

In vivo Belastung von Knie, Hüfte und Wirbelsäule beim frontalen Heben von 10 kg

Alwina BENDER, Jörn DYMKE, Philipp DAMM

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

Kurzfassung: Die Auswahl biomechanisch unkritischer Hebetechniken ist des hohen Risikos aufgrund des hohen Risikos chronischer Muskel-Skelett-Erkrankungen von großer Bedeutung. Ziel der Studie war es, die in vivo wirkenden Belastungen und deren Lastrichtung mittels instrumentierter Implantate an Wirbelsäule, Hüfte und Knie direkt zu messen und so zwei typischen Hebetechniken – mit gebeugten oder gestreckten Knien – zu untersuchen. Die gemessenen Belastungen in Knie, Hüfte und der unteren Wirbelsäule zeigten jedoch in sehr schmalen Intervallen der Gesamtbewegung signifikante Unterschiede zwischen den beiden Hebetechniken. Die Lastrichtungswinkel zeigten hingegen an Hüfte und Knie deutliche signifikante Unterschiede. Der direkte Vergleich der beiden Hebetechniken zeigte, dass primär die Orientierung, aber nicht die in vivo auftretende Belastungshöhe beeinflusst wird.

Schlüsselwörter: In vivo, Gelenkbelastung, Hebetechniken, Hüfte, Knie, Wirbelsäule

1. Einführung

Mechanische Überbelastungen beim Heben gelten als ein wesentlicher Risikofaktor für die Entwicklung chronischer Muskel-Skelett-Erkrankungen und Rückenschmerzen (Canetti et al., 2020; Coenen et al., 2014; Muraki et al., 2009; Sulsky et al., 2012). Die Wahl einer biomechanisch unkritischen Hebetechnik ist somit aufgrund des hohen Verletzungsrisikos und deren Langzeitfolgen von großer Bedeutung (Bazrgari et al., 2007; Zaman et al., 2022). Realistische und auf direkten in vivo Messungen basierende Daten über die tatsächlich wirkenden Belastungen des muskuloskelettalen Systems im Arbeitsalltag, stehen auch heute immer noch in nur sehr begrenztem Umfang zur Verfügung (Damm et al., 2020; Rohlmann et al., 2013).

Ziel dieser Studie war somit, die in vivo tatsächlich auftretenden Belastungen bei typischen Hebetechniken mit Hilfe von instrumentierten Implantaten an Knie, Hüfte und Wirbelsäule direkt in vivo zu messen (Damm et al., 2010; Heinlein et al., 2007; Rohlmann et al., 2007). Dabei sollten die in vivo auftretenden Belastungen und Belastungsrichtungen für zwei typische Hebetechniken, mit gestreckten und gebeugten Knien, vergleichend analysiert werden.

2. Methoden

Es wurden mit drei Patientengruppen (Knie, Hüfte, Wirbelsäule), welche im Rahmen einer klinischen Studie bereits ein instrumentiertes Implantat erhalten hatten, bei der Durchführung von zwei mechanisch unterschiedlichen Hebetechniken, in vivo Belastungsmessungen durchgeführt. Im Anschluss an diese wurden die erfassten Gelenkbelastungen und deren Orientierung in frontaler und sagittaler Ebene analysiert.

Die typischen Wert-Zeit-Kurven wurden für alle untersuchten Parameter mit einer modifizierten Dynamic Time Warping-Methode intra- und inter-individuell bestimmt (Bender & Bergmann, 2012) und mit Hilfe des Zweistichproben-t-Tests aus Statistical Parametric Mapping (SPM) (Pataky, 2010) auf signifikante Unterschiede hin untersucht.

3. Resultate

Der direkte Vergleich der Gelenkkontaktkräfte zeigte keine, oder nur in sehr schmalen Intervallen von ca. 5 %, signifikante Unterschiede zwischen den zwei untersuchten Hebetechniken (Abbildung 1 und 2). Dem gegenüber zeigten jedoch die resultierenden Belastungs-Orientierungen zwischen den beiden Hebetechniken, deutlich signifikante Unterschiede an Hüfte und Knie auf:

- (i) Am Hüftgelenk traten diese in frontaler und/oder sagittaler Ebene, sowohl beim Anheben als auch beim Absetzen des Gewichts, im nahezu gesamten Verlauf der Bewegungsausführung auf;
- (ii) Am Kniegelenk unterschieden sich diese hingegen nur in der sagittalen Ebene, wohingegen sich
- (iii) in der unteren Wirbelsäule über den gesamten Belastungsverlauf keine signifikanten Unterschiede zeigten (Abbildung 1 und 2).

4. Diskussion

Die größten Unterschiede der resultierenden Gelenkbelastung in vivo und deren Orientierung in frontaler und sagittaler Ebene, zwischen Heben mit gebeugten und gestreckten Knien, wurden am Hüftgelenk festgestellt. Signifikant niedrigere Lastwinkel in der Sagittalebene beim Heben/Absetzen mit gebeugten Knien, weisen im Vergleich zum Heben/Absetzen mit gestreckten Knien, auf erhöhte Torsionsbelastungen an Hüfte und Femur hin (Abbildung 1 und 2, grün), wohingegen größere Lastwinkel in der Frontalebene auf eine Abnahme der Biegemoment-Belastung im Femurhals hindeuten.

In der unteren Wirbelsäule und im Kniegelenk zeigten sich beim Heben/Absetzen hingegen keine signifikanten Unterschiede der resultierenden Lastwinkel in der Frontalebene. Relativ zur Sagittalebene ergab sich jedoch für das Kniegelenk ein signifikant kleinerer resultierender Lastwinkel beim Heben/Absetzen mit gebeugten Knien. In der unteren Wirbelsäule zeigte sich hingegen keine signifikanten Unterschiede in den resultierenden Belastungsrichtungen.

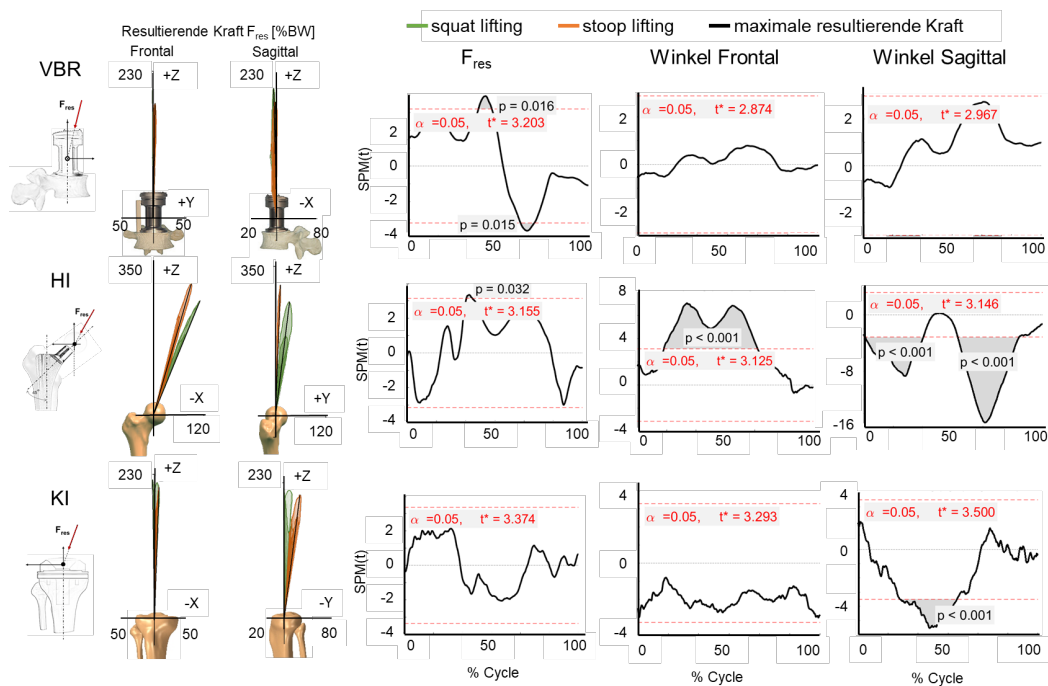


Abbildung 1: Statistical Parametric Mapping Zweistichproben-t-Test für den Vergleich der in vivo wirkenden Kontaktkräfte F_{res} [%BW] und Orientierung der Lastvektoren [deg] in der Frontal- und Sagittalebene beim Anheben von 10 kg, mit gestreckten oder gebeugten Knien für Wirbelkörperersatz (VBR), Hüftimplantat (HI) und Knieimplantat (KI). Farbkodierung: grün – mit gebeugten Knien (squat lifting); braun – mit gestreckten Knien (stoop lifting); schwarz – maximale resultierende Kraft F_{res}

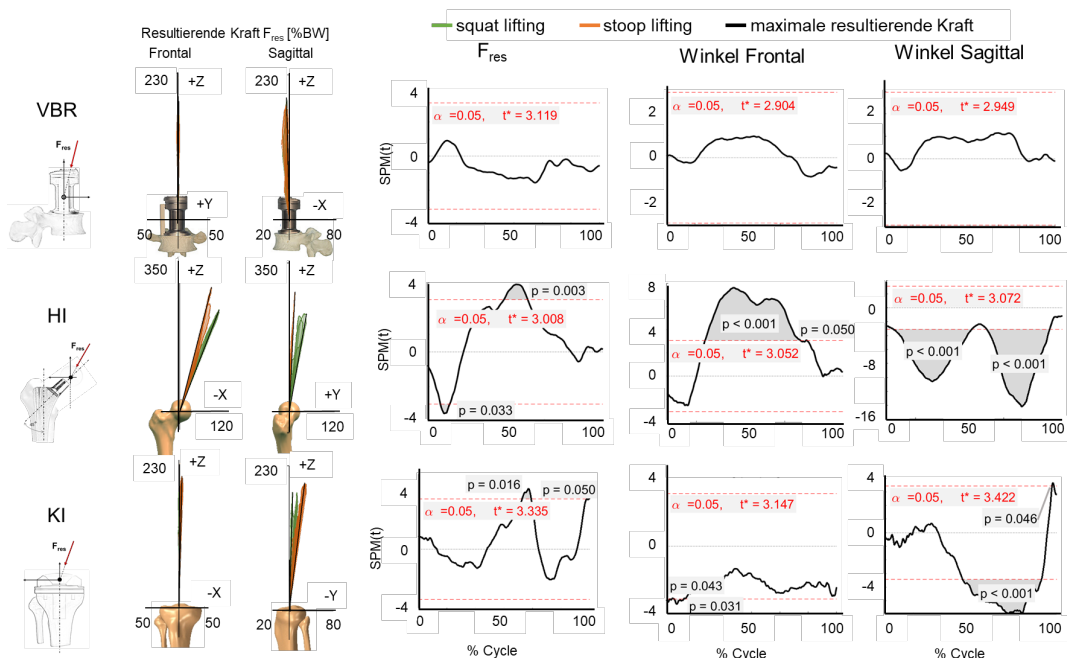


Abbildung 2: Statistical Parametric Mapping Zweistichproben-t-Test für den Vergleich der in vivo wirkenden Belastungen [%BW] und der resultierenden Orientierung der Lastvektoren [deg] in der Frontal- und Sagittalebene, beim Absetzen eines Gewichts von 10 kg mit gestreckten oder gebeugten Knien, für Wirbelkörperersatz (VBR), Hüftimplantat (HI) und Knieimplantat (KI). Farbkodierung: grün – mit gebeugten Knien (squat lifting); braun – mit gestreckten Knien (stoop lifting); schwarz – maximale resultierende Kraft F_{res}

5. Fazit

Der Vergleich, der in vivo gemessenen Gelenkbelastungen und deren Orientierung in frontaler und sagittaler Ebene zeigte, dass die Unterschiede zwischen beiden Hebetechniken – mit gebeugten oder mit gestreckten Knien – primär nur in der resultierenden Lastrichtung für Knie und Hüfte liegen und nicht in der absoluten Belastungshöhe. Das weist darauf hin, dass Unterschiede zwischen beiden Techniken vor allem in Torsions- und Biegemomenten an Knie und Hüfte und weniger in den resultierenden Kräften und Momenten an der unteren Wirbelsäule liegen.

6. Literatur

- Bazrgari B, Shirazi-Adl A & Arjmand, N. (2007). Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *European Spine Journal*, 16(5), 687–699. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0240-7>
- Bender A, Bergmann G (2012). Determination of typical patterns from strongly varying signals. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(7), 761–769. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.560841>
- Canetti EFD, Schram B, Orr RM, Knapik J, Pope R (2020). Risk factors for development of lower limb osteoarthritis in physically demanding occupations: A systematic review and meta-analysis. *Applied Ergonomics*, 86, 103097. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103097>
- Coenen P, Gouttebarga V, van der Burght ASAM, van Dieën JH, Frings-Dresen MHW, van der Beek, A J, Burdorf A (2014). The effect of lifting during work on low back pain: a health impact assessment based on a meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine*, 71(12), 871–877. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102346>
- Damm P, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Bergmann G (2010). Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Medical Engineering & Physics*, 32(1), 95–100. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.10.003>
- Damm P, Reitmaier S, Hahn S, Waldheim V, Firouzabadi A, Schmidt H (2020). In vivo hip and lumbar spine implant loads during activities in forward bent postures. *Journal of Biomechanics*, 102, 109517. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109517>
- Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A. & Bergmann, G. (2007). Design, calibration and pre-clinical testing of an instrumented tibial tray. *Journal of Biomechanics*, 40(SUPPL. 1), S4–S10. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.02.014>
- Muraki S, Akune T, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N (2009). Association of occupational activity with radiographic knee osteoarthritis and lumbar spondylosis in elderly patients of population-based cohorts: A large-scale population-based study. *Arthritis & Rheumatism*, 61(6), 779–786. <https://doi.org/10.1002/art.24514>
- Pataky TC (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1976–1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>
- Rohlmann A, Gabel U, Graichen F, Bender A, Bergmann G (2007). An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column. *Medical Engineering and Physics*, 29(5). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.06.012>
- Rohlmann A, Zander T, Graichen F, Bergmann G (2013). Lifting up and laying down a weight causes high spinal loads. *Journal of Biomechanics*, 46(3), 511–514. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.022>
- Sulsky SI, Carlton L, Bochmann F, Ellegast R, Glitsch U, Hartmann B, Pallapies D, Seidel D, Sun Y (2012). Epidemiological evidence for work load as a risk factor for osteoarthritis of the hip: a systematic review. *PloS One*, 7(2), e31521. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0031521>
- Zaman R, Xiang Y, Rakshit R, Yang J (2022). Hybrid Predictive Model for Lifting by Integrating Skeletal Motion Prediction With an OpenSim Musculoskeletal Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 69(3), 1111–1122. <https://doi.org/10.1109/TBME.2021.3114374>



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