

Methode zur Rekonstruktion von Beckenmarkern bei der marker-basierten Bewegungsanalyse mit rumpfunterstützenden Exoskeletten

Jasper JOHNS¹, Alwina BENDER², Ulrich GLITSCH¹, Lorenz SCHMIDT-BLEEK²,
Tim SCHMACHTENBERG³, Christopher BRANDL^{3,4}, Philipp DAMM²,
Kai HEINRICH¹

¹ *Institut für Arbeitsschutz, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung,
Alte Heerstraße 111, D-53757 Sankt Augustin*

² *Berlin Institute of Health at Charité, Julius Wolff Institute,
Augustenburger Platz 1, D-13353 Berlin*

³ *Institut für Arbeitswissenschaft, RWTH Aachen University,
Eilfschornsteinstr. 18, D-52062 Aachen*

⁴ *Fraunhofer-Institut für Kommunikation,
Informationsverarbeitung und Ergonomie FKIE,
Campus-Boulevard 55, D-52074 Aachen*

Kurzfassung: Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer Methode zur Rekonstruktion von nicht anbringbaren Markern bei der Verwendung von rumpfunterstützenden Exoskeletten. Die Marker wurden zunächst in statischen Referenzmessungen bei aufrechter Körperhaltung rekonstruiert. Für den Transfer in dynamische Bewegungen wurden zwei lokale Koordinatensysteme getestet, eines nur durch Exoskelettmarker definiert und das andere mit einem zusätzlichen Marker im Lendenbereich. Der Vergleich mit Bewegungsdaten einer Person, bei der die Beckenmarker angebracht werden konnten, ergab mittlere Abweichungen von 47 ± 18 mm ohne und 21 ± 17 mm mit dem zusätzlichen Lumbalmarker. Die berechneten Hüftwinkel zeigten eine mittlere Abweichung von $1,1^\circ$ bis $4,6^\circ$ RMSE ohne zusätzlichen Lumbalmarker und $1,2^\circ$ bis $4,0^\circ$ RMSE mit zusätzlichem Lumbalmarker.

Schlüsselwörter: Exoskelett, Bewegungsanalyse, Hüftgelenkwinkel, Modellierung, Kinematik

1. Einleitung

Industrielle Exoskelette finden seit einigen Jahren immer mehr Anwendung in der Arbeitswelt und rücken damit auch vermehrt in den Fokus von Arbeitswissenschaft, Ergonomie und Biomechanik. Ein zentraler Aspekt bei der Beurteilung der Systeme ist die Ermittlung und Analyse der möglichen Entlastung für das Muskel-Skelett-System, die von den Exoskeletten ausgeht. Während es diverse Untersuchungen zum Einfluss der Exoskelette auf die muskuläre Aktivität gibt, wurde bereits gezeigt, dass die reine Beurteilung der EMG-Signale nicht ausreichend ist, um die Wirkung der Systeme zu beschreiben, sondern diese durch Gelenkwinkel oder dynamische Parameter wie Gelenkmomente oder -kräfte zu ergänzen ist (Ulrey & Fathallah 2013b).

Dieser liegt die Ermittlung der Kinematik zugrunde, welche jedoch durch das Tragen rumpfunterstützender Exoskelette gerade im Bereich des Rumpfes und der Hüfte wesentlich erschwert wird. Durch die Bauweise der Exoskelette können, je nach individueller Passform, bei der Verwendung optischer Motion Capture Systeme, etablierte anatomische Bezugspunkte nicht mehr markiert oder erkannt werden. Obwohl das Problem schon in diversen Veröffentlichungen thematisiert wurde, existiert bis dato kein adäquater Lösungsansatz. Die bisherigen Ansätze zum Umgang mit dem Problem sind das Ausschließen von Probanden, bei denen kritische Marker nicht platziert werden konnten (Young et al. 2017), das Verwenden der alternativ auf dem Exoskelett angebrachten Marker (Glitsch et al. 2020; Graham et al. 2013; Koopman et al. 2020; Näf et al. 2018; Schmalz et al. 2022) oder das Ausweichen auf andere Messsysteme wie IMUs, Inklinometer oder Goniometer (Luger et al. 2021; Madinei et al. 2020; Ulrey & Fathallah 2013a).

Ziel dieser Untersuchung war es deshalb, eine Methode zu entwickeln, mit der nicht anbringbare Marker im Bereich des Beckens unter der Annahme eines Starrkörpers rekonstruiert und Hüftgelenkwinkel folglich zuverlässig berechnet werden können.

2. Methoden

Im folgenden Abschnitt wird der theoretische Ansatz der Rekonstruktion dargestellt und das Vorgehen bei der Rekonstruktion, sowie die Auswertung der Daten erläutert.

2.1 Theoretischer Ansatz

Der Ansatz für die Rekonstruktion bestand darin, zunächst Lageinformationen über alle acht anatomischen Marker auf dem Beckensegment zu extrahieren. Dies geschah in statischen Referenzmessungen im aufrechten Stand und ohne Exoskelett. In einer vergleichbaren Referenz mit Exoskelett wurden diese Informationen genutzt, um die Position der Marker in der Transversalebene zu bestimmen (Abbildung 1). In der Annahme, dass sich die absolute Höhe der zugrundeliegenden anatomischen Punkte zwischen den Bedingungen nicht verändert, wurde über diese Höhen (z-Komponenten) die finalen Positionen im Raum bestimmt.

Für den Übertrag in dynamische Situationen wurden die Marker in zwei unterschiedliche lokale Koordinatensysteme transformiert. Dabei wurde eines der Koordinatensysteme, das nur auf Markern am Exoskelett basierte, getestet und mit einer Kombination aus Markern am Exoskelett sowie einem zusätzlichen Marker im Lumbalbereich verglichen (Abbildung 2).

2.2 Methodisches Vorgehen

Aus den statischen Referenzmessungen ohne Exoskelett wurden folgende Parameter für die Rekonstruktion bestimmt:

- die jeweiligen Abstände der vier bilateralen Marker Paare auf dem Beckensegment; *spina iliaca anterior superior* (ASIS), *cresta iliaca I* (PELV01), *cresta iliaca II* – posterior von I (PELV02), *spina iliaca posterior superior* (PSIS)
- die durchschnittlichen Höhen (z-Komponenten) jedes Marker Paares
- die jeweiligen anterior-posterioren Abstände der Mittelpunkte der ASIS-, PELV01- und PELV02-Marker zum Mittelpunkt der PSIS-Marker.

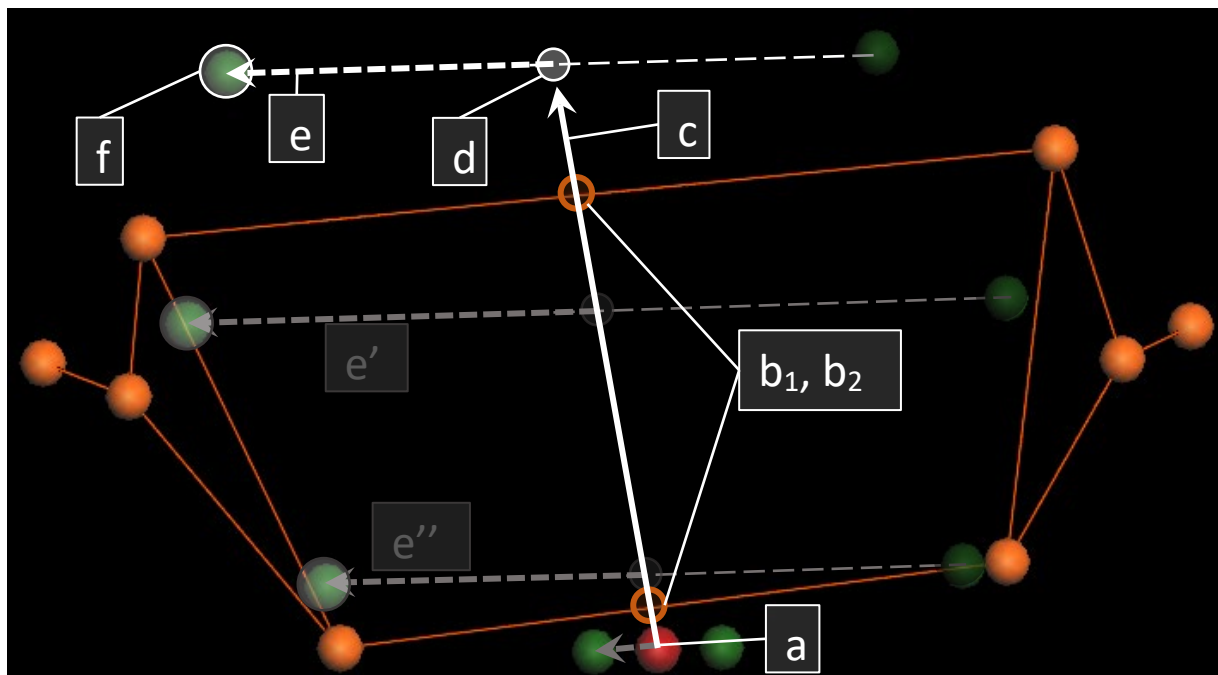


Abbildung 1: Schematische Darstellung der statischen Beckenmarker Rekonstruktion in der Transversalebene mit einem zusätzlichem Lumbalmarker.
a. zusätzlicher Lumbalmarker als Ausgangspunkt für die Rekonstruktion.
b₁, b₂. Mittelpunkte der anterioren und posterioren Beckengürt Marker.
c. Hilfsvektor mit Richtung $b_2 - b_1$ und Länge des Abstands der Mittelpunkte der ASIS und PSIS Marker aus der Referenzmessung ohne Exoskelett.
d. Rekonstruierter Mittelpunkt der ASIS Marker.
e. Hilfsvektor nach links, parallel zur Verbindungslinie der Exoskelett Drehgelenke mit Länge des halben Abstands der ASIS Marker aus der Referenzmessung.
f. Rekonstruierter LASIS-Marker.

Die statische Rekonstruktion nur auf Basis der Exoskelett Marker wurde ausgehend vom Zentrum des Exoskelett-Gurtes aufgebaut. Das Zentrum wurde als Mittelpunkt der 4 auf dem Gurt platzierten Marker berechnet (Abbildung 2A). Zuerst wurde das posteriore Marker Paar (LPSIS und RPSIS), über den halben Abstand zwischen den ASIS- und PSIS-Markern in posteriorer Richtung und dem lateralen Abstand der PSIS-Marker zueinander, definiert (vergleichbar mit der Systematik in Abbildung 1). Die weiteren Marker Paare wurden anschließend aus dem jeweiligen lateralen Abstand zwischeneinander und dem anterioren Abstand ihrer Mittelpunkte zu den PSIS-Markern bestimmt. Durch Ergänzung der Position der Marker in der Transversalebene mit ihren absoluten Höhen, ergab sich die finale Lage im Raum.

Im Gegensatz dazu wurde für die statische Rekonstruktion mit dem zusätzlichen Lumbalmarker ebendieser als posteriore Grenze des Segments angenommen. Die laterale Ausrichtung des Segments wurde über die Achse zwischen den Drehgelenken des Exoskeletts definiert. Die statische Rekonstruktion der Becken Marker wurde für diesen Ansatz nach dem Schema in Abbildung 1 durchgeführt.

Für den Übertrag aus den statischen in dynamische Aufnahmen wurden die Positionen der rekonstruierten Beckenmarker in zwei verschiedene lokale Referenz-Koordinatensysteme transformiert und gegeneinander verglichen. Dabei basierte das erste rein auf Exoskelett-Markern und das zweite auf einer Kombination aus Exo-

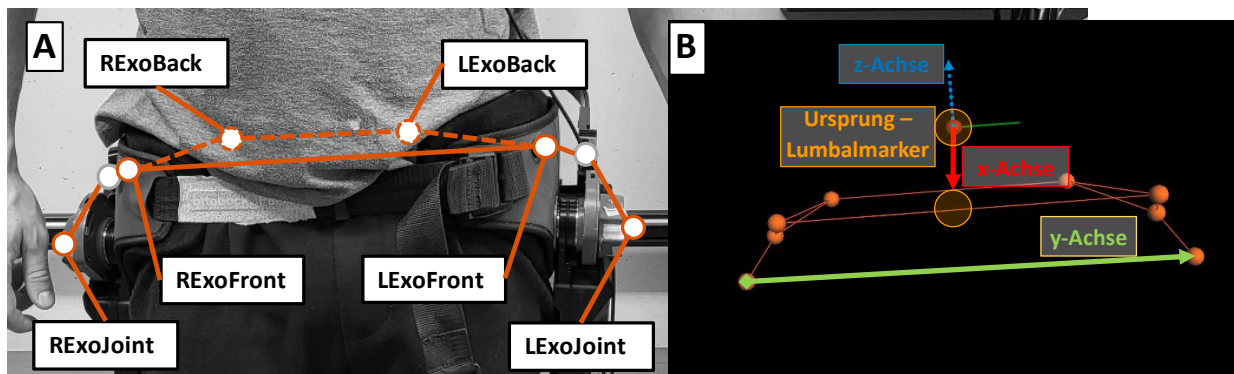


Abbildung 2: A. Übersicht der Marker auf den Drehgelenken und Gurt des Exoskeletts. B. Isolierte Übersicht der Exoskelett Marker und des lokalen Koordinatensystems für die dynamische Rekonstruktion mit zusätzlichem Lumbalmarker in der Frontalebene.

skelett- und dem zusätzlichen Lumbalmarker (Abbildung 2B). Das erste Koordinatensystem, auf Basis des Exoskeletts, wurde über die zwei Marker auf den Drehgelenken (Richtung der y-Achse und Mittelpunkt als Ursprung) und vier Markern auf dem Beckengurt (z-Achse: orthogonal zur Ebene aus y-Achse und dem Vektor des Mittelpunkts der posterioren zu den anterioren Markern; x-Achse: orthogonal zur y- und z-Achse) gebildet. Im zweiten Fall wurde bei gleicher y-Achse der zusätzliche Lumbalmarker als neuer Ursprung definiert, die z-Achse als Orthogonale zur entsprechend abweichender Ebene aus y-Achse und Vektor zwischen dem neuen Ursprung und dem Mittelpunkt der anterioren Exoskelett Marker und die x-Achse als Orthogonale.

2.3 Auswertung

Die entwickelte Methode wurde abschließend anhand der Bewegungsdaten einer Person, bei der auch mit Exoskelett fünf anatomische Beckenmarker und der zusätzliche Lumbalmarker in der Region L4/L5 angebracht werden konnten, getestet. Der Datensatz umfasste einfache Hebetätigkeiten, die in der Sagittalebene mit und ohne Exoskelett ausgeführt wurden.

Für die Beurteilung der Rekonstruktion wurden im oben beschriebenen Datensatz sowohl die linearen Abstände der rekonstruierten zu den geklebten Markern als auch die jeweils resultierenden Hüftwinkel deskriptiv mittels des root mean square error (RMSE, dt. Wurzel des quadratischen Mittels der Differenzen) verglichen. Die Berechnung der Hüftgelenkszentren für die Winkelberechnung erfolgte nach dem Plug-In Gait Standard über die Regression von Davis et al. (1991).

3. Ergebnisse

Im Vergleich der Rekonstruktion mit dem auf Exoskelett-Markern basierenden Koordinatensystem konnte eine mittlere Abweichung über alle verglichenen Marker in den dynamischen Versuchen von 47 ± 18 mm (MW ± 1 SD; maximale Abweichung: 89 mm) zu den geklebten festgestellt werden. Durch die Ergänzung um den zusätzlichen lumbalen Marker wurde für den Vergleich eine mittlere Abweichung der Marker von 21 ± 17 mm (maximale Abweichung: 34 mm) gefunden.

Für die Hüftwinkel ergaben sich aus der Berechnung, mittels der Rekonstruktion auf Basis der Exoskelett-Marker, mittlere Abweichungen von $1,1^\circ$ bis $4,6^\circ$ RMSE (maximale Abweichung $6,6^\circ$) in den Komponenten des linken und rechten Hüftgelenkwinkels. Die Abweichung der Hüftwinkel, welche zusammen mit dem lumbalen Referenzmarker berechnet wurden, lagen in einem Bereich von $1,2^\circ$ bis $4,0^\circ$ RMSE (maximale Abweichung: $4,5^\circ$).

4. Diskussion

Durch die Hinzunahme eines lumbalen Referenzmarkers konnte die Positions-Abweichungen der Rekonstruktionen im Vergleich zu den geklebten Markern reduziert werden. Der mittlere Fehler zwischen geklebten und rekonstruierten Markern lag in dieser Bedingung bei 21 ± 17 mm. Für eine Einordnung dieser Abweichung berichteten della Croce et al. (1999) eine zu erwartende Interrater-Variabilität von bis zu 24 mm bei der Anbringung von Beckenmarkern. Zusammen mit den von Camomilla et al. (2017) berichteten Bewegungsartefakten für Beckenmarker durch Hautverschiebungen von im Median 9 mm, lagen die Ergebnisse in einem vergleichbaren Bereich.

Die mittlere Abweichung der Hüftwinkel lag im Vergleich zur Referenz für beide Rekonstruktionsansätze bei $< 5^\circ$. Da bei den analysierten Bewegungen in der Sagittalebene im Wesentlichen nur Flexion und Extension des Hüftgelenks auftraten, lässt sich auf dieser Basis noch keine Aussage über mögliche Abweichungen bei Ad- bzw. Abduktions- oder Rotationsbewegungen treffen.

Bevor eine konkrete Handlungsempfehlung für den Umgang mit nicht anbringbaren Beckenmarkern formuliert werden kann, müssen weitere Größen, wie die Position der Hüftgelenkszentren und die Rekonstruktion von Bewegungen außerhalb der Sagittalebene näher untersucht werden. Zusätzlich muss der Effekt der Rekonstruktion auf weitere kinematische und auch dynamische Parameter analysiert werden.

5. Fazit

In der aktuellen Analyse konnte das Anbringen eines einzelnen Referenzmarkers in der Lumbalregion den Fehler bei der Rekonstruktion der Beckenmarker ca. halbieren. Demgegenüber scheint die Berechnung des Hüftgelenkwinkels bei Bewegungen in der Sagittalebene weniger von der alternativen Platzierung der Marker auf dem Beckengürt beeinflusst zu werden.

Ob sich die Methode auch auf andere Probanden, Exoskelette und Bewegungen übertragen lässt, kann anhand dieser Daten jedoch noch nicht geschlossen werden und weitere Untersuchungen sind notwendig.

6. Literatur

- Camomilla V, Bonci T, Cappozzo A, 2017. Soft tissue displacement over pelvic anatomical landmarks during 3-D hip movements. *Journal of Biomechanics* 62, 14–20.
- Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR, 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 10, 575–587.

- della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan DC, 1999. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput* 37, 155–161.
- Glitsch U, Bäuerle I, Hertrich L, Heinrich K, Liedtke M, 2020. Biomechanische Beurteilung der Wirksamkeit von rumpfunterstützenden Exoskeletten für den industriellen Einsatz. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 74, 294–305.
- Graham RB, Smallman CL, Sadler EM, Stevenson JM, 2013. Interjoint coordination and the personal lift-assist device. *J Appl Biomech* 29, 194–204.
- Koopman AS, Kingma I, de Looze MP, van Dieën JH, 2020. Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *J Biomech* 102, 109486.
- Luger T, Bär M, Seibt R, Rimmel P, Rieger MA, 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, 103530–103530.
- Madinei S, Alemi MM, Kim S, Srinivasan D, Nussbaum MA, 2020. Biomechanical assessment of two back-support exoskeletons in symmetric and asymmetric repetitive lifting with moderate postural demands. *Applied Ergonomics* 88, 103156–103156.
- Näf MB, Koopman AS, 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, 1–16.
- Schmalz T, Colienne A, Bywater E, Fritzsche L, Gartner C, Bellmann M, Reimer S, Ernst M, 2022. A Passive Back-Support Exoskeleton for Manual Materials Handling: Reduction of Low Back Loading and Metabolic Effort during Repetitive Lifting. *IISE Trans Occup Ergon Hum Factors* 10, 7–20.
- Ulrey BL, Fathallah FA, 2013a. Effect of a personal weight transfer device on muscle activities and joint flexions in the stooped posture. *J Electromyogr Kinesiol* 23, 195–205.
- Ulrey BL, Fathallah FA, 2013b. Subject-specific, whole-body models of the stooped posture with a personal weight transfer device. *J Electromyogr Kinesiol* 23, 206–215.
- Young AJ, Foss J, Gannon H, Ferris DP, 2017. Influence of Power Delivery Timing on the Energetics and Biomechanics of Humans Wearing a Hip Exoskeleton. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 5, 4–4.

Förderhinweis: Diese Arbeit wurde vom Bundesministerium für Bildung und Forschung durch das Projekt workHEALTH (Förderkennzeichen 01EC1905B, 01EC1905C und 01EC1905D) unterstützt.



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