

# Exoskelette zum Heben von Lasten - Biomechanische Simulationen eines zweidimensionalen Starrkörpermodells des Menschen mit ANSYS

Wallsberger, R.<sup>1</sup>; Masri, M. A.<sup>1</sup>; Zawatzki, J.<sup>2</sup>; Hahnemann, Y.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hochschule für Technik und Wirtschaft Berlin

<sup>2</sup> Beuth Hochschule für Technik Berlin

E-Mail: Yannis.Hahnemann@htw-berlin.de

## Kurzfassung

In der vorliegenden Arbeit wird ein vereinfachtes Starrkörpermodell eines Menschen, das „Unisex-Modell“, auf Grundlage der DIN 33402-2 erstellt. Damit werden biomechanische Simulationen in *ANSYS Rigid Body Dynamics* durchgeführt, um die Momente in Knie- und Hüftgelenken bei Hebebewegungen zu bestimmen. Ziel ist es, die Auswirkungen eines Exoskeletts (max. Stützmoment 23 Nm) auf diese Momente zu ermitteln. Für diese Simulationen werden die Gelenkwinkel während der Hebebewegung mittels 2D Motion Capturing von sechs Proband:innen gemessen. Die Ergebnisse der Simulation zeigen, dass ein Exoskelett das Moment in der Hüfte bei einer Hebelast von 5 kg um bis zu 14 % reduziert. Außerdem wird die Belastung auf das Kniegelenk durch das Eigengewicht des Exoskeletts erhöht.

## Einleitung

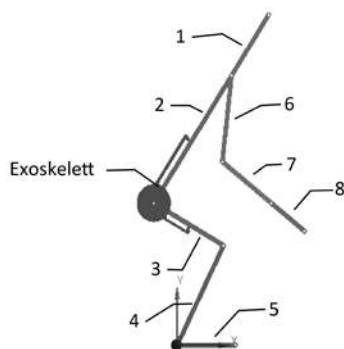
Im Rahmen des IFAF-Projekts „*Exoskelett nach dem Prinzip elastischer Insektenlokomotion*“ (EPI) [1] werden passive Exoskelette zur Lastenhandhabung entwickelt und Prototypen entworfen. Die auftretenden Belastungen des menschlichen Körpers bei deren Verwendung sind aufwendig zu ermitteln und werden deshalb in dieser Arbeit mit Hilfe einer biomechanischen Simulation in der Software *ANSYS Rigid Body Dynamics* [2] simuliert.

## Methode

Hierfür wird eine vereinfachte Darstellung des Menschen als Starrkörpermodell verwendet, welches eine Hebebewegung ausführt. Um ein breites Spektrum der Gesellschaft abzubilden, wird das „Unisex-Modell“, bestehend aus Starrkörpern, auf Grundlage der DIN 33402-2 [3] erstellt. Aus dieser wird jeweils für Männer und Frauen der Altersgruppe 18 - 65 Jahre der Wert des 50. Perzentils ausgewählt und das arithmetische Mittel gebildet. Daraus ergibt sich für das „Unisex-Modells“ eine Gesamtgröße

von 168,9 cm und eine Gesamtmasse von 72,5 kg. Es setzt sich aus acht Starrkörpern zusammen, bei denen die Hüfte und unterer Rücken sowie Kopf und Hals jeweils als ein Element zusammengefasst werden (siehe Abb. 1).

Als Eingangsvariablen für die Simulation werden, wie bei Hwang et al. [4], exakte Winkelverläufe der Gelenke während der Hebebewegung benötigt. Diese werden aus einem 2D Motion Capturing von 6 Proband:innen (3 ♂, 3 ♀) erzeugt. Diese haben ein Alter von  $33,17 \pm 9,39$  Jahren, eine Größe von  $175 \pm 8$  cm und ein Gewicht von  $72,17 \pm 12,38$  kg. Jeweils zwei Hebebewegungen pro Person werden mittels der Tracking Software *Tracker* [5] analysiert und der zeitliche Verlauf der Gelenkwinkel ermittelt. Die Proband:innen heben eine Wasserkiste (10 kg) vom Boden an und führen diese in eine Position vor den Körper mit rechtwinkligen Armen. Die daraus gemittelten Werte werden als Bewegungsmuster in *ANSYS* implementiert. Untersucht wird die Kinematik symmetrischen Hebens aus den Knien (squat lifting) jeweils mit und ohne Verwendung des Exoskeletts in einer 2D Simulation.



Starrkörper/Körperteil mit Positionsnummer	Länge in mm	Masse einzeln in kg	Masse gesamt in kg <sup>1)</sup>	Position des SP in mm <sup>2)</sup>
1 Kopf mit Hals	290	5,08	5,08	145
2 Torso	608	31,18	31,18	295
3 Oberschenkel	348	8,27	16,53	198
4 Unterschenkel	443	3,84	7,69	252
5 Fuß	255	1,31	2,61	145
6 Oberarm	343	2,61	5,22	195
7 Unterarm	270	1,60	3,19	154
8 Hand	183	0,51	1,02	128

Abbildung 1: Gesammelte Werte für das zweidimensionale mechanische „Unisex-Modell“,

<sup>1)</sup> die Starrkörper 3-8 gehen doppelt in die Gesamtmasse ein,

da jeweils zwei Körperteile zu einem zusammengefasst werden,

<sup>2)</sup> Dieser Wert ist die Länge zwischen Schwerpunkt (SP) und unterem Ende des Starrkörpers, z.B. für den Unterschenkel zwischen Schwerpunkt und Fußgelenk und für den Oberarm zwischen Schwerpunkt und Ellbogengelenk.

Als rumpfunterstützendes Exoskelett wurde ein Funktionsmodell, ähnlich zu kommerziell vertriebenen Produkten (*Laevo* [6], *Paexo Back* [7], *BackX* [8]), integriert. Es hat ein Gewicht von 2 kg und ein maximales Unterstützungsmoment von 23 Nm, mit einer Rate von  $0,23 \text{ Nm/}^\circ$ . Diese Werte sind an die Arbeit von Glitsch et al. [9] angelehnt. Das Funktionsmodell ist in der Simulation, wie in Abb. 1 gezeigt, konzentrisch zum Hüftgelenk positioniert und stützt sich an Torso und Oberschenkel ab.

## Ergebnis

In Abb. 2 ist zu sehen, dass die Verwendung dieses Exoskeletts das Moment im Hüftgelenk bis zu 14 % reduziert. Zusätzlich wurde beobachtet, dass das Eigengewicht des Exoskeletts das Moment im Kniegelenk erhöht.

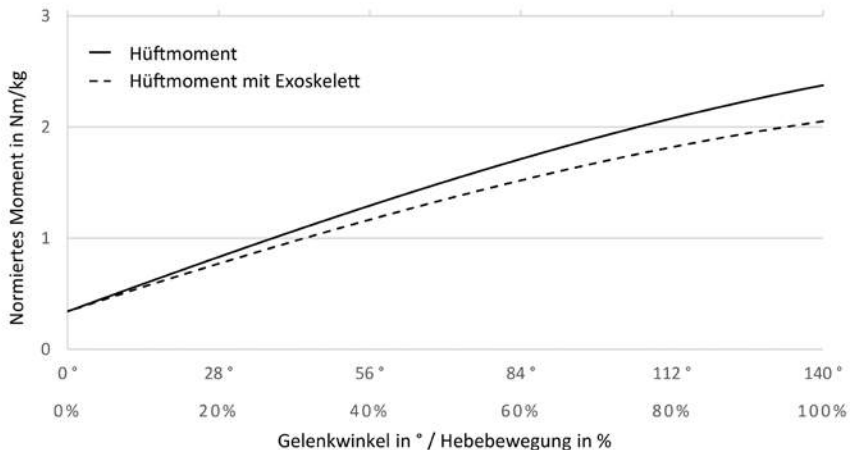


Abbildung 2: Die Reduktion des Moments im Hüftgelenk durch das Exoskelett. Das Moment ist auf das Körpergewicht normiert und über den Gelenkwinkel des Hüftgelenks korrelierend zur prozentualen Hebebewegung aufgetragen.

## Diskussion

Für die Verwendung der vereinfachten Simulation mit *ANSYS* spricht die gute Übereinstimmung der Ergebnisse mit anderen Studien [9-11], die teilweise deutlich detaillierte Simulationsmodelle verwenden. Es wird gezeigt, dass eine Verschiebung der Position des Exoskeletts einen bedeutenden Einfluss auf das Moment im Hüftgelenk hat. Bei cranialer Verschiebung werden die Momente weiter reduziert (um ungefähr 17 %), bei einer dorsalen Verschiebung erhöht sich das auftretende Moment. Das verdeutlicht den Einfluss der Positionierung des Exoskeletts auf das Hüftmoment. Somit muss für eine detaillierte Simulation eine präzisere Definition der Kontaktpunkte am Funktionsmodell vorgenommen werden.

Ein bisher wenig beschriebener Aspekt ist die deutliche Erhöhung des Moments im Knie, besonders in der gehockten Position (100% der Hebebewegung), durch eine vergleichsweise geringe Gewichtskraft des Exoskeletts. Die dorsale Positionierung führt zu einer nachteiligen Änderung des Momentengleichgewichtes um das Knie.

## Schlussfolgerung

Mit dieser Arbeit wird gezeigt, dass *ANSYS* eine funktionelle Alternative zu den spezialisierten biomechanischen Simulationsprogrammen *AnyBody* [12] und *OpenSIM* [13] sein kann. Es eignet sich im Entwicklungsprozess eines Exoskeletts für die Abschätzung der Wirkweise, um den Aufwand detaillierter Simulationen zu minimieren. Für die Fortführung des EPI-Projekts können so neuartige Konzepte mit flexiblen Stäben als passive Energiespeicher validiert und optimiert werden.

## Literatur

- [1] EPI: *Exoskelett nach dem Prinzip elastischer Insektenlokomotion*. Online verfügbar unter <https://www.ifaf-berlin.de/projekte/epi/>.
- [2] ANSYS, Inc. (2021): ANSYS. Version Workbench 2020 R1: ANSYS, Inc. Online verfügbar unter <https://www.ansys.com>, zuletzt geprüft am 22.01.2021.
- [3] DIN 33402-2:2005-12. *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte*
- [4] S. Hwang, Y. Kim und Y. Kim, *Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting* (eng), BMC musculoskeletal disorders, Jg. 10, S. 15, 2009, doi: 10.1186/1471-2474-10-15
- [5] Brown, D. Hanson, R. und Christian, W.: Tracker - Video and Modeling Tool. 5.1.5. Open Source Physics. [Online]. Verfügbar unter: <https://physlets.org/tracker/>
- [6] Leavo Exoskeleton: Laevo V2. Online verfügbar unter <https://www.laevo-exoskeletons.com/>.
- [7] Ottobock Industrials (2020): Paexo Back - Das Exoskelett für die Entlastung des Rückens. Online verfügbar unter <https://paexo.com/paexo-back/>, zuletzt aktualisiert am 26.02.2020, zuletzt geprüft am 26.02.2020.
- [8] suitX (2021): suitX | Affordable, Modular, Intelligent Exoskeletons. Online verfügbar unter <https://www.suitx.com/>, zuletzt aktualisiert am 22.01.2021, zuletzt geprüft am 22.01.2021.
- [9] Glitsch, U., Bäuerle, I., Hertrich, L., Heinrich, K., & Liedtke, M. (2019). *Biomechanische Beurteilung der Wirksamkeit von rumpfunterstützenden Exoskeletten für den industriellen Einsatz*. Zeitschrift Für Arbeitswissenschaft, 21(5), 456.  
<https://doi.org/10.1007/s41449-019-00184-9>
- [10] Koopman, Axel S.; Kingma, Idsart; Faber, Gert S.; Looze, Michiel P. de; van Dieën, Jaap H. (2019): *Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks*. In: Journal of biomechanics 83, S. 97–103. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.11.033.
- [11] Koopman, Axel S.; Kingma, Idsart; Looze, Michiel P. de; van Dieën, Jaap H. (2020): *Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting*. In: Journal of biomechanics 102, S. 109486. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.109486.
- [12] AnyBody Technology A/S: AnyBody: AnyBody Technology A/S. Online verfügbar unter <http://www.anybodytech.com/>, zuletzt geprüft am 30.11.2020.
- [13] Simbios: OpenSim. Online verfügbar unter <https://simtk.org/>