

Aus dem

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und  
Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen

**Einfluss eines passiven Exoskeletts auf die  
Bewegungsvariabilität und die Haltung der Wirbelsäule bei  
repetitiven Hebevorgängen sowie auf die Haltung der  
Wirbelsäule bei einer Tätigkeit mit vorgebeugtem  
Oberkörper**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität zu Tübingen

vorgelegt von

**Rimmele, Pia Theresa Sophie**

2023

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. B. Steinhilber

2. Berichterstatter: Professorin Dr. T. Histing

Tag der Disputation: 25.09.2023

*Meinen Eltern*

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>III</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS</b> .....	<b>V</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>VI</b>
<b>1 EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
1.1 MUSKEL-SKELETT-BESCHWERDEN IN DER ARBEITSWELT.....	1
1.1.1 Auswirkungen von Muskel-Skelett-Beschwerden.....	1
1.1.2 Risikofaktoren für Muskel-Skelett-Beschwerden bei der Arbeit .....	2
1.1.3 Ansätze zur Risikoreduktion .....	3
1.2 EXOSKELETTE ALS ANSATZ ZUR REDUKTION MUSKULOSKELETTALER BELASTUNGEN .....	4
1.2.1 Funktionsweise von Exoskeletten .....	5
1.2.2 Stand der Forschung zu Exoskeletten.....	6
1.3 EXOSKELETTE UND BEWEGUNGSVARIABILITÄT .....	9
1.4 HALTUNG DER WIRBELSÄULE .....	10
1.5 ZIEL DER ARBEIT .....	11
<b>2 METHODIK</b> .....	<b>13</b>
2.1 STUDIENDESIGN .....	13
2.2 ETHIKVOTUM.....	13
2.3 GESAMTSTUDIE.....	14
2.4 DAS PROBANDENKOLLEKTIV .....	15
2.5 DAS PASSIVE EXOSKELETT LAEVO® ZUR RÜCKENUNTERSTÜTZUNG .....	16
2.6 ABLAUF DER EXPERIMENTELLEN UNTERSUCHUNG.....	18
2.6.1 Übungstag.....	18
2.6.2 Messtag.....	19
2.7 ABLAUF DER AUFGABEN .....	19
2.7.1 Randomisierung.....	20
2.7.2 Tätigkeitssimulation – repetitive Hebevorgänge .....	20
2.7.3 Tätigkeitssimulation – Sortieraufgabe mit statischer Oberkörpervorneigung .....	24
2.8 MESSVERFAHREN UND KENNGRÖßEN .....	26
2.8.1 Messgerät – PS12-II.....	26
2.8.2 Kenngröße – Muskelaktivität des <i>M. erector spinae</i> .....	26
2.8.3 Kenngröße - Haltung der Wirbelsäule.....	29
2.8.4 Normalisierung.....	30
2.9 DATENVERARBEITUNG UND BERECHNUNG DER ZIELGRÖßEN .....	31
2.9.1 Berechnung der Bewegungsvariabilität.....	33
2.9.2 Berechnung der Haltung der Wirbelsäule .....	35
2.9.3 Statistische Analysen .....	36
<b>3 ERGEBNISSE</b> .....	<b>38</b>
3.1 BEWEGUNGSVARIABILITÄT.....	38
3.1.1 Bewegungsvariabilität anhand der Aktivität des <i>M. erector spinae</i> .....	38
3.1.2 Bewegungsvariabilität anhand der Wirbelsäulenhaltung.....	43
3.2 HALTUNG DER WIRBELSÄULE .....	53
3.2.1 Haltung der Wirbelsäule während der Hebevorgänge .....	53
3.2.2 Haltung der Wirbelsäule während der Sortieraufgabe mit statischer Oberkörpervorneigung .....	65

<b>4</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>70</b>
4.1	BEWEGUNGSVARIABILITÄT.....	70
4.2	HALTUNG DER WIRBELSÄULE .....	73
4.2.1	<i>Brustkyphose</i> .....	73
4.2.2	<i>Lendenlordose</i> .....	76
4.3	LIMITATIONEN DER STUDIE .....	79
4.4	FAZIT .....	81
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>82</b>
<b>6</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>84</b>
<b>7</b>	<b>ANHANG</b> .....	<b>92</b>
<b>8</b>	<b>ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL</b> .....	<b>133</b>
<b>9</b>	<b>VERÖFFENTLICHUNGEN</b> .....	<b>135</b>
	<b>DANKSAGUNGEN</b> .....	<b>136</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Studiendesign .....	13
Abbildung 2: Laevo® V2.56.....	17
Abbildung 3: Haltung der Probanden beim Greifen der Kiste .....	21
Abbildung 4: Markierung der Fußposition.....	21
Abbildung 5: Oberkörperausrichtungen .....	22
Abbildung 6: Hebetechiken: (1) Hebung mit gestreckten Knien und (2) Hebung mit gebeugten Knien.....	23
Abbildung 7: Beispiel eines möglichen Ablaufs der repetitiven Hebeaufgabe.....	23
Abbildung 8: Körperhaltung der Probanden bei der Sortieraufgabe.....	24
Abbildung 9: Ablauf der Sortieraufgabe .....	25
Abbildung 10: Sortieraufgabe mit den Oberkörperausrichtungen .....	25
Abbildung 11: Positionierung der Lagesensoren und OEMG-Elektroden.....	27
Abbildung 12: Schematische Darstellung der Positionen der Lagesensoren auf Höhe von BWK 1, BWK 10, LWK 1 und LWK 5 zur Berechnung von Brustkyphose (BK) und Lendenlordose (LL).....	29
Abbildung 13: Messung der maximalen, willkürlichen elektrischen Aktivität.....	31
Abbildung 14: Datenansicht der Sortieraufgabe in SABCOM. ....	32
Abbildung 15: Datenansicht eines Hebezyklus in SABCOM.....	33
Abbildung 16: Der Variationskoeffizient des M. erector spinae in den einzelnen Hebephasen.....	40
Abbildung 17: Der Variationskoeffizient der Aktivität des M. erector spinae in den verschiedenen Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Hebetchnik.....	42
Abbildung 18: Absolute Variabilität (links) und Variationskoeffizient (rechts) der Aktivität des M. erector spinae während des gesamten Hebezyklus unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Oberkörperausrichtung .....	43
Abbildung 19: Die absolute Variabilität der Brustkyphose in den einzelnen Hebephasen.....	45
Abbildung 20: Der Variationskoeffizient der Brustkyphose in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Oberkörperausrichtung .....	47
Abbildung 21: Die absolute Variabilität der Lendenlordose in den einzelnen Hebephasen.....	49
Abbildung 22: Der Variationskoeffizient der Lendenlordose in den einzelnen Hebephasen.....	50

Abbildung 23: Der Variationskoeffizient der Lendenlordose in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Hebetechnik .....	52
Abbildung 24: Der Median der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position .....	55
Abbildung 25: Das Maximum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position .....	56
Abbildung 26: Minimum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position über alle Phasen des Hebevorgangs unterschieden nach Hebetechnik (gebeugte/gestreckte Knie) sowie in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) .....	58
Abbildung 27: Maximum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position über alle Phasen des Hebevorgangs unterschieden nach Hebetechnik (gebeugte/gestreckte Knie) sowie in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) .....	59
Abbildung 28: Das Minimum der Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) .....	62
Abbildung 29: Der Median der Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) .....	63
Abbildung 30: Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper .....	66
Abbildung 31: Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper .....	67
Abbildung 32: Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie den Oberkörperausrichtungen (frontal/lateral) .....	68

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Variabilität der OEMG-Daten des M. erector spinae ohne und mit Exoskelett .....	38
Tabelle 2: Statistische Ergebnisse der OEMG-Variabilität des M. erector spinae.....	39
Tabelle 3: Variabilität der OEMG-Daten des M. erector spinae ohne und mit Exoskelett und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Kniegelenke).....	41
Tabelle 4: Die Bewegungsvariabilität der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett .....	44
Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der Bewegungsvariabilität der Brustkyphose .....	44
Tabelle 6: Die Bewegungsvariabilität der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett .....	48
Tabelle 7: Statistische Ergebnisse der Bewegungsvariabilität der Lendenlordose .....	48
Tabelle 8: Die Bewegungsvariabilität der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Kniegelenke).....	51
Tabelle 9: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) während der Hebungen .....	53
Tabelle 10: Statistische Ergebnisse der Brustkyphose während der Hebungen .....	54
Tabelle 11: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Knie) während der Hebungen.....	57
Tabelle 12: Haltung der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) während der Hebungen.....	60
Tabelle 13: Statistische Ergebnisse der Lendenlordose während der Hebungen .....	61
Tabelle 14: Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose von der aufrechten Position während der Sortieraufgabe.....	65
Tabelle 15: Statistische Ergebnisse von Brustkyphose und Lendenlordose während der Sortieraufgabe.....	65
Tabelle 16: Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose von der aufrechten Position während der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper ohne und mit Exoskelett und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen .....	69



## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AV	absolute Variabilität
B. A.	Bachelor of Arts
Bit	Maß für Informationsgehalt oder Datenmenge
BK	Brustkyphose
bspw.	beispielsweise
BWK	Brustwirbelkörper
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CMRR	„Common-Mode Rejection Ratio“, deutsch: Gleichtaktunterdrückung
dB	Dezibel
DGUV	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung
eA	elektrische Aktivität
EXO	Exoskelett
g	Gramm
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
LL	Lendenlordose
LWK	Lendenwirbelkörper
m	Meter
M.	Musculus
M. A.	Master of Arts
MF	Medianfrequenz
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
Mrd.	Milliarden
ms	Millisekunde/n
MVE	„maximal voluntary electrical activation“, deutsch: maximale willkürliche elektrische Muskelaktivität
o. D.	ohne Datum
OEMG	Oberflächen-Elektromyographie

PLAD	„personal lift assist device“
RMS	„Root Mean Square“, deutsch: quadratisches Mittel
S.	Seite
s.	siehe
SD	„standard deviation“, deutsch: Standardabweichung
VK	Variationskoeffizient
Wdh.	Wiederholung/en
YLDs	„Years lived with disease/disability“, deutsch: mit Krankheit/Behinderung gelebte Lebensjahre
$\mu\text{V}$	Mikrovolt

# **1 Einleitung**

## **1.1 Muskel-Skelett-Beschwerden in der Arbeitswelt**

Im Rahmen der „Global Burden of Disease Study 2010“ wurden die Auswirkungen von Erkrankungen des Bewegungsapparats bewertet (Vos et al., 2012). Hier zeigten sich Muskel-Skelett-Erkrankungen auf dem zweiten Platz von Years lived with disability<sup>1</sup> (YLDs), was 21% aller YLDs entsprach (Vos et al., 2012). Den Hauptanteil davon stellen mit 83 Millionen YLDs weltweit Beschwerden des unteren Rückens dar (Vos et al., 2012). Auch laut dem Gesundheitsbericht des Robert-Koch-Instituts zählen Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes zu den führenden Ursachen von Arbeitsunfähigkeitstagen (Robert Koch-Institut, 2015) und gehen außerdem häufig mit längeren Fehlzeiten einher (Meyer et al., 2012). Vor allem in körperlich anspruchsvollen Berufen wie beispielsweise der Landwirtschaft und dem Baugewerbe sind ein Großteil (43% und 44%) der Arbeitsunfähigkeitstage, die mit Muskel-Skelett-Beschwerden zusammenhängen, auf Beschwerden der Wirbelsäule beziehungsweise des Rückens zurückzuführen (Meyer et al., 2012). Auch andere Bereiche, zum Beispiel der Gesundheitssektor, sind von diesen Problemen betroffen (Davis & Kotowski, 2015).

### **1.1.1 Auswirkungen von Muskel-Skelett-Beschwerden**

Beschwerden des unteren Rückens schränken Betroffene im täglichen Leben ein und führen auch zu einer deutlich verringerten Lebensqualität (Husky et al., 2018). Aber nicht nur Einzelpersonen sind von Muskel-Skelett-Beschwerden betroffen, sondern es ergeben sich auch ökonomische Auswirkungen für die gesamte Gesellschaft. Neben den direkten Krankheitskosten entstehen indirekte Kosten aus Arbeitsunfähigkeitstagen, Produktionsausfall und einem frühzeitigen Ausscheiden aus der Erwerbstätigkeit (European Agency for Safety and Health at Work, 2010; Robert Koch-Institut, 2012). Im Jahr 2018 beliefen sich die Produktionsausfallkosten in Deutschland aufgrund von Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems auf 18,5 Mrd. Euro. Zusätzlich entstanden

---

<sup>1</sup> Years lived with disability: Jahre mit eingeschränkter Gesundheit als Indikator der Krankheitslast, berechnet mithilfe von Prävalenz einer Erkrankung und ihrer Schweregradverteilung oder Folgeerkrankungen (Robert Koch-Institut, 2019; Vos et al., 2012)

Kosten in Höhe von 31,7 Mrd. Euro durch Ausfall an Bruttowertschöpfung (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2020).

### 1.1.2 **Risikofaktoren für Muskel-Skelett-Beschwerden bei der Arbeit**

Muskel-Skelett-Beschwerden schränken nicht nur bei der Arbeit ein, sondern werden häufig auch durch schlechte Arbeitsbedingungen begünstigt. Gerade Rückenbeschwerden entstehen oft durch problematische Tätigkeiten. Schon 1991 beschrieben Punnett et al., dass starke Abweichungen von der Neutralposition, wie Oberkörperflexion und Beugen oder Verdrehen zur Seite, mit der Entwicklung von Rückenbeschwerden assoziiert sind (Punnett et al., 1991). Dieser Zusammenhang wird besonders dann verstärkt, wenn mehrere dieser Faktoren vorliegen (Punnett et al., 1991). Auch der Grad und die Dauer von Flexion und Rotation während der Arbeit sind dabei entscheidend (Hoogendoorn et al., 2000). Steharbeit und Tätigkeiten, bei denen die Beschäftigten Ganzkörpervibrationen ausgesetzt sind, erhöhen ebenfalls die Wahrscheinlichkeit für Schmerzen im unteren Rücken. Die Prävalenz der Beschwerden steigt dabei mit der Dauer der Exposition an (Xu et al., 1997). Ein weiterer Faktor, der das Entstehen von Rückenbeschwerden begünstigt, ist das Heben von Lasten. Auch hier hat die Häufigkeit, mit der diese Tätigkeit verrichtet wird, und das Gewicht der Last einen Einfluss (Coenen et al., 2014; Hoogendoorn et al., 2000). Statische Haltungen stellen für Muskulatur und Sehnen ebenfalls eine Belastung dar (Kilbom et al., 1996). Zudem sind repetitive Aufgaben, bei denen dieselben Bewegungen über einen langen Zeitraum ausgeführt werden, ein Risikofaktor für Beschwerden des Muskel-Skelett-Systems (Kilbom et al., 1996).

Tätigkeiten mit den genannten Eigenschaften finden sich in verschiedenen Bereichen der Arbeitswelt wieder. Im Gesundheitssektor werden beispielsweise beim Umlagern von Patient:innen unnatürliche Körperhaltungen eingenommen und regelmäßig hohe Lasten bewegt (Andersen et al., 2019). Beim Steuern von Lastwagen, Traktoren, Baggern oder beim Bedienen von Bohrgeräten sind Beschäftigte beispielsweise in der Landwirtschaft und im Baugewerbe Vibrationen ausgesetzt (Bernard, 1997; Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2019b). In diesen Branchen sind zudem körperlich anstrengende Arbeiten und Arbeiten unter Zwangshaltungen häufig (Kilbom et al., 1996). Darüber hinaus schränken in der Industrie die Taktung der Arbeitsabläufe und die genauen Tätigkeitsvorgaben am Fließband mögliche Variabilität in der

Tätigkeitsausführung ein (Neumann et al., 2006). Das bedeutet, dass in einem wiederkehrenden Bewegungsmuster nur wenige Unterschiede zwischen den Wiederholungen zu erkennen sind, die Bewegung also sehr gleichförmig ausgeführt wird (Mathiassen, 2006). Dadurch können einzelne Strukturen auf Dauer verstärkt beansprucht werden (Hamill et al., 1999).

### 1.1.3 Ansätze zur Risikoreduktion

Um die negativen Folgen für Beschäftigte und die Gesellschaft zu reduzieren oder gar zu verhindern, wird schon lange versucht, die Risikofaktoren bei der Arbeit zu minimieren. Bereits 1996 schlugen Kilbom et al. vor, Arbeitsaufgaben weniger repetitiv zu gestalten beispielsweise durch den häufigeren und variableren Einbau von Pausen (Kilbom et al., 1996). Auch die Rotation der Arbeiter zu verschiedenen Aufgaben während eines Arbeitstages kann zu mehr Variation in der Tätigkeit führen. Dazu müssen allerdings häufig die Prozessabläufe eines Unternehmens verändert werden (Davis & Jorgensen, 2005; Kilbom et al., 1996). Dies ist leider nicht in allen Bereichen umsetzbar, sodass standardisierte Aufgaben mit kurzen Taktzeiten weiterhin oft von immer denselben Beschäftigten ausgeführt werden (Mathiassen, 2006; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Nicht nur die Veränderung der Arbeitsabläufe, sondern auch andere Gestaltungsmaßnahmen am Arbeitsplatz können das Risiko für Muskel-Skelett-Beschwerden reduzieren. Ein Ansatz dabei ist es, das Arbeiten möglichst nahe einer neutralen Körperhaltung zu ermöglichen (nahe der Neutralposition<sup>2</sup>), sodass es zu keinen extremen Bewegungen kommen muss (Kilbom et al., 1996). Eine Möglichkeit, um dies zu realisieren, ist das Anpassen der Arbeitshöhe (Faber et al., 2007), sodass Tätigkeiten nicht in Bodennähe oder über Kopf ausgeführt werden. Allerdings gibt es Arbeitsaufgaben wie z.B. das Entladen von Gitterboxen oder Fliesenlegen, wo eine Anpassung der Arbeitshöhe nur schwer oder gar nicht möglich ist. In solchen Fällen ist es von Vorteil, wenn die Arbeitenden regelmäßig zum Wechseln der Haltung angeregt werden (Kilbom et al., 1996).

Ein weiterer Ansatz, die Belastung der Beschäftigten zu reduzieren, ist es, bei der Lastenhandhabung das Gewicht zu verringern, welches umgesetzt wird. Gemäß der

---

<sup>2</sup> Als Neutralposition ist dabei die natürliche, aufrechte Körperhaltung zu verstehen. Diese ist gemäß der Neutral-0-Stellung definiert über eine „aufrechte, gerade Stellung, gestreckte Kniegelenke, Füße zeigen nach vorne, Arme parallel zum Rumpf, Ellbogen- und Handgelenke gestreckt, Handflächen in der Sagittalebene, Finger gestreckt [...]“ (Salis-Soglio, 2015, S. 2).

Lastenhandhabungsverordnung soll der Arbeitgeber anhand der Arbeitsumstände prüfen, ob eine mögliche Gefährdung des Beschäftigten vorliegt und wie diese verringert werden kann (§ 2 Absatz 2 LasthandhabV). Grenzwerte, wie hoch eine Last sein darf, nennt die Verordnung jedoch nicht. Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin empfiehlt eine individuelle Gefährdungsbeurteilung mithilfe der Leitmerkmalmethode zum Heben, Halten und Tragen von Lasten<sup>3</sup>. In die Beurteilung fließen hier das Gewicht der Last, die Häufigkeit, mit welcher sie umgesetzt wird, das Geschlecht der Arbeitenden und weitere Arbeitsumstände ein (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2019a). Faber et al. beschreiben jedoch, dass ergonomische Interventionen wie Anpassen der Arbeitshöhe und geringere Gewichte unter Umständen nicht die erhoffte Wirkung erzielen (Faber et al., 2007). In ihrer Studie reagierten die Probanden auf die veränderten Bedingungen mit anderen Hebetekniken, die den Effekt abschwächten (Faber et al., 2007).

Da auch eine bessere Hebeteknik die Last auf den unteren Rücken reduzieren soll, werden für Beschäftigte Schulungen zur ergonomischen Gestaltung der Lastenhandhabung empfohlen (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2019b). Solche Unterweisungen scheinen jedoch keinen langanhaltenden Effekt auf das Umsetzen dieser Techniken und damit auf das Entstehen von Rückenbeschwerden zu haben (Hignett, 2003). Und auch der tatsächliche Einfluss, den beispielsweise das Heben aus der Hocke zur Prävention von Rückenbeschwerden erzielt, ist umstritten (Anderson & Chaffin, 1986; Burgess-Limerick, 2003; van Dieën et al., 1999).

Arbeitsplätze, an denen die Last nicht ausreichend reduziert oder eine ergonomische Hebeteknik nur schwer umgesetzt werden kann, können mit Hilfsmitteln ausgestattet werden. So könnten Hebehilfen wie Krane und Lifte bei der Prävention von Rückenbeschwerden helfen (Andersen et al., 2014; Lavender et al., 2013).

## 1.2 Exoskelette als Ansatz zur Reduktion muskuloskelettaler Belastungen

Da die Lösungsansätze zur Begrenzung der körperlichen Belastung nicht an jeder Stelle sinnvoll umgesetzt werden können oder manchmal nicht ausreichend sind, stellt sich die

---

<sup>3</sup> Die Leitmerkmalmethode zur Beurteilung und Gestaltung von Belastungen beim manuellen Heben, Halten und Tragen von Lasten  $\geq 3\text{kg}$  dient der Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen am Arbeitsplatz. Sie verdeutlicht die „Wahrscheinlichkeit einer körperlichen Überbeanspruchung“ und zeigt ggf. Handlungsbedarf auf (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2019a, S. 11).

Frage, ob Exoskelette an diesen Stellen Lücken schließen und dazu beitragen können, dass Beschäftigte geringeren Belastungen ausgesetzt werden.

### 1.2.1 Funktionsweise von Exoskeletten

„Exoskelette sind am Körper getragene Assistenzsysteme, die mechanisch auf den Körper einwirken. Im beruflichen Kontext zielen sie darauf ab, Funktionen des Skelett- und Bewegungssystems bei körperlicher Arbeit zu unterstützen.“ (Steinhilber et al., 2020, S. 11). Dabei wird die Arbeitsaufgabe weiterhin von einem Menschen ausgeführt, der angemessen auf Veränderungen im Arbeitsablauf reagieren und Entscheidungen treffen kann, aber gleichzeitig von einem Gerät unterstützt wird (de Looze et al., 2016).

In der Regel sind diese Assistenzsysteme für stark beanspruchte Körperteile konzipiert, wie beispielsweise für die Arme bei Überkopfarbeiten oder für den ganzen Körper bei Lastenhandhabung. Auch für die Beine gibt es für stehende Tätigkeiten Exoskelette (de Looze et al., 2016). Sie werden dabei in aktive und passive Systeme unterschieden. Aktive Exoskelette besitzen einen oder mehrere Antriebe, welche eine Unterstützungsleistung hervorrufen (de Looze et al., 2016). Sie befinden sich für den beruflichen Einsatz jedoch zum Großteil noch in einem unausgereiften Zustand (Steinhilber et al., 2018). Die meisten aktiven Exoskelette sind bislang in der Rehabilitation im Einsatz und unterstützen Patient:innen mit Bewegungseinschränkungen (Kubota et al., 2019; Lerner et al., 2017). Beim Militär eingesetzte Exoskelette dienen vor allem dazu, die Leistung zu erhöhen, um zum Beispiel schwere Lasten tragen zu können (Lee et al., 2012; Schick, 2018). In der Industrie ist die Steigerung der Produktivität nicht das primäre Ziel, vielmehr geht es beim Einsatz von Exoskeletten darum, bei belastenden Arbeitsaufgaben zu unterstützen und zur Prävention von gesundheitlichen Beschwerden beizutragen (Schick, 2018). Dafür werden in diesem Bereich bislang überwiegend passive Exoskelette pilotiert. Diese kommen ohne Motoren aus und verwenden für ihre unterstützende Wirkung elastische Materialien in Form von Bändern oder Federn (de Looze et al., 2016). Bei der Nutzung solcher Exoskelette wird Energie durch die dabei gedehnten, elastischen Komponenten gespeichert und bei der gegenläufigen Bewegung oder beim statischen Halten einer Position wieder an die Beschäftigten abgegeben (de Looze et al., 2016).

### 1.2.2 Stand der Forschung zu Exoskeletten

Es lässt sich bislang noch keine Aussage darüber treffen, ob passive Exoskelette tatsächlich zur Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen beitragen. Die meisten Studien zu Exoskeletten wurden bisher in Laborumgebungen mit jungen, gesunden, männlichen Probanden durchgeführt, wobei die Exoskelette nur über einen kurzen Zeitraum getragen wurden (Steinhilber et al., 2020).

Es zeigte sich bei der Nutzung verschiedener Exoskelette für den Rumpf eine Reduktion der Muskelaktivität in einigen Muskelpartien. Abdoli-Eramaki et al. konnten für das „personal lift assist device“ (PLAD) eine Reduktion der Aktivität des Musculus (M.) erector spinae von 14,4% im lumbalen und 27,6% im thorakalen Anteil messen (Abdoli-Eramaki et al., 2006). Auch unter verschiedenen Hebetechiken wurde dieser Unterschied bei der Nutzung des PLADs festgestellt (Frost et al., 2009). Bei anderen Exoskeletten konnte ebenfalls eine Reduktion der Aktivität der Rückenmuskulatur für den Einsatz bei Hebevorgängen aufgezeigt werden (Alemi et al., 2020). Außerdem beschrieben Frost et al. zusätzlich eine Reduktion der Aktivität in der Oberschenkelmuskulatur beim Heben mit gestreckten Beinen (Frost et al., 2009).

Exoskelette können darüber hinaus bei beruflichen Tätigkeiten mit statischer Körperhaltung zum Einsatz kommen, die z.B. ein Vorbeugen des Oberkörpers erfordern. Hier deutet eine Studie von Bosch und Kollegen (2016) darauf hin, dass die Muskelaktivität um 44% beziehungsweise um 24% des M. erector spinae iliocostalis bzw. des M. biceps femoris reduziert werden kann (Bosch et al., 2016).

Das Laevo<sup>®</sup> Exoskelett, welches im Rahmen der vorliegenden Dissertationsschrift verwendet wurde und in Kapitel 2.5 genauer beschrieben ist, führte bei beruflichen Tätigkeiten in früheren Studien ebenfalls zu einer Reduktion der Aktivität in der Rückenmuskulatur (Alemi et al., 2020; Bosch et al., 2016). Das Laevo<sup>®</sup> verteilt laut Hersteller die Last vom Rücken auf die Beine um und ist dem Prinzip nachempfunden, den Rücken zu entlasten, indem man sich mit den Händen auf dem Oberschenkel abstützt (Laevo, o. D.). Kingma et al. zeigten in einer Studie zu verschiedenen Hebetechiken, dass dieses Aufstützen mit dem Arm die Momente im Gelenk zwischen Lendenwirbelkörper fünf und Sakrum um 17% bis 25% reduzieren kann (Kingma et al., 2016). Koopmann et al. bestätigten, dass bei Verwendung des Laevo<sup>®</sup> eine Abnahme von 15% bis 20% möglich ist (Koopman et al., 2019).



Zusätzlich trat bei Verwendung eines PLADs bei Hebevorgängen weniger Ermüdung in der untersuchten Rückenmuskulatur auf (Godwin et al., 2009; Lotz et al., 2009). Die Probandinnen empfanden die 45-minütige Hebeaufgabe mit dem PLAD als weniger anstrengend (Lotz et al., 2009) und auch bei einer Studie zum Laevo<sup>®</sup> wurde unter Verwendung des Exoskeletts das statische Vorbeugen als weniger schwierig empfunden (Baltrusch et al., 2018). Die geringere Ermüdung und subjektive Belastungsreduktion mit dem Exoskelett stimmen mit einem größeren Durchhaltevermögen bei statischen Haltungen überein (Bosch et al., 2016).

Oftmals berichten Probanden über weniger Beschwerden in dem Bereich, den das Exoskelett entlasten soll. Beispielsweise zeigten sich bei Verwendung des Laevo<sup>®</sup> weniger akute Beschwerden im Rücken (Bosch et al., 2016). In einer Studie zum Vergleich dreier Exoskelette für die obere Extremität traten weniger Beschwerden im Oberarm auf (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019).

Untersuchungen zur Auswirkung auf das Herz-Kreislaufsystem konnten bei Verwendung eines Exoskeletts keinen Unterschied der Herzfrequenz zur Tätigkeit ohne das Exoskelett ermitteln (Frost et al., 2009; Godwin et al., 2009). Die metabolischen Kosten, gemessen als indirekte Kalorimetrie über eine Atemgasanalyse, waren für Hebevorgänge mit dem Laevo<sup>®</sup> jedoch um bis zu 17% reduziert (Baltrusch et al., 2019). Auch bei Alemi et al. zeigte sich mit dem Exoskelett ein geringerer Energieaufwand (Alemi et al., 2020).

Während bestimmte Muskelpartien bei Verwendung von Exoskeletten weniger aktiv sind, kann die Aktivität in anderen Bereichen steigen. Es zeigte sich sowohl beim Laevo<sup>®</sup> als auch beim PLAD eine erhöhte Aktivität der Bauchmuskulatur (Baltrusch et al., 2019; Frost et al., 2009). Und auch bei der Verwendung eines Exoskeletts zur Unterstützung der oberen Extremität gaben die Versuchspersonen mehr Beschwerden im unteren Rücken an (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019). Weiterhin können die metabolischen Kosten bei manchen Tätigkeiten mit dem Exoskelett, wie zum Beispiel dem Gehen, ansteigen (Baltrusch et al., 2019). Das Laevo<sup>®</sup> ist demnach nicht in jedem Bereich sinnvoll einzusetzen und kann auch eine verlangsamte Arbeitsausführung bedingen und dazu führen, dass Arbeitsaufgaben als schwieriger eingeschätzt werden (Baltrusch et al., 2018). Es ist also notwendig, zu beurteilen, für welche Aufgaben das Exoskelett eher hinderlich als hilfreich sein kann.

Aufgaben, die eine große Bewegungsfreiheit benötigen, zählen möglicherweise zu ersteren. Bei Testungen erster Versionen des PLADs gaben die Probanden an, in ihren Bewegungen eingeschränkt zu sein (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Godwin et al., 2009). Dieser subjektive Eindruck bestätigte sich bei Testung des Laevo<sup>®</sup>. Die Probanden zeigten während einer Hebeaufgabe eine geringere „Range of Motion“, also eine geringere Bewegungsamplitude (Baltrusch et al., 2019). Ob diese Einschränkungen auch bei weiterentwickelten Versionen der Exoskelette bestehen, bleibt abzuwarten.

Häufig empfanden die Probanden die Kontaktstellen zwischen Körper und Exoskelett als unangenehm. Beim PLAD wurden vor allem die Knie- und Schultergurte als störend empfunden (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Godwin et al., 2009). Das Laevo<sup>®</sup> erhöht mit seinen Auflageflächen an Brust und Oberschenkelvorderseite in diesen Bereichen das Beschwerdeempfinden (Baltrusch et al., 2018; Bosch et al., 2016).

Ein weiterer Aspekt, den es zu bedenken gilt, ist unabhängig von den physiologischen Parametern daher die Nutzerakzeptanz. Beim PLAD gaben nur 30% der Probanden an, dass sie das Exoskelett für Hebetätigkeiten einsetzen würden (Abdoli-Eramaki et al., 2006). In einer späteren Studie waren es dagegen 58% (Godwin et al., 2009). Auf Grundlage der Rückmeldungen, an welchen Kontaktstellen des Laevo<sup>®</sup> als unangenehm empfunden wurde, konnten die Hersteller das Exoskelett bereits weiterentwickeln und so mehr Freiheitsgrade der Bewegung ermöglichen (Bosch et al., 2016). Auch die Unterstützungsleistung ließ sich bei früheren Versionen beispielsweise für das Gehen noch nicht abschalten (Laevo, 2018a).

Die Wirkung von Exoskeletten wurde in den meisten Studien bislang nur für ihre Hauptfunktionsebene, das bedeutet bei einer frontalen Arbeitsausrichtung, untersucht (Baltrusch et al., 2019). Es ist daher noch weitgehend unklar, wie sich die Unterstützung bei anderen Oberkörperausrichtungen auswirkt.

Zusätzlich gibt es Hinweise, dass veränderte Bewegungsmuster mit Exoskeletten auftreten können. Mit dem Laevo<sup>®</sup> gingen die Probanden beim Heben zum Beispiel weniger in die Hocke (Baltrusch et al., 2019) und auch bei einer vorgebeugten Haltung wurden die Knie vermehrt durchgestreckt (Bosch et al., 2016). Beim PLAD beugten die Probanden die Knie beim Heben dagegen stärker (Sadler et al., 2011). Frost et al. konnten mit dem PLAD Unterschiede in der Aktivität der Oberschenkelmuskulatur bei verschiedenen Hebetechniken messen (Frost et al., 2009). Die Auswirkungen des

Exoskeletts auf den Körper könnten daher auch vom Verhalten des Individuums und damit zum Beispiel von der angewandten Hebetchnik abhängen.

### 1.3 Exoskelette und Bewegungsvervariabilität

In früheren Studien haben sich Einschränkungen der Bewegungsfreiheit sowie geänderte Bewegungsmuster bei Nutzung von Exoskeletten gezeigt (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Baltrusch et al., 2019). In diesem Zusammenhang ist bislang unklar, ob die Verwendung von Exoskeletten auch einen Einfluss auf die Bewegungsvervariabilität hat.

Die Bewegungsvervariabilität beschreibt den Unterschied im Bewegungsmuster einer wiederkehrenden Bewegung, also beispielsweise einer repetitiven Arbeitsaufgabe. Sowohl kinematische Parameter als auch die Muskelaktivität beziehungsweise die Rekrutierungsmuster von Muskelregionen können zur Beurteilung der Variabilität herangezogen werden (Srinivasan & Mathiassen, 2012).

Während Variabilität im Bewegungsablauf früher als störend betrachtet wurde, werden heute auch Vorteile dieses Phänomens beleuchtet (Latash, 2012; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Ein Bewegungssystem mit genug Variabilität kann auf Störungen von außerhalb in entsprechendem Maße reagieren, ohne das Endergebnis zu verändern. Bei zu großer Variabilität kann es dagegen als störungsanfälliger betrachtet werden, da es sich zu sehr von der eigentlichen Bewegungsausführung abbringen lässt (Stergiou et al., 2006). Eine andere Betrachtungsweise nach der Darstellung von Stergiou et al. legt den Fokus auf eine zu geringe Bewegungsvervariabilität. Hier scheint das System zu starr, um auf Veränderungen angemessen zu reagieren (Stergiou et al., 2006). Vor allem aber bedingt eine zu gleichförmige Bewegung auch das Belasten der immer selben Strukturen. Henneman et al. zeigten 1965, dass Muskelfasern in einer bestimmten Abfolge rekrutiert werden (Henneman et al., 1965). Gewisse Fasern werden schon bei einem niedrigen Schwellenwert aktiviert, während andere, meist größere Muskelfasern erst später hinzukommen. Die kleinen Typ I Fasern, die zuerst rekrutiert werden, bleiben außerdem auch am längsten aktiv, nämlich bis der Muskel relaxiert (Kadefors et al., 1999). Auf dieser Abfolge der Rekrutierung beruht die sogenannte Cinderella-Hypothese (Hägg, 1991). Als Cinderella-Fasern sind dabei die Muskelfasern zu verstehen, die zuerst rekrutiert werden und damit auch am längsten aktiv bleiben (Hägg, 1991). Visser und van Dieën nennen als Erklärungsansätze, warum die Typ I Fasern durch dieses Rekrutierungsmuster Schaden tragen können, unter anderem die Calcium-Ionen-

Ansammlung sowie eine verringerte Blutversorgung bei dauerhafter Aktivität (Visser & van Dieën, 2006). Es wird angenommen, dass auch Strukturen wie Sehnen und Bänder bei sehr gleichförmigen Bewegungen auf Dauer Verletzungen durch Überbeanspruchung davon tragen können (Hamill et al., 1999; Pollard et al., 2005).

Es hat sich gezeigt, dass Personen mit chronischen Schmerzen eine geringer ausgeprägte Bewegungsvariabilität aufweisen (Madeleine et al., 2008; Seay et al., 2011), beispielsweise in einer Untersuchung von Falla et al. zur Variabilität der Muskelaktivität während einer Hebeaufgabe bei Personen mit Rückenbeschwerden (Falla et al., 2014). Ob die verringerte Variabilität schon vor Beginn der Schmerzen über einen längeren Zeitraum bestand und damit ursächlich für die Beschwerden sein könnte, ist nicht abschließend geklärt (Hamill et al., 2012). Falla et al. nehmen jedoch an, dass diese verminderte Variabilität eine Bedeutung für das Entstehen und auch wiederholte Auftreten von Rückenschmerzen haben könnte (Falla et al., 2014). Auch Kilbom und Persson treffen die Annahme, dass Beschäftigte, die ihre Arbeit mit wechselnden Bewegungsmustern ausführen, seltener an Muskel-Skelett-Erkrankungen leiden (Kilbom & Persson, 1987).

Während langfristige Betrachtungen zu Bewegungsvariabilität und Entstehung von Beschwerden noch ausstehen, wurde der Zusammenhang mit Ermüdung der Muskulatur bereits aufgezeigt. In einer statischen Aufgabe zeigten Probanden mit größerer Variation in den Aktivierungsmustern des Musculus trapezius ein höheres Durchhaltevermögen (Farina et al., 2008). Auch bei Hebevorgängen zeigte sich eine größere Ausdauer für den Musculus erector spinae (van Dieën et al., 1993) und weniger Anzeichen von Ermüdung der Muskulatur (Falla et al., 2014). Ob es möglich ist, durch ein gewisses Maß an Bewegungsvariabilität Muskel-Skelett-Beschwerden aufgrund von repetitiven Tätigkeiten zu verhindern und wie viel Variabilität nötig ist, bleibt zu ermitteln. Für uns stellt sich daher zunächst die Frage, ob die Verwendung von Exoskeletten durch die verringerte Bewegungsfreiheit und das Tragen eines Fremdkörpers zu einer geringeren Bewegungsvariabilität des Rumpfes bei Hebetätigkeiten führt.

#### **1.4 Haltung der Wirbelsäule**

Exoskelette wurden bisher besonders bezüglich ihrer Auswirkung auf die Muskelaktivität und auf das Beschwerdeempfinden untersucht. Wie in Kapitel 1.1.2 beschrieben, gilt aber auch eine unnatürliche Arbeitshaltung als ein Risikofaktor für Muskel-Skelett-

Beschwerden (Punnett et al., 1991). Dementsprechend empfiehlt die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) in ihrer Bewertung physischer Belastungen, beim Vorneigen auf eine geringe Krümmung der Brustwirbelsäule zu achten beziehungsweise möglichst wenig von der Haltung der aufrechten Position abzuweichen (Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, 2015). Laut Briggs et al. ist eine Hyperkyphose der Brustwirbelsäule durch erhöhte Kompressions- und Scherkräfte mit beschleunigter Degeneration assoziiert (Briggs et al., 2007). Ähnliche Aussagen wurden für die Lendenwirbelsäule getroffen: mit steigender Abweichung von der optimalen Lendenlordose werden Strukturen wie Bandscheiben und Facettengelenke stärker belastet (Jentzsch et al., 2017; Murray et al., 2017). Ebenso kann während Hebevorgängen ein veränderter Lordosewinkel dazu führen, dass die Belastung auf Bänder und die Rückenmuskulatur umverteilt wird (Maduri et al., 2008).

Tatsächlich gibt es Exoskelette, die mit ihrer Förderung der ergonomischen Haltung beworben werden. Das SoftExo<sup>®</sup> der Firma HUNIC ist ein Exoskelett, welches die Haltung verbessern und eine ergonomische Hebetchnik begünstigen soll (HUNIC, 2020). Auch für das Laevo<sup>®</sup> gibt es die Annahme, dass es Anwendenden zu einem verbesserten Haltungsempfinden verhilft (Iturri, 2017). Das PLAD und das SPEXOR<sup>®</sup> Exoskelett zur Rückenunterstützung wurden bereits hinsichtlich ihrer Auswirkung auf die Lendenlordose untersucht (Frost et al., 2009; Koopman et al., 2020). Dabei zeigte sich für das SPEXOR<sup>®</sup> eine reduzierte Lumbalflexion bei einer statischen und einer Hebeaufgabe, während sich beim PLAD kein Unterschied der Lendenlordose zeigte (Frost et al., 2009; Koopman et al., 2020).

Es ist bislang noch unklar, wie sich die Anwendung von Exoskeletten bei beruflichen Tätigkeiten auf die Haltung der Wirbelsäule auswirkt.

## 1.5 Ziel der Arbeit

Bevor Exoskelette in der Arbeitswelt breiter eingesetzt werden, muss überprüft werden, ob neben den positiven Effekten auch Veränderungen auftreten, die gesundheitliche Gefährdungen nach sich ziehen können. Daher sollen in dieser Dissertationsschrift folgende Fragestellungen zu einem passiven, rückenunterstützenden Exoskelett (Laevo<sup>®</sup>) in einem explorativen Ansatz untersucht werden:

Primäre Fragestellungen:

1. Nimmt die Bewegungsvariabilität der Wirbelsäule unter Verwendung des Exoskeletts bei einer repetitiven Hebeaufgabe ab?<sup>4</sup>
2. Wird die Haltung der Wirbelsäule bei Verwendung des Exoskeletts verändert?  
Diese Frage soll sowohl für einen repetitiven Hebevorgang<sup>5</sup> als auch für eine Tätigkeit mit statischer Oberkörperverneigung<sup>6</sup> untersucht werden.

Sekundäre Fragestellung:

Hängen Bewegungsvariabilität und Wirbelsäulenhaltung von der Oberkörperausrichtung und bei der repetitiven Hebeaufgabe außerdem von der Hebetechnik ab?

---

<sup>4</sup> Diese Frage wurde bereits in Rimmele et. al (2023) betrachtet. Die Daten wurden hier in einer weniger detaillierten Auswertung publiziert. Es wurde lediglich der Einfluss des Exoskeletts auf die Bewegungsvariabilität sowie die Interaktion von Exoskelett und Hebetechnik betrachtet. Eine mögliche Interaktion von Exoskelett und Oberkörperausrichtung sowie eine Dreifachinteraktion von Exoskelett, Hebetechnik und Oberkörperausrichtung wurden dagegen nicht berücksichtigt. Eine dahingehend detailliertere Darstellung findet sich in dieser Dissertationsschrift. Aufgrund der erhöhten Anzahl an unabhängigen Variablen, ergeben sich leicht abweichende Werte zu Rimmele et al. (2023).

<sup>5</sup> Daten zur Haltung der Wirbelsäule während der repetitiven Hebevorgänge wurden schon in Luger et al. (2021) publiziert. Auch diese Fragestellung wird in meiner Dissertationsschrift in deutlich detaillierterem Maß analysiert. Hier werden zusätzlich zum Einfluss des Exoskeletts und der Interaktion von Exoskelett und Hebetechnik auch der Einfluss von Exoskelett und Oberkörperausrichtung sowie die Interaktion der drei unabhängigen Variablen betrachtet. Darüber hinaus werden zusätzlich die minimalen und maximalen Datenwerte berücksichtigt, sodass auch in diesem Fall die aufgeführten Werte nicht identisch sind.

<sup>6</sup> In Bär et al. (2022a) wurde die Frage behandelt, wie die Nutzung des Exoskeletts die Haltung der Wirbelsäule während der Tätigkeit mit statischer Oberkörperverneigung beeinflusst. Die publizierten Daten sind auch hier weniger ausführlich als in der vorliegenden Arbeit, wo abermals die Minimum-, Median- und Maximum-Werte Beachtung finden.

## 2 Methodik

### 2.1 Studiendesign

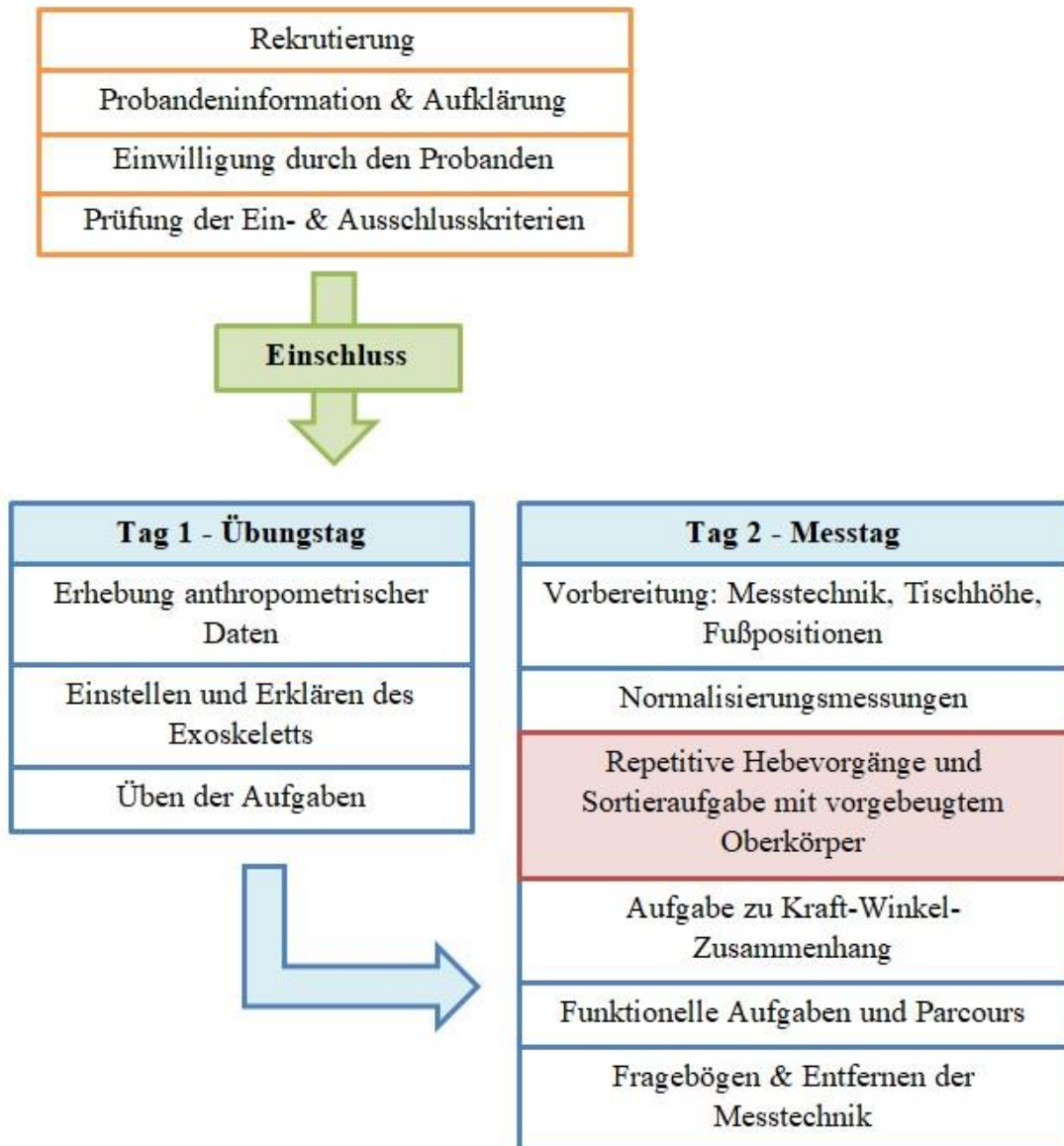


Abbildung 1: Studiendesign

### 2.2 Ethikvotum

Eine Genehmigung der Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät der Eberhard Karls Universität und am Universitätsklinikum Tübingen liegt vor (Projektnummer 617/2018BO2).

### 2.3 Gesamtstudie

Im Rahmen der ADVANCE-Studie, deren Datenerhebung von Januar bis April 2019 am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen stattfand, wurde ein passives Oberkörper-Exoskelett umfassend auf seine Auswirkungen auf den Körper des Nutzers und auf die Ausführung der Arbeitstätigkeit untersucht. Dafür wurde die Muskelaktivität verschiedener Muskeln an Oberkörper und Beinen sowie die Herzfrequenz aufgezeichnet. Lagesensoren an Rücken und Beinen wurden zur Analyse der Körperhaltung der Probanden eingesetzt. Zur Modellierung von auf die Gelenke wirkenden Kräften wurde ein Teil der Aufgaben auf einer Kraftmessplatte durchgeführt und für spätere Berechnungen wurden die Körpersegmente der Probanden vermessen. Bei einigen Versuchen wurde die benötigte Zeit gestoppt. Im Anschluss an die Aufgaben beantworteten die Probanden Fragen zum Tragekomfort des Exoskeletts, zu körperlichen Beschwerden sowie zur Schwierigkeit der durchgeführten Aufgaben.

Die Probanden führten insgesamt drei Aufgabenblöcke je einmal mit und einmal ohne das Oberkörper-Exoskelett in randomisierter Reihenfolge aus. Der erste Aufgabenblock beinhaltete eine Sortieraufgabe mit statischer Oberkörperverneigung und eine repetitive Hebeaufgabe, deren Ablauf im Kapitel 2.7 genauer beschrieben wird.

Im zweiten Aufgabenblock beugten die Probanden ihren Oberkörper unter Flexion der Hüfte bis zu verschiedenen Neigungswinkeln nach vorne und richteten sich anschließend wieder auf. Diese Aufgabe führten sie mit verschiedenen Gewichten in den Händen aus. Die Analysen sollen den Zusammenhang zwischen dem Grad der Oberkörperverneigung und Kräften, die auf das Kniegelenk wirken, darstellen.

Der dritte und letzte Aufgabenblock beinhaltete zwei funktionelle Tests, Treppensteigen und den Timed-up-and-go-Test sowie das Absolvieren eines Parcours mit drei Stationen, die häufigen Bewegungen im Arbeitsalltag nachempfunden waren. Sie beinhalteten das Umsetzen von Lasten auf Paletten, Schrauben in vorgebeugter Haltung und schräges Heben von Lasten aus einer Gitterbox.

Für die vorliegende Dissertationsschrift wurden ausschließlich Daten des ersten Aufgabenblocks (Sortieraufgabe mit statischer Oberkörperverneigung und repetitive Hebeaufgabe) verwendet.



Weitere Abschlussarbeiten, die im Rahmen der ADVANCE-Studie verfasst werden bzw. bereits fertiggestellt wurden:

- ❖ Dr. cand. sc. hum. Mona Bär im Rahmen einer kumulativen Dissertation: „Einfluss eines passiven Exoskeletts zur Rückenunterstützung auf die körperliche Belastung“
- ❖ B. A. Gianluca Caputo: „Einfluss eines passiven Exoskeletts zur Rückenunterstützung auf die Muskelaktivität am Beispiel einer Sortieraufgabe in vorgebeugter Körperhaltung“
- ❖ B. A. Sylvia Weymann: „Muskuläre Aktivität beim Tragen eines passiven Exoskeletts zur Unterstützung des unteren Rückens bei beruflichen Hebevorgängen“
- ❖ Stefanie Lorenz (Zulassungsarbeit im Rahmen des Lehramtsstudiums): „Einfluss eines passiven Exoskeletts zur Unterstützung beruflicher Hebe- und Beugevorgänge auf die Herzkreislaufbeanspruchung sowie Aspekte der körperlichen Funktionsfähigkeit“
- ❖ M. A. Saskia Kuhn: „Modellierung muskulärer Beanspruchung des M. erector spinae beim Tragen eines passiven Exoskeletts zur Unterstützung des unteren Rückens“

## 2.4 Das Probandenkollektiv

Für die Durchführung der Studie wurden 36 männliche Probanden im Alter von 18 bis 40 Jahren über eine von der Eberhard Karls Universität Tübingen genehmigte Rundmail rekrutiert.

Das Durchschnittsalter der Probanden lag bei 25,9 Jahren (SD 4,6 Jahre). Die durchschnittliche Körpergröße betrug 1,78 m (SD 0,06 m) und das Durchschnittsgewicht 73,5 kg (SD 8,9 kg). Es wurde eine junge, gesunde Stichprobe rekrutiert, da bislang noch wenig über die Wirkung von Exoskeletten bekannt ist und ein Alterseffekt nicht ausgeschlossen werden kann. Es ist auch unklar, ob es Effekte aufgrund des Geschlechts, z. B. bedingt durch die unterschiedliche Anthropometrie, gibt. Diese lagen, wie auch die möglichen Alterseffekte, nicht im Fokus dieses Forschungsprojekts.

Ausschlusskriterien für die Teilnahme beinhalteten

- ❖ Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates wie
  - Plegien,

- Bewegungseinschränkungen der Gelenke über die Hälfte des normalen Bewegungsumfanges,
- Schwere Muskelkontraktionen,
- ❖ Sensibilitätsstörungen,
- ❖ Muskel-, Gefäß oder Herzerkrankungen,
- ❖ Akute Beschwerden oder Schmerzen,
- ❖ Systemische Erkrankungen wie
  - Diabetes mellitus,
  - Parkinson,
  - Symptomatische sensorische oder motorische Polyneuropathien,
- ❖ Krankheit durch Alkohol oder
- ❖ Einen BMI von  $> 30 \text{ kg/m}^2$ .

Des Weiteren wurde von den Versuchsleitern untersucht, ob folgende Kriterien von den Probanden erfüllt wurden:

- ❖ Hüftextension über Neutral-Null-Stellung möglich,
- ❖ Kniestreckung über Neutral-Null-Stellung möglich,
- ❖ Beugung des oberen Sprunggelenkes bis  $10^\circ$  über Neutral-Null-Stellung möglich,
- ❖ Stellung der Lendenwirbelsäule im Normalbereich (kein Vorliegen extremer Skoliosen) und
- ❖ Systolischer Blutdruck zwischen 100 und 139 mmHg.

## 2.5 Das passive Exoskelett Laevo<sup>®</sup> zur Rückenunterstützung

Das untersuchte Exoskelett der Firma Laevo<sup>®</sup> (Modell, V2.56, Delft, Niederlande) ist ein passives Exoskelett für den Oberkörper zur Unterstützung des Rückens bei Hebevorgängen oder bei Arbeit in vorgebeugter Haltung mit einem Eigengewicht von 2,8 kg (s. Abb. 2). Es soll sowohl zur Vermeidung von Beschwerden eingesetzt werden als auch bei bereits bestehenden Beschwerden des Rückens (Laevo, 2018b).

Laut Herstellerangaben „reduziert [das Gerät] die Kräfte im unteren Rücken beim Beugen“ (Laevo, 2018b, S. 5).

Das Laevo<sup>®</sup> besteht aus drei Auflageflächen (Laevo, 2018c): Beinschalen, die mittig auf den Oberschenkeln platziert werden, einer gepolsterten Fläche mittig auf der Brust und einem Gurt an der Hüfte, der auch das Gesäß umfasst. Zwischen den Auflageflächen an

den Oberschenkeln und an der Brust besteht eine Verbindung aus einem Metallgestänge. Die Stangen des Oberkörpers, als Torso-Gurte bezeichnet, treffen sich mit den Stangen der Beinschalen in einem Gelenk auf Höhe der Hüfte. Dieses Gelenk, das sogenannte Smartjoint, ermöglicht das Vorbeugen und ist für die Unterstützungsleistung verantwortlich. Im Smartjoint befindet sich eine Feder, die beim Vorbeugen gedehnt wird und beim Aufrichten die gespeicherte Energie wieder abgibt (Baltrusch et al., 2018).

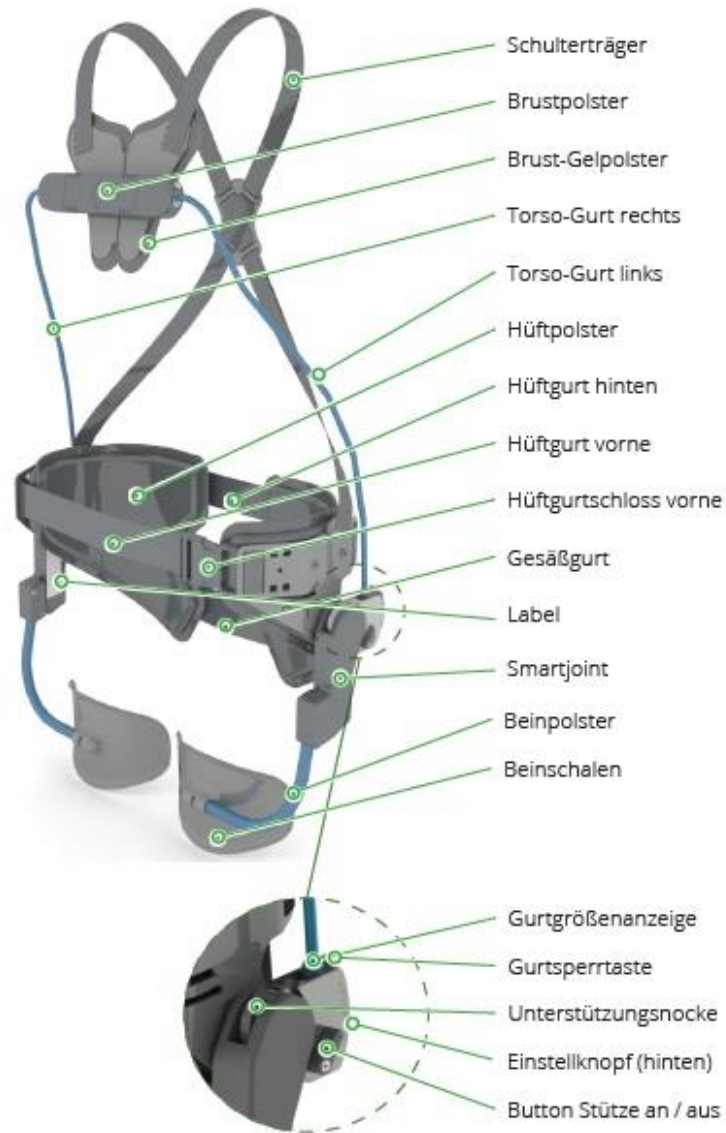


Abbildung 2: Laevo® V2.56 (Laevo, 2018b, S. 3) – Veröffentlichung mit freundlicher Genehmigung von Laevo B. V.

Das Smartjoint sollte dafür möglichst am Drehpunkt der Hüfte sitzen. Dazu wird der Trochanter major des Oberschenkelknochens palpirt und das Gelenk auf dessen Höhe platziert. Der Sitz kann dabei über das Verkürzen bzw. Verlängern der Schulterträger angepasst werden (Laevo, 2018c). Diese tragen keine Last, sondern sorgen lediglich für

einen besseren Sitz (Baltrusch et al., 2018). Am Smartjoint kann auch der Unterstützungswinkel verändert werden, damit das Brustpolster im aufrechten Stand ohne Druck aufliegt (Laevo, 2018c). Außerdem lässt sich am Smartjoint die Unterstützungsleistung durch das Betätigen eines Hebels abschalten, sodass Anwendende für Tätigkeiten wie Gehen oder Treppensteigen keinen Widerstand durch das Laevo<sup>®</sup> erfahren (Laevo, 2018c). Um das Exoskelett auf den Körperbau passend einzustellen, lässt sich die Länge des Gestänges am Smartjoint um etwa 2 cm variieren. Für einen größeren Spielraum können die Torso-Gurte gegen Stangen mit anderen Längen ausgetauscht werden. So kann das Laevo<sup>®</sup> von Personen mit einer Körpergröße von 156 cm bis 196 cm getragen werden (Laevo, 2018b). Auch der Abstand der Stangen zum Körper lässt sich am Brustpolster in drei Stufen verändern, sodass sie besonders beim Drehen des Oberkörpers nicht am Torso oder den Armen reiben (Laevo, 2018c). Das Laevo<sup>®</sup> wird bereits in verschiedenen Unternehmen auf freiwilliger Basis der Mitarbeitenden erprobt und ist auf dem Markt erhältlich (Baltrusch et al., 2018; Hensel & Keil, 2018).

## **2.6 Ablauf der experimentellen Untersuchung**

### **2.6.1 Übungstag**

Am Eingewöhnungstermin erfolgte zunächst die schriftliche Aufklärung der Probanden zum Studienablauf, den Risiken sowie zum Umgang mit den erhobenen Daten. Nach der Einwilligung durch die Probanden wurden die Ein- und Ausschlusskriterien geprüft und mit dem Nordischen Fragebogen Daten zu Muskel-Skelett-Beschwerden, beruflicher Tätigkeit und sportlicher Aktivität der Probanden erhoben. In einem weiteren Schritt wurden die Körpersegmente der Probanden vermessen.

Danach wurden die Probanden mit dem Exoskelett vertraut gemacht. Dazu wurde das Laevo<sup>®</sup> auf den Körperbau der Probanden passend eingestellt und diesen die Nutzung erläutert. Nach anschließender Erklärung der Versuche übten die Probanden die Aufgaben der drei Aufgabenblöcke, bis sie sich in deren Ablauf sicher fühlten und keine Fragen mehr bestanden. Diese Gewöhnung an einem separaten Tag ist selbst bei einfachen beruflichen Tätigkeiten wichtig, um die Belastungs- und Beanspruchungsparameter nicht zu überschätzen (Luger et al., 2019). Während dieser Übungsphase

trugen die Probanden das Exoskelett, um sich auch an die Funktionsweise und das Tragegefühl zu gewöhnen.

Außerdem wurden den Probanden am Übungstag die Fragebögen zu Beschwerden, Tragekomfort und Belastung sowie die dazugehörigen Skalen präsentiert, die ihnen am Messtermin wieder begegneten. Insgesamt dauerte dieser Übungstermin etwa eine Stunde. Der Messtermin fand am Tag nach dem Übungstag oder mit maximal drei Tagen Abstand zum Übungstag statt.

### **2.6.2 Messtag**

Am Messtag erkundigten sich die Versuchsleitenden zunächst bei den Probanden, ob seit dem Übungstermin Beschwerden aufgetreten waren. War dies nicht der Fall, wurde mit der Vorbereitung für die Messung begonnen. Dies nahm etwa eine Stunde in Anspruch und bestand aus dem Ausstatten der Probanden mit der benötigten Messtechnik (s. Kapitel 2.8) und dem Einstellen der richtigen Arbeitshöhe sowie dem Markieren der Fußpositionen für die Aufgaben auf der Kraftmessplatte (s. Abb. 4).

Im Anschluss daran fand die Normalisierungsmessung (s. Kapitel 2.8.4) statt, wofür circa 30 Minuten benötigt wurden. Nun begann der erste, 60 Minuten dauernde Aufgabenblock. Nach einer fünfminütigen Pause schloss sich Aufgabenblock II (siehe Kapitel 2.3) mit einer Dauer von 30 Minuten an. Nach einer erneuten Pause von fünf Minuten wurde der dritte Aufgabenblock (siehe Kapitel 2.3), der ebenfalls 30 Minuten in Anspruch nahm, absolviert.

Am Ende der Versuche wurde die Messtechnik von den Probanden entfernt und diese füllten noch einige abschließende Fragebögen aus.

Die Gesamtdauer des Versuchstags lag damit bei etwa vier Stunden. Für den Übungstag und den Messtermin erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung von insgesamt 45 Euro.

### **2.7 Ablauf der Aufgaben**

Die in dieser Arbeit betrachteten Aufgaben des Aufgabenblocks I sind in repetitive Hebevorgänge und Sortieraufgaben mit vorgebeugtem Oberkörper untergliedert, wobei deren Reihenfolge nicht komplett getrennt war. Auf eine Bedingung der Hebeaufgabe konnte eine Bedingung der Sortieraufgabe und auf diese auch wieder ein Hebevorgang folgen. Die Reihenfolge war dabei randomisiert.

Alle Aufgaben fanden in einer für die Studie entwickelten Simulationsumgebung statt. Dazu gehörte eine höhenverstellbare Plattform, die an die Körpergrößen der Probanden angepasst werden konnte, damit alle experimentellen Aufgaben bei relativ betrachtet gleicher Körperhaltung durchgeführt werden konnten (s. Abb. 3)

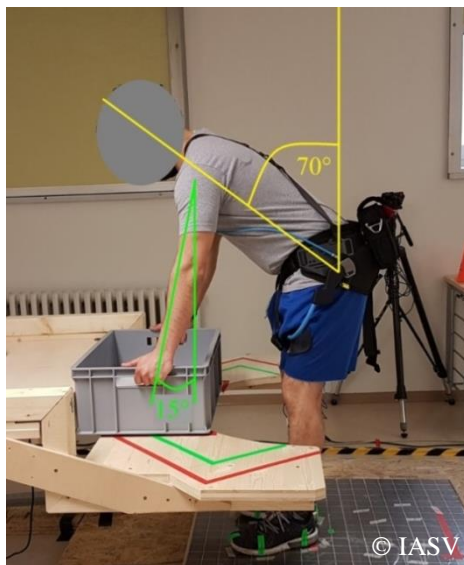
### **2.7.1 Randomisierung**

Der Aufgabenblock I bestand mit seinen Hebevorgängen und Sortieraufgaben aus insgesamt sechs Bedingungen (s. Kapitel 2.7.2 und 2.7.3). Um einen Effekt ihrer Reihenfolge zu begrenzen, wurde zur Randomisierung der Abfolge ein Single Williams Design angewandt. So ergaben sich sechs verschiedene Abfolgen (Bate & Jones, 2006). Die Reihenfolge der drei Oberkörperausrichtungen wurde mit einem Double Williams Design randomisiert, sodass sich auch hier sechs mögliche Reihenfolgen ergaben (Bate & Jones, 2006).

Die Abfolge der Bedingungen „mit Exoskelett“ und „ohne Exoskelett“ sowie die Körperseite, rechts oder links, auf der die Elektroden der Oberflächen-Elektromyographie (s. Kapitel 2.8.2) angebracht wurden, wurden ausgelost.

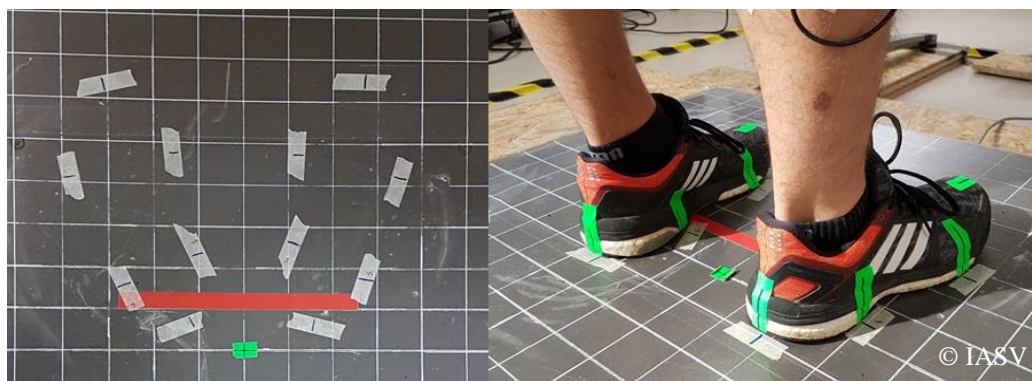
### **2.7.2 Tätigkeitssimulation – repetitive Hebevorgänge**

Bei den repetitiven Hebevorgängen wurde in jedem Aufgabenblock eine Kiste mit den Maßen 60 cm x 40 cm x 20 cm und einem Gewicht von zehn Kilogramm zehnmal auf Hüfthöhe angehoben und wieder abgesetzt. Die Plattform mit der Kiste wurde dabei so positioniert, dass beim Greifen der Kiste ohne Beugen der Knie der Oberkörper um 70° nach vorne geneigt werden musste. (s. Abb. 3, in Gelb verdeutlicht). Die Distanz vom Probanden zur Kiste wurde so gewählt, dass in dieser Position die Arme aus dem Schultergelenk um 15° zur Senkrechten nach vorne abgewinkelt werden mussten (s. Abb. 3, in Grün verdeutlicht).



**Abbildung 3: Haltung der Probanden beim Greifen der Kiste ohne Beugen der Knie**

Damit immer dieselbe Position eingehalten werden konnte, wurden die Schuhe der Probanden sowie die Kraftmessplatte, auf der sie während der Aufgabe standen, mit Klebeband versehen. Auf dem Klebeband wurde anschließend die Position durch Striche kenntlich gemacht (s. Abb. 4).



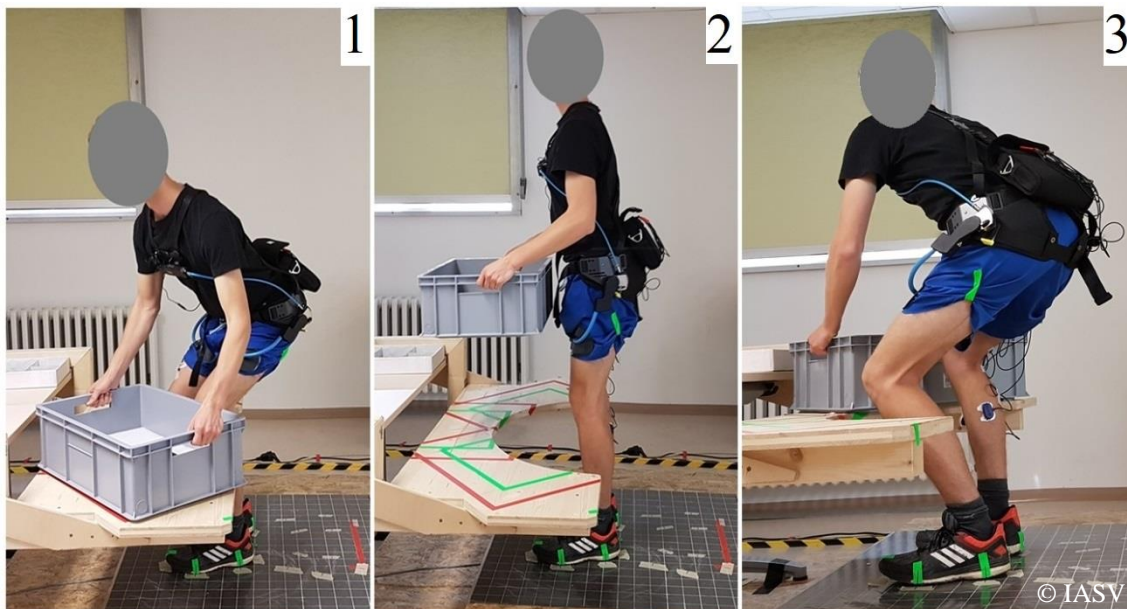
**Abbildung 4: Markierung der Fußposition am Untergrund (links) und an den Schuhen (rechts), ähnliche Abbildung in Bär et al. (2022b).**

Ein Hebezyklus bestand daraus, dass die Probanden ausgehend vom aufrechten Stand die Kiste mit beiden Händen fassten und sie bis auf Hüfthöhe anhoben. Dabei richteten sie sich vollständig auf. Danach wurde die Kiste wieder abgestellt und es erfolgte das Aufrichten ohne die Last. Dieser Hebezyklus wurde fünfmal durchlaufen gefolgt von einer Pause von 35 Sekunden. Danach wurden erneut fünf Hebungen durchgeführt gefolgt von einer einminütigen Pause.

Die Probanden wurden dazu angehalten, die Hebevorgänge in einem regelmäßigen Takt durchzuführen. Zur Erleichterung erklang nach je fünf Sekunden ein akustisches Signal.

Zu diesem Zeitpunkt sollten die Probanden einen Hebezyklus abgeschlossen haben und wieder ohne Last aufgerichtet stehen. Hatten die Probanden Schwierigkeiten, diesen Takt einzuhalten, so wurden ihnen von den Versuchsleitenden ergänzend verbale Anweisungen („runter, hoch“) gegeben.

Die zehn Hebezyklen, aufgeteilt in zwei Abschnitte, führten die Probanden jeweils mit verschiedenen Oberkörperausrichtungen aus. Die Kiste stand dafür einmal mittig vor den Probanden und je einmal um 45° nach rechts und links versetzt, sodass eine Rotation des Oberkörpers zur Seite nötig war (s. Abb. 5). Die Probanden drehten sich beim Aufrichten mit der Kiste und auch nach dem Abstellen dieser immer zurück zur Mitte. Die Füße blieben dabei stets in derselben Position.



**Abbildung 5: Oberkörperausrichtungen: (1) Hebungen mit Rotation zur linken Seite, (2) Aufrichten zur Mitte und (3) Rotation zur rechten Seite**

Diese zehn Hebungen bei jeder der drei Ausrichtungen wurden jeweils mit zwei verschiedenen Hebetechniken ausgeführt. In einer der Bedingungen ließen die Probanden ihre Knie während des Hebevorgangs gestreckt (s. Abb. 6 (1)), ohne diese dabei zu überstrecken. In der anderen Bedingung beugten die Probanden ihre Knie beim Greifen beziehungsweise beim Absetzen der Kiste (s. Abb. 6 (2)). Hierbei wurde den Probanden nicht vorgegeben, wie sehr sie die Kniegelenke beugen sollten.

Da all diese Varianten sowohl mit als auch ohne Exoskelett durchgeführt wurden, ergaben sich vier verschiedene Bedingungen mit den jeweils drei Ausrichtungen des Oberkörpers:

- ❖ repetitive Hebevorgänge ohne Exoskelett mit gebeugten Knien



- ❖ repetitive Hebevorgänge ohne Exoskelett mit gestreckten Knien
- ❖ repetitive Hebevorgänge mit Exoskelett und gebeugten Knien
- ❖ repetitive Hebevorgänge mit Exoskelett und gestreckten Knien

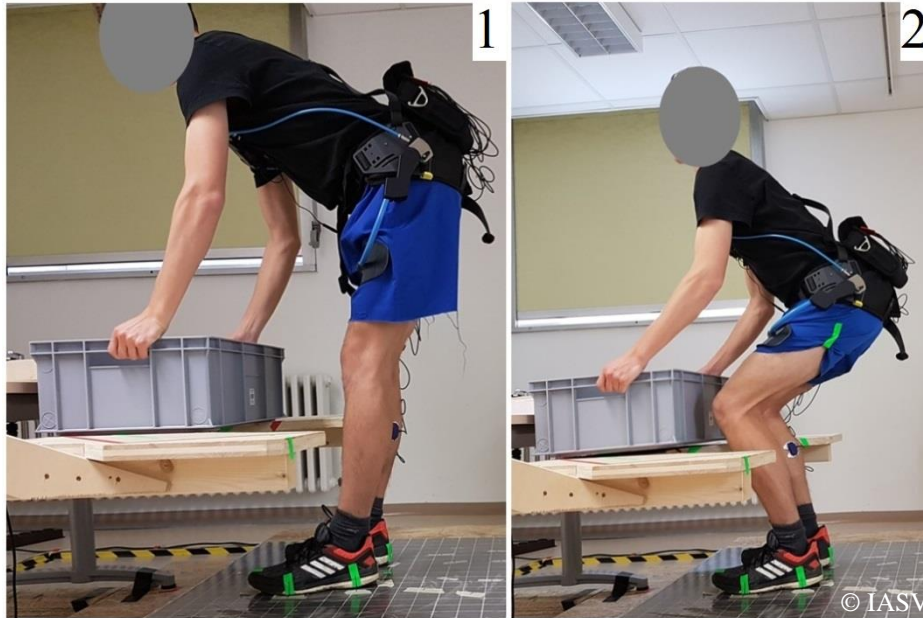


Abbildung 6: Hebetechniken: (1) Hebung mit gestreckten Knien und (2) Hebung mit gebeugten Knien, ähnliche Abbildung in Bär et al. (2022b) und Luger et al. (2021).

In Abbildung 7 ist der Ablauf einer Bedingung mit den drei Ausrichtungen verdeutlicht. Nach jeder Bedingung folgte eine Pause von zwei Minuten, sodass in dieser Zeit die nächste Bedingung vorbereitet werden konnte. Dies beinhaltete beispielsweise das An- oder Ablegen des Exoskeletts.

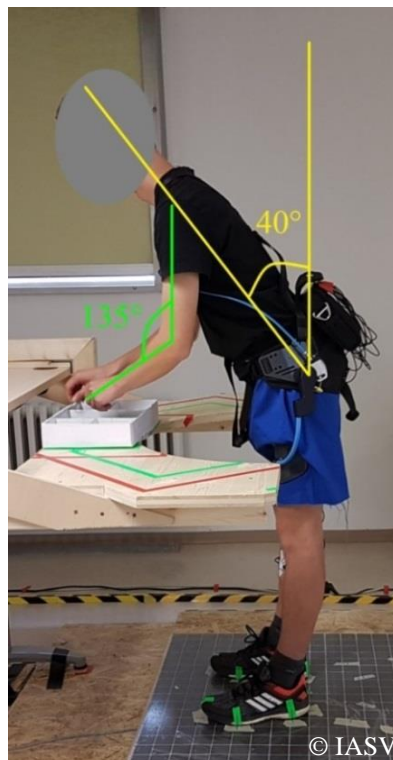
5 Hebungen mit Ausrichtung nach rechts Dauer: 25 Sekunden	35 Sekunden Pause	5 Hebungen mit Ausrichtung nach rechts Dauer: 25 Sekunden	60 Sekunden Pause
5 Hebungen mit Ausrichtung zur Mitte Dauer: 25 Sekunden	35 Sekunden Pause	5 Hebungen mit Ausrichtung zur Mitte Dauer: 25 Sekunden	60 Sekunden Pause
5 Hebungen mit Ausrichtung nach links Dauer: 25 Sekunden	35 Sekunden Pause	5 Hebungen mit Ausrichtung nach links Dauer: 25 Sekunden	120 Sekunden Pause bis zur nächsten Bedingung

Abbildung 7: Beispiel eines möglichen Ablaufs der repetitiven Hebeaufgabe verdeutlicht an einer Bedingung mit ihren drei Oberkörperausrichtungen

### 2.7.3 Tätigkeitssimulation – Sortieraufgabe mit statischer Oberkörperverneigung

Für die Sortieraufgabe nahmen die Probanden eine Oberkörperverneigung von  $40^\circ$  durch Flexion der Hüfte ein (s. Abb. 8, in Gelb markiert). Diese Position sollte über die Dauer von 90 Sekunden möglichst genau gehalten werden. Bei einem Abweichen um mehr als  $5^\circ$  von den vorgegebenen  $40^\circ$  wurden die Probanden von den Versuchsleitenden korrigiert. Dies war durch die Anzeige des Neigungswinkels in Echtzeit durch eine Begleitsoftware möglich (s. Kapitel 2.8.3). Die Dauer der Aufgabe wurde im Falle einer notwendigen Korrektur nicht verlängert.

Die Arbeitshöhe und die Fußposition wurden so eingestellt, dass beim Vorneigen um  $40^\circ$  Oberarm und Unterarm der Probanden beim Greifen der Schrauben einen Winkel von  $135^\circ$  einschlossen (s. Abb. 8, in Grün markiert). Auch bei dieser Aufgabe wurde die Fußposition markiert und auf ihre Einhaltung geachtet.



**Abbildung 8: Körperhaltung der Probanden bei der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper**

In dieser Position sortierten die Probanden verschiedene Schrauben und Dübel. Hier wurde den Probanden kein Tempo vorgegeben. Es wurde jedoch darauf geachtet, dass während der Aufgabe beide Hände benutzt wurden. Nach der 90-sekündigen Aufgabe folgte eine Pause von 30 Sekunden, bevor die Aufgabe mit den jeweils anderen Ausrichtungen des Oberkörpers wiederholt wurde (zur Verdeutlichung s. Abb. 9).

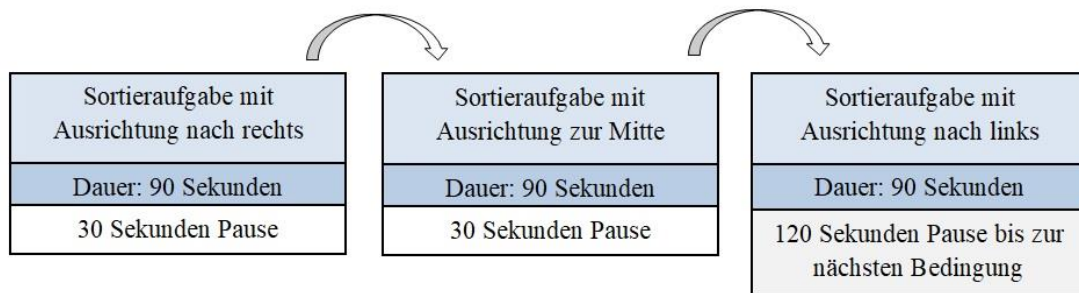


Abbildung 9: Ablauf der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper verdeutlicht anhand einer Bedingung mit ihren drei Oberkörperausrichtungen

Auch hier gab es die drei oben beschriebenen Ausrichtungen des Aufbaus: Positionierung des Schraubenkästchens mittig und um 45° zur rechten sowie zur linken Seite rotiert (s. Abb. 10).

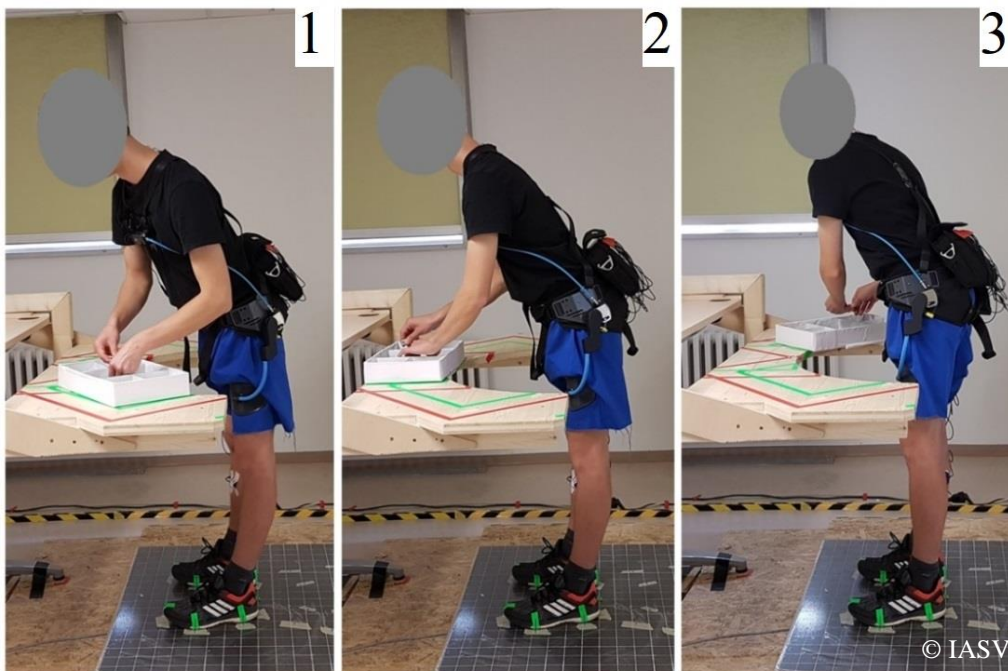


Abbildung 10: Sortieraufgabe mit den Oberkörperausrichtungen nach links (1), zur Mitte (2) und nach rechts (3)

Da diese Aufgabe jeweils ohne und mit Exoskelett durchgeführt wurde, ergaben sich zwei Bedingungen mit den je drei Ausrichtungen des Oberkörpers:

- ❖ Sortieraufgabe ohne Exoskelett
- ❖ Sortieraufgabe mit Exoskelett.

## 2.8 Messverfahren und Kenngrößen

### 2.8.1 Messgerät – PS12-II

Für die Aufzeichnung der Messdaten wurde das PS12-II der THUMEDI GmbH & Co. KG verwendet. Das PS12-II ist ein Mess- und Analysegerät, das zum Erfassen von physiologischen Daten verwendet werden kann (THUMEDI GmbH & Co. KG, 2017).

Es ist ein akkubetriebenes Gerät mit einem Gewicht von etwa 900 Gramm (g) und einer Größe von 18 cm x 10 cm x 5 cm, sodass es von den Probanden in einer Bauchtasche am Körper getragen werden konnte, ohne sie in ihrer Bewegungsfreiheit zu behindern.

Außerdem ermöglicht es, über eine Bluetooth-Verbindung bereits während der Messung die Daten in Echtzeit über die Begleitsoftware zu analysieren. So können beispielsweise Warnsignale, wie beim Ablösen eines Messensors, frühzeitig entdeckt und das Problem behoben werden. Weiterhin können sogenannte Textmarker von den Versuchsleitenden synchron in den Datenstrom eingefügt werden. Diese Markierungen ermöglichen es, bei der Datenanalyse zu erkennen, wann beispielsweise ein Versuchsabschnitt gestartet wurde.

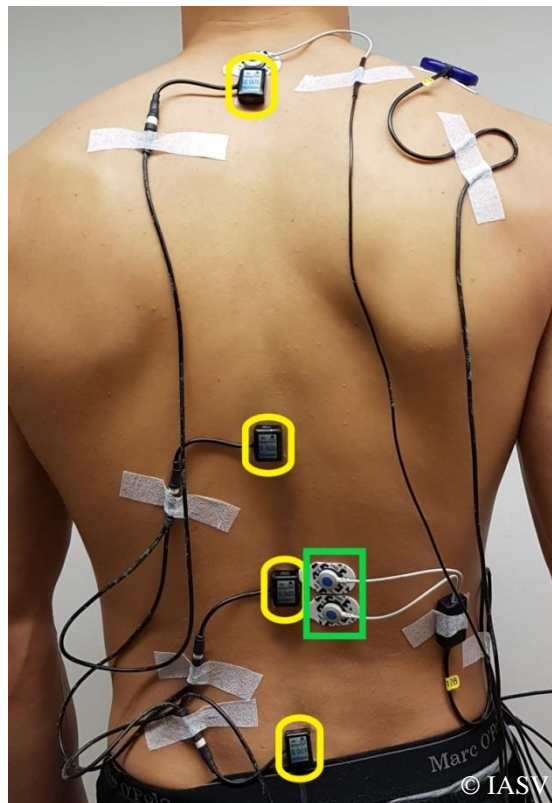
Das PS12-II ist in der Lage, verschiedene Messgrößen aufzuzeichnen, von denen für diese Arbeit die Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) und die Lagesensoren zu nennen sind.

### 2.8.2 Kenngröße – Muskelaktivität des *M. erector spinae*

Bei der Oberflächen-Elektromyographie werden die elektrischen Signale, die mit der Muskelaktivität zusammenhängen, indirekt, das heißt über die Haut, abgeleitet. Es werden dabei die Summenaktionspotentiale der umliegenden Muskulatur gemessen und somit die Signale verschiedener motorischer Einheiten erfasst (Steinhilber et al., 2013). Damit hauptsächlich die elektrische Aktivität des zu untersuchenden Muskels erfasst wird, werden die Elektroden möglichst genau auf dem Muskelbauch platziert (Hermens et al., 2000). Um eine höhere Störfestigkeit zu erlangen, haben wir für unsere indirekte Messung eine bipolare Ableitung gewählt. Der Vorteil einer bipolaren Ableitung liegt darin, dass das Signal zwischen zwei Elektroden gemessen wird und nicht nur an einer Stelle wie bei der unipolaren Ableitung (Steinhilber et al., 2013).

Vor dem Anbringen der Elektroden wurde die entsprechende Hautstelle rasiert und mit einer abrasiven Paste (Nuprep<sup>®</sup> Skin Prep Gel, Weaver and Company) behandelt, um

Hautpartikel zu entfernen. Diese Vorbereitungen führen zu einem verminderten Hautwiderstand während der Messung und damit zu weniger Signalverlust (Steinhilber et al., 2013). Es wurden Elektroden mit einer aktiven Fläche von 15 mm Durchmesser aus Silber/Silberchlorid verwendet (42×24 mm, Kendall™ H93SG ECG Electrodes, Covidien, Zaltbommel, Niederlande). Der Interelektrodenabstand betrug dabei ca. 25 mm. Die Elektroden wurden entlang der Faserlängsrichtung des Musculus erector spinae paravertebral auf Höhe des Dornfortsatzes des ersten Lendenwirbelkörpers gemäß der SENIAM-Richtlinien platziert (s. Abb. 11, in Grün verdeutlicht) (Hermens et al., 2000). Zusätzlich wurde eine Referenzelektrode über dem Processus spinosus des siebten Halswirbelkörpers angebracht. Diese Elektrode hilft, Störsignale während der Messung zu verringern und das Gerät vor elektrostatischen Entladungen zu schützen (Steinhilber et al., 2013). Für andere Betrachtungen im Rahmen des ADVANCE-Projekts wurden noch fünf weitere Muskeln an Oberkörper und Beinen mit OEMG-Elektroden ausgestattet (M. trapezius, M. rectus abdominis, M. biceps femoris, M. vastus lateralis, M. gastrocnemius).



**Abbildung 11: Positionierung der Lagesensoren und OEMG-Elektroden, in Gelb: Lagesensoren in absteigender Reihenfolge auf Höhe BWK 1, BWK 10, LWK 1 und LWK 5; in Grün: OEMG-Elektroden für die Erfassung der M. erector spinae-Aktivität**

Die Kabel wurden mithilfe von Klebestreifen (Fixomull® stretch, BSN medical) fixiert und in Schlaufen befestigt, um Zugbelastung und damit Artefakte im Signal zu verhindern. Es wurde darauf geachtet, dass die Kabel die Probanden nicht bei der Bewegungsausführung einschränkten.

Das OEMG-Signal wurde differenzialverstärkt, an das PS12-II gesendet, gefiltert (Hochpassfilter, 2. Ordnung, -3 dB bei 4 Hz; Tiefpassfilter, 11. Ordnung, -3 dB bei 1300 Hz), mit einer Frequenz von 4096 Hz abgetastet und mit dem PS12-II (physische Auflösung 24 Bit; CMRR > 98 dB, effektives Summenrauschen < 0,5 Mikrovolt RMS; Linearität ±0,1 dB bei 30-1200 Hz) analysiert und gespeichert. Die Daten wurden vom PS12-II in Echtzeit in den Frequenzbereich transformiert (1024 Punkte Fast Fourier Transformation, 250 ms breites Bartlett-Fenster mit 50% Überlappung) und digital gefiltert (Hochpassfilter, 11. Ordnung, -3 dB bei 16 Hz). Störsignale durch Netzspannung (50 Hz und Vielfache davon) wurden entfernt und durch benachbarte Spektralwerte ersetzt. Das quadratische Mittel (Root Mean Square) der elektrischen Aktivität (eA [ $\mu$ V]) und die Medianfrequenz (MF [Hz]) wurden in Echtzeit aus dem Leistungsspektrum berechnet und synchron mit den Rohdaten gespeichert.

#### **2.8.2.1 Definition „ipsilateral“ und „contralateral“**

Die Seite, zu welcher die Aufgabe ausgeführt wurde, wurde bei der Datenauswertung der Muskelaktivität nicht in „rechts“, „links“ und „Mitte“ unterschieden, sondern in „ipsilateral“, „contralateral“ und „frontal“. Dies hängt mit der Positionierung der OEMG-Elektroden zusammen. Da nur eine begrenzte Anzahl an Muskeln und Sensoren mit dem PS12-II abgeleitet werden kann, wurde bei jedem Probanden nur eine Körperhälfte mit den OEMG-Elektroden versehen. Wurde der Proband rechtsseitig beklebt, so wurden alle Aufgabenteile, die er mit Ausrichtung zur rechten Seite durchführte, als „ipsilateral“ definiert, alle Aufgabenteile mit Ausrichtung zur linken Seite dagegen als „contralateral“ und bei linksseitiger Beklebung dementsprechend umgekehrt.

Bei den Daten der Lagesensoren wurde die Ausrichtung dagegen nur in „lateral“ und „frontal“ unterschieden, da die Lagesensoren auf der Mittellinie platziert waren (s. Kapitel 2.8.3).

### 2.8.3 Kenngröße - Haltung der Wirbelsäule

Zur Erfassung der Haltung der Wirbelsäule wurden gravimetrische Lagesensoren eingesetzt, welche die Flexion und Lateralflexion zum Lot zur Erdoberfläche messen. In die Analyse der Haltung flossen lediglich Daten aus der Flexion in der Sagittalebene ein. Die Winkelauflösung betrug dabei  $0,1^\circ$  (Messfehler (statisch): Flexion typ.  $0,25^\circ$ , max.  $0,5^\circ$ ) mit einer Zeitauflösung von 125 Millisekunden (ms) (THUMEDI GmbH & Co. KG, 2017).

Von den Sensoren mit einer Größe von 24 mm x 18 mm x 10 mm wurden vier Stück über der Wirbelsäule angebracht: je ein Sensor mittig auf dem Processus spinosus von Brustwirbelkörper (BWK) 1, BWK 10, Lendenwirbelkörper (LWK) 1 und LWK 5 (s. Abb. 11, in Gelb verdeutlicht und Abb. 12, schematische Darstellung). Die Sensoren wurden dabei mit doppelseitigem, medizinischen Klebeband (Toupé-Kleber der Marke Top Secret<sup>®</sup>) fixiert, nachdem das Hautfett mithilfe von Hautdesinfektionsmittel (Softasept<sup>®</sup> N, B.Braun) entfernt worden war. Zusätzlich wurden die Sensoren mit Klebestreifen (Fixomull<sup>®</sup> stretch, BSN medical) gesichert. Auch die Kabel wurden damit befestigt und in Schlaufen gelegt, um Zugbelastung zu verhindern.

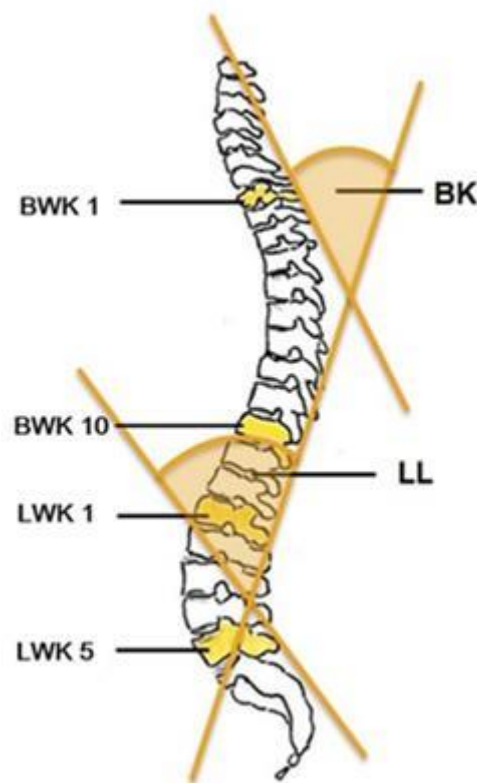


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Positionen der Lagesensoren auf Höhe von BWK 1, BWK 10, LWK 1 und LWK 5 zur Berechnung von Brustkyphose (BK) und Lendenlordose (LL), modifiziert nach Bär (Bär et al., 2019)

Dabei diente der Sensor auf dem Processus spinosus von BWK 10 als Referenzsensor der Oberkörperverneigung während der Messungen. Über die Software des PS12-II ließ sich der Oberkörperneigungswinkel in Echtzeit als Zeiger auf dem PC-Bildschirm visualisieren. So konnte die entsprechende Haltung der Probanden vor den Versuchen eingestellt bzw. während der Versuche korrigiert werden (s. Kapitel 2.7.2 und 2.7.3).

Die anderen drei Sensoren wurden zur Bestimmung von Brustkyphose und Lendenlordose verwendet. Für die Brustkyphose wurden die Daten des Sensors auf Höhe BWK 1 mit den Daten des Sensors auf Höhe des LWK 1 verrechnet (Janssen et al., 2009; Takács et al., 2018).

$$\text{Brustkyphose } [^\circ] = \text{BWK 1 } [^\circ] - \text{LWK 1 } [^\circ]$$

Für die Lendenlordose wurden die Daten vom LWK 1-Sensor und vom LWK 5-Sensor verwendet (Janssen et al., 2009; Takács et al., 2018).

$$\text{Lendenlordose } [^\circ] = \text{LWK 1 } [^\circ] - \text{LWK 5 } [^\circ]$$

#### 2.8.4 Normalisierung

Um die Daten der Probanden trotz interindividueller Unterschiede vergleichen zu können, müssen die Daten der OEMG und der Lagesensoren normalisiert werden. Das bedeutet, dass eine in den folgenden Kapiteln beschriebene Referenzsituation geschaffen wird, auf die alle Daten aus den Versuchen bezogen werden.

Die Normalisierungsmessung fand vor den eigentlichen Versuchen statt und nahm etwa 30 Minuten in Anspruch. Dabei wurden für alle abgeleiteten Muskeln Normalisierungsmessungen durchgeführt. Im Folgenden wird nur auf die Normalisierungen des M. erector spinae und der Lagesensoren eingegangen.

##### 2.8.4.1 Normalisierung zur maximalen, willkürlichen elektrischen Aktivität

Für die Normalisierung der OEMG-Werte wurden durch zwei maximale, willkürliche isometrische Muskelkontraktionen des M. erector spinae die maximale, willkürliche elektrische Aktivität (maximal voluntary electrical activation, MVE) gemessen (Mathiassen et al., 1995). Dafür lagen die Probanden bäuchlings auf einer Liege und rückten mit dem Beckenkamm an deren Kante, sodass der Oberkörper während der Messung nicht auf der Liege abgelegt werden konnte. Die Beine wurden dabei mithilfe eines Gurtes gegen die Liege fixiert, damit es möglich war, mit dem Rücken festen Druck nach oben auszuüben, ohne von der Liege abzuheben. Daraufhin wurde eine Vorrichtung über die Probanden geschoben, sodass sich ein gepolsterter Querbalken auf Höhe des



unteren Drittels der Schulterblätter befand. Die Höhe der Liege wurde so eingestellt, dass die Probanden beim Anheben des Oberkörpers in die Waagerechte problemlos gegen das Polster drücken konnten, ohne sich mit den Armen auf der Liege aufzustützen. Beide Arme waren dafür vor der Brust gekreuzt (Biering-Sørensen, 1984). In dieser Position versuchten die Probanden nach Erklängen eines Startsignals und kurzem Kraftaufbau, mit maximaler Kraft aus dem Rücken für etwa fünf Sekunden gegen den Balken zu drücken (s. Abb. 13). Nachdem sich die Probanden für etwa eine Minute erholen konnten, wurde die Messung wiederholt.



Abbildung 13: Messung der maximalen, willkürlichen elektrischen Aktivität des *M. erector spinae*

#### **2.8.4.2 Korrektur zum aufrechten Stand**

Um einen Referenzwert der Lagesensoren für die Position der Wirbelsäule in der aufrechten Haltung der Probanden zu ermitteln, wurden diese dazu aufgefordert, sich in hüftbreitem Stand an eine Wand zu stellen, sodass Fersen, Gesäß und Schultern die Wand berührten. Diese Haltung galt fortan als Neutralposition des jeweiligen Probanden für die Lagesensoren.

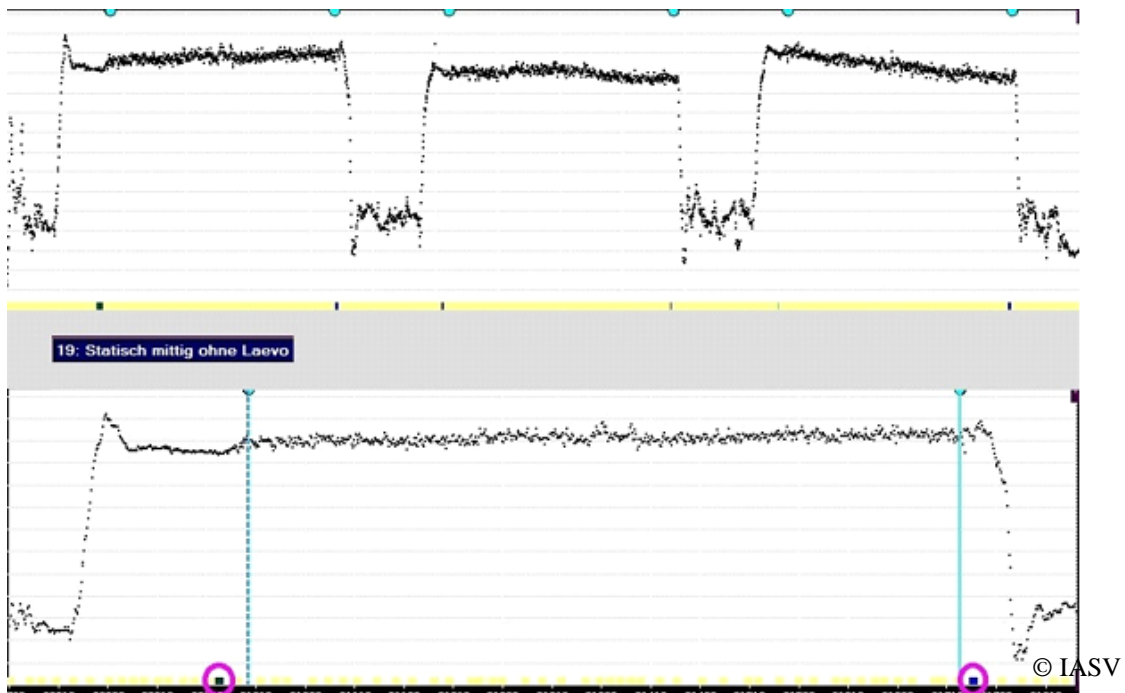
Die Werte der einzelnen Sensoren in der Neutralposition wurden bei der Auswertung von den Werten während der Aufgaben subtrahiert, um so die Differenz der Haltung zur aufrechten Neutralposition zu erhalten. Alle Werte sind daher als Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose zu Brustkyphose und Lendenlordose in aufrechter Haltung zu verstehen und nicht als absolute Werte der Wirbelsäulenkrümmungen.

### **2.9 Datenverarbeitung und Berechnung der Zielgrößen**

Mithilfe des Programms SABCOT (Version 4.51, UKT) wurden aus den Daten der gesamten Messung die für die Analyse wichtigen Anteile ausgewählt. Anhand der Daten

des Lagesensors auf Höhe von BWK 10 und mithilfe der zuvor gesetzten Marker (s. Kapitel 2.8.1) konnten die Abschnitte der Versuche ermittelt werden, die in die Berechnungen miteinbezogen werden sollten. Dazu wurden sogenannte Berechnungsphasen gesetzt.

Für die Sortieraufgabe war dies lediglich eine Phase pro Bedingung (s. Abb. 14). Bei den Hebevorgängen wurde für die einzelnen Hebezyklen beziehungsweise Wiederholungen je eine Phase gesetzt, sodass sich für jede Bedingung zehn Phasen ergaben. Zusätzlich wurde jeder Hebevorgang in weitere vier Phasen aufgeteilt: „Beugen ohne Last“, „Beugen mit Last“, „Aufrichten ohne Last“ und „Aufrichten mit Last“ (s. Abb. 15). Die so ausgewählten Daten konnten mit SABCOM extrahiert und zur weiteren Analyse in JMP® (JMP® Version 14.2.0, SAS Inc., Cary, NC, USA) geöffnet werden.



**Abbildung 14:** Datenansicht der Sortieraufgabe in SABCOM. Oben: Sortieraufgabe mit den drei verschiedenen Ausrichtungen. Anstieg der Werte beim Vorneigen, Plateau beim Halten der 40°-Vorneigung, Abfall der Werte beim Aufrichten. Unten: Auswahl der Berechnungsphase (senkrechte, blaue Linien), welche 30 Sekunden umfasst. Es wird ein Abschnitt mit einem möglichst stabilen Signal ausgewählt. Die Marker (im violetten Kreis) vor und hinter den blauen Linien zeigen den Beginn und das Ende des Versuchs an.

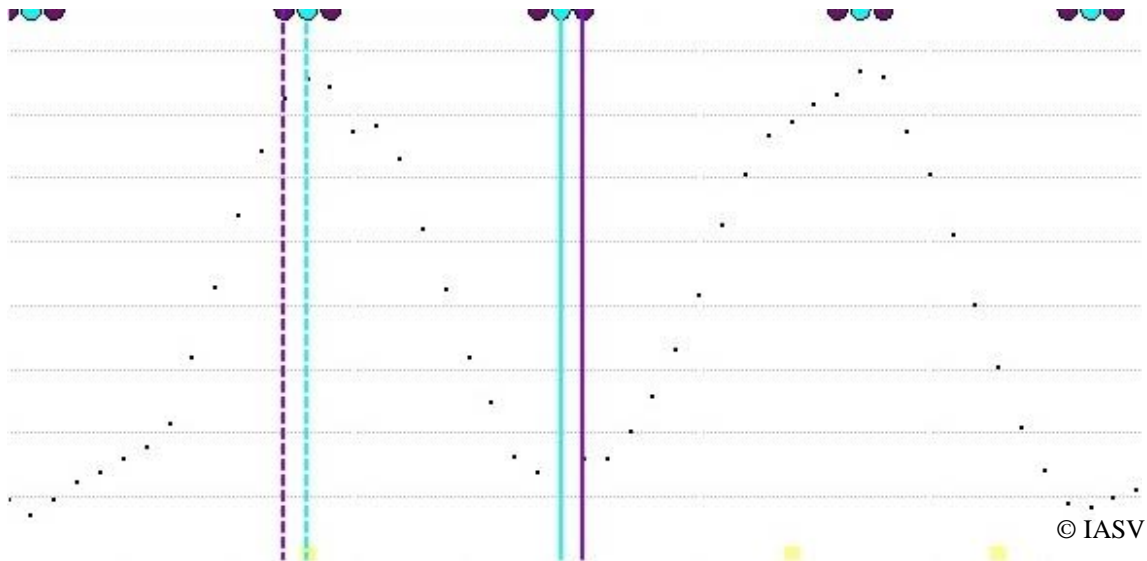


Abbildung 15: Datenansicht eines Hebezyklus in SABCOM. Abgebildet ist ein kompletter Hebezyklus. Anstieg der Werte beim Vorneigen des Oberkörpers, Abfall der Werte beim Aufrichten. Die blauen und violetten Linien begrenzen die Phase "Aufrichten mit Last".

### 2.9.1 Berechnung der Bewegungsverviabilität

Die Berechnung der Bewegungsverviabilität erfolgt anhand zweier verschiedener Parameter. Bei der Analyse der Variabilität im OEMG-Signal des *M. erector spinae* lassen sich die Unterschiede der Aktivierungsmuster zwischen den einzelnen Hebungen auf Muskelebene abbilden. Wie in Kapitel 1.3 beschrieben, könnte eine große Variabilität hier zu einer geringeren Belastung einzelner Muskelfasern führen, ohne dabei, die Bewegungsausführung wesentlich zu verändern. Die Bewegungsverviabilität von Brustkyphose und Lendenlordose zeigt dagegen die Unterschiede in der tatsächlichen Bewegung und beschreibt damit auch Veränderungen, die für passive Strukturen des Bewegungsapparats relevant sein könnten.

Die Daten werden dabei zunächst als absolute Werte bezogen auf die Referenzmessungen angegeben. In einem weiteren Schritt wird diese absolute Variabilität auf die durchschnittliche Muskelaktivität bzw. auf die durchschnittliche Brustkyphose und Lendenlordose bezogen, sodass sich die relative Variabilität ergibt.

#### 2.9.1.1 Berechnung der Bewegungsverviabilität auf Basis des *M. erector spinae*

Die Bewegungsverviabilität während der Hebevorgänge wurde aus den OEMG-Daten des *M. erector spinae* berechnet. In die Analyse flossen die Daten von 35 der 36 Probanden ein. Mit den Daten eines Probanden konnte die Berechnung der Variabilität nicht stattfinden, da keine MVE-Messung erfolgt war, welche für die weitere Datenaufbereitung benötigt wurde. Der Proband hatte zu Beginn der Versuche keine

aktuellen Bewegungseinschränkungen oder Beschwerden angegeben. Vor der MVE-Messung äußerte er jedoch Bedenken aufgrund einer länger zurückliegenden Verletzung, sodass von der Messung abgesehen wurde.

Die Bewegungsvariabilität wird zum einen durch die absolute Variabilität (AV) zwischen den einzelnen Wiederholungen, auch „cycle-to-cycle variability“ genannt, und zum anderen durch den Variationskoeffizienten (VK), welcher die relative Variabilität angibt, beschrieben. Dafür wurden zunächst der Mittelwert und die Standardabweichung (SD) der OEMG-Daten mit dem 90. Perzentil der höheren der beiden MVE-Messungen normalisiert (s. Kapitel 2.8.4.1).

$$\text{Mittelwert}_{\text{normalisiert}} [\%] = \left( \frac{\text{Mittelwert} [\mu\text{V}]}{\text{MVE} [\mu\text{V}]} \right) * 100 [\%MVE]$$

Anschließend wurde die gepoolte Standardabweichung über die zehn Wiederholungen (Wdh.) einer Bedingung hinweg berechnet. Dieser Wert entspricht der absoluten Variabilität.

$$AV[\%MVE] = \sqrt{\frac{(SD_{Wdh1}^2 + SD_{Wdh2}^2 + \dots + SD_{Wdh10}^2)}{10}}$$

Der Variationskoeffizient berechnet sich aus dem Quotienten der gepoolten Standardabweichung beziehungsweise der absoluten Variabilität und dem gemittelten Mittelwert über die zehn Wiederholungen (Luger et al., 2017; Srinivasan et al., 2015).

$$VK[\%] = \frac{AV [\%MVE]}{\text{Mittelwert}_{\text{Mittelwert}} [\%MVE]} * 100 [\%]$$

So wurde für die einzelnen Phasen („Beugen ohne Last“, „Beugen mit Last“, „Aufrichten ohne Last“ und „Aufrichten mit Last“, s. Kapitel 2.9) innerhalb der Hebungen verfahren.

### 2.9.1.2 Berechnung der Variabilität über die Haltungsdaten

Für die Berechnung der Bewegungsvariabilität anhand der Haltungsdaten konnten die Daten aller 36 Probanden herangezogen werden. Der Mittelwert der Haltungsdaten aus dem Versuch wurde mit dem Mittelwert der Referenzmessung normalisiert, indem der Referenzwert subtrahiert wurde (s. Kapitel 2.8.4.2). Der dadurch erhaltene korrigierte Mittelwert beschreibt folglich die Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose zu Brustkyphose und Lendenlordose im aufrechten Stand.

$$\text{Mittelwert}_{\text{normalisiert}} [^\circ] = \text{Mittelwert} [^\circ] - \text{Mittelwert}_{\text{Referenzmessung}} [^\circ]$$

Anschließend wurden die gepoolte Standardabweichung (AV) und das Mittel des Mittelwerts über die zehn Wiederholungen einer Bedingung hinweg berechnet. Aus dem Quotienten dieser beiden Werte ergab sich der Variationskoeffizient.

$$AV [^\circ] = \sqrt{\frac{(SD_{Wah1}^2 + SD_{Wah2}^2 + \dots + SD_{Wah10}^2)}{10}}$$

$$VK[\%] = \frac{AV [^\circ]}{\text{Mittelwert}_{\text{Mittelwert}} [^\circ]} * 100 [\%]$$

Dies wurde jeweils für den gesamten Hebezyklus und auch für die einzelnen Phasen („Beugen ohne Last“, „Beugen mit Last“, „Aufrichten ohne Last“ und „Aufrichten mit Last“, s. Kapitel 2.9) innerhalb der Zyklen berechnet.

Die absolute Variabilität zwischen den einzelnen Wiederholungen und der Variationskoeffizient wurden sowohl für die Brustkyphose als auch für die Lendenlordose berechnet.

### 2.9.2 Berechnung der Haltung der Wirbelsäule

Die Haltung der Wirbelsäule lässt sich am anschaulichsten anhand ihrer beiden großen Krümmungen, der Brustkyphose und der Lendenlordose, beschreiben. Deren Berechnung erfolgte, wie in Kapitel 2.8.3 beschrieben, über die Differenz der Werte von benachbarten Lagesensoren. Um einer Verzerrung der Ergebnisse durch Ausreißer vorzubeugen, wurde für die Berechnungen der Median der Werte ausgewählt.

Bei der Analyse der Haltung der Wirbelsäule konnten die Daten aller 36 Probanden verwendet werden. Für die Berechnung der Haltung wurde der Median der Haltungsdaten aus dem Versuch mit dem Median der Referenzmessung normalisiert, indem der Referenzwert subtrahiert wurde. Der dadurch erhaltene korrigierte Median beschreibt folglich die Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose zu Brustkyphose und Lendenlordose im aufrechten Stand.

$$Median_{normalisiert} [^\circ] = Median [^\circ] - Median_{Referenzmessung} [^\circ]$$

Positive Werte bedeuten, dass während der Aufgabe ein größerer Brustkyphose- bzw. Lendenlordosewinkel vorliegt als im aufrechten Stand. Negative Werte beschreiben dagegen, dass die Krümmung verglichen zur Referenzposition abgeflacht ist. Zusätzlich zum Median wurden auch die Minima und Maxima der einzelnen Hebephasen angegeben.

Anders als bei der Sortieraufgabe war es für die Berechnung der Haltung während der repetitiven Hebungen zusätzlich notwendig, in einem weiteren Schritt die Wiederholungen der Hebevorgänge jeder Bedingung miteinander zu verrechnen. Dafür wurden die Mediane der einzelnen Wiederholungen gemittelt.

### 2.9.3 Statistische Analysen

Die statistische Analyse wurde ebenfalls mit dem Programm JMP® durchgeführt. Dazu wurden die Daten zunächst anhand von Schiefe und Wölbung auf ihre Normalverteilung geprüft. Um eine bessere Normalverteilung zu erzielen, wurden folgende Daten mit dem dekadischen Logarithmus transformiert: die Median-Daten zur Haltung der Brustkyphose während der Hebeaufgabe sowie die Daten zur Bewegungsveränderlichkeit der Aktivität des M. erector spinae und der Brustkyphose und die Daten des Variationskoeffizienten der Lendenlordose. In allen anderen Fällen waren die Rohdaten besser normalverteilt als die logarithmierten Werte. Im Anschluss wurde für alle Betrachtungen eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messreihenwiederholung durchgeführt. Die unabhängigen Variablen (festen Faktoren) waren dabei:

- ❖ Exoskelett (ohne und mit)
- ❖ Hebetchnik (gebeugte und gestreckte Knie)
- ❖ Oberkörperausrichtung (bei Variablen, die anhand der Wirbelsäulenhaltung berechnet werden: frontal und lateral; bei Variablen, die anhand der Muskelaktivität berechnet werden: frontal, ipsilateral und contralateral)
- ❖ sowie die Interaktionen

Die mehrfaktorielle Varianzanalyse wurde für jede der folgenden abhängigen Variablen separat durchgeführt:

- ❖ absolute Variabilität basierend auf der M. erector spinae-Aktivität
- ❖ relative Variabilität (VK) basierend auf der M. erector spinae-Aktivität
- ❖ absolute Variabilität basierend auf der Haltung der Wirbelsäule (Brustkyphose)
- ❖ relative Variabilität (VK) basierend auf der Haltung der Wirbelsäule (Brustkyphose)
- ❖ absolute Variabilität basierend auf der Haltung der Wirbelsäule (Lendenlordose)
- ❖ relative Variabilität (VK) basierend auf der Haltung der Wirbelsäule (Lendenlordose)
- ❖ Haltung der Wirbelsäule (Brustkyphose)

❖ Haltung der Wirbelsäule (Lendenlordose)

Die Analysen wurden für die Hebezyklen und im Fall der Wirbelsäulenhaltung auch für die Sortiertätigkeit mit vorgebeugtem Oberkörper durchgeführt. Bei den Hebezyklen erfolgte die Analyse sowohl für die gesamte Hebeaufgabe als auch aufgeteilt in die Phasen einer Hebung („Beugen ohne Last“, „Beugen mit Last“, „Aufrichten ohne Last“, „Aufrichten mit Last“), sodass sich insgesamt 66 mehrfaktorielle Varianzanalysen ergaben.

Es gilt das Signifikanzniveau von  $p < 0,05$ . Für die festen Faktoren wurde die Effektstärke über das partielle Eta-Quadrat ( $\eta_p^2$ ) berechnet (Bakeman, 2005). Für die post-hoc-Analyse kamen der Tukey-Test und als Effektstärkenberechnung das Cohens  $d$  zum Einsatz (Cohen, 1988). Die Bewertung der Effektstärken erfolgte ebenfalls nach Cohen. Es gelten  $\eta_p^2 \geq 0,02$  bzw.  $d \geq 0,20$  als kleine,  $\eta_p^2 \geq 0,13$  bzw.  $d \geq 0,50$  als mittlere und  $\eta_p^2 \geq 0,26$  bzw.  $d \geq 0,80$  als große Effekte (Cohen, 1988).

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Bewegungsverviabilität

Für die Analyse der Bewegungsverviabilität wurde nur das repetitive Kistenheben betrachtet. Dies erfolgte anhand der Variabilität über die zehn Hebevorgänge hinweg auf zwei verschiedene Arten. Einmal über die Berechnung der Variabilität im OEMG-Signal des *M. erector spinae* und einmal über die Haltungsdaten der Wirbelsäule.

##### 3.1.1 Bewegungsverviabilität anhand der Aktivität des *M. erector spinae*

###### Einfluss des Exoskeletts

Bei Betrachtung des gesamten Hebezyklus zeigte sich unter Verwendung des Exoskeletts eine etwas geringere absolute Variabilität (9,13%MVE) als ohne das Exoskelett (9,71%MVE). Dieser Unterschied war signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,06$ ). Auch über alle anderen Phasen des Hebevorgangs hinweg war die absolute Variabilität in der Bedingung ohne das Exoskelett größer als mit dem Laevo® (s. Tabelle 1).

**Tabelle 1: Variabilität der OEMG-Daten des *M. erector spinae* ohne und mit Exoskelett**

Phase	Exoskelett	absolute Variabilität der Aktivität des <i>M. erector spinae</i> [%MVE]			Variationskoeffizient des <i>M. erector spinae</i> [%]		
		25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	8,17	9,71	12,29	49,91	54,65	61,15
	mit	7,54	9,13	11,73	48,07	54,18	60,25
Beugen ohne Last	ohne	6,62	8,59	11,31	51,78	59,85	69,96
	mit	6,51	7,99	11,11	55,66	64,72	78,76
Beugen mit Last	ohne	4,74	6,58	8,58	23,92	28,04	33,45
	mit	4,21	5,75	7,20	21,63	26,20	30,74
Aufrichten ohne Last	ohne	4,90	6,40	8,84	57,11	70,67	81,28
	mit	4,00	5,50	7,97	43,53	59,29	71,55
Aufrichten mit Last	ohne	5,65	7,78	10,44	24,13	33,09	41,50
	mit	5,27	7,02	9,10	22,78	28,50	37,59

Außer beim Beugen ohne Last war dieser Unterschied stets signifikant mit kleiner bis mittlerer Effektstärke (s. Tabelle 2). Am größten wurde der Unterschied mit 0,90%MVE beim Aufrichten ohne Last. Die absolute Variabilität betrug hier ohne bzw. mit dem Exoskelett 6,40%MVE bzw. 5,50%MVE. Dies war gleichzeitig auch die Phase mit der geringsten absoluten Variabilität.



**Tabelle 2: Statistische Ergebnisse der OEMG-Variabilität des M. erector spinae: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, †- mittlere Effektstärke, E - Exoskelett, E x H - Interaktion von E & Hebetechnik, E x A - Interaktion von E & Ausrichtung, E x H x A - Interaktion der drei Variablen**

Phase	Bedingung	absolute Variabilität	Variationskoeffizient
Gesamter Hebezyklus	E	<b>22,64 (&lt;0,01 / 0,06)</b>	<b>5,57 (0,02 / 0,01)</b>
	E x H	3,59 (0,06 / 0,01)	1,6*10 <sup>-3</sup> (0,97 / 4,28*10 <sup>-6</sup> )
	E x A	2,5*10 <sup>-3</sup> (1,00 / 1,34*10 <sup>-5</sup> )	0,97 (0,38 / 0,01)
	E x H x A	1,23 (0,29 / 0,01)	0,14 (0,87 / 7,73*10 <sup>-4</sup> )
Beugen ohne Last	E	1,84 (0,18 / 4,91*10 <sup>-3</sup> )	<b>39,45 (&lt;0,01 / 0,10)</b>
	E x H	0,82 (0,37 / 2,19*10 <sup>-3</sup> )	<b>4,37 (0,04 / 0,01)</b>
	E x A	0,13 (0,87 / 7,14*10 <sup>-4</sup> )	0,92 (0,40 / 4,88*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,97 (0,38 / 0,01)	0,58 (0,56 / 3,11*10 <sup>-3</sup> )
Beugen mit Last	E	<b>49,25 (&lt;0,01 / 0,12)</b>	<b>24,63 (&lt;0,01 / 0,06)</b>
	E x H	1,72 (0,19 / 4,58*10 <sup>-3</sup> )	1,05 (0,31 / 2,81*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	0,01 (0,99 / 7,75*10 <sup>-5</sup> )	0,24 (0,78 / 1,30*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	1,37 (0,26 / 0,01)	0,53 (0,59 / 2,84*10 <sup>-3</sup> )
Aufrichten ohne Last	E	<b>82,96 (&lt;0,01 / 0,18 †)</b>	<b>98,15 (&lt;0,01 / 0,21 †)</b>
	E x H	<b>6,48 (0,01 / 0,02)</b>	1,40*10 <sup>-3</sup> (0,97 / 3,74*10 <sup>-6</sup> )
	E x A	0,35 (0,71 / 1,85*10 <sup>-3</sup> )	2,33 (0,10 / 0,01)
	E x H x A	2,29 (0,10 / 0,01)	1,15 (0,32 / 0,01)
Aufrichten mit Last	E	<b>29,10 (&lt;0,01 / 0,07)</b>	<b>40,87 (&lt;0,01 / 0,10)</b>
	E x H	<b>11,64 (&lt;0,01 / 0,03)</b>	<b>10,85 (&lt;0,01 / 0,03)</b>
	E x A	0,02 (0,98 / 1,02*10 <sup>-4</sup> )	0,11 (0,90 / 5,64*10 <sup>-4</sup> )
	E x H x A	0,90 (0,41 / 4,79*10 <sup>-3</sup> )	0,84 (0,43 / 4,48*10 <sup>-3</sup> )

Der Variationskoeffizient, also die relative Variabilität, über den gesamten Hebezyklus war bei Verwendung des Exoskeletts (54,18%) ebenfalls signifikant geringer als ohne das Exoskelett (54,65%) ( $p = 0,02$ ,  $\eta_p^2 = 0,01$ ). Auch in den anderen Hebephasen zeigte sich ein signifikanter Unterschied (s. Tabelle 2). Am größten war der Variationskoeffizient mit 70,67% in der Bedingung ohne Exoskelett beim Aufrichten ohne Last und am kleinsten mit Exoskelett beim Beugen mit Last (26,20%) (s. Tabelle 1). Der größte Unterschied zwischen den Variationskoeffizienten der beiden Bedingungen zeigte sich beim Aufrichten ohne Last und ist in Abbildung 16 verdeutlicht. Die Differenz der Koeffizienten zueinander betrug hier 11,38% mit dem größeren Koeffizienten in der Bedingung ohne Exoskelett. Dieser Unterschied war statistisch signifikant mit mittlerer Effektstärke ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,21$ ). Der größte Variationskoeffizient in der Bedingung mit Laevo<sup>®</sup> fand sich beim Beugen ohne Last. Hier war der Variationskoeffizient mit 64,72%

sogar um 4,87% größer als ohne Exoskelett. Auch dieser Unterschied war signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,10$ ).

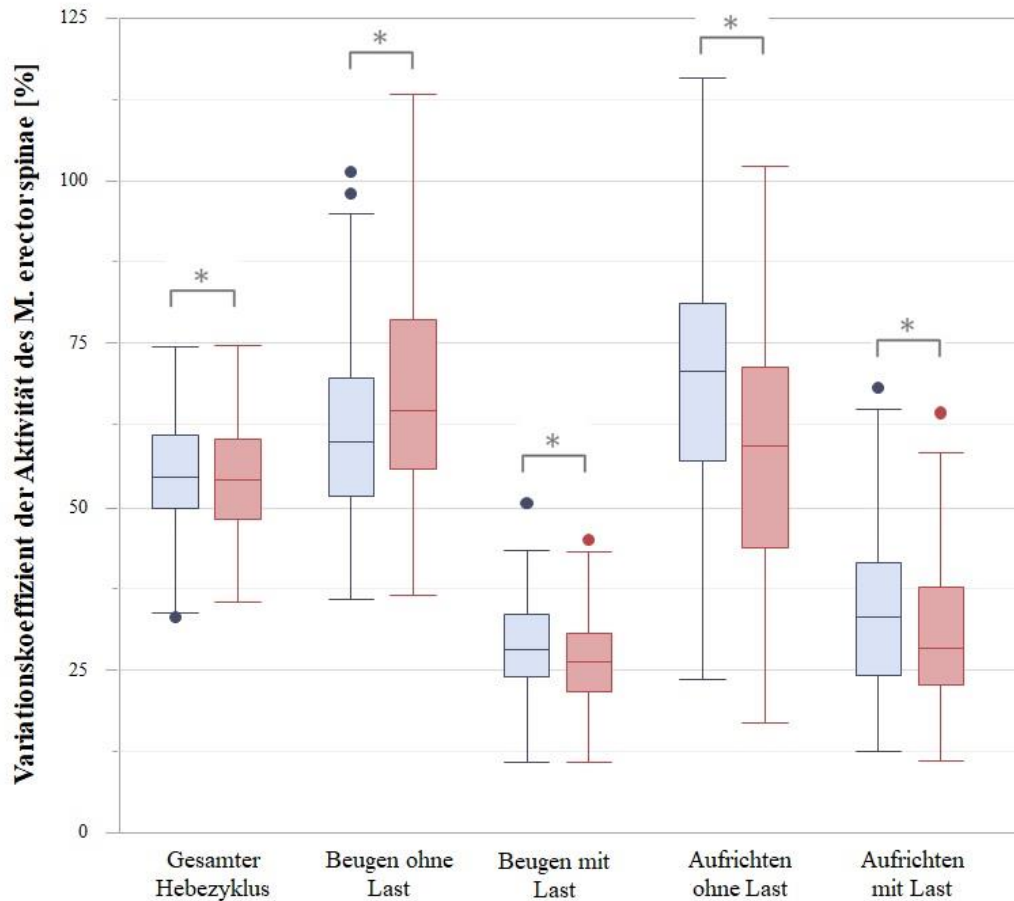


Abbildung 16: Der Variationskoeffizient des M. erector spinae in den einzelnen Hebephasen unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Hebetechnik

Die absolute Variabilität war über den gesamten Hebezyklus ohne Exoskelett um 0,82%MVE für die gebeugte und um 0,17%MVE für die Hebetechnik mit gestreckten Knien größer als mit Exoskelett (s. Tabelle 3). Auch in allen anderen Phasen der Hebung war die absolute Variabilität ohne Exoskelett größer als mit dem Laevo®. Am größten wurde der Unterschied mit 1,19%MVE beim Beugen mit Last und gebeugten Knien. Signifikante Unterschiede fanden sich jedoch nur beim Aufrichten mit und ohne Last mit jeweils kleiner Effektstärke (s. Tabelle 2). Beim Aufrichten mit Last wurde der Unterschied zwischen ohne Exoskelett (8,48%MVE) und mit Exoskelett (7,35%MVE) bei gebeugten Knien signifikant ( $p < 0,01$ ,  $d = 0,43$ ). Beim Aufrichten ohne Last betrug die Differenz zwischen ohne und mit Exoskelett 0,91%MVE für die gebeugte und

0,74%MVE für die gestreckte Bedingung (gebeugt  $p < 0,01$ ,  $d = 0,41$ ; gestreckt  $p < 0,01$ ,  $d = 0,21$ ). Insgesamt war die absolute Variabilität mit 9,88%MVE bei Betrachtung des gesamten Hebezyklus mit gebeugten Knien und ohne Exoskelett am größten. Die kleinste absolute Variabilität fand sich in der Phase „Beugen mit Last“ mit Exoskelett und gestreckten Knien (5,07%MVE).

**Tabelle 3: Variabilität der OEMG-Daten des M. erector spinae ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Kniegelenke)**

Phase	EXO	Hebetechnik	absolute Variabilität der Aktivität des M. erector spinae [%MVE]			Variationskoeffizient des M. erector spinae [%]		
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	gebeugt	8,63	9,88	12,94	51,85	55,98	63,88
		gestreckt	7,56	9,49	12,25	47,54	53,02	58,61
	mit	gebeugt	7,77	9,06	12,30	49,48	56,47	62,99
		gestreckt	7,22	9,32	11,32	46,93	52,53	57,79
Beugen ohne Last	ohne	gebeugt	7,04	8,69	11,86	50,55	58,47	68,15
		gestreckt	6,44	8,45	11,04	53,29	60,43	70,47
	mit	gebeugt	6,79	8,12	11,47	56,42	65,82	79,88
		gestreckt	6,30	7,97	10,69	54,75	62,65	77,39
Beugen mit Last	ohne	gebeugt	5,78	7,42	9,32	25,81	29,66	34,06
		gestreckt	3,94	5,83	7,51	21,26	26,20	32,11
	mit	gebeugt	4,84	6,23	8,06	24,27	27,59	32,52
		gestreckt	3,83	5,07	6,74	20,26	24,66	29,03
Aufrichten ohne Last	ohne	gebeugt	4,82	6,03	8,14	58,96	74,15	82,93
		gestreckt	4,98	6,86	9,31	52,51	67,91	79,09
	mit	gebeugt	3,68	5,12	7,21	44,32	65,03	75,10
		gestreckt	4,51	6,12	8,46	42,30	56,79	68,52
Aufrichten mit Last	ohne	gebeugt	6,67	8,48	10,94	29,59	36,68	46,68
		gestreckt	5,39	7,28	9,88	20,03	29,32	38,11
	mit	gebeugt	5,14	7,35	9,34	24,25	31,04	39,62
		gestreckt	5,33	6,99	8,92	21,18	26,06	34,32

Der Variationskoeffizient der Bedingungen unterschied sich kaum über den gesamten Hebezyklus (s. Tabelle 3). In der Phase „Aufrichten ohne Last“ bei gebeugten Knien ohne Exoskelett wurde der Variationskoeffizient mit 74,15% am größten. Beim Beugen mit Last mit gestreckten Knien und dem Exoskelett war er mit 24,66% am kleinsten. Im Gegensatz zum gesamten Hebezyklus zeigten sich bei Betrachtung der einzelnen Phasen durchaus Unterschiede – so auch beim Beugen ohne Last (s. Abb. 17). Im Gegensatz zu den anderen Phasen war der Variationskoeffizient hier mit Exoskelett mit 65,82% für die gebeugte und 62,65% für die gestreckte Ausführung größer als ohne Exoskelett mit 58,47% bzw. 60,43%. Dieser Unterschied wurde signifikant mit kleiner Effektstärke (gebeugt  $p < 0,01$ ,  $d = 0,49$ ; gestreckt  $p = 0,02$ ,  $d = 0,24$ ). In den drei übrigen Phasen war

der Variationskoeffizient mit Exoskelett stets geringer als ohne Exoskelett. Dabei zeigte sich nur in der Phase „Aufrichten mit Last“ bei gebeugten Knien eine signifikante Differenz von 5,64% mit mittlerem Effekt zwischen ohne und mit Exoskelett ( $p < 0,01$ ,  $d = 0,56$ ).

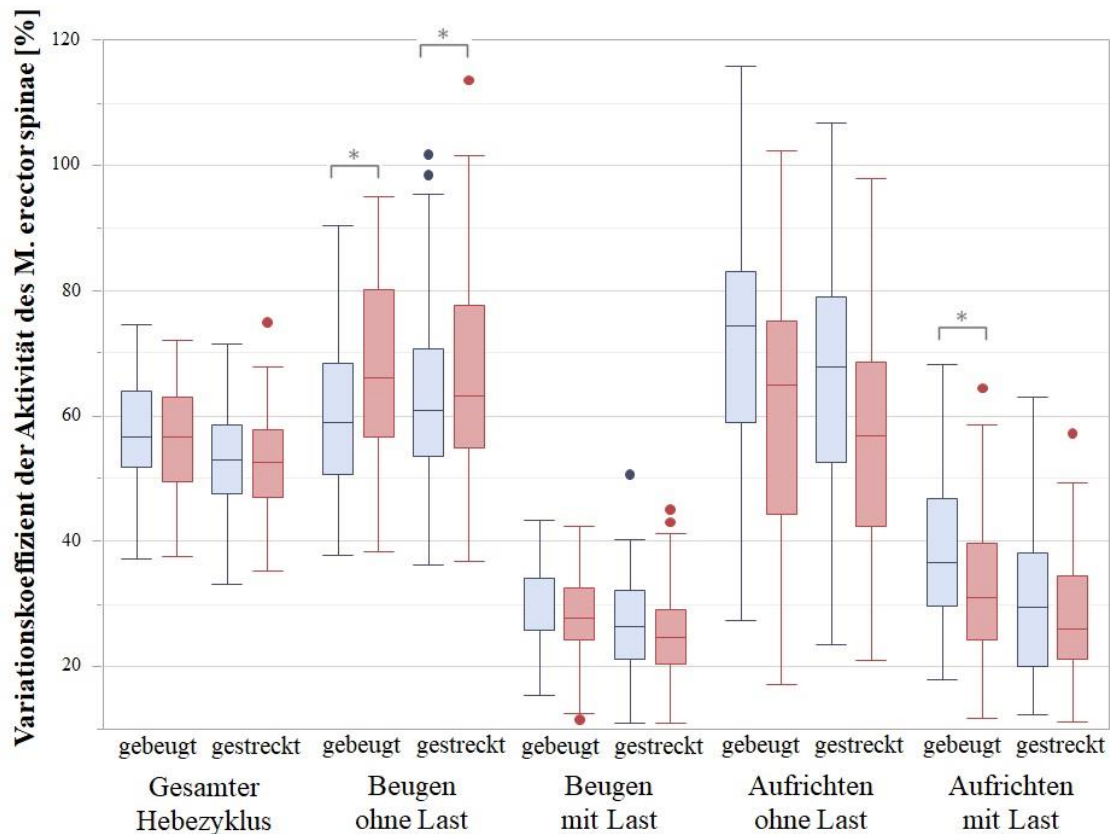


Abbildung 17: Der Variationskoeffizient der Aktivität des M. erector spinae in den verschiedenen Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Hebetechnik (gebeugte oder gestreckte Knie)

### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Bei der Analyse der Interaktion von Exoskelett und Oberkörperausrichtung ergaben sich keinerlei signifikante Unterschiede (s. Tabelle 2). Die absolute Variabilität war bei den Hebungen mit dem Exoskelett stets etwas geringer als ohne (s. Abb. 18). Alle Werte lagen dabei zwischen 4,22%MVE und 10,45%MVE (s. Anhang 1 auf S. 91).

Der Variationskoeffizient zeigte bei Betrachtung des gesamten Hebezyklus nur bei der Ausrichtung nach ipsilateral einen geringen Unterschied (s. Abb. 18). Auch in den anderen Phasen waren die Differenzen gering, sodass sich für diese Betrachtung keine signifikanten Effekte für die Nutzung des Exoskeletts zeigten (s. Tabelle 2).

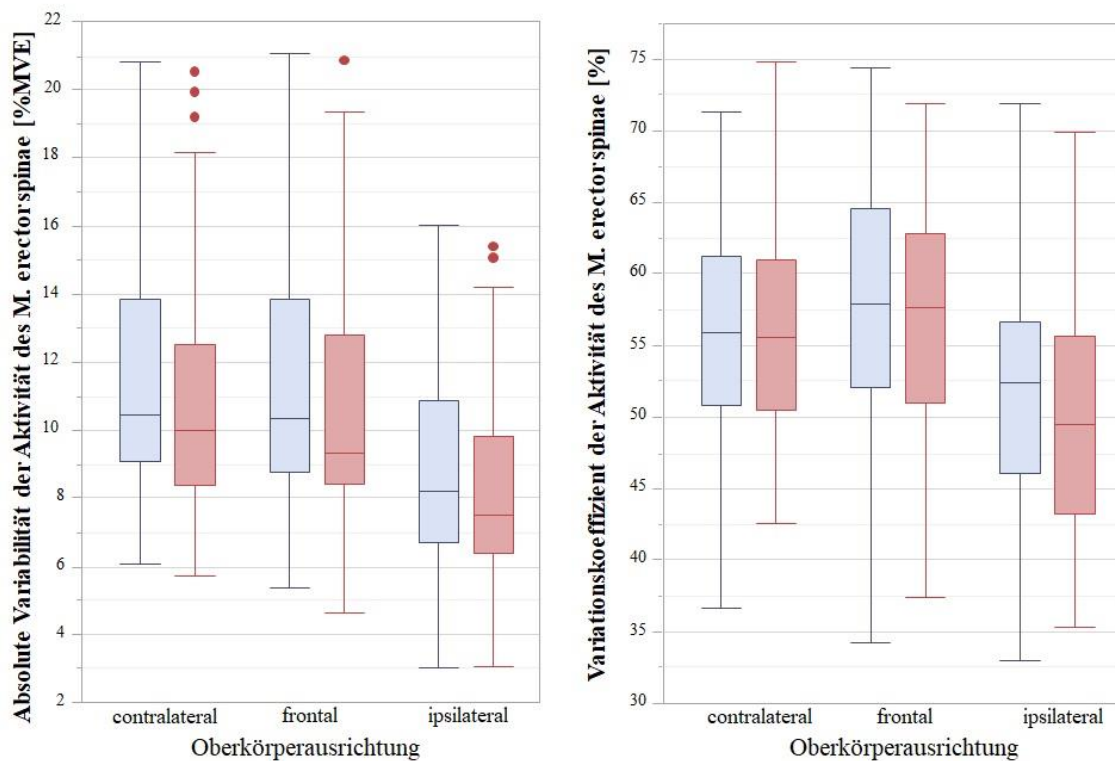


Abbildung 18: Absolute Variabilität (links) und Variationskoeffizient (rechts) der Aktivität des M. erector spinae während des gesamten Hebezyklus unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Oberkörperausrichtung (contralateral/frontal/ipsilateral)

### Interaktion zwischen Exoskelett, Hebetechnik und Oberkörperausrichtung

Bei der Interaktion der drei unabhängigen Variablen war die absolute Variabilität mit dem Exoskelett meist in geringem Maß kleiner als ohne das Laevo<sup>®</sup>. Die Werte lagen jedoch alle zwischen 3,97%MVE und 10,76%MVE und damit nahe beieinander (s. Anhang 2 auf S. 92), sodass sich bei der Analyse der Interaktion aller drei unabhängigen Variablen keine signifikanten Unterschiede ergaben (s. Tabelle 2).

Auch die Variationskoeffizienten unterschieden sich nur wenig (s. Anhang 2 auf S. 92). Keine der Differenzen zwischen den Exoskelett-Bedingungen wurde signifikant (s. Tabelle 2).

## 3.1.2 **Bewegungsvariabilität anhand der Wirbelsäulenhaltung**

### 3.1.2.1 *Bewegungsvariabilität der Brustkyphose*

#### Einfluss des Exoskeletts

Die absolute Variabilität der Brustkyphose war über den gesamten Hebezyklus mit Exoskelett um 0,54° geringer als ohne Exoskelett (s. Tabelle 4). Dieser Unterschied wurde mit mittlerer Effektstärke signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,22$ ).

**Tabelle 4: Die Bewegungsvariabilität der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett**

Phase	Exoskelett	absolute Variabilität der Brustkyphose [°]			Variationskoeffizient der Brustkyphose [%]		
		25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	4,57	5,25	6,21	60,88	110,31	224,30
	mit	3,99	4,71	5,39	62,30	118,12	261,26
Beugen ohne Last	ohne	3,98	5,12	5,92	65,48	101,22	160,42
	mit	3,49	4,25	5,25	64,78	98,60	155,42
Beugen mit Last	ohne	4,27	5,30	6,43	52,53	102,67	251,11
	mit	3,69	4,53	5,47	52,02	111,60	236,47
Aufrichten ohne Last	ohne	3,37	4,32	5,75	46,84	89,20	164,17
	mit	2,85	3,63	4,87	51,48	90,44	192,73
Aufrichten mit Last	ohne	3,96	4,80	6,13	46,84	89,20	164,17
	mit	3,47	4,19	5,33	51,48	90,44	192,73

**Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der Bewegungsvariabilität der Brustkyphose: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, †- mittlere Effektstärke, E - Exoskelett, E x H - Interaktion von E & Hebetchnik, E x A - Interaktion von E & Ausrichtung, E x H x A - Interaktion der drei Variablen**

Phase		absolute Variabilität	Variationskoeffizient
Gesamter Hebezyklus	E	<b>68,48 (&lt;0,01 / 0,22 †)</b>	0,64 (0,42 / 2,62*10 <sup>-3</sup> )
	E x H	0,10 (0,76 / 3,97*10 <sup>-4</sup> )	2,94 (0,09 / 0,01)
	E x A	1,82 (0,18 / 0,01)	0,68 (0,41 / 2,76*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,01 (0,94 / 2,29*10 <sup>-5</sup> )	0,27 (0,60 / 1,10*10 <sup>-3</sup> )
Beugen ohne Last	E	<b>35,31 (&lt;0,01 / 0,13 †)</b>	0,11 (0,75 / 4,30*10 <sup>-4</sup> )
	E x H	1,27 (0,26 / 0,01)	0,06 (0,80 / 2,49*10 <sup>-4</sup> )
	E x A	2,99 (0,08 / 0,01)	0,82 (0,37 / 3,32*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,01 (0,91 / 5,22*10 <sup>-5</sup> )	0,03 (0,87 / 1,06*10 <sup>-4</sup> )
Beugen mit Last	E	<b>37,27 (&lt;0,01 / 0,13 †)</b>	0,24 (0,62 / 9,77*10 <sup>-4</sup> )
	E x H	0,08 (0,78 / 3,10*10 <sup>-4</sup> )	0,82 (0,37 / 3,32*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	1,96 (0,16 / 0,01)	0,02 (0,88 / 1,00*10 <sup>-4</sup> )
	E x H x A	0,02 (0,89 / 8,33*10 <sup>-5</sup> )	0,20 (0,65 / 8,32*10 <sup>-4</sup> )
Aufrichten ohne Last	E	<b>36,48 (&lt;0,001 / 0,13 †)</b>	0,14 (0,71 / 5,52*10 <sup>-4</sup> )
	E x H	0,14 (0,71 / 5,85*10 <sup>-4</sup> )	1,57 (0,21 / 0,01)
	E x A	0,97 (0,33 / 3,93*10 <sup>-3</sup> )	0,07 (0,80 / 2,67*10 <sup>-4</sup> )
	E x H x A	0,06 (0,81 / 2,36*10 <sup>-4</sup> )	1,79 (0,18 / 0,01)
Aufrichten mit Last	E	<b>48,65 (&lt;0,01 / 0,17 †)</b>	1,16 (0,28 / 4,72*10 <sup>-3</sup> )
	E x H	1,70 (0,19 / 0,01)	1,58 (0,21 / 0,01)
	E x A	0,38 (0,54 / 1,53*10 <sup>-3</sup> )	0,54 (0,46 / 2,21*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,01 (0,91 / 5,22*10 <sup>-5</sup> )	0,02 (0,89 / 7,88*10 <sup>-5</sup> )

Auch in den einzelnen Phasen der Hebung zeigten sich signifikante Unterschiede mit mittlerer Effektstärke (s. Tabelle 5). Die absolute Variabilität war dabei bei den Hebevorgängen ohne Exoskelett stets größer als mit diesem (s. Abb. 19). Die maximale Differenz zwischen den beiden Bedingungen betrug  $0,87^\circ$  und fand sich beim Beugen ohne Last (s. Tabelle 4) ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,13$ ). Die Verwendung des Exoskeletts bedingte auch in den anderen Hebephasen Unterschiede mit mittlerer Effektstärke, nämlich beim Beugen mit Last (Differenz von  $0,77^\circ$ ,  $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,13$ ), beim Aufrichten ohne Last (Differenz von  $0,69^\circ$ ,  $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,13$ ) und beim Aufrichten mit Last (Differenz von  $0,61^\circ$ ,  $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,17$ ). In letzterem Fall betrug die absolute Variabilität ohne Exoskelett  $4,80^\circ$  und  $4,19^\circ$  mit diesem.

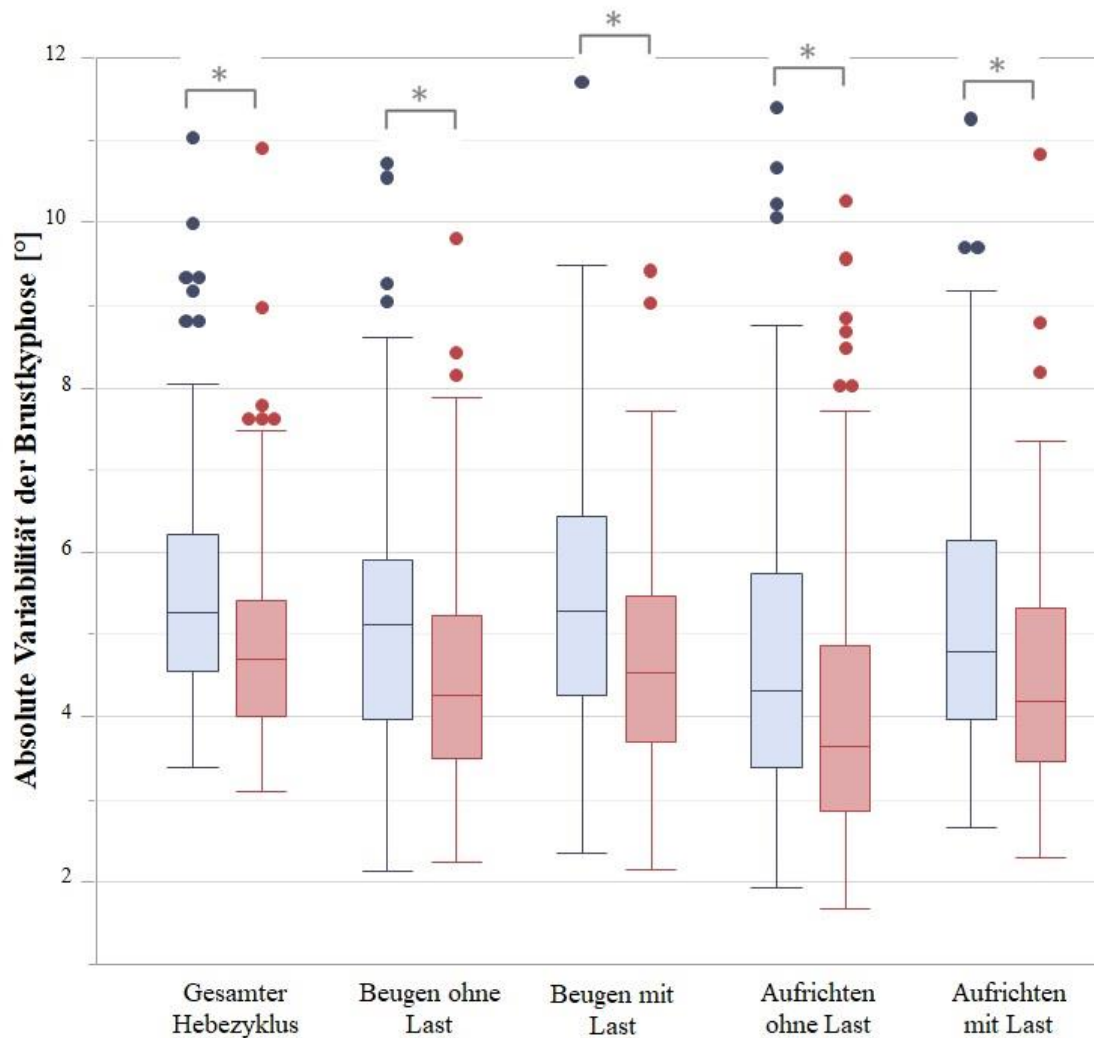


Abbildung 19: Die absolute Variabilität der Brustkyphose in den einzelnen Hebephasen unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Der Variationskoeffizient der Brustkyphose war mit 118,12% im Median über den gesamten Hebezyklus mit dem Exoskelett am größten (s. Tabelle 4). Die Differenz von 7,81% zur Bedingung ohne Exoskelett war jedoch wie auch in den anderen Phasen gering und wurde nicht signifikant (s. Tabelle 5).

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Hebetchnik

Für die absolute Variabilität der Brustkyphose ergaben sich keine signifikanten Interaktionen zwischen Exoskelett und Hebetchnik (s. Tabelle 5). Die absolute Variabilität war über den gesamten Hebezyklus tendenziell ohne das Exoskelett größer als mit dem Laevo® (s. Anhang 3 auf S. 93). Über alle Hebephasen hinweg lagen die Werte zwischen 3,26° und 5,65° und damit nahe beieinander.

Auch der Variationskoeffizient der Brustkyphose zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett, wenn zusätzlich die Hebetchnik betrachtet wurde (s. Tabelle 5). Für den gesamten Hebezyklus betrug die Differenz zwischen den Exoskelett-Bedingungen bei gebeugten Knien 3,94% und 6,41% bei gestreckten Knien. Insgesamt lagen alle Variationskoeffizienten der verschiedenen Hebephasen zwischen 84% und 120% (s. Anhang 3 auf S. 93).

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Betrachtet man die Interaktion von Exoskelett und Oberkörperausrichtung auf die absolute Variabilität, zeigten sich bei der Ausrichtung nach lateral größere Unterschiede zwischen den Exoskelett-Bedingungen als bei der frontalen Oberkörperausrichtung (s. Anhang 4 auf S. 93). Die Differenzen erreichten aber keine Signifikanz (s. Tabelle 5).

Für die Variationskoeffizienten zeigten sich über alle Phasen der Hebung hinweg unabhängig von der Oberkörperausrichtung kaum Unterschiede zwischen Hebungen mit und ohne Exoskelett (s. Abb. 20 und Anhang 4 auf S. 93). Diese geringen Differenzen wurden nicht signifikant (s. Tabelle 5).



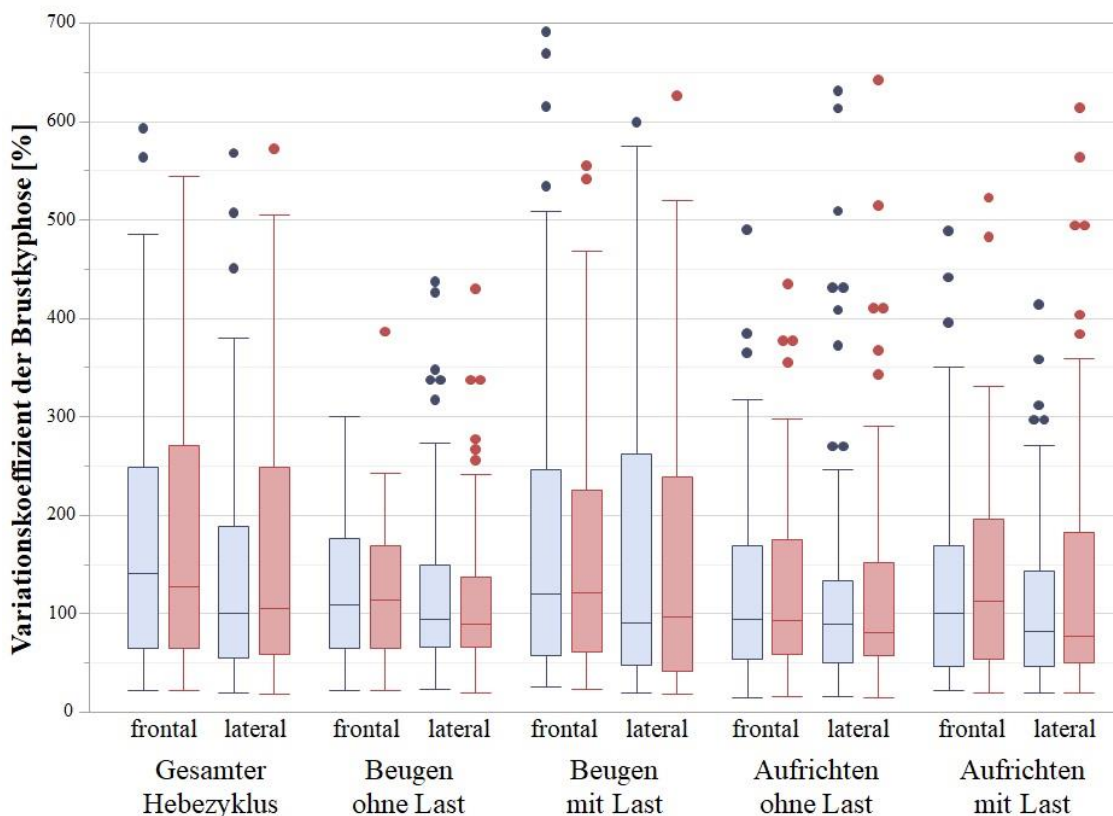


Abbildung 20: Der Variationskoeffizient der Brustkyphose in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Oberkörperausrichtung (frontal/lateral)

### Interaktion zwischen Exoskelett, Hebetechnik und Oberkörperausrichtung

Bei Betrachtung aller drei Variablen und ihrer Auswirkung auf die Variabilität der Brustkyphose zeigte sich, dass bei Verwendung des Laevo<sup>®</sup> die absolute Variabilität in allen Phasen und unter jeder Bedingung tendenziell geringer war als bei den Hebevorgängen ohne das Exoskelett (s. Anhang 5 auf S. 94). Diese geringen Unterschiede von maximal 1,13° wurden jedoch nicht signifikant (s. Tabelle 5).

Der Variationskoeffizient der Brustkyphose zeigte zwischen den Exoskelett-Bedingungen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 5 und Anhang 5 auf S. 94).

### **3.1.2.2 *Bewegungsvariabilität der Lendenlordose***

#### Einfluss des Exoskeletts

Bei der Lendenlordose war die absolute Variabilität mit dem Exoskelett während des gesamten Hebezyklus um 0,82° größer als ohne das Exoskelett (s. Tabelle 6). Diese

Differenz wurde signifikant ( $p = 0,02$ ,  $\eta_p^2 = 0,02$ ) (s. Tabelle 7). Auch in allen anderen Phasen der Hebung war die absolute Variabilität mit dem Exoskelett größer (s. Abb. 21).

**Tabelle 6: Die Bewegungsvariabilität der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett**

Phase	Exoskelett	absolute Variabilität der Lendenlordose [°]			Variationskoeffizient der Lendenlordose		
		25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	6,02	7,48	9,62	60,87	85,36	115,78
	mit	6,06	8,30	9,85	60,52	82,63	113,69
Beugen ohne Last	ohne	6,02	7,94	9,97	82,50	112,28	166,45
	mit	6,59	8,92	10,81	76,84	99,39	139,40
Beugen mit Last	ohne	5,29	7,09	9,01	54,21	80,78	116,43
	mit	5,10	7,72	9,35	54,03	78,09	100,39
Aufrichten ohne Last	ohne	6,15	7,87	9,84	63,64	86,40	116,26
	mit	5,91	8,27	9,85	60,57	82,06	115,82
Aufrichten mit Last	ohne	5,76	7,18	9,08	49,98	71,20	95,32
	mit	6,12	8,36	9,93	50,99	69,68	97,93

**Tabelle 7: Statistische Ergebnisse der Bewegungsvariabilität der Lendenlordose: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, E - Exoskelett, E x H - Interaktion von E & Hebetchnik, E x A - Interaktion von E & Ausrichtung, E x H x A - Interaktion der drei Variablen**

Phase		absolute Variabilität	Variationskoeffizient
Gesamter Hebezyklus	E	<b>5,95 (0,02 / 0,02)</b>	3,38 (0,07 / 0,01)
	E x H	1,30 (0,26 / 0,01)	0,02 (0,90 / 7,10*10 <sup>-5</sup> )
	E x A	0,24 (0,62 / 9,81*10 <sup>-4</sup> )	0,36 (0,55 / 1,46*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	8,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 3,27*10 <sup>-6</sup> )	0,13 (0,72 / 5,32*10 <sup>-4</sup> )
Beugen ohne Last	E	<b>20,13 (&lt;0,01 / 0,08)</b>	<b>8,37 (&lt;0,01 / 0,03)</b>
	E x H	0,64 (0,43 / 2,60*10 <sup>-3</sup> )	0,82 (0,37 / 3,32*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	0,23 (0,64 / 9,20*10 <sup>-4</sup> )	0,09 (0,77 / 3,47*10 <sup>-4</sup> )
	E x H x A	0,02 (0,88 / 9,02*10 <sup>-5</sup> )	0,66 (0,42 / 2,69*10 <sup>-3</sup> )
Beugen mit Last	E	1,23 (0,27 / 0,01)	3,04 (0,08 / 0,01)
	E x H	1,38 (0,24 / 0,01)	0,09 (0,77 / 3,53*10 <sup>-4</sup> )
	E x A	0,25 (0,62 / 1,00*10 <sup>-3</sup> )	0,23 (0,63 / 9,49*10 <sup>-4</sup> )
	E x H x A	0,06 (0,81 / 2,44*10 <sup>-4</sup> )	5,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 2,04*10 <sup>-6</sup> )
Aufrichten ohne Last	E	0,04 (0,84 / 1,62*10 <sup>-4</sup> )	0,82 (0,37 / 3,33*10 <sup>-3</sup> )
	E x H	<b>4,52 (0,03 / 0,02)</b>	0,01 (0,92 / 4,29*10 <sup>-5</sup> )
	E x A	0,07 (0,79 / 2,85*10 <sup>-4</sup> )	0,32 (0,57 / 1,30*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,04 (0,83 / 1,82*10 <sup>-4</sup> )	0 (1,00 / 0)
Aufrichten mit Last	E	<b>27,30 (&lt;0,01 / 0,10)</b>	0,01 (0,91 / 5,55*10 <sup>-5</sup> )
	E x H	0,43 (0,51 / 1,76*10 <sup>-3</sup> )	0,19 (0,67 / 7,64*10 <sup>-4</sup> )
	E x A	0,35 (0,55 / 1,44*10 <sup>-3</sup> )	0,48 (0,49 / 1,95*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,03 (0,85 / 1,41*10 <sup>-4</sup> )	0,05 (0,83 / 1,84*10 <sup>-4</sup> )

Die größte Differenz mit  $1,18^\circ$  trat beim Aufrichten mit Last auf und war mit kleiner Effektstärke signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,10$ ). Auch beim Beugen ohne Last zeigte sich eine signifikante Differenz von  $0,98^\circ$  ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,08$ ). Die größte absolute Variabilität trat außerdem beim Beugen ohne Last unter Verwendung des Exoskeletts auf und betrug im Median  $8,92^\circ$ . Mit  $7,09^\circ$  war die absolute Variabilität beim Beugen mit Last ohne Exoskelett am geringsten (s. Tabelle 6).

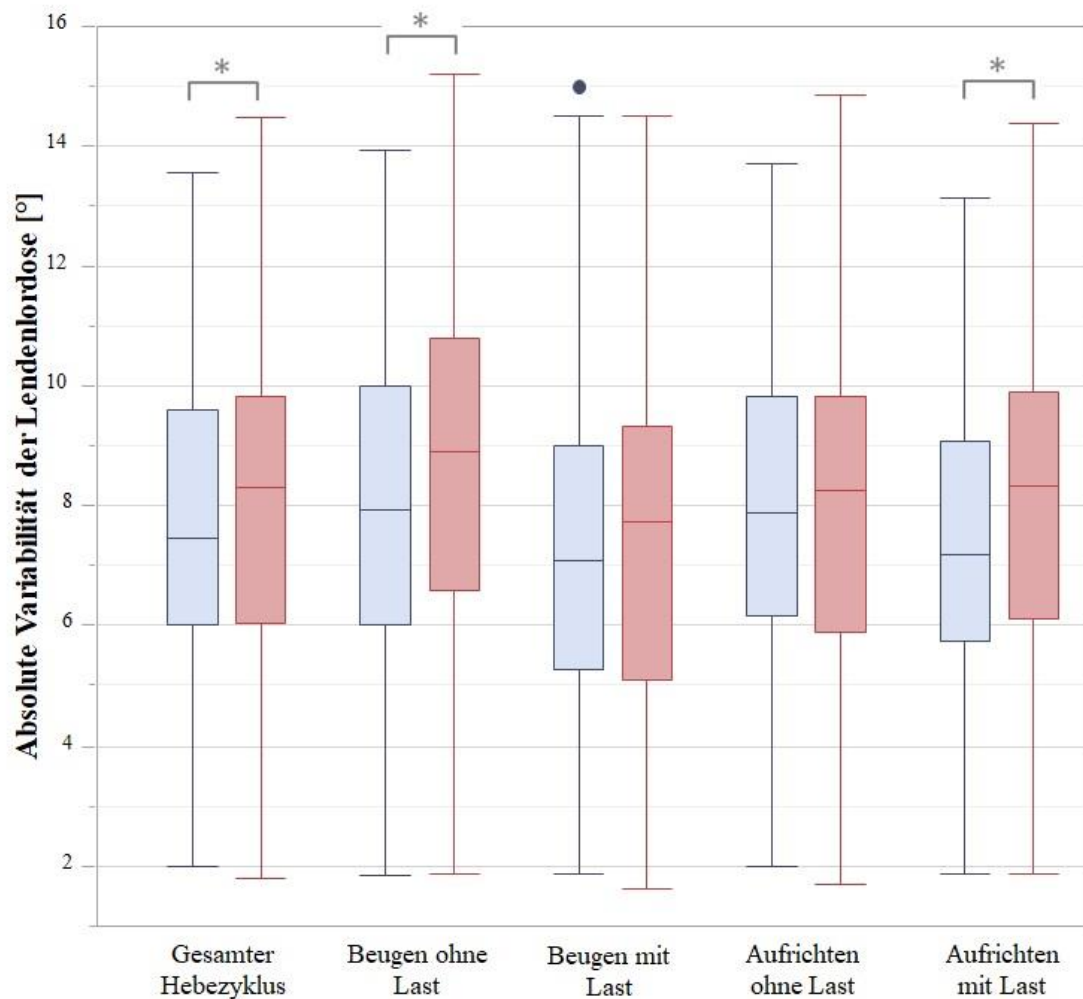


Abbildung 21: Die absolute Variabilität der Lendenlordose in den einzelnen Hebephasen unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Der Variationskoeffizient der Lendenlordose zeigte sich mit dem Exoskelett stets etwas geringer als ohne Exoskelett (s. Abb. 22). Über den gesamten Hebezyklus betrug die Differenz zwischen den Exoskelett-Bedingungen 2,73% (s. Tabelle 6). In der Hebephase „Beugen ohne Last“ wurde der Unterschied mit 12,89% am größten und auch als einzige Differenz dieser Betrachtung signifikant ( $p < 0,01$ ;  $\eta_p^2 = 0,03$ ; s. Tabelle 7). In dieser Phase

fand sich außerdem auch der größte Variationskoeffizient mit 112,28% bei Ausführung ohne das Laevo® (s. Tabelle 6).

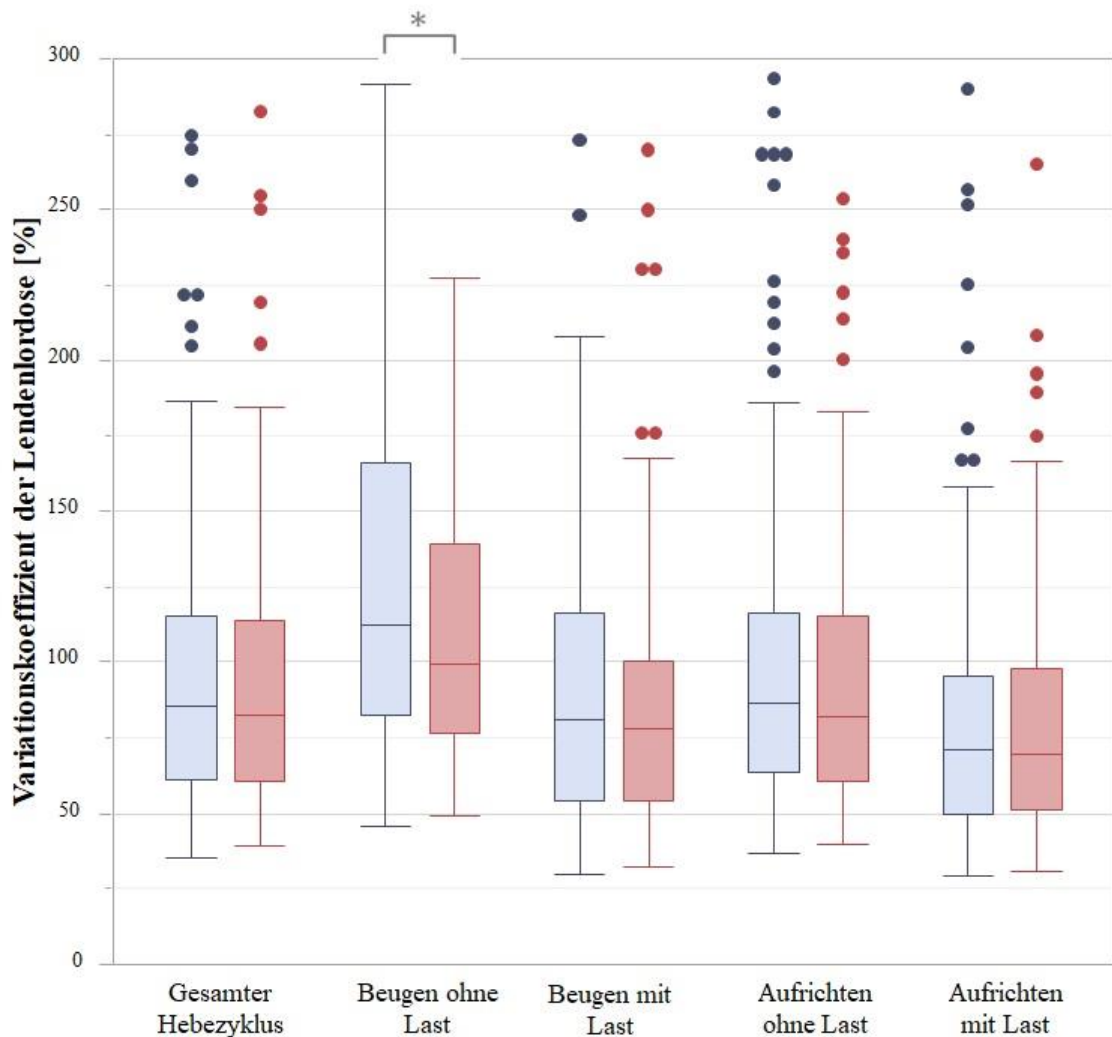


Abbildung 22: Der Variationskoeffizient der Lendenlordose in den einzelnen Hebephasen unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Hebetechnik

Bei der Interaktion von Exoskelett und Hebetechnik zeigte die Lendenlordose unter Verwendung des Exoskeletts über den gesamten Hebezyklus eine höhere absolute Variabilität als ohne das Laevo® (s. Tabelle 8). Auch in den übrigen Hebephasen trat diese Tendenz auf. Der Unterschied zwischen den beiden Exoskelett-Bedingungen wurde dabei aber nur in der Phase „Aufrichten ohne Last“ signifikant ( $p = 0,03$ ,  $\eta_p^2 = 0,02$ ) (s. Tabelle 7). Die absolute Variabilität betrug hier für die Hebetechnik mit gebeugten Kniegelenken ohne bzw. mit dem Exoskelett  $6,98^\circ$  bzw.  $7,11^\circ$  und  $8,94^\circ$  bzw.  $9,53^\circ$  bei der Ausführung

mit gestreckten Knien. In der post-hoc-Analyse wurden für die verschiedenen Hebetechniken jedoch keine signifikanten Differenzen ersichtlich.

**Tabelle 8: Die Bewegungsvariabilität der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Kniegelenke)**

Phase	EXO	Hebetechnik	absolute Variabilität der Lendenlordose [°]			Variationskoeffizient der Lendenlordose [%]		
			25.	75.	25.	75.	75.	
			Quantil	Median	Quantil	Quantil	Median	Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	gebeugt	5,11	6,53	8,25	60,23	88,93	140,67
		gestreckt	6,88	8,62	10,39	61,91	83,15	108,31
	mit	gebeugt	5,09	6,97	8,47	58,80	88,84	121,10
		gestreckt	7,75	9,39	10,91	62,18	80,48	107,15
Beugen ohne Last	ohne	gebeugt	5,20	6,81	8,43	78,28	118,86	178,57
		gestreckt	7,70	9,37	10,87	83,65	110,60	152,52
	mit	gebeugt	5,66	7,57	9,17	71,20	108,67	162,20
		gestreckt	8,39	10,26	11,80	79,70	97,65	132,92
Beugen mit Last	ohne	gebeugt	4,73	5,83	7,75	53,29	78,79	136,62
		gestreckt	6,30	7,90	9,97	54,30	82,20	106,68
	mit	gebeugt	4,43	6,25	8,05	49,97	83,79	109,24
		gestreckt	6,61	8,79	10,48	56,92	76,15	93,83
Aufrichten ohne Last	ohne	gebeugt	5,36	6,98	8,93	63,82	89,80	136,98
		gestreckt	7,53	8,94	10,67	63,48	82,58	107,28
	mit	gebeugt	5,03	7,11	8,31	58,66	88,09	124,10
		gestreckt	7,57	9,53	10,90	61,51	78,01	107,09
Aufrichten mit Last	ohne	gebeugt	4,80	6,23	8,02	49,82	74,90	124,71
		gestreckt	6,69	8,46	9,78	50,07	69,37	85,90
	mit	gebeugt	5,23	7,14	8,78	50,37	73,47	104,00
		gestreckt	7,72	9,30	10,61	51,35	66,69	89,03

Der Variationskoeffizient der Lendenlordose war über den gesamten Hebezyklus und in den meisten Hebephasen bei Verwendung des Exoskeletts tendenziell geringer (s. Abb. 23 und Tabelle 8). Die Unterschiede wurden allerdings nicht signifikant (s. Tabelle 7).

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Die Interaktion von Exoskelett und Oberkörperausrichtung zeigte sowohl für die absolute Variabilität als auch für den Variationskoeffizient nur geringe Unterschiede (s. Anhang 6 auf S. 95), die nicht signifikant wurden (s. Tabelle 7).

#### Interaktion zwischen Exoskelett, Hebetechnik und Oberkörperausrichtung

Auch bei Betrachtung der Interaktion aller drei unabhängigen Variablen konnte nur eine Tendenz zu einer größeren absoluten sowie geringeren relativen Variabilität unter Verwendung des Exoskeletts verzeichnet werden (s. Anhang 7 auf S. 96). Die Differenzen wurden in keiner Phase der Hebung signifikant (s. Tabelle 7).

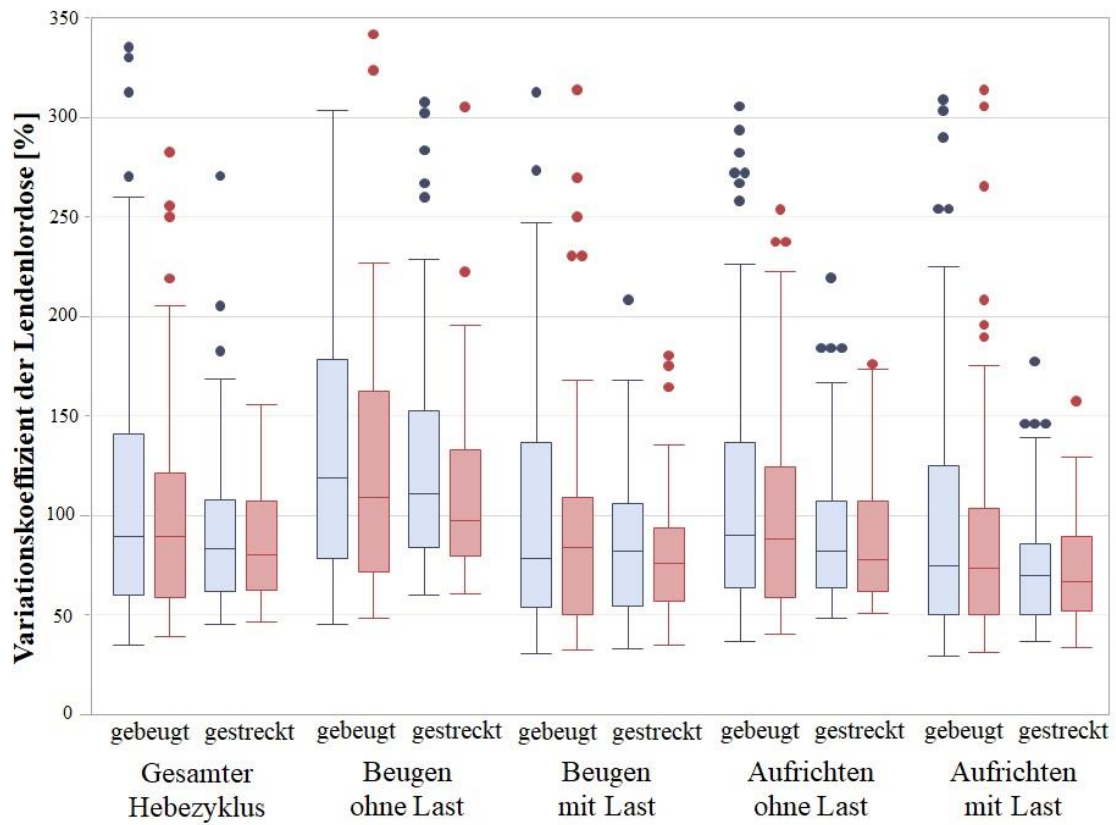


Abbildung 23: Der Variationskoeffizient der Lendenlordose in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie Hebetechnik (gebeugte oder gestreckte Knie)

## 3.2 Haltung der Wirbelsäule

Alle Werte sind, wie in Kapitel 2.8.4.2 beschrieben, als Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose in der aufrechten Position zu verstehen.

### 3.2.1 Haltung der Wirbelsäule während der Hebevorgänge

#### 3.2.1.1 Haltung der Brustkyphose

##### Einfluss des Exoskeletts

Die Brustkyphose zeigte über den gesamten Hebevorgang mit dem Exoskelett eine geringere Abweichung von der Brustkyphose im aufrechten Stand (s. Tabelle 9). Für die Minima ergab sich bei Betrachtung des gesamten Hebezyklus die größte Differenz zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett. Mit dem Laevo<sup>®</sup> wurde 0,71° weniger stark von der Brustkyphose der Referenzposition abgewichen. Dieser Unterschied wurde signifikant ( $p = 0,04$ ,  $\eta_p^2 = 0,02$ ).

**Tabelle 9: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose, Werte < 0 einen flacheren Kyphosewinkel als bei der Referenzposition**

		Abweichung von der Brustkyphose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Minimum			Median			Maximum		
		25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	-13,12	-8,83	-3,17	-1,20	2,98	8,71	8,27	12,99	18,48
	mit	-11,64	-8,12	-3,71	-1,22	2,27	6,99	7,32	11,14	15,82
BO	ohne	-9,17	-4,96	-0,71	-1,05	2,31	7,15	4,60	9,04	14,36
	mit	-7,97	-4,26	-0,94	-1,08	2,38	5,84	4,95	8,29	12,25
BM	ohne	-9,85	-4,77	1,17	-0,09	4,59	9,45	6,17	10,31	15,99
	mit	-9,00	-4,40	1,26	-0,60	3,20	8,94	4,73	8,74	14,36
AO	ohne	-8,20	-4,34	0,11	-2,15	2,65	9,24	2,94	8,84	14,34
	mit	-7,75	-4,31	-0,06	-1,96	2,36	6,67	2,35	6,79	11,89
AM	ohne	-9,97	-4,62	0,74	-1,49	3,75	9,51	4,19	9,55	16,51
	mit	-9,15	-5,06	-0,03	-1,51	1,81	7,34	3,34	7,12	13,07

Auch in zwei anderen Hebephasen ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Minima der Exoskelett-Bedingungen (s. Tabelle 10). Beim Beugen ohne Last war die Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position mit dem Exoskelett um 0,70° geringer als ohne das Exoskelett ( $p = 0,04$ ,  $\eta_p^2 = 0,02$ ). Auch beim Beugen mit Last trat mit 0,37° ein signifikanter Unterschied mit kleiner Effektstärke auf ( $p = 0,03$ ,  $\eta_p^2 = 0,02$ ).

**Tabelle 10: Statistische Ergebnisse der Brustkyphose während der Hebungen: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, E - Exoskelett, E x H - Interaktion von E & Hebetchnik, E x A - Interaktion von E & Ausrichtung, E x H x A – Interaktion der drei Variablen**

Phase		Minimum	Median	Maximum
Gesamter Hebezyklus	E	<b>4,23 (0,04 / 0,02)</b>	2,57 (0,11 / 0,01)	<b>21,32 (&lt;0,01 / 0,08)</b>
	E x H	<b>4,61 (0,03 / 0,02)</b>	<b>5,71 (0,02 / 0,02)</b>	<b>7,35 (&lt;0,01 / 0,03)</b>
	E x A	4,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 1,68*10 <sup>-6</sup> )	0,68 (0,41 / 2,83*10 <sup>-3</sup> )	2,14 (0,15 / 0,01)
	E x H x A	0,05 (0,83 / 2,01*10 <sup>-4</sup> )	0 (1,00 / 0)	0,05 (0,83 / 1,95*10 <sup>-4</sup> )
Beugen ohne Last	E	<b>4,19 (0,04 / 0,02)</b>	8,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 3,38*10 <sup>-6</sup> )	<b>7,41 (&lt;0,01 / 0,03)</b>
	E x H	<b>4,72 (0,03 / 0,02)</b>	2,3799 (0,12 / 0,01)	1,12 (0,29 / 4,71*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	6,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 2,53*10 <sup>-6</sup> )	0,7195 (0,40 / 3,03*10 <sup>-3</sup> )	1,81 (0,18 / 0,01)
	E x H x A	0,03 (0,87 / 1,11*10 <sup>-4</sup> )	0 (1,00 / 0)	3,00*10 <sup>-3</sup> (0,96 / 1,27*10 <sup>-5</sup> )
Beugen mit Last	E	<b>4,87 (0,03 / 0,02)</b>	3,28 (0,07 / 0,01)	<b>12,31 (&lt;0,01 / 0,05)</b>
	E x H	<b>4,73 (0,03 / 0,02)</b>	<b>8,29 (&lt;0,01 / 0,03)</b>	<b>5,17 (0,02 / 0,02)</b>
	E x A	0,62 (0,43 / 2,61*10 <sup>-3</sup> )	1,24 (0,27 / 0,01)	3,10 (0,08 / 0,01)
	E x H x A	4,20*10 <sup>-3</sup> (0,95 / 1,76*10 <sup>-5</sup> )	0 (1,00 / 0)	0,15 (0,69 / 6,49*10 <sup>-4</sup> )
Aufrichten ohne Last	E	0,01 (0,94 / 2,23*10 <sup>-5</sup> )	1,82 (0,18 / 0,01)	<b>16,06 (&lt;0,01 / 0,06)</b>
	E x H	<b>7,09 (&lt;0,01 / 0,03)</b>	<b>5,29 (0,02 / 0,02)</b>	<b>8,25 (&lt;0,01 / 0,03)</b>
	E x A	1,50*10 <sup>-3</sup> (0,97 / 6,30*10 <sup>-6</sup> )	0,32 (0,57 / 1,35*10 <sup>-3</sup> )	1,33 (0,25 / 0,01)
	E x H x A	0,01 (0,94 / 2,27*10 <sup>-5</sup> )	0,07 (0,79 / 3,10*10 <sup>-4</sup> )	0,04 (0,84 / 1,69*10 <sup>-4</sup> )
Aufrichten mit Last	E	0,11 (0,74 / 4,52*10 <sup>-4</sup> )	<b>6,59 (0,01 / 0,03)</b>	<b>22,17 (&lt;0,01 / 0,09)</b>
	E x H	1,99 (0,16 / 0,01)	<b>3,96 (0,04 / 0,02)</b>	<b>6,09 (0,01 / 0,02)</b>
	E x A	0,02 (0,89 / 8,32*10 <sup>-5</sup> )	0,25 (0,62 / 1,05*10 <sup>-3</sup> )	0,30 (0,59 / 1,25*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,28 (0,60 / 1,17*10 <sup>-3</sup> )	0,04 (0,85 / 1,52*10 <sup>-4</sup> )	0,16 (0,69 / 6,88*10 <sup>-4</sup> )

Beim Median der Abweichung von der neutralen Brustkyphose zeigte sich mit Exoskelett ebenfalls sowohl über den gesamten Hebezyklus als auch in den meisten Phasen der Hebung eine Tendenz zur geringeren Abweichung von der Referenzposition als ohne das Exoskelett (s. Abb. 24). Signifikanz erreichte diese Differenz nur beim Aufrichten mit Last (s. Tabelle 10). Ohne Exoskelett betrug der Median hier 3,75°, mit Exoskelett waren es 1,81° (s. Tabelle 9). Dieser Unterschied von 1,94° wurde mit kleiner Effektstärke signifikant ( $p = 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,03$ ).



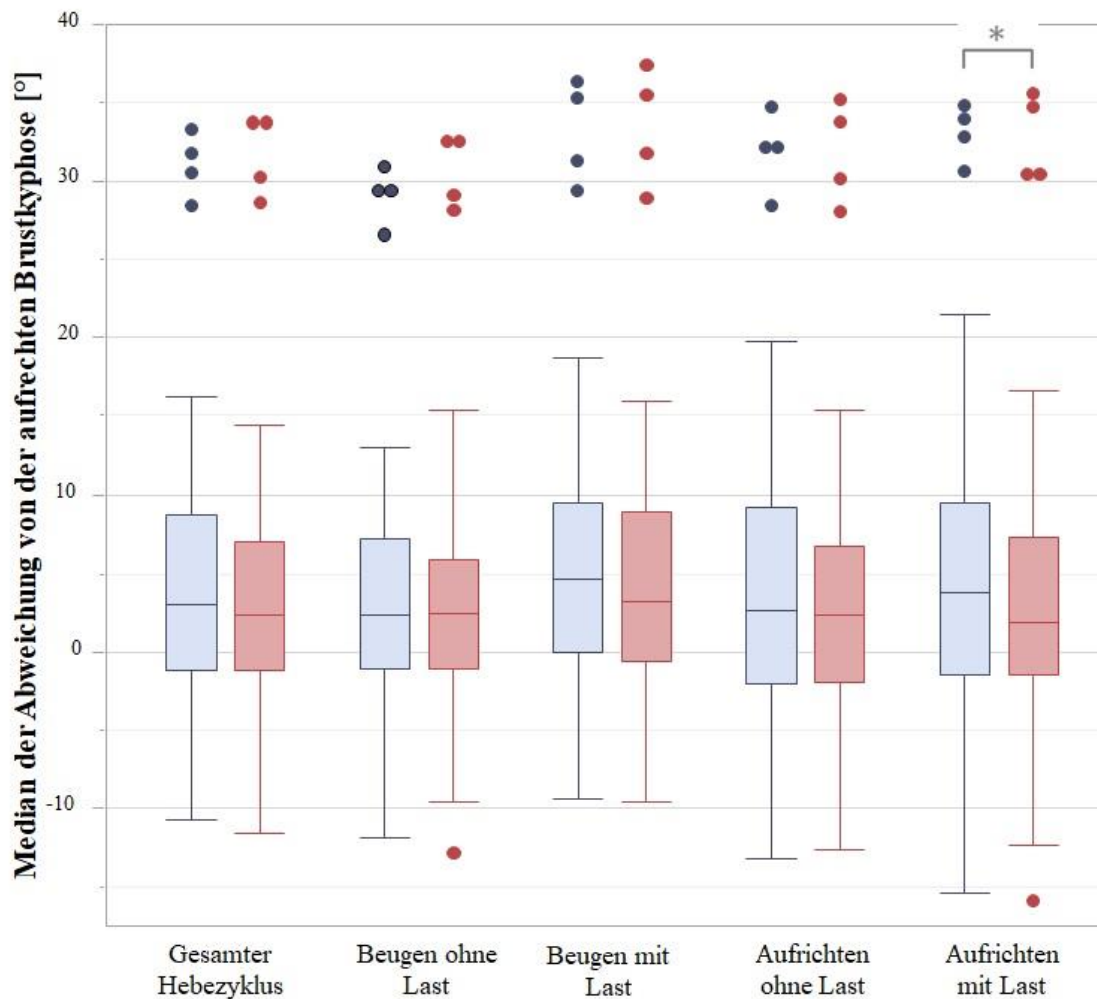


Abbildung 24: Der Median der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Bei den Maxima ließen sich die größten Unterschiede zwischen der Ausführung mit und ohne Exoskelett finden. Für den gesamten Hebezyklus und in allen Phasen der Hebung war die Abweichung von der Brustkyphose der Neutralposition mit dem Exoskelett geringer als ohne (s. Abb. 25). Die größte Differenz mit  $2,43^\circ$  zeigte sich auch hier beim Aufrichten mit Last. Ohne bzw. mit Exoskelett betrug der Median der maximalen Abweichung  $9,55^\circ$  bzw.  $7,12^\circ$  (s. Tabelle 9). Dieser Unterschied wurde signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,09$ ). Die Differenzen der Exoskelett-Bedingungen zueinander betragen in den anderen Hebephasen zwischen  $0,75^\circ$  und  $2,05^\circ$  und wurden ebenfalls alle mit kleiner Effektstärke signifikant (s. Tabelle 10).

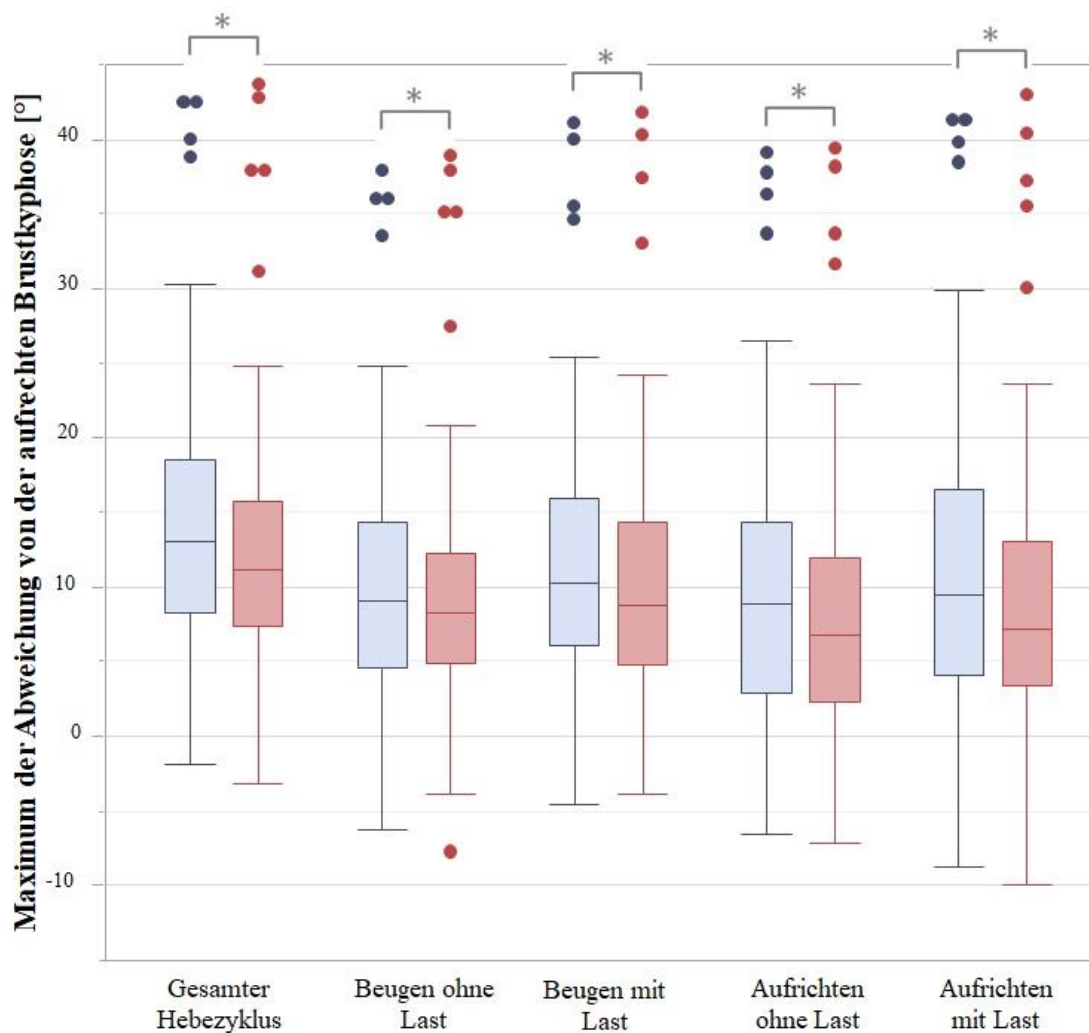


Abbildung 25: Das Maximum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

### Interaktion zwischen Exoskelett und Hebetechnik

Betrachtet man die Brustkyphose unter Interaktion von Exoskelett und Hebetechnik, zeigte sich für die Minima ein Unterschied im Gesamthebezyklus. Mit dem Exoskelett wurde bei der Hebetechnik mit gebeugten Knien um  $-7,50^\circ$  von der aufrechten Brustkyphose abgewichen, was bedeutet, dass der Kyphosewinkel verglichen zur Referenzposition flacher wurde. Ohne Laevo<sup>®</sup> wurde über den gesamten Hebezyklus um  $-9,45^\circ$  von der Referenzkyphose abgewichen (s. Tabelle 11). In den anderen Hebephasen zeigte sich ebenfalls für die gebeugte Beinposition eine geringere Abweichung von der Referenzposition bei Verwendung des Exoskeletts, während sich bei gestreckten Knien mit dem Exoskelett eine Tendenz zu stärkeren Abweichungen erkennen ließ.

**Tabelle 11: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Knie) während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose, Werte < 0 einen flacheren Kyphosewinkel als bei der Referenzposition**

			Abweichung von der Brustkyphose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Hebetechnik	Minimum			Median			Maximum		
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	-13,54	-9,45	-3,28	-1,75	1,56	7,71	7,73	10,79	16,47
		gestreckt	-12,78	-7,29	-2,43	0,06	4,18	9,40	9,03	15,15	19,37
	mit	gebeugt	-11,61	-7,50	-3,15	-1,60	2,18	6,82	7,13	10,51	15,72
		gestreckt	-12,02	-8,47	-3,80	-1,01	2,46	7,58	7,86	11,25	16,63
BO	ohne	gebeugt	-9,28	-5,01	-0,93	-1,23	2,71	7,10	5,08	9,06	14,15
		gestreckt	-9,36	-4,82	-0,07	-0,93	2,09	7,45	4,52	8,95	14,53
	mit	gebeugt	-7,91	-3,89	-0,17	-0,87	2,37	6,70	5,65	8,34	12,14
		gestreckt	-8,03	-4,82	-1,14	-1,31	2,45	5,67	3,50	8,29	12,44
BM	ohne	gebeugt	-10,16	-5,62	1,18	-0,21	2,13	8,42	5,61	9,37	15,02
		gestreckt	-9,67	-4,62	1,22	1,10	5,84	11,12	6,67	11,62	17,00
	mit	gebeugt	-8,45	-4,09	2,15	-0,75	2,54	8,89	4,62	8,72	14,14
		gestreckt	-9,39	-4,81	1,15	-0,39	3,53	9,38	5,24	9,12	14,53
AO	ohne	gebeugt	-8,40	-5,41	0,02	-2,58	0,56	6,96	2,02	5,89	12,61
		gestreckt	-7,79	-3,77	0,35	-0,57	5,68	9,83	5,38	11,42	16,17
	mit	gebeugt	-8,08	-3,60	0,01	-2,26	1,30	6,35	1,96	5,20	11,35
		gestreckt	-7,72	-4,70	-0,08	-1,09	3,01	7,91	3,32	8,26	12,93
AM	ohne	gebeugt	-8,77	-5,64	1,36	-2,03	1,98	8,73	3,35	7,39	14,60
		gestreckt	-10,26	-4,18	0,71	1,04	6,26	11,59	6,92	12,24	17,05
	mit	gebeugt	-9,86	-4,29	0,90	-2,23	1,81	7,03	2,79	6,31	12,76
		gestreckt	-8,90	-5,38	-0,71	-0,85	2,12	8,23	3,93	7,57	13,18

Signifikante Unterschiede traten in allen Hebephasen außer beim Aufrichten mit Last auf (s. Tabelle 10). Im post-hoc-Test wurden aber nur die Unterschiede der gebeugten Bedingung in den Phasen „Gesamter Hebezyklus“, „Beugen ohne Last“ und „Beugen mit Last“ signifikant (s. Abb. 26). Beim gesamten Hebezyklus und beim Beugen mit Last erreichten die Differenzen zwischen den Exoskelett-Bedingungen von 1,95° und 1,53° jedoch nur eine Effektstärke von  $d < 0,20$ . Nur in der Phase „Beugen ohne Last“ zeigte sich mit  $d = 0,21$  eine kleine Effektstärke. Die Differenz zwischen den Exoskelett-Bedingungen mit gebeugten Knien betrug hier 1,12°.

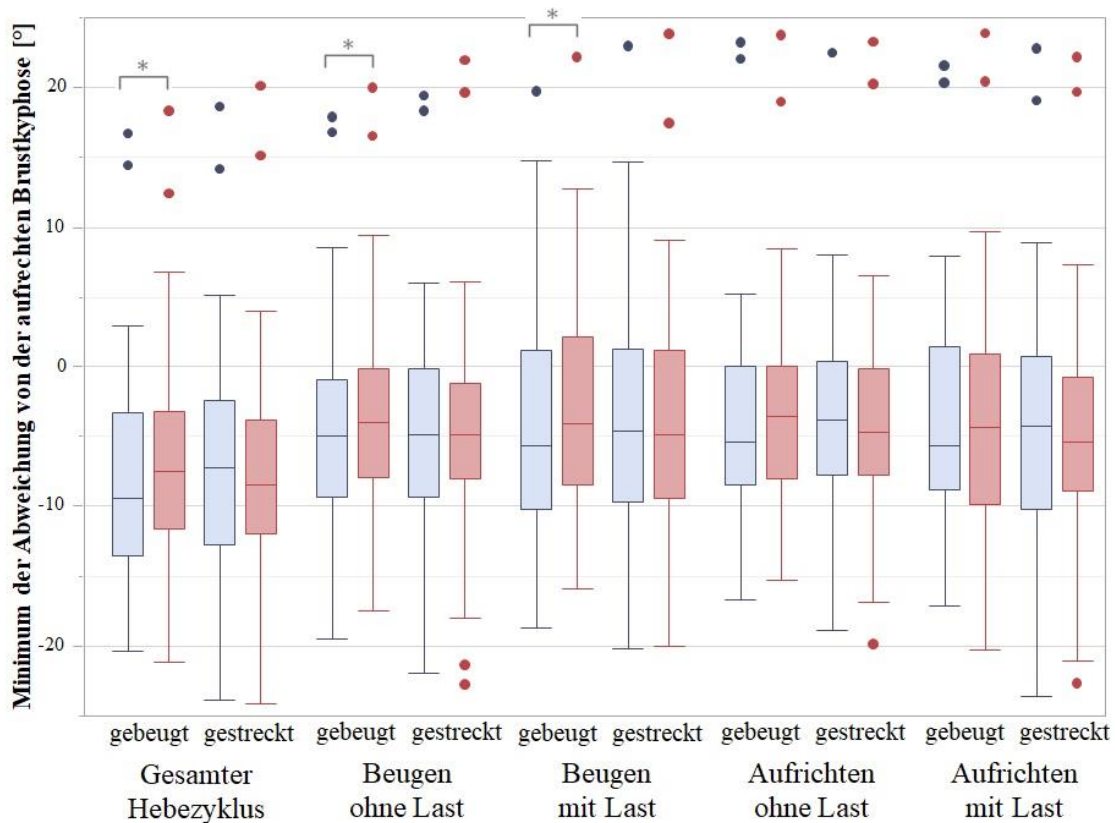


Abbildung 26: Minimum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position über alle Phasen des Hebevorgangs unterschieden nach Hebetechnik (gebeugte/gestreckte Knie) sowie in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Im Gegensatz zu den Minima wurde bei den Medianen der Werte deutlich, dass vor allem bei der Hebetechnik mit gestreckten Knien mit dem Exoskelett weniger von der Brustkyphose der aufrechten Position abgewichen wurde als ohne das Exoskelett (s. Tabelle 11). Dies galt sowohl für den gesamten Hebezyklus als auch für zwei weitere Phasen der Hebung. Es zeigten sich signifikante Unterschiede für die gestreckte Ausführung im post-hoc-Test für den Gesamthebezyklus und die Hebephasen „Beugen mit Last“ und „Aufrichten mit Last“ ( $p_{\text{Hebezyklus}} = 0,03$ ,  $p_{\text{Beugen mit Last}} = 0,01$ ,  $p_{\text{Aufrichten mit Last}} = 0,01$ ). Kleine Effektstärken ergaben sich nur beim Beugen mit Last und beim Aufrichten mit Last ( $d = 0,20$  bzw.  $d = 0,22$ ). Der Unterschied zwischen den Exoskelett-Bedingungen betrug beim Beugen mit Last  $2,31^\circ$ , in der Phase „Aufrichten mit Last“ war es eine Differenz von  $4,14^\circ$  (s. Tabelle 11).

Bei den Maxima der Abweichung von der aufrechten Brustkyphose wurde für jeden Abschnitt des Hebevorgangs sowohl bei der gebeugten als auch bei der gestreckten Kniegelenksposition ersichtlich, dass mit dem Exoskelett weniger von der

Neutralposition abgewichen wurde als ohne das Laevo<sup>®</sup> (s. Abb. 27). Die Unterschiede wurden dabei in allen Phasen außer beim Beugen ohne Last signifikant (s. Tabelle 10). Im post-hoc-Test ergaben sich nur für die gestreckte Beinposition signifikante Differenzen. Die Effektstärke war für alle vier Phasen klein ( $d_{\text{Hebezyklus}} = 0,28$ ,  $d_{\text{Beugen mit Last}} = 0,22$ ,  $d_{\text{Aufrichten ohne Last}} = 0,27$ ,  $d_{\text{Aufrichten mit Last}} = 0,31$ ). Der größte Unterschied fand sich mit  $4,67^\circ$  beim Aufrichten mit Last.

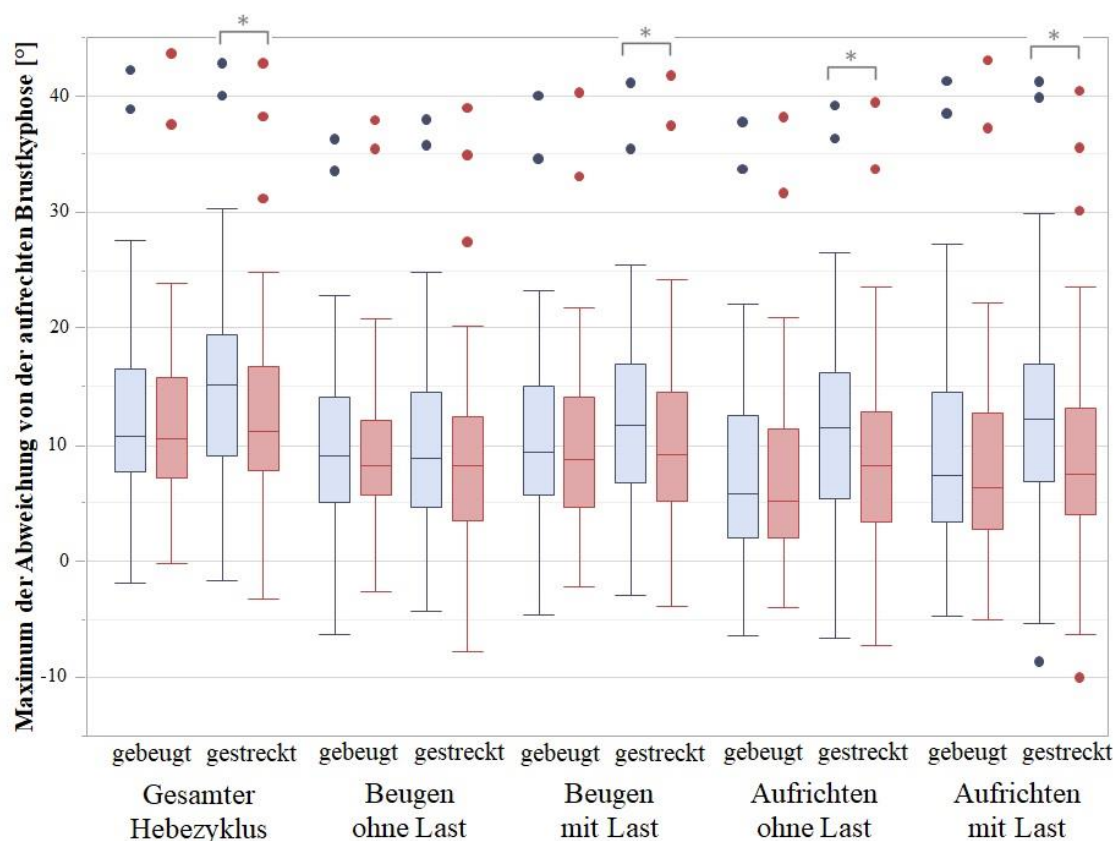


Abbildung 27: Maximum der Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position über alle Phasen des Hebevorgangs unterschieden nach Hebetechnik (gebeugte/gestreckte Knie) sowie in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Bei Betrachtung der Brustkyphose unter Einfluss von Exoskelett und Oberkörperausrichtung traten keine signifikanten Unterschiede auf (s. Tabelle 10). Es zeigte sich lediglich eine Tendenz, dass sowohl für Minimum, Median und Maximum als auch für die frontale und laterale Ausrichtung mit dem Exoskelett während der Hebungen weniger von der Referenzkyphose abgewichen wurde als ohne Exoskelett (s. Anhang 8 auf S. 97).

Interaktion zwischen Exoskelett, Hebetechnik und Oberkörperausrichtung

Betrachtet man alle drei unabhängigen Variablen und ihr Einfluss auf die Brustkyphose während der Hebungen, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Ausführungen mit und ohne Exoskelett (s. Tabelle 10). In einzelnen Phasen schien es sowohl für Minima, Mediane und Maxima in der Tendenz eine geringere Abweichung von der Referenzkyphose bei Nutzung des Exoskeletts zu geben (s. Anhang 9 auf S. 98).

**3.2.1.2 Haltung der Lendenlordose**

Exoskelett

Bei der Lendenlordose zeigte das Minimum der Werte für den gesamten Hebezyklus eine geringere Abweichung von der neutralen Lendenlordose unter Verwendung des Exoskeletts (s. Abb. 28). Über den Hebezyklus betrug die Differenz der Exoskelett-Bedingungen zueinander  $0,73^\circ$ , welche mit kleiner Effektstärke signifikant wurde ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,04$ ). Signifikante Differenzen traten neben dem gesamten Hebezyklus auch beim Beugen ohne Last und beim Aufrichten ohne Last auf (s. Tabelle 13). Der Unterschied zwischen den Exoskelett-Bedingungen wurde in der Hebephase „Beugen ohne Last“ mit  $1,02^\circ$  am größten. Beim Aufrichten ohne Last betrug er  $0,44^\circ$ . Dabei wurde mit dem Exoskelett stets weniger von der aufrechten Lendenlordose abgewichen als ohne das Laevo® (s. Tabelle 12).

**Tabelle 12: Haltung der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Lordose, Werte < 0 einen flacheren Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

		Abweichung von der Lendenlordose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Minimum			Median			Maximum		
		25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	-5,46	-2,71	0,02	6,12	8,92	11,90	15,07	19,29	25,67
	mit	-4,56	-1,98	0,63	6,38	9,71	13,13	17,09	23,02	26,71
BO	ohne	-4,24	-1,60	1,54	2,07	5,08	8,17	12,72	17,44	22,98
	mit	-3,14	-0,58	1,51	3,93	6,80	9,84	14,98	20,57	25,20
BM	ohne	-2,77	-0,09	4,12	6,17	9,04	12,83	13,81	17,08	22,43
	mit	-2,01	0,42	3,61	6,37	9,68	13,37	14,35	19,26	24,19
AO	ohne	-3,46	-0,52	1,70	6,06	8,82	13,41	14,11	18,20	23,62
	mit	-2,95	0,08	2,17	5,83	9,28	14,28	14,58	19,70	25,00
AM	ohne	-2,56	-0,18	4,01	9,05	11,69	16,43	13,92	18,61	25,22
	mit	-2,18	0,21	3,90	9,41	12,97	17,50	16,48	22,67	26,55

**Tabelle 13: Statistische Ergebnisse der Lendenlordose während der Hebungen: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, †- mittlere Effektstärke, E - Exoskelett, E x H - Interaktion von E & Hebetchnik, E x A – Interaktion von E & Ausrichtung, E x H x A – Interaktion der drei Variablen**

Phase		Minimum	Median	Maximum
Gesamter Hebezyklus	E	<b>10,00 (&lt;0,01 / 0,04)</b>	<b>6,89 (&lt;0,01 / 0,03)</b>	<b>18,24 (&lt;0,01 / 0,07)</b>
	E x H	1,16 (0,28 / 4,84*10 <sup>-3</sup> )	0,06 (0,80 / 2,67*10 <sup>-4</sup> )	0,94 (0,33 / 3,95*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	0,30 (0,58 / 1,27*10 <sup>-3</sup> )	0,48 (0,49 / 2,03*10 <sup>-3</sup> )	0,59 (0,44 / 2,47*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,24 (0,62 / 1,01*10 <sup>-3</sup> )	0,11 (0,74 / 4,49*10 <sup>-4</sup> )	4,00*10 <sup>-4</sup> (0,99 / 1,68*10 <sup>-6</sup> )
Beugen ohne Last	E	<b>14,58 (&lt;0,01 / 0,06)</b>	<b>46,67 (&lt;0,01 / 0,16 †)</b>	<b>43,34 (&lt;0,01 / 0,15 †)</b>
	E x H	0,32 (0,57 / 1,34*10 <sup>-3</sup> )	0,33 (0,56 / 1,41*10 <sup>-3</sup> )	1,03 (0,310 / 4,35*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	0,10 (0,75 / 4,23*10 <sup>-4</sup> )	0,01 (0,93 / 3,67*10 <sup>-5</sup> )	0,50 (0,480 / 2,10*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,04 (0,84 / 1,79*10 <sup>-4</sup> )	0,02 (0,89 / 8,40*10 <sup>-5</sup> )	1,00*10 <sup>-4</sup> (0,992 / 4,22*10 <sup>-7</sup> )
Beugen mit Last	E	2,95 (0,09 / 0,01)	<b>3,93 (0,04 / 0,02)</b>	3,67 (0,06 / 0,02)
	E x H	1,39 (0,24 / 0,01)	0,03 (0,87 / 1,09*10 <sup>-4</sup> )	1,80 (0,18 / 0,01)
	E x A	0,81 (0,37 / 3,38*10 <sup>-3</sup> )	0,25 (0,62 / 1,05*10 <sup>-3</sup> )	0,60 (0,44 / 2,50*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,01 (0,94 / 2,65*10 <sup>-5</sup> )	4,00*10 <sup>-4</sup> (0,98 / 1,68*10 <sup>-6</sup> )	0,02 (0,89 / 8,57*10 <sup>-5</sup> )
Aufrichten ohne Last	E	<b>6,13 (0,01 / 0,03)</b>	0,23 (0,63 / 9,53*10 <sup>-4</sup> )	2,05 (0,15 / 0,01)
	E x H	0,10 (0,75 / 4,20*10 <sup>-4</sup> )	0,90 (0,34 / 3,79*10 <sup>-3</sup> )	1,25 (0,26 / 0,01)
	E x A	0,30 (0,59 / 1,24*10 <sup>-3</sup> )	1,25 (0,26 / 0,01)	0,29 (0,59 / 1,22*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,02 (0,88 / 1,03*10 <sup>-4</sup> )	0,70 (0,40 / 2,94*10 <sup>-3</sup> )	1,10*10 <sup>-3</sup> (0,97 / 4,62*10 <sup>-6</sup> )
Aufrichten mit Last	E	1,87 (0,17 / 0,01)	<b>10,44 (&lt;0,01 / 0,04)</b>	<b>34,88 (&lt;0,01 / 0,13)</b>
	E x H	0,47 (0,49 / 1,96*10 <sup>-3</sup> )	0,34 (0,56 / 1,44*10 <sup>-3</sup> )	0,19 (0,67 / 7,86*10 <sup>-4</sup> )
	E x A	0,02 (0,89 / 7,73*10 <sup>-5</sup> )	1,01 (0,32 / 4,24*10 <sup>-3</sup> )	0,57 (0,45 / 2,40*10 <sup>-3</sup> )
	E x H x A	0,02 (0,90 / 6,76*10 <sup>-5</sup> )	0,26 (0,61 / 1,10*10 <sup>-3</sup> )	0,01 (0,92 / 4,03*10 <sup>-5</sup> )

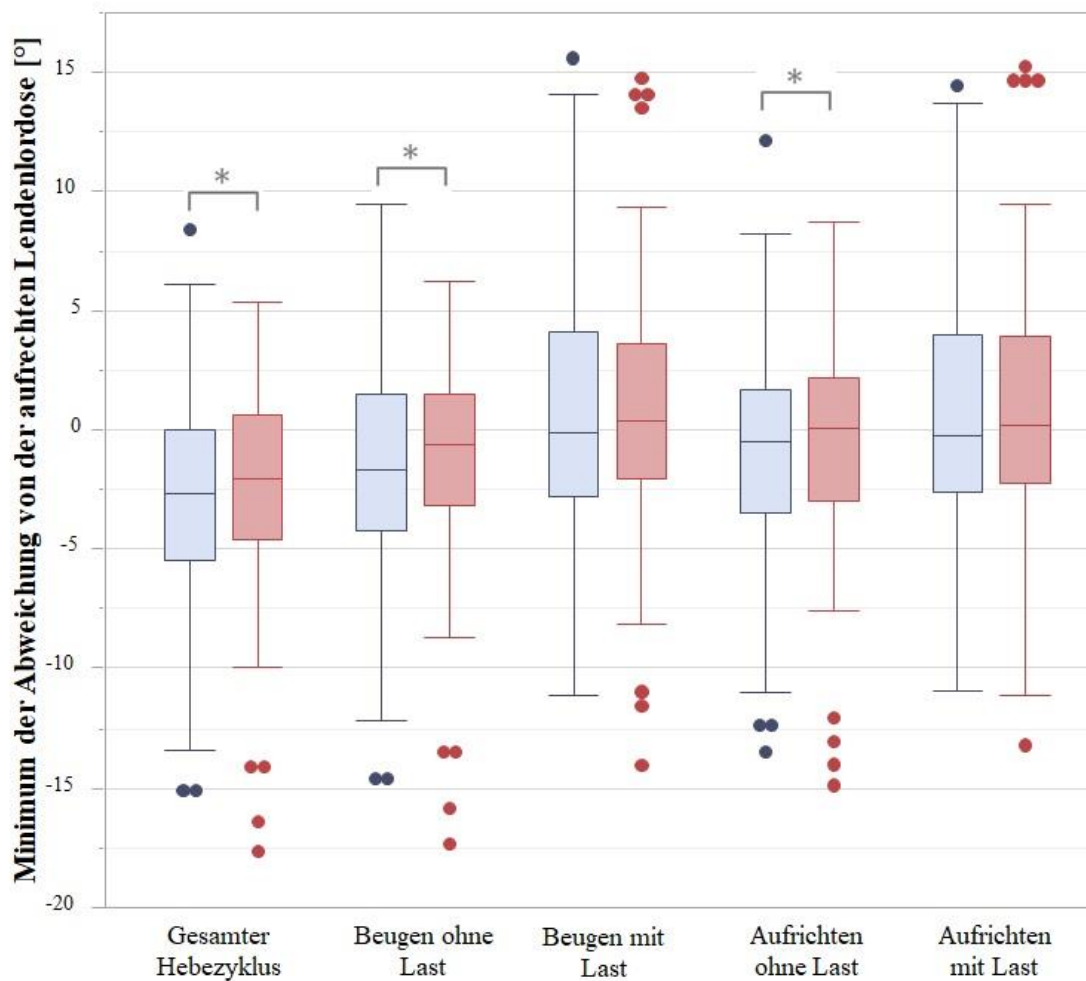


Abbildung 28: Das Minimum der Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Für den Median der Abweichung von der Lendenlordose im aufrechten Stand zeigte sich für den Gesamthebezyklus mit dem Exoskelett ein größerer Wert als ohne dieses (s. Tabelle 12). Ähnlich waren auch die Unterschiede in den einzelnen Phasen der Hebung (s. Abb. 29). Nur beim Aufrichten ohne Last wurde die Differenz der beiden Exoskelett-Bedingungen zueinander nicht signifikant ( $p = 0,63$ ). In allen anderen Phasen der Hebung wurde der Unterschied der Abweichung von der Referenzposition zwischen Hebungen ohne und mit Exoskelett signifikant (s. Tabelle 13). Der Unterschied zwischen den Exoskelett-Bedingungen betrug dabei zwischen  $0,64^\circ$  und  $1,72^\circ$ . Die maximale Differenz von  $1,72^\circ$  trat beim Beugen ohne Last auf. Die Abweichung von der aufrechten Lendenlordose betrug in dieser Phase ohne Exoskelett  $5,08^\circ$ , während es mit dem Laevo<sup>®</sup>  $6,80^\circ$  waren. Hier lag sogar eine mittlere Effektstärke vor ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,16$ ), während



sich bei den anderen Phasen mit signifikanten Unterschieden nur kleine Effekte zeigten (s. Tabelle 13).

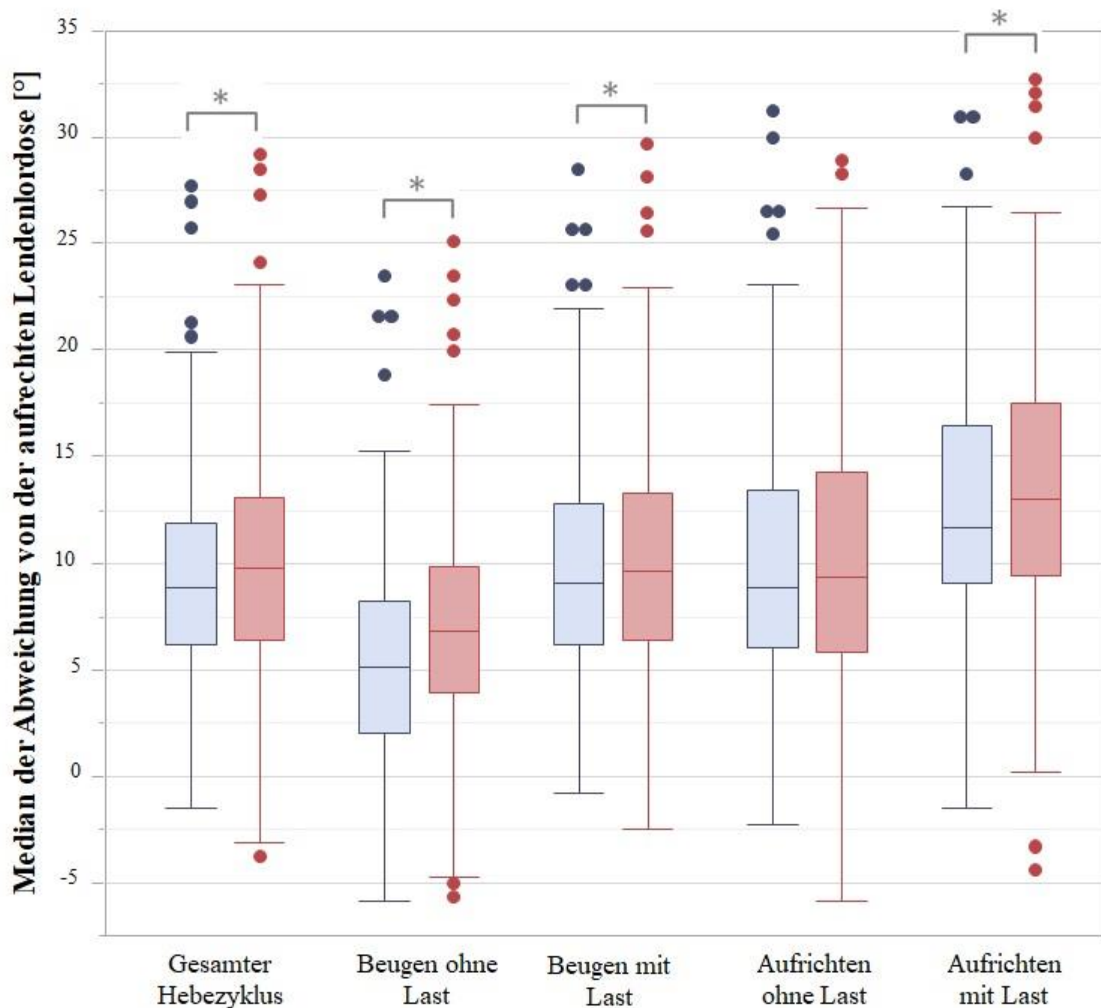


Abbildung 29: Der Median der Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position in den Phasen der Hebung unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Eine größere Abweichung von der Neutralposition unter Nutzung des Exoskeletts zeigte sich auch für den gesamten Hebezyklus bei Betrachtung der Maxima (s. Tabelle 12). Auch über die Hebephase hinweg wurde mit dem Exoskelett eine stärkere Abweichung verzeichnet als ohne dieses. Die Differenzen der Exoskelett-Bedingungen wurden in drei der fünf Phasen, nämlich im gesamten Hebezyklus, beim Beugen ohne Last und beim Aufrichten mit Last signifikant (s. Tabelle 13). Der größte Unterschied trat hier beim Aufrichten mit Last auf. Mit Exoskelett betrug die Abweichung  $22,67^\circ$ , ohne das Exoskelett dagegen nur  $18,61^\circ$ . Der Unterschied von  $4,06^\circ$  wurde mit kleiner Effektstärke signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,13$ ) wie auch die Differenz von  $3,73^\circ$  beim Gesamthebezyklus

( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,07$ ). Eine mittlere Effektstärke zeigte sich für den Unterschied von  $3,13^\circ$  zwischen den Exoskelett-Bedingungen beim Beugen ohne Last ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,15$ ). Hier wurde ohne das Exoskelett um  $17,44^\circ$  von der Referenzlordose abgewichen. Mit dem Exoskelett betrug die Abweichung  $20,57^\circ$ .

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Hebetchnik

Für die Abweichung von der Lendenlordose in der aufrechten Position bestanden bei Betrachtung von Exoskelett- und Hebetchnikbedingungen keinerlei signifikante Unterschiede (s. Tabelle 13). Für beide Hebetchniken zeigten sich sowohl bei den Minima, den Medianen und den Maxima in der Tendenz bei Verwendung des Exoskeletts stärkere Abweichungen von der Lendenlordose in der aufrechten Position als ohne das Laevo<sup>®</sup>. Die Minima lagen dabei zwischen  $-2,85^\circ$  und  $1,06^\circ$ , die Mediane zwischen  $4,36^\circ$  und  $15,06^\circ$  und die Maxima zwischen  $14,22^\circ$  und  $25,66^\circ$  (s. Anhang 10 auf S. 99).

#### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Auch bei der Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung zeigten sich für die Lendenlordose keine signifikanten Effekte (s. Tabelle 13). Die Mediane und Maxima wichen unabhängig von der Oberkörperausrichtung mit dem Exoskelett tendenziell etwas mehr von der aufrechten Lendenlordose ab als ohne dieses (s. Anhang 11 auf S. 100).

#### Interaktion zwischen Exoskelett, Hebetchnik und Oberkörperausrichtung

Ähnliches ergab sich für die Interaktion aller drei unabhängigen Variablen. Hier wurden die Differenzen der Abweichung von der Referenzlordose zwischen ohne und mit Exoskelett ebenfalls nicht signifikant (s. Tabelle 13). Die Abweichung war bei Median und Maximum tendenziell mit dem Laevo<sup>®</sup> größer als ohne Exoskelett (s. Anhang 12 auf S. 101). Insgesamt lagen die Werte jedoch nah beieinander.

### 3.2.2 Haltung der Wirbelsäule während der Sortieraufgabe mit statischer Oberkörpervorneigung

#### Einfluss des Exoskeletts

Die Brustkyphose wich bei der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unter Verwendung des Exoskeletts weniger von der thorakalen Kyphose in der aufrechten Position ab als ohne Laevo® (s. Abb. 30).

**Tabelle 14: Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose von der aufrechten Position während der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper ohne und mit Exoskelett. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose bzw. Lordose, Werte < 0 einen flacheren Kyphose- bzw. Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

Wirbelsäulenabschnitt	Exoskelett	Abweichung von der aufrechten Position [°]					
		Minimum		Median		Maximum	
		Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD.
Brustkyphose	ohne	9,96	9,36	14,93	9,46	18,68	9,76
	mit	8,41	9,08	13,43	9,00	16,93	8,94
Lendenlordose	ohne	9,67	5,56	12,48	5,83	15,07	6,14
	mit	9,85	5,21	12,69	5,14	15,34	5,21

Dieser Unterschied zeigte sich sowohl für das Minimum der Werte als auch für Median und Maximum (s. Tabelle 14). Der größte Unterschied zwischen den Bedingungen trat beim Maximum der Abweichung von der aufrechten Brustkyphose auf. Ohne Exoskelett betrug dieses im Mittel 18,68° und mit Exoskelett 16,93°. Dieser Unterschied von 1,75° war signifikant ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,04$ ). Auch die Differenzen zwischen den beiden Exoskelett-Bedingungen von Minimum (1,55°) und Median (1,50°) wurden signifikant (s. Tabelle 15).

**Tabelle 15: Statistische Ergebnisse von Brustkyphose und Lendenlordose während der Sortieraufgabe: F-Wert (p-Wert / partielles Eta<sup>2</sup>); Signifikante Unterschiede und kleine Effekte sind fett markiert, †- mittlere Effektstärke; E - Exoskelett, A - Ausrichtung**

Bedingung		Minimum	Median	Maximum
Brustkyphose	E	<b>7,37 (&lt;0,01 / 0,04)</b>	<b>6,32 (0,01 / 0,03)</b>	<b>7,05 (&lt;0,01 / 0,04)</b>
	E x A	0,54 (0,46 / 3,07*10 <sup>-3</sup> )	<b>5,21 (0,02 / 0,03)</b>	<b>8,87 (&lt;0,01 / 0,05)</b>
Lendenlordose	E	0,06 (0,80 / 3,51*10 <sup>-4</sup> )	0,28 (0,60 / 1,55*10 <sup>-3</sup> )	0,45 (0,50 / 2,52*10 <sup>-3</sup> )
	E x A	0,40 (0,53 / 2,27*10 <sup>-3</sup> )	0,05 (0,82 / 3,05*10 <sup>-4</sup> )	0,01 (0,93 / 4,07*10 <sup>-5</sup> )

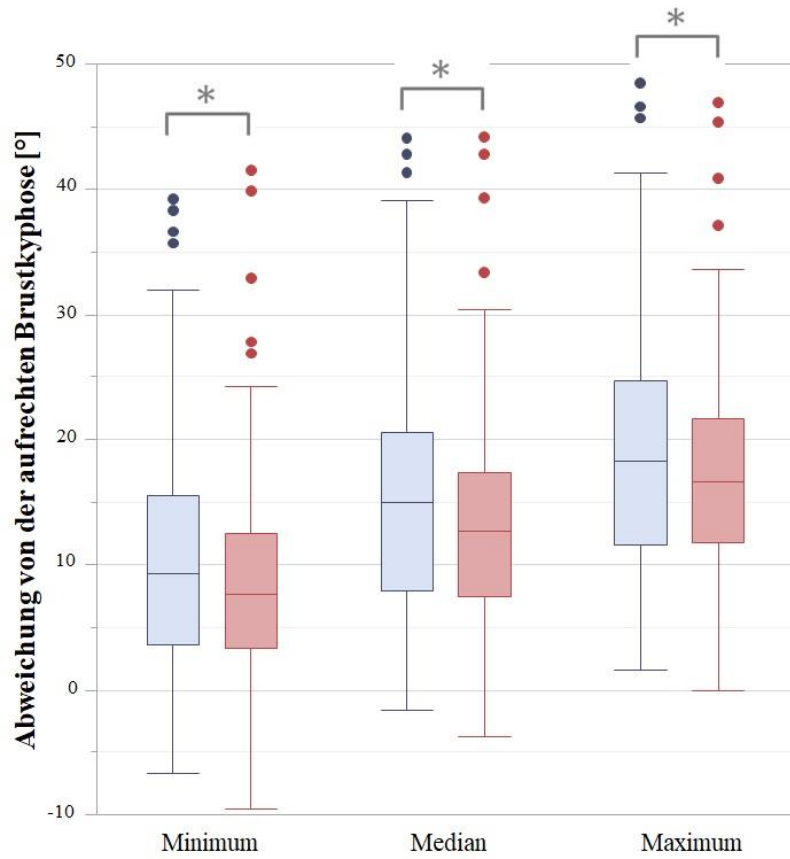


Abbildung 30: Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

Bei Betrachtung der Lendenlordose während der Tätigkeit mit vorgebeugtem Oberkörper zeigten sich nur sehr geringe Differenzen von weniger als  $1^\circ$  zwischen den Exoskelett-Bedingungen (s. Abb. 31 und Tabelle 14). Es traten dabei keine signifikanten Unterschiede auf (s. Tabelle 15).

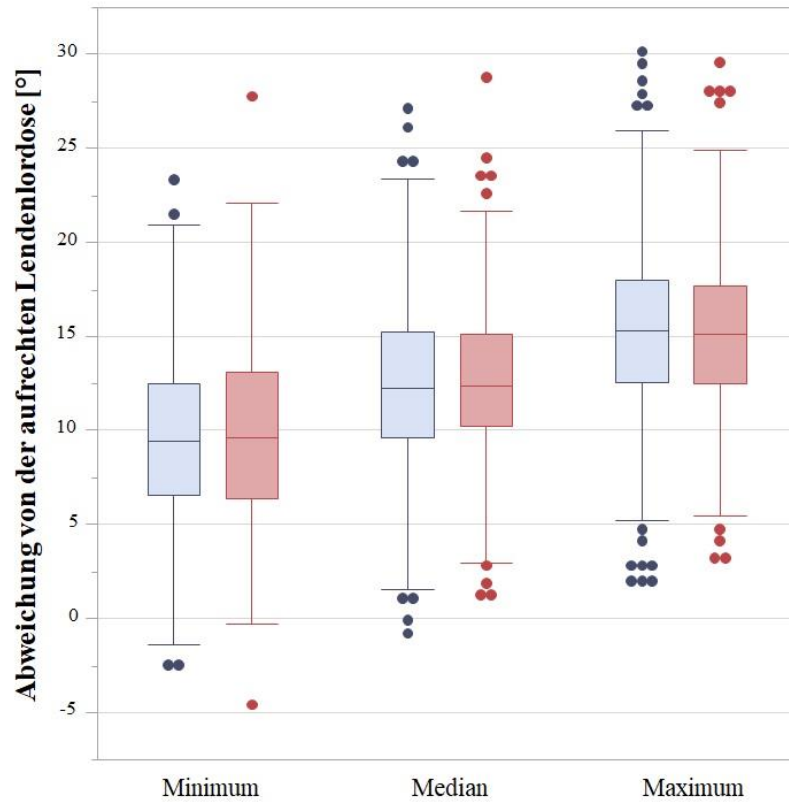


Abbildung 31: Abweichung von der Lendenlordose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot)

### Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung

Betrachtet man den Einfluss von Exoskelett und Oberkörperausrichtung auf die Brustkyphose, zeigte sich mit dem Exoskelett bei jeder Ausrichtung eine etwas verminderte Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position (s. Abb. 32). Nur beim Maximum der Werte und einer frontalen Ausrichtung wurde die Abweichung mit  $15,63^\circ$  mit dem Exoskelett größer als ohne dieses ( $15,47^\circ$ ) (s. Tabelle 16).

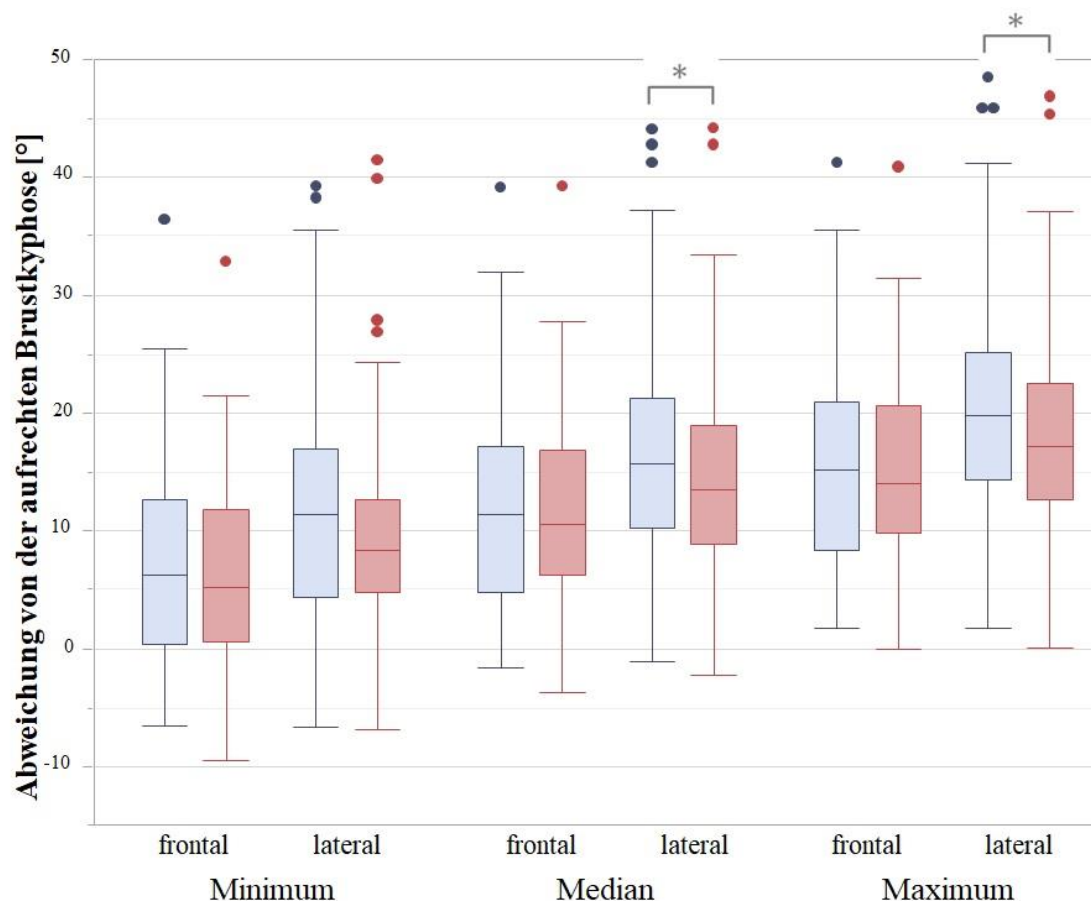


Abbildung 32: Abweichung von der Brustkyphose der aufrechten Position während der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unterschieden in ohne (blau) und mit Exoskelett (rot) sowie den Oberkörperausrichtungen (frontal/lateral)

Signifikante Unterschiede zeigten sich für Median ( $p = 0,02$ ,  $\eta_p^2 = 0,03$ ) und Maximum ( $p < 0,01$ ,  $\eta_p^2 = 0,05$ ) (s. Tabelle 15). Im post-hoc-Test wurde deutlich, dass jeweils der Unterschied zwischen den Exoskelett-Bedingungen bei der lateralen Ausrichtung mit kleiner Effektstärke signifikant war (Median  $p < 0,01$ ,  $d = 0,24$ ; Maximum  $p < 0,01$ ,  $d = 0,29$ ). Der Unterschied zwischen den Hebevorgängen mit und ohne Exoskelett betrug bei lateraler Ausrichtung für den Median  $2,18^\circ$  und für das Maximum  $2,70^\circ$  (s. Tabelle 16).

**Tabelle 16: Abweichung von Brustkyphose und Lendenlordose von der aufrechten Position während der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper ohne und mit Exoskelett und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose bzw. Lordose, Werte < 0 einen flacheren Kyphose- bzw. Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

Wirbelsäulen- abschnitt	Exoskelett	Ausrich- tung	Abweichung von der aufrechten Position [°]					
			Minimum		Median		Maximum	
			Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
<b>Brustkyphose</b>	ohne	frontal	7,23	9,10	12,00	9,06	15,47	9,13
		lateral	11,33	9,24	16,39	9,37	20,28	9,72
	mit	frontal	6,20	8,49	11,89	8,59	15,63	8,62
		lateral	9,52	9,23	14,21	9,15	17,58	9,09
<b>Lendenlordose</b>	ohne	frontal	10,37	5,32	13,09	5,53	15,59	5,75
		lateral	9,33	5,68	12,17	5,99	14,81	6,36
	mit	frontal	10,22	5,40	13,19	5,30	15,82	5,40
		lateral	9,67	5,14	12,43	5,07	15,10	5,14

Für die Lendenlordose ergaben sich dagegen bei Betrachtung von Exoskelett und Oberkörperausrichtung keine signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 15). Die Minima, Mediane und Maxima lagen zwischen den beiden Exoskelett-Bedingungen stets nah beieinander (s. Tabelle 16).

## 4 Diskussion

### 4.1 Bewegungsverviabilität

Zunächst sollte mit der beschriebenen Studie die Frage beantwortet werden, ob die Bewegungsverviabilität der Wirbelsäule unter Verwendung des Exoskeletts während der Hebeaufgabe abnimmt.

Für die Variabilität des OEMG-Signals des M. erector spinae zeigten sich signifikante Unterschiede im Hinblick auf den Einfluss des Exoskeletts und auch bezüglich der Interaktion von Exoskelett und Hebetchnik während der Hebungen. Die absolute Variabilität war bei der Ausführung der Aufgabe mit Exoskelett geringer als ohne das Laevo<sup>®</sup>. Der Unterschied der absoluten Variabilität betrug zwischen den Exoskelett-Bedingungen maximal 0,90%MVE. Auch bei der Interaktion von Exoskelett und Hebetchnik traten beim Aufrichten sowohl mit als auch ohne Last signifikante Unterschiede auf. Im Maximum betrug die Unterschiede 1,13%MVE.

Die relative Variabilität, also der Variationskoeffizient, zeigte signifikante Differenzen zwischen den Exoskelett-Bedingungen. In vier der fünf Hebephasen kam es mit dem Exoskelett zu geringeren Werten als ohne das Laevo<sup>®</sup>. Die größte Differenz trat mit 12% beim Aufrichten ohne Last auf. Für die Interaktion von Exoskelett und Hebetchnik zeigten sich nur beim Beugen ohne Last und beim Aufrichten mit Last Unterschiede. Dabei war der Koeffizient mit dem Exoskelett beim Beugen ohne Last für beide Beinpositionen um bis zu 8% größer als ohne dieses, beim Aufrichten mit Last und der gebeugten Variante dagegen um 6% geringer.

Der Einfluss des Exoskeletts scheint demnach nicht in allen Phasen der Hebung und bei allen Hebetchniken einheitlich zu sein. Dass sich die präferierte Hebetchnik bei Nutzung eines Exoskeletts verändern kann (Baltrusch et al., 2019; Sadler et al., 2011) und auch die Muskelaktivität von der Technik abhängig ist (Frost et al., 2009), hat sich bereits gezeigt. Der Parameter Bewegungsverviabilität wurde in dieser Hinsicht noch nicht näher beleuchtet. Einen Hinweis auf eine Interaktion zwischen Exoskelett und Oberkörperausrichtung gibt es in diesem Fall jedoch nicht. Für die Muskelaktivität der Rumpfstrecker zeigten dagegen Alemi et al., dass die Abnahme der Aktivität bei einer symmetrischen Ausrichtung, vergleichbar mit unserer frontalen Ausrichtung, mit dem Exoskelett deutlicher ausfiel als bei asymmetrischen Hebungen (Alemi et al., 2020).



Verglichen mit der Variabilität des OEMG-Signals vom M. erector spinae wurden bei der Bewegungsvariabilität von Brustkyphose und Lendenlordose weniger signifikante Unterschiede festgestellt. Insgesamt zeigten sich nur signifikante Differenzen bei Betrachtung des Einflusses des Exoskeletts, nicht dagegen bei den Interaktionen der anderen unabhängigen Variablen. Für die Brustkyphose traten außerdem nur bei der absoluten Variabilität signifikante Effekte auf. Die maximale Differenz zwischen den Exoskelett-Bedingungen betrug dabei  $0,87^\circ$ , wobei mit dem Exoskelett eine geringere absolute Variabilität zu verzeichnen war. Der Variationskoeffizient unterschied sich zwischen den Exoskelett-Bedingungen nicht.

Bei der Lendenlordose war die absolute Bewegungsvariabilität mit dem Laevo<sup>®</sup> in einigen Phasen größer als ohne Exoskelett, mit Differenzen bis zu  $1,18^\circ$ . Bei Betrachtung des Variationskoeffizienten ergab sich dagegen nur in einer einzigen Phase der Hebung, nämlich beim Beugen ohne Last, überhaupt ein signifikanter Unterschied. Hier war der Koeffizient jedoch im Gegensatz zur absoluten Variabilität mit dem Laevo<sup>®</sup> um 13% geringer. Interaktionseffekte traten sowohl bei der Variabilität der Brustkyphose als auch der Lendenlordose nicht auf.

Es gilt festzuhalten, dass in die Betrachtung der Bewegungsvariabilität anhand der Haltingsdaten nur die Werte der Flexion in der Sagittalebene einbezogen wurden. Lateralflexion und Verdrehungen der Wirbelsäule wurden nicht beurteilt und könnten in zukünftigen Untersuchungen Veränderungen der Bewegungsvariabilität genauer beleuchten.

Studien zur Anwendung von Exoskeletten im beruflichen Kontext haben sich bislang nicht mit der Frage nach der Bewegungsvariabilität beschäftigt. Lediglich das subjektive Empfinden der Bewegungsfreiheit und die Bewegungsamplitude wurden in der Vergangenheit ermittelt. Für das PLAD gaben beim Heben von Lasten 50% der Probanden an, in ihrer Bewegung eingeschränkt zu sein (Abdoli-Eramaki et al., 2006). In einer späteren Studie von Godwin et al. gaben acht von zwölf Probandinnen an, dass das PLAD ihre Bewegungsfreiheit behinderte (Godwin et al., 2009). Dazu muss erwähnt werden, dass das PLAD im Gegensatz zum Laevo<sup>®</sup> auch unterhalb der Knie fixiert wird, während letzteres nur Auflageflächen an der Oberschenkelvorderseite besitzt. In einer Untersuchung zum Laevo<sup>®</sup> wurden Probanden nach der Durchführung verschiedener funktioneller Tests befragt, wie sehr sie sich in ihrer Bewegungsamplitude eingeschränkt

fühlten (Baltrusch et al., 2018). Die Studienteilnehmer gaben moderate Werte auf der Visuellen Analogskala an, was auf eine mittlere Einschränkung der Bewegungsamplitude durch Verwendung des Exoskeletts hindeutet (Baltrusch et al., 2018). In einer anderen Studie von Baltrusch et al. wurde bei einer Hebeaufgabe die Bewegungsamplitude mehrerer Gelenke gemessen (Baltrusch et al., 2019). Hier zeigten sich keine signifikanten Effekte des Laevo<sup>®</sup>, sondern lediglich Tendenzen zu einer verringerten Bewegungsamplitude (Baltrusch et al., 2019). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung reihen sich in dieses von Bewegungsfreiheit und Bewegungsamplitude beschriebene Bild ein. Nicht in allen Parametern sowie Hebephasen konnten signifikante Differenzen verzeichnet werden. Wenn signifikante Unterschiede vorlagen, war die Bewegungsvariabilität mit dem Exoskelett geringer als ohne dieses.

Wie in der Einleitung beschrieben, könnte eine Abnahme der Bewegungsvariabilität zur zusätzlichen Belastung von muskuloskelettalen Strukturen führen. Bei sehr gleichförmigen Bewegungsmustern wurde in der Vergangenheit gezeigt, dass bereits zu einem früheren Zeitpunkt als bei Bewegungen mit größerer Variabilität Ermüdung im OEMG-Signal messbar wird (Falla et al., 2014). Basierend auf der Cinderella-Hypothese (Hägg, 1991) beschrieben Visser und van Dieën die mögliche Pathophysiologie hinter der Entstehung von Muskelschädigungen (Visser & van Dieën, 2006). Gemäß dieser Annahme wird bei geringer Bewegungsvariabilität auch eine starke Beanspruchung von passiven Strukturen vermutet (Hamill et al., 1999; Pollard et al., 2005). Ob Veränderungen der Bewegungsvariabilität mit der Entstehung von Muskel-Skelett-Beschwerden in Verbindung stehen, ist aber nicht abschließend geklärt. Es ist damit auch nicht möglich, zu quantifizieren, ob die vorliegende Bewegungsvariabilität als zu gering und damit gesundheitsgefährdend einzustufen ist. Dennoch zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass die Bewegungsvariabilität bei Verwendung des Laevo<sup>®</sup> Exoskeletts abnimmt und dadurch ein unerwünschter Effekt dieses Assistenzsystems entstehen könnte. Ob durch die geringere Bewegungsvariabilität bei Exoskelettnutzung das Auftreten von Muskel-Skelett-Beschwerden tatsächlich begünstigt wird, sollte Inhalt zukünftiger Studien sein.

Nicht zu vernachlässigen ist allerdings auch das subjektive Empfinden zur Bewegungsfreiheit mit Exoskeletten. Diese wurde bereits mehrfach untersucht (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Godwin et al., 2009). Wenn das Gefühl einer Einschränkung auftritt,

kann dies insbesondere auch die Nutzerakzeptanz beeinflussen und so auf eine notwendige Modifizierung der Exoskelett-Konstruktion hinweisen. Näf et al. beleuchteten ebenfalls bereits die Notwendigkeit einer besseren Übereinstimmung von Körperbau und Exoskeletten, um nicht nur den Tragekomfort zu erhöhen, sondern auch eine möglichst natürliche Bewegungsamplitude zu ermöglichen (Näf et al., 2018). Verbesserte Konstruktionen könnten schlussendlich auch dazu führen, dass sich die Bewegungsvariabilität mit einem Exoskelett der ohne das Unterstützungssystem weiter angleicht.

In Untersuchungen zur Bewegungsvariabilität wurden bisher, ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit, unter anderem Daten von Muskelaktivität und Gelenkstellungen betrachtet (Srinivasan & Mathiassen, 2012). In den meisten Fällen wurden Bewegungsmuster der Extremitäten untersucht (Luger et al., 2017; Madeleine & Madsen, 2009; Sandlund et al., 2017; Srinivasan et al., 2015). Für die Berechnung der Bewegungsvariabilität von Brustkyphose und Lendenlordose gibt es dagegen wenige Erfahrungswerte und Vergleichsdaten, sodass sie noch nicht als relevanter Risikosurrogatparameter für Muskel-Skelett-Beschwerden bezeichnet werden kann. Dementsprechend fällt es schwer, einzuordnen, wie bedeutsam die Veränderungen der Bewegungsvariabilität bei Nutzung des Laevo<sup>®</sup> für die Entstehung von Beschwerden sind.

## **4.2 Haltung der Wirbelsäule**

Die zweite Fragestellung dieser Arbeit war, zu beleuchten, ob die Haltung der Wirbelsäule bei Verwendung des Exoskeletts verändert wird.

### **4.2.1 Brustkyphose**

In bisherigen Studien zu Exoskeletten wurde nur die Lendenwirbelsäule genauer betrachtet, da diese Region von der Unterstützung am meisten profitieren soll (de Looze et al., 2016; Laevo, 2018b). Untersuchungen zur Haltung der Brustwirbelsäule, standen dagegen noch aus. Das Laevo<sup>®</sup> sitzt zwar auf der Hüfte (s. Kapitel 2.5) und soll der Entlastung des unteren Rückens dienen, aber durch das Brustpolster und die Schulterträger lässt sich ein Einfluss auf die Haltung des oberen Rückens nicht ausschließen.

Wie schon im Ergebnisteil ausführlich beschrieben, wurde unter Verwendung des Exoskeletts bei der Hebeaufgabe weniger von der Brustkyphose im aufrechten Stand abgewichen als ohne das Exoskelett. Die Differenzen zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett betragen dabei maximal  $2,43^\circ$ . Wurde auch die Hebetechnik in die Analysen miteinbezogen, zeigten sich wiederum mit dem Exoskelett geringere Abweichungen von der neutralen Brustkyphose. Für das Minimum traten signifikante Unterschiede für die gebeugte Knieposition auf, für Median und Maximum dagegen bei gestreckten Beinen. Die größte Differenz zwischen den Exoskelett-Bedingungen ergab sich in der Hebephase „Aufrichten mit Last“ bei gestreckten Knien und betrug  $4,67^\circ$ . Für die Interaktion von Exoskelett und Oberkörperausrichtung ergaben sich bei der Hebeaufgabe jedoch keine signifikanten Einflüsse.

Auch bei der Sortieraufgabe zeigten sich unter Verwendung des Exoskeletts für Minimum, Median und Maximum signifikant geringere Abweichungen von der Brustkyphose der aufrechten Position. Die Unterschiede zwischen den Exoskelett-Bedingungen betragen dabei bis zu  $1,75^\circ$ . Wurde auch die Oberkörperausrichtung berücksichtigt, traten für die Mediane und Maximalwerte bei lateraler Ausrichtung signifikante Differenzen auf. Mit dem Exoskelett und lateraler Ausrichtung wurde um bis zu  $2,70^\circ$  weniger stark von der aufrechten Brustkyphose abgewichen als ohne das Exoskelett.

Es konnte also gezeigt werden, dass sich die Haltung der Wirbelsäule, genauer die Brustkyphose, sowohl in einigen Phasen der Hebeaufgabe als auch bei der Sortieraufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper unter Nutzung des Laevo<sup>®</sup> Exoskeletts verändert. Möglicherweise hängt dies mit der Auflagefläche im Brustbereich zusammen, welche beim nach vorne Neigen einen Widerstand ausübt und so die Brustwirbelsäule daran hindern könnte, sich stärker nach vorne zu krümmen.

Dass die Differenzen zwischen den Exoskelett-Bedingungen bei Betrachtung der Interaktionen vor allem für die gestreckte Beinposition auftraten, ist passend zu einer Untersuchung von Baltrusch et al. Hier wurde gezeigt, dass die Probanden mit dem Exoskelett vermehrt eine Hebetechnik mit gestreckten Knien annahmen (Baltrusch et al., 2019). Madinei et al. untersuchten außerdem zwei verschiedene Ausrichtungen während einer Hebeaufgabe (Madinei et al., 2020). Bei Verwendung des Laevo<sup>®</sup> Exoskeletts wurde eine größere Abnahme des Energieverbrauchs bei der symmetrischen Aufgabe im

Vergleich zur asymmetrischen Hebeaufgabe beobachtet (Madinei et al., 2020). Die unterstützende Wirkung des Laevo® scheint dort bei einer frontalen Ausrichtung ausgeprägter. Für unseren betrachteten Parameter ergab sich in der Sortieraufgabe bei Verwendung des Exoskeletts dagegen im Hinblick auf die laterale Oberkörperausrichtung ein deutlicherer Unterschied. Die Abweichung von der aufrechten Brustkyphose war bei lateraler Ausrichtung mit dem Exoskelett geringer. Es muss jedoch erwähnt werden, dass nur die Flexion in der Sagittalebene betrachtet wurde, nicht die Lateralflexion oder auch die Verdrehung der einzelnen Segmente zueinander. Die Interaktionseffekte lassen sich daher nur für diesen einen Parameter beschreiben.

Es wird angenommen, dass eine zu starke und zu häufige Abweichung von der Neutralposition einen Einfluss auf das Entstehen von Muskel-Skelett-Beschwerden haben kann (Punnett et al., 1991). In einigen Studien wurde untersucht, welchen Zusammenhang das Ausmaß der Kyphose und gesundheitliche Schäden haben können. Harrison et al. beschrieben, dass die Kompressionskräfte zwischen den Wirbelkörpern bei einer veränderten Krümmung der Wirbelsäule zunehmen können (Harrison et al., 2005). Auch Briggs et al. zeigten, dass ein größerer Kyphosewinkel Kompressions- und Scherkräfte erhöhen kann sowie die notwendigen Muskelkräfte beeinflusst, was womöglich zu einer beschleunigten Degeneration beitragen kann (Briggs et al., 2007). Im Gegensatz zu diesen Studien, wurde bei unserem Vorgehen nie die absolute Brustkyphose gemessen. Alle Daten wurden zur Referenzmessung in Bezug gesetzt (s. Kapitel 2.8.4.2) und somit als Abweichung der Brustkyphose während der Arbeitsaufgabe von der Brustkyphose in dieser Referenzposition angegeben. Beim Einschluss der Probanden wurde visuell überprüft, dass keine deutliche Skoliose oder extreme Kyphose- und Lordosewinkel sowie außerdem keine Beschwerden vorlagen. Bei der Referenzmessung nahmen die Probanden ihre eigene individuelle aufrechte Haltung ein.

Es kann daher nicht beurteilt werden, ob bei allen Probanden eine normale Brustkyphose vorlag, aber die Fragestellung, ob sich die Haltung zwischen den Exoskelett-Bedingungen verändert, kann dennoch beantwortet werden. Die Haltung der Brustwirbelsäule veränderte sich in unserer Studie dahingehend, dass die Brustkyphose mit dem Laevo® in beiden Aufgabenteilen näher an der Neutralposition blieb. Die DGUV gibt in ihrer Bewertung physischer Belastungen Referenzbereiche für die Rückenkrümmung an (Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, 2015). Diese

Winkelspannen sind in einen grünen Bereich, der als „neutral bzw. akzeptabel“ gewertet wird, einen gelben („mittelgradig bzw. bedingt akzeptabel“) und einen roten Bereich eingeteilt (Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, 2015, S. 1). Letzterer wird als „endgradig bzw. nicht akzeptabel“ beschrieben (Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung, 2015, S. 1). Da diese Bereiche jeweils eine Spannweite von 20° umfassen und die Differenzen zwischen den Exoskelett-Bedingungen nur in einzelnen Phasen der Hebung maximal 4,67° betragen, ist der Effekt des Laevo<sup>®</sup> hinsichtlich der Verbesserung der Haltung gering. Hinweise auf einen negativen Effekt durch das Exoskelett ergeben sich aus den vorliegenden Daten nicht.

#### 4.2.2 Lendenlordose

Für die Lendenlordose zeigten sich bei der Hebeaufgabe nur für den Einfluss des Exoskeletts, nicht für die anderen unabhängigen Variablen, signifikante Effekte. Der Unterschied zur Referenzlordose war dabei für die Minima mit dem Exoskelett geringer als ohne. Für Median und Maximum ergab sich ein anderes Bild. Hier wurde in einigen Phasen mit dem Exoskelett stärker von der Lendenlordose der aufrechten Position abgewichen. Eine mittlere Effektstärke zeigte sich für Median und Maximum jeweils beim Beugen ohne Last. Die größte Differenz mit 4,06° wurde beim Aufrichten mit Last verzeichnet. Während der Sortieraufgabe ergab sich bei der Lendenlordose zwischen den Exoskelett-Bedingungen dagegen kein signifikanter Unterschied. Interaktionseffekte zwischen Exoskelett und Hebetchnik oder Oberkörperausrichtung zeigten sich für diesen Parameter nicht.

Ähnliche Ergebnisse erzielten frühere Studien mit anderen passiven Exoskeletten. Abdoli-Eramaki et al. untersuchten die Auswirkungen des PLADs auf die Haltung des unteren Rückens während einer Hebeaufgabe und konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Hebungen ohne das Exoskelett und Hebungen mit dem PLAD ermitteln (Abdoli-Eramaki et al., 2006). Ebenfalls das PLAD, aber auch seine unterschiedlichen Einstellungen, untersuchten Frost et al. und fanden vergleichbare Resultate (Frost et al., 2009). In ähnlicher Weise kam es beim SPEXOR (Baltrusch et al., 2020; Koopman et al., 2020), beim Laevo<sup>®</sup> und beim BackX<sup>®</sup> beim repetitiven Heben zu keinen signifikanten Differenzen in der Krümmung der Lendenwirbelsäule (Madinei et al., 2020). Für das Bending Non-Demand Return, ein weiteres passives Exoskelett zur

Rückenunterstützung, konnte dagegen eine Abnahme der lumbalen Krümmung um  $5,4^\circ$  gemessen werden (Ulrey & Fathallah, 2013).

Darüber hinaus wurde auch in Aufgaben mit statischen Körperhaltungen die Lendenlordose beurteilt. Für ein früheres Modell des Laevo<sup>®</sup> wurde die Lumbalflexion bei verschiedenen Vorneigungswinkeln untersucht (Koopman et al., 2019). Wie in der vorliegenden Arbeit ergab sich dabei kein signifikanter Effekt durch die Nutzung des Exoskeletts. In einer ähnlichen Untersuchung des SPEXOR-Exoskeletts zeigte sich dagegen eine signifikante Reduktion der Lumbalflexion um  $7,3^\circ$  (Koopman et al., 2020). Es gibt Hinweise, dass eine veränderte Krümmung der Lendenwirbelsäule Auswirkungen auf die Rückengesundheit haben kann. Adams und Hutton beschreiben, dass bei einer Abflachung des Winkels die vorderen Anteile der Bandscheiben größeren Belastungen ausgesetzt sind (Adams & Hutton, 1985). Auch spätere Studien schlussfolgern, dass bei von der Neutralposition abweichenden Lordosewinkeln mögliche Belastungen auf Bänder und Rückenmuskulatur umverteilt (Maduri et al., 2008) und so beispielsweise Bandscheiben und Facettengelenke in Mitleidenschaft gezogen werden können (Murray et al., 2017). Murray et al. zeigen dabei zudem eine Assoziation von degenerativen Gelenkerkrankungen und sowohl Hyper- als auch Hypolordose auf (Murray et al., 2017). Weiterhin profitiert die Rückenmuskulatur selbst von einer neutralen Lendenlordose (Tveit et al., 1994). In dieser Position ist der Hebel des M. erector spinae länger als in einer kyphotischen Position und auch die Kompressionskräfte sind geringer (Tveit et al., 1994). McGill et al. erläutern außerdem, dass die Muskulatur in dieser optimalen Position Scherkräfte am besten abfangen kann (McGill et al., 2000).

Die Frage, in welchem Bereich die Lendenlordose als optimal angesehen werden kann, versuchten Murray et al. und Jentsch et al. zu beantworten. Murray et al. nennen als Lordosewinkel, die mit den geringsten degenerativen Veränderungen assoziiert sind,  $65^\circ$  bei Frauen und  $68^\circ$  bei Männern (Murray et al., 2017). Die Spannweite der Daten liegt dabei zwischen  $55,3^\circ$  und  $77,7^\circ$  bzw.  $58,7^\circ$  und  $73,63^\circ$ , wobei der Winkel in der älteren Bevölkerung zunehmend größer wird (Murray et al., 2017). Jentsch et al. nennen dagegen eine durchschnittliche Lendenlordose von  $49^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $11^\circ$  (Jentsch et al., 2017). Hier sind die Werte mit  $11,4^\circ$  bis  $80,1^\circ$  sogar noch breiter verteilt (Jentsch et al., 2017). Durch diese großen Spannweiten und unterschiedlichen

Ergebnisse, fällt es schwer, Bereiche zu definieren, die als gesunde Lendenlordosewinkel bezeichnet werden können.

Lenkt man den Blick zurück auf unsere Untersuchung, ist zunächst zu sagen, dass nicht die absolute Lendenlordose gemessen wurde, sondern lediglich die Abweichung der Lendenlordose während der beiden Aufgaben zur Lendenlordose der Referenzposition (s. Kapitel 2.8.4.2). Es lässt sich daher auch keine Aussage darüber treffen, ob die Krümmung der Lendenwirbelsäule mit und ohne Exoskelett in dem von Murray et al. und Jentzsch et al. aufgeführten Bereich lag. Die Unterschiede zwischen den Exoskelett-Bedingungen waren außerdem, wenn überhaupt vorhanden, nur gering. Die Minima lagen mit dem Laevo<sup>®</sup> näher an der Lendenlordose der aufrechten Position, während die Mediane und Spitzenwerte mit dem Exoskelett weiter von der Referenzposition abwichen als ohne. Die Differenzen zwischen den beiden Exoskelett-Bedingungen betrug dabei für die Mediane bis zu 1,72° und für die Maxima bis zu 4,06°. Hinzu kommt bei Betrachtung der Maxima, dass die Haltungsänderung während des Hebezyklus nur für kurze Zeit eingenommen wird und arbeitsbedingte Risikofaktoren insbesondere von der Expositionsdauer abhängen (Hoogendoorn et al., 2000; Xu et al., 1997).

In Anbetracht der großen Spannweiten in den Studien von Murray et al. und Jentzsch et al. lässt sich nur schwer einschätzen, ob diese geringen Veränderungen einen wesentlichen Einfluss auf die Entstehung von Beschwerden der Lendenwirbelsäule haben können. Abschließend lässt sich dennoch festhalten, dass das Laevo<sup>®</sup>, wenn auch nur geringfügig, zu einer höheren Abweichung von der Lendenlordose der Neutralstellung während der repetitiven Hebevorgänge führte. Allerdings muss bedacht werden, dass die Kräfte im Bereich der Lendenwirbelsäule durch die unterstützende Wirkung des Exoskeletts möglicherweise geringer sind als ohne das Exoskelett (Koopman et al., 2019), sodass eine vermeintliche Beeinträchtigung der Haltung eventuell weniger problematisch ist. Laut Punnett et al. steigt die Wahrscheinlichkeit von Muskel-Skelett-Beschwerden an, wenn mehrere Risikofaktoren gleichzeitig vorliegen (Punnett et al., 1991). Beim Vorhandensein mehrerer Risikofaktoren gestaltet sich die Bewertung, wie groß der Einfluss eines einzelnen Faktors ist, aber schwierig (da Costa & Vieira, 2010). Gerade bei Exoskeletten können aufgrund dieser Komplexität Zunahmen von Risikofaktoren bzw. Abnahmen an anderen Stellen nur schwer eingeschätzt werden, nicht zuletzt weil



die Auswirkung von Exoskeletten auf den menschlichen Körper noch nicht vollständig erschlossen ist.

### 4.3 Limitationen der Studie

Als erste Einschränkung ist die Laborumgebung zu nennen, in welcher die Versuche stattfanden. Die Aufgaben waren zwar Tätigkeiten der realen Arbeitswelt nachempfunden, die Ausführung dieser unterlag jedoch genaueren Vorgaben und wurde strenger kontrolliert. Die Probanden waren sich bewusst, dass sie zu jeder Zeit unter Beobachtung standen und die Bewegungsdaten aufgezeichnet wurden. Dies kann dazu geführt haben, dass sich ihr Bewegungsverhalten gegenüber einer unbeobachteten Situation abänderte. Weiterhin war die Fußposition während der Hebeaufgabe und auch bei der Aufgabe mit vorgebeugtem Oberkörper definiert. Zwar konnten die Probanden vor Beginn der Tätigkeiten eine ihnen angenehme Fußposition einnehmen, von da an blieb diese Stellung jedoch immer dieselbe. Bei einer Arbeitsaufgabe mit Drehung des Oberkörpers zur Seite kann es zum Beispiel sein, dass in einer natürlichen Umgebung ohne diese Einschränkungen auch ein Drehen der Füße zu dieser Seite stattgefunden hätte. Außerdem wurde das Arbeitstempo beim Versuch mit dem Lasten Heben vorgegeben. Dies führte dazu, dass die Probanden sich das Tempo der Hebungen nicht aussuchen, es auch nicht variieren konnten und sich eventuell unter Druck gesetzt fühlten. Während der Versuche waren die Probanden darüber hinaus mit der Messtechnik ausgestattet und dafür verkabelt. Es wurde darauf geachtet, dass die Kabel in Schlaufen festgeklebt wurden, damit die Probanden bei ihren Bewegungen kein Ziehen spüren und sich dennoch frei bewegen konnten, und dass sich keine Elektroden oder Kabel an Stellen befanden, an denen sie beim Tragen des Exoskeletts unangenehmen Druck verursachen würden. Ungeachtet dessen kann diese ungewöhnliche Situation, wie auch die anderen beschriebenen Tatsachen, dazu führen, dass sich die Probanden in ihrem Bewegungsverhalten weniger natürlich gezeigt haben. All diese Einschränkungen lagen jedoch sowohl für die Aufgaben ohne als auch mit dem Laevo<sup>®</sup> vor, sodass sich zwischen den beiden Bedingungen daraus keine Unterschiede ergeben sollten, zumal die Versuchsreihenfolge randomisiert war.

Insgesamt betrug die Dauer der Hebeaufgabe zusammen mit dem Versuch mit vorgebeugtem Oberkörper etwa eine Stunde und entspricht damit nicht annähernd der Dauer eines gewöhnlichen Arbeitstages. Es lässt sich daher nicht beantworten, ob ein

größerer Unterschied zwischen den Exoskelett-Bedingungen bei länger andauernder Ausführung körperlicher Tätigkeiten auftritt. Zudem wurde bei der Hebeaufgabe stets dieselbe Kiste mit dem gleichen Gewicht verwendet. Auch die Distanz zur Kiste wurde nicht verändert, sodass nicht für jede Art von Hebeaufgabe eine Aussage getroffen werden kann.

Ein weiterer Punkt, der genannt werden muss, ist das Probandenkollektiv. Es bestand aus männlichen Personen mit einem durchschnittlichen Alter von 25,9 Jahren (SD 4,6) ohne systemische oder das Muskel-Skelett-System betreffende Vorerkrankungen (s. Kapitel 2.4) und einem BMI von  $< 30 \text{ kg/m}^2$ . Im Durchschnitt betrug dieser  $22,9 \text{ kg/m}^2$  (SD 2,1). Die Ergebnisse der Studie lassen sich folglich nicht auf die Gesamtbevölkerung übertragen, da beispielsweise ein Effekt durch das Geschlecht nicht ausgeschlossen werden kann. Außerdem finden sich unter den berufstätigen Menschen verschiedene Altersgruppen und nicht nur im höheren Alter diverse Vorerkrankungen. Diese möglichen Alters- und Geschlechtereffekte waren für diese Studie jedoch bewusst ausgeklammert worden. In Zukunft ist es dennoch unerlässlich, auch Untersuchungen mit einem vielfältigeren Probandenkollektiv anzustellen, vor allem da der Hersteller des Laevo® in der Bedienungsanleitung darauf hinweist, dass das Exoskelett auch von Personen mit bereits bestehenden Rückenbeschwerden genutzt werden kann (Laevo, 2018b).

Bezüglich des Exoskeletts ist auch zu erwähnen, dass bei manchen Probanden der optimale Sitz des Exoskeletts nicht gewährleistet werden konnte. Der Hersteller gibt an, dass die Beinpolster möglichst über dem mittleren Drittel des Oberschenkels zu sitzen haben. Da sich die Länge der Stangen jedoch nur für den Oberkörper, nicht aber für die Oberschenkel anpassen lässt, befanden sich die Auflageflächen bei kleineren Probanden bzw. bei Probanden mit kürzeren Oberschenkeln gegebenenfalls näher am Knie. Diese Abweichung von der eigentlich vorgesehenen Exoskelett-Position kann zu einem weniger natürlichen Bewegungsverhalten der Probanden geführt haben. Dieses Phänomen betrifft aber nicht nur diese Studie, sondern wird auch im Arbeitsalltag zu Unterschieden im Tragekomfort führen.

Auch die Gewöhnung an das Exoskelett erfolgte nicht im vom Hersteller empfohlenen Rahmen. Es wird geraten, die Dauer der Verwendung des Exoskeletts schrittweise zu steigern. Dabei wird vorgeschlagen, das Laevo® am ersten Tag für circa eine Stunde, beim

nächsten Mal für zwei, dann für vier und schließlich für sechs bis maximal acht Stunden zu tragen (Laevo, 2018b). Dieser Steigerung entsprechen in etwa Eingewöhnungstag und Versuchstag. Bei der Eingewöhnung konnten die Probanden sich für eine halbe Stunde mit dem Exoskelett vertraut machen. Am Messtag wurde das Laevo<sup>®</sup> während aller Versuchsteile für insgesamt ein- bis eineinhalb Stunden getragen (s. Kapitel 2.3). Die Versuche, deren Daten in diese Arbeit einfließen, fanden dabei zu Beginn des Versuchstags statt. Es lässt sich daher vermuten, dass zu diesem Zeitpunkt noch keine vollständige Gewöhnung an das Exoskelett stattgefunden hat und auch in den späteren Versuchen entspricht die Tragezeit nie der eines kompletten Arbeitstages. Es kann daher durchaus sein, dass das Bewegungsverhalten der Probanden bei Verwendung des Exoskeletts vorsichtiger war und sich im Laufe der Zeit noch verändert hätte. Möglicherweise kann dies auch dazu führen, dass die Variabilität der Bewegungen mit dem Laevo<sup>®</sup> im vorliegenden Fall etwas geringer ausfiel.

#### **4.4 Fazit**

Die beschriebene Studie hat gezeigt, dass das Laevo<sup>®</sup> einen Einfluss auf die Bewegungsvariabilität und die Wirbelsäulenhaltung haben kann. Im vorliegenden Fall bewegen sich diese Veränderungen allerdings in einem geringen Rahmen, für den es sich derzeit nicht bewerten lässt, ob dadurch das Risiko für Muskel-Skelett-Beschwerden gesenkt oder vielleicht auch gesteigert werden könnte.

Exoskelette sollen durch die Unterstützung der Beschäftigten zur Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen beitragen und wurden bereits mehrfach auf ihren Einfluss bezüglich der Muskelaktivität untersucht. Nichtsdestotrotz ist noch nicht abschließend geklärt, welche anderen Auswirkungen sich aus der Nutzung ergeben können. Die Körperhaltung und die Bewegungsvariabilität wurden bei der Anwendung von Exoskeletten bislang nur wenig berücksichtigt. Aufgrund des möglichen Einflusses dieser beiden Parameter auf die Entstehung von Muskel-Skelett-Beschwerden, sollten auch andere Exoskelette und Arbeitstätigkeiten sowie vielfältigere Populationen in dieser Hinsicht untersucht werden.

## 5 Zusammenfassung

Beschwerden des unteren Rückens sind häufige Gründe für Arbeitsausfälle. Das passive Exoskelett Laevo<sup>®</sup> (Delft, Niederlande) unterstützt den unteren Rücken bei Hebevorgängen und Arbeiten in vorgebeugter Haltung. Es gibt Hinweise, dass sich bei Verwendung von Exoskeletten (EXO) die Bewegungsfreiheit verringert und die Körperhaltung verändert. Ziel war es, zu ermitteln, ob die Nutzung des EXOs zu einer Veränderung der Bewegungsvariabilität bei Hebevorgängen und zum anderen die Haltung der Wirbelsäule bei Hebevorgängen und einer Aufgabe mit Oberkörpervorneigung verändert. 36 männliche, gesunde Probanden führten zwei simulierte Arbeitsaufgaben durch. Eine Tätigkeit bestand aus dem zehnmaligen Anheben und Absetzen einer 10kg-schweren Kiste. Dies geschah mit drei unterschiedlichen Oberkörperausrichtungen: frontal sowie mit 45°-Rotation zur rechten und zur linken Seite. Alle Hebungen wurden mit zwei verschiedenen Hebetechniken, nämlich mit gestreckten und gebeugten Knien, ausgeführt. Bei der zweiten Tätigkeit nahmen die Probanden für eine 90-sekündige Sortieraufgabe eine um 40° vorgebeugte Oberkörperhaltung ein. Auch diese Aufgabe fand mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen statt. Alle Bedingungen wurden je mit und ohne EXO ausgeführt. Die elektrische Aktivität (eA) des Musculus erector spinae (MES) wurde mittels Oberflächen-Elektromyographie auf Höhe des ersten Lendenwirbelkörpers (LWK) aufgezeichnet und daraus die Bewegungsvariabilität ermittelt. Die absolute Variabilität (AV) zeigt die gepoolte Standardabweichung der eA über die zehn Hebevorgänge und wird in Prozent der maximalen willkürlichen elektrischen Muskelaktivität (%MVE) angegeben. Der Variationskoeffizient (VK) ergibt sich aus dem Quotienten aus AV und Mittelwert der eA über die Hebungen und wird in Prozent angegeben. Zur Bestimmung von Brustkyphose (BK) und Lendenlordose (LL) wurden gravimetrische Lagesensoren auf Höhe des Brustwirbelkörpers (BWK) 1 und BWK 10 sowie LWK 1 und LWK 5 verwendet. Die Abweichung der BK und LL in den jeweiligen Bedingungen von der Haltung im natürlichen, aufrechten Stand wurde berechnet und in Grad angegeben. BK und LL während der Hebevorgänge wurden neben der Analyse der Wirbelsäulenhaltung auch zur Ermittlung der Bewegungsvariabilität verwendet.

Bei der Bewegungsvariabilität anhand des MES zeigte sich bei Verwendung des EXOs eine geringere AV bzw. VK [bis zu -0,90%MVE bzw. -11,38%]. Auch bei der Interaktion von EXO und Hebetechnik war die AV mit EXO in einigen Phasen bei beiden

Hebetechniken geringer [bis zu -1,19%MVE]. Für den VK zeigten sich keine eindeutigen Veränderungen [-5,64% bis +7,35%]. Bei der Variabilität der BK zeigte sich lediglich bei der AV ein Unterschied mit dem EXO [bis zu -0,87°]. Für die LL war die AV mit EXO in einigen Phasen größer [bis zu +1,18°]. Der VK zeigte mit dem EXO nur beim Vorbeugen ohne Last eine geringere Variabilität [-13%].

Die BK zeigte in der Hebeaufgabe mit dem EXO eine geringere Abweichung von der aufrechten BK als ohne Verwendung des EXOs [bis zu -2,43°]. Auch bei Interaktion von EXO und Hebetechnik war die Abweichung für die gestreckte Knieposition mit dem EXO geringer [bis zu -4,67°]. Die LL zeigte für die Minima bei den Hebungen mit EXO geringere Abweichungen von der aufrechten LL [bis zu -1,02°]. Bei den Medianen und Maxima war die Abweichung mit EXO dagegen größer als bei den Hebungen ohne dieses [bis zu +4,06°]. Bei der Sortieraufgabe ergab sich für die LL kein Unterschied zwischen den EXO-Bedingungen. Die BK wich dagegen mit EXO geringer von der aufrechten BK ab [bis zu -1,75°]. Auch bei lateraler Oberkörperausrichtung zeigte sich mit dem EXO eine geringere Abweichung von der Referenzposition [bis zu -2,70°].

Die Bewegungsvariabilität war mit dem EXO in einigen Phasen der Hebung geringer gegenüber der Ausführung ohne EXO. Es wird angenommen, dass bei einer zu geringen Variabilität, also einer zu gleichförmigen Ausführung einer repetitiven Bewegung, immer dieselben Strukturen belastet werden, was zu Schädigungen führen könnte. Da sich noch nicht einschätzen lässt, ab welchem Ausmaß eine zu geringe Bewegungsvariabilität schädlich sein kann, sollte dieser Aspekt bei der Bewertung von EXOs im Auge behalten werden. Auch EXO-Konstruktionen, die der menschlichen Anatomie genauer nachempfunden sind, könnten einer Abnahme der Bewegungsvariabilität entgegenwirken. Für die Haltung der Wirbelsäule zeigte sich in beiden Aufgaben mit dem EXO, wenn überhaupt, nur eine geringere Abweichung von der aufrechten BK als ohne EXO, sodass kein negativer Effekt durch die Verwendung des EXOs zu erwarten ist. Bei der Hebeaufgabe wich die LL mit EXO dagegen etwas stärker von der Referenzposition ab als ohne EXO. In Anbetracht großer Schwankungen der Lendenlordosewinkel in der Allgemeinbevölkerung, lässt sich für die in dieser Studie ermittelten Differenzen keine definitive Aussage über mögliche Gefährdungen der Rückengesundheit treffen.

## 6 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*, 456-465.
- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1985). The effect of posture on the lumbar spine. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *67-B*(4), 625-629.
- 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. (2020). Effects of Two Passive Back-Support Exoskeletons on Muscle Activity, Energy Expenditure, and Subjective Assessments During Repetitive Lifting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *62*(3), 458-474.
- Andersen, L. L., Burdorf, A., Fallentin, N., Persson, R., Jakobsen, M. D., Mortensen, O. S., Clausen, T., Holtermann, A. (2014). Patient transfers and assistive devices: prospective cohort study on the risk for occupational back injury among healthcare workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *40*(1), 74-81.
- Andersen, L. L., Vinstrup, J., Villadsen, E., Jay, K., & Jakobsen, M. D. (2019). Physical and Psychosocial Work Environmental Risk Factors for Back Injury among Healthcare Workers: Prospective Cohort Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *16*(22), 4528.
- Anderson, C. K., & Chaffin, D. B. (1986). A biomechanical evaluation of five lifting techniques. *Applied Ergonomics*, *17*, 2-8.
- Bakeman, R. (2005). Recommended effect size statistics for repeated measures designs. *Behavior Research Methods*, *37*(3), 379-384.
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M., & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, *62*(7), 903-916.
- Baltrusch, S. J., van Dieen, J. H., Koopman, A. S., Naf, M. B., Rodriguez-Guerrero, C., Babic, J., & Houdijk, H. (2020). SPEXOR passive spinal exoskeleton decreases metabolic cost during symmetric repetitive lifting. *European Journal of Applied Physiology*, *120*(2), 401-412.
- Baltrusch, S. J., van Dieen, 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.
- Bär, M., Luger, T., Seibt, R., Lorenz, S., & Steinhilber, B. (2019). Evaluation of a passive back exoskeleton in simulated industrial tasks. *Poster session presented at PREMUS 2019, 10th International Scientific Conference on the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders, Bologna, Italy*.
- Bär, M., Luger, T., Seibt, R., Rieger, M. A., Steinhilber, B. (2022a). Using a Passive Back Exoskeleton During a Simulated Sorting Task: Influence on Muscle Activity, Posture and Heart Rate. *Human factors*, *Epub ahead of print*, *27*, 187208211073192.
- Bär, M., Luger, T., Seibt, R., Gabriel, J., Rieger, M. A., Steinhilber, B. (2022b). Effects of a Passive Back-Support Exoskeleton on Knee Joint Loading during Simulated

- Static Sorting and Dynamic Lifting Tasks. *Int J Environ Res Public Health*. 2022 Aug; 19(16): 9965.
- Bate, S. T., & Jones, B. (2006). The construction of nearly balanced and nearly strongly balanced uniform cross-over designs. *Journal of Statistical Planning and Inference*, 136(9), 3248-3267.
- Bernard, B. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors. A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. *U.S. Department of health and human services/NIOSH*, Cincinnati.
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- 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.
- Briggs, A. M., van Dieen, J. H., Wrigley, T. V., Greig, A. M., Phillips, B., Lo, S. K., & Bennel, K. L. (2007). Thoracic Kyphosis Affects Spinal Loads and Trunk Muscle Force. *Physical Therapy*, 87(5), 595-607.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.). (2019a). *Gefährdungsbeurteilung bei physischer Belastung - die neuen Leitmerkmalmethoden (LMM)* (3. Auflage). Dortmund/Berlin/Dresden.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.). (2019b). *Gefährdungsfaktoren: Ein Ratgeber*; Dortmund. Aufrufbar unter: [www.gefaehrdungsbeurteilung.de](http://www.gefaehrdungsbeurteilung.de) (aufgerufen am 30.09.2020).
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.). (2020). Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit - Berichtsjahr 2018. Unfallverhütungsbericht Arbeit, Tabelle 10. Dortmund/Berlin/Dresden.
- Burgess-Limerick, R. (2003). Squat, stoop, or something in between? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31, 143-148.
- Coenen, P., Gouttebauge, V., van der Burght, A. S., van Dieen, 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* (2. Auflage). Hillsdale, New Jersey. Lawrence Erlbaum Associates.
- 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.
- Davis, K., & Jorgensen, M. (2005). Ergonomics - Pros and cons of job rotation as a means of reducing injury costs. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 2(1), D1-D3.
- Davis, K. G., & Kotowski, S. E. (2015). Prevalence of Musculoskeletal Disorders for Nurses in Hospitals, Long-Term Care Facilities, and Home Health Care: A Comprehensive Review. *Human Factors*, 57(5), 754-792.
- 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 workload. *Ergonomics*, 59(5), 671-681.

- European Agency for Safety and Health at Work (Hrsg.). (2010). OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU - Facts and figures. *European Risk Observation Report*. Luxemburg.
- Faber, G. S., Kingma, I., & van Dieen, J. H. (2007). The effects of ergonomic interventions on low back moments are attenuated by changes in lifting behaviour. *Ergonomics*, *50*(9), 1377-1391.
- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., & Petzke, F. (2014). Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain*, *155*(5), 944-953.
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(1), 16-25.
- Frost, D. M., Abdoli-Eramaki, M., & Stevenson, J. M. (2009). PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(6), e403-412.
- Godwin, A. A., Stevenson, J. M., Agnew, M. J., Twiddy, A. L., Abdoli-Eramaki, M., & Lotz, C. A. (2009). Testing the efficacy of an ergonomic lifting aid at diminishing muscular fatigue in women over a prolonged period of lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *39*(1), 121-126.
- Hägg, G. M. (1991). Static work load and occupational myalgia – A new explanation model. *Electromyographical Kinesiology*, 141-144.
- Hamill, J., Palmer, C., & van Emmerik, R. E. A. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, *4*, 45.
- Hamill, J., van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, *14*, 297-308.
- Harrison, D. E., Colloca, C. J., Harrison, D. D., Janik, T. J., Haas, J. W., & Keller, T. S. (2005). Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading. *European Spine Journal*, *14*(3), 234-242.
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Excitability and Inhibibility of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, *28*, 599-620.
- Hensel, R., & Keil, M. (2018). Subjektive Evaluation industrieller Exoskelette im Rahmen von Feldstudien an ausgewählten Arbeitsplätzen. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, *72*(4), 252-263.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development and recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(5), 361-374.
- Hignett, S. (2003). Intervention strategies to reduce musculoskeletal injuries associated with handling patients: a systematic review. *Occupational and Environmental Medicine*, *60*(9), E6.
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., Ariëns, G. A., Bouter, L. M. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine*, *25*(23), 3087-3092.



- HUNIC. (2020). Ergonomie am Arbeitsplatz - lohnt sich das?. Aufrufbar unter: <https://hunic.com/ergonomie-am-arbeitsplatz-lohnt-sich-das/> (aufgerufen am 21.10.2020).
- Husky, M. M., Farin, F. F., Compagnone, P., Fermanian, C., & Kovess-Masfety, V. (2018). Chronic back pain and its association with quality of life in a large French population survey. *Health and Quality of Life Outcomes*, 16, 195-203.
- Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (Hrsg.). (2015). Bewertung physischer Belastungen gemäß DGUV-Information 208-033 (Anhang 3). Aufrufbar unter: [https://www.dguv.de/medien/ifa/de/fac/ergonomie/pdf/bewertung\\_physischer\\_belastungen.pdf](https://www.dguv.de/medien/ifa/de/fac/ergonomie/pdf/bewertung_physischer_belastungen.pdf) (aufgerufen am 21.10.2020).
- Iturri. (2017). Iturri Laevo Exoskeleton. Aufrufbar unter: <http://www.iturri.com/en/iturri-laevo-exoskeleton> (aufgerufen am 21.10.2020).
- Janssen, M. M., Drevelle, X., Humbert, L., Skalli, W., & Castelein, R. M. (2009). Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults: a three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays. *Spine*, 34(23), E826-832.
- Jentzsch, T., Geiger, J., König, M. A., & Werner, C. M. L. (2017). Hyperlordosis is Associated With Facet Joint Pathology at the Lower Lumbar Spine. *Clinical Spine Surgery*, 30(3), 129-135.
- Kadefors, R., Forsman, M., Zoega, B., & Herberts, P. (1999). Recruitment of low threshold motor-units in the trapezius muscle in different static arm positions. *Ergonomics*, 42(2), 359-375.
- Kilbom, Å., Armstrong, T., Buckle, P., Fine, L., Hagberg, M., Haring-Sweeney, M., . . . Viikari-Juntura, E. (1996). Musculoskeletal Disorders: Work-related Risk Factors and Prevention. *International Journal of Occupational and Environmental Health*, 2(3), 239-246.
- Kilbom, Å., & Persson, J. (1987). Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 30(2), 273-279.
- Kingma, I., Faber, G. S., & van Dieën, J. H. (2016). Supporting the upper body with the hand on the thigh reduces back loading during lifting. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 881-889.
- 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., Babic, J., de Looze, M. P., van Dieën, J. H. (2020). Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 105, 109795.
- Kubota, S., Abe, T., Kadone, H., Shimizu, Y., Funayama, T., Watanabe, H., Marushima, A., Koda, M., Hada, Y., Sankai, Y., Yamazaki, M. (2019). Hybrid assistive limb (HAL) treatment for patients with severe thoracic myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament (OPLL) in the postoperative acute/subacute phase: A clinical trial. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 42(4), 517-525.
- Laevo. More information about the Laevo. Aufrufbar unter: <https://laevo-exoskeletons.com/read-more> (aufgerufen am 15.10.2020).
- Laevo. (2018a). Bedienungsanleitung V2.4-2.5. Aufrufbar unter: <http://www2.laevo.nl/wp-content/uploads/2018/04/2018-03-12-Laevo-Instructions-V2.4-2.5-DE.pdf> (aufgerufen am 15.10.2020). s. Anhang 13

- Laevo. (2018b). Bedienungsanleitung V2.56. Aufrufbar unter: <http://www2.laevo.nl/wp-content/uploads/2018/10/2018-07-16-Laevo-Instructions-V2.56-DE.pdf> (aufgerufen am 09.09.2019). s. Anhang 14
- Laevo. (2018c). Quick Guide V2.56. Aufrufbar unter: <http://www2.laevo.nl/wp-content/uploads/2018/10/2018-07-16-Quick-Guide-V2.56.pdf> (aufgerufen am 11.09.2019). s. Anhang 15
- Lastenhandhabungsverordnung: Verordnung über Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten bei der Arbeit, § 2 Absatz 2, Bundesamt für Justiz (Stand 03.11.2020).
- Latash, M. L. (2012). The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental Brain Research*, 217(1), 1-5.
- Lavender, S. A., Ko, P. L., & Sommerich, C. M. (2013). Biomechanical evaluation of the Eco-Pick lift assist: A device designed to facilitate product selection tasks in distribution centers. *Applied Ergonomics*, 44(2), 230-236.
- Lee, H., Kim, W., Han, J., & Han, C. (2012). The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(8), 1491-1497.
- Lerner, Z. F., Damiano, D. L., & Bulea, T. C. (2017). The Effects of Exoskeleton Assisted Knee Extension on Lower-Extremity Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity in Children with Cerebral Palsy. *Scientific Reports*, 7(1), 13512.
- Lotz, C. A., Agnew, M. J., Godwin, A. A., & Stevenson, J. M. (2009). The effect of an on-body personal lift assist device (PLAD) on fatigue during a repetitive lifting task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 331-340.
- Luger, T., Mathiassen, S. E., Srinivasan, D., & Bosch, T. (2017). Influence of Work Pace on Upper Extremity Kinematics and Muscle Activity in a Short-Cycle Repetitive Pick-and-Place Task. *Annals of Work Exposures and Health*, 61(3), 356-368.
- Luger, T., Seibt, R., Rieger, M. A., & Steinhilber, B. (2019). The Role of Motor Learning on Measures of Physical Requirements and Motor Variability During Repetitive Screwing. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(7), 1231.
- Luger, T., Bär, M., Seibt, R., Rimmele, P., Rieger, M. A., Steinhilber, B. (2021). A passive back exoskeleton supporting symmetric and asymmetric lifting in stoop and squat posture reduces trunk and hip extensor muscle activity and adjusts body posture – A laboratory study. *Applied Ergonomics*, 97(5), 103530.
- Madeleine, P., & Madsen, T. M. (2009). Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck-shoulder discomfort. *Applied Ergonomics*, 40(5), 887-894.
- Madeleine, P., Mathiassen, S. E., & Arendt-Nielsen, L. (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research*, 185(4), 689-698.
- 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, 103156.
- Maduri, A., Pearson, B. L., & Wilson, S. E. (2008). Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 807-814.

- Mathiassen, S. E. (2006). Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know? *Applied Ergonomics*, 37(4), 419-427.
- Mathiassen, S. E., Winkel, J., & Hägg, G. M. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 197-226.
- McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, 15, 777-780.
- Meyer, M., Weirauch, H., & Weber, F. (2012). Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2011. In: *Fehlzeitenreport 2012*. Berlin - Heidelberg: Springer Medizin.
- Murray, K. J., Le Grande, M. R., Ortega de Mues, A., & Azari, M. F. (2017). Characterisation of the correlation between standing lordosis and degenerative joint disease in the lower lumbar spine in women and men: a radiographic study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 330.
- 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.
- Neumann, W. P., Winkel, J., Medbo, L., Magneberg, R., & Mathiassen, S. E. (2006). Production system design elements influencing productivity and ergonomics. *International Journal of Operations & Production Management*, 26(8), 904-923.
- Pollard, C. D., Heiderscheit, B. C., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2005). Gender Differences in Lower Extremity Coupling Variability During an Unanticipated Cutting Maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 21, 143-152.
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D., & Chaffin, D. B. (1991). Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 17(5), 337-346.
- Robert Koch-Institut (Hrsg.). (2012). Gesundheitsberichterstattung des Bundes Heft 53 - Rückenschmerzen. Aufrufbar unter: <https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/rueckenschmerzen.html> (aufgerufen am 02.08.2021).
- Rimmele, P., Steinhilber, B., Rieger, M. A., Luger, T. (2023). Motor variability during a repetitive lifting task is impaired by wearing a passive back-support exoskeleton. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, 102739.
- Robert Koch-Institut (Hrsg.). (2015). Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Gemeinsam getragen von RKI und Destatis. RKI, Berlin.
- Robert Koch-Institut (Hrsg.). (2019). BURDEN 2020: Rechenwerk und Kennzahlen. Aufrufbar unter: [https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Studien/Krankheitslast/Kennzahlen/burden\\_kennzahlen\\_node.htm](https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Studien/Krankheitslast/Kennzahlen/burden_kennzahlen_node.htm) (aufgerufen am 28.09.2020).
- Sadler, E. M., Graham, R. B., & Stevenson, J. M. (2011). The personal lift-assist device and lifting technique: a principal component analysis. *Ergonomics*, 54(4), 392-402.
- Sandlund, J., Srinivasan, D., Heiden, M., & Mathiassen, S. E. (2017). Differences in motor variability among individuals performing a standardized short-cycle manual task. *Human Movement Science*, 51, 17-26.
- Schick, R. (2018). Einsatz von Exoskeletten in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68(5), 266-269.

- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2011). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 572-578.
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 979-993.
- Srinivasan, D., Rudolfsson, T., & Mathiassen, S. E. (2015). Between- and within-subject variance of motor variability metrics in females performing repetitive upper-extremity precision work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1), 121-129.
- Steinhilber, B., Anders, C., Jäger, M., Läubli, T., Luttmann, A., Rieger, M. A., . . . Kluth, K. (2013). Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. *Arbeitsmedizinische S2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA)*.
- Steinhilber, B., Luger, T., Schwenkreis, P., Middeldorf, S., Bork, H., Mann, B., . . . Jäger, M. (2020). Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext zur Primär-, Sekundär-, und Tertiärprävention von arbeitsassoziierten muskuloskelettalen Beschwerden. *S2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V.*
- Steinhilber, B., Seibt, R., & Luger, T. (2018). Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext - Wirkung und Nebenwirkung. *ASU Arbeitsmedizin Sozialmedizin Umweltmedizin*, 53, 662-664.
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30, 120-129.
- Takács, M., Orlovits, Z., Jager, B., & Kiss, R. M. (2018). Comparison of spinal curvature parameters as determined by the ZEBRIS spine examination method and the Cobb method in children with scoliosis. *PLOS One*, 13(7), e0200245.
- THUMEDI GmbH & Co. KG (Hrsg.). (2017). Handbuch Physiologie Mess- und Analysegeräte. *Thum-Jahnsbach*.
- Tveit, P., Daggfeldt, K., Hetland, S., & Thorstensson, A. (1994). Erector Spinae Lever Arm Length Variations with Changes in Spinal Curvature. *Spine*, 19(2), 199-204.
- 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 and Kinesiology*, 23(1), 195-205.
- van Dieën, J. H., Hoozemans, M. J. M., & Toussaint, H. M. (1999). Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14, 685-696.
- van Dieën, J. H., Oude Vrielink, H. H. E., & Toussaint, H. M. (1993). An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 70-75.
- Visser, B., & van Dieën, J. H. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1), 1-16.
- von Salis-Soglio, G. F. (2015). Grundprinzipien der Neutral-0-Methode. In: *Die Neutral-0-Methode: Mit Längen- und Umfangsmessung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., . . . Memish, Z. A. (2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases

and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380(9859), 2163-2196.

Xu, Y., Bach, E., & Orhede, E. (1997). Work environment and low back pain: the influence of occupational activities. *Occupational and Environmental Medicine*, 54(10), 741-745.

## 7 Anhang

**Anhang 1: Die Variabilität der OEMG-Daten des M. erector spinae ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen**

Phase	EXO	Ausrichtung	absolute Variabilität der Aktivität des M. erector spinae [%MVE]			Variationskoeffizient des M. erector spinae [%]		
			25.	Median	75.	25. Quantil	Median	75.
			Quantil		Quantil	Quantil		Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	contralateral	9,08	10,45	13,85	50,88	55,98	61,21
		frontal	8,78	10,34	13,86	52,00	57,83	64,58
		ipsilateral	6,68	8,21	10,87	46,08	52,36	56,64
	mit	contralateral	8,39	10,01	12,49	50,46	55,58	60,99
		frontal	8,42	9,36	12,82	50,97	57,59	62,88
		ipsilateral	6,40	7,52	9,81	43,23	49,48	55,73
Beugen ohne Last	ohne	contralateral	7,66	9,42	12,40	52,60	62,76	72,43
		frontal	7,00	8,95	11,80	52,17	60,66	70,43
		ipsilateral	5,51	7,51	9,69	48,33	57,50	67,26
	mit	contralateral	7,41	8,88	12,11	59,38	68,38	79,09
		frontal	6,95	8,71	11,46	55,45	65,10	79,23
		ipsilateral	5,53	7,00	9,21	50,53	60,16	76,71
Beugen mit Last	ohne	contralateral	5,33	6,89	9,19	25,42	28,03	34,14
		frontal	5,73	7,26	9,25	25,02	28,76	33,74
		ipsilateral	3,66	5,42	7,55	21,37	27,06	31,64
	mit	contralateral	4,62	5,98	7,91	23,55	27,52	32,06
		frontal	4,72	6,13	7,70	23,52	26,44	31,84
		ipsilateral	3,20	4,61	6,59	20,34	24,21	28,53
Aufrichten ohne Last	ohne	contralateral	5,76	7,85	10,03	62,70	73,43	86,49
		frontal	5,03	6,76	8,96	60,01	74,49	83,69
		ipsilateral	3,91	4,97	6,77	43,29	59,92	73,47
	mit	contralateral	5,09	6,82	9,58	54,36	67,62	76,49
		frontal	4,49	5,75	8,45	47,44	62,81	74,36
		ipsilateral	2,96	4,22	5,89	34,48	45,95	60,05
Aufrichten mit Last	ohne	contralateral	6,95	9,10	11,45	28,26	35,63	41,41
		frontal	7,31	8,84	11,24	29,20	36,90	46,54
		ipsilateral	3,98	5,63	7,42	18,28	25,45	35,83
	mit	contralateral	6,27	7,89	10,12	24,75	31,04	38,59
		frontal	6,84	7,91	10,26	25,81	32,39	41,39
		ipsilateral	3,71	4,95	6,68	17,68	23,27	28,74

**Anhang 2: Die Variabilität der OEMG-Daten ohne und mit Exoskelett (EXO), mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Knie) und Oberkörperausrichtungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last**

Phase	EXO	Hebetechnik	Ausrichtung	absolute Variabilität der Aktivität des M. erector spinae [%MVE]			Variationskoeffizient des M. erector spinae [%]		
				25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	contralateral	9,26	10,26	14,74	50,71	55,98	62,46
			frontal	9,12	10,36	14,48	52,98	60,95	65,75
			ipsilateral	7,77	9,03	11,82	50,93	53,64	60,89
		gestreckt	contralateral	8,69	10,76	13,73	50,93	55,59	58,98
			frontal	8,68	10,04	13,37	50,99	54,47	62,09
			ipsilateral	6,02	7,49	9,07	43,40	47,17	53,02
	mit	gebeugt	contralateral	8,27	9,35	13,37	49,91	57,35	62,31
			frontal	8,57	9,33	13,64	52,33	59,89	65,12
			ipsilateral	6,88	7,70	10,30	46,90	52,35	59,38
		gestreckt	contralateral	8,46	10,05	12,34	50,64	54,23	60,63
			frontal	8,21	9,36	12,75	49,40	55,60	59,30
			ipsilateral	5,68	7,15	9,76	40,41	46,90	52,84
BO	ohne	gebeugt	contralateral	7,87	9,50	12,62	50,45	59,77	72,52
			frontal	7,02	8,89	12,53	50,64	60,39	70,42
			ipsilateral	6,26	7,80	10,67	50,42	57,92	65,87
		gestreckt	contralateral	7,52	9,36	12,37	57,51	63,14	72,40
			frontal	6,96	9,08	11,34	54,23	60,89	70,45
			ipsilateral	5,00	6,71	8,69	48,18	57,08	69,82
	mit	gebeugt	contralateral	7,46	8,76	12,15	58,53	67,40	78,84
			frontal	6,99	8,73	11,53	54,78	65,18	82,52
			ipsilateral	5,90	7,47	9,55	55,95	64,74	78,88
		gestreckt	contralateral	7,37	9,72	12,09	59,59	69,83	79,84
			frontal	6,87	8,70	11,21	55,67	60,31	75,79
			ipsilateral	5,08	6,45	8,83	48,94	55,64	67,51
BM	ohne	gebeugt	contralateral	5,51	7,83	9,90	25,48	29,66	34,81
			frontal	6,32	7,66	10,04	26,30	29,06	34,14
			ipsilateral	4,71	6,81	8,66	25,26	29,86	33,99
		gestreckt	contralateral	4,77	6,51	8,01	24,35	27,60	33,97
			frontal	5,28	6,38	8,11	21,74	28,55	33,43
			ipsilateral	3,40	4,25	5,72	18,71	23,18	28,52
	mit	gebeugt	contralateral	5,32	6,54	8,66	24,97	27,98	32,76
			frontal	5,37	6,64	9,27	24,74	27,67	33,16
			ipsilateral	4,21	5,73	7,08	22,19	27,02	30,16
		gestreckt	contralateral	4,25	5,26	6,93	22,00	26,70	29,94
			frontal	4,19	5,79	7,21	20,30	26,17	30,83
			ipsilateral	3,07	4,00	5,46	19,47	21,97	25,80
AO	ohne	gebeugt	contralateral	5,48	6,61	9,55	60,89	75,70	82,45
			frontal	4,85	5,99	8,29	67,78	76,80	85,12
			ipsilateral	4,01	5,07	6,74	52,87	65,06	80,22
		gestreckt	contralateral	6,46	9,07	10,49	65,00	72,61	86,53
			frontal	5,16	8,02	9,70	58,46	72,82	82,80
			ipsilateral	3,34	4,91	6,88	38,89	47,38	67,87
	mit	gebeugt	contralateral	4,91	6,09	8,31	56,25	71,27	78,09
			frontal	3,64	5,33	7,42	44,18	69,85	80,88
			ipsilateral	2,82	3,97	5,68	34,63	53,87	67,97
		gestreckt	contralateral	5,71	7,64	10,29	54,28	62,95	72,20
			frontal	4,56	6,86	9,23	50,75	58,09	72,74
			ipsilateral	2,98	4,36	6,67	33,15	43,31	56,70
AM	ohne	gebeugt	contralateral	7,40	9,11	11,02	30,93	36,68	41,48
			frontal	7,64	9,62	11,22	31,67	41,60	48,69
			ipsilateral	5,21	7,00	8,92	24,30	32,38	42,78
		gestreckt	contralateral	6,75	9,08	11,57	24,19	34,24	40,86
			frontal	6,30	8,40	11,31	25,46	33,73	40,52
			ipsilateral	2,86	4,74	6,07	16,81	18,90	26,60
	mit	gebeugt	contralateral	6,00	7,67	9,97	24,84	31,49	39,97
			frontal	6,83	8,03	10,60	29,12	33,46	41,83
			ipsilateral	4,02	5,58	7,63	19,96	27,24	34,49
		gestreckt	contralateral	6,32	8,70	10,95	24,16	30,74	37,77
			frontal	6,97	7,63	9,68	25,08	28,77	39,56
			ipsilateral	3,40	4,36	6,59	16,30	21,15	25,06

**Anhang 3: Die Bewegungsvariabilität der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Kniegelenke)**

Phase	EXO	Hebetechnik	absolute Variabilität der Brustkyphose [°]			Variationskoeffizient der Brustkyphose [%]		
			25.	Median	75.	25. Quantil	Median	75. Quantil
			Quantil		Quantil			
Gesamter Hebezyklus	ohne	gebeugt	4,34	4,79	5,73	58,95	110,31	234,44
		gestreckt	5,07	5,65	6,83	60,88	113,47	203,57
	mit	gebeugt	3,83	4,40	4,77	62,08	114,25	212,15
		gestreckt	4,35	5,10	5,83	65,11	119,88	277,07
Beugen ohne Last	ohne	gebeugt	3,98	5,09	5,84	64,27	98,71	143,06
		gestreckt	4,01	5,17	6,18	65,78	103,82	173,43
	mit	gebeugt	3,40	4,02	4,94	55,30	98,86	162,76
		gestreckt	3,65	4,43	5,63	69,64	98,60	153,50
Beugen mit Last	ohne	gebeugt	3,99	4,77	6,01	48,33	118,98	265,92
		gestreckt	4,70	5,62	6,77	55,01	97,69	207,01
	mit	gebeugt	3,64	4,34	4,94	49,85	110,29	262,81
		gestreckt	3,70	4,75	6,14	52,02	117,84	227,92
Aufrichten ohne Last	ohne	gebeugt	3,05	3,69	4,41	46,17	93,45	158,60
		gestreckt	3,70	5,47	6,15	49,47	84,71	165,87
	mit	gebeugt	2,56	3,26	4,04	49,18	87,51	157,50
		gestreckt	3,29	4,55	5,51	54,44	97,25	208,01
Aufrichten mit Last	ohne	gebeugt	3,54	4,41	5,33	46,17	93,45	158,60
		gestreckt	4,65	5,55	6,46	49,47	84,71	165,87
	mit	gebeugt	3,33	3,88	4,86	49,18	87,51	157,50
		gestreckt	3,61	4,70	5,79	54,44	97,25	208,01

**Anhang 4: Die Bewegungsvariabilität der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen**

Phase	EXO	Ausrichtung	absolute Variabilität der Brustkyphose [°]			Variationskoeffizient der Brustkyphose [%]		
			25.	Median	75.	25. Quantil	Median	75. Quantil
			Quantil		Quantil			
Gesamter Hebezyklus	ohne	frontal	4,55	5,15	5,90	64,97	141,05	248,02
		lateral	4,57	5,45	6,66	56,14	100,46	189,74
	mit	frontal	4,10	4,71	5,35	65,11	126,72	271,07
		lateral	3,86	4,72	5,68	59,43	104,70	248,27
Beugen ohne Last	ohne	frontal	3,85	5,09	5,63	64,55	108,90	176,43
		lateral	4,31	5,30	6,28	65,53	94,03	150,78
	mit	frontal	3,49	4,37	5,31	63,64	114,01	169,75
		lateral	3,52	4,13	5,21	66,65	89,40	137,06
Beugen mit Last	ohne	frontal	4,34	5,12	6,06	56,26	119,04	245,79
		lateral	4,05	5,49	6,64	47,62	90,30	261,66
	mit	frontal	3,80	4,55	5,48	61,57	121,31	225,83
		lateral	3,61	4,49	5,47	41,85	96,81	239,89
Aufrichten ohne Last	ohne	frontal	3,30	4,07	5,23	46,84	100,24	169,31
		lateral	3,46	4,53	6,10	46,16	81,98	142,94
	mit	frontal	2,75	3,82	4,70	53,06	113,29	196,99
		lateral	3,01	3,57	5,21	49,97	76,58	182,62
Aufrichten mit Last	ohne	frontal	4,16	4,75	5,75	46,84	100,24	169,31
		lateral	3,82	5,13	6,40	46,16	81,98	142,94
	mit	frontal	3,60	4,13	5,00	53,06	113,29	196,99
		lateral	3,27	4,22	5,49	49,97	76,58	182,62



**Anhang 5: Die Bewegungsvervielfältigkeit der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO), mit den verschiedenen Hebetechneken (gebeugte und gestreckte Knie) und Oberkörperausrichtungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last**

Phase	EXO	Hebetechnik	Ausrichtung	absolute Variabilität der Brustkyphose [°]			Variationskoeffizient der Brustkyphose [%]		
				25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	frontal	4,38	4,83	5,71	65,19	110,31	268,17
			lateral	4,22	4,74	5,75	57,00	116,38	226,56
		gestreckt	frontal	5,04	5,44	6,26	64,41	153,62	242,17
			lateral	5,23	6,20	7,28	55,05	91,48	177,38
	mit	gebeugt	frontal	3,99	4,46	4,81	65,60	114,25	212,15
			lateral	3,64	4,25	4,76	55,53	114,02	209,64
		gestreckt	frontal	4,37	5,00	5,40	65,11	178,04	278,35
			lateral	4,23	5,19	6,30	61,62	100,96	267,10
BO	ohne	gebeugt	frontal	3,85	5,09	5,63	61,87	109,45	173,57
			lateral	4,14	5,12	5,92	64,72	94,03	135,94
		gestreckt	frontal	3,85	4,94	5,66	65,79	105,63	179,28
			lateral	4,43	5,42	6,86	65,72	98,01	170,40
	mit	gebeugt	frontal	3,38	4,12	5,04	57,36	111,26	169,75
			lateral	3,43	3,99	4,90	51,12	88,45	141,14
		gestreckt	frontal	3,66	4,47	5,48	66,20	114,05	173,15
			lateral	3,65	4,35	6,04	69,64	91,15	137,06
BM	ohne	gebeugt	frontal	4,12	4,86	6,00	54,69	131,30	257,91
			lateral	3,88	4,61	6,01	45,25	100,89	326,82
		gestreckt	frontal	4,51	5,35	6,30	56,26	111,22	224,68
			lateral	5,12	5,86	7,09	48,54	84,12	192,92
	mit	gebeugt	frontal	3,79	4,46	5,02	63,17	113,72	255,35
			lateral	3,37	4,24	4,77	39,87	99,36	262,81
		gestreckt	frontal	3,86	4,69	5,63	54,14	141,27	215,46
			lateral	3,66	5,02	6,61	47,73	93,39	236,47
AO	ohne	gebeugt	frontal	3,06	3,70	4,32	46,17	88,04	172,23
			lateral	2,97	3,69	4,68	46,16	93,45	145,10
		gestreckt	frontal	3,60	4,59	5,98	54,57	100,75	167,40
			lateral	4,50	5,78	7,60	45,38	72,50	121,36
	mit	gebeugt	frontal	2,57	3,34	4,36	53,06	83,04	157,50
			lateral	2,52	3,14	3,82	45,89	89,94	161,08
		gestreckt	frontal	2,89	4,26	5,17	46,61	146,00	208,01
			lateral	3,34	4,96	5,97	54,44	73,91	243,17
AM	ohne	gebeugt	frontal	3,71	4,48	5,33	46,17	88,04	172,23
			lateral	3,50	4,23	5,33	46,16	93,45	145,10
		gestreckt	frontal	4,66	5,08	6,02	54,57	100,75	167,40
			lateral	4,64	5,96	6,97	45,38	72,50	121,36
	mit	gebeugt	frontal	3,46	3,88	4,79	53,06	83,04	157,50
			lateral	3,19	3,88	4,91	45,89	89,94	161,08
		gestreckt	frontal	3,70	4,48	5,32	46,61	146,00	208,01
			lateral	3,49	5,03	6,29	54,44	73,91	243,17

**Anhang 6: Die Bewegungsverviabilität der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen**

Phase	EXO	Ausrichtung	absolute Variabilität der Lendenlordose [°]			Variationskoeffizient der Lendenlordose [%]		
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
Gesamter Hebezyklus	ohne	frontal	5,82	7,51	9,70	62,81	86,36	123,95
		lateral	6,29	7,44	9,36	60,36	84,40	108,35
	mit	frontal	5,59	8,32	10,09	61,77	85,63	116,98
		lateral	6,40	8,28	9,66	60,36	81,52	109,10
Beugen ohne Last	ohne	frontal	5,75	7,87	10,10	83,03	116,20	173,92
		lateral	6,40	7,97	9,72	81,49	111,24	157,51
	mit	frontal	6,09	8,71	10,96	79,00	104,10	148,65
		lateral	6,94	9,15	10,59	74,46	98,05	135,76
Beugen mit Last	ohne	frontal	5,23	7,16	9,60	55,24	83,00	126,10
		lateral	5,37	6,85	8,61	52,58	78,03	105,19
	mit	frontal	4,89	7,70	9,91	54,46	83,88	104,25
		lateral	5,26	7,72	8,89	51,56	76,71	93,81
Aufrichten ohne Last	ohne	frontal	5,83	7,99	10,28	63,64	85,61	120,51
		lateral	6,53	7,82	9,65	63,57	87,07	115,48
	mit	frontal	5,53	8,31	10,06	60,74	83,61	124,10
		lateral	6,37	8,19	9,67	59,28	81,23	111,04
Aufrichten mit Last	ohne	frontal	5,59	7,40	9,10	51,63	75,37	106,30
		lateral	5,77	7,05	9,06	48,78	66,89	86,85
	mit	frontal	5,72	8,63	10,08	51,73	74,65	101,93
		lateral	6,31	8,11	9,82	48,32	67,83	89,51

**Anhang 7: Die Bewegungsvervielfältigkeit Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO), mit den verschiedenen Hebetekniken (gebeugte und gestreckte Knie) und Oberkörperausrichtungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last**

Phase	EXO	Hebeteknik	Ausrichtung	absolute Variabilität der Lendenlordose [°]			Variationskoeffizient der Lendenlordose [%]		
				25.	Median	75.	25.	Median	75.
				Quantil		Quantil	Quantil		Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	frontal	4,91	6,31	8,15	60,23	88,93	156,65
			lateral	5,48	6,89	8,50	59,98	88,45	135,33
		gestreckt	frontal	6,89	9,18	10,83	63,93	83,92	112,41
			lateral	6,88	8,45	9,77	60,36	82,55	105,31
	mit	gebeugt	frontal	4,70	6,40	8,40	58,80	94,58	126,32
			lateral	5,73	7,38	8,75	57,32	87,23	117,68
		gestreckt	frontal	7,95	9,89	11,06	63,65	80,59	112,28
			lateral	7,29	9,31	10,38	60,47	79,35	98,02
BO	ohne	gebeugt	frontal	5,20	6,34	8,35	80,00	119,30	193,00
			lateral	5,34	7,28	8,52	77,36	116,90	176,16
		gestreckt	frontal	7,46	9,66	11,45	85,00	113,59	160,54
			lateral	7,72	9,09	10,38	82,71	108,85	147,47
	mit	gebeugt	frontal	5,58	6,84	9,02	75,11	105,82	179,25
			lateral	6,12	7,91	9,34	70,60	114,06	156,97
		gestreckt	frontal	8,39	10,49	12,04	80,23	98,59	137,93
			lateral	8,27	10,18	11,14	77,67	97,65	132,33
BM	ohne	gebeugt	frontal	4,73	5,81	7,78	55,53	87,25	141,08
			lateral	4,71	6,01	7,75	51,39	76,23	122,11
		gestreckt	frontal	6,95	8,57	10,63	54,30	83,00	116,43
			lateral	6,02	7,72	9,01	53,57	80,02	100,71
	mit	gebeugt	frontal	4,17	5,67	7,83	53,61	87,04	110,26
			lateral	4,90	6,47	8,35	48,23	80,11	106,36
		gestreckt	frontal	6,73	9,45	10,92	58,01	76,92	101,91
			lateral	6,44	8,17	9,86	53,41	75,95	90,37
AO	ohne	gebeugt	frontal	5,24	6,39	8,83	63,82	90,21	159,84
			lateral	5,71	7,18	9,15	64,41	89,80	131,43
		gestreckt	frontal	7,54	9,56	11,15	63,48	81,67	107,28
			lateral	7,43	8,51	10,04	62,50	85,72	106,31
	mit	gebeugt	frontal	4,81	6,24	8,31	58,66	88,91	135,19
			lateral	5,90	7,28	8,34	57,97	86,95	115,40
		gestreckt	frontal	8,34	9,91	11,19	66,12	79,11	115,31
			lateral	7,13	9,29	10,70	60,73	77,53	106,65
AM	ohne	gebeugt	frontal	4,53	6,10	7,78	51,14	79,40	124,94
			lateral	4,97	6,23	8,13	48,78	70,42	121,57
		gestreckt	frontal	6,83	8,82	10,53	51,63	73,66	92,52
			lateral	6,59	7,99	9,34	46,06	64,98	80,35
	mit	gebeugt	frontal	5,09	6,78	8,76	51,78	83,01	107,73
			lateral	5,74	7,50	8,82	48,32	69,18	96,27
		gestreckt	frontal	7,76	9,98	11,11	51,73	65,71	96,82
			lateral	7,70	9,24	10,35	48,79	66,69	78,78

**Anhang 8: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM – Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose, Werte < 0 einen flacheren Kyphosewinkel als bei der Referenzposition**

			Abweichung von der Brustkyphose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Ausrichtung	Minimum			Median			Maximum		
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	frontal	-14,27	-10,19	-5,10	-2,04	0,95	6,53	7,36	10,15	15,87
		lateral	-11,11	-6,70	-1,67	0,72	5,19	11,04	10,43	15,31	20,36
	mit	frontal	-14,35	-9,04	-4,86	-1,76	0,43	5,90	6,73	9,40	14,40
		lateral	-10,22	-5,28	-2,04	0,08	4,40	9,34	8,48	12,51	18,08
BO	ohne	frontal	-10,84	-6,38	-2,25	-2,64	1,17	5,54	3,95	6,99	12,40
		lateral	-8,29	-3,70	0,29	-0,10	4,29	8,93	6,69	10,82	16,54
	mit	frontal	-9,47	-5,67	-2,30	-1,99	1,87	4,89	3,84	7,15	11,63
		lateral	-6,93	-3,29	0,47	-0,42	3,67	6,88	5,28	9,57	13,16
BM	ohne	frontal	-12,41	-6,58	-2,12	-1,19	2,05	6,92	4,59	8,26	13,73
		lateral	-8,11	-3,19	2,30	1,24	6,74	11,99	7,94	13,50	18,42
	mit	frontal	-11,32	-5,76	-0,09	-1,45	1,83	6,69	4,03	8,03	13,50
		lateral	-7,66	-2,60	3,40	0,47	5,03	11,28	6,04	11,01	16,54
AO	ohne	frontal	-9,99	-6,27	-1,66	-2,94	-0,28	6,41	2,06	5,78	11,77
		lateral	-6,43	-2,47	1,62	0,10	5,71	10,05	5,35	11,57	16,16
	mit	frontal	-9,18	-5,81	-1,72	-2,63	0,03	5,86	1,54	4,42	10,64
		lateral	-6,62	-2,17	0,45	-0,56	4,13	8,88	3,92	9,05	14,81
AM	ohne	frontal	-11,59	-6,83	-1,55	-2,44	1,77	8,22	3,55	7,64	14,09
		lateral	-7,95	-2,71	2,05	1,29	7,32	11,90	6,02	13,17	17,90
	mit	frontal	-10,61	-5,93	-1,14	-2,65	1,04	6,29	2,74	5,81	11,92
		lateral	-7,90	-2,81	1,90	-0,39	4,67	9,54	4,45	9,60	14,98

**Anhang 9: Haltung der Brustkyphose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Knie) sowie Oberkörperausrichtungen während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM – Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Kyphose, Werte < 0 einen flacheren Kyphosewinkel als bei der Referenzposition**

Pha- se	EXO	Hebe- technik	Rich- tung	Abweichung von der Brustkyphose in der aufrechten Position [°]								
				Minimum		Median		Maximum				
				25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	frontal	-14,58	-10,12	-3,97	-3,35	0,08	6,97	6,55	9,44	15,67
			lateral	-11,03	-7,30	-2,70	-0,48	4,05	9,11	9,20	12,13	18,86
		gestreckt	frontal	-14,17	-10,46	-6,05	-1,80	2,46	6,47	7,52	10,89	15,89
			lateral	-11,69	-5,57	-1,28	2,96	6,32	11,59	13,26	17,34	22,44
	mit	gebeugt	frontal	-12,28	-9,07	-3,98	-2,29	0,29	6,76	6,49	9,46	15,52
			lateral	-10,64	-5,18	-0,86	-0,07	2,30	9,22	7,37	12,14	17,23
		gestreckt	frontal	-14,79	-9,01	-5,56	-1,55	0,48	5,45	6,85	9,34	14,27
			lateral	-10,16	-5,39	-2,29	0,19	4,59	10,10	8,99	13,97	19,28
BO	ohne	gebeugt	frontal	-10,07	-7,46	-2,67	-2,49	1,63	5,70	3,94	7,27	13,81
			lateral	-8,42	-3,69	-0,43	0,80	4,34	8,59	7,64	10,45	15,81
		gestreckt	frontal	-11,32	-5,80	-1,93	-2,80	0,72	4,79	4,02	6,71	11,93
			lateral	-8,06	-3,89	1,09	-0,19	4,24	9,03	6,42	12,35	17,10
	mit	gebeugt	frontal	-8,71	-4,64	-1,41	-1,23	2,04	5,18	5,18	6,77	11,96
			lateral	-6,49	-2,69	0,85	0,53	3,90	6,87	5,73	9,57	13,09
		gestreckt	frontal	-10,22	-5,72	-3,27	-2,79	0,98	4,44	2,47	7,30	9,31
			lateral	-7,34	-3,50	0,06	-0,71	3,31	6,92	4,73	9,80	13,37
BM	ohne	gebeugt	frontal	-12,42	-6,58	-2,23	-2,71	1,51	6,79	4,35	7,28	13,64
			lateral	-8,19	-3,72	2,24	1,03	3,51	9,51	7,22	9,94	16,89
		gestreckt	frontal	-12,40	-6,58	-1,58	-0,56	3,55	7,30	4,90	9,01	13,99
			lateral	-7,30	-1,34	2,50	4,57	8,36	14,07	9,57	15,24	20,85
	mit	gebeugt	frontal	-11,13	-5,97	-0,09	-1,28	1,22	6,67	4,27	7,26	13,99
			lateral	-7,80	-2,52	4,03	0,10	3,26	10,29	4,92	9,42	16,01
		gestreckt	frontal	-12,32	-5,55	-0,03	-1,94	2,78	7,00	3,86	8,12	11,04
			lateral	-7,61	-2,68	3,06	0,80	5,74	11,90	7,00	11,46	18,05
AO	ohne	gebeugt	frontal	-10,70	-6,41	-1,27	-4,59	-1,87	6,04	0,58	3,51	11,10
			lateral	-7,38	-3,51	1,59	-1,20	1,94	9,29	3,09	7,35	13,71
		gestreckt	frontal	-9,86	-5,33	-1,79	-2,55	0,92	7,36	2,93	7,31	12,27
			lateral	-4,67	-1,92	1,74	2,70	7,56	11,32	9,02	14,17	19,93
	mit	gebeugt	frontal	-8,74	-4,98	-1,37	-2,61	0,10	6,03	1,34	3,77	11,32
			lateral	-6,64	-1,63	0,99	-1,32	2,23	7,49	2,83	5,71	11,83
		gestreckt	frontal	-9,71	-6,06	-2,30	-2,70	-0,04	5,65	1,62	4,87	10,59
			lateral	-6,62	-2,80	0,30	2,07	4,98	9,39	6,37	10,65	18,39
AM	ohne	gebeugt	frontal	-11,50	-7,23	0,69	-4,17	0,64	8,25	3,21	5,85	13,93
			lateral	-8,16	-3,74	1,82	-1,52	3,70	8,97	3,39	8,92	15,11
		gestreckt	frontal	-11,84	-6,83	-2,06	-2,39	2,81	8,20	3,76	8,60	14,28
			lateral	-7,13	-1,37	3,75	2,59	8,71	12,35	8,44	15,43	19,23
	mit	gebeugt	frontal	-10,49	-5,09	0,05	-3,12	1,23	6,60	2,49	5,02	12,28
			lateral	-7,64	-2,51	2,03	-1,26	2,61	7,41	2,93	7,33	13,26
		gestreckt	frontal	-10,98	-6,19	-4,04	-2,61	0,95	6,08	3,17	6,29	11,85
			lateral	-8,42	-3,60	1,22	0,23	4,97	11,31	5,86	10,62	16,98

**Anhang 10: Haltung der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetechniken (gebeugte und gestreckte Knie) während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Lordose, Werte < 0 einen flacheren Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

			Abweichung von der Lendenlordose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Hebetechnik	Minimum			Median			Maximum		
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	-5,62	-2,70	0,02	5,01	7,47	9,84	11,96	16,89	21,19
		gestreckt	-5,08	-2,78	0,05	7,59	9,78	13,82	18,21	23,75	27,71
	mit	gebeugt	-5,03	-2,85	0,59	5,03	8,23	10,84	14,12	18,42	23,54
		gestreckt	-4,09	-1,41	0,76	7,75	11,08	14,42	22,20	25,66	30,53
BO	ohne	gebeugt	-4,26	-1,63	1,60	1,64	4,36	7,50	9,06	14,22	18,00
		gestreckt	-4,24	-1,50	1,49	3,02	5,62	8,83	15,85	21,18	25,41
	mit	gebeugt	-3,48	-0,86	1,64	2,87	5,62	8,71	12,34	16,51	21,93
		gestreckt	-3,00	-0,39	1,25	4,27	7,28	10,08	20,45	24,40	28,58
BM	ohne	gebeugt	-3,07	-0,12	3,46	4,68	7,52	10,63	10,85	15,04	19,76
		gestreckt	-2,43	-0,09	4,33	7,91	10,31	14,08	16,48	20,59	25,63
	mit	gebeugt	-2,39	-0,19	3,19	5,28	8,59	11,78	11,42	15,37	20,69
		gestreckt	-1,79	0,87	3,72	8,21	11,41	14,57	18,27	22,37	26,53
AO	ohne	gebeugt	-3,92	-0,63	1,62	5,33	7,52	10,97	10,96	15,31	19,77
		gestreckt	-3,35	-0,04	2,00	7,24	10,41	14,60	17,10	21,78	26,29
	mit	gebeugt	-3,30	-0,79	2,09	4,68	7,61	10,70	11,58	15,69	21,45
		gestreckt	-2,55	0,51	2,36	6,66	10,79	14,88	18,79	22,93	27,12
AM	ohne	gebeugt	-3,00	-0,30	3,06	6,85	10,09	12,47	10,50	15,72	19,55
		gestreckt	-2,17	0,41	4,53	10,33	13,43	18,00	17,24	22,94	27,29
	mit	gebeugt	-3,05	-0,26	3,16	7,19	11,01	15,07	13,44	18,11	23,10
		gestreckt	-1,60	1,06	4,21	11,35	15,06	18,37	21,20	25,31	29,95

**Anhang 11: Haltung der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Oberkörperausrichtungen während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM - Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Lordose, Werte < 0 einen flacheren Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

			Abweichung von der Lendenlordose in der aufrechten Position [°]								
Phase	EXO	Ausrichtung	Minimum		Median		Maximum				
			25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	frontal	-5,58	-3,19	-0,53	6,54	9,00	12,86	14,45	18,34	26,03
		lateral	-5,05	-2,33	0,12	6,04	8,71	11,75	16,36	20,25	25,59
	mit	frontal	-5,28	-2,85	0,37	6,08	9,87	13,36	15,18	22,31	26,86
		lateral	-4,40	-1,64	0,71	6,57	9,46	12,68	17,58	23,60	26,82
BO	ohne	frontal	-4,82	-1,63	1,60	1,98	5,05	8,18	12,17	16,28	23,28
		lateral	-3,84	-1,35	1,49	2,04	5,08	8,28	13,38	17,62	22,90
	mit	frontal	-3,33	-0,76	1,37	3,68	6,80	9,94	13,48	19,89	25,00
		lateral	-3,02	-0,52	1,70	4,16	6,92	9,53	16,05	21,76	25,62
BM	ohne	frontal	-3,27	-0,52	3,46	6,25	9,41	12,98	12,83	16,86	22,87
		lateral	-2,14	0,37	4,51	6,11	8,75	12,59	14,18	17,50	21,72
	mit	frontal	-2,44	-0,44	3,09	6,03	10,19	13,91	12,82	19,10	23,59
		lateral	-1,04	0,87	4,38	6,62	9,52	13,02	14,83	19,44	24,24
AO	ohne	frontal	-4,01	-0,60	1,92	5,88	9,24	13,72	13,31	17,41	24,33
		lateral	-3,34	-0,42	1,58	6,18	8,50	12,71	14,66	18,62	23,27
	mit	frontal	-3,21	-0,49	2,14	5,71	8,87	14,50	13,18	19,49	24,45
		lateral	-2,85	0,28	2,31	6,01	9,33	13,93	15,34	20,05	25,19
AM	ohne	frontal	-2,91	-0,92	3,17	9,37	11,38	17,49	13,67	17,53	25,17
		lateral	-1,70	0,56	4,53	8,68	12,25	16,35	15,52	18,98	25,45
	mit	frontal	-3,13	-0,39	3,56	9,10	12,41	17,65	15,04	20,78	26,59
		lateral	-1,32	0,71	4,75	10,18	13,38	17,44	17,30	23,25	26,64

**Anhang 12: Haltung der Lendenlordose ohne und mit Exoskelett (EXO) und mit den verschiedenen Hebetekniken (gebeugte und gestreckte Knie) sowie Oberkörperausrichtungen während der Hebungen. Phasen: GHZ – Gesamter Hebezyklus, BO - Beugen ohne Last, BM - Beugen mit Last, AO - Aufrichten ohne Last, AM – Aufrichten mit Last. Werte > 0 beschreiben eine stärkere Lordose, Werte < 0 einen flacheren Lordosewinkel als bei der Referenzposition**

Pha- se	EXO	Hebe- technik	Rich- tung	Abweichung von der Lendenlordose in der aufrechten Position [°]								
				Minimum			Median			Maximum		
				25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil	25. Quantil	Median	75. Quantil
GHZ	ohne	gebeugt	frontal	-5,81	-2,99	-0,41	5,05	7,38	9,61	10,84	15,16	18,64
			lateral	-5,56	-2,61	0,16	4,91	7,55	10,96	12,45	17,78	22,41
		gestreckt	frontal	-5,14	-3,35	-0,64	8,65	10,74	14,53	18,22	25,09	28,28
			lateral	-4,95	-1,63	0,11	6,94	9,17	12,81	18,16	23,52	27,19
	mit	gebeugt	frontal	-5,96	-3,34	0,30	4,46	8,25	10,85	11,43	17,48	22,17
			lateral	-5,03	-1,95	0,65	5,93	8,22	10,83	15,27	18,71	25,49
		gestreckt	frontal	-5,25	-1,24	0,39	9,35	11,57	15,04	22,45	25,45	30,54
			lateral	-3,58	-1,41	1,22	7,68	10,69	13,70	21,46	25,86	29,85
BO	ohne	gebeugt	frontal	-4,93	-1,65	1,59	1,22	4,23	6,96	8,90	12,95	17,53
			lateral	-4,11	-1,60	1,85	2,00	4,49	7,70	9,34	15,36	19,58
		gestreckt	frontal	-4,78	-1,60	1,69	3,10	5,42	9,12	15,85	21,09	25,49
			lateral	-3,78	-0,54	1,47	2,25	5,77	8,81	15,66	21,27	25,40
	mit	gebeugt	frontal	-3,28	-0,86	1,87	2,84	5,29	8,19	9,65	15,68	19,52
			lateral	-3,73	-0,73	1,56	3,03	5,96	9,14	12,97	17,07	23,54
		gestreckt	frontal	-3,38	-0,45	1,10	4,04	7,25	10,72	20,53	24,52	28,83
			lateral	-2,52	-0,17	2,11	4,28	7,32	9,78	20,41	24,19	28,56
BM	ohne	gebeugt	frontal	-4,01	-0,67	2,86	4,23	7,23	10,55	10,43	13,88	17,20
			lateral	-2,45	0,24	4,65	4,75	7,73	10,88	11,05	15,71	21,07
		gestreckt	frontal	-3,00	-0,38	4,29	8,35	10,53	14,93	16,80	21,54	25,67
			lateral	-1,60	0,44	4,47	7,57	9,70	14,05	16,35	20,10	23,26
	mit	gebeugt	frontal	-2,66	-1,16	2,38	4,84	8,58	11,61	9,96	14,47	19,30
			lateral	-1,80	0,41	4,34	5,89	8,80	12,27	12,94	16,69	21,51
		gestreckt	frontal	-2,36	0,33	3,24	8,95	11,91	14,63	18,52	22,46	27,49
			lateral	-0,65	0,90	4,53	8,01	11,17	14,09	18,26	22,27	26,27
AO	ohne	gebeugt	frontal	-4,10	-0,65	1,74	3,94	7,22	11,24	10,39	14,10	17,42
			lateral	-3,60	-0,62	1,59	5,49	7,70	10,89	12,24	16,24	21,54
		gestreckt	frontal	-3,70	-0,52	2,06	7,87	11,37	16,15	17,21	22,64	26,80
			lateral	-3,25	0,58	1,58	6,36	9,45	13,86	16,76	21,36	24,50
	mit	gebeugt	frontal	-3,80	-0,90	2,21	4,30	7,14	9,75	10,36	15,07	19,50
			lateral	-3,25	-0,37	1,81	5,11	7,95	12,30	12,60	16,80	21,57
		gestreckt	frontal	-3,12	0,46	2,11	6,44	11,04	14,97	19,10	22,65	27,94
			lateral	-2,27	0,54	3,06	6,73	10,76	14,47	18,79	22,94	27,05
AM	ohne	gebeugt	frontal	-4,40	-1,18	2,39	6,72	9,88	11,53	10,08	13,89	17,59
			lateral	-2,87	0,22	4,32	6,99	10,66	13,44	10,70	16,91	20,92
		gestreckt	frontal	-2,49	-0,65	4,00	11,32	15,01	19,19	16,61	23,06	27,64
			lateral	-0,93	1,13	5,30	9,68	13,43	17,37	17,66	22,82	26,95
	mit	gebeugt	frontal	-3,36	-1,29	2,32	4,76	9,77	13,39	11,43	17,46	20,95
			lateral	-1,81	0,18	4,70	7,92	11,35	15,42	15,14	18,71	24,66
		gestreckt	frontal	-3,11	0,02	4,14	11,77	15,65	19,69	20,41	24,85	30,48
			lateral	-1,04	1,17	5,40	10,82	14,03	18,22	21,24	25,52	29,77



# laevo

DE

## V2.4 - V2.5

Tragbare Rückenstütze zum  
Beugen der Körperstellung

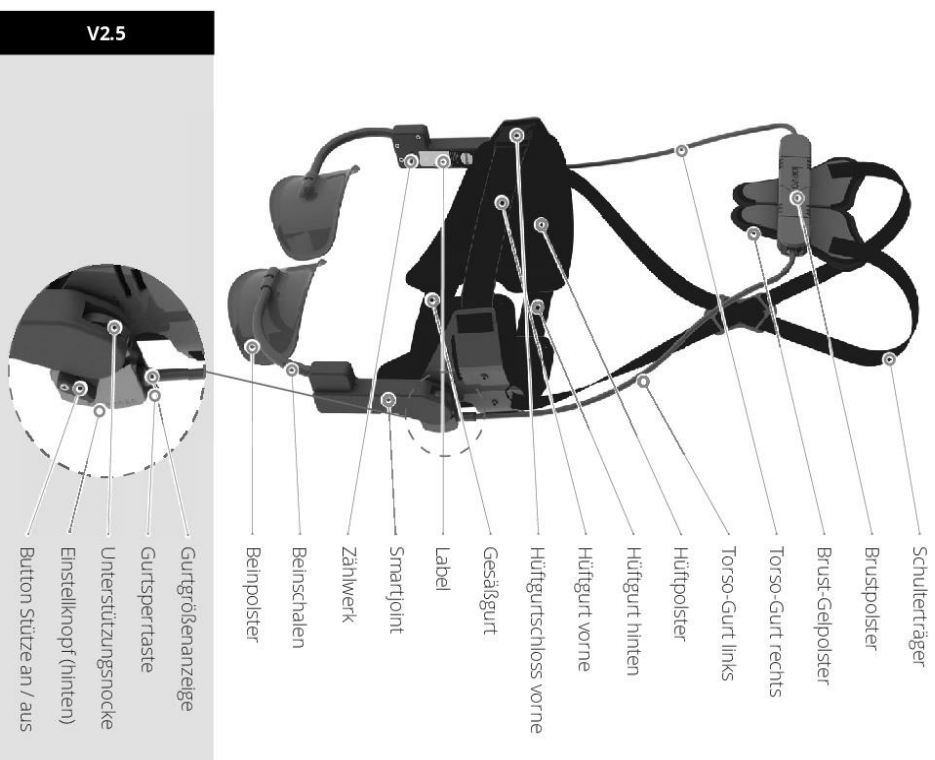


**Bedienungsanleitung**  
12.03.2018

V2.4R/V2.5 - DE



## Übersicht



DE

## Vorwort

Vielen Dank, dass Sie sich für Laevo entschieden haben.

Sie finden in diesem Dokument eine Anleitung zur Nutzung, Sicherheit, Anprobe und Wartung des Laevo.

- ▶ **Bitte vor Verwendung sorgfältig durchlesen.**
- ▶ **Bitte zum späteren Nachschlagen auffbewahren.**
- ▶ **Bitte die Sicherheitsanweisungen beachten.**
- ▶ **Bitte den Anwender bezüglich der ordnungsgemäßen und sicheren Verwendung des Produkts anleiten.**

Bitte wenden Sie sich bei Fragen an Laevo oder Ihren Anbieter. Sie finden die Kontaktdaten von Laevo auf der letzten Seite.

### Varianten

Die Anweisungen in Weiß, nicht in Grau, beziehen sich auf den V2.45 und spätere Modelle (V2.46 etc.).

Die Anweisungen in Weiß und in Grau beziehen sich auf den V2.50 und spätere Modelle (V2.54 etc.).

- ▶ Bitte diesen Hintergrund in Grau und das Label in Schwarz beachten. Hiermit haben wir Anweisungen angegeben, die nur für den V2.5 von Laevo gelten.

V2.5

Bei den Darstellungen handelt es sich um allgemeine Beispiele. Es ist möglich, dass Ihr Produkt von den Darstellungen abweicht.

### Erklärung der Warnhinweissymbole

- ▲ **GEFAHR!** Gibt potenziell lebensbedrohliche Verletzungen oder dauerhafte körperliche Schäden an.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Gibt potenzielle schwerwiegende Verletzungen an.
- ▲ **VORSICHT!** Gibt potenzielle kleinere Verletzungen an.
- ⓘ **HINWEIS!** Gibt einen potenziellen Produktschaden an.
- Ⓞ **TIPP!** Informationen und Tipps für einen noch einfacheren Verwendung des Laevo. Weitere Tipps können Sie unter [www.laevo.nl](http://www.laevo.nl) nachlesen.

## Einsatzmöglichkeit

Der Laevo ist ein tragbares Gerät, das nach vorn gebeugte Arbeiten und wiederholte Hebetätigkeiten unterstützt. Der Laevo reduziert die Kräfte im unteren Rücken beim Beugen.

### Verwendungsindikation

Der Laevo dient dazu, Schmerzen im unteren Rücken zu verhindern, zu behandeln oder zu reduzieren. Der Laevo darf nur gemäß den diesbezüglichen Angaben verwendet werden.

- ▶ Er dient dazu, verwendet zu werden, wenn man Rückschmerzen vermeiden möchte oder wenn man Rückenschmerzen hat.
- ▶ Bitte wenden Sie sich bei Unsicherheiten bezüglich der Verwendung an Laevo.

### Gegenanzeigen

Bitte in folgenden Situationen nicht verwenden:

- Sie haben einen Herzschrittmacher.
- Sie haben Brustimplantate.
- Es wurden die Achsellymphknoten entfernt.

Bitte suchen Sie für den Fall, dass sich vor oder während des Tragens Folgendes ergeben hat, vor Verwendung des Laevo einen Arzt auf:

- Leistenbruch
- Weichteilbruch
- Knieverletzung
- Hüftprothese
- Knieprothese
- Überstrecktes Knie
- Vor Kurzem eine OP
- Hauterkrankungen / -verletzungen
- Entzündung
- Narben
- Hautrötungen

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | **S5**

DE

## Einsatzmöglichkeit

### Arbeitshaltung, Aufgaben und Tätigkeiten

Der Laevo unterstützt den unteren Rücken bei Folgendem:

- Nach vorne beugen, diese Position beibehalten und sich wieder aufrichten, Hebearbeiten.

### ▲ VORSICHT: Schwerere Lasten als gesetzlich zulässig anheben

#### Verletzungsrisiko für Arme und andere Körperteile

- ▶ Den Laevo nicht zum Anheben schwererer Lasten als zulässig verwenden.
- ▶ Den Laevo nicht als Ersatz für Hebehilfen für schwere Lasten verwenden.

Der Laevo ermöglicht oder unterstützt zum Teil Folgendes:

- Kriechen
- Hocken
- Sich nach außen oder oben strecken
- Sich drehen
- Gehen

## V2.5

### ⊕ TIPP: Die Stütze vor folgenden Tätigkeiten abschalten:

- Eine Treppe auf und ab gehen
- Sich setzen
- Langsam mit professionellen Hallenfahrzeugen wie Gabelstapler fahren.

### ▲ WARNHINWEIS! Unbeabsichtigte Tätigkeiten

#### Risiko nicht sicherer Situationen

- ▶ Nicht rennen, klettern, in Höhen arbeiten oder draußen mit einem Fahrzeug fahren.
- ▶ Den Laevo bitte nur beruflich (zum Arbeiten) verwenden.

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | **S6**

## Sicherheitsanweisungen

- ▲ **WARNHINWEIS:** Ausfall des Geräts beim Beugen  
**Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.** Wenn diese Situation ergibt, können Ihre Hände oder Ihr Kopf plötzlich (ein paar Zentimeter) bewegen.
  - ▶ Das Gerät nicht in Fallen verwenden, in denen plötzliche Bewegungen mit der Hand oder dem Kopf zu Verletzungen bei Ihnen oder anderen führen könnten.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Beschwerden oder Schmerzen beim Tragen  
**Risiko von mehr Beschwerden oder Schmerzen**

- ▶ Das Produkt nicht mehr verwenden.
- ▶ Wenn die Schmerzen nachgelassen haben, die Häufigkeit und Dauer der Nutzung wieder aufbauen.
- ▶ Den Laevo nicht direkt auf nackter Haut tragen.

- ⓘ **HINWEIS:** Unsachgemäßer Gebrauch und Änderungen  
**Änderungen bezüglich oder ein Verlust der Funktionen des sowie Schäden am Produkt (s).**

- ▶ Dieses Produkt mit Sorgfalt und ausschließlich für den beabsichtigten Zweck verwenden.
- ▶ Die Produktteile dürfen nicht abgeändert werden.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Verwendung eines beschädigten Produkts  
**Funktions- einschließlich eines Verlust(s) der Unterstützung**

- ▶ Ein beschädigtes Produkt nicht verwenden.
- ▶ In der Nähe des Laevo keine entflammaren Stoffe (z. B. Strichholz, Feuerzeuge, Kerzen) verwenden. Der Laevo ist nicht flammfest.
- ▶ Den Laevo trocken halten.
- ▶ Sich bewegende Teile frei von Flüssigkeiten halten.
- ▶ Sich bewegende Teile frei von Sand, Staub und Schmutz halten.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Beim Beugen auf Buttons drücken  
**Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung**

- ▶ Bitte darauf achten, nicht versehentlich auf Buttons zu drücken. Wie zum Beispiel bei einem Anstoß.
- ▶ Bitte nicht auf Buttons des Laevo drücken, wenn eine andere Person diesen gerade trägt.

V2.5

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 57

DE

## Sicherheitsanweisungen

- ▲ **GEFÄHR!** Laevo bei einer CPR oder bei Einsatz eines Defibrillators getragen  
**Die Effizienz der CPR oder des Defibrillators reduziert**
  - ▶ Vor der CPR die Brust freimachen: Die zwei Hälften des Brustpolsters auseinanderziehen. Das Gurtschloss vorne öffnen. Die Hälften nach außen schieben.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Nicht mehr aktuelle Teile verwenden  
**Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.**

- ▶ Prüfen, dass der Zähler auf dem intelligenten Gelenk weniger als 250.000 anzeigt. Wenn der Zähler mehr als 250.000 anzeigt, den Laevo nicht mehr verwenden. Das Produkt austauschen oder es generalüberholen lassen.
- ▶ Das Datum der Torso-Gurte prüfen. Wenn die Torso-Gurte länger als 3 Jahre verwendet werden, den Laevo nicht mehr verwenden. Bitte an den Anbieter wenden oder Teile austauschen.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Kleidung oder Werkzeuge im Gerät eingeklemmt oder darunter festgesetzt  
**Verletzungsrisiko**

- ▶ Bitte entsprechende Kleidung tragen. Bitte keine Kleidung oder Accessoires mit losen Enden wie Halsketten oder Schals tragen.
- ▶ Keine festen Gegenstände in der Kleidung oder in den Taschen tragen. Wenn sich Ihre Kleidung in dem intelligenten Gelenk verfängt, bitte nach vorne beugen, das intelligente Gelenk öffnen und die Kleidung herausnehmen.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Finger beim Beugen in der Nähe des intelligenten Gelenks  
**Ein unsachgemäßer Gebrauch kann zu Schnitt- o. Stauchverletzungen führen.**

- ▶ Bitte darauf achten, dass sich Ihre Finger beim Beugen nicht in der Nähe des intelligenten Gelenks befinden.
- ▶ Bei der Verwendung (außer beim Einrichten) keine anderen Personen den Laevo antassen. Den Laevo von Kindern und Haustieren fernhalten.

- ▲ **WARNHINWEIS:** Etwas / jemand zieht am Brustpolster  
**Risiko, einen Schlag vom Brustpolster zu bekommen**

- ▶ Situationen vermeiden, in denen (aggressive) Leute dem Laevo greifen können.
- ▶ Den Laevo nicht ohne Schulterträger tragen.
- ▶ Option: Kleidung über dem Laevo tragen.

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 58

## Montage

### ⓘ INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Schritte durchlesen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-1, QG-2, QG-3 etc. angegeben.
- ▶ Für den Zusammenbau des Laevo sind keine Werkzeuge erforderlich.

### QG-1: Vorbereitung

- ▶ Bitte prüfen, ob die Lieferung vollständig ist. Siehe die Teilliste in QG-1.

### QG-2: Das Label prüfen und die Torso-Gurte auswählen

Bei einem maßgefertigten Laevo:

- ▶ Das Label prüfen, um zu schauen, ob das Ihr Laevo ist.
- ▶ Bitte keinen maßgefertigten Laevo tragen, der nicht für Sie ist.
- ▶ keine maßgefertigten Torso-Gurte tragen, die nicht für Sie sind.

Bei Standardgrößen:

- ▶ Bitte die Größe der Torso-Gurte oder des Laevo aus der unten stehenden Tabelle auswählen.

Größe	Von [cm]	bis [cm]	V2.5 Ringfarbe
Maßgefertigt	beliebig	beliebig	-
Sehr klein	XS	156	Violett
Klein	S	164	Gelb
Medium	M	172	Orange
Groß	L	180	Blau
Übergroß	XL	188	Grün

### Tabelle: Körperlänge für die Gurtdindikation - HERREN

- ⓘ **VORSICHT** Diese Tabelle dient ausschließlich als Hinweis. Die Körperform verhält sich nicht proportional zur Körperlänge oder zum Gewicht.

- ⓘ **TIPP:** Für Nutzer, für die es keine Standardgröße gibt, sind maßgefertigte Torso-Gurte und Laevos verfügbar.

- ⓘ **TIPP:** In den Schritten 14 und 15 in der Kurzanleitung ist erläutert, wie und wann man sich für eine größere oder kleinere Größe entscheiden sollte.

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 59

DE

## Montage

### QG-3: Die Torso-Gurte am Brustpolster anbringen.

- ▶ Den Torso-Gurt mit der Anzeige „L“ für die linke Seite des Körpers wenden.
- ▶ Auf den Button auf der linken Seite des Brustpolsters drücken.
- ▶ Den Gurt in der Öffnung auf eine bequeme Weite einstellen. Es gibt 3 Weiteinstellungen.
- ▶ Den Button loslassen.
- ▶ Den Vorgang für die rechte Seite wiederholen.

- ⓘ **HINWEIS:** Bitte sicherstellen, dass die linke und die rechte Seite gleich weit einstellt wurden.

### QG-4: Die Torso-Gurte an dem Smartjoint anbringen.

- ▶ Auf den „Gurtsperrknopf“ auf dem linken Smartjoint drücken.
- ▶ Den Torso-Gurt in der Öffnung auf eine bequeme Höhe einstellen.
- ▶ Die Einrückung in Richtung Button drehen, damit die Teile einrasten können.
- ▶ Den Button loslassen.
- ▶ Den Vorgang für die rechte Seite wiederholen.

- ⓘ **HINWEIS:** Bitte sicherstellen, dass die linke und die rechte Seite gleich hoch einstellt wurden.

### ⚠ **WARNHINWEIS** Sich mit nicht arretierten Teilen beugen

*Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.*

- ▶ Leicht an allen Gurtenden ziehen, um zu schauen, dass alle Enden arretiert sind.

### QG-5: Die Schulterträger am Brustpolster und am Hüftgurt anbringen.

- ▶ Sicherstellen, dass das Laevo-Logo nach außen zeigt und die Schmalen sich unter der Querrung befinden.
- ▶ Sicherstellen, dass die Schulterträger nicht verdreht sind.

V2.5

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 510

## Anprobe

### ① INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Schritte durchlesen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-1, QG-2, QG-3 etc. angegeben.
- ▶ Der Laevo lässt sich, damit er gut passt, in vielerlei Arten anpassen.

### QG-6: Vor der Anprobe / ersten Nutzung

- ▶ Die Schulterträger auf die längste Größe einstellen.
- ▶ Den Winkel des Smartjoint auf die Höchststeinstellung einstellen.

### QG-7: Nun kann der Laevo angelegt werden.

### QG-8: Das Brustpolster und die vordere Schnalle des Hüftgurts öffnen.

### QG-9: Den Laevo anziehen

- ▶ Den Laevo wie einen Mantel anziehen.
- ▶ Das Brustpolster schließen.
- ▶ Die vordere Schnalle des Hüftgurts schließen.

### QG-10: Die Schulterträger einstellen

- ① **TIPP:** Bei diesem Schritt ist eine helfende Hand sehr hilfreich.
- ▶ Die Länge des Schulterträgers mit den Schieberegeln so einstellen, dass der Drehpunkt des Smartjoints auf Höhe Ihres Hüftgelenks liegt.
- ▶ Die Höhe des Überkreuzungspunkts auf Ihren Bedarf einstellen.

### QG-11: Die Gurte spannen

- ▶ Den vorderen und den hinteren Gurt spannen, bis:
  - der Laevo den Körper eng umschließt,
  - sich die Beinpolster vor den Oberschenkeln befinden.

### QG-12: Das Smartjoint an die Hüfte anpassen

- ▶ Den Drehpunkt des Smartjoints so nahe wie möglich am Drehpunkt Ihres Hüftgelenks platzieren, in dem Sie die Gurte vorne und hinten anpassen.

DE

## Anprobe

### ① TIPP: Die Verlängerung des Oberschenkelknochens (großer Rollhügel) stimmt mit dem Drehpunkt des Hüftgelenks überein.

- ▶ Ihren Fuß mit der Ferse auf dem Boden drehen.
- ▶ Ihre Daumen auf den Rand der Hüfte legen.
- ▶ Mit den Fingern durch die Haut nach dem Knochen fühlen.
- ▶ Die Ausrichtung der Drehpunkte des Hüftgelenks und des smartjoints prüfen.

### QG-13: Überzählige Gurtlängen wegnehmen

- ▶ Überzählige Gurtlängen aufrollen.
- ▶ Die Gurtlängen falten und in das elastische Gurtende geben.

### QG-14: Die Breite anpassen oder die Gurte abändern

- ▶ Die 3-Schritt-Weiteneinstellung der Torso-Gurte bequem einstellen.
- ▶ Auf eine größere Gurtgröße umwechseln, wenn der Gurt den Körper bei normaler Nutzung irritiert.
- ▶ Auf eine kleinere Gurtgröße umwechseln, wenn der Gurt die Arme bei normaler Nutzung irritiert.

### QG-15: Die Höhe anpassen oder die Gurte abändern

- ▶ Die 3-Schritt-Höheneinstellung der Torso-Gurte bequem einstellen.
- ▶ Auf eine größere Größe umwechseln, wenn das Brustpolster den Bauch irritiert.
- ▶ Auf eine kleinere Größe umwechseln, wenn das Brustpolster den Nacken oder die Achselhöhle beim Beugen irritiert.

### QG-16: Den Winkel des Smartjoints einstellen

- ▶ Mittels der Buttons „Stütze an / aus“ sicherstellen, dass die Stütze eingeschaltet ist.
- ▶ Mit dem Schalter „Winkel-Button“ hinten am Smartjoint den ersten Winkel bis zu einem Punkt reduzieren, an dem das Brustpolster in einer natürlichen aufrechten Standposition nur leicht gegen die Brust drückt.
- ① **HINWEIS:** Darauf achten, dass die ersten Winkel links und rechts auf die gleichen Werte eingestellt sind.

## Erstmalige Verwendung

### QG-17: Die ersten Bewegungen mit dem Laevo

Bei der ersten Nutzung des Laevo bitte langsam folgende Bewegungen machen:

- ▶ Aus der Hüfte mit den Händen in Richtung der Zehen nach vorne beugen.
- ▶ Kniebeugen machen.
- ▶ In einem Winkel nach vorne beugen und nach außen strecken.

Diese Bewegung sollte sich bequem und einfach durchführen lassen. Falls nicht:

- ▶ Sicherstellen, dass der Laevo mit der unten genannten „Checkliste“ übereinstimmt.
- ▶ Die Anprobe wiederholen.
- ▶ Sich an Ihren Anbieter wenden.

DE

## Überprüfungen

### ① INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Überprüfungen durchführen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-A, QG-B etc. angegeben.

### QG-A: Position des Beinpolsters

### QG-B: Druck beim aufrechten Stehen

Der Druck auf dem Brustpolster sollte, wenn Sie aufrecht stehen, nicht sehr groß sein. Es ist in Ordnung, wenn das Brustpolster nicht ganz eng am Körper anliegt.

- ▶ Ggf. den Winkel der Torso-Gurte (QG-16) anpassen.

### QG-C: Gurt passend zur Körperform

Die Torso-Gurte folgen der Kontur des Körpers. Die Arme sollten frei beweglich sein.

- ▶ Ggf. die Breite der Torso-Gurte (QG-14) anpassen.

### QG-D: Das Brustpolster schlägt gegen den Hals

Es ist möglich, dass, wenn Sie sich nach vorne beugen, sich das Brustpolster verschiebt. Das ist normal.

① **HINWEIS:** Das Brustpolster schlägt gegen die Kehle.

### *Nicht verwendbares Produkt oder Risiko für Beschwerden*

- ▶ Den unteren Hüftgurt hinten anziehen.
- ▶ Die Smartjoints in Richtung der Hinterseite des Körpers (QG-12) anpassen.
- ▶ Beugen Sie sich, in dem Sie die Hüfte mehr drehen und den Rücken oder den Nacken weniger beugen.
- ▶ Die Länge anpassen oder kürzere Torso-Gurte (QG-16) auswählen.

## Tägliche Nutzung

V2.5

### QG-I: Die Stütze an- oder ausschalten

Die Buttons „Stütze an / aus“ auf den Smartjoints verwenden.

- ▶ Zum Ausschalten der Stütze nach oben drehen.
- ▶ Zum Anschalten der Stütze nach unten drehen.

ⓘ **HINWEIS:** Darauf achten, dass sich vor der Verwendung beide Smartjoints in der gleichen Stellung befinden.

ⓘ **HINWEIS:** Den Button nur in aufrechter Position verwenden.

ⓘ **HINWEIS:** Diesen Button leicht drücken.

DE

### QG-II: Die Umwelt nutzen

Der Laevo ist für die Nutzung in Räumen gedacht.

ⓘ **HINWEIS:** Den Laevo nicht bei direkter Sonneneinstrahlung verwenden oder aufbewahren.

ⓘ **HINWEIS:** Den Laevo nicht bei einer Umgebungstemperatur von weniger als 0 °C oder mehr als 40 °C verwenden.

### QG-III: Eine stufenweise Erhöhung der Nutzung

Die erste Nutzung des Laevo stufenweise erhöhen: von 1 Stunde täglich auf 2 Stunden pro Tag auf 4 Stunden pro Tag auf 6 Stunden pro Tag bis hin zu höchstens 8 Stunden pro Tag.

### QG-IV: Aufbewahrung

- ▶ An einer trockenen Stelle aufbewahren.

ⓘ **TPP:** Hängend aufbewahren.

- ▶ Das Brustpolster schließen.

- ▶ Auf einer Hutablage oder in einem Kleiderspind aufbewahren.

## Wartung

ⓘ **INFORMATIONEN:** Wartung seitens eines (fachlich nicht erfahrenen) Endusers.

- ▶ Wenden Sie sich wegen der Wartung an Ihren Anbieter.

### Die Brust-Gelpolster herausnehmen und austauschen

Die Gelpolster am Brustpolster wurden mit Velcro angebracht.

- ▶ Zum Herunternehmen fest ziehen.
- ▶ Durch neue Polster austauschen.

### Die Hüftpolster herausnehmen und austauschen.

Die Polster auf der Hüfte sind mit Druckknöpfen befestigt.

- ▶ Zum Herunternehmen fest ziehen.
- ▶ Durch neue Polster austauschen.

### Reinigung

Zur Reinigung des Laevo:

- ▶ Ein feuchtes Tuch, lauwarms / heißes Wasser und ein mildes Reinigungsmittel verwenden (keine Reinigungsmittel mit einem Lösungsmittel).
- ▶ Darauf achten, dass kein Wasser in die sich bewegenden Teile gelangt. Den Laevo nicht in Wasser eintauchen.
- ▶ Keine Lösungs-, Bleich-, Poliermittel oder Tenside verwenden.

### Wartung

▶ Regelmäßig Folgendes prüfen:

- Die Zähler auf den Smartjoints
- Auf sichtbare Schäden hin
- Ob alle Teile noch sicher ohne Spiel angebracht sind
- Funktionsweise der Einstellungen und Schalter
- Ob das Smartjoint geschmiert ist

### Reparatur und Entsorgung

- ▶ Bitte wenden Sie sich an Ihren Anbieter.



## Rechtliche Informationen

### Haftung

Die Laevo B.V. kann für Folgendes nicht haftbar gemacht werden:

- Personen- oder Sachschäden aufgrund dessen, dass ein User oder eine dritte Partei die in diesem Handbuch beinhalteten Empfehlungen und Warnhinweise nicht beachtet hat.
- Schäden aufgrund von Änderungen und/ oder Abänderungen am Originalprodukt, Verschleiß und Beschädigungen aufgrund eines unsachgemäßen Gebrauchs seitens des Users, Schäden aufgrund der Verwendung von Nicht-Original-Ersatzteilen.

### Gewährleistung

Die Geschäftsgewährleistung von Laevo deckt das Produkt ab. Diese kann unter [www.laevo.nl/legal/](http://www.laevo.nl/legal/) nachgelesen werden. Bitte wenden Sie sich bezüglich einer ausgedruckten Version an Laevo oder Ihren Anbieter.

### CE

Dieses Produkt erfüllt die Anforderungen der Europäischen Richtlinie 93/42/EEC für medizinische Geräte. Dieses Gerät wurde als Klasse-I-Gerät gemäß den Klassifizierungskriterien in der Anlage IX der Richtlinie klassifiziert.

Der Hersteller hat daher die Konformitätserklärung in seiner Verantwortung gemäß der Anlage VII der Richtlinie ausgearbeitet.

DE



Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 517

## Spezifikationen

### Technische Produktspezifikationen

	V2.4	V2.5
Produktbezeichnung:	Laevo V2.4	Laevo V2.5
Produktnummern:	V2.45 und höher	V2.54 und höher
Gewicht:	2,5 kg	2,8 kg
Seriennummer:	Siehe Label (auf dem SmartPrint)	
Zertifizierung:	CE - Medizinische Geräte Klasse I	
Voraussichtliche Betriebsdauer	250.000 Beugungen oder 3 Jahre	
Verwendete Materialien:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Abszessionsstruktur: Pulverbeschichteter Stahl, Aluminium</li> <li>• Brustpolster: Esgel (Oko-Tex-Standard 100)</li> <li>• Hüftpolster innen: Synthetisches Meshgewebe</li> <li>• Füllung Hüftpolster: Comprilpol 120 kg / m<sup>2</sup></li> <li>• Hüftpolster außen: Synthetikstoff</li> <li>• Beinpolster: Polypropylen</li> </ul>	

### Tabellen: Spezifikationen Laevo V2.4 und V2.5 (zusammengebaut)

	V2.4-Torso-Gurte	V2.5-Torso-Gurte
Produktbezeichnung:		Laevo-V2.5-Torso-Gurte
Produktnummern:		V2.54 und höher
Seriennummer:		Siehe oben
Ablaufdatum:	Siehe oben	Siehe oben

### Tabellen: Laevo-Torso-Gurte

	Bereich 1	Bereich 2	Bereich 3	Kombi
Höchst Drehmoment:	40 Nm	40 Nm	30 Nm	30 Nm
Üblicher Abstütz-Bereich:	0-19	20-59	59-90	Alle

### Tabellen: Laevo-Abstütznocken (Spezifikationen für einen montierten Laevo)

Laevo | V2.4&V2.5 - DE | 518

## Kontakt

### Hersteller

**laevo**

Laevo B.V.  
Molengraaffsingel 12-14  
2629 JD Delft, die Nederlande  
[www.laevo.nl](http://www.laevo.nl)  
+31 15 30 20 025

DE

# laevo

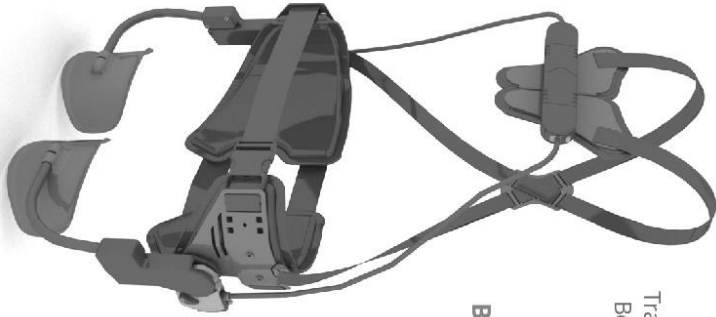
**V2.56**

Tragbare Rückenstütze zum  
Beugen der Körperstellung

**Bedienungsanleitung**

16.07.2018

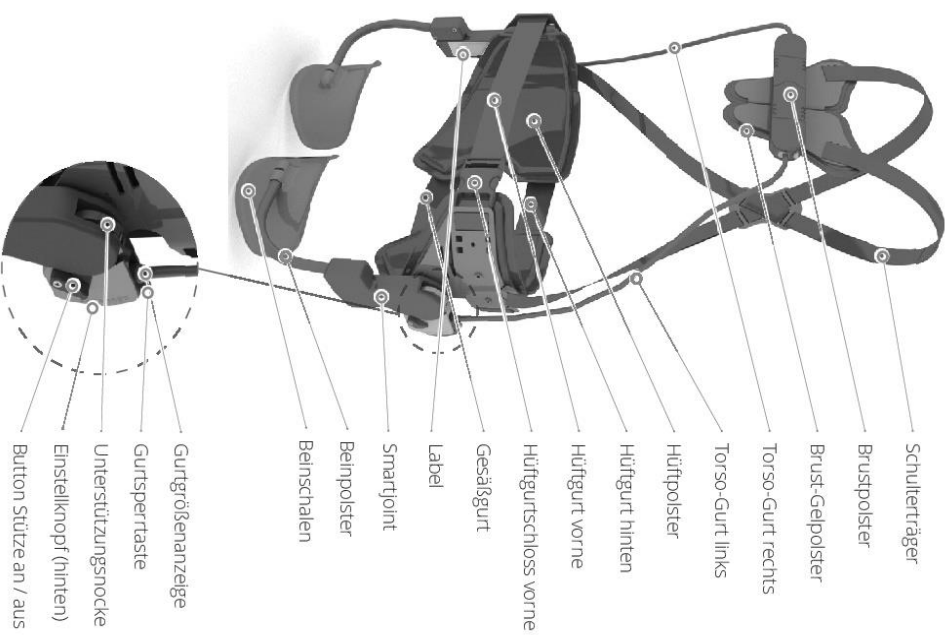
DE



V2.56 - DE

CE

## Übersicht



Laevo | V2.56 - DE | **S3**

DE

## Vorwort

Vielen Dank, dass Sie sich für Laevo entschieden haben.

Sie finden in diesem Dokument eine Anleitung zur Nutzung, Sicherheit, Anprobe und Wartung des Laevo.

- ▶ **Bitte vor Verwendung sorgfältig durchlesen.**
- ▶ **Bitte zum späteren Nachschlagen auffbewahren.**
- ▶ **Bitte die Sicherheitsanweisungen beachten.**
- ▶ **Bitte den Anwender bezüglich der ordnungsgemäßen und sicheren Verwendung des Produkts anleiten.**

Bitte wenden Sie sich bei Fragen an Laevo oder Ihren Anbieter. Sie finden die Kontaktdaten von Laevo auf der letzten Seite.

### Varianten

Alle Anweisungen beziehen sich auf den V2.56.

Bei den Darstellungen handelt es sich um allgemeine Beispiele. Es ist möglich, dass Ihr Produkt von den Darstellungen abweicht.

### Erläuterung der Warnhinweissymbole

- ▲ **GEFAHR!** Gibt potenziell lebensbedrohliche Verletzungen oder dauerhafte körperliche Schäden an.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Gibt potenzielle schwerwiegende Verletzungen an.
- ▲ **VORSICHT:** Gibt potenzielle kleinere Verletzungen an.
- ⓘ **HINWEIS:** Gibt einen potenziellen Produktschaden an.
- ⓘ **TIPP:** Informationen und Tipps für einen noch einfacheren Verwendung des Laevo. Weitere Tipps können Sie unter [www.laevo.nl](http://www.laevo.nl) nachlesen.

Laevo | V2.56 - DE | **S4**

## Einsatzmöglichkeit

Der Laevo ist ein tragbares Gerät, das nach vorn gebeugte Arbeiten und wiederholte Hebetätigkeiten unterstützt. Der Laevo reduziert die Kräfte im unteren Rücken beim Beugen.

### **Verwendungsindikation**

Der Laevo dient dazu, Schmerzen im unteren Rücken zu verhindern, zu behandeln oder zu reduzieren. Der Laevo darf nur gemäß den diesbezüglichen Angaben verwendet werden.

- ▶ Er dient dazu, verwendet zu werden, wenn man Rückschmerzen vermeiden möchte oder wenn man Rückenschmerzen hat.
- ▶ Bitte wenden Sie sich bei Unsicherheiten bezüglich der Verwendung an Laevo.

### **Gegenanzeigen**

Bitte in folgenden Situationen nicht verwenden:

- Sie haben einen Herzschrittmacher.
- Sie haben Brustimplantate.
- Es wurden die Achsellymphknoten entfernt.

Bitte suchen Sie für den Fall, dass sich vor oder während des Tragens Folgendes ergeben hat, vor Verwendung des Laevo einen Arzt auf:

- Leistenbruch
- Weichteilbruch
- Knieverletzung
- Hüftprothese
- Knieprothese
- Überstrecktes Knie
- Vor Kurzem eine OP
- Hauterkrankungen / -verletzungen
- Entzündung
- Narben
- Hautrötungen

Laevo | V2.56 - DE | **55**

DE

## Einsatzmöglichkeit

### **Arbeitshaltung, Aufgaben und Tätigkeiten**

Der Laevo unterstützt den unteren Rücken bei Folgendem:

- Nach vorne beugen, diese Position beibehalten und sich wieder aufrichten.
- Hebearbeiten.

### ▲ **VORSICHT: Schwerere Lasten als gesetzlich zulässig anheben**

#### *Verletzungsrisiko für Arme und andere Körperteile*

- ▶ Den Laevo nicht zum Anheben schwererer Lasten als zulässig verwenden.
- ▶ Den Laevo nicht als Ersatz für Hebehilfen für schwere Lasten verwenden.

Der Laevo ermöglicht oder unterstützt zum Teil Folgendes:

- Knieen
- Hocken
- Sich nach außen oder oben strecken
- Sich drehen
- Gehen

⊙ **TIPP:** Die Stütze vor folgenden Tätigkeiten abschalten:

- Eine Treppe auf und ab gehen
- Sich setzen
- Langsam mit professionellen Hallenfahrzeugen wie Gabelstapler fahren.

### ▲ **WARNHINWEIS! Unbeabsichtigte Tätigkeiten**

#### *Risiko nicht sicherer Situationen*

- ▶ Nicht rennen, klettern, in Höhen arbeiten oder draußen mit einem Fahrzeug fahren.
- ▶ Den Laevo bitte nur beruflich (zum Arbeiten) verwenden.

Laevo | V2.56 - DE | **56**

## Sicherheitsanweisungen

- ▲ **WARNHINWEIS!** Ausfall des Geräts beim Beugen
  - ▶ **Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.** Wenn diese Situation er-  
gibt, können Ihre Hände oder Ihr Kopf plötzlich (ein paar Zentimeter) bewegen.
  - ▶ Das Gerät nicht in Fällen verwenden, in denen plötzliche Bewegungen mit der Hand oder dem Kopf zu Verletzungen bei Ihnen oder anderen führen könnten.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Beschwerden oder Schmerzen beim Tragen
  - ▶ **Risiko von mehr Beschwerden oder Schmerzen**
  - ▶ Das Produkt nicht mehr verwenden.
  - ▶ Wenn die Schmerzen nachgelassen haben, die Häufigkeit und Dauer der Nutzung wieder aufbauen.
  - ▶ Den Laevo nicht direkt auf nackter Haut tragen.
- ⓘ **HINWEIS:** Unsachgemäßer Gebrauch und Änderungen
  - ▶ **Änderungen bezüglich oder ein Verlust der Funktionen des sowie Schäden am Produkt (s).**
  - ▶ Dieses Produkt mit Sorgfalt und ausschließlich für den beabsichtigten Zweck verwenden.
  - ▶ Die Produktteile dürfen nicht abgeändert werden.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Verwendung eines beschädigten Produkts
  - ▶ **Funktions- einschließlich eines Verlust(s) der Unterstützung**
  - ▶ Ein beschädigtes Produkt nicht verwenden.
  - ▶ In der Nähe des Laevo keine entflammaren Stoffe (z. B. Streichhölzer, Feuerzeuge, Kerzen) verwenden. Der Laevo ist nicht flammfest.
  - ▶ Den Laevo trocken halten.
  - ▶ Sich bewegende Teile frei von Flüssigkeiten halten.
  - ▶ Sich bewegende Teile frei von Sand, Staub und Schmutz halten.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Beim Beugen auf Buttons drücken
  - ▶ **Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.**
  - ▶ Bitte darauf achten, nicht versehentlich auf Buttons zu drücken.
  - ▶ Wie zum Beispiel bei einem Anstoß.
  - ▶ Bitte nicht auf Buttons des Laevo drücken, wenn eine andere Person diesen gerade trägt.

Laevo | V2.56 - DE | 57

DE

## Sicherheitsanweisungen

- ▲ **GEFAHRL!** Laevo bei einer CPR oder bei Einsatz eines Defibrillators getragen
  - ▶ **Die Effizienz der CPR oder des Defibrillators reduziert**
  - ▶ Vor der CPR die Brust freimachen: Die zwei Hälften des Brustpolsters auseinanderziehen. Das Gurtschloss vorne öffnen. Die Hälften nach außen schieben.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Nicht mehr aktuelle Teile verwenden
  - ▶ **Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.**
  - ▶ Das Datum der Torso-Gurte prüfen. Wenn die Torso-Gurte länger als 3 Jahre verwendet werden, den Laevo nicht mehr verwenden. Bitte an den Anbieter wenden oder Teile austauschen.
  - ▶ Wechseln Sie den Torso früher aus, wenn Sie innerhalb von 3 Jahren mehr als 250.000 Lastenzyklen durchführen. Das Ablaufdatum der drei Jahre basiert auf 250.000 Lastenzyklen.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Kleidung oder Werkzeuge im Gerät eingeklemmt oder da-  
runter festgesetzt
  - ▶ **Verletzungsrisiko**
  - ▶ Bitte entsprechende Kleidung tragen. Bitte keine Kleidung oder Acces-  
soires mit losen Enden wie Halsketten oder Schals tragen.
  - ▶ Keine festen Gegenstände in der Kleidung oder in den Taschen tragen.
  - ▶ Wenn sich Ihre Kleidung in dem intelligenten Gelenkverfäng, bitte nach vorne beugen, das intelligente Gelenk öffnen und die Kleidung heraus-  
nehmen.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Finger beim Beugen in der Nähe des intelligenten Gelenks
  - ▶ **Ein unsachgemäßer Gebrauch kann zu Schnitt- o. Stauchverletzungen führen.**
  - ▶ Bitte darauf achten, dass sich Ihre Finger beim Beugen nicht in der Nähe des intelligenten Gelenks befinden.
  - ▶ Bei der Verwendung (außer beim Einrichten) keine anderen Personen den Laevo anfassen. Den Laevo von Kindern und Haustieren fernhalten.
- ▲ **WARNHINWEIS!** Etwas / jemand zieht am Brustpolster
  - ▶ **Risiko, einen Schlag vom Brustpolster zu bekommen**
  - ▶ Situationen vermeiden, in denen (aggressive) Leute dem Laevo greifen können.
  - ▶ Den Laevo nicht ohne Schulterträger tragen.
  - ▶ Option: Kleidung über dem Laevo tragen.

Laevo | V2.56 - DE | 58

## Montage

### ① INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Schritte durchlesen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-1, QG-2, QG-3 etc. angegeben.
- ▶ Für den Zusammenbau des Laevo sind keine Werkzeuge erforderlich.

### QG-1: Vorbereitung

- ▶ Bitte prüfen, ob die Lieferung vollständig ist. Siehe die Teilleiste in QG-1.

### QG-2: Das Label prüfen und die Torso-Gurte auswählen

Bei einem maßgefertigten Laevo:

- ▶ Das Label prüfen, um zu schauen, ob das Ihr Laevo ist.
- ▶ Bitte keinen maßgefertigten Laevo tragen, der nicht für Sie ist.
- ▶ keine maßgefertigten Torso-Gurte tragen, die nicht für Sie sind.

Bei Standardgrößen:

- ▶ Wählen Sie den Torso oder die Laevo-Größe aus der Tabelle im Abschnitt „Spezifikationen“ am Ende des Handbuchs aus, um die erste Anpassung durchzuführen.

- ① **TIPP:** Für Nutzer, für die es keine Standardgröße gibt, sind maßgefertigte Torso-Gurte und Laevos verfügbar.

- ① **TIPP:** In den Schritten 14 und 15 in der Kurzanleitung ist erläutert, wie und wann man sich für eine größere oder kleinere Größe entscheiden sollte.

DE

## Montage

### QG-3: Die Torso-Gurte am Brustpolster anbringen.

- ▶ Den Torso-Gurt mit der Anzeige „L“ für die linke Seite des Körpers verwenden.
  - ▶ Auf den Button auf der linken Seite des Brustpolsters drücken.
  - ▶ Den Gurt in der Öffnung auf eine bequeme Weite einstellen. Es gibt 3 Weiteinstellungen.
  - ▶ Den Button loslassen.
  - ▶ Den Vorgang für die rechte Seite wiederholen.
- ① **HINWEIS:** Bitte sicherstellen, dass die linke und die rechte Seite gleich weit einstellt wurden.

### QG-4: Die Torso-Gurte an dem Smartjoint anbringen.

- ▶ Auf den „Gurtsperreknopf“ auf dem linken Smartjoint drücken.
  - ▶ Den Torso-Gurt in der Öffnung auf eine bequeme Höhe einstellen.
  - ▶ Die Einrückung in Richtung Button drehen, damit die Teile einrasten können.
  - ▶ Den Button loslassen.
  - ▶ Den Vorgang für die rechte Seite wiederholen.
- ① **HINWEIS:** Bitte sicherstellen, dass die linke und die rechte Seite gleich hoch einstellt wurden.

### ▲ **WARNHINWEIS!** Sich mit nicht arretierten Teilen beugen

*Risiko eines plötzlichen Verlusts der Unterstützung.*

- ▶ Leicht an allen Gurtenden ziehen, um zu schauen, dass alle Enden arretiert sind.

### QG-5: Die Schulterträger am Brustpolster und am Hüftgurt anbringen.

- ▶ Sicherstellen, dass das Laevo-Logo nach außen zeigt und die Schnallen sich unter der Quering befinden.
- ▶ Sicherstellen, dass die Schulterträger nicht verdreht sind.

## Anprobe

### ① INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Schritte durchlesen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-1, QG-2, QG-3 etc. angegeben.
- ▶ Der Laevo lässt sich, damit er gut passt, in vielerlei Arten anpassen.

### QG-6: Vor der Anprobe / ersten Nutzung

- ▶ Die Schulterträger auf die längste Größe einstellen.
- ▶ Den Winkel des Smartjoint auf die Höchsteneinstellung einstellen.

### QG-7: Nun kann der Laevo angelegt werden.

### QG-8: Das Brustpolster und die vordere Schmale des Hüftgurts öffnen.

### QG-9: Den Laevo anziehen

- ▶ Den Laevo wie einen Mantel anziehen.
- ▶ Das Brustpolster schließen.
- ▶ Die vordere Schmale des Hüftgurts schließen.

### QG-10: Die Schulterträger einstellen

- ① **TIPP:** Bei diesem Schritt ist eine helfende Hand sehr hilfreich.
- ▶ Die Länge des Schulterträgers mit den Schieberegeln so einstellen, dass der Drehpunkt des Smartjoints auf Höhe Ihres Hüftgelenks liegt.
- ▶ Die Höhe des Überkreuzungspunkts auf Ihren Bedarf einstellen.

### QG-11: Die Gurte spannen

- ▶ Den vorderen und den hinteren Gurt spannen, bis:
  - der Laevo den Körper eng umschließt,
  - sich die Beinpolster vor den Oberschenkeln befinden.

### QG-12: Das Smartjoint an die Hüfte anpassen

- ▶ Den Drehpunkt des Smartjoints so nahe wie möglich am Drehpunkt Ihres Hüftgelenks platzieren, in dem Sie die Gurte vorne und hinten anpassen.

DE

## Anprobe

- ① **TIPP:** Die Verlängerung des Oberschenkelknochens (großer Rollhügel) stimmt mit dem Drehpunkt des Hüftgelenks überein.

- ▶ Ihren Fuß mit der Ferse auf dem Boden drehen.
- ▶ Ihre Daumen auf den Rand der Hüfte legen.
- ▶ Mit den Fingern durch die Haut nach dem Knochen fühlen.
- ▶ Die Ausrichtung der Drehpunkte des Hüftgelenks und des Smartjoints prüfen.

### QG-13: Überzählige Gurtlängen wegnehmen

- ▶ Überzählige Gurtlängen aufrollen.
- ▶ Die Gurtlängen falten und in das elastische Gurtende geben.

### QG-14: Die Breite anpassen oder die Torso-Gurte abändern

- ▶ Die 3-Schritt-Weiteneinstellung der Torso-Gurte bequem einstellen.
- ▶ Auf eine größere Gurtgröße umwechseln, wenn der Gurt den Körper bei normaler Nutzung irritiert.
- ▶ Auf eine kleinere Gurtgröße umwechseln, wenn der Gurt die Arme bei normaler Nutzung irritiert.

### QG-15: Die Höhe anpassen oder die Gurte abändern

- ▶ Die 3-Schritt-Höheneinstellung der Torso-Gurte bequem einstellen.
- ▶ Auf eine größere Größe umwechseln, wenn das Brustpolster den Bauch irritiert.
- ▶ Auf eine kleinere Größe umwechseln, wenn das Brustpolster den Nacken oder die Achselhöhle beim Beugen irritiert.

### QG-16: Den Winkel des Smartjoints einstellen

- ▶ Mittels der Buttons „Stütze an / aus“ sicherstellen, dass die Stütze eingeschaltet ist.
- ▶ Mit dem Schalter „Winkel-Button“ hinten am Smartjoint den ersten Winkel bis zu einem Punkt reduzieren, an dem das Brustpolster in einer natürlichen aufrechten Standposition nur leicht gegen die Brust drückt.
- ① **HINWEIS:** Darauf achten, dass die ersten Winkel links und rechts auf die gleichen Werte eingestellt sind.



## Erstmalige Verwendung

### QG-17: Die ersten Bewegungen mit dem Laevo

Bei der ersten Nutzung des Laevo bitte langsam folgende Bewegungen machen:

- ▶ Aus der Hüfte mit den Händen in Richtung der Zehen nach vorne beugen.
- ▶ Kniebeugen machen.
- ▶ In einem Winkel nach vorne beugen und nach außen strecken.

Diese Bewegung sollte sich bequem und einfach durchführen lassen. Falls nicht:

- ▶ Sicherstellen, dass der Laevo mit der unten genannten „Checkliste“ übereinstimmt.
- ▶ Die Anprobe wiederholen.
- ▶ Sich an Ihren Anbieter wenden.

DE

## Überprüfungen

### ① INFORMATIONEN

- ▶ Bitte diese Überprüfungen durchführen und die Abbildungen aus der Kurzanleitung verwenden. Die Nummern der Abbildungen sind als QG-A, QG-B etc. angegeben.

### QG-A: Position des Beinpolsters

#### QG-B: Druck beim aufrechten Stehen

Der Druck auf dem Brustpolster sollte, wenn Sie aufrecht stehen, nicht sehr groß sein. Es ist in Ordnung, wenn das Brustpolster nicht ganz eng am Körper anliegt.

- ▶ Ggf. den Winkel der Torso-Gurte (QG-16) anpassen.

#### QG-C: Gurt passend zur Körperform

Die Torso-Gurte folgen der Kontur des Körpers. Die Arme sollten frei beweglich sein.

- ▶ Ggf. die Breite der Torso-Gurte (QG-14) anpassen.

#### QG-D: Das Brustpolster schlägt gegen den Hals

Es ist möglich, dass, wenn Sie sich nach vorne beugen, sich das Brustpolster verschiebt. Das ist normal.

#### ② HINWEIS: Das Brustpolster schlägt gegen die Kehle

#### **Nicht verwendbares Produkt oder Risiko für Beschwerden**

- ▶ Den unteren Hüftgurt hinten anziehen.
- ▶ Die SmartPoints in Richtung der Hinterseite des Körpers (QG-12) anpassen.
- ▶ Beugen Sie sich, in dem Sie die Hüfte mehr drehen und den Rücken oder den Nacken weniger beugen.
- ▶ Die Länge anpassen oder kürzere Torso-Gurte (QG-16) auswählen.

## Tägliche Nutzung

### QG-I: Die Stütze an- oder ausschalten

Die Buttons „Stütze an / aus“ auf den Smartjoints verwenden.

- ▶ Zum Ausschalten der Stütze nach oben drehen.
- ▶ Zum Anschalten der Stütze nach unten drehen.
- ① **HINWEIS:** Darauf achten, dass sich vor der Verwendung beide Smartjoints in der gleichen Stellung befinden.
- ① **HINWEIS:** Den Button nur in aufrechter Position verwenden.
- ① **HINWEIS:** Diesen Button leicht drücken.

### QG-II: Die Umwelt nutzen

Der Laevo ist für die Nutzung in Räumen gedacht.

- ① **HINWEIS:** Den Laevo nicht bei direkter Sonneneinstrahlung verwenden oder aufbewahren.
- ① **HINWEIS:** Den Laevo nicht bei einer Umgebungstemperatur von weniger als 0 °C oder mehr als 40 °C verwenden.

### QG-III: Eine stufenweise Erhöhung der Nutzung

Die erste Nutzung des Laevo stufenweise erhöhen: von 1 Stunde täglich auf 2 Stunden pro Tag auf 4 Stunden pro Tag auf 6 Stunden pro Tag bis hin zu höchstens 8 Stunden pro Tag.

### QG-IV: Aufbewahrung

- ▶ An einer trockenen Stelle aufbewahren.
- ① **TIPTT:** Hängend aufbewahren.
- ▶ Das Brustpolster schließen.
- ▶ Auf einer Hützablage oder in einem Kleiderspind aufbewahren.

Laevo | VZ.56 - DE | **S15**

DE

## Wartung

- ① **INFORMATIONEN:** Wartung seitens eines (fachlich nicht erfahrenen) Endusers.
- ▶ Wenden Sie sich wegen der Wartung an Ihren Anbieter.

### Die Brust-Gelpolster herausnehmen und auswechseln

Die Gelpolster am Brustpolster wurden mit Velcro angebracht.

- ▶ Zum Herunternehmen fest ziehen.
- ▶ Durch neue Polster auswechseln.

### Die Hüftpolster herausnehmen und auswechseln.

Die Polster auf der Hüfte sind mit Druckknöpfen befestigt.

- ▶ Zum Herunternehmen fest ziehen.
- ▶ Durch neue Polster auswechseln.

### Reinigung

Gehen Sie bei der Reinigung des Laevo, der Brustgel-Polsterung oder der Hüftpolster folgendermaßen vor:

- ▶ Ein feuchtes Tuch, lauwarmes / heißes Wasser und ein mildes Reinigungsmittel verwenden (keine Reinigungsmittel mit einem Lösungsmittel).
- ▶ Darauf achten, dass kein Wasser in die sich bewegenden Teile gelangt.
- ▶ Den Laevo nicht in Wasser eintauchen.
- ▶ Keine Lösungs-, Bleich-, Poliermittel oder Tenside verwenden. Nicht in Wasser tauchen
- ▶ Die Polsterungen nicht mit der Waschmaschine waschen. Nur von Hand waschen.

### Wartung

- ▶ Regelmäßig Folgendes prüfen:
  - Auf sichtbare Schäden hin
  - Ob alle Teile noch sicher ohne Spiel angebracht sind
  - Funktionsweise der Einstellungen und Schalter
  - Ob das Smartjoint geschmiert ist

### Reparatur und Entsorgung

- ▶ Bitte wenden Sie sich an Ihren Anbieter.

Laevo | VZ.56 - DE | **S16**

## Rechtliche Informationen

### Haftung

Die Laevo B.V. kann für Folgendes nicht haftbar gemacht werden:

- Personen- oder Sachschäden aufgrund dessen, dass ein User oder eine dritte Partei die in diesem Handbuch behalteten Empfehlungen und Warnhinweise nicht beachtet hat.
- Schäden aufgrund von Änderungen und / oder Abänderungen am Originalprodukt, Verschleiß und Beschädigungen aufgrund eines unsachgemäßen Gebrauchs seitens des Users, Schäden aufgrund der Verwendung von Nicht-Original-Ersatzteilen.

### Gewährleistung

Die Geschäftsgewährleistung von Laevo deckt das Produkt ab. Diese kann unter [www.laevo.nl/legal/](http://www.laevo.nl/legal/) nachgelesen werden. Bitte wenden Sie sich bezüglich einer ausgedruckten Version an Laevo oder Ihren Anbieter.

### CE

Dieses Produkt erfüllt die Anforderungen der Europäischen Richtlinie 93/42/EEC für medizinische Geräte. Dieses Gerät wurde als Klasse-I-Gerät gemäß den Klassifizierungskriterien in der Anlage IX der Richtlinie klassifiziert.

Der Hersteller hat daher die Konformitätserklärung in seiner Verantwortung gemäß der Anlage VII der Richtlinie ausgefertigt.



Laevo | V2.56 - DE | **S17**

## Spezifikationen

### Technische Produktspezifikationen

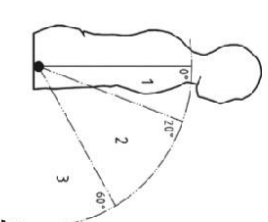
Produktbezeichnung:	Laevo V2.5
Produktnummern:	V2.50 und höher
Gewicht:	2,8 kg
Seriennummer:	Siehe Label (auf dem Smartfont)
Zertifizierung:	CE - Medizinische Geräte Klasse I
Voraussichtliche Betriebsdauer	250.000 Beugungen oder 3 Jahre
Verwendete Materialien:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brustpolster: Egel (Öko-Tek-Standard 100)</li> <li>• Hüftpolster innen: Synthetisches Meshgewebe</li> <li>• Füllung Hüftpolster: Compril-poi 120 kg / m2</li> <li>• Hüftpolster außen: Synthetikstoff</li> <li>• Beinpolster: Polypropylen</li> </ul>

### DE

### Tabella: Spezifikationen Laevo V2.5 (zusammengebaut)

	Bereich 1	Bereich 2	Bereich 3	Kombi
Höchststufmoment:	40 Nm	40 Nm	30 Nm	30 Nm
Üblicher Abstütz-Bereich:	0-19	20-59	59-90	Alle

### Tabella: Abstütznocken (Spezifikationen für einen montierten Laevo)



Laevo | V2.56 - DE | **S18**

## Spezifikationen

Produktbezeichnung:	Laevo-V2.5-Torso-Gurte		
Produktnummern:	V2.54 und höher		
Seriennummer:	Siehe oben		
Ablaufdatum:	Siehe oben		
Materialien:	Pulverbeschichteter Stahl, Aluminium		
<b>Tabella: Laevo-Torso-Gurte</b>			

Größe	Körperlänge		Ringfarbe
	Von [cm]	bis [cm]	
Maßgefertigt	beliebig	beliebig	-
Sehr klein	XS 156	164	Violett
Klein	S 164	172	Gelb
Medium	M 172	180	Orange
Groß	L 180	188	Blau
Übergroß	XL 188	196	Grün

**Tabella: Körperlänge für die Gurtindikation - HERREN**  
ⓘ **HINWEIS:** Diese Tabelle dient ausschließlich als Hinweis. Die Körperform verhält sich nicht proportional zur Körperlänge oder zum Gewicht.

DE

Laevo | V2.56 - DE | **S19**

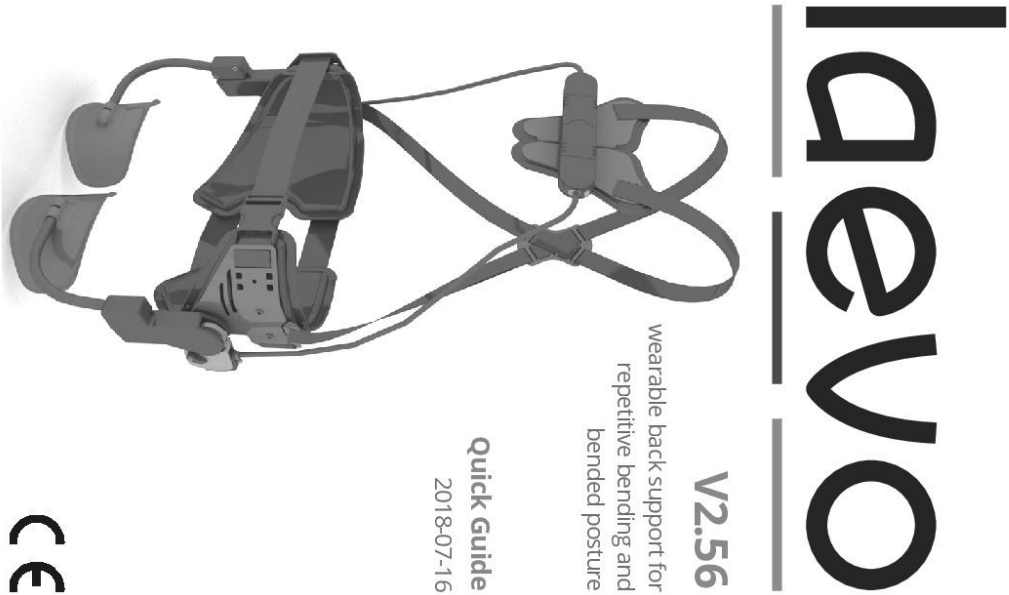
## Kontakt

### Hersteller

**laevo**

Laevo B.V.  
Molengraafsingel 12-14  
2629 JD Delft, die Niederlande  
www.laevo.nl  
+31 15 30 20 025

Laevo | V2.56 - DE | **S20**



# laevo

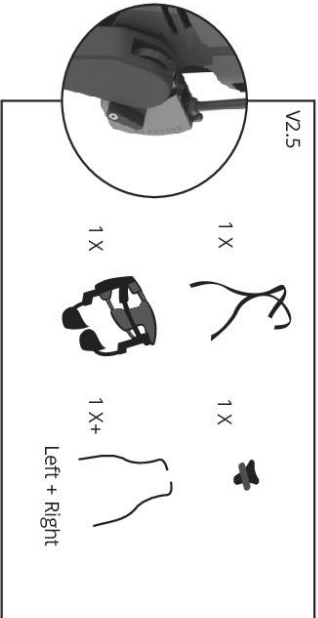
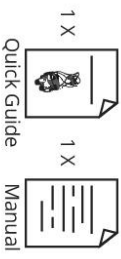
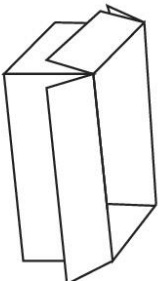
**V2.56**  
wearable back support for  
repetitive bending and  
bended posture

**Quick Guide**  
2018-07-16



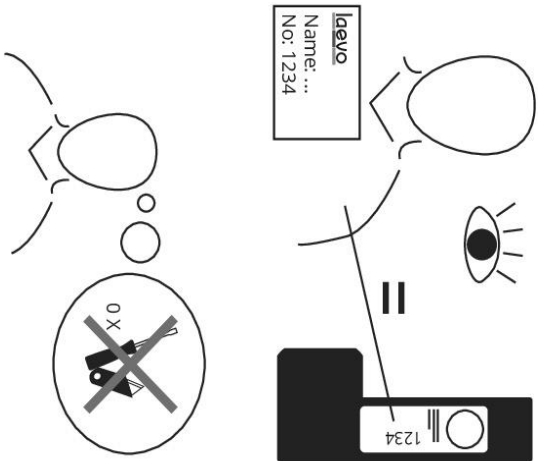
## Installation

QG-1



## Installation

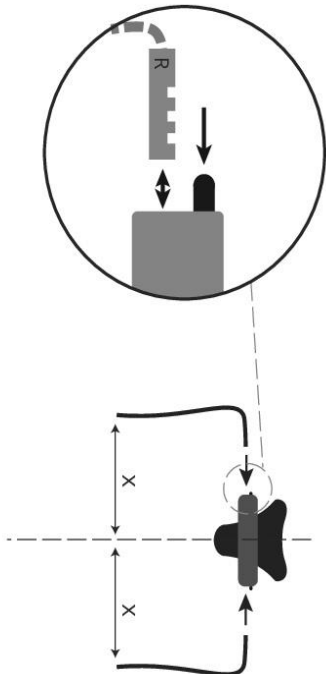
QG-2



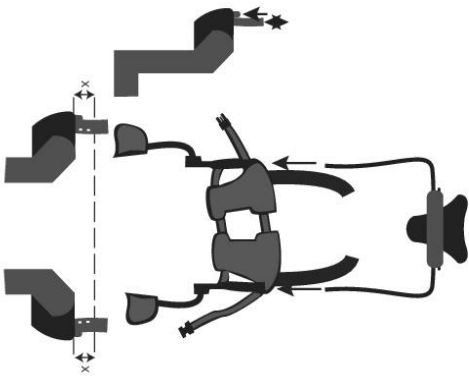
Laevo | QG V2.56 | P3

## Installation

QG-3



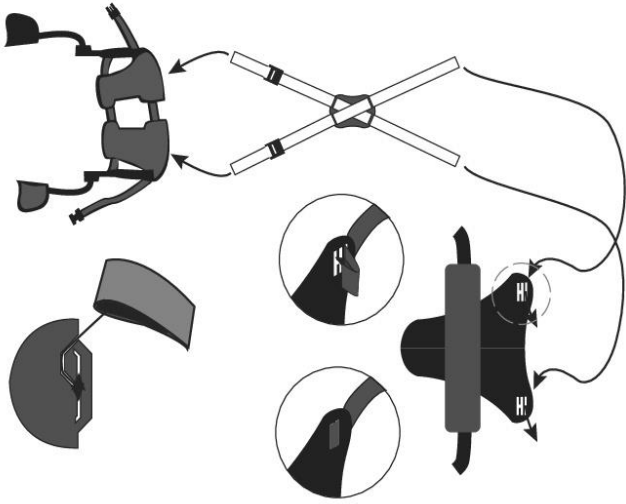
QG-4



Laevo | QG V2.56 | P4

## Installation

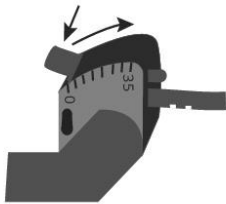
QG-5



Laevo | QG V2.56 | P5

## Fitting

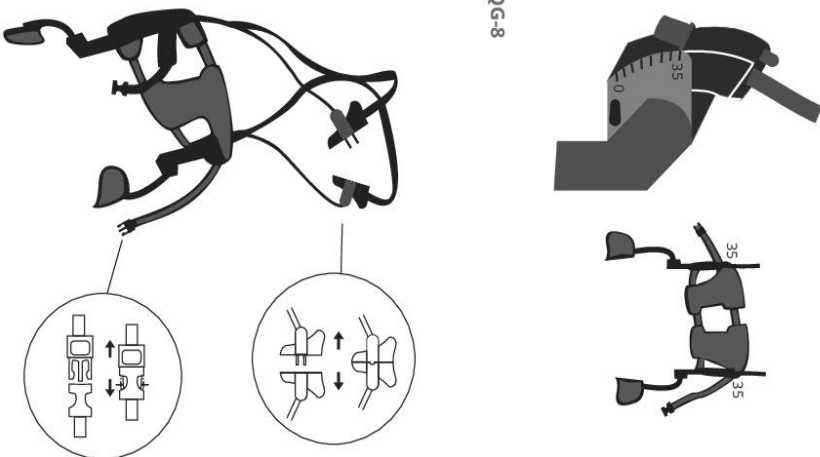
QG-6



QG-7



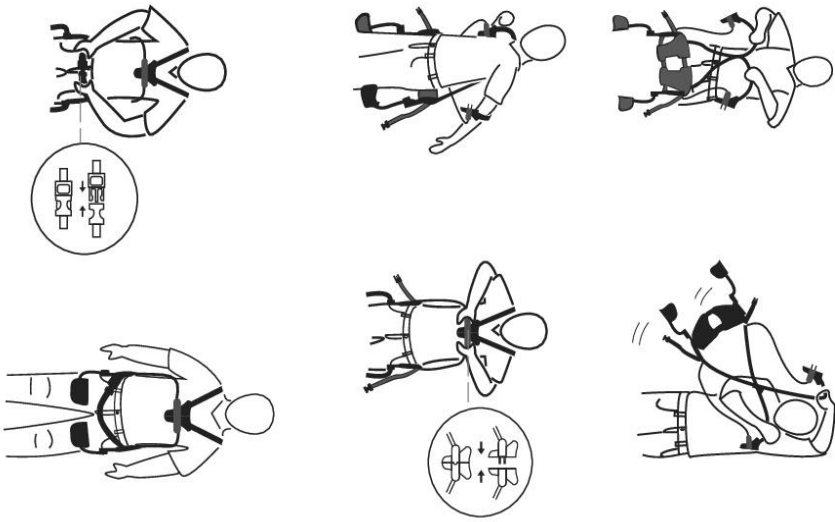
QG-8



Laevo | QG V2.56 | P6

## Fitting

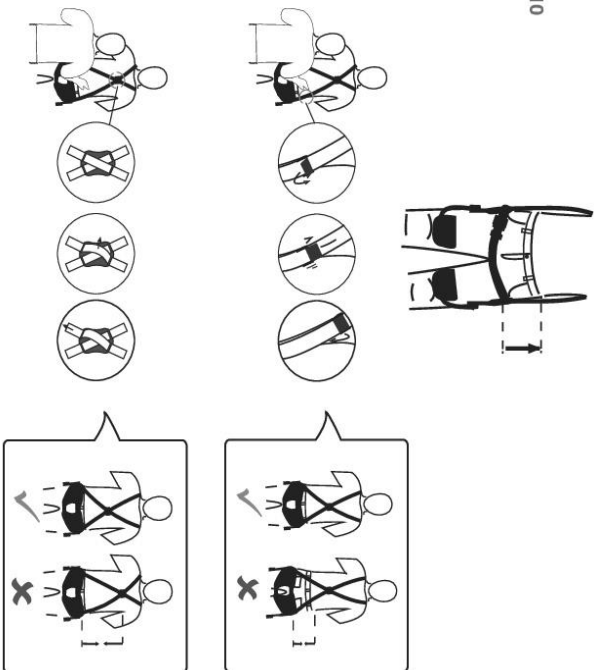
QG-9



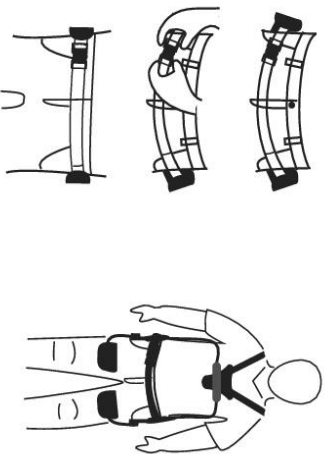
Laevo | QG V2.56 | P7

## Fitting

QG-10



QG-11

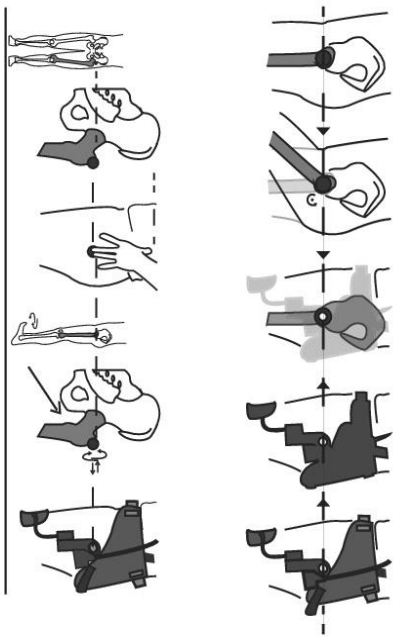


Laevo | QG V2.56 | P8



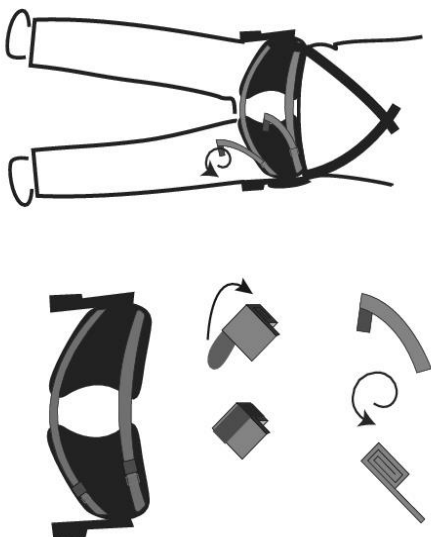
Fitting

QG-12

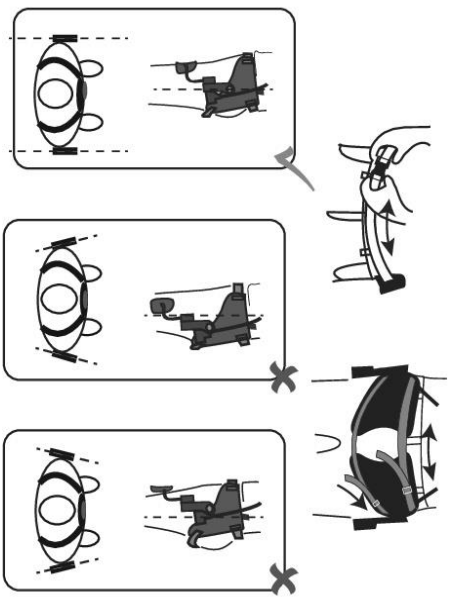
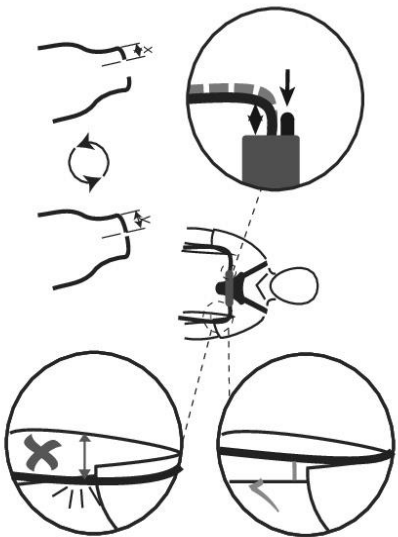


Fitting

QG-13



QG-14

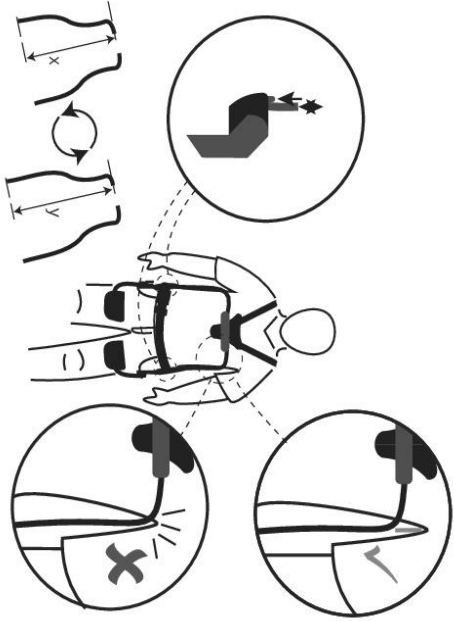


Laevo | QG-V2.56 | P9

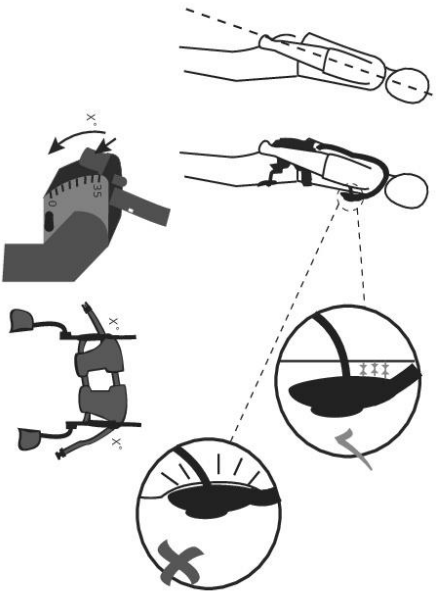
Laevo | QG-V2.56 | P10

## Fitting

QG-15



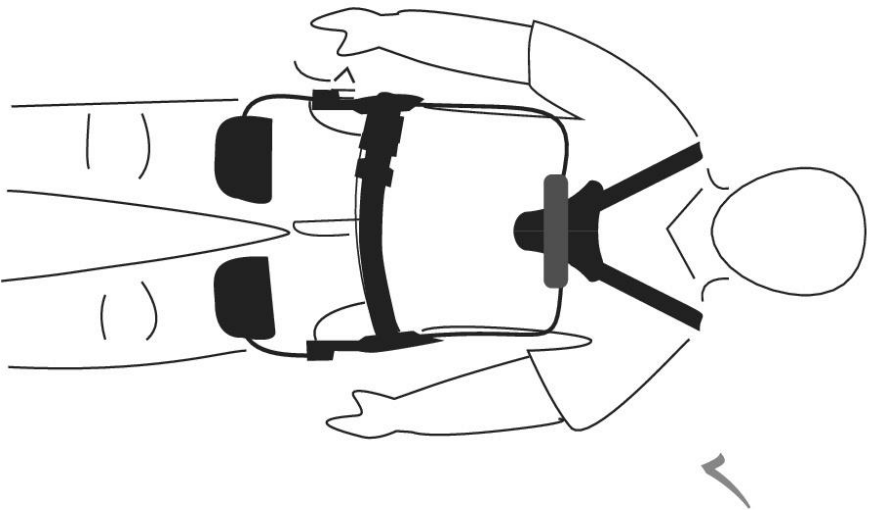
QG-16



Laevo | QG V2.56 | P11

## First use

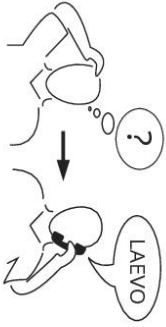
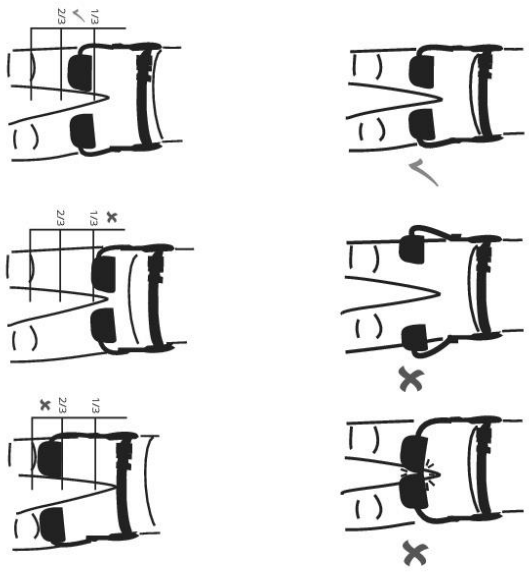
QG-17



Laevo | QG V2.56 | P12

## Checks

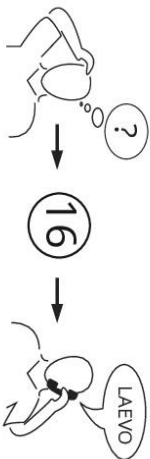
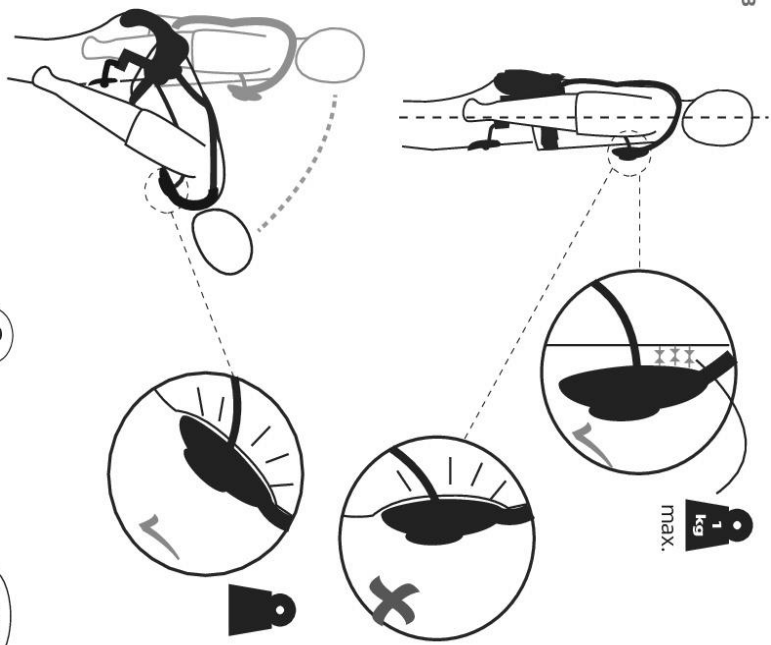
QG-A



Laevo | QG V2.56 | P13

## Checks

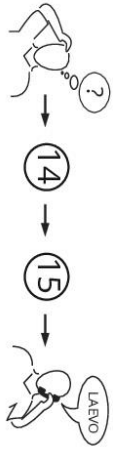
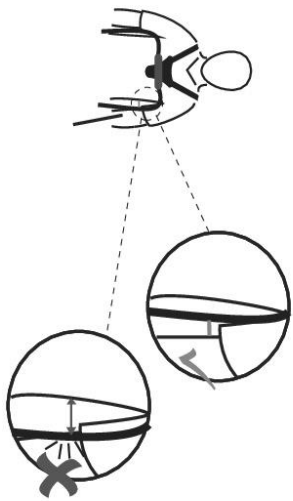
QG-B



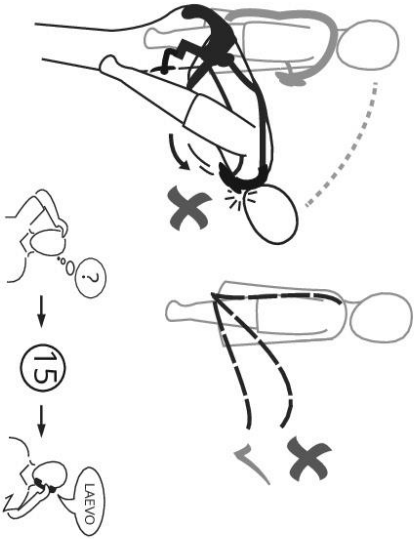
Laevo | QG V2.56 | P14

## Checks

QG-C



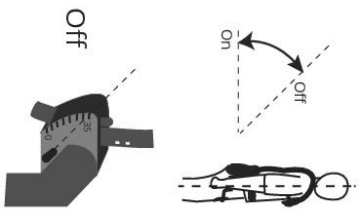
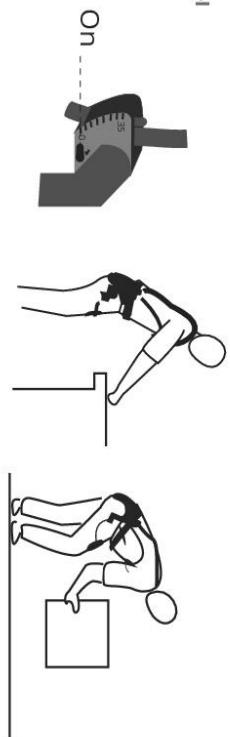
QG-D



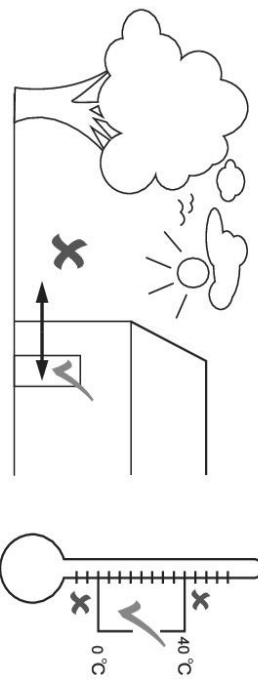
Laevo | QG V256 | P15

## Daily use

QG-I



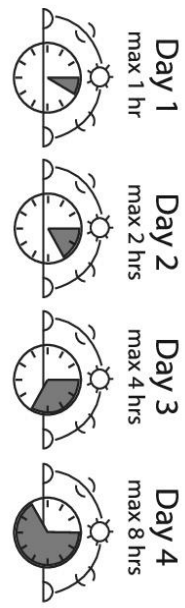
QG-II



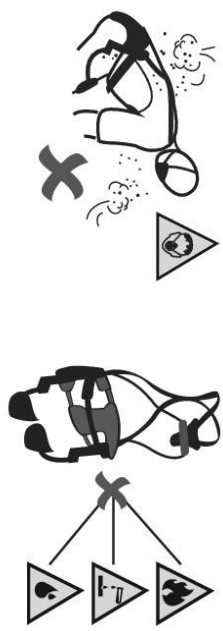
Laevo | QG V256 | P16

Daily use

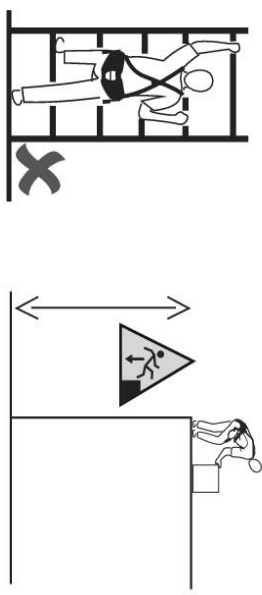
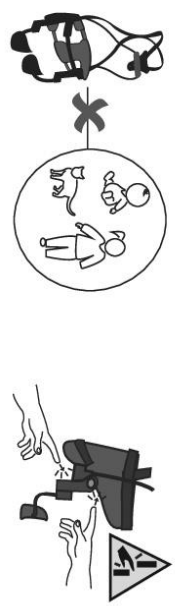
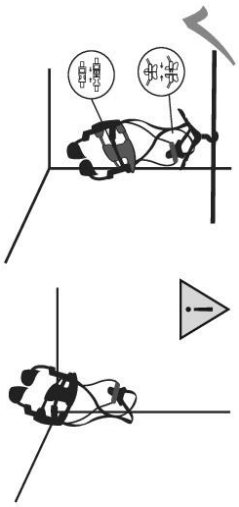
QG-III



Safety warnings



QG-IV



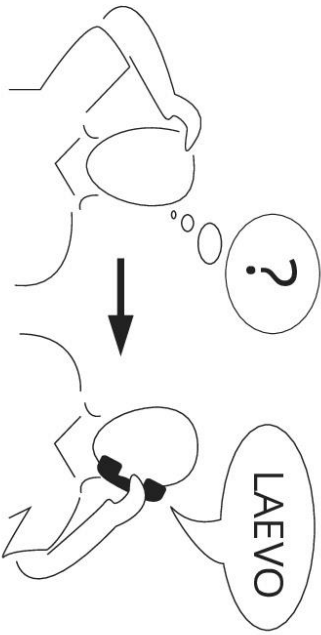
## Contact

Laevo BV

[www.laevo.nl](http://www.laevo.nl)

+31-15-3020025

[info@laevo.nl](mailto:info@laevo.nl)



## **8 Erklärung zum Eigenanteil**

Die Studie wurde am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung der Eberhard Karls Universität Tübingen unter Betreuung von PD Dr. Benjamin Steinhilber durchgeführt.

Die Konzeption der Versuchsreihe erfolgte durch PD Dr. Benjamin Steinhilber, Robert Seibt, Dr. Tessa Luger, Mona Bär und Prof. Monika A. Rieger. Finanzielle Förderung und Beratung bezüglich der Tätigkeitssimulation erfolgte durch AUDI AG, BMW AG, Daimler AG, Iturri Gruppe, BASF SE, Deutsche Post AG, MTU Aero Engines AG und Dachser SE.

Die Vorversuche und ersten tatsächlichen Messungen für die Datenerhebung wurden von Mona Bär, Gianluca Caputo und Sylvia Weymann durchgeführt. Ein Großteil der weiteren Versuche wurde ebenfalls von Mona Bär sowie nach Einarbeitung durch ebendiese von mir selbst in Zusammenarbeit mit Stefanie Lorenz geleitet.

Die Datenaufbereitung, die statistische Analyse und Interpretation erfolgten durch mich in Absprache mit meinem Betreuer, PD Dr. Benjamin Steinhilber, sowie Dr. Tessa Luger. Das vorliegende Manuskript wurde eigenständig durch mich erstellt unter Zuhilfenahme der gekennzeichneten Quellen. Rückmeldungen zum Manuskript erhielt ich von PD Dr. Benjamin Steinhilber, Dr. Tessa Luger und Mona Bär.

Alle Fotografien wurden, sofern nicht anders angegeben, mit der Erlaubnis der Probanden von Mona Bär und mir gemeinsam aufgenommen und zur Verwendung innerhalb dieser Doktorarbeit freigegeben. Alle weiteren Abbildungen wurden von mir erstellt.

Veröffentlichungen und Vorträge, deren Daten in dieser Dissertationsschrift Einzug gehalten haben, wurden unter Kapitel 9 gesondert aufgeführt.

In Rimmele et. al (2023) wurde die Frage nach dem Einfluss des Exoskeletts auf die Bewegungsvervariabilität bereits behandelt. In der vorliegenden Dissertationsschrift wurden die Daten jedoch in detaillierterer Form unter zusätzlicher Berücksichtigung der Oberkörperausrichtung ausgewertet. Als Erstautorin war ich an dieser Publikation beim Rekrutieren der Probanden, dem Datenerheben, der Datenanalyse und der Erstellung des Manuskripts maßgeblich beteiligt.

In Luger et al. (2021) wurden Daten zur Haltung der Wirbelsäule während der Hebevorgänge veröffentlicht. Auch dies wurde in meiner Dissertationsschrift in deutlich

detaillierterem Maß analysiert – unter Berücksichtigung von minimalen, maximalen und Median-Werten, sowie der verschiedenen Oberkörperausrichtungen. Als Co-Autorin war ich an dieser Veröffentlichung an der Probandenrekrutierung, der Datenerhebung und einem Teil der Dateninterpretation beteiligt.

In Bär et al. (2022a) wurden unter anderem Daten zur Haltung der Wirbelsäule während der statischen Sortieraufgabe publiziert. In meinem Manuskript findet sich hier ebenfalls eine ausführlichere Analyse mit Beschreibung der Minimum-, Median- und Maximum-Werte. Als Beteiligte bei der Datenerhebung wurde ich in der Danksagung dieser Veröffentlichung berücksichtigt.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben. Es wurden keine Quellen außer die von mir angegeben verwendet.

Tübingen, den \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Pia Rimmele



## 9 Veröffentlichungen

Rimmele, P., Steinhilber, B., Rieger, M. A., Luger, T. (2023). Motor variability during a repetitive lifting task is impaired by wearing a passive back-support exoskeleton. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 68, 102739.

Luger, T., Bär, M., Seibt, R., Rimmele, P., Rieger, M. A., Steinhilber, B. (2021). A passive back exoskeleton supporting symmetric and asymmetric lifting in stoop and squat posture reduces trunk and hip extensor muscle activity and adjusts body posture – A laboratory study. *Applied Ergonomics*, 97(5), 103530.

Rimmele, P., Bär, M., Luger, T., Seibt, R., Rieger, M. A., Steinhilber, B. (2019). Einfluss eines passiven Exoskeletts auf die Haltung der Wirbelsäule bei Hebevorgängen und einer Tätigkeit mit vorgebeugtem Oberkörper. *Vortrag beim 23. Nachwuchssymposium des Forums Arbeitsphysiologie, Magdeburg.*

## **Danksagungen**

Zunächst möchte ich mich herzlichst bei PD Dr. Benjamin Steinhilber für die Möglichkeit, meine Dissertation am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung anzufertigen, und für die unvergleichlich gute Betreuung bedanken.

Weiterhin gilt mein Dank dem gesamten Team des Arbeitsphysiologischen Labors für die Unterstützung und das Vermitteln von Freude am wissenschaftlichen Arbeiten. Besonders Dr. Tessy Luger sowie Mona Bär hatten stets für alle meine Fragen mindestens ein offenes Ohr und waren immer bereit, sich Zeit für meine Anliegen zu nehmen. Danke an Stefanie Lorenz für die schöne Zeit bei unseren gemeinsamen Messungen. Durch die großartige Atmosphäre in dieser Arbeitsgruppe war es mir ein Leichtes, mich zu jeder Zeit wohl und willkommen zu fühlen, ab und an frische Motivation zu sammeln und nicht zuletzt in Tübingen ein paar neue Freunde zu finden. Vielen Dank auch für die regelmäßigen, aufbauenden Worte über die Dissertationsschrift hinaus!

Ebenfalls danken möchte ich meinen Eltern, die mich auf meinem Weg schon immer unterstützt haben, meinen Geschwistern und vor allem auch Johannes.