

Analyse der auftretenden Gelenkreaktionskräfte durch Nutzung eines weichen Exoskeletts mittels biomechanischer Simulation

Christina M. HARBAUER, Martin FLEISCHER, Wahyu Kasendra SUGIARTO,
Klaus BENGLER

*Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München
Boltzmannstraße 15, D-85748 Garching bei München*

Kurzfassung: Um den Einfluss eines weichen Exoskeletts auf den menschlichen Körper zu beurteilen, wird eine biomechanische Simulation in OpenSim vorgestellt. Die auftretenden Gelenkkräfte im Ellenbogen werden während einer Hebebewegung unter Last mit und ohne Exoskelett untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass durch die Nutzung des Exoskeletts die Gelenkkräfte im Ellenbogen verringert werden. Die Nutzung dieses Exoskeletts senkt demnach die Beanspruchung und reduziert damit Verschleiß und Schädigung des Gelenks.

Schlüsselwörter: Exoskelett, biomechanische Simulation, OpenSim, Gelenke, Belastung

1. Hintergrund

In Harbauer, Fleischer, Nguyen, Bos und Bengler (2020) wurde die Kinematik eines weichen Exoskeletts entwickelt, welches beim Heben und Tragen von Lasten die Flexion des Ellenbogens unterstützen soll. Inspiriert von der menschlichen Anatomie wird ein Seilzug aus Dyneema® lateral am menschlichen Arm entlanggeführt. Dieser greift zunächst am Handgelenk der nutzenden Person an und wird entlang des Unterarms geführt. Kurz vor dem Ellenbogen bildet das Seil mit dem Unterarm einen Hebelarm, indem es sich dort von der textilen Grundstruktur löst, und am Oberarm erst wieder geführt wird. Diese Konstruktion erlaubt ein leichtes, körpernahes Grundgerüst und ein einfaches Anlegen des weichen Exoskeletts. Bei einer ersten mathematischen Betrachtung der auftretenden Kräfte wurde ein Anteil der Kraft festgestellt, welcher proximal zum Ellenbogen zeigt, wie in Abbildung 1 dargestellt.

Theoretisch kann dieser Kraftertrag F_y in das Ellenbogengelenk zu erhöhten Kompressions- und Scherkräften innerhalb des Gelenks führen. Das Ziel von Exoskeletten für den industriellen Kontext ist jedoch die Reduktion der Beanspruchung des Menschen während physisch stark belastender Tätigkeiten. Bei der Entwicklung solcher Systeme ist es daher wichtig, dass es zu keiner Mehrbelastung des Menschen durch das Exoskelett kommt. Durch erhöhte Kompressionen und Scherkräfte kann es zu hohem Diskomfort bis hin zu Schädigungen der Gelenke kommen. Aus diesem Grund müssen potentielle Fehlstellungen und ungewollte Kräfte bei der Entwicklung der Systeme schon in einem frühen Entwicklungsstadium identifiziert und vermieden werden.

Deshalb soll für dieses weiche Exoskelett nun mithilfe von biomechanischer Simulation analysiert werden, welchen Einfluss die Nutzung des Systems auf die Gelenkreaktionskräfte und Muskelkräfte hat.

Erstrebenswert ist hierbei die Reduktion der Gelenkreaktions- und Muskelkräfte durch die Nutzung des weichen Exoskeletts. Falls eine Erhöhung der Gelenkreakti-

onskräfte festgestellt wird, müssen entsprechende Maßnahmen zur Umgestaltung getroffen werden, wie beispielsweise die Umleitung von Kräften mithilfe rigider Strukturen.

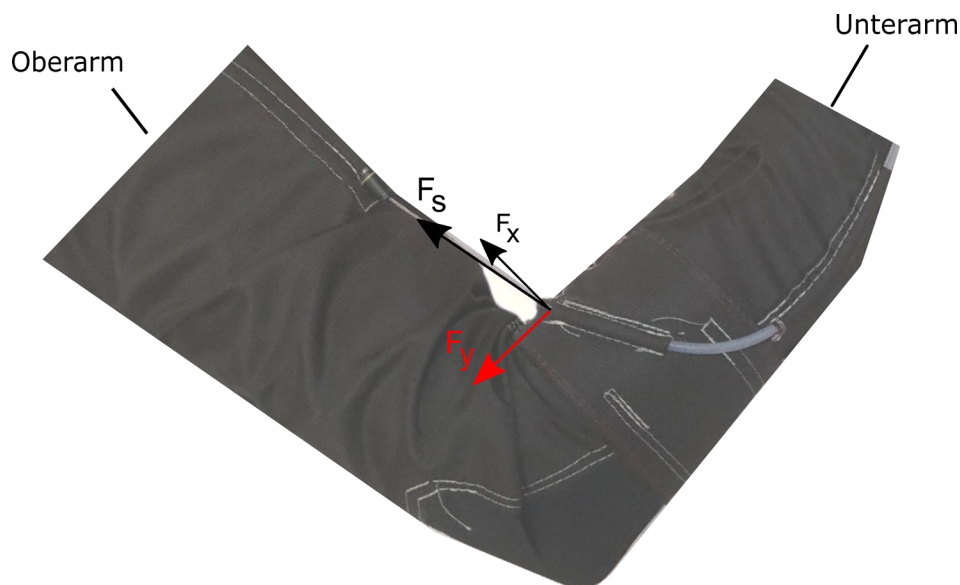


Abbildung 1: Zerlegung der Seilkraft in Kraftkomponenten in den wirksamen Anteil senkrecht zum Unterarm und einen proximalen Anteil.

2. Methodik und Aufbau

Für die biomechanische Simulation wurde das Open Source Programm OpenSIM von SimTK (Delp et al., 2007) gewählt und das Arm Modell „Upper Extremity Dynamic Model“ (Saul et al., 2015) herangezogen.

Der betrachtete Anwendungsfall ist das Heben einer Last von fünf Kilogramm mit einem Arm mit und ohne Exoskelett. Die Dimensionierung der Seilkraft ist so ausgelegt, dass eine in der Hand gehaltene Last und das Gewicht des Exoskeletts kompensiert werden. Angestrebt wird die Simulation einer Ellenbogenflexion von 0° (gestreckter Arm) bis 100° , da dies der übliche Bewegungsbereich für Hebebewegungen ist. Die Hebebewegung wird über die Dauer von einer Sekunde durchgeführt, was in einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von $130^\circ/s$ resultiert.

2.1 CAD Modell des weichen Exoskeletts

Da weiche, elastische Materialien in der OpenSim Simulationsumgebung nicht darstellbar sind, muss zunächst eine zulässige Abstrahierung des Exoskeletts gewählt werden. Die Grundstruktur des Exoskeletts besteht aus einem Cordura®-Stoff, welcher eine geringe Elastizität und hohe Reißfestigkeit besitzt. Nur an ausgewählten Stellen, wie dem Ellenbogen und unter der Achsel, wurden Einsätze aus elastischem Jersey eingesetzt, um die Bewegungsfreiheit des menschlichen Armes zu gewährleisten. Die Abstrahierung des Exoskeletts wurde so umgesetzt, dass die Cordura® Stoffelemente mit 203 g/m^2 als sehr dünne, leichte Oberflächen nachgestellt werden, da dieser Stoff Kräfte übertragen kann und eng am Körper anliegt. Die elastischen Einsätze werden nicht modelliert, da sie bei der Kraftübertragung keine funktionale Rolle spielen.

2.2 Simulationsroutine

Aus den gegebenen Randbedingungen wird in OpenSim mit inverser Kinematik der Bewegungsablauf umgesetzt. Es wird nicht der gesamte Seilverlauf simuliert, sondern nur der Teil, welcher das Moment um den Ellenbogen bewirkt, da nur dieser die Bewegung aktiv unterstützt und somit Kräfte in den Arm einbringt. Das resultierende Moment durch die Seilkraft wird in Matlab berechnet und über die Programmierschnittstellen mit Matlab als extern angreifendes Moment in die *Computed Muscle Control* (CMC) der OpenSIM Simulationsroutine eingebracht. CMC berechnet die benötigte Muskelaktivierung, um das biomechanische Modell entlang einer vordefinierten Bewegung unter dem Einfluss von extern angreifenden Momenten zu bewegen (Thelen & Anderson, 2006).

Mithilfe der *Joint Reaction Analysis* (JRA) werden in jedem Simulationsschritt die auftretenden Gelenkreaktionskräfte berechnet.

Da das verwendete „Upper Extremity Dynamic Model“ (Saul et al., 2015) wurde in der älteren Version 3.3 von OpenSim erstellt, weshalb es zu Inkompatibilitäten mit der verfügbaren OpenSim Version 4.1 gab. Dies führte dazu, dass die Anfangs- und Endwerte der Simulation aufgrund numerischer Fehler nicht gültig sind. Deshalb wurde der betrachtete Bereich der Ellenbogenflexion auf 0° bis 106° erhöht, damit zumindest für den Winkelbereich von 10° - 99° belastbare Werte geliefert werden können.

Die gesamte Simulationsroutine inklusive der resultierenden Kräfte und Momente sowie die übergebenen Variablen sind in Abbildung 2 dargestellt.

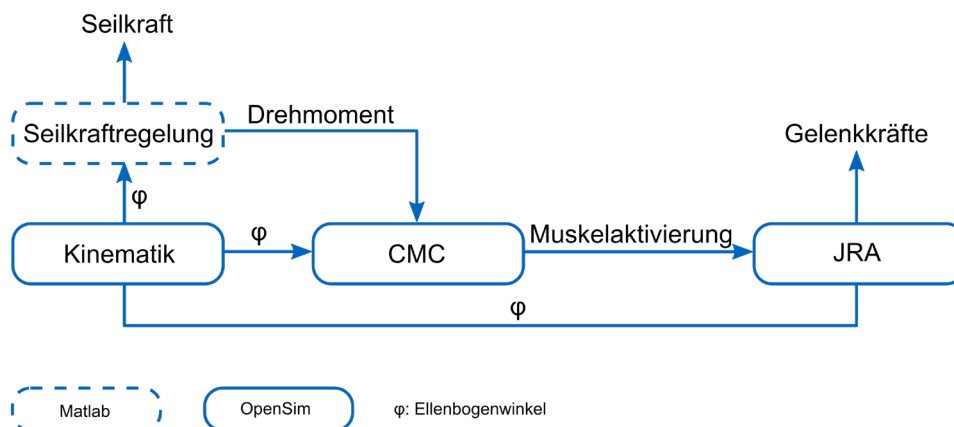


Abbildung 2: Simulationsroutine zur Implementierung der Seilkräfte und Berechnung der resultierenden Gelenkreaktionskräfte.

3. Ergebnisse der biomechanischen Simulation

In der JRA werden die Kräfte in einem linkshändigen, an den Unterarm gekoppelten Koordinatensystem betrachtet, welches dem in Abbildung 1 entspricht.

Abbildung 3 zeigt den Verlauf der einzelnen Kraftkomponenten über den Gelenkwinkel. Die auftretenden Gelenkkräfte mit Exoskelett (durchgezogene Linie) und ohne (gestrichelte Linie) Exoskelett werden gegenübergestellt. Es zeigt sich, dass die Unterstützung des Exoskeletts zu einer Reduktion der Belastung führt. Die maximal auftretenden Kräfte reduzieren sich in x-Richtung um 10,42 % von 631 N auf 565 N. F_y ist die größte auftretende Komponente und wird in Spitze um 11,45 % von 2478 N auf 2195 N reduziert. Die z-Komponente wird durch das Tragen des Exoskeletts um 16,84 % verringert, von 291 N auf 242 N. Wird der Durchschnitt von F_y über den gesam-

ten Bewegungsverlauf betrachtet, so lässt sich eine Reduktion von 7,41 % beim Tragen des Exoskeletts beobachten. Die durchschnittliche F_y ohne Exoskelett beträgt 775 N, mit Exoskelett verbleiben 718 N.

Die resultierende Kraft der drei Komponenten wird im Durchschnitt über die gesamte Bewegung um 37,26 % beim Tragen des Exoskeletts reduziert. Die durchschnittliche resultierende Kraft ohne Exoskelett beträgt 991 N, mit Exoskelett verbleiben 722 N.

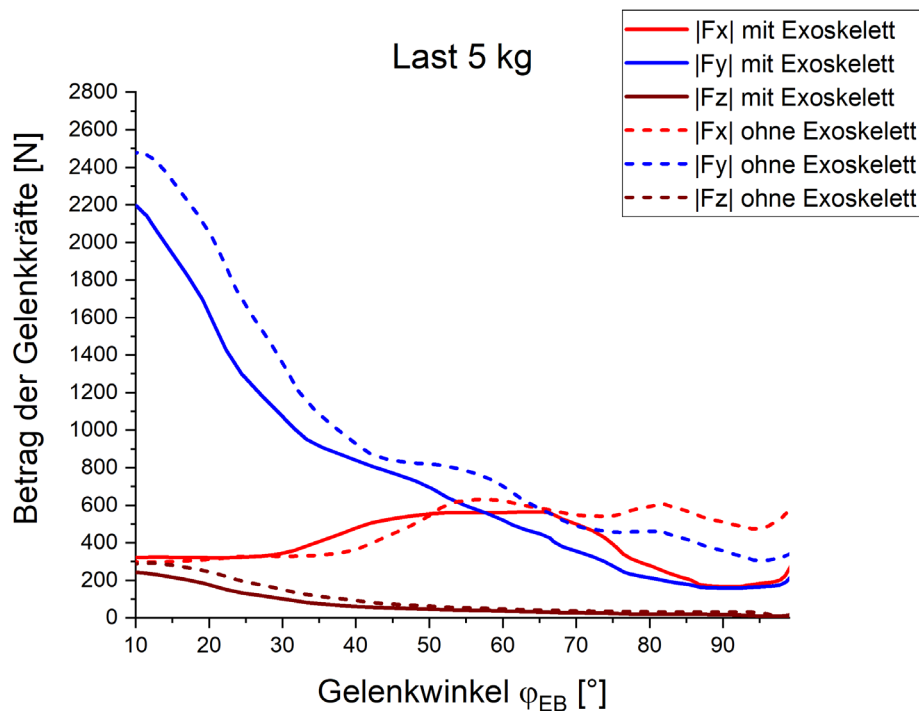


Abbildung 3: Auftretende Gelenkkräfte bei der Flexion des Ellenbogens mit und ohne Exoskelett und einer Last von 5 kg.

4. Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass der Kraftbetrag in proximale Richtung durch das weiße Exoskelett im Mittel reduziert wird. Die Spitzenkraft wird um 11,45 % verringert, befindet sich aber immer noch im Bereich von 2 kN. Im ausgestreckten Zustand ist der Winkel zwischen Unterarm und Seil sehr klein. Dadurch wirkt der größte Anteil der Seilkraft in y-Richtung und die Kraft in x-Richtung (F_x), welche für den unterstützenden Effekt bei der Ellenbogenflexion verantwortlich ist, hat nur einen geringen Anteil. Da das Wirkungsprinzip des Bizepses identisch ist, kommt es auch ohne das Exoskelett zu diesen hohen Kräften in y-Richtung. Durch eine optimierte Position des Seilangriffspunktes am Unterarm kann diese Kraftkomponente durch das Exoskelett noch weiter verringert werden. Hier wird in der weiteren Entwicklung des Prototyps eine Struktur eingebracht, die auch im ausgestreckten Zustand des Ellenbogens einen Hebelarm um das Gelenk darstellt und somit die Kraftkomponente in y-Richtung auch einen wirksamen Anteil am unterstützenden Moment hat.

Die vorgestellte Modellierung in OpenSim trifft gewisse Vereinfachungen und muss entsprechend noch validiert werden. Zum einen wird zur Berechnung der wirkenden Seilkraft ein quasistatisches Modell herangezogen und in jedem Simulationsschritt die benötigte Kraft in Abhängigkeit von dem Ellenbogenwinkel berechnet. Zum anderen wird die Bewegung mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 130°/s simuliert,

jedoch wurden in einer Studie (Harbauer, Knott, Hergeth & Bengler, 2019) bei einer vergleichbaren Bewegung Maximalwerte von bis zu 162,71°/s erfasst. Hieraus lässt sich schließen, dass in der Realität höhere Beschleunigungen auftreten. Auf Basis dieser beiden Aspekte werden in der gewählten Modellierung auftretende Trägheitseffekte nicht ausreichend berücksichtigt. Entsprechend wird in weiteren Arbeiten eine alternative Modellierung getestet und den Ergebnissen dieser Simulation gegenübergestellt.

5. Literatur

- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T. et al. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Harbauer, C., Knott, V., Hergeth, L. & Bengler, K. (2019). Kinematische Evaluation eines aktiven Exoskeletts. In 2019, Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e. V. (GfA) (Hrsg.), 65. *Frühjahrkonferenz der GfA. Arbeit interdisziplinär analysieren - bewerten - gestalten*. GfA Press.
- Harbauer, C. M., Fleischer, M., Nguyen, T., Bos, F. & Bengler, K. (2020). Too Close to Comfort? A New Approach of Designing a Soft Cable-Driven Exoskeleton for Lifting Tasks under Ergonomic Aspects. In *IRCE 2020. 2020 the 3rd International Conference on Intelligent Robotic and Control Engineering : August 10-12, 2020, Oxford, UK* (S. 105–109). Piscataway, NJ: IEEE.
- Saul, K. R., Hu, X., Goehler, C. M., Vidt, M. E., Daly, M., Velisar, A. et al. (2015). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(13), 1445–1458. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.916698>
- Thelen, D. G. & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1107–1115. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.010>



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

Arbeit HUMAINE gestalten

67. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie (WiPs)
Ruhr-Universität Bochum

Institut für Arbeitswissenschaft (IAW)
Ruhr-Universität Bochum

3. - 5. März 2021

GfA-Press

Bericht zum 67. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 3. - 5. März 2021

**Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie, Ruhr-Universität Bochum
Institut für Arbeitswissenschaft, Ruhr-Universität Bochum**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.
Dortmund: GfA-Press, 2021
ISBN 978-3-936804-29-4

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 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.

Screen design und Umsetzung

© 2021 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de