

## **Einsatz von multivariaten Verfahren zur Analyse von posturalen Bewegungen am Beispiel des Einflusses eines Exoskelettes auf das Stehen**

Mirko KAUFMANN<sup>1,2,3</sup>, Kai HEINRICH<sup>2</sup>, Volker HARTH<sup>1</sup>, Daniel FRIEMERT<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Zentralinstitut für Arbeitsmedizin und Maritime Medizin,  
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
Seewartenstraße 10, D-20459 Hamburg*

<sup>2</sup> *Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung  
Alte Heerstraße 111, D-53757 Sankt Augustin*

<sup>3</sup> *RheinAhrCampus Remagen, Hochschule Koblenz  
Joseph-Rovan-Allee 2, D-53424 Remagen*

**Kurzfassung:** Der Einsatz von multivariaten Verfahren auf markerbasierte Bewegungsdaten kann in der Ergonomie genutzt werden, um Veränderungen in Haltungen und Bewegungen zum Beispiel bei der Nutzung von körpergetragenen Assistenzsystemen zu identifizieren. Die Bewegungen und Bodenreaktionskräfte von 10 Probanden wurden während dem aufrechten Stand jeweils mit und ohne angelegtem Exoskelett aufgezeichnet. Mittels einer „Principal Component Analysis“ konnte eine Schwankung des Oberkörpers in anterior-posterior Richtung als eine der linearen Hauptbewegungen identifiziert werden. Es konnte eine signifikante Erhöhung der maximalen Amplitude dieser linearen Hauptbewegung sowie der maximalen Oszillation des Kraftangriffspunktes bei Nutzung des Exoskelettes festgestellt werden. Dies könnte auf eine erhöhte Schwankung des Oberkörpers in der Sagittalebene zurückgeführt werden.

**Schlüsselwörter:** multivariate Verfahren, posturale Kontrolle, körpergetragene Assistenzsysteme, Center of Pressure, Bewegungsanalyse, Principal Component Analysis

### **1. Einleitung**

Die Analyse komplexer Bewegungen kann dazu genutzt werden, um Veränderungen in Haltungen und Bewegungen bei der Nutzung von körpergetragenen Assistenzsystemen zu identifizieren. Dazu werden häufig markerbasierte Bewegungserfassungssysteme eingesetzt, welche mittels der Aufnahme der Trajektorien verschiedener auf dem Körper angebrachter Marker die Bewegungen der Körpersegmente erfassen. Die Bewegung eines einzelnen Markers ist von der Bewegung der übrigen Marker nicht unabhängig. Aus diesem Grund kann die Gesamtbewegung des menschlichen Körpers nicht über die Trajektorie eines einzelnen Markers beschrieben werden. Die Anwendung von mathematischen Verfahren zur Datenreduktion und Kategorisierung aus der multivariaten Statistik, wie z.B. die Durchführung einer Hauptkomponentenanalyse (engl. Principal Component Analysis, PCA) auf dreidimensionale Markerbewegungen, werden in der Biomechanik genutzt, um komplexe, mehrteilige Bewegungen auf einfache lineare Bewegungskomponenten zu reduzieren (Daffertshofer et al. 2004; Federolf et al. 2014; Federolf 2016; Troje 2002; Verrel et al. 2009). Diese

linearen Bewegungskomponenten werden als „Principal Movements“ (PM) bezeichnet und beinhalten die Bewegung jedes Markers in Relation zu der Bewegung aller Marker (Federolf et al. 2014; Federolf 2016). In den PMs konnten beim aufrechten Stand sowohl posturale Bewegungen identifiziert, u.a. die Schwankung des Oberkörpers um das Sprunggelenk in der Sagittalebene, als auch deren Bewegungen in Verbindung mit den Bewegungen des Kraftangriffspunktes gebracht werden (Federolf 2016). In früheren Studien wurde bereits von einem signifikanten Einfluss von körpergetragenen Assistenzsystemen für den Oberkörper auf bestimmte posturale Parameter, wie z. B. die Bewegungen des Kraftangriffspunktes oder die muskuläre Aktivität der Plantarextensoren, berichtet (Kim et al. 2018; Maurice et al. 2019; Sylla et al. 2014; Theurel et al. 2018). Ein direkter Einfluss auf posturale Bewegungen konnte bis jetzt noch nicht nachgewiesen werden. Das Ziel dieser Studie ist somit eine Untersuchung des Effektes eines Exoskelettes als körpergetragenes Assistenzsystem auf posturale Bewegungen mittels einer Principal Component Analysis.

## 2. Methodik

### 2.1 Durchführung der Studie

Zehn körperlich gesunde Probanden (6 m, 4 w) haben freiwillig an der Studie teilgenommen ( $22 \pm 1$  Jahre,  $71,6 \pm 10,1$  kg,  $174,3 \pm 8,0$  cm). Sie wurden angewiesen sich schulterbreit mit den Händen seitlich am Körper zwei Minuten auf einer Kistler Kraftmessplatte (1000 Hz, Typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) zu positionieren (Abbildung 1). Ein dreidimensionales Bewegungserfassungssystem (Qualisys, Goetheburg, Schweden) bestehend aus 8 Kameras (Oqus 7+, 100 Hz) wurde zur Aufnahme der Kinematik eingesetzt. 50 retro-reflektierende Marker wurden an anatomischen Referenzpunkten der Probanden mithilfe von hautfreundlichem Klebeband fixiert (s. Abbildung 1).



**Abbildung 1:** Proband mit retro-reflektiven Markern (links) und dem Exoskelett (rechts)

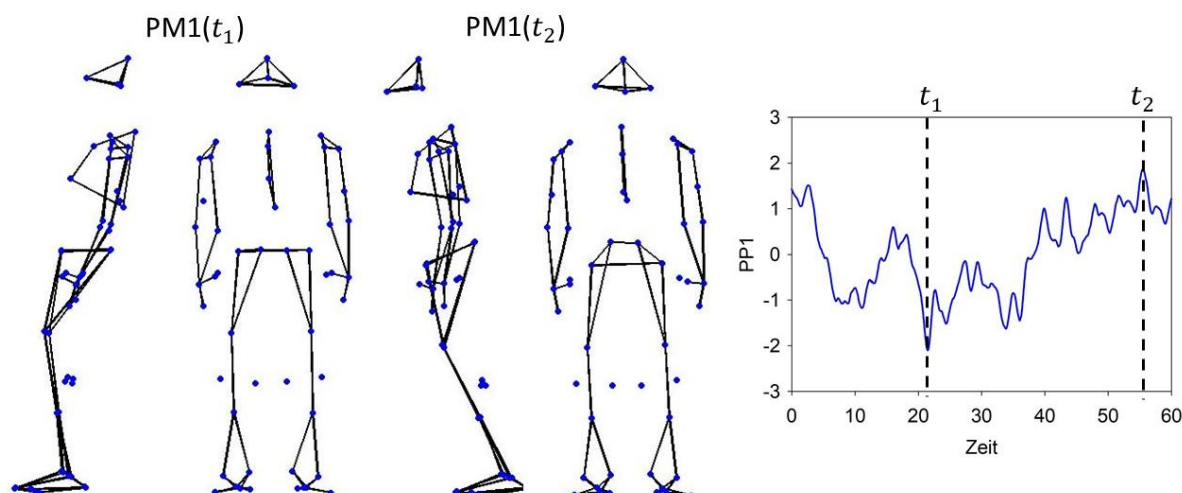
Jeder Proband wurde instruiert sich locker aufrecht hinzustellen. Während der Messung sollten alle Bewegungen vermieden werden, welche nicht mit posturaler Kontrolle oder Atmung zusammenhängen, wie z. B. das Drehen des Kopfes (s. Abbildung 1). Die Messungen wurden randomisiert jeweils mit und ohne angelegtem Exoskelett für die oberen Extremitäten (Paexo Shoulder, Otto Bock SE & Co. KGaA, Duderstadt, Deutschland) durchgeführt. Das Exoskelett wurde auf die entsprechende Anthropometrie der Probanden angepasst. Das Rückstellmoment des Exoskelettes war für jeden Probanden identisch.

## 2.2 Datenverarbeitung und -analyse

Die Datenverarbeitung wurde in der Software Python (Version 3.7, Python Software Foundation, Wilmington, USA) durchgeführt. Für die Berechnung des Verlaufes des Kraftangriffspunktes wurde ein Intervall von einer Minute während des Stehens auf der Kraftmessplatte definiert. Die Markerdaten jeder Messung wurden anschließend nach Federolf (2016) normalisiert, indem durch eine Zentrierung des Mittelwertes Variationen aufgrund der Anthropometrie der Probanden rausgerechnet wurden. Zusätzlich wurde die Expansion der Daten normalisiert, um sicherzustellen, dass jeder Proband den gleichen Anteil zur Gesamtvarianz der Daten beiträgt (Federolf 2016). Die normalisierten Markerdaten aller Messungen wurden anschließend zu einer  $m \times (3 \cdot n)$ -Matrix zusammengefasst ( $n$  = Anzahl der Marker,  $m$  = Anzahl der Messzeitpunkte aller Messungen) und eine „Principal Component Analysis“ (PCA) durchgeführt. Die PCA liefert angewandt auf Markerdaten u.a. die Eigenvektoren  $v_k$  (auch „Principal Movements“ (PM) genannt), welche die Richtung der Bewegung der Marker für jede einzelne Bewegungskomponente quantifizieren; die zugehörigen Eigenwerte  $EW_k$  der Vektoren, welche den prozentualen Anteil der einzelnen Komponenten zur Gesamtbewegung angeben; sowie die „Scores“  $S_k^{Messung}(t)$  (oder auch „Principal Positions“ (PP)), welche die Amplitude der einzelnen Bewegung eines Probanden zu einem Zeitpunkt  $t$  entlang der Eigenvektoren  $v_k$ , beschreiben (vgl. Daffertshofer et al. 2004; Federolf et al. 2014; Federolf 2016; Troje, 2002; Verrel et al. 2009). Die PMs wurden grafisch visualisiert (Federolf 2016), um die linearen Bewegungskomponenten zu identifizieren (s. Abbildung 2 links). Für jede Messung wurde der maximale Betrag der PPs berechnet. Dieser konnte aufgrund der Zentrierung des Mittelwertes der Daten als maximale Bewegungsamplitude der jeweiligen PM interpretiert werden (s. Abbildung 2 rechts). Die gemessenen Bodenreaktionskräfte wurden gefiltert (Butterworth, Tiefpass, 4. Grad, 20 Hz) und die maximale Oszillation des Kraftangriffspunktes in anterior-posterior Richtung ( $MaxKAP_{AP}$ ) berechnet. Um statistische Unterschiede zwischen den Bedingungen (mit und ohne Exoskelett) zu untersuchen wurde ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ( $\alpha = 5\%$ ) durchgeführt. Die komplette statistische Analyse wurde in SPSS (Version 26, IBM, Armonk, USA) durchgeführt.

## 3. Ergebnisse und Diskussion

Die erste PM konnte als Schwingung des Oberkörpers um das Sprunggelenk in anterior-posterior Richtung (AP) identifiziert werden (s. Abbildung 2 links) und beschreibt basierend auf ihrem Eigenwert  $EW_1$  circa 74 % der gesamten Bewegung.



**Abbildung 2:** Grafische Darstellung der ersten „Principal Movement“ (PM1) in der Sagittal- und Frontalebene sowie der zeitliche Verlauf der zugehörigen „Principal Position“ (PP1) zu den Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  für einen Beispielprobanden

Dieses Bewegungsmuster konnte in einer vorherigen Studie über posturale Kontrolle beim ruhigen Stand gefunden werden (Federolf 2016) und wurde bereits im von Winter entwickelten Modell charakterisiert, welcher den Erhalt der posturalen Kontrolle des Körpers in Form eines invertierten Pendels beschreibt (Winter et al. 1993; Winter et al. 1996). Für die maximale Bewegungsamplitude dieser PM ( $MaxPP_1$ ) konnte eine signifikante Erhöhung in der Exoskelett Bedingung (Median = 2,41) im Vergleich zur Kontrollbedingung festgestellt werden (Median = 2,00; Wilcoxon-Test:  $z = -2,497$ ,  $p = ,010$ ,  $n = 20$ ). Die Effektstärke nach Cohen (1992) liegt bei  $r = ,56$  und entspricht einem starken Effekt (s. Tabelle 1). Für die maximale Oszillation des Kraftangriffspunktes in anterior-posterior Richtung ( $MaxKAP_{AP}$ ) konnte ebenfalls eine signifikante Erhöhung für die Exoskelett Bedingung (Median = 13,24 mm) im Vergleich zur Kontrollbedingung festgestellt werden (Median = 10,50 mm; Wilcoxon-Test:  $z = -1,988$ ,  $p = ,049$ ,  $n = 20$ ). Für die Effektstärke nach Cohen (1992) liegt auch hier ein starker Effekt vor ( $r = ,45$ ).

**Tabelle 1:** Median für die maximale Bewegungsamplitude von PM1 ( $MaxPP_1$ ) und die maximale Oszillation des Kraftangriffspunktes in anterior-posterior-Richtung ( $MaxKAP_{AP}$ ) sowie die Ergebnisse ( $p$ -Werte und Effektstärken) des Wilcoxon-Tests.

Parameter	Bedingung	Median	P-Wert (Effektstärke $r$ )
$MaxPP_1$	Ohne Exoskelett	2,00	0,010 (0,56)
	Mit Exoskelett	2,41	
$MaxKAP_{AP}(mm)$	Ohne Exoskelett	10,50	0,049 (0,45)
	Mit Exoskelett	13,24	

Die signifikante Erhöhung der maximalen Bewegungsamplitude für die Exoskelett Bedingung könnte auf eine größere Schwankung des Oberkörpers in anterior-posterior Richtung zurückgeführt werden. Ein Grund dafür könnte eine Verlagerung des Körperschwerpunktes in anterior-posterior und vertikaler Richtung aufgrund des zusätzlichen Gewichtes sowie der Position des Exoskelettes am Oberkörper sein (Li & Aruin 2009). Kim et al. (2018) indizierten bereits anhand der Ergebnisse ihrer Studie, dass schon das Tragen eines Exoskelettes einen Effekt auf die Kontrolle der Bewegungen des Körperschwerpunktes und somit auf das Muskel-Skelett-System hat (Kim et al. 2018).

Eine Verlagerung des Körperschwerpunktes würde das Drehmoment im Knöchel beeinflussen, welches von den Plantarflexoren und -extensoren zur Erhaltung des Gleichgewichtes erzeugt wird (Masani et al. 2003). Diese Schlussfolgerung würde die Ergebnisse von Theurel et al. (2018) stützen, welche u. a. von einer Erhöhung der muskulären Aktivität im Tibialis anterior während der Nutzung eines Oberkörper-Exoskelettes berichteten (Theurel et al. 2018). Dieser Muskel beeinflusst die Erhaltung der posturalen Kontrolle des menschlichen Körpers in anterior-posterior Richtung (Colebatch et al. 2016).

Eine mögliche Veränderung der muskulären Aktivität könnte die erhöhte Oszillation des Kraftangriffspunktes in anterior-posterior Richtung erklären (Masani et al. 2003). Trotz eines vorliegenden starken Effektes sollte allerdings die Relevanz des gemessenen Medianunterschiedes mit unter 4 mm weiter diskutiert werden. Vergleichend können die Ergebnisse einer kürzlich veröffentlichten Studie von Maurice et al. (2019) hinzugezogen werden. Diese haben den Einfluss desselben Exoskelettes (Paexo Shoulder) auf den Kraftangriffspunkt bei einer nachgestellten Überkopfböhr Tätigkeiten untersucht. In dieser Studie wurde eine marginale Verringerung für die Verschiebung (18% im Durchschnitt) des Kraftangriffspunktes während der Nutzung des Exoskelettes im Vergleich zur Kontrollbedingung (ohne Exoskelett) nachgewiesen. Die Autoren schlussfolgerten, dass das Exoskelett bei der Ausführung von Überkopfarbeiten die posturale Kontrolle nicht verringert (Maurice et al. 2019). Ein Grund für die Unterschiede in den Ergebnissen zwischen der vorliegenden Studie und der Studie von Maurice et al. (2019) könnte darauf zurückgeführt werden, dass die Probanden in der beschriebenen Studie die Arme Überkopf und von der Körpermitte weg angehoben hatten, wodurch sich die Lage des Körperschwerpunktes verändert. Theurel et al. (2018) berichteten ebenfalls von einer Erhöhung der maximalen Oszillation des Kraftangriffspunktes in anterior-posterior Richtung bei der Nutzung eines Oberkörper-Exoskelettes. Diese Erhöhung wurde gleichgesetzt mit einer erhöhten Belastung des posturalen Kontrollsystems (Theurel et al. 2018). Im Kontrast zu der vorliegenden Studie war hingegen die nachgewiesene Erhöhung der Oszillation des Kraftangriffspunktes bei Theurel et al. (2018) mit 46 mm im Mittelwert höher. Dieser Unterschied könnte auf das höhere Gewicht des von Theurel et al. (2018) verwendeten Exoskelettes (Exhauss Stronger, 9 kg) zurückgeführt werden (im Vergleich: Paexo Shoulder, 1,8 kg). Eine ähnliche Schlussfolgerung wurde bereits von Maurice et al. (2019) formuliert.

Zusammenfassend kann aufgrund der Diskrepanz der Ergebnisse für die vorliegenden Studien keine allgemeine Aussage über den Effekt eines Oberkörper-Exoskelettes auf das posturale System getroffen werden. Diese Diskrepanzen könnten aufgrund der Verwendung verschieden schwerer Exoskelette vorliegen. Eine weitere Möglichkeit könnten die unterschiedlich ausgeführten Tätigkeiten sein, wodurch die Probanden in verschiedenen Körperhaltungen vermessen wurden. Allerdings lässt sich anhand der Ergebnisse dieser Studie eine Tendenz erkennen, dass das Tragen des Exoskelettes möglicherweise einen Einfluss auf die posturalen Bewegungen haben könnte. Dies könnte wiederum die Veränderungen in weiteren posturalen Parametern wie dem Kraftangriffspunkt oder der Muskelaktivität in den Plantarextensoren erklären. Langfristig sollte untersucht werden, ob die Beeinflussung dieser Parameter zu einer Veränderung der Belastung des Muskel-Skelett-Systems führen könnte.

#### 4. Fazit

In der vorliegenden Studie wurde eine Untersuchung durchgeführt, welche die Möglichkeit des Einsatzes eines multivariaten Verfahrens zur Analyse von posturalen Bewegungen während der Nutzung eines körpergetragenen Assistenzsystems beschreibt. Für die Betrachtung des gesamten Einflusses auf die posturalen Bewegungen müssen allerdings weitere PMs mitbetrachtet werden, da eine Bewegungskomponente alleine nicht das vollständige posturale System erfassen kann. Auch in höheren PMs bereits identifizierte Bewegungen, z. B. Atembewegungen, scheinen einen Einfluss auf die posturale Kontrolle zu haben (Federolf 2016).

#### 5. Literatur

- Cohen J (1992). A power primer. *Psychological Bulletin* 122(1): 155-159.
- Colebatch JG, Govender S, Dennis DL (2016) Postural responses to anterior and posterior perturbations applied to the upper trunk of standing human subjects. *Exp. Brain Res.* 234: 367–376.
- Daffertshofer A, Lamoth CJ, Meijer OG, Beek, PJ (2004) PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clinical Biomechanics* 19:415-428.
- Federolf PA, Reid R, Gilgien M, Haugen P, Smith G (2014) The application of principal component analysis to quantify technique in sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 24: 491-499.
- Federolf PA (2016) A novel approach to study human posture control: “Principal movements” obtained from a principal component analysis of kinematic marker data. *Journal of Biomechanics*.
- Kim S, Nussbaum MA, Esfahani MIM, Alemi MM, Jia B, Rashedi E (2018) Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part II – “Unexpected” effects on shoulder motion, balance, and spine loading. *Applied Ergonomics* 70: 323-330.
- Li X, Aruin AS (2009) The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19: 931–941.
- Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D (2003) Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance. *J Neurophysiol* 90: 3774–3782.
- Maurice P, Čamernik, J, Gorjan D, Schirrmeister B, Bornmann J, Tagliapietra L, Latella C, Pucci D, Fritzsche L, Ivaldi S, Babic J. (2019) Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. PP. 1-1.
- Sylla N, Bonnet V, Colledani F, Fraise P (2014) Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry. *Int. J. Ind. Ergon.* 44: 475–481.
- Theurel J, Desbrosses K, Roux T, Savescu A (2018) Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Appl. Ergon.* 57:211–217.
- Troje NF (2002) Decomposing biological motion: A framework for analysis and synthesis of human gait patterns. *Journal of Vision* 2:371-387.
- Verrel J, Lövdén M, Schellenbach M, Schaefer S, Lindenberger U (2009) Interacting effects of cognitive load and adult age on the regularity of whole-body motion during treadmill walking. *Psychology and Aging* 24:75-81.
- Winter DA, Prince F, Stergiou P, Powell C (1993) Medial-lateral and anterior-posterior motor-responses associated with center of pressure changes in quiet standing. *Neurosci. Res. Commun.*12:141–148.
- Winter DA, Prince F, Frank J, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J. Neurophysiol.*75:2334–2343.





Gesellschaft für  
Arbeitswissenschaft e.V.

## **Digitale Arbeit, digitaler Wandel, digitaler Mensch?**

66. Kongress der  
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

TU Berlin  
Fachgebiet Mensch-Maschine-Systeme

HU Berlin  
Professur Ingenieurpsychologie

16. – 18. März 2020, Berlin

---

## **GfA-Press**

---

**Bericht zum 66. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 16. – 18. März 2020**

**TU Berlin, Fachgebiet Mensch-Maschine-Systeme  
HU Berlin, Professur Ingenieurpsychologie**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.  
Dortmund: GfA-Press, 2020  
ISBN 978-3-936804-27-0

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**

© 2020 fröse multimedia, Frank Fröse

[office@internetkundenservice.de](mailto:office@internetkundenservice.de) · [www.internetkundenservice.de](http://www.internetkundenservice.de)