 subjects.

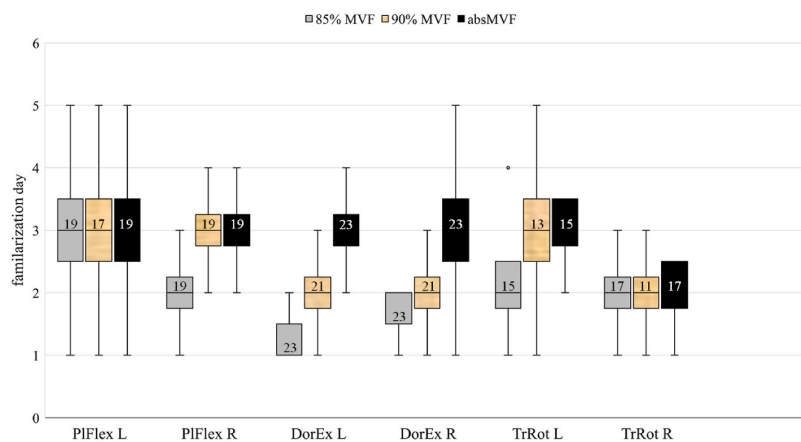


Fig. 4. Average measurement day or familiarization day required to reach absolute MVF and 90% and 85%MVF plateaus. Numbers in the boxes represent the number of subjects (n) included (only subjects that were able to reach at least the 85%MVF plateau were included in the analysis).

### 3.1. sEMG reliability

The Bland-Altman plots (Fig. 5) illustrate the differences in the averaged sEMG between trials one and two (1), two and three (2), and one and three (3) for each familiarization day. The vertical axis represents the difference of averaged sEMG, while the horizontal axis represents the average of the averaged sEMG. The plots cover familiarization days one to five (Fig. 5) for L. The black solid line represents the average difference (AvDiff), and the dashed line represent.

The limits of agreement (LoAs) at  $\pm 95\%$ . The days on which the 85% and 90% MVF plateau and the absolute MVF were reached on average are indicated. Table 1 displays the %SEM values for both sides of the body for all muscles. It presents the %SEM of sEMG data (%) for the L and R on all familiarization days, for the GM, TA, and OE muscles, considering all three trials per day. The table also marks the average days of the 85% and 90% MVF plateaus and the absolute MVF. If 85% and 90%MVF plateaus were reached on the same day, they were marked only as 90% MVF plateau.

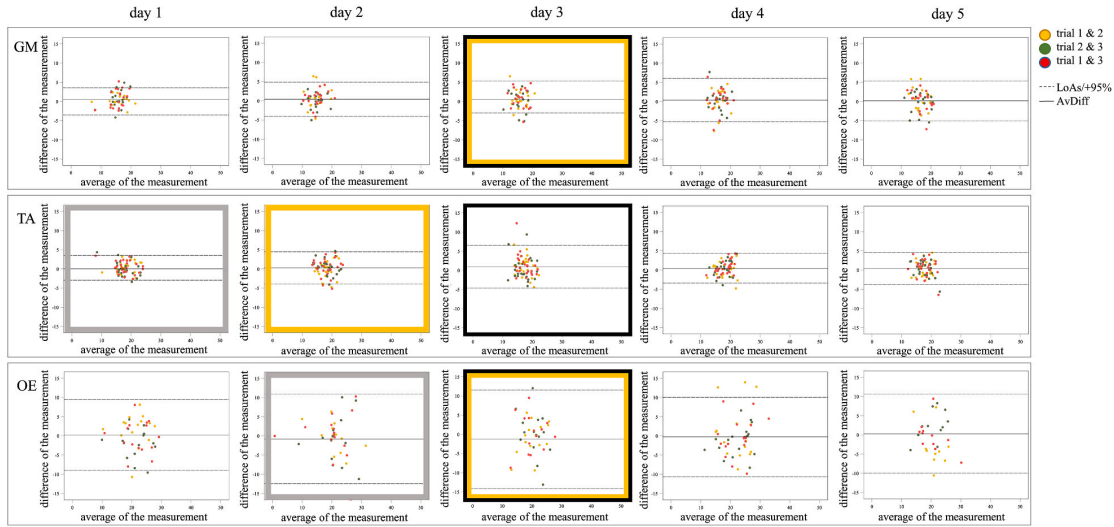
#### 3.1.1. Lower leg muscles

On day 1 the AvDiff  $\pm$  SD for the GM muscle on L and R is  $0.5 \pm 2.1$  (LoAs  $-3.5/4.6$ ) and  $0.2 \pm 2.2$  (LoAs  $-4.0/4.4$ ), while the %SEM of the measurement is 4.4% or 4.1%. On Day 2 the 85% MVF plateau is reached for R, with AvDiff of  $-0.1 \pm 2.6$  (LoAs  $-5.1/4.9$ ), and 3.2% SEM. The 90% MVF plateaus is on day 3 with AvDiff  $\pm$ SD values of  $0.5 \pm 2.5$  (LoAs  $-4.4/5.3$ ), and %SEM of 3.0% for L (including 85%MVF plateau), and AvDiff  $\pm$  SD of  $-0.1 \pm 1.9$  (LoAs  $-3.9/3.7$ ), with %SEM of 3.2% for R. In the subsequent days following the 90% MVF plateau and the absolute MVF, the AvDiff  $\pm$ SD values continue to decrease, reaching  $0.2 \pm 2.7$  (LoAs  $-5.1/5.4$ ), and  $0.2 \pm 2.4$  (LoAs  $-4.4/4.8$ ), on day 5. The %SEM remains  $\leq 3.3\%$ .

Tibialis anterior's 85% MVF plateau is on day 1 for L and ranging from  $-4.1 \pm 4.9$  (LoAs  $-2.9/3.6$ ), with a %SEM of 3.8%. For R it is on day 2 ranging from  $-5.1 \pm 4.9$  (LoAs  $-4.3/4.2$ ), with a %SEM of 3.2%, including the 90% MVF plateau on this day. For L the 90% MVF plateau is reached on day 2 AvDiff  $-0.1 \pm 2.2$  (LoAs  $-3.9/4.5$ ), with a %SEM of 3.3%. Throughout the familiarization period we observe a decreasing % SEM trend from day 1 onwards. However, on the day of the absolute MVF, the %SEM for the R side of the body shows a slight increase but remains below the initial value of 4.4% recorded on day 1.

#### 3.1.2. Trunk muscles

For obliquus externus, the AvDiff  $\pm$  SD is  $0.2 \pm 4.7$  (LoAs  $-9.0/9.5$ ), and  $0.1 \pm 3.2$  (LoAs  $-6.1/6.3$ ) on day 1, with a %SEM of 8.8/5.8%. On



**Fig. 5.** sEMG data of L for GM, TA and OE. The plots show the differences between trials one and two with yellow dots, two and three with green dots and one and three with red dots per familiarization day, with difference on the vertical axis against the average of the measurements on the horizontal axis. AvDiff and LoAs –/+95% were calculated from the differences of all three trials per day, by mean minus and plus 1.96 \*SD. The AvDiff is marked by the black solid line, the dashed line represents the upper and lower LoAs –/+95%. The black frames mark the day on which the absolute MVF was averaged achieved. Yellow and grey frames indicate the average day of 90%, and 85% MVF plateau. Missing grey borders indicate that the 80% MVF plateau was reached on the same day as the 90% MVF plateau.

**Table 1**

Standard error of the measurement (%SEM) of intra-day averaged sEMG of L and R for GM, TA and OE. The black frames mark the day on which the absolute MVF was averaged achieved. Yellow and grey frames indicate the average day of 90%, and 85% MVF plateau. Missing grey borders indicate that the 80% MVF plateau was reached on the same day as the 90% MVF plateau.

body side	Day 1	Day 2	Day 3	Day 4	Day 5
GM					
L	4.4	3.3	3.0	2.9	3.0
R	4.1	3.2	3.2	3.2	3.3
TA					
L	3.8	3.3	3.3	3.2	3.0
R	4.4	3.2	3.7	3.3	3.2
OE					
L	8.8	10.1	6.7	7.6	6.4
R	5.8	7.7	7.8	7.4	7.0

day 2, archiving the 85% MVF plateaus, the AvDiff ± SD is  $-1.3 \pm 6.5$  (LoAs  $-12.5/10.9$ ), with 10.1%SEM and  $-1.1 \pm 5.9$  (LoAs  $-12.7/10.6$ ), with a %SEM of 7.7%. For L the 90%MVf plateau is on day 3 AvDiff ± SD  $-1.3 \pm 6.5$  (LoAs  $-14.1/11.5$ ), -while the 90%MVf plateau for R is included in day 2. These values decrease on the following familiarization days, for both sides of the body, to values ranging from LoAs  $-10.6/10.1$  (L) and  $-8.5$  to 7.8 (R) on day 4. The %SEM values also exhibit significant fluctuations and no clear reduction over time. The maximum % SEM for the OE muscle is reached on either day 2 or day 3.

**4. Discussion**

This study aimed to investigate the impact of familiarization on the daily ability to reproduce high percentages (90% and 85%) of maximum voluntary force and its effect on the reliability of muscle activity, presented in the sEMG amplitude, during MVICs in a sample of workers with no prior experience in generating maximum strength. Based on

previous research (Buckthorpe et al., 2012; Tillin et al., 2010; Rodriguez-Rosell et al., 2018; Balshaw et al., 2019), we hypothesized that the characteristics of the target group play a crucial role in the consistency of maximum sEMG amplitude during MVIC normalization. Therefore, it was essential to achieve a high and consistent MVF and MA.

**4.1. MVF reproducibility**

In our initial step, we aimed to determine an acceptable percentage of absolute MVF for reproducibility. Considering previous studies indicating a reduction of 20–40% in MVF among untrained individuals (Sodeberg and Knutson, 2000), we defined a maximum deviation of 15% as acceptable for reproducibility. As a benchmark, we set the values of 90% and 85% MVF, with three daily follow-up measurements. Assuming that we consider an 85% MVF as acceptable for MVIC normalization in our sample, we can expect this value to be reached on day 2 or 3 for PIFlex and TrRot. However, for DorEx, our participants only require 1–2 days to safely reproduce 85% of their MVF. If we desire a higher degree of standardization for MVIC-normalization, such as a 90% MVF, this value was reached on day 2–3 for PIFlex, DorEx and TrRot. The 90% MVF plateau was typically achieved during the day of absolute MVF, meaning that individuals are capable of completing all three trials with at least 90% of their MVF.

**4.2. sEMG reliability**

Applying previous described understandings to the results of the sEMG measurement, we observe that the %SEM for the muscles GM and TA, activated by PIFlex and DorEx, decreases at day 2 and day 3 when reaching the 85% and 90% MVF plateau, respectively. It then remains at a low level in the following days. For OE in TrRot, these results are not conclusive but rather characterized by strong variations. Our results of GM and TA can be confirmed by Green et al. (2014) and Chan et al. (2020), who report that task familiarization was maintained over the three-day interval. The varying results regarding the reliability of sEMG amplitude of OE in TrRot differ from previous studies, such as the one reported by Vera-Garcia et al. (2010), Roth et al. (2017) and Juan-Recio et al. (2018), which found a very good intra-day reliability of isokinetic

data in TrRot. We attribute our divergent results primarily to the differing characteristics of our study participants, as the aforementioned studies examined individuals with prior movement experience in strength training (Folland et al., 2014). This is a crucial point, especially when conducting TrRot, because the normalization-position seems to be a challenge in terms of technical execution for untrained subjects. Furthermore our results for MA in OE be due to the influence of abdominal fat, although several studies have found that fat has a filtering effect on the sEMG signal (Ptaszkowski et al., 2019; Lanza et al., 2020) and increases reliability. Our subject group has a particularly high proportion of wobbling mass, with an average fat fold thickness of 12.9 mm. The actual muscle signal could therefore have been distorted by wobbling fat.

The further interpretation of our results raises the critical question of whether the measured absolute MVF really represents the absolute maximum sEMG amplitude that subjects can achieve (Sodeberg and Knutson, 2000). This could be particularly relevant for GM and TA, as results from previous studies indicate that small muscles in particular, which are not consciously addressed in everyday life, tend to generate poorer reliability than others (Amarantini and Bru, 2015; Murley et al., 2010), and some test persons reported problems when performing the DorEx, as they found the MVIC task very unfamiliar. Especially in the implementation of MVIC normalization without those highly standardized positioning in an isokinetic dynamometer, e. g. in field investigations in occupational sciences, appropriate normalization positions must be identified and tested.

#### 4.2.1. Bland-Altman plots

Additionally, in the Bland-Altman plots we can't observe any significant trend of development or reduction in LoAs, but rather continuous unspecific variation in the range of 5–10% for GM and TA. For OE in the range up to 20%, even at the level of the 90% and 85% MVF plateaus. AvDiff values approach zero, but also show variation in the plus and minus range. We explain the ambiguous results of our Bland-Altman plots by a possible co-activation of the agonist-antagonist muscle pair, which can increase while generating MVF, in subjects without specific experience in strength training (Amarantini and Bru, 2015). This leads to lower measured MVF values, which are not directly reflected in the sEMG values of the observed muscle. With rising number of familiarization days, MVF increases with constant MA, by the improvement of intermuscular coordination through familiarization, leading to less co-activation of the surrounding muscles (Young, 2006; Balshaw et al., 2019; Santos et al., 2021), so mainly affects the level of MVF achieved, but less so the maximum sEMG amplitude of the observed muscles. We can therefore assume familiarization to change the relation between MVF and MA, and thus also influence the results of the MVIC normalization.

#### 4.3. Limitation

This study is accompanied by some limitations. Firstly, our participant population is heterogeneous, with variations in age, body height and body composition. These factors can impact the ability to perform an MVIC and contribute to intra-individual variability in force development, potentially influencing our results. Considering the demographic shift towards an older working population and the known decline in motor skill adaptation and strength capacity with age (Van Dijk et al., 2007), especially the factor age should be kept in mind and conclusions regarding a generalization of the results must be made with great caution. Secondly, the level of sports experience among participants is to consider (Salonikidis et al., 2021). Although we confirmed that none of the participants had prior strength training experience, it is possible that they had varying levels of general movement experience, which could influence the inter-individual results. Thirdly, despite our efforts to ensure comparable measurement conditions by conducting them at the same time of day, we cannot exclude the influence of

extrinsic factors, such as increased physical activity or dietary habits prior to the measurements, as well as intrinsic factors like changing motivation over five consecutive days (Merletti and Muceli, 2019). Additionally, conducting measurements over five consecutive days places increased demands on the attachment of sEMG sensors, which was ensured in our study through a high level of measurement standardization. However, it is also crucial to allow sufficient time between test sessions to allow for skin regeneration. Otherwise, skin changes and irritations can potentially affect the sEMG signal. Fourthly, the transferability of our results beyond the abdominal and lower leg muscles is likely limited, although these muscle groups exhibit different connective tissue structures and fat content. As evidenced by the high inter-individual variability for the different muscle observed in our study, it needs further research to extrapolate these findings to other muscle groups, as various factors clearly influence the inter-individual MVIC capacity of different muscles. Moreover, the transferability of our results to MVICs performed under less standardized field conditions poses a challenge for result generalization, due to differing environmental and measurement conditions, and should be considered in future studies conducted in workplace settings.

## 6. Conclusion

The results of this study highlight the importance of familiarization with the MVIC task to achieve a high level of standardization in MVIC normalization for a worker-specific sample. The findings demonstrate that with a one-day familiarization period, a range of 85% reproduction of absolute MVF and low percentage standard error of the mean (%SEM) in intra-day reliability of sEMG amplitude can be achieved. A two-day familiarization period can result in 90% reproducibility of absolute MVF, while maintaining comparable intra-day reliability of sEMG. Applying the knowledge of this study to MVIC normalization in occupational studies can lead to more reliable sEMG values across different measurement days. It is crucial for investigators to determine the appropriate level of standardization necessary for their respective study, taking into account intra-individual factors and considering the normalized muscle groups that contribute to result variability. Further investigations should address this aspect and explore the optimal level of MVIC familiarization required for conducting MVICs in field investigations with less standardized conditions.

## Author statement

We are pleased to revise our manuscript titled "Effect of familiarization on the reproducibility of maximum isometric normalization contractions in a worker-specific sample" for consideration for publication in the International Journal of Industrial Ergonomics. The primary objective of our study was to investigate how familiarization can enhance the capability to reproduce maximal voluntary force (MVF) at high percentages (85% and 90%) and assess its impact on the reliability of muscle activity in lower leg (gastrocnemius medialis and tibialis anterior) and trunk muscles (obliquus externus abdominis) during MVICs within a worker-specific sample. Through our research, we aimed to shed light on the effectiveness of familiarization in achieving reliable and consistent measurements of muscle activity. Our findings indicate that one or two familiarization sessions enable a high degree of force reproduction, encompassing a range of 85% of the absolute MVF, along with a low percentage of standard error of the mean (%SEM) in intra-day reliability of the sEMG amplitude. It is important to note that the reliability of sEMG varied among subjects and individual muscles, particularly in the case of trunk muscles. Nonetheless, these results emphasize the significance of familiarization sessions when utilizing MVIC normalization for a worker-specific sample. The relevance of our study extends to the industry, especially in evaluating the effectiveness of physical assistance systems, such as industrial exoskeletons, in mitigating muscle fatigue during occupational activities or comparing

workloads. The standardization of MVIC normalization through meaningful sEMG studies conducted in a work environment becomes crucial to ensure reliable and valid assessments. We believe that our study contributes to the existing body of knowledge by addressing an important aspect of sEMG analysis in the context of occupational science. The findings have implications for improving the accuracy and reliability of muscle activity assessments, particularly in the field of workplace ergonomics and the development of effective interventions for reducing physical strain. We confirm that this manuscript has not been previously published and is not under consideration for publication elsewhere. All authors have read and approved the final version of the manuscript. We declare no conflicts of interest related to this work.

#### Declaration of competing interest

The authors declare the following financial interests/personal relationships which may be considered as potential competing interests: Julia Riemer reports a relationship with Technische Universität Dortmund that includes: non-financial support.

#### Data availability

The authors do not have permission to share data.

#### References

- Alemi, M.M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., Nussbaum, M.A., 2019. Effects of two passive back-support exoskeletons on muscle activity, energy expenditure, and subjective assessments during repetitive lifting. *Hum. Factors*. <https://doi.org/10.1177/0018720819897669>.
- Amarantini, D., Bru, B., 2015. Training-related changes in the EMG-moment relationship during isometric contractions: further evidence of improved control of muscle activation in strength-trained men? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 25 (4), 697–702. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.002>.
- Atkinson, G., Nevill, A.M., 1998. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 26 (4), 217–238. <https://doi.org/10.1177/0018720819897669>.
- Balshaw, T.G., Massey, G.J., Maden-Wilkinson, T.M., Lanza, M.B., Folland, J.P., 2019. Neural adaptations after 4 years vs 12 weeks of resistance training vs untrained. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 29 (3), 348–359. <https://doi.org/10.1111/sms.13331>.
- Bär, M., Steinhilber, B., Rieger, M.A., Luger, T., 2021. The influence of using exoskeletons during occupational tasks on acute physical stress and strain compared to no exoskeleton—A systematic review and meta-analysis. *Appl. Ergon.* 94, 103385. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103385>.
- Besomi, M., Hodges, P.W., Clancy, E.A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Tucker, K., 2020. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: amplitude normalization matrix. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 53, 102438. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438>.
- Buckthorpe, M.W., Hannah, R., Pain, T., Folland, J.P., 2012. Reliability of neuromuscular measurements during explosive isometric contractions, with special reference to electromyography normalization techniques. *Muscle Nerve* 46 (4), 566–576. <https://doi.org/10.1002/mus.23322>.
- Burden, A., 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20 (6), 1023–1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>.
- Chan, J.P.Y., Krisnan, L., Yusof, A., Selvanayagam, V.S., 2020. Maximum isokinetic familiarization of the knee: implication on bilateral assessment. *Hum. Mov. Sci.* 71, 102629. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102629>.
- Desbrosses, K., Schwartz, M., Theurel, J., 2021. Evaluation of two upper-limb exoskeletons during overhead work: influence of exoskeleton design and load on muscular adaptations and balance regulation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 121 (10), 2811–2823. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04747-9>.
- Douglass, C.M., Hesketh, S.J., Esser, K.A., 2021. Time of day and muscle strength: a circadian output? *Physiology* 36 (1), 44–51. <https://doi.org/10.1152/physiol.00030.2020>.
- Drake, J.D., Callaghan, J.D., 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: an evaluation of currently used removal techniques. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16 (2), 175–187. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.07.003>.
- Folland, J.P., Buckthorpe, M.W., Hannah, R., 2014. Human capacity for explosive force production: neural and contractile determinants. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 24 (6), 894–906. <https://doi.org/10.1111/sms.12131>.
- Frost, L.R., Gerling, M.E., Markic, J.L., Brown, S.H., 2012. Exploring the effect of repeated-day familiarization on the ability to generate reliable maximum voluntary muscle activation. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 22 (6), 886–892. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.05.005>.
- Green, L.A., Parro, J.J., Gabriel, D.A., 2014. Quantifying the familiarization period for maximal resistive exercise. *Appl. Physiol. Nutr. Metabol.* 39 (3), 275–281. <https://doi.org/10.1139/apnm-2013-0253>.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10 (5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).
- Jin, S., 2018. Biomechanical characteristics in the recovery phase after low back fatigue in passive and active tissues. *Int. J. Ind. Ergon.* 64, 163–169. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.01.014>.
- Juan-Recio, C., López-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M.P., Vera-García, F.J., 2018. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J. Sports Sci.* 36 (4), 357–364. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1307439>.
- Kazemi, Z., Mazloumi, A., Arjmand, N., Keihani, A., Karimi, Z., Ghasemi, M.S., Kordi, R., 2021. A comprehensive evaluation of spine kinematics, kinetics, and trunk muscle activities during fatigue-induced repetitive lifting. *Hum. Factors*, 0018720820983621. <https://doi.org/10.1177/0018720820983621>.
- Lanza, M.B., Ryan, A.S., Gray, V., Perez, W.J., Addison, O., 2020. Intramuscular fat influences neuromuscular activation of the gluteus medius in older adults. *Front. Physiol.* 11. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.614415>.
- Liljequist, D., Elfving, B., Skavberg Roaldsen, K., 2019. Intraclass correlation—A discussion and demonstration of basic features. *PLoS One* 14 (7), e0219854.
- Lu, S.-Y., Liu, C.-C., Lee, C.-L., Lin, Y.-H., 2019. Vertical vibration frequency and sitting posture effects on muscular loads and body balance. *Int. J. Ind. Ergon.* 74, 102860. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2019.102860>.
- Mahdavi, N., Dianat, I., Heidarimoghdam, R., Khotanlou, H., Faradmal, J., 2020. A review of work environment risk factors influencing muscle fatigue. *Int. J. Ind. Ergon.* 80, 103028. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.103028>.
- Mathiassen, S.E., Winkel, J., Hägg, G.M., 1995. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 5, 197–226. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)00014-X](https://doi.org/10.1016/1050-6411(94)00014-X).
- Merletti, R., Muceli, S., 2019. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: best practices. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 49, 102363. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>.
- Murley, G.S., Menz, H.B., Landorf, K.B., Bird, A.R., 2010. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal-and sub-maximal normalisation techniques. *J. Biomech.* 43 (4), 749–756. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.014>.
- Nicoletti, C., Läubli, T., 2018. Leg and back muscle activity, heart rate, performance and comfort during sitting, standing, and using a sit-stand-support with different seat angles. *Int. J. Ind. Ergon.* 67, 73–80. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.04.011>.
- Ptaszkowski, K., Włodarczyk, P., Paprocka-Borowicz, M., 2019. The relationship between the electromyographic activity of rectus and oblique abdominal muscles and bioimpedance body composition analysis—A pilot observational study. *Diabetes, Metab. Syndrome Obes. Targets Ther.* 12, 2033. <https://doi.org/10.2147/DMSO.S215982>.
- Renberg, J., Wiggen, Ø.N., Tvetene, P.Ø.S., Færevik, H., Van Beekvelt, M., Roeleveld, K., 2020. Effect of working position and cold environment on muscle activation level and fatigue in the upper limb during manual work tasks. *Int. J. Ind. Ergon.* 80, 103035. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.103035>.
- Reyes-Ferrada, W., Chiroso-Rios, L., Martínez-García, D., Rodríguez-Perea, Á., Jerez-Mayorga, D., 2022. Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: a systematic review. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 35 (5), 937–948. <https://doi.org/10.3233/BMR-210261>.
- Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., González-Badillo, J.J., 2018. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clin. Physiol. Funct. Imag.* 38 (5), 743–762. <https://doi.org/10.1111/cpf.12495>.
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., Faude, O., 2017. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys. Ther. Sport* 24, 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.005>.
- Salonikidis, K., Papageorgiou, K., Meliadi, A., Arabatzi, F., 2021. Force steadiness during submaximal isometric plantar and dorsiflexion in resistance training: experienced vs non-experienced individuals. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine* 34, 5–13. <https://doi.org/10.18276/cej.2021.2.01>.
- Santos, P.D., Vaz, J.R., Correia, P.F., Valamatos, M.J., Veloso, A.P., Pezarat-Correia, P., 2021. Intermuscular coordination in the power clean exercise: comparison between olympic weightlifters and untrained individuals—a preliminary study. *Sensors* 21 (5), 1904. <https://doi.org/10.3390/s21051904>.
- Shamsi, M., Sarrafzadeh, J., Jamshidi, A., Arjmand, N., Ghezalbash, F., 2017. Comparison of spinal stability following motor control and general exercises in nonspecific chronic low back pain patients. *Clin. Biomech.* 48, 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.07.006>.
- Sodeberg, G.L., Knutson, L.M., 2000. A Guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys. Ther.* 80, 485–498. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.5.485>.
- Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T., Savescu, A., 2018. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Appl. Ergon.* 67, 211–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.10.008>.
- Tillin, N.A., Jimenez-Reyes, P., Pain, M., Folland, J., 2010. Neuromuscular Performance of Explosive Power Athletes versus Untrained Individuals. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181be9c7e>.

Van Dijk, H., Mulder, T., Hermens, H.J., 2007. Effects of age and content of augmented feedback on learning an isometric force-production task. *Exp. Aging Res.* 33, 341–353. <https://doi.org/10.1080/03610730701319194>.

Vera-Garcia, F.J., Moreside, J.M., McGill, S.M., 2010. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20 (1), 10–16. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>.

Young, W.B., 2006. Transfer of strength and power training to sports performance. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 1 (2), 74–83. <https://doi.org/10.1123/ijssp.1.2.74>.

## **7 Publikation 2: Untersuchung der täglichen Variationen des physischen Einflusses von Exoskeletten: Anforderungen an biomechanische Studien**

Riemer, J., Jaitner, T., & Wischniewski, S. (2023). Investigating Inter-day Variations in the Physical Effects of Exoskeletons: Requirements for Long-Term Biomechanical Studies. *Applied Sciences*, 13(11), 6483. <https://doi.org/10.3390/app13116483>.

Article

# Investigating Inter-Day Variations in the Physical Effects of Exoskeletons: Requirements for Long-Term Biomechanical Studies

Julia Riemer <sup>1,\*</sup>, Thomas Jaitner <sup>2</sup> and Sascha Wischniewski <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Federal Institute for Occupational Safety and Health, 44149 Dortmund, Germany; wischniewski.sascha@baua.bund.de

<sup>2</sup> Institute for Sport and Sport Science, TU Dortmund University, 44227 Dortmund, Germany; thomas.jaitner@tu-dortmund.de

\* Correspondence: julia.riemer@baua.bund.de

**Abstract:** Exoskeletons potentially reduce physical strain on workers. However, studies investigating the long-term effects of exoskeletons in the workplace are rare, not least because demonstrating physical long-term impacts faces several challenges, including the collection of reliable biomechanical data with the exoskeleton. By examining the potential impact of using an exoskeleton on inter-day measurements, we can provide valuable insights into the suitability of long-term studies. Therefore, this study aims to investigate the inter-day variation in muscle activity (MA) and kinematics of the trunk and legs during lifting, carrying, walking, and static bending with and without a passive back exoskeleton. The majority of results show no significant differences in inter-day variation. However, we found minor significant unilateral variation in knee and ankle kinematics when using the BSE during the lifting, carrying, and walking tasks, as well as in MA of M. biceps femoris when measuring without the BSE during the lifting tasks. Cohen's *d* showed small effect sizes, ranging from  $-0.0045 \leq d \leq 0.384$  for all significant *p*-values. While we classify the observed significant differences as minor, it is still crucial to consider day-to-day variations in long-term studies. However, by implementing high levels of standardization in study designs, including precise exoskeleton fitting, consistent assistance level, familiarization with measurement systems, and standardized working tasks, the impact of the exoskeleton on inter-day measurements can be minimized. Additional field studies are necessary to validate our findings in real work conditions.

**Keywords:** occupational health; reproducibility of results; statistical parametric mapping; muscle activity; kinematics

**Citation:** Riemer, J.; Jaitner, T.; Wischniewski, S. Investigating Inter-day Variations in the Physical Effects of Exoskeletons: Requirements for Long-Term Biomechanical Studies. *Appl. Sci.* **2023**, *13*, 6483. <https://doi.org/10.3390/app13116483>

Academic Editor: Ionuț Daniel Geonea

Received: 28 April 2023  
Revised: 19 May 2023  
Accepted: 23 May 2023  
Published: 25 May 2023



**Copyright:** © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

Exoskeletons provide physical support and potentially reduce strain while performing tasks in the workplace [1]. In addition to the benefits of exoskeleton use in terms of reduced muscle activity (MA) and improved endurance [2], studies to date also confirm their potential negative effects on kinematics and MA, including a limited range of joint motion and a higher load on muscle groups [3–5]. As such, it is not yet possible to predict the long-term consequences of movement changes and altered MA patterns caused by using exoskeleton in the workplace [6].

Studies addressing the long-term effects of wearing an exoskeleton at work are scarce, not least because demonstrating long-term relief or strain on the musculoskeletal system from wearing exoskeletons faces several prerequisites [7]. The collection of reliable day-to-day biomechanical data is particularly challenging, because the signals can be affected by intrinsic and extrinsic factors, such as sensor position or fluctuating movement patterns of the target group of workers [8,9].

The most important prerequisite for conducting a biomechanical long-term study is the use of measurement parameters and systems, which can provide comparable results at different points in time. In addition to others, the measurement of MA using surface electromyography (sEMG) and the assessment of movement patterns using wearable sensors, such as inertial measurement units (IMUs), are suitable for this purpose [10]. Both measurement systems enable the comparison of workloads and movement patterns between different individuals and days [11,12] and are reported as being reliable during static [9,13,14] and dynamic conditions [9,15,16].

In order to ensure inter-day reliability of measurement with the described systems, a high degree of execution standardization is required, e.g., consistent fitting and support of the exoskeleton, familiarization with the work task, as well as the normalization task of sEMG measurements [17], and accurate placement of sEMG and IMU sensors [18]. However, even with high standardization, we cannot exclude the exoskeleton-user interaction as a factor influencing the measurements reliability. An exoskeleton, as a rigid mechanical system, has the same effect on the user's body at all times during standardized use. However, we cannot rule out the possibility that the interaction between the user and the exoskeleton may vary on inter-day measurement due to intrinsic factors, which would skew the results. Results of biomechanical studies using exoskeletons vary widely even when using similar or the same exoskeletons [19], which can also be explained by individual user characteristics [10].

Several investigations have already demonstrated significant biomechanical inter-day variation in dynamic and static work tasks without an exoskeleton [16,20–22] using methods such as interclass correlation coefficient (ICC), coefficient of variation (CV) and standard error of measurement (SEM). However, these methods do not enable such a detailed analysis, as required for clinical inference, or the determination of reliability at different stages of a work movement, because they are pooling discrete time points (e.g., peaks) or the entire time series (e.g., root mean square or mean frequency). Previous studies applying exoskeletons in inter-day measurements have only used subjective evaluation criteria to assess the exoskeletons effect [23–26]. To date, only one study by Kozinc et al. [27] has addressed inter-day repeatability and found good reliability in the repeated administration of a test battery for functional assessment of a back supporting exoskeleton. However, they did not measure any biomechanical parameters.

Whether the interaction between exoskeletons and user influences the reliability of the measurements of kinematics and MA on consecutive days has not yet been determined in any study. The objective of this study is therefore to investigate the inter-day variation for MA and kinematics of trunk and leg, in lifting, carrying, walking, and static bending, and examine whether the utilization of a passive back exoskeleton may have an impact on day-to-day results comparability. In order to assess potential inter-day differences throughout the entire duration of the motor tasks, we utilized statistical parametric mapping (SPM) to compare the parameters of each task between day one and day two, both with and without the exoskeleton.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Passive Back Exoskeletons

To ensure that any results were related to the use of a specific exoskeleton model, we decided to select two different back exoskeletons with similar mechanisms for this study, the V2.5 (Laevo) and the PaexoBack (Otto Bock). Both models are attached to the user's hip and secured to the upper body with a chest pad. The leg shells of both models are attached to the thighs in a similar position. Both exoskeletons transfer forces from the lower back to the chest and leg pads. A feature of both exoskeletons was that the support could be switched on and off manually while wearing them.

## 2.2. Subjects

Twenty subjects participated in the study, representing an average user population for the occupational sciences. We therefore recruited the participants from a subject list of the Federal Institute for Occupational Safety and Health including individuals of working age, mostly with either recreational or with no previous sport experience. They were, respectively, ten healthy men and women aged 26 to 49 years (age  $34 \pm 7$  years, height:  $174.7 \pm 8.2$  cm, weight:  $74.4 \pm 11.6$  kg, BMI:  $24.2 \pm 2.4$  kg/m<sup>2</sup>), mostly with either recreational or no previous sport experience. Subjects were asked to abstain from physical activity the day before and the days of the tests, to avoid the effects of cumulative muscle fatigue. All subjects signed an informed consent form before the test. Ethical approval was obtained from the local institutional ethics committee.

## 2.3. Procedure

Subjects performed four different tasks (lifting, carrying, walking, and static bending task), with and without wearing an exoskeleton on two consecutive days. All subjects started with the lifting task, followed by the carrying, walking, and static bending tasks. The order of the two conditions (with and without exoskeleton) within the tasks was systematically varied across subjects. The subjects were randomly assigned to one of two exoskeleton groups, PaexoBack and V2.5, by drawing a number. The number 1 represented the PaexoBack group, while the number 2 represented the V2.5 group. This randomization process ensured an unbiased distribution of participants across the two exoskeleton groups. The time interval between the two examinations was 24 h to 48 h.

In order to familiarize the subjects with the exoskeleton and to minimize any training effect during the measurements, the entire study procedure was performed over two additional training days. On each of the two training days, the entire study protocol was conducted. This included both the testing of MVIC normalization contractions and the complete procedure of the work tasks with and without the exoskeleton, as described in Sections 2.3.1–2.3.4.

On the first training day, the exoskeleton was adjusted to the participants' body dimensions according to the manufacturer's instructions, and these same settings were used for all subsequent days.

### 2.3.1. Task 1—Lifting and Lowering a Box

The first task was a repetitive box-lifting and lowering task with a load of 10 kg for male subjects and 5 kg for female subjects (Figure 1). The subjects stood in front of the box and performed six lifting and lowering cycles using their own technique: The lift started in an upright position. The subjects lifted the box and straightened up into an upright position. After a two-second standing phase with the box in the hand, the lowering phase began. The box was returned to the ground position and the subjects straightened up again. After standing upright without the box, the next cycle started.



**Figure 1.** Task 1: lifting and lowering a box with the exoskeleton PaexoBack.

### 2.3.2. Task 2—Carrying a Box

The subjects were instructed to carry a box with a load of 10 kg for male and 5 kg for female over a distance of 20 m at their own pace (Figure 2). The subjects lifted the box at the marked starting point and straightened up into an upright position to start walking. At the end of the walk, the box was placed back on the ground in a marked position.



**Figure 2.** Tasks 2 and 3: carrying a box (**left**) and walking without load (**right**) with the exoskeleton PaexoBack.

### 2.3.3. Task 3—Walking without Load

The same distance as when carrying the box was completed by the subjects without the box at their own pace (Figure 2). As we wanted the study to represent realistic use scenarios of the exoskeleton and in working conditions, the support function of the exoskeleton was switched off for the walking distance.

### 2.3.4. Task 4—Static Bending Task

Subjects were instructed to stand at a marked position in front of an engine block (Figure 3). They assumed a forward bending trunk posture (30–40°) and removed spark plugs from the engine block. The total duration of the task was 60 s.



**Figure 3.** Task 4: Static bending task with the exoskeleton PaexoBack.

## 2.4. Measurements

### 2.4.1. Kinematics

The movements were recorded using a full body inertial motion capture system (MTw Awinda, Xsens Technologies, Enschede, Netherlands). The 17MTx sensors were placed directly on the skin using skin adhesive, to achieve the most accurate measurement result possible (Figure 4) and position standardized via procedural instructions. Prior to the experiment, participants' body dimensions and calibration poses were measured according to Xsens calibration protocol with the MVN software (MVN Analyse Pro 2021.0.1), to fit and scale the MVN biomechanical model to the subject. The kinematic data was collected at a sample rate of 60 Hz and exported in an excel format.

### 2.4.2. Electromyography

We equipped the subjects with sEMG sensors, connected to a mobile sEMG system (Ultium, Noraxon). Beforehand, skin was prepared to achieve stable electrode contact and high skin conductance by lowering the impedance. For this purpose, hair was removed from the skin positions to be covered with a disposable razor. The skin was cleaned with alcohol and treated with an abrasive gel. This method is suggested for clinical use [28]. Adhesive gel dual disposable electrodes served as sEMG electrodes; we placed these on dominant body side on the M. erector spinae thoracic (EST) and lumbar (ESL), M. obliquus externus abdominis (OE), M. vastus medialis (VM), M. biceps femoris (BF), M. tibialis anterior (TA), and M. gastrocnemius medialis (GM) according to SENIAM guidelines (Figure 4). We took care to place the electrodes on the midline of the abdominal area, perpendicular to the length of the muscle fibers between the muscle tendon junction and the nearest innervation zone. The muscles were chosen and the electrodes were attached, standardized in such a way that they did not come into contact with the exoskeleton.



**Figure 4.** Sensor placement of sEMG and Xsens sensors.

An MVIC was performed for all muscles prior to the test. Based on the results of a previous study [17], the performance of the MVICs was also trained on the two previous days, in order to achieve the highest possible level of standardization.

The rectified sEMG signal was set to a sampling rate of 2,000 Hz per channel and filtered using a fourth-order Butterworth filter with a bandpass of 20–500 Hz for GM and TA. To remove heart artefacts in OE and RA signals, a hampel filter was applied, which is a useful method to remove sEMG signal outliers [29]. SEMG signal was root mean squared (RMS) with a window size of 250 ms and normalized using MVICs.

### 2.5. Data Processing

For tasks 2 (carrying a box) and 3 (walking without load), the gait cycles were considered as follows: A step of a gait cycle started with the right foot terminal contact and its subsequent terminal contact (toe off to toe off). The first and last step of a gait cycle were not considered. A total of eight steps per subject were included in the further analysis. The lifting cycles were divided into lifting and lowering, as described in Section 2.3.1. Five lifting and lowering cycles per subject were included in the analysis. For the bending task, the middle 50 s were selected and divided into 2 s segments. The first and last 2 s segments were selected for further analysis.

The joint angles and muscle signals acquired during each measurement were normalized to a standardized time scale of 101 points. Subsequently, all time-normalized data was averaged per measurement day, comprising the eight gait cycles and five lifting/lowering cycles for each subject. This resulted in a single time-normalized dataset per measurement day for each individual, which was utilized for further comparative analysis using SPM. All data processing steps were programmed and executed in R (R Core Team) [30].

### Statistical Parametric Mapping

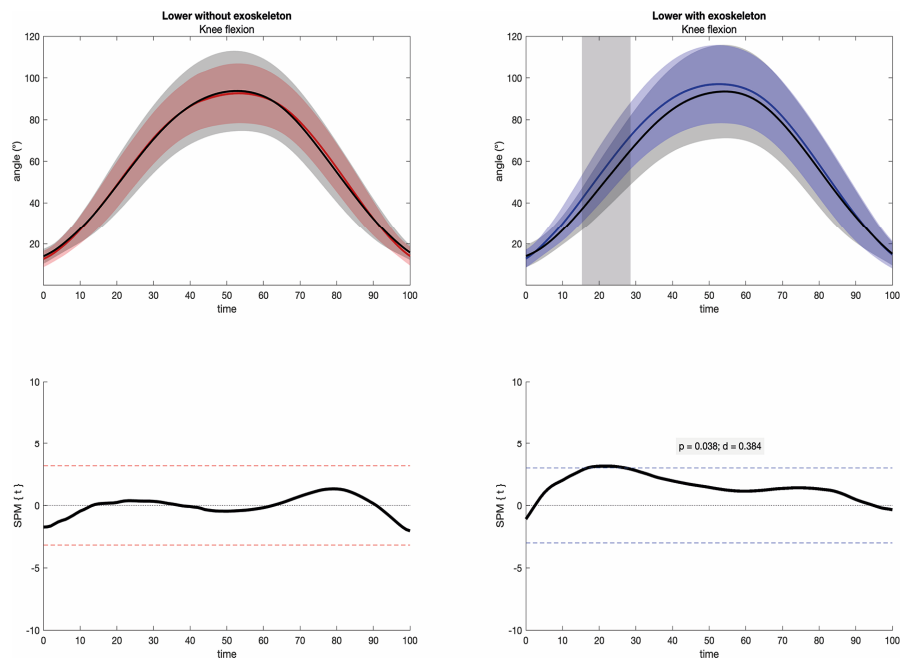
To assess the reliability of the measurements, we employed statistical parametric mapping (SPM) to compare the parameters of each task between day one and day two. SPM offers a comprehensive statistical analysis framework that enables the identification of significant differences across the entire duration of the motor task. All SPM analyses were conducted in MATLAB Version: 9.13.0 (R2022b), using the open-source software package from spm1D 0.4 [31]. Prior to the analysis, all data were tested for normal distribution. Paired *t*-tests were then used to compare the paired conditions of day one and day two.

The entire time series data representing the lifting, carrying, and walking cycles, as well as the static holding sections, were compared for both kinematic and sEMG data of

day one and day two. At each time point, a scalar output statistic called SPM{t} was computed and evaluated by determining the critical threshold at  $\alpha = 0.05$  significance level. If the trajectory of SPM{t} crosses this critical threshold at any time point, they were marked as statistically significant. For significant areas, the effect size Cohen's d (d) was also determined.

### 3. Results

All subjects completed the training sessions and both measurement days. One subject's gait data could not be used for further analysis because the gait pattern was too abnormal. Therefore, this subject was excluded from the analysis of tasks 2—carrying a box—and 3—walking without load. For the other tasks, all the data collected were used. The results for each task are presented below. The blue plots represent the comparison of day 1 and day 2 with the exoskeleton, and the red plots the comparison without the exoskeleton. Regions of significant difference from the SPM results are indicated with background shading (Figures 5–9).



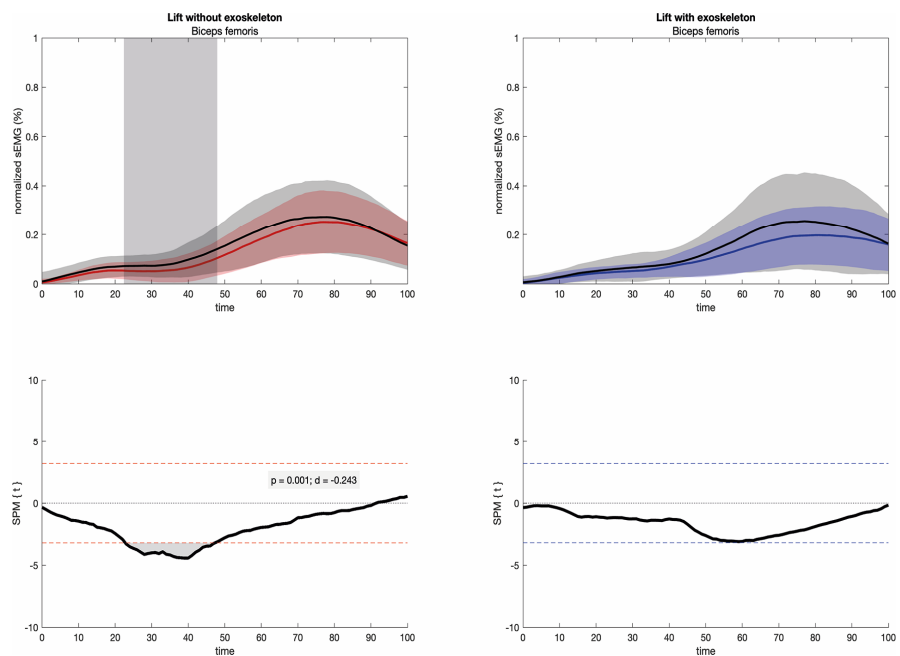
**Figure 5.** SPM  $t$ -test results and profile plots of kinematic data in lowering a box, comparing joint angles ( $^{\circ}$ ) of the right body side in knee flexion on day 1 (blue resp. red lines) and day 2 (black lines). The blue plot represents the comparison of the measurements with exoskeleton, and the red plot shows the measurements without exoskeleton ( $n = 20$ ).

In combination with the shaded regions indicating significant differences, the SPM {t} value plots directly below each plot can be used as an indicator of practical significance. If a significant difference can be detected in a region, Cohen's d is also shown in the plot next to the corresponding  $p$ -value, as representation of the effect size. For the kinematic data, we present the variables that are particularly relevant to the exoskeleton and have been used in previous studies [1]. These include ankle, hip, knee and spine flexion.

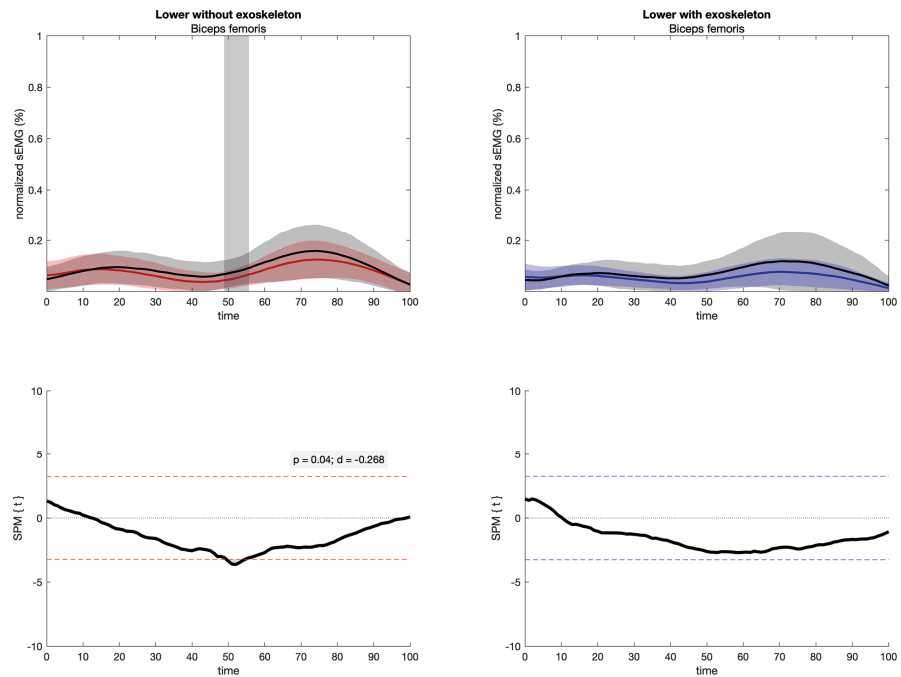
The first task we analyzed was the lifting and lowering (task 1). In the kinematic data, there was no significant difference between the measured joint angles on day 1 and day 2 for lifting. However, for lowering the box, a significant difference in knee flexion was measured with the exoskeleton, as seen in Figure 5. The joint angle at the start of lowering is significantly greater on day 1 ( $p = 0.038$ ,  $d = 0.384$ ) than on day 2. The difference is also

visible on the left side of the body at the same point, but is not significant. This section may be divided by subheadings. It should provide a concise and precise description of the experimental results, their interpretation, as well as the experimental conclusions that can be drawn.

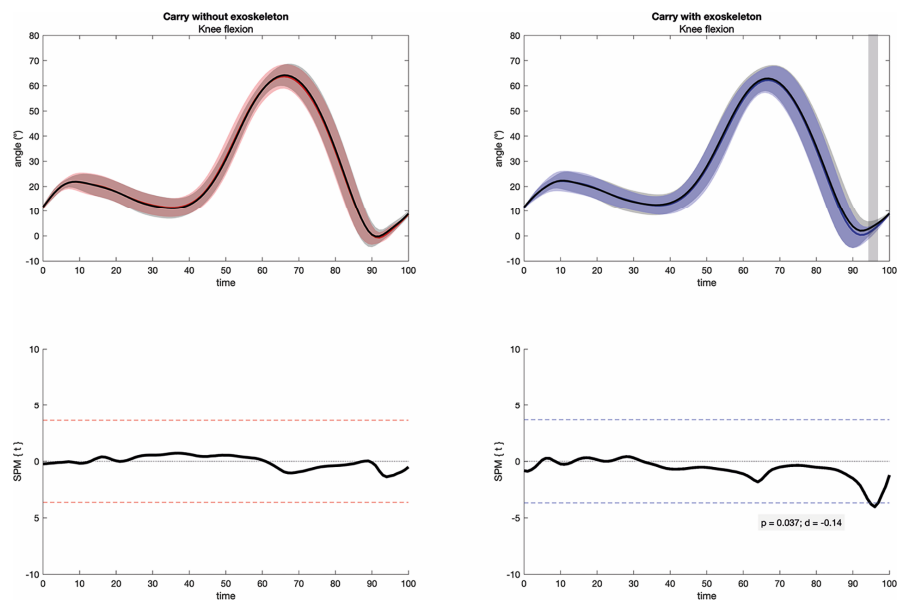
For the sEMG data, there is a significant difference in MA of the BF in the downward movement on day 1 and day 2 for both lifting and lowering in Figures 6 and 7 (lifting:  $p = 0.001$ ,  $d = -0.243$ ; lowering:  $p = 0.040$ ,  $d = -0.268$ ) without the exoskeleton. For the other muscles there were no measurable significant differences in MA from day 1 to day 2. For the task of carrying a box, we found a significant difference in knee flexion for the exoskeleton measurement in the kinematic data (Figure 8). There was significantly higher knee flexion in the terminal contact area for the right knee on day 2 ( $p = 0.037$ ,  $d = -0.14$ ). For the left body side, we could not confirm this effect.



**Figure 6.** SPM  $t$ -test results and profile plots of MA in lifting a box, comparing normalized sEMG (%) of leg muscles BF on day 1 (blue resp. red lines) and day 2 (black lines). The blue plot represents the comparison of the measurements with exoskeleton, and the red plot shows the measurements without exoskeleton ( $n = 20$ ).

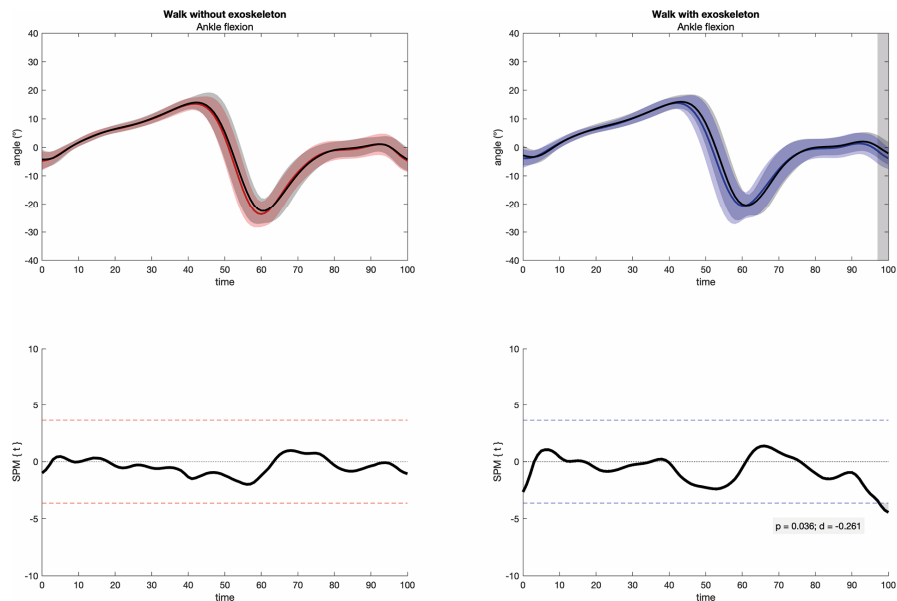


**Figure 7.** SPM  $t$ -test results and profile plots of MA in lowering a box, comparing normalized sEMG (%) of leg muscles BF on day 1 (blue resp. red lines) and day 2 (black lines). The blue plot represents the comparison of the measurements with exoskeleton, and the red plot shows the measurements without exoskeleton ( $n = 20$ ).



**Figure 8.** SPM  $t$ -test results and profile plots of kinematic data in carrying a box, comparing joint angles (°) of the right body side in knee flexion on day 1 (blue resp. red lines) and day 2 (black lines). The blue plot represents the comparison of the measurements with exoskeleton, and the red plot shows the measurements without exoskeleton ( $n = 19$ ).

We found similar results to those in walking without load. The difference was significant in the kinematic data with the exoskeleton in the area of terminal contact, but this time in the joint angle of right ankle flexion (Figure 9). It was significantly greater on day 2 than on day 1, when the exoskeleton was worn during the measurement ( $p = 0.038$ ,  $d = -0.261$ ).



**Figure 9.** SPM  $t$ -test results and profile plots of kinematic data in walking without load, comparing joint angles ( $^{\circ}$ ) of the right body side in ankle flexion on day 1 (blue resp. red lines) and day 2 (black lines). The blue plot represents the comparison of the measurements with exoskeleton, and the red plot shows the measurements without exoskeleton ( $n = 19$ ).

In contrast, the measured MA was comparable for all muscles on day 1 and day 2 detected in the carrying and walking tasks.

For the static bending task, no significant differences were found in either the kinematic data or the MA data. This was true for both the baseline (the first 2 s after the start of the measurement) and the end of the measurement (the last 2 s of the measurement). Here, all differences between day 1 and day 2, with and without exoskeleton, were in a non-significant range with  $p \geq 0.05$ .

#### 4. Discussion

This study was designed as a preliminary study for a long-term biomechanical evaluation of exoskeletons in the workplace. We investigated the inter-day variation for MA and kinematics of trunk and leg, in lifting, carrying, walking, and static bending, with and without a passive back exoskeleton and examined whether the utilization of a passive back exoskeleton may have an impact on the day-to-day results comparability.

When biomechanical methods are obtained on different measurement days in a long-term study, we need to be sure that these effects are not due to fundamental measurement variations caused by confounding factors. We therefore based our study design on previous research and considered several factors that can improve the reliability of inter-day biomechanical measurements [10].

Firstly, we emphasized the importance of standardized setup and use of the exoskeleton so it was adapted to the individual requirements of each subject according to the manufacturer's specifications and the optimal, most comfortable support performance.

Over the course of two familiarization days, any discomfort in using the exoskeleton was identified and appropriate adjustments were made. This is important because several studies have reported discomfort with the exoskeleton [23,32], which could affect the exoskeleton–user interaction. We established a high level of standardization in the exoskeleton’s assistance performance, which has been a critical issue in previous studies. At the same time, the two training days were designed to counteract any training effects.

In addition to the use of validated measurement systems [9,15], we included standardized sensor placement via procedural instructions [15] as well as sufficient two-day familiarization with the working tasks. As a previous study we conducted suggests that two days of familiarization may provide a high degree of standardization to ensure reliable MVIC normalization for an occupational target group [17], we also included MVIC normalization tasks in the two training days.

The results show minor but significant differences between the measurements of day 1 and day 2. Regarding the IMU measurements, we found differences especially in the day-to-day measurements with the exoskeleton. For example, we measure significant unilateral differences during the lifting tasks in the area of knee flexion ( $p = 0.038$ ), as well as in the carrying and walking task, in the area of initial contact in knee and ankle flexion ( $p = 0.037$  &  $p = 0.036$ ). For the muscle activation, we found significant differences in the measurements without exoskeleton, in the M. biceps femoris, during lifting ( $p = 0.001$ ), and also during lowering a box ( $p = 0.040$ ).

In order to quantify our resulting significant differences, we also determined the effect size Cohen’s  $d$ . It ranged from  $-0.0045 \leq d \leq 0.384$  for all significant  $p$ -values. After analyzing relevant publications, we assume that our  $d$  values  $< 0.3$  can be classified as small effects [33–35], with exception of the measurement of M. biceps femoris when lifting a box ( $p = 0.001$ ), where the effect size is  $d = 0.384$ . In this context, Button et al. [34] also discuss the influence of sample size on the effect size. They report that a decrease in the effect size is to be expected as the sample size increases. In our case, this means that the measured effect size of M. biceps femoris  $> 0.3$  can also be regarded as low, as our sample is a small number of subjects ( $n = 20$ ) according to *ibid*.

The minor yet significant differences, with small effect sizes, affirm that the impact of the exoskeleton on the user’s body remains relatively consistent from day to day. However, considering the context of previous studies, it is crucial to take into account the measured differences for long-term investigations. This is particularly important as earlier studies predominantly report unfavorable outcomes when assessing the reliability of biomechanical parameters in inter-day measurements, especially in dynamic tasks. For example, Sood et al. [36] found poor day-to-day reliability of muscle activity in the shoulder muscles in a laboratory-based simulation of overhead work at different working heights. Van Helden et al. [16] performed dynamic voluntary movements of the trunk during functional reaching tasks and measured moderate to poor reliability of the back muscles. Brandt et al. [22] also found moderate results when assessing the muscle activity of the back muscles during box lifts with different weights and lifting tasks. Ghofrani et al. [37] also confirmed these results regarding the muscle activity. In terms of kinematic day-to-day reliability, Graham et al. [38] revealed significant differences when evaluating a repetitive dynamic trunk flexion/extension task in automotive manufacturing. Howarth and Graham [21] also found poor to moderate results in the evaluation of joint angles during a repetitive pipetting task on three different days. In this context, they also highlight the importance of standardized sensor placement. Koumantakis et al. [20] found poor repeatability in the repetition of predefined joint angles during trunk flexion exercises. Certainly, when comparing our findings to previous studies, it is important to consider that we compared the parameters of each task between days one and two across their entire duration. By using statistical parametric mapping (SPM) and analyzing the entire time series data, we were able to avoid potential limitations that may arise from reducing movement phases to discrete points in time or summarizing time series, as done in previous research.

Instead of focusing solely on specific points or summary statistics, SPM allows for a comprehensive analysis of the complete temporal profile of the measurements. This approach provides a more detailed and accurate representation of the data, ensuring that potential impairments or biases resulting from data reduction methods are minimized. The ability to detect significant differences in the temporal profile of the movement allows for a more nuanced understanding of the data. However, it also means that drawing generalized conclusions becomes more difficult in terms of comparing our results to those of previous studies.

In addition our chosen analytical method, it should be noted that the high degree of measurement standardization in our study influences the comparability of our results to those of previous studies. By executing two familiarization days, we counteracted habituation affecting the inter-day measurement sEMG and kinematic results. During the familiarization phase, we placed special emphasis on acclimating the participants to the measurement systems with their calibration and the MVIC normalization procedures, which are essential for the standardized execution of measurements. We have endeavored to achieve consistent and highly standardized MVC measures for sEMG normalization as important prerequisite for inter-day reliability, because we expected our subjects to possible lack of experience in producing high muscle forces limits the ability to reproduce a relatively constant MVIC [39]. It is therefore reasonable to assume that our normalized sEMG data additional value to a high level of reliability. Appropriately, Van Helden et al. [16] report in their study, in which such MVIC-familiarization was not performed, that the relative inter-day reliability was higher for absolute sEMG amplitudes compared to normalized sEMG amplitudes. This finding underscores the importance of familiarization in MVIC normalization.

However, other previous studies do not describe any familiarization approaches when measuring inter-day reliability of muscle activity [16,37] or kinematics [20,21]. Ibid counteracted day-to-day changes through habituation effects by performing a sufficient number of repetitive tasks during the measurement, but no separate training was performed prior to the measurements for movement familiarization. Therefore, we assume that the extensive measures for familiarization contribute to a minor inter-day variance in our study, whereas habituation occurring during the day-to-day measurements may possibly explain the moderate to poor results in reliability of previous studies.

The results demonstrate that the interaction between the user and exoskeleton during inter-day measurements can result in significant differences. While we classify the observed significant differences as minor, we conclude that achieving consistent inter-day measurements is possible, despite minor variations in measurements obtained using exoskeletons. Still, our results strongly indicate that high standards of measurement are mandatory in a long-term study with exoskeletons. It is necessary to carry out further studies in this field, optimally under field conditions with a large sample size, to enable a generalizability of the results.

## 5. Conclusions

We show the feasibility of reliable biomechanical measurements over repeated days with and without a back-supporting exoskeleton. To ensure reliable measurements, a high degree of standardization is required, including standardized placement of sEMG and IMU sensors and sufficient familiarization with the work tasks and the exoskeleton. Despite potential non-significant differences through a relatively large standard deviation in our sEMG results, we offer an approach to achieve a high degree of day-to-day reliability in measuring long-term biomechanical effects.

By using an ergonomically relevant subject population, we are able to transfer the results to further field evaluations. At the same time, by using two different exoskeleton models, we can assume that the interaction of the passive back exoskeletons with the users is independent of the model. Due to the unique characteristics of our study, further studies under field conditions are necessary to confirm our findings.

**Author Contributions:** Conceptualization, J.R., T.J. and S.W.; validation, J.R., T.J. and S.W.; formal analysis, J.R.; investigation, J.R.; resources, J.R.; data curation, J.R.; writing—original draft preparation, J.R.; writing—review and editing, T.J. and S.W.; visualization, J.R.; supervision, S.W. and T.J.; project administration, J.R. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Ethics Committee of Federal Institute for Occupational Safety and Health on 19.04.2021).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Data Availability Statement:** Data not available due to restrictions e.g. privacy or ethical reasons. Data not publicly available due to data protection regulations.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflicts of interest.

## References

- Bär, M.; Steinhilber, B.; Rieger, M.A.; Luger, T. The influence of using exoskeletons during occupational tasks on acute physical stress and strain compared to no exoskeleton—A systematic review and meta-analysis. *Appl. Ergon.* **2021**, *94*, 103385. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103385>.
- Bosch, T.; van Eck, J.; Knitel, K.; de Looze, M. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Appl. Ergon.* **2016**, *54*, 212–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>.
- Kermavnar, T.; de Vries, A.W.; de Looze, M.P.; O’Sullivan, L.W. Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: An updated systematic review. *Ergonomics* **2021**, *64*, 685–711. <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1870162>.
- Koopman, A.S.; Kingma, I.; de Looze, M.P.; van Dieën, J.H. Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *J. Biomech.* **2020**, *102*, 109486. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109486>.
- Picchiotti, M.T.; Weston, E.B.; Knapik, G.G.; Dufour, J.S.; Marras, W.S. Impact of two postural assist exoskeletons on biomechanical loading of the lumbar spine. *Appl. Ergon.* **2019**, *75*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.09.006>.
- Howard, J.; Murashov, V.V.; Lowe, B.D.; Lu, M.L. Industrial exoskeletons: Need for intervention effectiveness research. *Am. J. Ind. Med.* **2020**, *63*, 201–208. <https://doi.org/10.1002/ajim.23080>.
- Crea, S.; Beckerle, P.; De Looze, M.; De Pauw, K.; Grazi, L.; Kermavnar, T.; Masood, J.; O’Sullivan, L.W.; Pacifico, I.; Rodriguez-Guerrero, C.; et al. Occupational exoskeletons: A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technol.* **2021**, *2*, e11. <https://doi.org/10.1017/wtc.2021.11>.
- Merletti, R.; Muceli, S. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2019**, *49*, 102363. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>.
- Kobsar, D.; Charlton, J.M.; Tse, C.T.F.; Esculier, J.F.; Graffos, A.; Krowchuk, N.M.; Thatcher, D.; Hunt, M.A. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: A systematic review and meta-analysis. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2020**, *17*, 62. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3>.
- Kuber, P.M.; Abdollahi, M.; Alemi, M.M.; Rashedi, E.A. Systematic Review on Evaluation Strategies for Field Assessment of Upper-Body Industrial Exoskeletons: Current Practices and Future Trends. *Ann. Biomed. Eng.* **2022**, *50*, 1203–1231. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03003-1>.
- Besomi, M.; Hodges, P.W.; Clancy, E.A.; Van Dieën, J.; Hug, F.; Lowery, M.; Merletti, R.; Søgaard, K.; Wrigley, T.; Besier, T.; et al. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2020**, *53*, 102438. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438>.
- Mahdavi, N.; Dianat, I.; Heidarimoghdam, R.; Khotanlou, H.; Faradmal, J. A review of work environment risk factors influencing muscle fatigue. *Int. J. Ind. Ergon.* **2020**, *80*, 103028. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.103028>.
- Błaszczuk, A.; Ogurkowska, M.B. The use of electromyography and kinematic measurements of the lumbar spine during ergonomic intervention among workers of the production line of a foundry. *PeerJ* **2020**, *10*, e13072. <https://doi.org/10.7717/peerj.13072>.
- Hellig, T.; Rick, V.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. Investigation of observational methods assessing workload of static working postures based on surface electromyography. *Work* **2019**, *62*, 185–195. <https://doi.org/10.3233/WOR-192854>.
- Cudejko, T.; Button, K.; Al-Amri, M. Validity and reliability of accelerations and orientations measured using wearable sensors during functional activities. *Sci. Rep.* **2022**, *12*, 14619. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18845-x>.
- Van Helden, J.; Martinez-Valdes, E.; Strutton, P.; Falla, D.; Chiou, S.-Y. Reliability of high-density surface electromyography for assessing characteristics of the thoracic erector spinae during static and dynamic tasks. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2022**, *67*, 102703. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102703>.

17. Riemer, J.; Jaitner, T.; Wischniewski, S. Effect of familiarization on the reproducibility of maximum isometric normalisation contractions in a worker-specific sample. *Int. J. Ind. Ergon.* **2023**, revised.
18. Beange, K.H.; Chan, A.D.; Beaudette, S.M.; Graham, R.B. Concurrent validity of a wearable IMU for objective assessments of functional movement quality and control of the lumbar spine. *J. Biomech.* **2019**, *97*, 109356. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109356>.
19. De Bock, S.; Ghillebert, J.; Govaerts, R.; Tassignon, B.; Rodriguez-Guerrero, C.; Crea, S.; Veneman, J.; Geeroms, J.; Meeusen, R.; De Pauw, K. Benchmarking occupational exoskeletons: An evidence mapping systematic review. *Appl. Ergon.* **2022**, *98*, 103582. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103582>.
20. Koumantakis, G.A.; Winstanley, J.; Oldham, J.A. Thoracolumbar proprioception in individuals with and without low back pain: Intratester reliability, clinical applicability, and validity. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2002**, *32*, 327–335. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.7.327>.
21. Howarth, S.J.; Graham, R.B. Sensor positioning and experimental constraints influence estimates of local dynamic stability during repetitive spine movements. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 1219–1223. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.036>.
22. Brandt, M.; Andersen, L.L.; Samani, A.; Jakobsen, M.D.; Madleine, P. Inter-day reliability of surface electromyography recordings of the lumbar part of erector spinae longissimus and trapezius descendens during box lifting. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2017**, *18*, 519. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1872-y>.
23. Kim, S.; Nussbaum, M.A.; Smets, M.; Ranganathan, S. Effects of an arm-support exoskeleton on perceived work intensity and musculoskeletal discomfort: An 18-month field study in automotive assembly. *Am. J. Ind. Med.* **2021**, *64*, 905–914. <https://doi.org/10.1002/ajim.23282>.
24. Baltrusch, S.J.; Houdijk, H.; Van Dieën, J.H.; Kruijff, J.T.C. d. Passive trunk exoskeleton acceptability and effects on self-efficacy in employees with low-back pain: A mixed method approach. *J. Occup. Rehabil.* **2021**, *31*, 129–141. <https://doi.org/10.1007/s10926-020-09891-1>.
25. Iranzo, S.; Piedrabuena, A.; Iordanov, D.; Martinez-Iranzo, U.; Belda-Lois, J.-M. Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. *Appl. Ergon.* **2020**, *87*, 103120. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103120>.
26. Marino, M. Impacts of Using Passive Back Assist and Shoulder Assist Exoskeletons in a Wholesale and Retail Trade Sector Environment. *IIEE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **2019**, *7*, 281–290. <https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1645057>.
27. Kozinc, Ž.; Baltrusch, S.; Houdijk, H.; Šarabon, N. Reliability of a battery of tests for functional evaluation of trunk exoskeletons. *Appl. Ergon.* **2020**, *86*, 103117. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103117>.
28. Hermens, H.J.; Freriks, B.; Disselhorst-Klug, C.; Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2020**, *10*, 361–374. <https://doi.org/10.1016/S1050-641100027-4>.
29. Marateb, H.R.; Rojas-Martínez, M.; Mansourian, M.; Merletti, R.; Villanueva, M.A.M. Outlier detection in high-density surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2012**, *50*, 79–89. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0790-7>.
30. R Core Team. *R: A Language and Environment for Statistical Computing*; R Foundation for Statistical Computing: Vienna, Austria, 2021. Available online: <https://www.R-project.org/> (accessed on 26 May 2022).
31. Pataky, T.C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* **2012**, *15*, 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>.
32. Luger, T.; Bär, M.; Seibt, R.; Rieger, M.A.; Steinhilber, B. 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* **2023**, *65*, 5–21. <https://doi.org/10.1177/00187208211007267>.
33. Knudson, D. Significant and meaningful effects in sports biomechanics research. *Sport. Biomech.* **2009**, *8*, 96–104. <https://doi.org/10.1080/14763140802629966>.
34. Button, K.S.; Ioannidis, J.P.; Mokrysz, C.; Nosek, B.A.; Flint, J.; Robinson, E.S.; Munafò, M.R. Power failure: Why small sample size undermines the reliability of neuroscience. *Nat. Rev. Neurosci.* **2013**, *14*, 365–376. <https://doi.org/10.1038/nrn3475>.
35. Buchanan, T.L.; Lohse, K.R. Researchers' perceptions of statistical significance contribute to bias in health and exercise science. *Meas. Phys. Educ. Exerc. Sci.* **2016**, *20*, 131–139. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2016.1166112>.
36. Sood, D.; Nussbaum, M.A.; Hager, K. Fatigue during prolonged intermittent overhead work: Reliability of measures and effects of working height. *Ergonomics* **2007**, *50*, 497–513. <https://doi.org/10.1080/00140130601133800>.
37. Ghofrani, M.; Olyaei, G.; Talebian, S.; Bagheri, H.; Kazemi, P. Reliability of SEMG measurements for trunk muscles during lifting variable loads in healthy subjects. *J. Bodyw. Mov. Ther.* **2017**, *21*, 711–718. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.12.003>.
38. Graham, R.B.; Sheppard, P.S.; Almosnino, S.; Stevenson, J.M. Dynamic spinal stability and kinematic variability across automotive manufacturing work shifts and days. *Int. J. Ind. Ergon.* **2012**, *42*, 428–434. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.06.001>.
39. Frost, L.R.; Gerling, M.E.; Markic, J.L.; Brown, S.H. Exploring the effect of repeated-day familiarization on the ability to generate reliable maximum voluntary muscle activation. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2012**, *22*, 886–892. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.05.005>.

**Disclaimer/Publisher's Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

## **8 Publikation 3: Quantifizierung der Wirksamkeit rückenunterstützender Exoskelette unter Verwendung von Statistical Parametric Mapping**

Riemer, J., Wischniewski, S., & Jaitner, T., (in press). Quantifying the effects of back-support exoskeletons on biomechanical parameters using statistical parametric mapping. *Journal of Safety Research*. Accepted 23.07.2024.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsr.2024.09.010>.



## Quantifying the biomechanical effects of back-support exoskeletons on work movements using statistical parametric mapping

Julia Riemer<sup>a,\*</sup>, Sascha Wischniewski<sup>b</sup>, Thomas Jaitner<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Institute for Sport and Sport Science, TU Dortmund University, 44227 Dortmund, Germany

<sup>b</sup> Federal Institute for Occupational Safety and Health, 44149 Dortmund, Germany

### ARTICLE INFO

#### Keywords:

musculoskeletal disorder  
gait kinematic  
muscle activity  
static bending  
workers  
effect size  
repetitive lifting

### ABSTRACT

**Introduction:** In response to physically demanding industrial environments, back-support exoskeletons (BSEs) have emerged as assistive devices. However, their functional interaction with body structures and potential in preventing musculoskeletal disorders (MSDs) remain unclear. The objective of this study was to analyze biomechanical motion sequences throughout the entire process of different work movements and provide a comprehensive assessment of the influence of BSE.

**Method:** Using statistical parametric mapping (SPM) methodology, we examined and quantify the magnitude of significant effects of BSEs on muscle activity (MA) and kinematic movement patterns during lifting, carrying, walking, and static bending in a standardized manner.

**Results:** Significant changes with large effect sizes were identified during the downward phase of the lifting task, indicating decreased MA in the musculus (M.) biceps femoris and a reduced hip flexion. The usage of BSEs during carrying and walking resulted in a decreased MA of M. biceps femoris during the legs' pre- and mid-swing phases, accompanied by an increased knee and ankle flexion. These changes in MA and kinematics, especially when the BSEs exert pressure on the leg shells through their supporting function, may be indicative of strain in other body regions due to the BSEs.

**Practical Applications:** We suggest that the evaluated effects may lead to the non-use of BSEs in the workplace and should therefore be considered in the development of alternative BSE designs.

### 1. Introduction

The most common work-related diseases, musculoskeletal disorders (MSDs) of the back, are the leading reason of physical disability worldwide (Govaerts et al., 2021; Vinstrup et al., 2021). These conditions are caused by workplace-related physical exposures such as the manual handling of heavy loads, repetitive lifting, or bending work positions that place mechanical stress on the worker's musculoskeletal system (Epstein et al., 2018). In response to these challenges of physically demanding industrial environments, body-worn assistive devices, such as back-support exoskeletons (BSEs), have been developed (Antwi-Afari et al., 2023). These devices show promise in reducing the risk of MSDs by decreasing the muscle force of the users back required to perform a certain work task, resulting in less back muscle activity (MA) during trunk flexion (Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Lamers et al., 2017; Giustetto et al., 2021) or repetitive lifting (Alemi et al., 2019; Madinei et al., 2020; Iranzo et al., 2020; Luger et al., 2023).

Concurrently, the use of BSEs has multiple implications for other parts of the body, yielding a spectrum of previously reported biomechanical effects. For instance, their usage can impact the abdominal muscles by increasing it (Baltrusch et al., 2019), lowering it (Alemi et al., 2019), or even not impacting it at all (Huysamen et al., 2018; Madinei et al., 2020).

The BSEs can also have a significant effect on the lower limbs, such as decreases in MA of musculus (M.) biceps femoris (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2022) and M. gastrocnemius medialis (Huysamen et al., 2018), or an increased MA in M. vastus lateralis (Alemi et al., 2019), whereas Baltrusch and colleagues found no significant changes in the leg's MA (Baltrusch et al., 2019). Additional to the MA aspects, notable kinematic changes associated with the use of BSEs have also been shown. Previous research has documented knee hyperextension (Bosch et al., 2016), increases in plantar flexion (Abdoli et al., 2006), and altered kinematics in lifting, characterized by greater hip and ankle flexion (Sadler et al., 2011; Picchiotti et al., 2019), as well as shorter

\* Corresponding author.

E-mail address: [julia.riemer@tu-dortmund.de](mailto:julia.riemer@tu-dortmund.de) (J. Riemer).

<https://doi.org/10.1016/j.jsr.2024.09.010>

Received 8 December 2023; Received in revised form 17 July 2024; Accepted 10 September 2024

0022-4375/© 2024 The Author(s). Published by Elsevier Ltd. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).



Fig. 1. In this study used BSEs with their components, PaexoBack (left) and Laevo (right).

stride length in walking (Baltrusch et al., 2019; Park et al., 2022) and impaired carrying kinematics (Koopman et al., 2019).

Although this evidence provides valuable information about the support of the BSE on the back muscles and also suggests corresponding biomechanical effects on the human body, it is important to note that most of the previous recognitions on the impact of BSEs are based on the reduction of the continuous biomechanical data to summarized parameters. Usually, surface electromyography (sEMG) amplitudes and joint angles are averaged (e.g., Graham et al., 2009; Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2017; Koopman et al., 2019; Wei et al., 2020; Kim et al., 2020; Simon et al., 2021; Iranzo et al., 2020; Luger et al., 2023) or maximum values of biomechanical data are used (e.g., Abdoli-Eramaki et al., 2006; Alemi et al., 2019; Madinei et al., 2020; Gorsic et al., 2020; Giustetto et al., 2021) to express the effects of BSEs. By summarizing the data in this way, detailed information is lost about how BSE affect the movement processing. As example, it remains still unclear, whether the continuous movement curve is modified in total, in specific phases or only at distinct time points. Previous studies have shown a percentage reduction in maximum MAs of the M. erector spinae muscle by averaging the data of a whole work task (e.g., Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Lamers et al., 2017; Giustetto et al., 2021) or the complete downward phase of the lift (Sadler et al., 2011; Picchiotti et al., 2019; Madinei et al., 2020). Consequently, previous results do not account for performance-related features and their exact timing during phases of a work movement (Pataky et al., 2008), but only make general statements about the biomechanical consequences of the BSEs. Still, in order to evaluate the potential of BSEs to prevent MSD of the back and their impact on other parts of the body, it is important to study the effects of BSEs on the complex interplay of different anatomical structures during the motion sequences in work tasks, using alternative analysis approaches. Statistical parametric mapping (SPM) can provide a framework for continuous statistical analysis, ensuring that the results obtained are closely related to the original continuous biomechanical data without reducing it to specific data points (Pataky et al., 2012). It allows the relation of events to specific movement phases (Tröster et al., 2022) and the quantification of the magnitude of the BSEs' biomechanical effects by assessing the significance of their inferential statistical results through the motion sequence. This quantification seems to be important to find out in which movement segments do the BSEs have a particularly strong effect on the body, and where the effects of the BSEs are present in a lesser manner.

SPM is widely used in sports biomechanics (Yona et al., 2023), but

has already been utilized in very few studies with BSEs. A study by Latorre Erezuma et al (2023) applied the SPM approach in conjunction with BSEs in lifting patients and observed impaired trunk flexion and lower back MA mainly during the downward movement of the upper body to lift a patient from a bed, and less during the lifting of the patient to stand upright. Hip and knee extension was limited in the upright position after the patient had been raised. The results suggest that the greatest effect of BSEs may not occur during the upward lifting phase, when it is supposed to support the user with the patients' weight. However, the results did not show statistical significance for kinematics and MA, which was attributed to the limited number of participants. Hence, there is a lack of studies that examine whole motion sequences in such detail. Therefore, the aim of this study is to analyze biomechanical motion sequences throughout the entire process of different work movements, to investigate the effects of BSEs on MA and kinematics using the SPM approach. In addition, we seek to quantify the magnitude of significant biomechanical changes to provide a comprehensive assessment of the influence of BSE over the course of the movement.

## 2. Materials and method

### 2.1. Passive back exoskeletons

For this study, we used two different BSEs, the V2.5 from Laevo and the PaexoBack from Otto Bock. Both BSEs have different design features, but comparable mechanical interaction with the user: They are similar in weight (4.2 kg and 4.0 kg) and are fixed to the user's body in the same manner, being attached to the user's hip and secured to the torso with a chest pad for stability. The leg shells of both models are fastened to the thighs in a similar position. BSEs utilize passive energy storage systems, such as gas or pre-tensioned coil springs, which are designed to store potential energy until activated by the user. Activation of these systems is initiated by the user's upper body and thighs compressing the passive energy storage mechanism integrated into the hip belt. The rigid frames of the BSEs transmit forces perpendicular to the limbs, contributing to back and hip extension. A back-extension moment is generated by pressure exerted posteriorly on the chest via the chest pad, while hip extension is facilitated by applying forces on the thighs, typically through pushing against the front of the thigh region. The support of the BSEs can be manually turned on and off while wearing. By evaluating these two models combined, we aim to provide a manufacturer-independent evaluation of the effectiveness of structurally very similar



Fig. 2. Task 1: Lifting and lowering a box with the exoskeleton PaexoBack.

BSEs (see Fig. 1).

## 2.2. Subjects

Twenty subjects participated in the study, representing an average user population for the occupational sciences. We therefore recruited participants from a list of subjects of working age from the Federal

Institute for Occupational Safety and Health. They were 10 men and 10 women aged between 26 and 49 years (age  $34 \pm 7$  years, height:  $174.7 \pm 8.2$  cm, weight:  $74.4 \pm 11.6$  kg, BMI:  $24.2 \pm 2.4$  kg/m<sup>2</sup>), most of them either recreationally active or with no sports experience. The participants were healthy, with no pre-existing MSDs. Subjects were asked to abstain from physical activity the day before and on all testing days, to avoid the effects of cumulative muscle fatigue. All subjects signed an informed consent form before the test. Ethical approval was obtained from the local institutional ethics committee.

## 2.3. Procedure

Subjects performed four different tasks (lifting, carrying, walking, and static bending), with and without wearing one of the two BSE-models on two consecutive days. The participants each wore only one randomly selected BSE model on all measurement days. This means that half of the participants wore the V2.5 from Laevo, while the other half wore the PaexoBack from Otto Bock. PaexoBacks assistance was set to the static (maximal assistance) mode while Laevo was also used in maximal support mode, to ensure similar assistance across all participants.

All subjects started with the lifting task, followed by the carrying, walking, and static bending. The order of the two conditions (with and without BSE) within the tasks was systematically varied across subjects. Prior to the initial measurement, all subjects underwent two additional training days, during which they carried out the entire study procedure, in order to familiarize with the BSE and the study protocol. The BSE model was randomly assigned, and subjects used only the selected model during the work tasks on all training and measurement days. On the first training day, the BSE was adjusted to the participants' body dimensions according to the manufacturer's instructions. These BSE settings were then used standardized for all days.

### Task 1 – Lifting and lowering a box

The first task was a repetitive box-lifting and lowering task with a load of 10 kg for male subjects and 5 kg for female subjects (Fig. 2).

The subjects were placed in front of the box and performed six lifting and lowering cycles using their own technique: The lifting started in an upright standing position. The subjects had to lower themselves to reach the box on the floor, lifting it afterwards by bringing their body back to the initial position. After a two-second standing phase with the box in their hands, the lowering phase began. The box was returned to the floor position and the subjects straightened up again. After standing upright



Fig. 3. Task 2 and 3: Carrying a box (left) and walking without load (right) with the exoskeleton PaexoBack.



Fig. 4. Task 4: Static bending task with the exoskeleton PaexoBack.

without the box, the next cycle started.

#### Task 2 – Carrying a box

The subjects were instructed to carry the box with a load of 10 kg for male participants and 5 kg for female participants over 20 m at their own pace (Fig. 3).

The subjects lifted the box at the marked starting point and straightened up into an upright standing position before they started walking. At the end of the walk, the box was placed back on the floor in a marked position.

#### Task 3 – Walking without load

The same distance as when carrying the box was completed by the subjects without the box, by walking at their own pace (Fig. 3) with the BSE's support function turned off, so as to simulate a realistic use-case in a working environment.

#### Task 4 – Static bending.

Subjects were instructed to stand at a marked position in front of an engine block (Fig. 4). They assumed a forward bending trunk posture (30–40°), and removed spark plugs from the engine block. The total duration of the task was 60 s.

## 2.4. Measurements

### 2.4.1. Kinematics

All movements were recorded by a full body inertial motion capture system (MTw Awinda, Xsens Technologies). The 17 MTx wireless sensors were affixed directly to the skin with either skin adhesive or fastening straps (Cudejko et al., 2022), ensuring the most precise measurement results (see Fig. 5).

Each sensor includes linear accelerometers and orthogonal gyroscopes to track the segments of the body, their orientation, their position, their movement, and their center of mass. Position standardization of the sensors on each measurement day was accomplished through the utilization of procedural instructions according to manufacturer's guidelines. Prior to the experiment, the participants' body dimensions and the calibration pose were assessed following the Xsens calibration protocol, utilizing the MVN software (MVN Analyse Pro 2021.0.1). This process involved fitting and scaling the MVN biomechanical model to each subject, ensuring proper alignment and accuracy of recorded graphs of joint angles. During the measurement, data from each sensor was collected at a sample rate of 60 Hz and wirelessly transmitted to a computer with the MVN software (MVN Analyse Pro 2021.0.1). The collected data were subsequently exported in an excel format for further analysis and processing.

Based on previous findings (e.g., Abdoli et al., 2006; Sadler et al., 2011; Bosch et al., 2016; Picchiotti et al., 2019; Baltrusch et al., 2019; Park et al., 2022), which linked the mechanism of action of BSEs to changes in joint movement, we selected the angles of the spinal joints L4/L3 (joint between the lumbar spine segment 4 and lumbar spine segment 3) and L1/T12 (joint between the lumbar spine segment 1 and



Fig. 5. Sensor placement of sEMG and Xsens sensors.

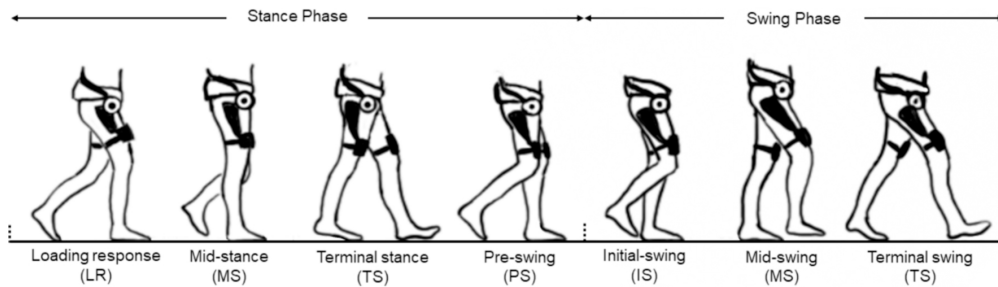


Fig. 6. Typical gait cycle phases, subdivided in stance and swing phase (own representation, according to Pirker & Katzenschlager, 2017).

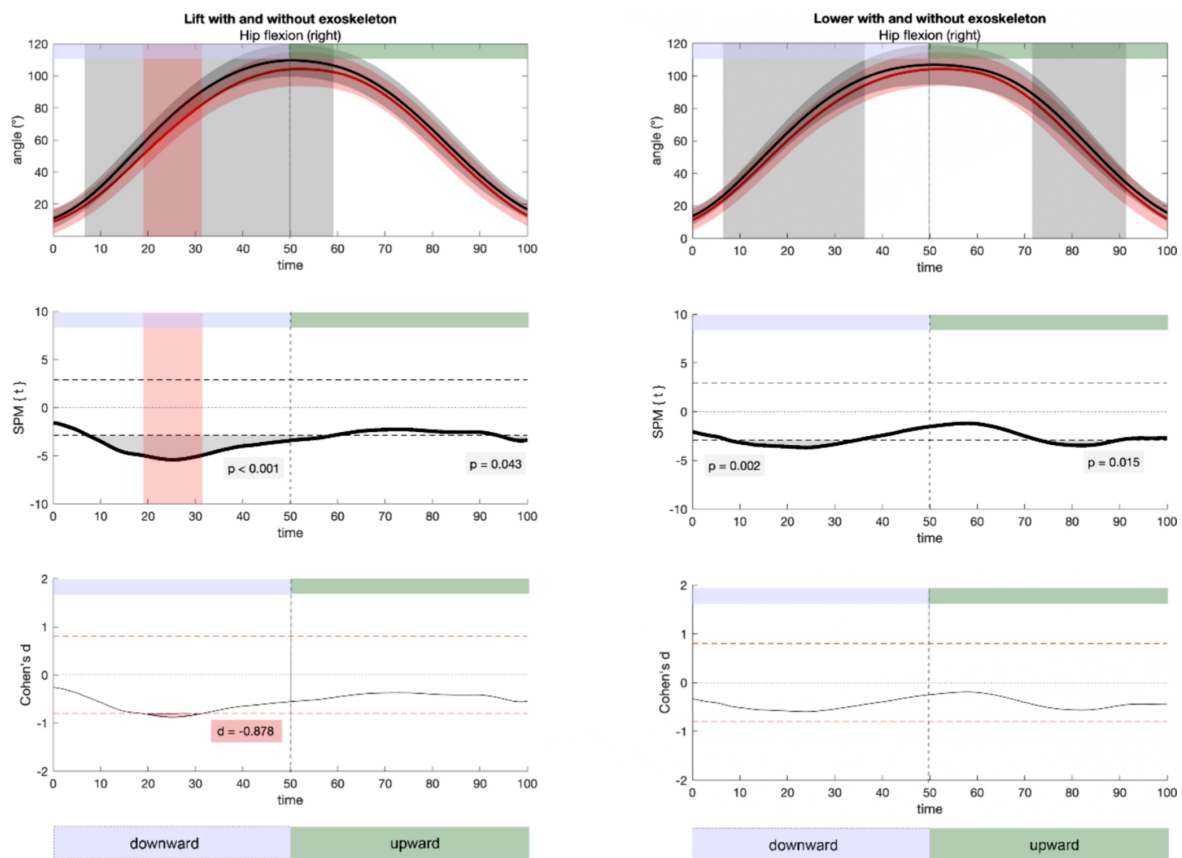


Fig. 7. SPM-profile plots of kinematic data of hip flexion joint angles ( $^{\circ}$ ), in lifting and lowering a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 20$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

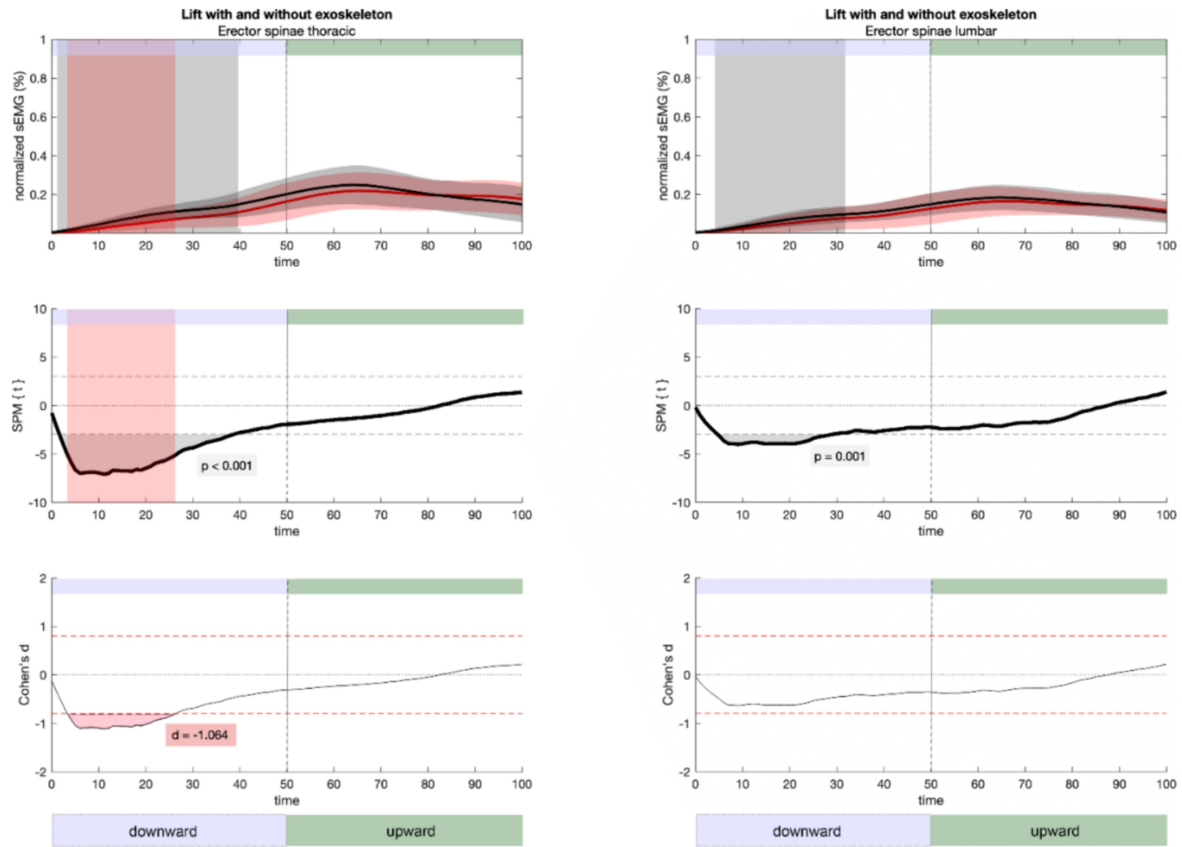
thoracic spine segment 12), as well as the angles of lower limbs flexion (hip, knee and ankle) for further analysis.

#### 2.4.2. Electromyography

We equipped the subjects additionally with sEMG sensors, which were connected wireless to a mobile sEMG base station (Ultium, Noraxon). In accordance with the SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000), skin was prepared to achieve stable electrode contact and high skin conductance by lowering the impedance. For this purpose, hair was removed from the skin positions to be covered with a disposable razor. The skin was cleaned with alcohol and treated with an abrasive gel. Adhesive, disposable dual gel electrodes served as sEMG electrodes;

we placed them on the dominant body side (refers to the side of the body that a person predominantly uses or prefers for performing various tasks and activities) on the M. erector spinae thoracic (ES\_T) and lumbar (ES\_L), M. obliquus externus abdominis (OE), M. rectus abdominis (RA), M. vastus medialis (VM), M. biceps femoris (BF), M. tibialis anterior (TA), and M. gastrocnemius medialis (GM) muscles according to SENIAM guidelines (Fig. 4). We took care of placing the electrodes on the midline of the abdominal area, perpendicular to the length of the muscle fibers between the muscle tendon junction and the nearest innervation zone. The sEMG sensors were positioned out of contact with the BSE to avoid mechanical disturbance.

A maximum voluntary isometric contraction (MVIC) was performed



**Fig. 8.** SPM-profile plots of ES\_T and ES\_L normalized sEMG (%), in lifting a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 20$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

for all muscles prior to the test. Based on the results of a previous study (Riemer et al., 2023), the performance of the MVICs was also trained on the two previous days, to achieve the highest possible level of standardization. The sEMG signal was recorded at a sampling rate of 2000 Hz per channel. To ensure the signal quality, a fourth order butterworth filter with a bandpass of 20–500 Hz was used. To remove heart artefacts, a hamper filter was applied in OE and RA signals, which has been introduced as a useful method to remove sEMG signal outliers (Marateb et al., 2012). The sEMG signal was processed by calculating the root mean square (RMS) of the sEMG with a moving window size of 250 ms. The RMS values were normalized using MVICs.

### 2.5. Data processing

Time-synchronized kinematic and sEMG data was acquired using MyoSync (Ultium, Noraxon). Then the motor tasks were divided into phases and the synchronized data within these phases were analyzed. According to the kinematic position of the head, the lifting cycles of task 1 were divided into lifting and lowering phases. Lifting started from the upright position, and ended when the upright position was reached again with the box in the hands; lowering started from the upright position with the box in the hands and ended when it was reached again. Further analysis included five lifting and lowering cycles per subject.

For tasks 2 (carrying a box) and 3 (walking without load), the following gait cycles were considered based on the knee angle: A step of a gait cycle started with the right foot initial contact and its subsequent loading response (Fig. 6). The gait cycle was divided into the stance and

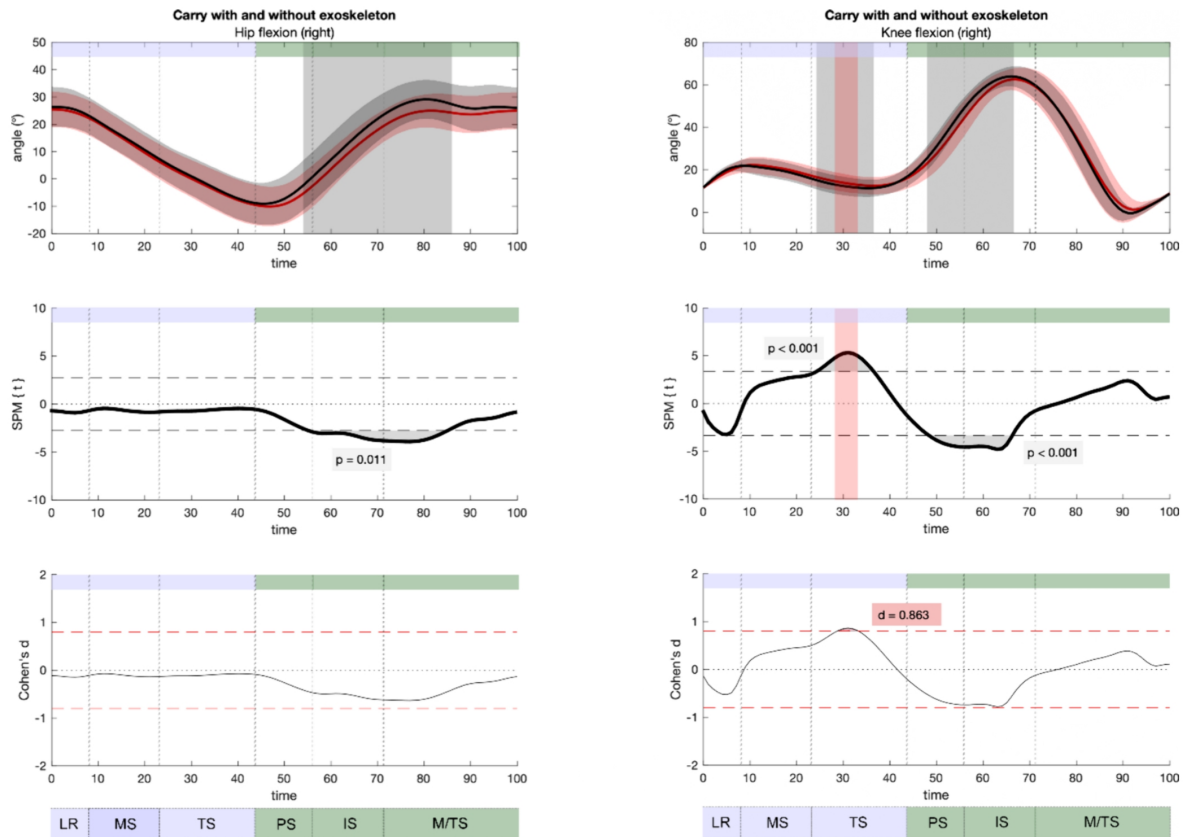
swing phase. The stance phase was subdivided into loading response, mid-stance, terminal stance and pre-swing. The swing phase subdivided into initial swing, mid-swing and terminal swing. The first and last step of a gait cycle were not considered. A total of eight steps per subject were included in the further analysis.

For the static bending task 4, the middle 50 s of the data were selected, but only the last two seconds were used for the analysis. We analyzed these two-second segments to find out what effect BSEs have under fatigue conditions.

Kinematic and normalised sEMG data from each of the five lifting of and lowering segments of task 1, the eight extracted steps of task 2 and 3, and the two-second bending segments of task 4 were time-normalized to 101 points. To obtain a single analyzable movement segment per subject and task, the extracted lifting/lowering and gait cycles were then averaged for each subject per measurement day.

#### 2.5.1. Statistical parametric mapping

We used SPM profile plots to compare the parameters of each task with and without the BSE. Before conducting the analysis, we ensured that all data followed a normal distribution by subjecting them to the Kolmogorov-Smirnov test. To statistically compare the entire time series representing the lifting, carrying, walking, and bending tasks with and without the BSE for kinematic and sEMG data, we performed an SPM paired  $t$ -test for repeated measures (Pataky, 2012). This allowed us to assess the significance of differences between the two conditions at each individual time point. The primary output statistic, denoted as  $SPM\{t\}$ , was calculated separately for each time point in the data. To establish



**Fig. 9.** SPM-profile plots of kinematic data of hip and knee flexion joint angles ( $^{\circ}$ ), in carrying a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 19$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

the critical threshold for our analysis, we computed the point at which 5% of smooth random curves would be expected to cross, corresponding to an alpha level of 0.05. If the trajectory of  $SPM\{t\}$  crosses this critical threshold at any time node, it indicates that there is a significant difference between the tasks with and without the BSE at that specific time point. Furthermore, we determined the effect size for each point of the time-normalized data using Cohen's  $d$ , which quantifies the magnitude of the difference between the two conditions. Therefore, we utilized general recommendations for defining small, medium, and large effect sizes (Cohen, 1988) and considered, as suggested by Sawilowsky (2009), large effect sizes  $\geq 0.8$  as threshold for substantial alterations. All analysis were conducted using the open-source MATLAB and with package `spm1D 0.4` (Pataky, 2012).

### 3. Results

All subjects completed the training sessions and both measurement days. One subject's results were excluded from the analysis of tasks 2 – carrying a box –, and 3 – walking without load –, due to having an above-average height, which hindered them in completing the walking course without forcefully changing gait kinematics, as said course passed through a standard-sized door. For the other tasks, all collected data were used.

The results of the SPM analysis of sEMG and kinematic parameters significantly influenced by the BSEs are presented hereafter. The SPM profile plots show the time-normalized data over the entire motion profile with (red lines) and without (black lines) the BSE, with the corresponding subdivisions of the motion phases described in 2.5. The

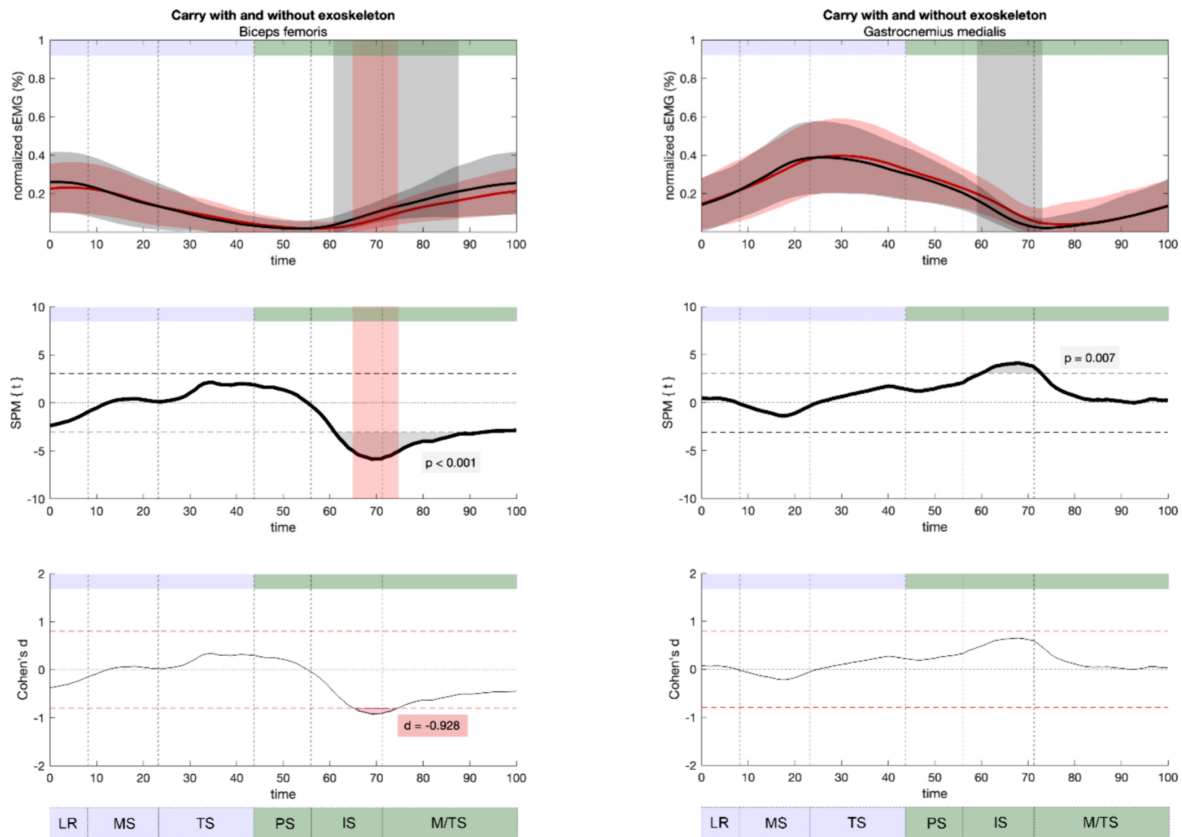
regions of the SPM profile plots with a calculated magnitude of the  $t$ -statistic greater than the  $t$ -critical value were marked as statistically significant in grey. In addition, the SPM sections where we detected a large effect size ( $d \geq 0.8$ ) were marked in red. We highlighted these areas, where BSE has a large effect on the measured parameter, in order to capture the phases with high relevance of difference in movement characteristics.

All joint angles shown in the plots start at  $0^{\circ}$ . For hip and knee angles, this position is defined as the leg extended in stance. For hip angle, it is measured from the position of the thigh to the pelvic sensor. The ankle angle is measured from the position of the lower leg to the foot sensor. The ankle angle is defined as the foot on the ground with the leg extended in stance. The ankle angle is measured from the position of the lower leg to the foot sensor.

#### 3.1. Task 1 – Lifting and lowering a box

As described in 2.3, the lifting and lowering phases of the box were each considered separately. Looking at Fig. 7, on the left side (Lift), subjects start from the upright position, bend their hip, and lift the box with a straitening movement. On the right side (Lower) subjects start with the box in their hands and lower it in a bending movement, then they straighten without carrying anything. During lifting the box with the BSE, we observed a significant reduction in hip flexion with a large effect (Fig. 7/ $d = -0.878$ ).

The reduction in hip flexion was accompanied by a reduction in sEMG amplitude in  $ES\_T$  ( $d = -1.064$ ), and a lower MA in  $ES\_L$  with medium effect size ( $d = 0.633$ ) (Fig. 8). The significant effect on hip



**Fig. 10.** SPM-profile plots of BF and GM normalized sEMG (%) in carrying a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 19$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

flexion is seen in the downward movement of the upper body without the load of box, just before reaching the final lifting position of the box on the floor at maximum hip flexion (Fig. 7). At this point, the subjects seemed to make an effort to overcome the resistance of the BSE to reach the box. The spine kept the same curvature, but we observed no significant differences in the joint angles of the L4/L3 and L1/T12 vertebrae with and without BSE. The reduced hip flexion caused the upper body to remain more upright with the BSE. There were no significant differences in the further course of the upward movement and the raising of the upper body with the box to the upright standing position.

During lowering (Fig. 7), a significant reduction in hip flexion was observed with BSE at medium effect ( $d = 0.529$ ). Hip flexion was reduced both during the downward movement of the upper body with the box and during the upward movement of the upper body without the box to the upright standing position, after setting down the box to the floor. For all other parameters, no significant differences were found.

### 3.2. Task 2– carrying a box

In the carrying task we found a significant effect of the BSE on the gait mechanics and, in particular, on the swing phase of the leg. We observed a reduction in hip flexion with the BSE from the end of pre-swing to mid-swing ( $d = 0.634$ ), accompanied by a significant reduction in knee flexion ( $d = 0.863$ ) in the pre-swing and initial swing phase (Fig. 9).

Correspondingly, we also found a significant reduction in the MA of the BF in Fig. 10 with a large effect ( $d = 0.928$ ). Thus, the subjects seem to move their legs forward less in the swing phase against the resistance

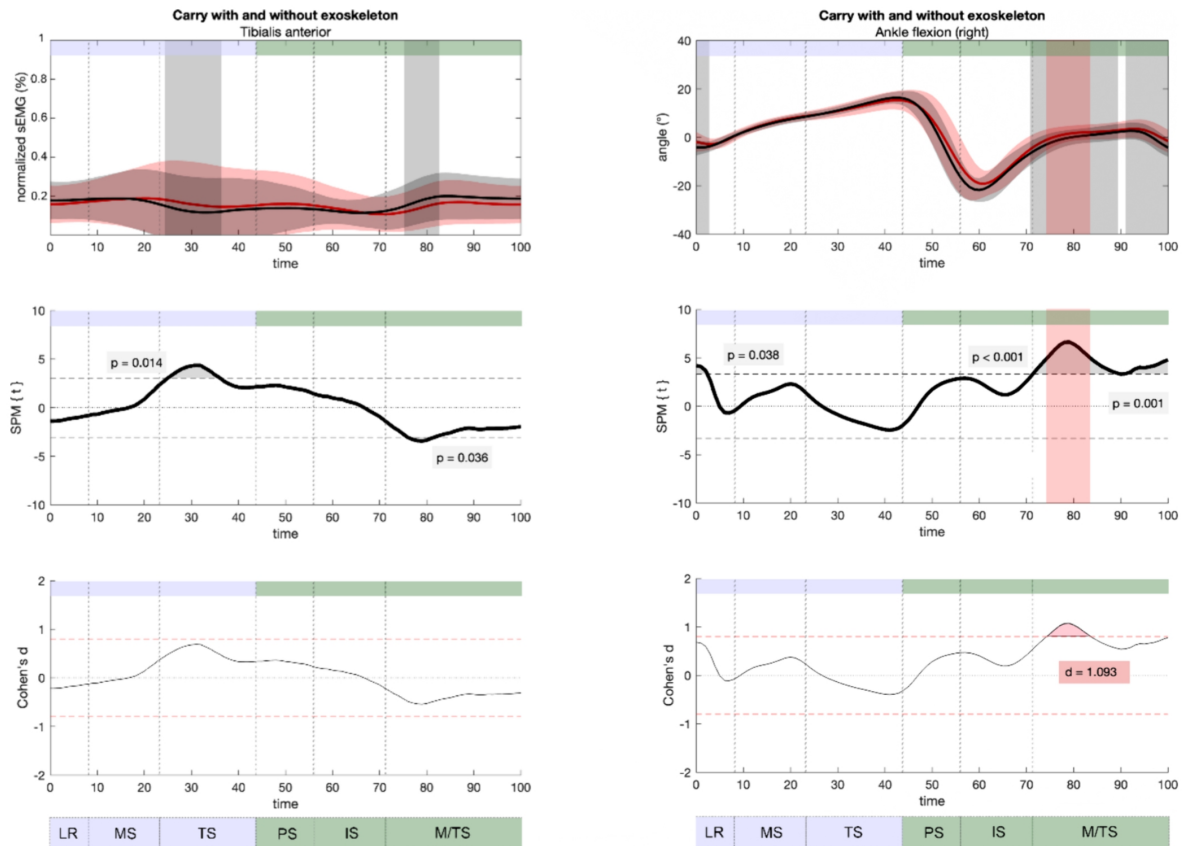
of the BSE, so that the legs are less flexed, resulting in less hip and knee flexion, and lower MA of the knee flexor muscle BF. At the same time, we observed no changes in the joint angles of the L4/L3 and L1/T12 vertebrae with and without BSE, which suggests that the position of the upper body does not change.

Looking at the lower leg, we noted an increase in ankle flexion (Fig. 11) corresponding to the decrease in hip and knee flexion during the mid- and terminal swing, with a significant effect with large size ( $d = 1.093$ ). This was accompanied by an increasing MA in GM ( $d = 0.650$ ) and in TA ( $d = 0.705$ ), as shown in Figs. 10 and 11.

Thus, subjects have to flex their ankle more in order to move the foot forward over the floor with less hip-knee joint flexion. The activation patterns of the ankle flexor TA and extensor GM are consistent with this assumption. In the stance phase of the gait, subjects flexed the ankle more during foot strike in the load response and subsequently flexed the knee more as the stance phase progressed. We identified a significant increase in knee flexion with large effect size ( $d = 0.863$ ) (Fig. 9) and significant higher MA of TA (Fig. 11) during terminal stance. Subjects extended their knee less, and then remained in a more pronounced knee flexion; associated with a stronger activation of TA. We could also observe changes in ankle flexion, in particular an increase in ankle flexion with BSE during the load response of the foot.

### 3.3. Task 3– Walking without load

We found a significantly lower MA for the BF ( $d = 0.705$ ), similar to what was observed in task 2 (carrying a box), specifically in the initial and mid-swing phases (Fig. 12). Furthermore, we also observe a



**Fig. 11.** SPM-profile plots of TA normalized sEMG (%) and ankle flexion joint angles ( $^{\circ}$ ), in carrying a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 19$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

significant increase in ankle flexion with the BSE, similar to task 2, during the mid-/terminal swing phases ( $d = 0.602$ ), but also during the pre- and initial swing phases ( $d = 0.677$ ). The findings indicate that the effects of the switched off BSE on ankle kinematics and MA of BF during walking are comparable with those observed during the carrying task in ankle and BF.

#### 3.4. Task 4– Static bending

Static bending using the BSE resulted in a significantly lower MA with moderate effect size ( $d = 0.692$ ) for BF, while ES.T showed significant MA reduction with small effect size  $< 0.6$  (Fig. 13). We found the significant difference at the end of the 2-second section for MA in ES.T. For BF there were significant reductions in MA at different points in the section. For kinematic joint angles no significant differences could be observed.

## 4. Discussion

To understand the impact of BSEs on the complex interplay of different anatomical structures, we examined their effects on muscle activity and kinematics throughout the entire movement process of different work movements by a continuous statistical analysis. In this way, we evaluated biomechanical changes with BSEs without reducing or summarizing the original data curve to specific data points and captured the relationship of events along the motion curves. The SPM approach allowed not only to analyze the impact of BSE on the

movement patterns, in a differentiated way but also to quantify the magnitude of these effect based on effect sizes (Cohen, 1988; Sawilowsky, 2009). We identified in which phases of the movement BSEs strongly affect the movement performance and therefore gained deeper insight in the potential of BSEs to prevent back MSDs.

#### 4.1. Lifting and lowering

A large effect due to the BSEs can be observed during the lifting of the box, where both the activity of the back muscles and the hip flexion are reduced, especially at the beginning of the downward movement of the upper body to lift the box. We attribute this to the impact of the BSEs' leg shells, as the pressure on the legs grows with increasing hip flexion to support the forward bending of the upper body. This pressure reached its peak when the thighs were moved towards the upper body to assume a squatting position and to reach the box on the floor, which explains the significant reduction in hip flexion. The results suggest that support from the BSEs does not occur at the time it is most needed, as the greatest relief of the back muscles is not achieved during the actual lifting process, but rather before the load is lifted.

Increasing the support assistance settings might result in a greater reduction in back muscle activity during the upward movement with the load but would also increase the pressure of the BSEs' leg shells on the hamstrings, which possibly causes further reduction of hip flexion. Our results are in line by Latorre Erezuma et al. (2023), who assessed alterations in trunk and hip flexion, predominantly during the downward movement in lifting, when the upper body moves downward against the

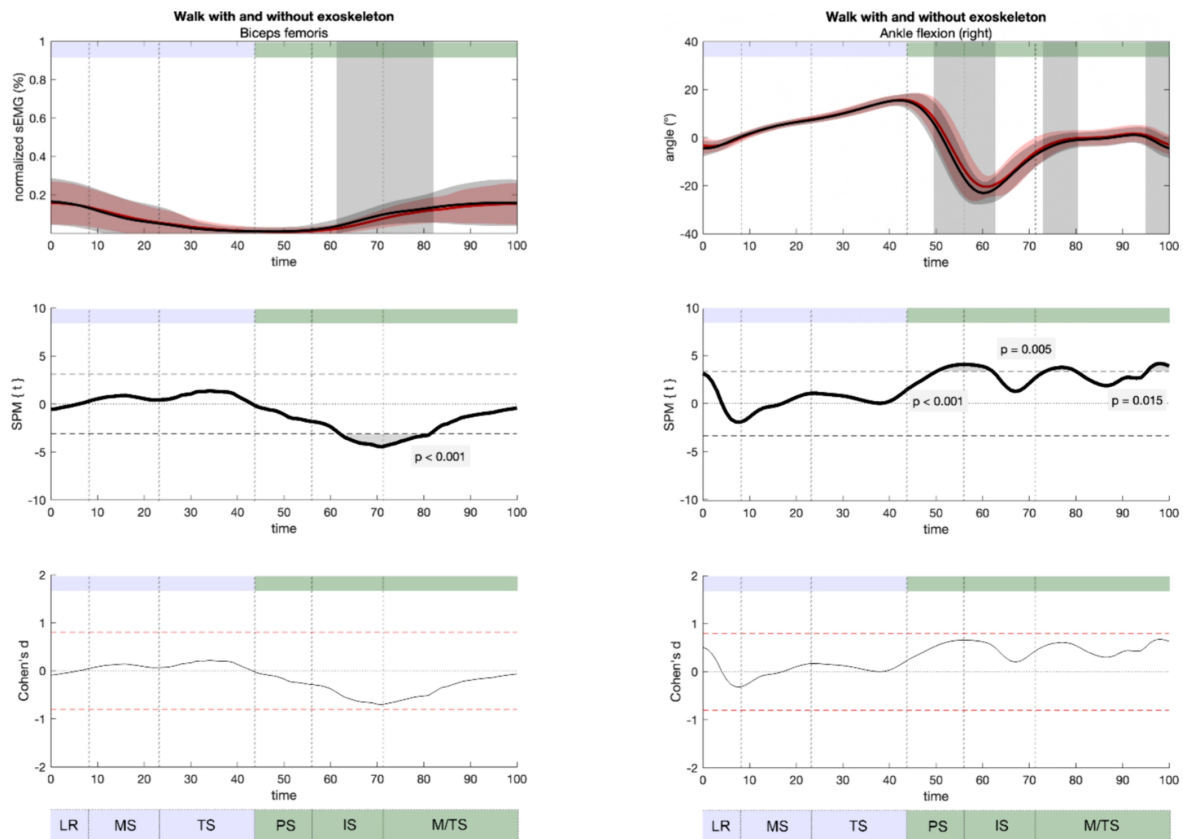


Fig. 12. SPM-profile plots of BF normalized sEMG (%) and kinematic data of ankle flexion joint angles ( $^{\circ}$ ), in carrying a box, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 19$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

resistance of the BSEs. While [Latorre Erezuma et al. \(2023\)](#) also used SPM analysis, other studies do not allow for a detailed attribution of the changes in the movement pattern due to their methodological approach. Still, some provide evidence for a decrease in muscle activity during the downward movement in lifting ([Madinei et al., 2020, 2022](#)), and decreasing hip and ankle flexion ([Sadler et al., 2011](#); [Picchiotti et al., 2019](#)).

#### 4.2. Carrying and walking

In carrying and walking, subjects appeared to move their legs forward less during the pre-swing phase against the resistance of the BSEs, resulting in less lower limb elevation, a decrease in knee flexion, an increase in ankle flexion, and greater lower limb muscle activation. We suggest that individuals may find it more difficult to swing their legs forward against the BSEs' resistance, presumably resulting in increased energy expenditure during prolonged walking ([Park et al., 2022](#)). However, we also observed an increase in knee flexion and activation of the M. tibialis anterior during the terminal stance phase. The influence of BSEs appears to cause individuals to flex their knees and not fully extend their legs during the stance phase. This results in increased stress on the knee joint during the stance phase, as evidenced by increased activity of the M. tibialis anterior. As there are no previous studies that have evaluated changes in gait with BSEs over an entire gait cycle, the changes we identified in the swing and stance phases can only be confirmed by studies showing general changes in gait mechanics and step length shortening (e.g., [Näf et al., 2018](#); [Baltrusch et al., 2019](#); [Koopman et al., 2020](#)). [Park et al. \(2022\)](#) also described that BSEs affect

the step variability and the dynamic stability of gait.

We assume that the industrial context of the BSEs application, which was considered in the design process of the manufacturers, is the main reason for our results, because BSEs are optimized mostly for static holding. Carrying tasks are often neglected, either in the validation of BSEs or in the design phase, as confirmed by the small number of studies evaluating carrying or walking with BSEs. This can lead to BSEs that impair walking even without additional load, as our results show.

#### 4.3. Static bending

As expected, our results for static bending revealed a significant reduction in M. erector spinae thoracic activity and a reduction in M. biceps femoris activity when using the BSE. These results confirm the findings of [Ulrey and Fathallah \(2013\)](#), [Koopman et al. \(2019\)](#), and [Bosch et al. \(2016\)](#), who also observed a decrease in back muscle activity during static bending tasks in their studies. We can therefore also conclude that the usage of BSEs reduces the load on the back muscles. However, we observed a high standard deviation of the sEMG measurements, which might be due to the high inter-individual variability of muscle activation in combination with muscular fatigue. Thus, this variability seems to be responsible for the small effect sizes and limits the relevance of our findings to a certain extent.

Overall, we assume that changes in a movement's motion sequence due to the BSEs might cause strain on other parts of the body (e.g., [Baltrusch et al., 2019](#); [Giustetto et al., 2021](#)). The significant biomechanical changes in lifting posture and gait kinematics due to the pressure of the BSEs' leg shells might increase loading of the knee and lower

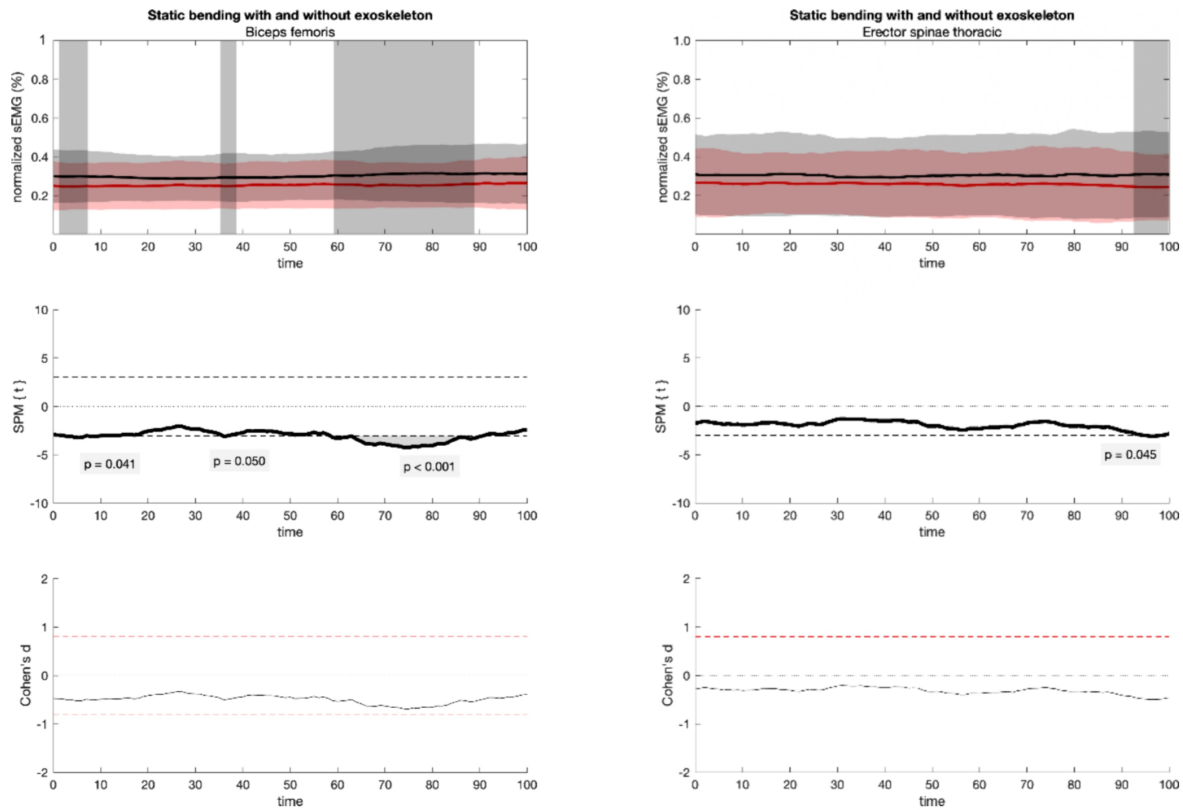


Fig. 13. SPM-profile plots of BF and ES.T normalized sEMG (%), in static holding, comparing with (red lines) and without BSE (black lines) on top ( $n = 20$ ). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

leg, which in turn could increase MSDs in these areas in the long term. As MSDs are often already prevalent in these body parts (Reid et al., 2010; Dianat et al., 2020; Jin et al., 2022), this should be considered when applying the BSE in working positions that place particular stress on the lower limbs, or in individuals with pre-existing knee or leg conditions.

In addition, the BSEs did not support the load lifting movement that is expected to be most stressful to the back. Instead downward movement without load was impaired. Together with the observed perturbations of the gait patterns, our finding supports previous reports that BSEs support only certain selective work activities while restricting and interfering with other movements (De Bock et al., 2022). These limitations might therefore reduce user acceptance and negatively influence the individual decision process of potential users of BSEs regarding voluntary use or non-use in workplaces. Previous studies already showed that the acceptance of BSEs decreases due to movement restrictions (e.g., Amandels et al., 2018; Elprama et al., 2020; Elprama et al., 2022) and impairment by BSEs during secondary activities (Kim et al., 2020). Therefore, we assume that the evaluated effects could also support denial of BSEs use at the workplace in the long term. Consequently, the potential of BSE for prevention of work-related MSDs cannot be fully realized if the compliance of the users is low.

#### 4.4. Study limitations and strengths

This study has some limitations. To represent an authentic and diverse population for this work-related scientific study, the participant sample is characterized by variations in age, body height, and body composition. Nevertheless, this can affect the performance and potentially influence the outcomes of our sEMG results. It is also important to

take into account the demographic trend toward an aging working population and the well-documented decline in motor skill adaptation, related to using a BSE, associated with age (Van Dijk, 2007; Luger et al., 2023). Therefore, generalizations of our results to the working population should be approached with caution. Furthermore, the settings of the BSE were individually adjusted for each participant, which means that the level of assistance provided by the BSE could vary between individuals, because there were difficulties in accurately fitting the BSEs to participants who deviated from standard body proportions (Riemer & Wischniewski, 2022). This limitation can also impact the reliability of our results. Finally, while analyzing the static bending task, we were constrained to a specific two-second section of the bending period in order to apply the SPM approach. It is therefore important to acknowledge that there is a potential for missing information from other parts of the static bending task.

On the other hand, this study has several strengths. By utilizing SPM, we can assess not only the impact of the BSE on muscle activity and kinematics throughout the entire motion sequence but also determine in which phases of the motor task the device provides assistance and when it may not be beneficial or potentially hinder the wearer. We determine at which point in a movement the BSE has a large effect, on MA and body kinematics, and at which point the differences are significant but rather small. Thus, we emphasize improvement of accuracy of the results by interpreting the magnitude of standardized effect sizes to promote appropriate recommendations for different BSE use cases, to enable better comparison with previous and future results. In addition to our chosen analytical method, it is important to note that the high degree of measurement standardization in our study influences the comparability of our results to those of previous studies. We implemented two

familiarization days to acclimate the participants to the BSE and the measurement systems, including calibration and MVIC normalization procedures (Riemer et al., 2023). By utilizing two different models of BSE, we can achieve a high degree of generalizability in our results, although we must emphasize that we cannot guarantee that our results are applicable to all BSE models. Unlike most previous studies, our focus is not solely on the effect of a specific BSE model. This approach allows us to provide broader insights into the effects of BSEs, enhancing the applicability and relevance of our findings to their preventive potential for MSD.

## 5. Conclusion

This study aimed to comprehensively analyze biomechanical motion sequences across various work movements to assess the impact of BSEs. Employing the SPM methodology, we meticulously examined and quantified the significant effects of BSEs on MA and kinematic movement patterns during lifting, carrying, walking, and static bending in a standardized manner. Our results show significant changes associated with BSEs and, at the same time, emphasize the importance of a continuous statistical analysis of the motion sequence throughout the entire duration of work movements. Thus, we determined that the strongest relief of the back muscles did not occur in the periods of maximum lifting performance, but in the movement section without load and with lower back strain. At the same time, we identified significant impairments in various gait phases, and attributed these to the impact of the leg shells on the thighs. Therefore, we emphasize that BSEs are primarily optimized for static bending and often overlook secondary tasks in their design and validation processes. This oversight may have consequences, as our study suggests that BSEs do not provide support at the necessary point in time in work movements, and may also lead to reduced mobility in everyday work tasks like walking. Furthermore, our results show that the usage of BSEs may potentially contribute to strain in other parts of the body, such as knees and legs. It is therefore important to consider holistic effects on typical work and every day movements for further developments of BSEs to ensure the effectiveness of BSEs as preventive measure against MSDs.

## CRedit authorship contribution statement

**Julia Riemer:** Writing – original draft, Visualization, Methodology, Investigation, Data curation, Conceptualization. **Sascha Wischniewski:** Writing – review & editing, Supervision, Conceptualization. **Thomas Jaitner:** Writing – review & editing, Validation, Supervision, Conceptualization.

## Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

## References

- Abdoli-Eramaki, 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. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 456–465. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021>
- 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. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 47, 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.003>
- Antwi-Afari, M. F., Li, H., Chan, A. H. S., Seo, J., Anwer, S., Mi, H. Y., ... Wong, A. Y. L. (2023). A science mapping-based review of work-related musculoskeletal disorders among construction workers. *Journal of safety research*, 85, 114–128. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2023.01.011>
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance and metabolic costs. *Wearable Robotics: Challenges and Trends*, 229–233. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0\\_44](https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0_44)
- 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. *Applied ergonomics*, 54, 212–217. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
- Cudejko, T., Button, K., & Al-Amri, M. (2022). Validity and reliability of accelerations and orientations measured using wearable sensors during functional activities. *Scientific Reports*, 12(1), 14619. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18845-x>
- De Bock, S., Ghillebert, J., Govaerts, R., Tassignon, B., Rodriguez-Guerrero, C., Crea, S., ... De Pauw, K. (2022). Benchmarking occupational exoskeletons: An evidence mapping systematic review. *Applied Ergonomics*, 98, Article 103582. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103582>
- Dianat, I., Afshari, D., Sarnasti, N., Sangdeh, M. S., & Azaddel, R. (2020). Work posture, working conditions and musculoskeletal outcomes in agricultural workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 77, Article 102941. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.102941>
- Elprama, S. A., Vannieuwenhuyze, J. T. A., De Bock, S., Vanderborgh, B., De Pauw, K., Meeusen, R., & Jacobs, A. (2020). Social processes: What determines industrial workers' intention to use exoskeletons? *Human Factors*. <https://doi.org/10.1177/0018720819889534>
- Elprama, S. A., Vanderborgh, B., & Jacobs, A. (2022). An industrial exoskeleton user acceptance framework based on a literature review of empirical studies. *Applied Ergonomics*, 100, Article 103615. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103615>
- Epstein, S., Sparer, E. H., Tran, B. N., Ruan, Q. Z., Demmerlein, J. T., Singhal, D., & Lee, B. T. (2018). Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among surgeons and interventionalists: A systematic review and meta-analysis. *JAMA Surgery*, 153(2). <https://doi.org/10.1001/jamasurg.2017.4947>
- Govaerts, R., Tassignon, B., Ghillebert, J., Serrien, B., De Bock, S., Ampe, T., ... De Pauw, K. (2021). Prevalence and incidence of work-related musculoskeletal disorders in secondary industries of 21st century Europe: A systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 751. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04615-9>
- Giustetto, A., Vieira Dos Anjos, F., Gallo, F., Monferino, R., Cerone, G. L., Di Pardo, M., ... Micheletti Cremasco, M. (2021). Investigating the effect of a passive trunk exoskeleton on local discomfort, perceived effort and spatial distribution of back muscles activity. *Ergonomics*, 64(11), 1379–1392. <https://doi.org/10.1080/00140139.2021.1928297>
- Huysamen, K., Bosch, T., de Looze, M., Stadler, K. S., Graf, E., & O'Sullivan, L. W. (2018). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied Ergonomics*, 70(148–155), 8. <https://doi.org/10.1002/ajim.23080>
- Iranzo, S., Piedrabuena, A., Iordanov, D., Martínez-Iranzo, U., & Belda-Lois, J. M. (2020). Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. *Applied Ergonomics*, 87, Article 103120. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103120>
- Jin, X., Dong, Y., Wang, F., Jiang, P., Zhang, Z., He, L., ... Yang, L. (2022). Prevalence and associated factors of lower extremity musculoskeletal disorders among manufacturing workers: A cross-sectional study in China. *BMJ Open*, 12(2). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-054969>
- 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. *Journal of Biomechanics*, 83, 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.033>
- 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. *Journal of Biomechanics*, 102, Article 109486. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109486>
- Lamers, E. P., Yang, A. J., & Zelik, K. E. (2017). Feasibility of a biomechanically-assistive garment to reduce low back loading during leaning and lifting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(8), 1674–1680. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2761455>
- Latorre Erezuma, U., Zelaia Amilibia, M., Espin Elorza, A., Cortes, C., Irustiza, J., & Rodriguez Larrad, A. (2023). A statistical parametric mapping analysis approach for the evaluation of a passive back support exoskeleton on mechanical loading during a simulated patient transfer task. *Journal of Applied Biomechanics*, 39(1), 22–33. <https://doi.org/10.1123/jab.2022-0126>
- Luger, T., Bär, 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. *Human Factors*, 65(1), 5–21. <https://doi.org/10.1177/00187208211007267>
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Applied Ergonomics*, 88, Article 103156. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103156>
- 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. *Journal of Biomechanics*, 145, Article 111363. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111363>
- Näf, M. B., Koopman, A. S., Baltrusch, S., Rodriguez-Guerrero, C., Vanderborgh, B., & LeFebvre, D. (2018). Passive back support exoskeleton improves range of motion using flexible beams. *Frontiers in Robotics and AI*, 5, 72. <https://doi.org/10.3389/frobt.2018.00072>

- Park, J.-H., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Srinivasan, D. (2022). 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>
- Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R., et al. (2008). New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM). *Journal of Biomechanics*, 41(9), 1987–1994. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.034>
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15, 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
- 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. *Applied Ergonomics*, 75, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.09.006>
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3–4), 81–95. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Riemer, J., Jaitner, T., & Wischniewski, S. (2023). Effect of familiarization on the reproducibility of maximum isometric normalization contractions in a worker-specific sample. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 97, Article 103478. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2023.103478>
- Reid, C. R., Bush, P. M., Karwowski, W., & Durrani, S. K. (2010). Occupational postural activity and lower extremity discomfort: A review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 247–256. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.01.003>
- Riemer, J., & Wischniewski, S. (2022). Study on multivariate analysis of anthropometric measures for upper body exoskeletons using archetypal analysis. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 7(3–4), 262–274. <https://doi.org/10.1504/IJHfMS.2022.124309>
- Sadler, E. M., Graham, R. B., & Stevenson, J. M. J. E. (2011). The personal lift-assist device and lifting technique: A principal component analysis. *Ergonomics*, 54(4), 392–402. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.556259>
- Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, 8(2), 26. <https://doi.org/10.22237/jmasm/1257035100>
- 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. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(15), 9040. <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. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 23(1), 195–205. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.014>
- Vinstrup, J., Sundstrup, E., & Andersen, L. L. (2021). Psychosocial stress and musculoskeletal pain among senior workers from nine occupational groups: Cross-sectional findings from the SeniorWorkingLife study. *BMJ Open*, 11(3). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2020-043520>
- Yona, T., Kamel, N., Cohen-Eick, G., Ovadia, I., & Fischer, A. (2023). Scoping Review of One-Dimension Statistical Parametric Mapping in Lower Limb Biomechanical Analysis. *medRxiv*, 2023-08. doi:10.1101/2023.08.06.23293709.

**Julia Riemer** is currently a PhD candidate at the Technical University of Dortmund. She is a sports scientist in the field of rehabilitation and prevention and an expert in ergonomics and biomechanics. Her research focus is on physical assistance systems, specifically on the field of industrial exoskeletons.

**Sascha Wischniewski** is the Head of the 'Human Factors, Ergonomics' specialist group at the Federal Institute for Occupational Safety and Health (BAuA). His research focuses on anthropometry and digital human modelling, ergonomics of smart information and communication technologies and human factors in robotics. He is specialised on human-technology interaction in the world of work, with particular emphasis on innovative technologies for physical and cognitive support.

**Thomas Jaitner** is professor at the Institute for Sport and Sport Science at the Technical University of Dortmund. His research focuses on biomechanics, motor learning and motor control, and exercise performance.

## 9 Diskussion

Ziel dieser kumulativen Dissertation war es, die Wirkung von RuEs auf den Körper standardisiert und im arbeitswissenschaftlichen Kontext, über die gesamte Dauer verschiedener Arbeitsbewegungen zu evaluieren und ergonomisch zu bewerten. Damit sollte ein Beitrag zum besseren Verständnis des Einflusses von RuEs auf Muskelaktivität und Kinematik der Nutzenden geleistet sowie Schlussfolgerungen über das Präventionspotential für MSE im Rücken ermöglicht werden. Zunächst wurden die methodischen Voraussetzungen für eine standardisierte arbeitswissenschaftliche Untersuchung in den Publikationen 1 und 2 geschaffen. Durch Umsetzung dieser Erkenntnisse konnte in Publikation 3 ermittelt werden, an welcher Stelle einer Arbeitsbewegung die RuEs einen großen Einfluss auf die Muskelaktivität und den Gelenkwinkelverlauf der Nutzenden haben und an welcher Stelle die Unterschiede zwar signifikant, aber eher gering sind.

### 9.1 Familiarisierung mit der Normalisierungskontraktion

Um die Hauptforschungsfrage beantworten und Rückschlüsse für den Einsatz von RuEs als Primärpräventionsmaßnahme an realen Arbeitsplätzen ziehen zu können, musste zunächst die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf eine potenzielle Beschäftigtengruppe gewährleistet werden. Anders als in bisherigen biomechanischen Laboruntersuchungen mit RuEs, die leicht verfügbare Stichproben im Forschungsumfeld rekrutierten, wurde in dieser Dissertation eine arbeitswissenschaftlich repräsentative Untersuchungsstichprobe genutzt. Diese verfügte über keine spezifische Erfahrung in der Erzeugung maximaler Kräfte oder im spezifischen Training zur Maximalkraftentwicklung. Um dennoch eine möglichst hohe Standardisierung der MVIC-Normalisierung bei sEMG-Messungen in dieser Proband:innengruppe zu erreichen, war das Ziel von Publikation 1 herauszufinden, wie deren Fähigkeit zur Reproduktion einer MVIC durch Familiarisierung mit der Normalisierungskontraktion verbessert werden kann. Dafür wurde die tägliche Kapazität zur Reproduktion hoher Prozentsätze (90% und 85%) der Maximalkraft während MVICs über einen Zeitraum von fünf Versuchstagen bei einer arbeitswissenschaftlichen Stichprobe bestimmt und die Zuverlässigkeit der sEMG-Amplitude bewertet.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine akzeptable Reproduzierbarkeit von 85% der absoluten Maximalkraft, über drei tägliche MVIC-Versuche, nach zwei oder drei Familiarisierungstagen in der Normalisierungsposition des Musculus obliquus externus abdominis und des Musculus gastrocnemius medialis erreicht wurde. Für die Normalisierung des Musculus tibialis anterior benötigten die Teilnehmenden ein bis zwei Tage Familiarisierung, um 85% ihrer Maximalkraft zu reproduzieren. Eine Reproduktion von 90% der Maximalkraft wurde für alle Normalisierungspositionen am zweiten bis dritten Tag der Familiarisierung erreicht.

Die Ergebnisse bestätigten eine zunehmende Zuverlässigkeit der maximalen sEMG-Amplitude mit dem Erreichen der Reproduktion von 85% bzw. 90% der Maximalkraft. Gekennzeichnet wird dies durch eine Reduktion des prozentualen Standardmessfehlers der sEMG-Amplitude des Musculus gastrocnemius medialis und Musculus tibialis anterior am zweiten und dritten Tag sowie ein anhaltend niedriges Fehlerniveau an

den folgenden Familiarisierungstagen. Diese Ergebnisse können von Green et al. (2014) sowie Chan et al. (2020) bestätigt werden, die ebenfalls ein dreitägiges Familiarisierungs-Intervall zur sicheren Reproduzierbarkeit der MVIC-Messungen von Unterschenkelmuskeln empfehlen. Jedoch wurden in diesen Untersuchungen jeweils männliche Studierende rekrutiert, deren Übertragbarkeit auf eine arbeitswissenschaftliche Stichprobe hinsichtlich ihrer motorischen Voraussetzungen nur bedingt möglich ist. Eine weitere Übersichtsarbeit von Grgic et al. (2020) weist darauf hin, dass sich die Zuverlässigkeit bei einmaligen täglichen Maximalkraftmessungen mit untrainierten Teilnehmenden, durch die Durchführung einer mindestens eintägigen Familiarisierung erhöht. Jedoch gehen ebd. nicht gesondert auf die Konsequenz für die Muskelaktivität in sEMG-Normalisierungskontraktionen ein.

Für den *Musculus obliquus externus abdominis* schwankt der prozentuale Standardmessfehler der sEMG-Werte über die fünf Familiarisierungstage stark, ohne eindeutige Tendenz einer Verringerung des Fehlerwertes mit zunehmender Familiarisierung. Diese nicht eindeutigen Ergebnisse unterscheidet sich von früheren Studien: So berichten Vera-Garcia et al. (2010), Roth et al. (2017) und Juan-Recio et al. (2018) von einer sehr guten Reproduzierbarkeit der sEMG-Amplitude dieser Muskelgruppe, nutzten jedoch auch eine Untersuchungsstichprobe mit mehr Bewegungserfahrung aus dem Tanzsport.

Zusätzlich zu den bereits diskutierten Ergebnissen, zeigen die Bland-Altman-Diagrammen aus Publikation 1 keinen eindeutigen Trend bezüglich des Einflusses der Familiarisierung auf die Zuverlässigkeit der täglichen maximalen sEMG-Amplituden. So fanden sich für den *Musculus gastrocnemius medialis* und den *Musculus tibialis anterior* lediglich unspezifische Variationen der Konfidenzintervalle im Bereich von 5-10% an allen Tagen der Familiarisierung. Für den *Musculus obliquus externus abdominis* liegen die Schwankungen sogar im Bereich bis zu 20%. Auch die mittleren Differenzen der Tagesmessungen zeigen Schwankungen im positiven und negativen Bereich.

Ein Erklärungsansatz für diese mehrdeutigen Ergebnisse der Bland-Altman-Diagramme stellt eine mögliche Zunahme der Ko-Aktivierung des Agonist- und Antagonisten-Muskels dar, häufig zu beobachten bei Proband:innen ohne spezifische Erfahrung in der Erzeugung maximaler Muskelkräfte (Amarantini und Bru, 2015). Dies führt zu niedrigeren gemessenen Maximalkraftwerten, die sich nicht direkt in den sEMG-Werten des beobachteten Muskels widerspiegeln. Durch die Verbesserung der intermuskulären Koordination, mit zunehmender Familiarisierung, wird die Ko-Aktivierung der umgebenden Muskeln verringert, sodass die Maximalkraftwerte steigen, die Muskelaktivität jedoch konstant bleibt (Young, 2006; Balshaw et al., 2019; Santos et al., 2021). Eine Familiarisierung beeinflusst also vor allem die Beziehung zwischen Maximalkraft und Muskelaktivität, jedoch weniger die maximale sEMG-Amplitude.

Die weitere Interpretation der Ergebnisse wirft die kritische Frage auf, ob die gemessene Maximalkraft und die resultierende sEMG-Amplitude wirklich den möglichen Kraft-Höchstwert darstellt, den die Teilnehmenden erreichen können. Vorangegangene Untersuchungen mit MVIC-Normalisierung hinterfragen dies häufig nicht, obwohl es Hinweise gibt, dass die erreichte Kraft bei MVIC-Normalisierungskontraktionen um 20- 40% geringer ist als die eigentliche Maximalkraft (Soderberg und Knutson, 2000), wenn die Proband:innen nicht mit einer maximalen Kontraktion vertraut sind (Calder und Gabriel 2007; Green et al., 2014). Als Resultat ist auch die gemessene maximale

Muskelaktivität einschränkt (Frost et al., 2012; Amarantini und Bru, 2015; Salonikidis et al., 2021) und kann die Validität der normalisierten sEMG-Amplitude limitieren.

Hinzu kommt auch, dass die Ergebnisse früherer Studien darauf hinweisen, dass insbesondere kleine Muskeln, die im Alltag häufig unbewusst angesteuert werden, tendenziell eine geringere Zuverlässigkeit der ermittelten Maximalwerte aufweisen (Amarantini und Bru, 2015; Murley et al., 2020). Dieser Aspekt ist besonders in Hinblick auf die Bewertung der Kraftwerte der Unterschenkelmuskeln *Musculus tibialis anterior* und *Musculus gastrocnemius medialis* relevant. Jedoch ist auch bei der Normalisierung des Bauchmuskels *Musculus obliquus externus abdominis* in Rumpfrotation die Schwierigkeit der technischen Ausführung für ungeübte Proband:innen zu berücksichtigen (Frost et al., 2012; Amarantini und Bru, 2015; Salonikidis et al., 2021). Die Ergebnisse von Publikation 1 können in dieser Hinsicht von Limitationen beeinflusst sein.

Von Steinhilber und Rieger (2013) wird in diesem Zusammenhang abgewogen, ob eine MVIC für die Messung mit arbeitswissenschaftlichen Stichproben durch andere standardisierte Normalisierungsverfahren mit submaximalen Muskelkontraktionen ersetzt werden könnte. Der Ansatz der submaximalen Normalisierungskontraktion wird jedoch auch durch die Herausforderung eingeschränkt, äquivalente submaximale Belastungen für verschiedene Muskeln zu ermitteln (Dankaerts et al., 2004). Dadurch ist es schwierig, das Verhältnis der aufgebrachten Muskelkraft verschiedener Muskeln bei der Arbeit mit RuEs zu bestimmen und ihnen Referenzwerte zuzuordnen. Die MVIC-Normalisierung hat deshalb den Vorteil, dass die muskelspezifischen sEMG-Signale auf eine relative Skala gebracht werden, um Vergleiche auf der Grundlage des prozentualen Verhältnisses zur Referenzaktivität zu ermöglichen (z. B. Koopman et al., 2019; Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020). So kann der Vergleich von Daten über verschiedene Personen hinweg erfolgen, da sich diese auf einen individuellen absoluten MVIC-Wert beziehen. Bei der Einschätzung der Wirksamkeit von RuEs ist deshalb die Durchführung einer MVIC-Normalisierung als sinnvoll zu erachten.

## **9.2 Tagesabhängige Messvariationen in biomechanischen Untersuchungen mit Exoskeletten**

Um die Aussagekraft der erhobenen Ergebnisse dieser Dissertation zu sichern, wollte ich in Publikation 2 herausfinden, ob zu verschiedenen Zeitpunkten erhobene, biomechanische Messdaten vergleichbar sind oder ob die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse durch tägliche Schwankungen beeinflusst wird. Denn obwohl die starre mechanische Beschaffenheit des RuE bei standardisierter Nutzung eine gleichbleibende Wirkung auf den Körper der Nutzenden haben sollte, könnte die Interaktion zwischen Proband:innen und RuE variieren und die Reproduzierbarkeit der Messungen beeinträchtigen. In Publikation 2 wurden daher die elektromyographischen und kinematischen Signale beim Heben, Tragen, Gehen und einer statischen Oberkörpervorbeugung mit und ohne RuE an zwei aufeinander folgenden Messtagen verglichen. Dabei wurde Statistical Parametric Mapping verwendet, um mögliche Unterschiede über die gesamte Dauer einer Arbeitsbewegung zu identifizieren und signifikante Unterschiede durch die Effektgröße Cohen's *d* quantifiziert.

Die Ergebnisse zeigen kleine, aber signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messtagen. So ergaben sich beim Vergleich der täglichen kinematischen Gelenkwinkelverläufe signifikante Unterschiede in der Kniebeugung beim Heben ( $p = 0,038$ ;  $d = 0,384$ ) sowie in der Knie- und Sprunggelenksbeugung ( $p = 0,037$ ;  $d = 0,14$ ;  $p = 0,036$ ;  $d = 0,261$ ) beim Tragen und Gehen, wenn ein RuE verwendet wurde. Hinsichtlich der Muskelaktivität fanden sich bei der Hebeaufgabe ohne RuE sowohl beim Anheben ( $p = 0,001$ ;  $d = 0,243$ ) als auch beim Absenken der Kiste ( $p = 0,040$ ;  $d = 0,268$ ) schwach signifikante Unterschiede im Musculus biceps femoris.

Betrachtet man die Bewegungsaufgaben über den gesamten Zeitverlauf, so zeigen sich die signifikanten Unterschiede beim Heben in der Absenkbewegung des Oberkörpers aus der Standposition, mit der Last in den Händen, vor dem Absetzen der Kiste auf dem Boden. Bei der Trage- und Gehaufgabe finden sich die Unterschiede am Ende der Schwungphase des Beines, kurz vor dem initialen Fußaufsatz. Unter Berücksichtigung der Wirkmechanismen des RuE kann daraus geschlossen werden, dass die täglichen Variationen hauptsächlich auftreten, wenn der Nutzende die Oberschenkel gegen den Widerstand der Beinschalen des RuE bewegt. Denn bei der Hüftbeugung und dem Vorführen des Oberschenkels wird der Widerstand des Energiespeichergerätes des RuE auf die Beinschalen übertragen. Trotz täglicher standardisierter Einstellung des Energiespeichergerätes, scheint dieser Einfluss zu tagesabhängigen Bewegungsvariationen der Proband:innen zu führen.

Soll eine Gewichtung der gemessenen tagesabhängigen Variationen vorgenommen werden, so kann diese nach Auswertung einschlägiger Publikationen (Cohen et al., 1988; Sawilowsky, 2009) als kleiner Effekt ( $d < 0,3$ ) klassifiziert werden. Lediglich die tägliche Kniebeugung, beim Absenken der Kiste in der Hebeaufgabe mit RuE, zeigt in der vorliegenden Untersuchung einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,038$ ) mit mittlerer Effektgröße ( $d = 0,384$ ). Auf Grundlage des in diesem Zusammenhang diskutierten Einflusses der Stichprobengröße auf die Effektstärke (Button et al., 2013), ist mit zunehmender Stichprobengröße eine Abnahme der Effektstärke zu erwarten. Grundsätzlich lässt sich deshalb schlussfolgern, dass die Auswirkungen des RuE auf den Körper des Nutzenden von Tag zu Tag relativ konstant bleiben und die gemessenen Variationen aufgrund ihrer Effektstärken als gering einzustufen sind.

Betrachtet man zur Einordnung dieser Ergebnisse vorangegangene Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit kinematischer Gelenkwinkel an aufeinanderfolgenden Messtagen, fanden Graham et al. (2012) signifikante Unterschiede bei der Bewertung einer repetitiven dynamischen Rumpfhebeaufgabe im Automobilbau. Auch Howarth und Graham (2015) berichten von schlechten bis mäßigen Ergebnissen bei der Beurteilung von Gelenkwinkeln während einer sich wiederholenden Pipettieraufgabe an drei verschiedenen Tagen. Bei täglichen wiederholten Messungen der Muskelaktivität wurden in früheren Studien ebenfalls hohe tagesabhängige Schwankungen festgestellt. Sood et al. (2007) stellten in einer Laborsimulation von Überkopfarbeit in verschiedenen Arbeitshöhen eine geringe Zuverlässigkeit der Muskelaktivität in der Schultermuskulatur fest. Van Helden et al. (2022) führten dynamische Bewegungen des Rumpfes bei funktionellen Greifaufgaben durch und fanden eine mäßige bis schlechte Zuverlässigkeit der gemessenen Aktivität der Rückenmuskulatur. Brandt et al. (2017) und Ghofrani et al. (2017) evaluierten ebenfalls mäßige Ergebnisse hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Muskelaktivität im Rücken beim Heben einer Kiste.

Die beschriebenen Ergebnisse stehen in Kontrast zu den Erkenntnissen aus Publikation 2, da überwiegend eine höhere Variation und geringe Reproduzierbarkeit biomechanischer Parameter bei Messungen an aufeinanderfolgenden Tagen berichtet werden. Die abweichenden Ergebnisse aus Publikation 2, im Vergleich zu bisherigen Untersuchungen, können vor allem auf das methodische Vorgehen und ein hohes Maß an Standardisierung der biomechanischen Messungen zurückgeführt werden. Dies beinhaltet die tägliche standardisierte Platzierung der Messsensorik, die Anpassung des RuE gemäß Herstellerangaben an die individuellen Anforderungen jedes Teilnehmenden und die Standardisierung der Unterstützungsleistung des RuE, um eine optimale und komfortable Nutzung zu erreichen. Da verschiedene vorangegangene Studien über Beschwerden mit dem RuE berichteten (z.B. Kim et al., 2020; Luger et al., 2023), wurden zudem an zwei Eingewöhnungstagen mögliche Einschränkungen bei der Nutzung ermittelt und entsprechende Anpassungen vorgenommen. Denn Beschwerden hätten sich auf die tagesabhängige Interaktion zwischen RuE und Nutzenden auswirken können. Die Umsetzung zweier Familiarisierungstage für die MVIC-Normalisierungskontraktion, ermöglichte zudem ein hohes Maß an Standardisierung der elektromyographischen Messungen.

Damit konnte in Publikation 2 eine standardisierte tagesabhängige sEMG-Normalisierung für eine arbeitswissenschaftliche Zielgruppe gewährleistet (vgl. Publikation 1) und gleichzeitig auch möglichen motorischen Anpassungs- und Trainingseffekten bei der Nutzung des RuE entgegengewirkt werden. Denn motorische Lerneffekte im Umgang mit dem RuE während der täglichen Messungen hätten dazu führen können, dass sich das Bewegungsverhalten der Proband:innen an aufeinanderfolgenden Messtagen verändert (Van Dijk et al., 2007; Vandevorode und Orban de Xivry, 2020) und Variation in den biomechanischen Parametern erzeugt werden. Die geringe Variation der tagesabhängigen Ergebnisse von Publikation 2 bestätigen jedoch, dass der in Publikation 1 durchgeführte Umfang an Familiarisierung sowohl vergleichbare MVIC-Normalisierungskontraktionen an verschiedenen Messtagen ermöglicht als auch motorische Lerneffekte der Proband:innengruppe während der Messungen mit RuEs vermindert.

### **9.3 Ergonomische Bewertung passiver rückenunterstützender Exoskelette**

Im Rahmen der biomechanischen Evaluation von RuEs in Publikation 3 wurden die Muskelaktivität und die kinematischen Gelenkwinkel beim Heben, Tragen, Gehen sowie in statischer Oberkörpervorbeugung mit und ohne RuE, über die gesamte Bewegungsverlauf untersucht und signifikante Unterschiede mit der Effektgröße Cohen's d bewertet. Im Gegensatz zu den meisten bisherigen biomechanischen Laboruntersuchungen (z. B. Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019; Lamers et al., 2018; Picchiotti et al., 2019; Wei et al., 2020; Kim et al., 2020; Luger et al., 2023) wurde dafür eine arbeitswissenschaftlich repräsentative Stichprobe verwendet und deren hinreichende Familiarisierung mit der MVIC-Normalisierung für sEMG-Messungen berücksichtigt (Publikation 1). Es wurde außerdem eine ausreichende Gewöhnung an die Arbeit mit dem RuE sichergestellt und die Wirksamkeit der vorgenommenen Standardisierungsmaßnahmen in Publikation 2 überprüft. Das Vorgehen gewährleistete eine hohe Zuverlässigkeit der biomechanischen Messungen und ermöglichte außerdem ein hohes Maß an Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die arbeitswissenschaftliche Zielgruppe.

Die Ergebnisse aus Publikation 3 zeigen eine Abnahme der Muskelaktivität im unteren Rücken beim Heben mit dem RuE, insbesondere zu Beginn der Abwärtsbewegung des Oberkörpers, um die Kiste vom Boden anzuheben. Diese Beobachtung geht einher mit einer signifikanten Zunahme des Hüftwinkels in der gleichen Bewegungsphase. Ein Erklärungsansatz für diese Ergebnisse findet sich in der Einwirkung des RuE auf den Körper: Der Anpressdruck der Beinschalen des RuE wird mit Einleitung der Abwärtsbewegung des Oberkörpers, zum Greifen der Kiste, durch eine zunehmende Hüftbeugung verstärkt, um die Vorwärtsbeugung hin zur Kiste zu unterstützen. Der Anpressdruck der Beinschalen erreicht seinen Höhepunkt, wenn die Oberschenkel in Richtung Oberkörper bewegt werden, um eine hockende Position einzunehmen und die Kiste auf dem Boden zu erreichen. Latorre Erezuma et al. (2023) bestätigen diese Beobachtungen zum Einfluss eines RuE auf die Zunahme des Hüftwinkels, vor allem während der Abwärtsbewegung beim Heben, wenn sich der Oberkörper gegen den Widerstand des RuE nach unten bewegt. So finden ebd. ebenfalls den größten Einfluss des RuE vor dem Greifen der eigentlichen Last auf dem Boden.

Während ebd. auch Statistical Parametric Mapping verwendet, erlauben die meisten anderen Studien aufgrund ihres methodischen Ansatzes keine detaillierte Zuordnung der Veränderungen im zeitlichen Bewegungsverlauf beim Heben. Sie liefern jedoch Hinweise auf eine Abnahme der Muskelaktivität im Rücken, insbesondere während der Abwärtsbewegung beim Heben (Madinei et al., 2020), einhergehend mit einer Abnahme der Hüft- und Sprunggelenkflexion (Sadler et al., 2011; Picchiotti et al., 2019), ohne jedoch eine klare Zuordnung der Bewegungsphase vornehmen zu können.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die beobachteten Veränderungen in der Hebekinematik zu einer aufrechteren Hebetchnik der Proband:innen geführt haben, die sich mehr auf die Beine stützt und somit die Rückenmuskulatur entlastet. Dies wird durch die Tatsache unterstützt, dass es keine signifikanten Unterschiede in den Gelenkwinkeln der Wirbel L4/L3 und L1/T12 mit und ohne RuE gibt. Die Wirbelsäule bleibt also auch mit dem RuE in einer geraden, aufrechten Position, während die Hüftbeugung reduziert ist, was zu einer aufrechteren Haltung des Oberkörpers führt. Die größte Entlastung der Rückenmuskulatur wird dabei nicht während des Hebevorgangs selbst, sondern vor dem Anheben der Last erreicht. Eine Erhöhung der Unterstützungseinstellungen im Energiespeichergerät des RuE hätte vermutlich zu einer stärkeren Reduktion der Rückenmuskelaktivität beim Heben führen können. Jedoch könnte dies auch den Anpressdruck der RuE-Beinschalen auf den Oberschenkeln erhöhen, was die Hüftbeugung weiter einschränken würde.

Für alle anderen Parameter konnten über den Verlauf der Hebebewegung keine signifikanten Unterschiede bei der Verwendung eines RuE festgestellt werden. Bei Einordnung dieser Ergebnisse in die bisherige Studienlage, zeigen sich variierende Erkenntnisse. So ermitteln vorangegangene Studien zum Einfluss des RuEs auf die Bauchmuskulatur keine Veränderung der Muskelaktivität (z. B. Huysamen et al., 2018; Madinei et al., 2020), während andere eine Zunahme (Baltrusch et al., 2019) oder gar eine Abnahme berichten (Alemi et al., 2019). Ähnlich widersprüchliche Forschungsergebnisse finden sich zur Aktivität der Beinmuskulatur, mit gemessenen signifikanten Reduktionen der Aktivität des *Musculus biceps femoris* (Bosch et al., 2016; Luger et al., 2023) und des *Musculus gastrocnemius medialis* (Huysamen et al., 2018) sowie einer Zunahme der Aktivität des *Musculus vastus lateralis* (Alemi et al., 2019).

Die Ergebnisse der zweiten Arbeitsaufgabe in Publikation 3, das Tragen einer Kiste, weisen auf eine signifikante Reduktion der Muskelaktivität des Musculus biceps femoris sowie eine signifikante Reduktion der Hüftbeugung am Ende der Vorschwungphase des Beines bis zur Schwungmitte hin. Des Weiteren konnte eine signifikante Reduktion des Kniewinkels und eine signifikant stärkere Beugung im Sprunggelenk festgestellt werden. Eine verstärkte Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur manifestierte sich beim Gehen ohne Kiste, mit deaktiviertem RuE, insbesondere in der Phase vor dem Beinschwung. Es konnte zudem eine Zunahme der Kniebeugung sowie eine verstärkte Aktivierung des Musculus tibialis anterior in der Endphase des Beinschwungs, vor dem Fußaufsatz, beobachtet werden. Hingegen wurde keine Veränderungen der Gelenkwinkel der Wirbel L4/L3 und L1/T12 mit und ohne RuE festgestellt, was darauf hindeutet, dass die Position des Oberkörpers beim Tragen unverändert bleibt. Somit lässt sich ableiten, dass der Einfluss des RuE, sowohl in der Schwung- als auch in der Standphase des Ganges, signifikante Veränderungen der Kinematik hervorruft, bedingt durch den Anpressdruck der Beinschalen.

Zur Einordnung dieser Ergebnisse für das Tragen und Gehen können nur wenige Erkenntnisse aus früheren Untersuchungen herangezogen werden. So gibt es bisher keine Studien, die die Veränderungen der Bewegung mit RuE über einen gesamten Gangzyklus evaluieren. Hinzu kommt, dass nur ein kleiner Teil der Studien generell die Bewertung der Gangkinematik in ihre Analysen mit RuE einbezogen hat. Die ermittelten Veränderungen in der Schwung- und Standphase können daher nur durch wenige Studien bestätigt werden, die auf generelle Veränderungen der Gangkinematik und Schrittlängenverkürzungen hinweisen (z. B. Näf et al., 2018; Koopman et al., 2020). Baltrusch et al. (2019) berichten in diesem Zusammenhang auch von einer langsameren bevorzugten Gehgeschwindigkeit bei Verwendung eines RuE.

Es kann angenommen werden, dass der industrielle Kontext der RuE-Anwendungsfälle im Designprozess der Hersteller von Exoskeletten häufig keine Berücksichtigung findet. Deshalb sind RuEs für statische Halte- und Hebevorgänge optimiert. Komplexe Arbeitsaufgaben aus verschiedenen Bewegungselementen werden oft vernachlässigt, entweder bei der Validierung von RuEs oder in der Entwurfsphase. Dies spiegelt auch die geringe Anzahl von Studien zur Bewertung von Tragen oder Gehen mit RuEs. Ein solches Vorgehen kann zu RuE-Modellen führen, die das Gehen auch ohne zusätzliche Last beeinträchtigen, wie die Ergebnisse von Publikation 3 zeigen.

Für die statische Oberkörpervorbeugung in Publikation 3 konnte eine signifikante Reduktion der Aktivität der Rückenmuskulatur und eine Zunahme der Aktivität des Musculus biceps femoris unter Verwendung von RuE gefunden werden. Die anderen gemessenen Parameter zeigten bei dieser Arbeitsaufgabe keine signifikanten Veränderungen. Betrachtet man die Ergebnisse früherer Studien, die die Wirkung von RuEs während einer statischen Arbeitsaufgabe in Oberkörpervorbeugung evaluierten, so bestätigen diese die festgestellte reduzierte Aktivität der Rückenmuskulatur und eine erhöhte Aktivität des Musculus biceps femoris unter Verwendung des RuEs, z. B. Bosch et al. (2016) oder Luger et al. (2023). Jedoch werden auch in diesen Studien Mittel- und Maximalwerte der Muskelaktivität, ohne Berücksichtigung der gesamten Bewegungsaufgabe, ausgewertet. Dies bleibt zu berücksichtigen, spielt jedoch für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse bei der statischen Oberkörpervorbeugung eine geringere Rolle als bei komplexen Arbeitsbewegungen. So ist z. B. der Zeitpunkt der Einwirkung des RuE aufgrund der konstanten Körperhaltung, während der Oberkörpervorbeugung

nicht entscheidend, da in Publikation 3 nur kurze Abschnitte der Aufgabe betrachtet wurden. Auch die Gewichtung der Signifikanzen in den verschiedenen Bereichen der Statistical Parametric Mapping-Diagramme aus Publikation 3 ist nicht eindeutig, da sichtbare Unterschiede aufgrund einer hohen Standardabweichung, vor allem der sEMG-Messungen, nicht signifikant wurden. Aufgrund der hohen interindividuellen Variabilität der Muskelaktivierung unter Ermüdungsbedingungen bei statischer Oberkörpervorbeugung, ist eine Bewertung der Zeitpunkte signifikanter Unterschiede daher nur bedingt aussagekräftig.

Die Zeitpunkte der Einwirkung des RuE auf den Körper in Publikation 2 und 3, zeigen bei Vergleich der Ergebnisse signifikante Unterschiede in ähnlichen Phasen einer Arbeitsbewegung. So finden sich die in Publikation 2 berichteten Variationen, bei täglichen Messungen mit dem RuE, zu ähnlichen Zeitpunkten wie die Unterschiede mit und ohne RuE in Publikation 3. Dies betrifft die kinematischen Gelenkwinkel der Kniebeugung bei der Hebeaufgabe sowie die Knie- und Fußgelenksbeugung in der Trage- und Gehaufgabe im Bereich des initialen Fußkontaktes. Die Bewegungsphasen mit signifikanter Variabilität aus Publikation 2 müssen deshalb bei der Bewertung der entsprechenden Ergebnisse aus Publikation 3 berücksichtigt werden. So ist davon auszugehen, dass auch in den Ergebnissen von Publikation 3 ein gewisses Maß an tagesabhängiger Messvariabilität vorhanden ist. Darüber hinaus muss bei der Quantifizierung signifikanter Unterschiede, anhand allgemeiner Empfehlungen zur Definition von Effektgrößen (Cohen, 1988; Sawilowsky, 2009), die Stichprobengröße von maximal  $n = 20$  bei der Bewertung der häufig hohen Effektstärken  $> 0,8$  in Publikation 3 berücksichtigt werden. Denn wie zuvor berichtet, könnte eine Erhöhung der Stichprobengröße zu einer Verringerung der gemessenen statistischen Effekte führen (Knudson, 2017).

Grundsätzlich bleibt festzuhalten, dass die Einordnung der Ergebnisse aus Publikation 3 in die bisherige Evidenz der biomechanischen Wirkungsanalysen von RuEs aufgrund der unterschiedlichen methodischen Ansätze schwierig ist. So beeinflussen Faktoren wie das verwendete RuE-Modell, die Art der Arbeitsaufgabe, die Charakteristika der untersuchten Stichprobe, spezifische Messparameter und mögliche variierende RuE-Probant:innen-Interaktionen die Vergleichbarkeit bisheriger Ergebnisse (Crea et al., 2021), auch mit den Erkenntnissen dieser Dissertation.

Hinzu kommt, dass die Ergebnisse von sEMG-Messungen in fast allen bisherigen Studien mittels eines MVIC normalisiert wurden (z. B. Koopman et al., 2019; Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2019; Goršič et al., 2019; Madinei et al., 2020), ohne Erkenntnisse über die Fähigkeit zur Durchführung einer maximalen Muskelaktivierung für die jeweilige Untersuchungsstichprobe zu berücksichtigen. Dies beeinflusst die Aussagekraft der Ergebnisse, da eine ausreichende Familiarisierung mit der Messmethodik und dem RuE häufig nicht durchgeführt oder zumindest nicht methodisch beschrieben wurde. Gleichzeitig wird die Übertragbarkeit in den realen Nutzungskontext von RuEs damit stark limitiert, denn eine heterogene Beschäftigtengruppe zeichnet sich durch variierende motorische Vorerfahrungen und abnehmende motorische Leistungsfähigkeit mit zunehmendem Alter aus (Van Dijk et al., 2007; Vandevorde und Orban de Xivry, 2020). Diese Besonderheiten müssen berücksichtigt werden, wenn arbeitswissenschaftliche Studien in diesem Kontext durchgeführt werden sollen.

Die variierenden Ergebnisse im Vergleich zu vorangegangenen Studien, insbesondere in Bezug auf die sEMG-Ergebnisse, müssen daher auch vor diesem Hintergrund betrachtet werden.

### **9.3.1 Hinweise auf das Präventionspotential für Muskel-Skelett-Erkrankungen des Rückens**

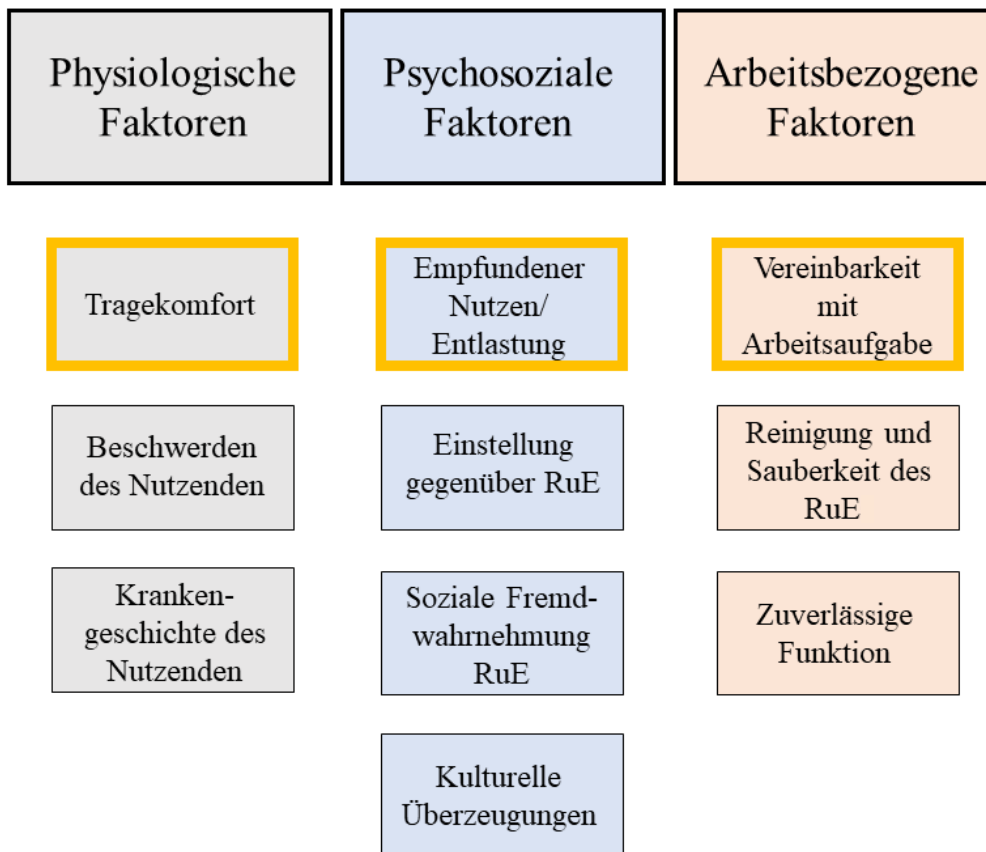
Die Ergebnisse von Publikation 3 bestätigen eine allgemeine Entlastung des Rückens durch RuEs. So kann die Wirksamkeit durch die Reduktion der Muskelaktivität des Musculus erector spinae in der Oberkörperabsenkung beim Heben (Bosch et al., 2016; Lamers et al., 2018; Koopman et al., 2019; Giustetto et al., 2021) sowie in der statischen Oberkörpervorbeugung (Bosch et al., 2016; Kim et al., 2020; Madinei et al., 2020; Koopman et al., 2020; Lamers et al., 2018; Wei et al., 2020; Giustetto et al., 2021) grundsätzlich belegt werden. Dabei können die Ergebnisse von Latorre Erezuma et al. (2023) in dieser Dissertation bestätigt werden, die eine primäre Reduktion der Aktivität der Rückenmuskulatur, mit einhergehender Reduktion der Hüftbeugung, hauptsächlich vor der eigentlichen Lastaufnahme beim Heben berichten. Daraus kann geschlossen werden, dass die RuEs zum Zeitpunkt der höchsten Belastung nicht zu einer entsprechenden Entlastung des Rückens beitragen, sondern vor allem die Hebekinematik der Proband:innen verändert.

Betrachtet man die Ergebnisse der Ganganalyse mit dem RuE, so zeigt sich ebenfalls eine deutliche Veränderung der Kinematik der unteren Extremitäten, insbesondere in der Vorschwungphase des Beines. Manifestiert wird diese Veränderung in einer Reduktion des Kniewinkels und einer stärkeren Beugung im Sprunggelenk, die mit einer höheren Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur einhergeht. Hinzu kommt, dass die Proband:innen während der Standphase beim Gehen die Knie stärker beugen und die Beine nicht vollständig durchstrecken.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die signifikanten biomechanischen Veränderungen in der Hebe- und Gangkinematik, die durch den Anpressdruck der RuE-Beinschale hervorgerufen werden, zu einer erhöhten Belastung der unteren Extremitäten und ihrer Gelenkstrukturen führen können. Dies könnte langfristig das Risiko einer MSE in diesen Bereichen erhöhen. Vor dem Hintergrund früherer Berichte zur Prävalenz von MSE in den unteren Extremitäten, die zeigen, dass auch hier MSE im Arbeitskontext bereits weit verbreitet ist (Reid et al., 2010; Dianat et al., 2020; Jin et al., 2022), sollte dieser Aspekt bei der Anwendung von RuEs berücksichtigt werden. Bei Arbeitshaltungen, die diese Körperregionen besonders belasten oder bei Beschäftigten mit Vorerkrankungen im Knie- oder Unterschenkelbereich, ist der Einsatz daher nur bedingt zu empfehlen. Jedoch können die Ergebnisse, aufgrund einer fehlenden umfassenden Langzeitevaluation, keine generelle Aussage über die primärpräventive Wirksamkeit von RuE zur Reduktion von MSE zulassen.

Für die Bewertung des Präventionspotenzials sind zusätzliche subjektive Faktoren entscheidend, die dazu führen, dass RuEs von den Beschäftigten am Arbeitsplatz genutzt bzw. nicht genutzt werden. Eine Reihe von Studien beschäftigen sich im Rahmen subjektiver Evaluationen mit der Ermittlung von Faktoren, die eine Nutzerakzeptanz und die daraus resultierende Nutzungsbereitschaft potenzieller RuE-Nutzer:innen beeinflussen (z. B. Graham et al., 2009; Elprama et al., 2020; Schwerha et al., 2021; Elprama et al., 2022). Denn eine mögliche präventive Wirksamkeit für MSE kann auch

durch eine geringe Nutzungsbereitschaft für RuEs eingeschränkt werden, da Präventionspotentiale so nicht ausgeschöpft werden können. Elprama et al. (2022) haben unter Berücksichtigung früherer Arbeiten verschiedene physiologische, psychosoziale und arbeitsbezogene Faktoren identifiziert, die die Nutzungsbereitschaft für RuEs beeinflussen (Abbildung 6).



**Abbildung 6.** Exoskelett-Nutzungsbereitschaft beeinflussende Faktoren nach Elprama et al. (2022).

Ebd. fassen unter physiologischen Faktoren Aspekte wie den empfundene Tragekomfort des RuE, jedoch auch aktuelle körperliche Beschwerden und die vorangegangene Krankengeschichte des potenziellen Nutzenden zusammen. Psychosoziale Faktoren beinhalten hingegen sowohl den subjektiv empfundenen Nutzen des RuE als auch soziale Einflüsse, wie Eigen- und Fremdwahrnehmung der Verwendung des RuE, sowie kulturelle Überzeugungen (ebd.). Hierbei spielen zum Beispiel die wahrgenommene Leistungsfähigkeit eine Rolle. Durch das Tragen des RuE kann der Eindruck entstehen, nicht mehr leistungsfähig genug zu sein, um die Arbeitsaufgabe ohne Unterstützung durch ein solches Assistenzsystem zu verrichten. Unter arbeitsbezogenen Faktoren lassen sich die Vereinbarkeit mit der Arbeitsaufgabe sowie Hygiene des RuE zusammenfassen. Jedoch spielt hier auch die zuverlässige Funktion des RuE eine wichtige Rolle.

Bei übergeordneter Betrachtung aller Faktoren werden von Elprama et al. (2022) die Aspekte Tragekomfort, empfundener Nutzen und Vereinbarkeit mit der Arbeitsaufgabe (vgl. Abbildung 6) besonders herausgestellt, da diese Aspekte die Nutzerakzeptanz am stärksten beeinflussen können (ebd.). Diese Aspekte beinhalten auch mögliche

Bewegungseinschränkungen bei komplexen Arbeitstätigkeiten mit dem RuE oder die Notwendigkeit, das RuE abzulegen, um Pausentätigkeiten im Sitzen oder dem Toilettengang nachkommen zu können (Hensel und Keil, 2019).

Die Bedeutsamkeit beschriebener arbeits- und physiologischer Faktoren wurde auch in einer Langzeitbefragungsstudie der BAuA evaluiert (Riemer und Wischniewski, 2023). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen deutlich, dass die Akzeptanz von RuEs vor allem aufgrund der Bewegungseinschränkungen durch die Systeme limitiert wird. So ergab eine einjährige Follow-up-Befragung in verschiedenen Industriezweigen, dass RuEs am Arbeitsplatz als unbequem empfunden wurden und zu Bewegungseinschränkungen beim Bücken, bei Drehbewegungen und der allgemeinen Beweglichkeit führten. Es wurden zudem Beschwerden durch Druckstellen und Abrieb an Brust, Schultern, Hüften und Beinen berichtet. In diesem Zusammenhang bestätigen auch andere Studien eine empfundene Einschränkung der Bewegungsqualität (Amandels et al., 2018) und eine Beeinträchtigung bei Nebentätigkeiten (Kim et al., 2020) wie dem Gehen (Kozinc et al., 2020). Es können somit verschiedene Elemente einer Arbeitsaufgabe für den Einsatz von RuE geeignet (Luger et al., 2019; Baltrusch et al., 2021) oder ungeeignet sein (Schwerha et al., 2021; Kim et al., 2020).

Betrachtet man die biomechanischen Ergebnisse dieser Dissertation auch im Zusammenhang mit den beschriebenen Studienerkenntnissen, so kann davon ausgegangen werden, dass die Einwirkung der Beinschalen des RuE zu einer wahrnehmbaren Einschränkung der Bewegungsqualität führt und damit die Nutzungsbereitschaft potenzieller Verwender:innen negativ beeinflussen kann. Übertragen auf reale Anwendungskontexte betrifft dies insbesondere Arbeitsplätze, an denen Lasten nicht statisch gehalten, sondern variabel gehoben werden müssen. Die Ergebnisse dieser Arbeit lassen zudem vermuten, dass Tätigkeiten, die durch Gehen unterbrochen werden, besonders von Bewegungseinschränkungen betroffen sind. Dies schließt auch Aktivitäten ein, bei denen das RuE während arbeitsunterbrechender Tätigkeiten nicht abgelegt werden kann oder darf, da in Publikation 3, selbst beim Gehen mit ausgeschaltetem Energiespeicher, Einschränkungen durch die RuEs festgestellt werden konnten.

Eine solche bewegungseinschränkende Wirkung kann die Nutzerakzeptanz der Beschäftigten verringern und den individuellen Entscheidungsprozess potenzieller Nutzer von RuEs am Arbeitsplatz hinsichtlich der freiwilligen Nutzung oder Nichtnutzung negativ beeinflussen (Elprama et al., 2022). Infolgedessen kann das Potenzial von RuEs zur Prävention arbeitsbedingter MSE nicht ausgeschöpft werden, da die Entscheidung gegen die Nutzung getroffen wird. Es ist daher davon auszugehen, dass die ermittelten Effekte langfristig zu einer Nichtnutzung von RuE am Arbeitsplatz führen könnten.

### **9.3.2 Übertragbarkeit in realen Exoskelett-Nutzungskontext**

Die Untersuchung einer für den RuE-Nutzungskontext repräsentativen Stichprobe und die Überführung der damit verbundenen Ergebnisse aus Publikation 1 und 2 auf die biomechanische Bewertung der RuEs in Publikation 3, ermöglicht eine bessere Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den realen Nutzungskontext als viele vorangegangene Untersuchungen.

Die Stichproben der Publikationen 1 bis 3 zeichnen sich durch Unterschiede in Alter, Körpergröße und Körperzusammensetzung aus, jedoch konnten aufgrund dieser heterogenen Stichprobe nicht alle individuellen Faktoren bei der potenziellen Nutzer:innengruppe gleichermaßen abgebildet werden. Auch ist es durch die untersuchten Stichproben nicht vollständig möglich, Besonderheiten des demographischen Wandels und der gut dokumentierten altersbedingten Abnahme der Adaptation motorischer Fähigkeiten im Zusammenhang mit der Anwendung von RuEs zu adressieren (Vandevoorde und Orban de Xivry, 2020; Luger et al., 2023), da die Stichproben lediglich Personen im Alter von 19-49 Jahren beinhalten. So kann nicht pauschal davon ausgegangen werden, dass ältere Beschäftigte diesen Anforderungen entsprechen und eine zweitägige Familiarisierung ausreicht, um ihre motorische Bewegungserfahrung für eine erfolgreiche Nutzung von RuEs zu erweitern. Es macht deshalb Sinn, Folgestudien mit älteren Beschäftigten durchzuführen, um diese Frage näher zu beleuchten.

Eine pauschale Übertragbarkeit der ermittelten Ergebnisse auf reale Arbeitsplätze ist aufgrund der verschiedensten Einsatzkontexte und Arbeitsaufgaben mit RuEs im Feld nicht möglich. Denn gerade in Bereichen wie Handwerk oder Logistik variieren die Arbeitsaufgaben stark und sind auch von individuellen Faktoren geprägt, die nicht ohne weiteres durch eine Laboruntersuchung abgebildet werden können. So sind die Arbeitsaufgaben hier häufig komplexer und durch regelmäßige Arbeitsunterbrechungen gekennzeichnet, z. B. sitzende Tätigkeiten auf Flurförderfahrzeugen oder Pausenaktivitäten. Hinzu kommt, dass Faktoren wie dicke Arbeitskleidung im Winter oder Schweißbildung bei warmen Temperaturen im Sommer, das Bewegungsverhalten mit RuEs beeinflussen können, jedoch in dieser Dissertation nicht berücksichtigt werden konnten.

Es muss des Weiteren angemerkt werden, dass die gefundenen Effekte nicht pauschal auf alle auf dem Markt befindlichen RuE-Modelle übertragbar sind, jedoch konnten durch die Verwendung von zwei unterschiedlichen RuEs, Modell-spezifische Faktoren minimiert werden. Darüber hinaus ist zu beachten, dass eine systematische und korrekte Anpassung der RuE an den Körper der Beschäftigten in realen Nutzungskontexten nicht immer gewährleistet werden kann. So werden RuEs häufig von mehreren Personen genutzt, wodurch eine regelmäßige Neuanpassung an ihre Körpermaße durch die Beschäftigten selbst, ohne fachkundige Unterstützung erfolgen muss. Es ist daher davon auszugehen, dass schlecht angepasste RuEs zu stärker variierenden Effekten bei den Nutzenden führen können als standardisiert und fachkundig angepasste Modelle in dieser Arbeit.

## 10 Schlussfolgerung und Ausblick

Die Ergebnisse dieser kumulativen Dissertation ermöglichen eine Bewertung von Bewegungsveränderungen mit RuEs in komplexen Arbeitsbewegungen und können zugleich die Zuverlässigkeit der gewonnenen Erkenntnisse für arbeitswissenschaftliche Stichproben, durch ein hohes Maß an Messstandardisierung sicherstellen. Diese Standardisierung beinhaltet zum einen die Familiarisierung mit der MVIC-Normalisierungsaufgabe der sEMG-Messungen über zwei Tage, durch die eine 85%ige Reproduzierbarkeit der absoluten Maximalkraft und ein geringer prozentualer Standardfehler des Mittelwertes (%SEM) in der täglichen sEMG-Amplitude erreicht wurde. Zum anderen beinhaltete sie eine Sicherstellung der Zuverlässigkeit der biomechanischen Messungen mit und ohne RuEs, die durch eine Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse über mehrere Tage hinweg gesichert wurde.

Die Analyse der biomechanischen Parameter über den gesamten Bewegungsablauf belegt eine unterstützende Wirkung von RuEs in der Zielregion des unteren Rückens. Signifikante biomechanische Veränderungen manifestierten sich aber auch in der Hebebewegung beim Absenken des Oberkörpers sowie in der Schwung- und Standphase der Beine, beim Tragen und Gehen. Es kann angenommen werden, dass im Entwicklungsprozess von RuEs die Ausführung von Nebentätigkeiten wie Gehen und Tragen häufig keine Berücksichtigung findet und RuEs in diesem Kontext nicht hinreichend validiert sind. Daher sind RuEs für die statische Oberkörpervorbeugung optimiert und rufen bei sekundären Tätigkeiten Bewegungseinschränkungen hervor. Dies schließt jedoch auch Tätigkeiten ein, bei denen das RuE während arbeitsunterbrechender Tätigkeiten, wie beispielsweise dem Gang zur Toilette, nicht abgelegt werden kann oder darf, da selbst beim Gehen mit ausgeschaltetem Energiespeicher Einschränkungen durch das RuE festgestellt werden konnten.

Die beschriebenen Effekte können dazu führen, dass die Akzeptanz seitens der Nutzer:innen sinkt und potenzielle Verwender:innen von RuEs am Arbeitsplatz dazu tendieren, diese nicht zu nutzen (Elprama et al., 2022). Die resultierende Nichtnutzung erschwert die Evaluation von RuEs über längere Zeiträume, da die Durchführung einer Langzeitstudie zur Ermittlung der langfristigen präventiven Wirkungsweise von RuEs eine freiwillige regelmäßige Nutzung der RuEs voraussetzt. Die Auswahl geeigneter RuEs für die jeweilige Arbeitsaufgabe ist deshalb essenziell, um einen möglichst hohen Nutzungskomfort und eine hohe Nutzungsbereitschaft zu gewährleisten (Luger et al., 2019; Baltrusch et al., 2021; Schwerha et al., 2021). Die gewonnenen Erkenntnisse dieser Arbeit sollten daher in die Entwicklung zukünftiger RuE-Modelle bzw. in die Auswahl geeigneter Arbeitstätigkeiten mit einfließen.

Gleichzeitig kann der Analyseansatz dieser Arbeit genutzt werden, um weitere RuE-Modelle, wie z. B. Soft-Exoskelette, die potenziell zu geringeren Bewegungseinschränkungen führen können, detailliert zu evaluieren (Riemer und Wischniewski, 2023). Nur so können die Voraussetzungen für eine Erhöhung der Nutzungsbereitschaft von Exoskeletten geschaffen werden (z. B. De Bock et al., 2020; Elprama et al., 2020; Schwerha et al., 2021), um deren potenziell präventiven Nutzen für MSE voll auszuschöpfen. Das transparente methodische Vorgehen in dieser Arbeit gewährleistet deshalb ein hohes Maß an Übertragbarkeit und die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit zukünftigen, ähnlichen Studien.

## Literaturverzeichnis

- Abdoli-Eramaki, 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. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 456-465.
- Abdoli-Eramaki, 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. *Clinical Biomechanics*, 23(3), 372-380.
- Alabdulkarim, S., & Nussbaum, M. A. (2019). Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. *Applied Ergonomics*, 74, 55-66.
- Alemi, M. M., Madinei, S., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2019). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective Assessments During Repetitive Lifting. *Human Factors*, 63(1), 1078-1079.
- Amandels, S., het Eyndt, H. O., Daenen, L., & Hermans, V. (2018). Introduction and Testing of a Passive Exoskeleton in an Industrial Working Environment. Paper presented at the Congress of the International Ergonomics Association.
- Amarantini, D., & Bru, B. (2015). Training-related changes in the EMG–moment relationship during isometric contractions: further evidence of improved control of muscle activation in strength-trained men? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 697-702.
- Amler, N., Voss, A., Wischlitzki, E., Quittkat, C., Sedlaczek, S., Nesseler, T., Letzel, S. & Drexler, H. (2019). Umsetzung der gesetzlichen Vorgaben im betrieblichen Arbeits- und Gesundheitsschutz. *ASU Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed*, 54, 36-46.
- Balshaw, T. G., Fry, A., Maden-Wilkinson, T. M., Kong, P. W., & Folland, J. P. (2019). Reliability of quadriceps surface electromyography measurements is improved by two vs. single site recordings. *European Journal of Applied Physiology*, 117(6), 1085-1094.
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2018). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Applied Ergonomics*, 72, 94-106.
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., Buijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The Effect of a Passive Trunk Exoskeleton on Functional Performance and Metabolic Costs. In *Wearable Robotics: Challenges and Trends*, 229-233.
- Baltrusch, S. J., Houdijk, H., van Dieën, J. H., & Kruif, J. T. C. M. (2021). Passive Trunk Exoskeleton Acceptability and Effects on Self-efficacy in Employees with Low-Back Pain: A Mixed Method Approach. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 62(3), 365-376.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications: Springer Science & Business Media, S. 45ff.
- Bauer, J., Hennefarth, K.-S., & Ohlendorf, D. (2016). Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 66(4), 202-204.
- Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Sogaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst-Klug, C.,

- Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., Perreault, E., Rothwell, J. C., & Tucker, K. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102438.
- Błaszczuk, A., & Ogurkowska, M. B. (2022). The use of electromyography and kinematic measurements of the lumbar spine during ergonomic intervention among workers of the production line of a foundry. *PeerJ*, 10, e13072.
- Bonfiglioli, R., Caraballo-Arias, Y., & Salmen-Navarro, A. (2022). Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders. *Current Opinion in Epidemiology and Public Health*, 1(1), 18-24.
- 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. *Applied Ergonomics*, 54, 212-217.
- Brandt, M., Andersen, L. L., Samani, A., Jakobsen, M. D., & Madeleine, P. (2017). Inter-day reliability of surface electromyography recordings of the lumbar part of erector spinae longissimus and trapezius descendens during box lifting. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 519.
- Buckthorpe, M. W., Hannah, R., Pain, T., & Folland, J. P. (2012). Reliability of neuromuscular measurements during explosive isometric contractions, with special reference to electromyography normalization techniques. *Muscle Nerve*, 46(4), 566-576.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA). (2023). *Arbeitsstätten. Arbeitsstättenverordnung, Technische Regeln für Arbeitsstätten. Ergänzte 6. Auflage.* Dortmund, Stand: Juli 2023.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035.
- Button, K. S., Ioannidis, J. P., Mokrysz, C., Nosek, B. A., Flint, J., Robinson, E. S., & Munafò, M. R. (2013). Power failure: why small sample size undermines the reliability of neuroscience. *Nature reviews neuroscience*, 14(5), 365-376.
- Caffier, G., Steinberg, U., & Liebers, F. (1999). *Praxisorientiertes Methodeninventar zur Belastungs-und Beanspruchungsbeurteilung im Zusammenhang mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen: Wirtschaftsverlag NW Bremerhaven.*
- Calder, K. M., & Gabriel, D. A. (2007). Adaptations during familiarization to resistive exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(3), 328-335.
- Castro, M. P., Pataky, T. C., Sole, G., & Vilas-Boas, J. P. (2015). Pooling sexes when assessing ground reaction forces during walking: Statistical Parametric Mapping versus traditional approach. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2162-2165.
- Chan, J. P. Y., Krisnan, L., Yusof, A., & Selvanayagam, V. S. (2020). Maximum isokinetic familiarization of the knee: implication on bilateral assessment. *Human Movement Science*, 71, 102629.
- Cieza, A., Causey, K., Kamenov, K., Hanson, S. W., Chatterji, S., & Vos, T. (2020). Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet*, 396(10267), 2006-2017.
- Coenen, P., Gouttebauge, V., van der Burght, A. S., van Dieën, J. H., Frings-Dresen, M. H., van der Beek, A. J., & Burdorf, A. (2014). The effect of lifting during work on low back pain: a health impact assessment based on a meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine*, 71(12), 871-877.

- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates. ISBN: 0805802835
- Crea, S., Beckerle, P., De Looze, M., De Pauw, K., Grazi, L., Kermavnar, T., Masood, J., O'Sullivan, L. W., Pacifico, I., Rodriguez-Guerrero, C., Vitiello, N., Ristić-Durant, D., & Veneman J. (2021). Occupational exoskeletons: A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technologies*, 2, e11.
- Cudejko, T., Button, K., & Al-Amri, M. (2022). Validity and reliability of accelerations and orientations measured using wearable sensors during functional activities. *Scientific Reports*, 12(1), 14619.
- Da Costa, B. R., & Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3), 285-323.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., & Danneels, L. A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.
- Daub, U. (2017). Evaluation aspects of potential influences on human beings by wearing exoskeletal systems. Paper presented at the 17. Internationales Stuttgarter Symposium.
- 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: A evidence mapping systematic review. *Applied Ergonomics*, 98, 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.
- De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., & Nawab, S. H. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, 96(3), 1646-1657.
- Dianat, I., Afshari, D., Sarmasti, N., Sangdeh, M. S., & Azaddel, R. (2020). Work posture, working conditions and musculoskeletal outcomes in agricultural workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 77, 102941.
- Elprama, S. A., Vannieuwenhuyze, J. T. A., De Bock, S., Vanderborght, B., De Pauw, K., Meeusen, R., & Jacobs, A. (2020). Social Processes: What Determines Industrial Workers' Intention to Use Exoskeletons? *Human Factors*, 62(3), 337-350.
- Elprama, S. A., Vanderborght, B., & Jacobs, A. (2022). An industrial exoskeleton user acceptance framework based on a literature review of empirical studies. *Applied Ergonomics*, 100, 103615.
- Elsais, W. M., Preece, S. J., Jones, R. K., & Herrington, L. (2020). Between-day repeatability of lower limb EMG measurement during running and walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 55, 102473.
- Epstein, S., Sparer, E. H., Tran, B. N., Ruan, Q. Z., Dennerlein, J. T., Singhal, D., & Lee, B. T. (2018). Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among surgeons and interventionalists: a systematic review and meta-analysis. *JAMA surgery*, 153(2), e174947-e174947.
- Friston, K. J. (1997). Testing for anatomically specified regional effects. *Human brain mapping*, 5(2), 133-136.
- Frost, L. R., Gerling, M. E., Markic, J. L., & Brown, S. H. (2012). Exploring the effect of repeated-day familiarization on the ability to generate reliable maximum voluntary muscle activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6), 886-892.

- Fuchs, J., Rabenberg, M., & Scheidt-Nave, C. (2013). Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz*, 56(5), 678-686.
- Gaudet, G., Raison, M., Dal Maso, F., Achiche, S., & Begon, M. (2016). Intra-and intersession reliability of surface electromyography on muscles actuating the forearm during maximum voluntary contractions. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 558-570.
- Giustetto, A., Vieira Dos Anjos, F., Gallo, F., Monferino, R., Cerone, G. L., Di Pardo, M., Gazzoni, M., Micheletti Cremasco, M. (2021). Investigating the effect of a passive trunk exoskeleton on local discomfort, perceived effort and spatial distribution of back muscles activity. *Ergonomics*, 64(11), 1379-1392
- Ghofrani, M., Olyaei, G., Talebian, S., Bagheri, H., & Kazemi, P. (2017). Reliability of SEMG measurements for trunk muscles during lifting variable loads in healthy subjects. *Journal of bodywork and movement therapies*, 21(3), 711-718.
- Golabchi, A., Chao, A., & Tavakoli, M. (2022). A systematic review of industrial exoskeletons for injury prevention: efficacy evaluation metrics, target tasks, and supported body postures. *Sensors*, 22(7), 2714.
- Goršič, M., Regmi, Y., Johnson, A. P., Dai, B., & Novak, D. (2019). A pilot study of varying thoracic and abdominal compression in a reconfigurable trunk exoskeleton during different activities. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(6), 1585-1594.
- Govaerts, R., Tassignon, B., Ghillebert, J., Serrien, B., De Bock, S., Ampe, T., El Makrini, E., Vanderborght, K., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2021). Prevalence and incidence of work-related musculoskeletal disorders in secondary industries of 21st century Europe: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 751.
- Graham, R. B., Agnew, M. J., & Stevenson, J. M. (2009). 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. *Applied Ergonomics*, 40(5), 936-942.
- Green, L. A., Parro, J. J., & Gabriel, D. A. (2014). Quantifying the familiarization period for maximal resistive exercise. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 39(3), 275-281.
- Grgic, J., Lazinica, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test-retest reliability of the one-repetition maximum (1RM) strength assessment: a systematic review. *Sports medicine-open*, 6(1), 1-16.
- Grobe, T. G., & Braun, A. (2022). *Barmer Gesundheitsreport Schriftenreihe zur Gesundheitsanalyse, Band 34*.
- Hellig, T., Rick, V., Mertens, A., Nitsch, V., & Brandl, C. (2019). Investigation of observational methods assessing workload of static working postures based on surface electromyography. *Work*, 62(2), 185-195.
- Hensel, R., & Keil, M. (2018). Subjektive Evaluation industrieller Exoskelette im Rahmen von Feldstudien an ausgewählten Arbeitsplätzen. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72(4), 252-263.
- Hoffmann, N., Prokop, G., & Weidner, R. (2022). Methodologies for evaluating exoskeletons with industrial applications. *Ergonomics*, 65(2), 276-295.
- Holzgreve, F., Schulte, L., Oremek, G., & Ohlendorf, D. (2023). Allgemeine und arbeitsplatzbezogene Risikofaktoren von Muskel-Skelett-Erkrankungen und deren Bestimmungsmethoden. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 1-8.

- Honert, E. C., & Pataky, T. C. (2021). Timing of gait events affects whole trajectory analyses: A statistical parametric mapping sensitivity analysis of lower limb biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 119, 110329.
- Howarth, S. J., & Graham, R. B. (2015). Sensor positioning and experimental constraints influence estimates of local dynamic stability during repetitive spine movements. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 1219-1223.
- Huysamen, K., Bosch, T., de Looze, M., Stadler, K. S., Graf, E., & O'Sullivan, L. W. (2018). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied Ergonomics*, 70, 148-155.
- Jin, X., Dong, Y., Wang, F., Jiang, P., Zhang, Z., He, L., Forsman, M., & Yang, L. (2022). Prevalence and associated factors of lower extremity musculoskeletal disorders among manufacturing workers: a cross-sectional study in China. *BMJ open*, 12(2), e054969.
- Juan-Recio, C., Lopez-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018). Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *Journal of sports sciences*, 36(4), 357-364.
- 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.
- Kim, S., Madinei, S., Alemi, M. M., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Assessing the potential for "undesired" effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability. *Applied Ergonomics*, 89, 103194.
- Kittelmann, M., Adolph, L., Michel, A., Packroff, R., Schütte, M., & Sommer, S. (Hrsg.) (2021). *Handbuch Gefährdungsbeurteilung*. 1. Auflage. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 2021, 611.
- Knudson, D. (2017). Confidence crisis of results in biomechanics research. *Sports Biomechanics*, 16(4), 425-433
- Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T. F., Esculier, J. F., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 17(1), 62.
- 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. *Journal of Biomechanics*, 83, 97-103.
- Koopman, A. S., Näf, M., Baltrusch, S. J., Kingma, I., Rodriguez-Guerrero, C., Babič, J., de Looze, M. P., & van Dieën, J. H. (2020). Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 109795.
- Kozinc, Ž., Baltrusch, S., Houdijk, H., & Šarabon, N. (2020). Reliability of a battery of tests for functional evaluation of trunk exoskeletons. *Appl Ergon*, 86, 103117.
- Kuber, P. M., Abdollahi, M., Alemi, M. M., & Rashedi, E. (2022). A Systematic Review on Evaluation Strategies for Field Assessment of Upper-Body Industrial Exoskeletons: Current Practices and Future Trends. *Annals of Biomedical Engineering*, 50(10), 1203-1231.
- Kuijjer, P. P. F., Verbeek, J. H., Visser, B., Elders, L. A., Van Roden, N., Van den Wittenboer, M. E., Lebbink, M., Burdorf, A., & Hulshof, C. T. (2014). An evidence-based multidisciplinary practice guideline to reduce the workload due to lifting for preventing work-related low back pain. *Annals of Occupational and Environmental Medicine*, 26(1), 1-9.

- Lamers, E. P., Yang, A. J., & Zelik, K. E. (2017). Feasibility of a Biomechanically-Assistive Garment to Reduce Low Back Loading During Leaning and Lifting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(8), 1674-1680.
- Latorre Erezuma, U., Zelaia Amilibia, M., Espin Elorza, A., Cortes, C., Irazusta, J., & Rodriguez-Larrad, A. (2023). A Statistical Parametric Mapping Analysis Approach for the Evaluation of a Passive Back Support Exoskeleton on Mechanical Loading During a Simulated Patient Transfer Task. *Journal of Applied Biomechanics*, 39(1), 22-33.
- Lebleu, J., Gosseye, T., Detrembleur, C., Mahaudens, P., Cartiaux, O., & Penta, M. (2020). Lower limb kinematics using inertial sensors during locomotion: Accuracy and reproducibility of joint angle calculations with different sensor-to-segment calibrations. *Sensors*, 20(3), 715.
- Luciano, F., Ruggiero, L., & Pavei, G. (2021). Sample size estimation in locomotion kinematics and electromyography for statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 122, 110481.
- Luger, T., Seibt, R., Cobb, T. J., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2019). Influence of a passive lower-limb exoskeleton during simulated industrial work tasks on physical load, upper body posture, postural control and discomfort. *Applied Ergonomics*, 80, 152-160.
- Luger, T., Bär, 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. *Human Factors*, 65(1), 5-21.
- Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffier, G., & Liebers, F. (2003). Preventing musculoskeletal disorders in the workplace. World Health Organization.
- Madinei, S., Alemi, M. M., Kim, S., Srinivasan, D., & Nussbaum, M. A. (2020). Biomechanical Evaluation of Passive Back-Support Exoskeletons in a Precision Manual Assembly Task: "Expected" Effects on Trunk Muscle Activity, Perceived Exertion, and Task Performance. *Human Factors*, 62(3), 441-457.
- Mahdavi, N., Dianat, I., Heidarimoghadam, R., Khotanlou, H., & Faradmal, J. (2020). A review of work environment risk factors influencing muscle fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 80, 103028.
- Marino, M. (2019). Impacts of Using Passive Back Assist and Shoulder Assist Exoskeletons in a Wholesale and Retail Trade Sector Environment. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 281-290.
- Merletti & Mucelib. (2019). Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. Elsevier.
- Mesin, L., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2009). Surface EMG: the issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 719-726.
- Motmans, R., Debaets, T., & Chrispeels, S. (2018). Effect of a passive exoskeleton on muscle activity and posture during order picking. Paper presented at the Congress of the International Ergonomics Association (IEA).
- Murley, G. S., Menz, H. B., Landorf, K. B., & Bird, A. R. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal-and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749-756.
- 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. *Frontiers in Robotics and AI*(5), 72.

- Papi, E., Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2020). Alteration of movement patterns in low back pain assessed by Statistical Parametric Mapping. *Journal of Biomechanics*, 100, 109597.
- Park, H., Trejo, H., Miles, M., Bauer, A., Kim, S. & Stull, J. (2015). Impact of firefighter gear on lower body range of motion. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 27 (2), 315-334.
- Park, J.-H., Kim, S., Nussbaum, M. A., & Srinivasan, D. (2022). Effects of back-support exoskeleton use on gait performance and stability during level walking. *Gait & posture*, 92, 181-190.
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1976-1982.
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295-301.
- Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2394-2401.
- Peters, M., & Wischniewski, S. (2019). The impact of using exoskeletons on occupational safety and health. *European Agency for Safety and Health at Work*, 1-10.
- 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. *Applied Ergonomics*, 75, 1-7.
- Punnett, L., & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(1), 13-23.
- Reid, C. R., Bush, P. M., Karwowski, W., & Durrani, S. K. (2010). Occupational postural activity and lower extremity discomfort: A review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 247-256.
- Riemer, J., & Wischniewski, S. (2022). Study on multivariate analysis of anthropometric measures for upper body exoskeletons using archetypal analysis. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 7(3-4), 262-274.
- Riemer, J., Wischniewski, S. (2023). Long-term effects and user acceptance of back-support exoskeletons in the workplace. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaften (ZfA)*, 77, 685–69.
- Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., & González-Badillo, J. J. (2018). Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(5), 743-762.
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., & Faude, O. (2017). Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Physical therapy in sport*, 24, 26-31.
- Sadler, E. M., Graham, R. B., & Stevenson, J. M. J. E. (2011). The personal lift-assist device and lifting technique: a principal component analysis. *Ergonomics*, 54(4), 392-402.
- Salonikidis, K., Papageorgiou, K., Meliadis, A., & Arabatzi, F. (2021). Force Steadiness during Submaximal Isometric Plantar and Dorsiflexion in Resistance Training: Experienced vs Non-experienced Individuals. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 34, 5-13.
- Santos, P. D. G., Vaz, J. R., Correia, P. F., Valamatos, M. J., Veloso, A. P., & Pezarat-Correia, P. (2021). Intermuscular Coordination in the Power Clean Exercise:

- Comparison between Olympic Weightlifters and Untrained Individuals—A Preliminary Study. *Sensors*, 21(5), 1904.
- Sauter, M., Barthelme, J., Müller, C., & Liebers, F. (2021). Manual handling of heavy loads and low back pain among different occupational groups: results of the 2018 BIBB/BAuA employment survey. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22, 1-14.
- Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of modern applied statistical methods*, 8(2), 26.
- Schick, R. (2018). Einsatz von Exoskeletten in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68(5), 266-269.
- Schmidt, C. O., Gunther, K. P., Goronzy, J., Albrecht, K., Chenot, J. F., Callhoff, J., . . . Sander, O. (2020). Frequencies of musculoskeletal symptoms and disorders in the population-based German National Cohort (GNC). *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 63(4), 415-425.
- Schwerha, D. J., McNamara, N., Nussbaum, M. A., & Kim, S. (2021). Adoption potential of occupational exoskeletons in diverse enterprises engaged in manufacturing tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 82, 103103.
- Simon, A. A., Alemi, M. M., & Asbeck, A. T. (2021). Kinematic effects of a passive lift assistive exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 120, 110317.
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 80(5), 485-498.
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., & van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 375-387.
- Steinhilber, B., & Rieger, M. A. (2013). Arbeitsmedizinisch ausgerichtete Normalisierungsverfahren der Oberflächen-Elektromyographie—Ergebnisse einer standardisierten Literaturübersicht. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 63(5), 254-259.
- Steinhilber, B., Luger, T., Schwenkreis, P., Middeldorf, S., Bork, H., Mann, B., von Glinski, A., Schildhauer, T., 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.
- Sood, D., Nussbaum, M. A., & Hager, K. (2007). Fatigue during prolonged intermittent overhead work: reliability of measures and effects of working height. *Ergonomics*, 50(4), 497-513.
- Theurel, J., & Desbrosses, K. (2019). Occupational Exoskeletons: Overview of their Benefits and Limitations in Preventing Work-related Musculoskeletal Disorders. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 264-280.
- 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. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 237-249.
- van Dijk, H., Mulder, T., & Hermens, H. J. (2007). Effects of age and content of augmented feedback on learning an isometric force-production task. *Experimental Aging Research*, 33(3), 341-353.
- van Helden, J., Martinez-Valdes, E., Strutton, P., Falla, D., & Chiou, S.-Y. (2022). Reliability of high-density surface electromyography for assessing characteristics of

- the thoracic erector spinae during static and dynamic tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 67, 102703.
- Vandevorode, K., & Orban de Xivry, J.-J. (2020). Why is the explicit component of motor adaptation limited in elderly adults? *Journal of Neurophysiology*, 124(1), 152-167.
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 10-16.
- Vinstrup, J., Sundstrup, E., & Andersen, L. L. (2021). Psychosocial stress and musculoskeletal pain among senior workers from nine occupational groups: Cross-sectional findings from the SeniorWorkingLife study. *BMJ open*, 11(3), e043520.
- Wattananon, P., Kongoun, S., Chohan, A., & Richards, J. (2023). The use of statistical parametric mapping to determine altered movement patterns in people with chronic low back pain. *Journal of Biomechanics*, 153, 111601.
- Wei, W., Wang, W., Qu, Z., Gu, J., Lin, X., & Yue, C. (2020). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity and metabolic cost of energy. *Advanced Robotics*, 34(1), 19-27.
- Yona, T., Kamel, N., Cohen-Eick, G., Ovadia, I., & Fischer, A. (2023). Scoping Review of One-Dimension Statistical Parametric Mapping in Lower Limb Biomechanical Analysis. *medRxiv*, 2023.2008. 2006.23293709.
- Young, W. B. (2006). Transfer of Strength and Power Training to Sports Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(2), 74-83.

## Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1.** Krankheitskategorien der weltweit vorherrschenden Erkrankungen, die von Rehabilitation profitieren würden, unterteilt in drei Altersgruppen (Cieza et al., 2020). ..... 3
- Abbildung 2.** Maßnahmenhierarchie nach Technischer Regel für Arbeitsstätten (ASR V3) mit Einordnung des RuEs, eigene Darstellung.....6
- Abbildung 3.** Die in dieser Dissertation verwendeten Exoskelett-Modelle und ihre Komponenten. Links: Paexo Back von Otto Bock; rechts: V2.5 von Laevo. .... 8
- Abbildung 4.** Wichtigste Skelett-Muskeln der bisherigen RuE-Studien in Vorder- und Rückansicht des Körpers.....10
- Abbildung 5.** Gelenkwinkel mit Zuordnung (nach Xsens-Messsystem Avinda aus Publikation 2 und 3). .... 11
- Abbildung 6.** Exoskelett-Nutzungsbereitschaft beeinflussende Faktoren nach Elprama et al. (2022). .... 67

## Korrespondierende Veröffentlichungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden weitere korrespondierende Veröffentlichungen erstellt. Folgend sind diese Publikationen aufgelistet:

Riemer, J., & Wischniewski, S. (2024). Schlüsselfaktoren für langfristige Akzeptanz und Nutzungsbereitschaft von Exoskeletten am Arbeitsplatz. *Sicher ist Sicher (SiS)*, 1, 2199-7349

Riemer, J., Wischniewski, S. (2023). Long-term effects and user acceptance of back-support exoskeletons in the workplace. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaften (ZfA)*, 77, 685–69.

Riemer, J. and Wischniewski, S. (2022). Study on multivariate analysis of anthropometric measures for upper body exoskeletons using archetypal analysis', *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 7, (3/4), 262–274.

Riemer, J. & Wischniewski, S. (2021). Studiendesign zur ergonomischen Bewertung des Langzeiteinsatzes von Exoskeletten am Arbeitsplatz. In: *Arbeit humAI n gestalten. Bericht zum 67. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft vom 03. – 05. März 2021 / herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.; Schriftleitung: Matthias Jäger. Dortmund: GfA-Press, 2021; A.5.5*

# Anhang

## Anamnesebogen zur Vordiagnostik der Proband:innen-Eignung

Anamnese

Probanden-ID \_\_\_\_\_

Datum \_\_\_\_\_

Einverständniserklärung liegt vor

### Allgemeine Fragen zur Person

A01 Wie alt sind Sie? Lebensalter in Jahren: \_\_\_\_\_

A02 Welches Geschlecht haben Sie?

1: männlich

2: weiblich

3: anderes

A03 Was ist Ihr derzeitiges Körpergewicht? \_\_\_\_\_ kg

A04 Wie ist Ihre Händigkeit?

1: Linkshänder

2: Rechtshänder

3: Beidhänder

**Die nachfolgenden Fragen werden nur zur Dokumentation der Teilnahmefähigkeit genutzt und gehen nicht in die Studienergebnisse ein!**

Fragen zu Beschwerden im Nackenbereich/Halswirbelsäule

(Unter Nackenbeschwerden/Beschwerden in der Nackenregion und Halswirbelsäule versteht man Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich)

H01 Hatten Sie in den letzten 12 Monaten Beschwerden im Nackenbereich oder der Halswirbelsäule?

Ja  Nein

H02 Waren Sie wegen Beschwerden im Nackenbereich oder der Halswirbelsäule in den letzten 12 Monaten in ärztlicher Behandlung?

Ja  Nein

H03 Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?

Ja  Nein

H04 Hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden im Nackenbereich oder der Halswirbelsäule?

Ja  Nein

H05 Habe Sie aktuell/heute Beschwerden im Nackenbereich oder der Halswirbelsäule?

Ja  Nein

H06 Gibt es diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle im Nackenbereich oder der Halswirbelsäule?

Ja  Nein

## Fragen zu Beschwerden in den Schultern

(Unter Schulterbeschwerden versteht man z. B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich)

S01 Hatten Sie in den letzten 12 Monaten Beschwerden im Bereich der Schultern?

Ja  Nein

S02 Waren Sie wegen Beschwerden im Schulterbereich in den letzten 12 Monaten in ärztlicher Behandlung?

Ja  Nein

S03 Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?

Ja  Nein

S04 Hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden im Bereich der Schulter?

Ja  Nein

S05 Habe Sie aktuell/heute Beschwerden im Bereich der Schulter?

Ja  Nein

S06 Gibt es diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle im Bereich der Schulter?

Ja  Nein

**Fragen zu Beschwerden im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken**

(Unter Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/oberer Rücken versteht man z. B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich)

B01 Hatten Sie in den letzten 12 Monaten Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule/oberer Rücken?

Ja  Nein

B02 Waren Sie wegen Beschwerden im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken in den letzten 12 Monaten in ärztlicher Behandlung?

Ja  Nein

B03 Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?

Ja  Nein

B04 Hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken?

Ja  Nein

B05 Habe Sie aktuell/heute Beschwerden im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken?

Ja  Nein

B06 Gibt es diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle im Bereich Brustwirbelsäule/oberer Rücken?

Ja  Nein

## Fragen zu Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken

(Unter Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken versteht man z. B. Stechen, Schmerzen und Missempfindungen in diesem Körperbereich)

R01	Hatten Sie in den letzten 12 Monaten Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
R02	Waren Sie wegen Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken in den letzten 12 Monaten in ärztlicher Behandlung?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
R03	Waren Sie wegen dieser Beschwerden in den letzten 12 Monaten irgendwann nicht in der Lage, Ihre normale Arbeit (im Beruf oder Hausarbeit) auszuüben?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
R04	Hatten Sie in den letzten 4 Wochen Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
R05	Habe Sie aktuell/heute Beschwerden im Bereich Kreuz/unterer Rücken?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>
R06	Gibt es diagnostizierte Erkrankungen, OPs, Unfälle im Bereich Kreuz/unterer Rücken?
	Ja <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/>

## 1. Halswirbelsäule

### H1 Aktives Screening

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Inspektion (Haltung, Asymmetrien)	--	_____	_____
[ ]	Rotation	70°/0/70°		0
[ ]	Lateralflexion	45°/0/45°		0
[ ]	Extension/Flexion	45°/0/45°		0

Wenn Anamnese leer und Screening unauffällig, ist eine passive Funktionsdiagnostik nicht notwendig

## H2 Passive Funktionsdiagnostik

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Rotation	70°/0/70°		0
[ ]	Lateralflexion	45°/0/45°		0
[ ]	Extension/Flexion	45°/0/45°		0
[ ]	Kinn-Brust-Abstand	> 20/< 2cm	_____	_____
[ ]	Druck-/Klopfschmerz über Dornforts- ätzen		_____	_____
[ ]	Nackenkompresionstest		_____	_____
[ ]	Nackentraktionstest		_____	_____

## H3 Schmerzbelastung

o.B.	Kriterium
[ ]	Schmerzen oder Steifigkeit im Nacken Nackenschmerzen und/oder Bewegungseinschränkungen
[ ]	bei aktiver oder passiver HWS-Rotation in Neutralstellung
[ ]	bei aktiver oder passiver Seitneigung des Kopfes
[ ]	bei aktiver oder passiver Extension/Flexion der HWS

## 2. Schulter

### S1 Aktives Screening

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Inspektion (Haltung, Asymmetrien)	--	_____	_____
[ ]	Adduktion/Abduktion	--	_____	_____
[ ]	Nackengriff (Daumen- C7)	0 cm	_____	_____
[ ]	Schürzengriff	< 2cm	_____	_____

Wenn Anamnese leer und Screening unauffällig, ist eine passive Funktionsdiagnostik nicht notwendig

## S2 Passive Funktionsdiagnostik

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Aktive Elevation	0/180°		0
[ ]	Passive Elevation	0/180°		0
[ ]	Außen-/Innenrotation	90°/0/90°		0
[ ]	Außenrotation gegen Widerstand		_____	_____
[ ]	Innenrotation gegen Widerstand		_____	_____
[ ]	Abduktion gegen Widerstand (30° & 70°)		_____	_____
[ ]	Adduktion gegen Widerstand (30° & 70°)		_____	_____

## S3 Schmerzbelastung

o.B.	Kriterium
[ ]	Schmerzen in der Schulterregion bei Elevationsbewegungen des Oberarmes
[ ]	Schmerzhafter Bogen (painful arc) bei Armelevation gegen Widerstand
[ ]	Schmerzhafte eingeschränkte aktive Innenrotation, Adduktion und Retroversion
[ ]	Schmerzhafte eingeschränkte aktive Außenrotation, Abduktion und Elevationsbewegung des Oberarmes

### 3. Lenden- und Brustwirbelsäule

#### L1 Aktives Screening

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Inspektion (Haltung, Asymmetrien)	--	_____	_____
[ ]	Flexion als Finger-Boden-Abstand FBA	< 15cm	_____	_____
[ ]	Lateralflexion	30°/0/30°		0
[ ]	Rotation	30°/0/30°		0
[ ]	Druck-/Klopfschmerz BWS/LWS/ISG		_____	_____
[ ]	Zehen- / Fersenstand u. -gang		_____	_____
[ ]	Einbeinstand	> 6 sec	_____	_____
[ ]	Aufrichten aus der tiefen Hocke		_____	_____

Wenn Anamnese leer und Screening unauffällig, ist eine passive Funktionsdiagnostik nicht notwendig

#### L2 Passive Funktionsdiagnostik

o.B.	Test	Normwert	rechts	links
[ ]	Extension/Flexion/Vorlaufphänomen	30°/0/15cm		0
[ ]	Zeichen nach Ott	28/30/33cm		30
[ ]	Zeichen nach Schober	8/10/15cm		10
[ ]	Gestreckter Beinhebertest (Lasègue)	70-90°	_____	_____
[ ]	Hüfte Außen- / Innenrotation	50/0/40°	_____	_____
[ ]	Hüfte Flexion/Extension		_____	_____
[ ]	Hyperabduktion (Patrick-Zeichen)		_____	_____

#### S3 Schmerzbelastung

o.B.	Kriterium
[ ]	Akute oder chronische Kreuzschmerzen
[ ]	Lokaler Druckschmerz paravertebrale Muskulatur
[ ]	Schmerzhafte eingeschränkte aktive Rotation, Flexion und Extension
[ ]	Bewegungsschmerz im unteren Rücken