

Effekte eines aktiven rückenunterstützenden Exoskeletts auf die Kinematik während des Gehens und Hebens

Hannes WACKERLE^{1,2}, Johanna BRUCKHUBER¹, Peter AUGAT^{1,2}

¹ *Institut für Biomechanik, BG Unfallklinik Murnau,
Prof-Küntschers-Straße 8, D-82418 Murnau*

² *Institut für Biomechanik, Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg,
Strubergasse 21, A-5020 Salzburg*

Kurzfassung: Ungünstige Körperhaltungen und repetitive Aufgaben können zu arbeitsbedingten muskuloskelettalen Erkrankungen führen. Ziel dieser Studie war es, den Effekt eines aktiven Exoskeletts auf die Kinematik für das Heben und Tragen von Lasten zu analysieren. 10 Probanden führten mit und ohne Verwendung eines Exoskeletts Gangversuche und Hebeaufgaben für verschiedene Lastszenarien durch. Die Verwendung des Exoskeletts reduzierte die Ganggeschwindigkeiten und verringerte die Bewegungsumfänge. Bei den Hebeaufgaben ohne Exoskelett erfolgte die Bewegung primär durch Flexion der Wirbelsäule, mit Exoskelett hingegen mittels Flexion im Hüftgelenk. Ein aktives Exoskelett verändert die Kinematik bei Trage- und Hebetätigkeiten hauptsächlich durch Belastungsreduktion der Wirbelsäule.

Schlüsselwörter: Arbeitsbelastung, Bewegungsanalyse, Biomechanik, Prävention, arbeitsbedingte muskuloskelettale Erkrankung

1. Hintergrund

Die Exposition gegenüber ergonomischen Risikofaktoren stellt heute eines der größten Probleme für Sicherheit und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz dar. Wiederholte Aussetzung gegenüber ungünstigen Körperhaltungen und/oder repetitiven Aufgaben können zu arbeitsbedingten muskuloskelettalen Erkrankungen (MSE) führen. Häufig werden von Mitarbeitenden in der produzierenden Industrie und Logistik Beschwerden im Nacken- und Schulterbereich und vor allem im unteren Rücken berichtet (de Kok et al. 2019). Der demografische Wandel führt dazu, dass bei steigendem Renteneintrittsalter immer mehr Personen länger und bis ins hohe Alter auch körperlich arbeiten müssen (Koptuyg 2022).

Seit einigen Jahren wächst das Interesse an der Verwendung von aktiven Exoskeletten als unterstützende ergonomische Maßnahme zur Kontrolle und Verringerung der muskuloskelettalen Belastungen. Belegt sind bereits Effekte von rückenunterstützenden Exoskeletten auf die Kinematik und Muskelaktivität beim Heben und Tragen von Lasten (de Looze et al. 2016; von Glinski et al. 2019). Allerdings gibt es wenige Untersuchungen, die den Einfluss von aktiven rückenunterstützenden Exoskeletten auf das Gehen als wichtigste Nebentätigkeit erforschen. Ziel dieser Studie war es, die Effekte eines aktiven Exoskeletts auf die Kinematik sowohl für das Heben als auch das Tragen von Lasten zu analysieren.

2. Methodik

2.1 Probanden und Studienprotokoll

10 männliche Probanden nahmen an der Studie teil (vgl. Tabelle 1). Ausschlusskriterien waren akute und chronische muskuloskelettale oder neurologische Beschwerden, sowie Ausschlusskriterien aufgrund der Betriebsanleitung des Exoskeletts, wie vermindert belastbare Personen und Allergien auf Stoffe, welchen die Probanden durch das Tragen des Exoskeletts ausgesetzt wären. Einschlusskriterien waren erwerbsfähiges Alter bei einer Körpergröße zwischen 155 und 195 cm und einer primären Arbeitstätigkeit mit manuellen Lastenhandhabungen.

Tabelle 1: Darstellung des Probandenkollektivs. Mittelwert \pm Standardabweichung

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
N = 10	41 \pm 12	180 \pm 6	81 \pm 11

Alle Probanden führten folgende Aufgaben fünfmal sowohl mit als auch ohne Exoskelett durch: Gehen, Gehen mit 5 kg Zusatzgewicht, Gehen mit 15 kg Zusatzgewicht, Heben 5 kg symmetrisch auf Beckenhöhe, Heben 15 kg symmetrisch auf Beckenhöhe, Heben 5 kg symmetrisch auf Schulterhöhe, Heben 5 kg asymmetrisch, Heben 15 kg asymmetrisch. Als externe Last wurde eine Wasserkiste mit entsprechender Anzahl an gefüllten Flaschen, um das Zielgewicht zu erreichen, verwendet.

2.2 Exoskelett und Bewegungsanalyse

Das untersuchte Exoskelett Cray X (fünfte Generation) mit Gangunterstützung (German Bionic Systems GmbH, Augsburg, DE) ist ein aktives rückenunterstützendes Exoskelett. Die Unterstützung von bis zu 30 kg wird über Elektromotoren auf Höhe der Hüftgelenke bei einer Leistung von jeweils 100 Watt generiert. Die Höhe der Unterstützung konnte von Probanden frei in 10 %-Schritten der maximalen Leistung gewählt werden. Zusätzlich konnte die Unterstützungshöhe zwischen statischem Arbeiten bei vorgeneigtem Oberkörper und dynamischen Hebevorgängen separiert werden. Die Gangunterstützung wurde für alle Probanden auf 100 % gesetzt.

Kinematische Parameter wurden mittels des 3D-markerbasierten Systems Vicon (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), 8 Infrarotkameras (Vicon MX T20, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) unter Verwendung eines erweiterten Plug-in Gait Markermodells bei einer Aufnahmefrequenz von 200 Hz ermittelt. Insgesamt wurden 40 reflektierende Marker an den Probanden angebracht.

2.3 Statistische Analyse

Neben den Weg-Zeit-Parametern beim Gehen wurden die Hebezeiten zur genaueren Untersuchung der Hebevorgänge bestimmt. Des Weiteren wurde die Kinematik von Knie-, Hüftgelenk und Wirbelsäule untersucht.

Für die statistische Analyse wurde der gepaarte t-Test verwendet (SPSS Vers. 26, IBM, Armonk, NY, USA). Unterschiede wurden bei $p < 0,05$ als statistisch signifikant angesehen.

3. Ergebnisse

3.1 Ganganalyse

Die Ganganalyse zeigte, dass die Ganggeschwindigkeit bei Verwendung des Exoskeletts über alle Lastbedingungen um circa 15 % reduziert war. Die Ganggeschwindigkeit erhöht sich mit zunehmendem Gewicht und wird primär über eine Erhöhung der Kadenz erreicht (vgl. Tabelle 2).

Tabelle 2: Ergebnisse der Weg-Zeit-Parameter beim Tragen der Lasten. Mittelwerte \pm Standardabweichung und dem p-Wert des gepaarten t-Tests

N = 9	Kein Zusatzgewicht			5 kg Zusatzgewicht			15 kg Zusatzgewicht		
	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert
Ganggeschwindigkeit [m/s]	1,33 \pm 0,13	1,12 \pm 0,14	<0,01	1,38 \pm 0,13	1,18 \pm 0,14	<0,01	1,43 \pm 0,17	1,24 \pm 0,14	<0,01
Schrittlänge [m]	0,74 \pm 0,05	0,68 \pm 0,07	<0,01	0,73 \pm 0,05	0,68 \pm 0,06	<0,01	0,72 \pm 0,05	0,68 \pm 0,07	<0,01
Kadenz [Schritte pro Minute]	110 \pm 4,8	99 \pm 4,1	<0,01	115 \pm 6,5	105 \pm 7,1	<0,01	120 \pm 8,8	110 \pm 6,7	<0,01

Tabelle 3: Ergebnisse des Bewegungsumfangs ausgewählter Gelenkwinkel in der Stand- und Schwungphase des Gehens unter den verschiedenen Lastbedingungen. Mittelwerte \pm Standardabweichung und dem p-Wert des gepaarten t-Tests

N = 9	Kein Zusatzgewicht			5 kg Zusatzgewicht			15 kg Zusatzgewicht		
	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert
Standphase									
Kniegelenk [°]	40 \pm 5	40 \pm 4	0,70	41 \pm 5	40 \pm 3	0,73	44 \pm 4	43 \pm 6	0,33
Hüftgelenk [°]	43 \pm 5	43 \pm 5	0,66	42 \pm 5	41 \pm 5	0,12	39 \pm 6	37 \pm 6	0,01
Oberkörper- vorneigung [°]	4 \pm 1	2 \pm 1	0,06	3 \pm 1	2 \pm 1	0,08	4 \pm 2	3 \pm 1	0,06
Lateralflexion Oberkörper [°]	12 \pm 3	6 \pm 2	<0,01	10 \pm 3	6 \pm 2	<0,01	8 \pm 2	4 \pm 2	<0,01
Oberkörper- rotation [°]	14 \pm 4	5 \pm 1	<0,01	11 \pm 4	4 \pm 1	<0,01	9 \pm 3	4 \pm 1	<0,01
Schwungphase									
Kniegelenk [°]	61 \pm 6	57 \pm 7	0,01	61 \pm 6	59 \pm 6	0,01	65 \pm 6	61 \pm 7	0,02
Hüftgelenk [°]	33 \pm 5	33 \pm 5	0,81	31 \pm 5	31 \pm 5	0,12	28 \pm 5	27 \pm 5	0,09
Oberkörper- vorneigung [°]	2 \pm 1	2 \pm 1	0,02	2 \pm 1	1 \pm 1	0,15	3 \pm 1	2 \pm 1	0,10
Lateralflexion Oberkörper [°]	7 \pm 2	4 \pm 1	<0,01	6 \pm 2	4 \pm 1	<0,01	5 \pm 2	2 \pm 1	<0,01
Oberkörper- rotation [°]	12 \pm 4	4 \pm 1	<0,01	9 \pm 4	3 \pm 1	<0,01	8 \pm 4	3 \pm 1	<0,01

Die untersuchten Gelenkwinkel zeigten tendenziell einen etwas geringeren Bewegungsumfang während der Verwendung des Exoskeletts sowohl während der Standphase als auch der Schwungphase ($p > 0.05$). Signifikant geringere Bewegungsumfänge wurden in der Rotation und Lateralflexion der Wirbelsäule ermittelt ($p < 0.01$) (vgl. Tabelle 3).

3.2 Hebeaufgaben

Beim Lasttransfer von Bodenniveau auf Beckenhöhe sind im Vorfeld drei relevante Zeitpunkte für den Bewegungsablauf identifiziert worden: Erste vertikale Bewegung des Gewichts, Erreichen des Umkehrpunkts auf Beckenhöhe, Abstellen des Gewichts. Hinsichtlich der Bewegungsumfänge zeigten sich deutliche Unterschiede bei der Verwendung des Exoskeletts für die Bewegung des Hüftgelenks (circa 25 % größerer Bewegungsumfang) und der Wirbelsäule (circa $\frac{1}{4}$ des Bewegungsumfangs im Vergleich zu ohne Exoskelett), nicht aber des Kniegelenks (vgl. Tabelle 4).

Tabelle 4: Bewegungsumfang für den Zeitraum von der ersten vertikalen Bewegung des Gewichts bis zum Umkehrpunkt. Auf eine Darstellung zum Absetzen des Gewichts wird verzichtet, da diese Bewegungsräume nahezu identisch mit denen des ersten Zeitraums sind. Mittelwerte \pm Standardabweichung und dem p-Wert des gepaarten t-Tests

N = 9	5 kg Zusatzgewicht			15 kg Zusatzgewicht		
	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert
Kniegelenk [°]	68 ± 25	71 ± 25	0,60	77 ± 26	77 ± 24	0,97
Hüftgelenk [°]	77 ± 8	96 ± 6	<0,01	79 ± 9	97 ± 7	<0,01
Oberkörper- vorneigung [°]	28 ± 10	7 ± 5	<0,01	24 ± 9	7 ± 3	<0,01

Tabelle 5: Darstellung der Gelenkwinkel zum Zeitpunkt der ersten vertikalen Bewegung des Gewichts und am Umkehrpunkt. Auf eine Darstellung zum Absetzen des Gewichts wird verzichtet, da diese Gelenkwinkel nahezu identisch mit denen des ersten Zeitpunkts sind. Negative Werte bei Oberkörperneigung implizieren eine Überstreckung des Oberkörpers. Mittelwerte \pm Standardabweichung und dem p-Wert des gepaarten t-Tests

N = 9	5 kg Zusatzgewicht			15 kg Zusatzgewicht		
	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert	Ohne Exo	Mit Exo	p-Wert
Bewegungsbeginn						
Kniegelenk [°]	75 ± 23	76 ± 25	0,75	84 ± 25	82 ± 24	0,79
Hüftgelenk [°]	85 ± 9	106 ± 11	<0,01	89 ± 9	110 ± 10	<0,01
Oberkörper- vorneigung [°]	26 ± 10	-3 ± 11	<0,01	25 ± 10	-3 ± 10	<0,01
Umkehrpunkt						
Kniegelenk [°]	9 ± 5	7 ± 5	0,13	9 ± 5	8 ± 5	0,23
Hüftgelenk [°]	9 ± 9	12 ± 11	0,43	12 ± 9	16 ± 12	0,22
Oberkörper- vorneigung [°]	-1 ± 5	-5 ± 6	0,11	3 ± 5	-4 ± 6	0,03

Im Kniegelenk wurden zu allen Zeitpunkten sehr geringe Unterschiede zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett ermittelt. Bezüglich der Hüftflexion (20° höhere Flexion mit Exoskelett) sowie der Wirbelsäulenflexion (nahezu 30° verringerte Flexion mit Exoskelett) wurden hingegen wesentliche Unterschiede am Bewegungsbeginn und Bewegungsende beobachtet. Zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr wurden für kein Gelenk signifikante Unterschiede ermittelt (vgl. Tabelle 5).

4. Diskussion

Die Benutzung eines aktiven Exosketts verursachte geringe Veränderungen in der Gelenkkinematik beim Gehen und Tragen von Lasten. Die reduzierte Ganggeschwindigkeit kann wohl auf das Eigengewicht des Exosketts zurückgeführt werden. Auch Poliero et al. (2020) beschreiben eine verringerte Ganggeschwindigkeit während der Benutzung eines aktiven Exosketts („XoTrunk“) und berichten von einem verringerten Bewegungsumfang, wie es auch in vorliegender Studie zu sehen ist.

Bei den Hebeaufgaben konnten zwei unterschiedliche Bewegungsstrategien (Flexion im Hüftgelenk vs. Flexion der Wirbelsäule) beobachtet werden. Ein Grund für den verringerten Bewegungsumfang der Wirbelsäule mit Exoskelett könnte in einer Einschränkung der Bewegung durch die Fixierung des Exosketts an Becken und Brustkorb sein. Zudem könnte die Unterstützungsfunktion des Exosketts zu einem verringerten Bewegungsumfang führen. Das Exoskelett unterstützt beim Aufrichten und bremst das Absinken des Oberkörpers. Das Bewegungsziel wird eher über eine Bewegung im Hüftgelenk erreicht, wodurch die Beteiligung der Wirbelsäule verringert wird. Ob sich hierdurch tatsächlich auch die Belastung der Wirbelsäule verringert, soll mittels Untersuchung der Muskelaktivität noch untersucht werden. Ähnliche Ergebnisse hinsichtlich Wirbelsäulenflexion erzielten Brinkemper et al. (2021), wohingegen konträre Ergebnisse zum Bewegungsumfang der Hüftgelenke in Koopmann et al. (2019) berichtet werden.

Anpressdruck und die Höhe der Unterstützung der Aktuatorik konnten von den Probanden selbst gewählt werden. Dies erschwert eine Vergleichbarkeit zwischen den Probanden, jedoch wird von Hoffmann et al. (2022) eine Einstellung durch die Probanden empfohlen und repräsentiert so den Arbeitsalltag.

Für die Evaluation des Exosketts wurde ein sehr kontrolliertes Setting gewählt, mit repräsentativen Aufgaben eines industriellen Arbeitsumfelds. Es wurden zahlreiche Gelenkwinkel in allen Bewegungsebenen untersucht, um eine ganzheitliche Betrachtung der Bewegung zu ermöglichen. Die Ergebnisse sind nicht ohne Einschränkungen generalisierbar und auf das tatsächliche Arbeitsumfeld übertragbar. Auch ist zu berücksichtigen, dass die Effekte des Exosketts auf die Kinematik an realen Arbeitsplätzen aufgrund von Markerverdeckungen wohl nicht mit dem Goldstandard der markerbasierten Bewegungsanalyse untersucht werden können, sondern es müsste wohl ein auf Inertialsensoren basiertes System verwendet werden.

In einem nächsten Schritt soll der Einfluss des Exosketts auf die Muskelaktivität beim Tragen und Heben untersucht und damit eine Beanspruchungsanalyse durchgeführt werden.

5. Literatur

- Brinkemper A, Glinski A, Schildhauer TA (2021) Influence of an on-body lifting aid (HAL® for Care Support) on kinematics during repetitive lifting in healthy men. *Journal of Clinical Neuroscience* 93: 23–30.
- de Kok J, Vroonhof P, Snijders J, Roullis G, Clarke M, Peereboom K, van Dorst P, Isusi I (2019) Work-related musculoskeletal disorders: prevalence, costs and demographics in the EU. Luxembourg: EU-OSHA, European Agency for Safety and Health at Work. Doi: 10.2802/66947.
- de Looze MP, Bosch T, Krause F, Stadler KS, O'Sullivan LW (2016) Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* 59: 671–81.
- Hoffmann N, Prokop G, Weidner R (2022) Methodologies for evaluating exoskeletons with industrial applications. *Ergonomics* 65: 276–295.
- Koopman AS, Toxiri S, Power V, Kingma I, van Dieën JH, Ortiz J, de Looze MP (2019) The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. *Journal of Biomechanics* 91: 14–22.
- Koptyug E (2022) Population of Germany 2021, by age group. Accessed Nov 10, 2022. <https://www.statista.com/statistics/454349/population-by-age-group-germany/>.
- von Glinski A, Yilmaz E, Mrotzek S, Marek E, Jettkant B, Brinkemper A, Fisahn C, Schildhauer TA, Geßmann J (2019) Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL(R) for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *Journal of Clinical Neuroscience* 63: 249–255.

Danksagung: Ein ganz besonderer Dank gilt der Firma German Bionic Systems für die konstruktive Zusammenarbeit und die Bereitstellung des Exoskeletts.



Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Nachhaltig Arbeiten und Lernen

**Analyse und Gestaltung lernförderlicher
und nachhaltiger Arbeitssysteme
und Arbeits- und Lernprozesse**

69. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover

01. – 03. März 2023

GfA-Press

Bericht zum 69. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 01. – 03. März 2023

**Fakultät Maschinenbau, Institut für Berufswissenschaften der Metalltechnik (IBM) und
Institut für Fabrikanlagen und Logistik (IFA), Leibniz Universität Hannover**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.
Sankt Augustin: GfA-Press, 2023
ISBN 978-3-936804-32-4

NE: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: Jahresdokumentation

Als Manuskript zusammengestellt. Diese Jahresdokumentation ist nur in der Geschäftsstelle (s. u.) erhältlich.

Alle Rechte vorbehalten.

© GfA-Press, Sankt Augustin

Schriftleitung: Prof. Dr. Rolf Ellegast

im Auftrag der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Ohne ausdrückliche Genehmigung der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V. ist es nicht gestattet:

- den Kongressband oder Teile daraus in irgendeiner Form (durch Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) zu vervielfältigen,
- den Kongressband oder Teile daraus in Print- und/oder Nonprint-Medien (Webseiten, Blog, Social Media) zu verbreiten.

Die Verantwortung für die Inhalte der Beiträge tragen alleine die jeweiligen Verfasser; die GfA haftet nicht für die weitere Verwendung der darin enthaltenen Angaben.

Geschäftsstelle der GfA

Simone John, Tel.: +49 (0)30 1300-13003

Alte Heerstraße 111, D-53757 Sankt Augustin

info@gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de · www.gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de

Screen design und Umsetzung

© 2023 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de