

Kinematische Evaluation eines aktiven Exoskeletts

Christina HARBAUER, Verena KNOTT, Liesa HERGETH, Klaus BENGLER

*Lehrstuhl für Ergonomie, Fakultät für Maschinenwesen, Technische Universität
Boltzmannstraße 15, D-85748 Garching b. München*

Kurzfassung: Für die Evaluation von Exoskeletten ist nicht nur eine lokale bzw. globale Messung der Beanspruchungsreduktion und die subjektive Einschätzung der NutzerInnen wichtig, sondern auch eine frühzeitige Bewertung der Kinematik zur Vermeidung von Ausrichtungsfehlern, Zwangshaltungen und Störungen im Bewegungsablauf des Menschen. Die vorliegende Studie beschreibt die Evaluation der Kinematik eines prototypischen aktiven Exoskeletts mithilfe eines inertialsensor-basierten Bewegungserfassungssystems. Über die Analyse der Winkelbereiche, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der beteiligten Gelenke konnten Optimierungspotentiale für das körpergetragene System identifiziert werden.

Schlüsselwörter: Exoskelett, Kinematik, Evaluation, Lastenhandhabung, körpergetragene Hebehilfe, Assistenzsystem

1. Einleitung und Motivation

Angesichts der zunehmenden Verbreitung von Exoskeletten ist die Bewertung der Eignung für spezifische Arbeitsaufgaben wichtig, um den ergonomischen Einsatz der physischen Assistenzsysteme sicherzustellen.

Zur Evaluation von Exoskeletten wurden bereits verschiedene Methoden entwickelt um die Reduktion von Belastung und Beanspruchung bei der Arbeitsaufgabe durch das jeweilige System objektiv zu erfassen. Hierbei werden meistens Messungen mithilfe von EMG (Looze, Bosch, Krause, Stadler & O'Sullivan, 2016), Nahinfrarotspektroskopie (Muramatsu & Kobayashi, 2014) oder mittels Spiroergometrie (Knott, 2017) durchgeführt. Auch kinematische Bewertungen werden in der Literatur für die Analyse eines neuen Systems zur physischen Assistenz bei manuellen Tätigkeiten herangezogen. Hierbei kann beispielsweise die Übereinstimmung der Drehachsen der menschlichen und mechanischen Gelenke während der Bewegung überprüft werden (Plegge, 2016) oder mithilfe von Kraftmessplatten über die Berechnung der Drehmomente auf die in den Gelenken wirkenden Kräfte geschlossen werden (Benker, Heinrich & Brüggemann, 2016).

Die genannten Arten der kinematischen Evaluation eignen sich eher zur Überprüfung der mechanischen Konstruktion, im Sinne der Platzierung von Drehachsen, sowie der Auslegung von Segmentlängen der Exoskelettkomponenten und Anbindungsstellen an den Körper. Für die Überprüfung von regelungstechnischen Parametern ist diese Art der Evaluation nicht ausreichend. Beispielsweise die Steuerung des Verlaufs der Beschleunigung, beziehungsweise Verzögerung, durch verbaute Elektromotoren oder der Dämpfungsgrad der implementierten Regler, sowie deren Auswirkungen auf die menschliche Bewegung können mit den erwähnten Methoden nicht überprüft werden.

Die Untersuchungen von Zanotto, Akiyama, Stegall & Agrawal (2015) zeigen, dass Verschiebungen zwischen den Drehachsen von Knie- zu Exoskelett-Gelenken keinen sehr großen Einfluss auf den Nutzer haben, solange das System eine geeignete Regelung zur Trägheitskompensation hat und halbstarre Körperanbindungen besitzt. Somit ist die Auslegung einer geeigneten Regelung des Exoskeletts genauso wichtig, wie die Auslegung der mechanischen Struktur, und sollte auch bei der kinematischen Evaluation mitberücksichtigt werden. Eine Methode, die für eine solche Evaluation verwendet werden könnte, ist der Vergleich der Bewegungsprofile über die Zeit in verschiedenen Konfigurationen (Talaty, Esquenazi & Briceno, 2013). Jedoch besteht hier die Herausforderung, dass diese Vorgehensweise eher zu Ungenauigkeiten neigt, da der genaue Startzeitpunkt schwierig standardisiert aus Bewegungsdaten zu erfassen ist, und hohen Toleranzen unterliegen kann.

Deshalb wird in der im Folgenden beschriebenen Methodik unter anderem auf die Beschleunigungen und Geschwindigkeiten der Gelenke mit und ohne Exoskelett geachtet. Diese wird anhand der kinematischen Evaluation des Prototyps aus dem BMBF-geförderten Projekts „körpergetragene Hebehilfe“ dargestellt.

2. Methodik

Für die Evaluation wird eine Untersuchungsumgebung in Laborbedingungen gewählt, um ein standardisiertes, reproduzierbares Versuchsdesign zu gewährleisten. Das zu evaluierende System wurde für die physische Assistenz in der Kommissionierung konzipiert, weshalb auch ein Versuchsaufbau gewählt wird, welcher die wichtigsten Umgebungsparameter eines Kommissionierarbeitsplatzes abbildet. Zur Erfassung der Gelenkwinkel, beziehungsweise der Bewegungsgeschwindigkeiten und entsprechenden Beschleunigungen wird das inertialsensor-basierte Bewegungserfassungssystem CAPTIV Motion der Firma TEA verwendet.

Über einen einfaktoriellen Versuchsplan in zweifach gestufter Form (UV1: ohne Exoskelett; UV2: mit Exoskelett) wird untersucht, zu welchen Unterschieden es in der Bewegungsausführung kommt.

2.1 Versuchsaufbau

Zur Abbildung eines für die Kommissionierung üblichen Arbeitsplatzes, wie er auch in Knott & Bengler (2017) beschrieben wird, wurden zwei gegenüberliegende Arbeitsstationen aufgebaut, von welchen im Wechsel ein Paket mit den Maßen 310 mm x 220 mm x 250 mm (L x B x H) und einem Gewicht von 6,5 kg aufgenommen und auf der anderen Station wieder abgesetzt werden sollte. Dazwischen befand sich ein mit einer rutschfesten Matte ausgelegter Bewegungsraum mit einer Distanz von 1,5 Metern zwischen den Arbeitsplätzen. In der Mitte dieses Bewegungsfreiraumes ist eine Markierung für die Startpositionen der Versuchspersonen aufgetragen.

Um den Fall der höchsten Beanspruchung abzubilden, in welchem ein Exoskelett potentiell den größten positiven Unterstützungseffekt hätte, wurde eine Station auf die jeweilige Kniehöhe der Versuchspersonen eingestellt, und die andere auf deren Schulterhöhe (Abbildung 1).

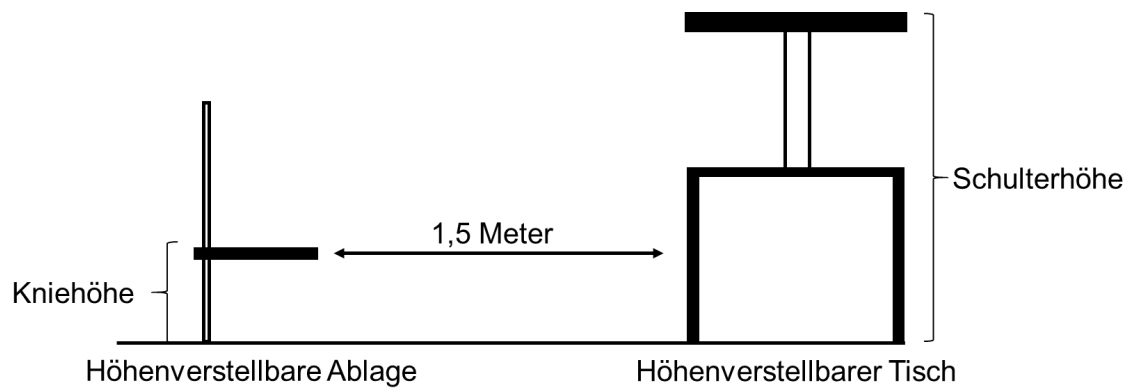


Abbildung 1: Beispielhafter Versuchsaufbau

2.2 Körpergetragene Hebehilfe

Der resultierende Prototyp aus dem BMBF geförderten Projekt „körpergetragene Hebehilfe“ (Knott & Bengler, 2017), besteht aus einem aktiven Oberkörper- und einem passiven Unterkörpermodul. Da die Regelungsparameter der verbauten Elektromotoren bewertet werden sollen, wird im Folgenden nur das Oberkörpersystem betrachtet. Dieses nutzt zur aktiven Unterstützung der Flexion der Schulter und des Ellenbogengelenks jeweils einen Elektromotor. Die Innen- und Außenrotation wird mithilfe eines passiven Gelenks ermöglicht (Abbildung 2).

Das System wird über ein rucksackähnliches Tragegurtsystem an den Rücken und über Schalen an den Unterarmen des menschlichen Körpers befestigt.

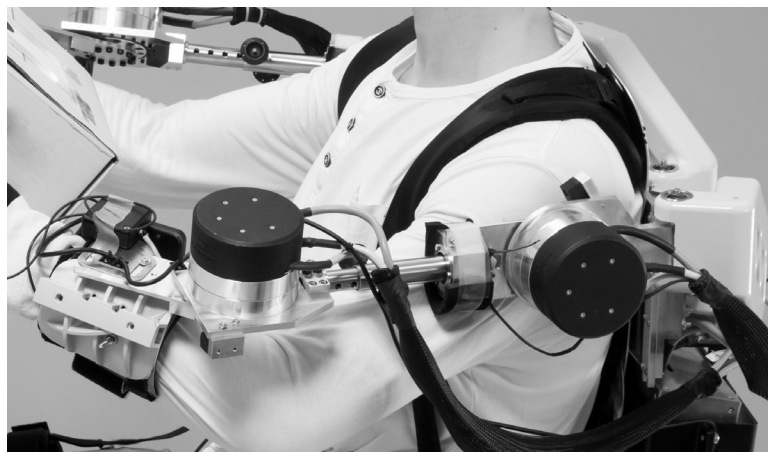


Abbildung 2: Die aktive Unterstützung an Ellenbogen und Schulter des Oberkörpersystems der körpergetragenen Hebehilfe im angelegten Zustand

2.3 Bewegungserfassungssystem CAPTIV Motion

Im Gegensatz zu kamerabasierten Bewegungserfassungssystemen bietet das inertialsensor-basierte Bewegungserfassungssystem CAPTIV Motion den Vorteil, dass Verdeckungen und Reflexionen durch das Exoskelett die Messungen nicht stören. Durch einen Pretest konnte auch eine starke Beeinträchtigung der in den Sensoren verbauten Magnetometern durch eventuelle elektromagnetische Felder des Exoskeletts ausgeschlossen werden.

2.4 Studienablauf

Zu Beginn der Studie werden zunächst relevante anthropometrische Daten, die Körperhöhe und die Längenmaße der Arme und Beine, erfasst und in die CAPTIV-L7000 Premier Software, Version 2.3.4, eingegeben.

In zwei Stufen muss die Versuchsperson zunächst definierte Aufgaben erledigen. Hier werden zuerst Beweglichkeitstests durchgeführt, in diesem Fall für den Oberkörper nach der „Neutral-0-Methode“ (Salis-Soglio, 2015). Anschließend führt die Versuchsperson folgende definierte Tätigkeit aus: Hebebewegungen mit der beschriebenen Last von 6,5kg von Kniehöhe auf Schulterhöhe und zurück. Dabei wird ein Takt von vier Sekunden für jede Bewegungsphase vorgegeben, was in der Auswertung die Identifikation des Startzeitpunktes der jeweiligen Bewegungsphasen ermöglicht. Die Bewegungsphasen gliedern sich hierbei wie in Abbildung 3 gezeigt auf. Diese standardisierten Tätigkeiten werden drei Mal wiederholt und nach dem zweistufigen Versuchsplan dreimal mit und dreimal ohne Exoskelett durchgeführt. Zur Vermeidung von Reihenfolgeeffekten wird die Reihenfolge bei jeder Versuchsperson vertauscht.

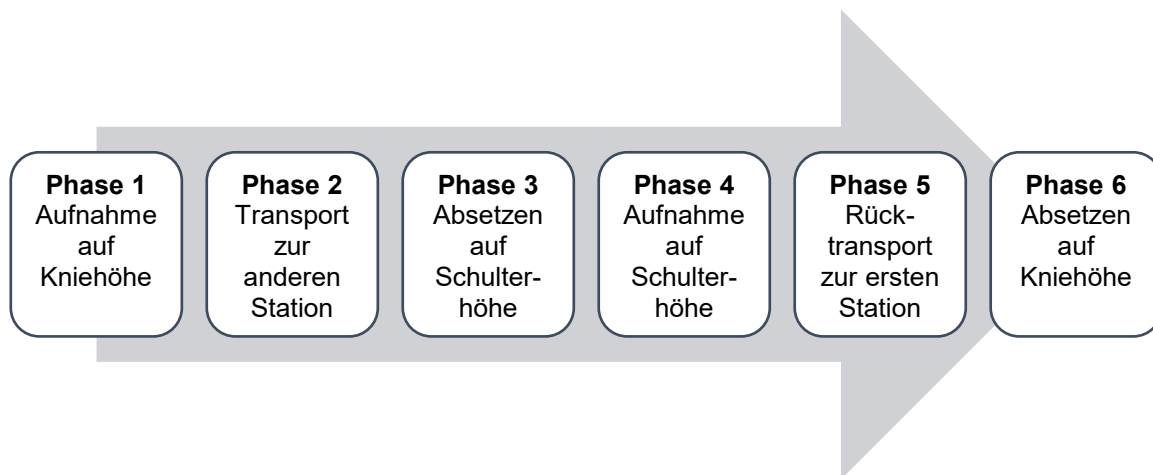


Abbildung 3: Die sechs Phasen der standardisierten Tätigkeit für die Evaluation des Oberkörper-Exoskeletts

Des Weiteren erfolgt eine subjektive Befragung der Testpersonen zur Usability.

3. Ergebnisse

Für die Auswertung in diesem Anwendungsfall im Kontext der Regelungsoptimierung, sind lediglich die Gelenkwinkel und die Winkel-Geschwindigkeiten, beziehungsweise -Beschleunigungen für die Flexion des Ellenbogens und der Schulter von Relevanz, da hier in die Elektromotoren des Exoskeletts die Studienteilnehmer aktiv unterstützten.

Für die Phasen 1, 3, 4, und 6 werden die Extremwerte betrachtet, da hier eine große, dynamische Bewegung in den Armen stattfindet. In den beiden Transportphasen 2 und 5 wird in den Armen eine statische Haltetätigkeit ausgeführt, weshalb in diesem Fall der Median betrachtet wird.

Es wurde eine Stichprobe von $n = 25$ Personen untersucht, wobei eine Probandin aufgrund von Schwierigkeiten mit dem System ausgeschlossen wurde. Aufgrund von

Messfehlern durch das CAPTIV Motion System wurden in Einzelfällen die Messdaten einzelner Gelenke ausgeschlossen.

3.1 Ellenbogen

Signifikante Unterschiede der Gelenkwinkel des Ellenbogens können in allen sechs Phasen festgestellt werden. Dabei sind die maximalen Gelenkwinkel mit Exoskelett deutlich geringer als ohne.

Bei den Winkelgeschwindigkeiten in den Phasen 1, 3, 4, und 6 treten mit Exoskelett signifikant geringere Geschwindigkeiten der Ellenbogen-Extension auf. Dies gilt auch in der Flexion, wobei signifikante Werte nur in Phasen 1 und 3 bei den Lastaufnahmen beidseitig und in Phase 6 bei dem Ablegen auf Kniehöhe nur auf der rechten Seite auftreten. In der Transportphase 2 zeigen sich auch signifikant geringere Geschwindigkeiten im Median und in der Transportphase 5 kehrt sich die Richtung der Bewegung von Flexion ohne Exoskelett in Extension mit Exoskelett um.

Die Winkelbeschleunigungen zeigen in den meisten Fällen keine Signifikanzen, außer in Phase 4, wo ein geringeres Verzögern, und in Phase 6, wo ein geringeres Beschleunigen stattfinden.

3.2 Schulter

Die Flexionswinkel in der Schulter zeigen in allen Phasen signifikante Unterschiede. Dabei reduzieren sich die durchschnittlichen Bewegungsräume in den Phasen 1, 3, 4, und 6 mit Exoskelett, von 41° bis 78°, im Gegensatz zu der Bewegung ohne Exoskelett, von 18° bis 56° (Tabelle 1). In den Transportphasen 2 und 4 können signifikant größere Winkel mit Exoskelett festgestellt werden.

Tabelle 1: Durchschnittliche Bewegungsräume der Hebe- und Ablage-Phasen der Ellenbogenflexion und –Extension in den unabhängigen Versuchsbedingungen mit und ohne Exoskelett.

	rechts		links	
	Ohne	Mit	Ohne	Mit
Phase 1	42,26°	31,79°	45,51°	32,32°
Phase 3	49,44°	22,58°	52,28°	19,98°
Phase 4	74,47°	55,55°	77,20°	51,82°
Phase 6	43,22°	22,08°	41,67°	18,49°

Die Winkelgeschwindigkeiten der Schulter in Flexion und Extension fallen in Phase 1 signifikant geringer aus. In Phase 3, 4, und 6 können nur für die Flexion signifikant geringere Geschwindigkeit gezeigt werden. Außerdem zeigt sich eine signifikant langsamere Extension für die linke Schulter in Phase 4. In den Transportphasen 2 und 5 lässt sich nur auf der linken Seite eine signifikante Umkehr der medialen Bewegungsrichtung von Extension zur Flexion feststellen.

Signifikante Unterschiede der Winkelbeschleunigungen zeigen sich ausschließlich bei der linken Schulter in Phase 1, 3, und 4 in der Art von geringeren Beschleunigungen beziehungsweise Verzögerungen. In der Transportphase 5 können bei der rechten Schulter signifikant geringere Beschleunigungen aufgezeigt werden.

4. Diskussion

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung decken sich mit den Aussagen aus der qualitativen Befragung der Versuchspersonen. Hier wurde oft von dem Eindruck berichtet „gegen das System“ arbeiten zu müssen. Dies spiegelt sich in den signifikanten Unterschieden zwischen den Versuchsbedingungen wider, in welchen zu meist signifikant geringere Geschwindigkeiten und Beschleunigungen gezeigt wurden.

Darauf basierend können nun die Regelungsparameter der Elektromotoren des Exoskeletts angepasst werden, um dann in einer weiteren Studie nochmals mit der beschriebenen Methodik evaluiert zu werden. Ob die Einschränkungen der Bewegungsräume, auf Basis der veränderten Extremwerte der Winkel, durch die Regelung der Elektromotoren erklärt werden können, oder auch durch die Auslegung der Gesamtkinematik bedingt sind, kann derzeit nicht eindeutig gesagt werden.

5. Literaturverzeichnis

- Benker, R., Heinrich, K. & Brüggemann, G.-P. (2016). Quantifizierung und Bewertung von Belastungen bei der Kabelbaummontage und Simulation einer Entlastung durch ein Unterstützungssystem. In R. Weidner (Hrsg.), Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. Band zur zweiten transdisziplinären Konferenz (21-30). Hamburg: Helmut-Schmidt-Universität. Zugriff am 18.09.2018.
- Knott, V. & Bengler, K. (2017). Körpergetragene Hebehilfe - Entwicklung, Aufbau und Verifikation einer körpergetragenen Hebehilfe zur Unterstützung Lasten-hebender Arbeitnehmer: BMBF Verbundprojekt : Schlussbericht zum Teilvorhaben = Lifting aid - Development and verification of body-worn lifting equipment for work support. München: Lehrstuhl für Ergonomie - Technische Universität München.
- Knott, V. C. (2017). Evaluation von Exoskeletten zur Lastenhandhabung in der Logistik mithilfe des standardisierten Einsatzes der Spiroergometrie (engl. Evaluation of Exoskeletons for Manual Load Handling in Logistics by Standardized Using of Cardiopulmonary Exercise Testing) (Ingenieurwissenschaften). München: Verlag Dr. Hut.
- Looze, M. P. de, Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59 (5), 671-681.
- Muramatsu, Y. & Kobayashi, H. (2014). Assessment of local muscle fatigue by NIRS - development and evaluation of muscle suit -. *Robomech J*, 1 (1), 46.
- Plegge, C. (2016). Bedeutung und kinematische Untersuchung der Passform eines aktiven Exoskeletts für die untere Extremität. In R. Weidner (Hrsg.), Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. Band zur zweiten transdisziplinären Konferenz (S. 13–20). Hamburg: Helmut-Schmidt-Universität.
- Salis-Soglio, G. F. von. (2015). Spezielle Messung der Beweglichkeit. In G. F. von Salis-Soglio (Hrsg.), Die Neutral-0-Methode (S. 13–54). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Talaty, M., Esquenazi, A. & Briceno, J. E. (2013). Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics* : [proceedings], 2013, 6650469.
- Zanotto, D., Akiyama, Y., Stegall, P. & Agrawal, S. K. (2015). Knee Joint Misalignment in Exoskeletons for the Lower Extremities: Effects on User's Gait. *IEEE Trans. Robot.*, 31 (4), 978-987.



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

Arbeit interdisziplinär analysieren – bewerten – gestalten

65. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

Professur Arbeitswissenschaft
Institut für Technische Logistik und Arbeitssysteme
Technische Universität Dresden

Institut für Arbeit und Gesundheit
Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung

27. Februar – 1. März 2019

GfA-Press

Bericht zum 65. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 27. Februar – 1. März 2019

**Professur Arbeitswissenschaft, Institut für Technische Logistik und Arbeitssysteme,
Technische Universität Dresden;
Institut für Arbeit und Gesundheit, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Dresden**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.
Dortmund: GfA-Press, 2019
ISBN 978-3-936804-25-6

NE: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: Jahresdokumentation

Als Manuskript zusammengestellt. Diese Jahresdokumentation ist nur in der Geschäftsstelle erhältlich.

Alle Rechte vorbehalten.

© **GfA-Press, Dortmund**

Schriftleitung: Matthias Jäger

im Auftrag der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

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

- den Konferenzband oder Teile daraus in irgendeiner Form (durch Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) zu vervielfältigen,
- den Konferenzband 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.

Screen design und Umsetzung

© 2019 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de