

Ermittlung von Bewegungsvarianzen bei manuellen Tätigkeiten in der vertikalen Ebene zur Integration in digitale Menschmodelle

Sascha ULLMANN¹, Lars FRITZSCHE¹, Florian MORLOK²

*¹ imk automotive GmbH
Amselgrund 30, D-09128*

*² Lehrstuhl für Ergonomie, TU München
Boltzmannstr. 15, D-85748 München*

Kurzfassung: Die Bewegungsgenerierung digitaler Menschmodelle erfolgt in der Regel über die klassischen Werkzeuge der inversen und Vorwärts-Kinematik sowie durch komplexe parametrische Mittel zur Erstellung vordefinierter Körperstellungen. Verschiedene menschliche Bewegungsmuster unterschiedlicher anthropometrischer Ausprägungen können auf diese Art jedoch nicht wiedergegeben werden. Vor dem Hintergrund des demographischen Wandels gewinnt die Betrachtung älterer und leistungsgewandelter Mitarbeiter insbesondere für produzierende Unternehmen an Bedeutung. Digitale Menschmodelle, die in der prospektiven ergonomischen Arbeitsgestaltung als geeignete Werkzeuge gelten, bieten jedoch hinsichtlich der Abbildung individueller Bewegungsvarianzen Potential zur Funktionserweiterung. Dieser Beitrag beschreibt die Ergebnisse einer Laborstudie zur Bewegungsvarianz und erläutert Möglichkeiten zur Integration von Bewegungsmustern in den Editor menschlicher Arbeit.

Schlüsselwörter: Arbeitsgestaltung, Bewegungsvarianz, Humanmotorik, digitale Menschmodelle, ema, virtuelle Ergonomie

1. Einleitung

In Deutschland verändert der demographische Wandel die Bevölkerungsstruktur bereits seit vier Jahrzehnten. Die Population im Erwerbsalter von 20 bis 64 Jahre wird sich in den kommenden Jahren zahlenmäßig verringern und altern (Statistisches Bundesamt, 2015). Zur Sicherstellung der Wettbewerbsfähigkeit ist ein wertschöpfender Einsatz älterer und leistungsgewandelter Arbeitnehmer notwendig. Hierzu können digitale Planungsmethoden und digitale Menschmodelle, insbesondere der Editor menschlicher Arbeit [ema] (Fritzsche et al. 2011), die prospektive Arbeitsplatz- und Prozessgestaltung unterstützen. Aktuell sind diese Modellierungen bereits für den „Normmenschen“ nach verschiedenen Körperhöhenperzentilen realisierbar. Diese Modelle weisen jedoch bei Bewegungen des menschlichen Bewegungssystems sowie Darstellungen natürlicher Bewegungsstrategien Optimierungsbedarfe auf (Mühlstedt, 2012). Erste empirische Untersuchungen der Bewegungsmuster beim Bücken nach Gegenständen zeigen Unterschiede nach Geschlecht, Alter, Taillenumfang und BMI (Scheffler, 2001). Mit einer parametrisierten Implementierung in digitale Menschmodelle sind weiterführende Analyse hinsichtlich Höhen, Lasten und Tätigkeitsdauer notwendig.

2. Methode

Auf Basis von Vorarbeiten und Dokumentenanalysen wurde ein quasi-experimenteller Laborversuch zur Exploration prototypischer Bewegungsmuster durchgeführt. Ein Ziel war die Identifizierung von Einflussfaktoren der Anthropometrie, Arbeitshöhe, Lastenhandhabung und Tätigkeitsdauer auf das menschliche Bewegungsverhalten. Im Versuch wurden männliche Probanden hinsichtlich ihrer Bewegungsausführung in der vertikalen Ebene durch Videographie aufgenommen und auf Basis kinematischer Parameter analysiert. Bestandteil der auszuführenden Tätigkeiten waren insbesondere unterschiedliche Aufnahme- und Platzierfälle von Kleinladungsträgern [KLT] in verschiedenen Höhen, bei unterschiedlichen Lastgewichten und Tätigkeitsdauern im dynamischen und statischen Fall.

2.1 Stichprobe

Nachdem Scheffler (2001) das Alter, Geschlecht und den BMI als anthropometrische Einflussgrößen auf das Bewegungsverhalten beim Bücken nach Gegenständen identifiziert hat, wurden 20 gesunde männliche Probanden der Altersklasse 20 - 29 Jahre mit einem BMI unter 30 für die Untersuchung akquiriert (Tabelle 1). Zusätzlich wurden die Körperhöhe und -gewicht, die Höhe der Griffachse sowie der Finger-Boden-Abstand [F-B] gemessen um weitere mögliche Einflussgrößen zu ermitteln.

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der Stichprobe

	Alter [Jahre]	Körperhöhe [m]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Griffachse [cm]	F-B [cm]
MW	23,1	1,82	80,21	24,33	81,2	-1,57
SD	2,39	0,06	7,84	2,27	3,08	8,06
MIN	20	1,74	66,5	19,72	76	-14,25
MAX	28	1,95	92	29,05	89	18

2.2 Versuchsaufbau

Die Messungen wurden in einem Labor für Bewegungsaufnahmen an der Technischen Universität Chemnitz durchgeführt. Der Versuchsaufbau bestand aus einer HD-Videokamera Nikon J4 (60 Bilder pro Sekunde) und neun KLT Typ 3714, die auf drei Stapeln mit bis zu sechs Trägern in 15 cm-Schritten gestapelt wurden (Abbildung 1).

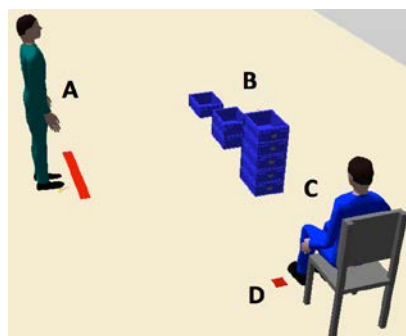


Abbildung 1: Versuchsaufbau, dargestellt im Editor menschlicher Arbeit: Proband (A), Greifobjekte (B), Testleiter (C) und Kameraposition (D)

Der Abstand zwischen den Stapeln betrug 30 cm, wodurch keine Behinderung bei der Handhabung der Objekte auftrat und die Entfernung zur Kamera möglichst gering gehalten wurde. Diese befand sich in einer Höhe von 90 cm, da sich zum relevanten Messzeitpunkt die Gelenkzentren in dieser Höhe am dichtesten im Bildmittelpunkt befanden (Damsted, 2015). Eine Startlinie in zwei Metern Abstand zu den KLT bildete den Ausgangspunkt der Tätigkeitsausführung. Durch diese Distanz war mindestens ein Gangzyklus notwendig um an das Zielobjekt zu gelangen.

2.3 Versuchsablauf

Die Teilnehmer wurden an der rechten Körperseite mit optischen Markern für die Videographie am Acromion, Trochanter major, Kniegelenkspalt, Malleolus lateralis und dem fünften Metatarsalkopf versehen (Schurr, 2017).

Zur Standardisierung der Versuche waren neben einem definierten Startpunkt der Griff am KLT sowie ein fester Stand zur Tätigkeitsausführung vorgeschrieben. Durch eine im Voraus geplante Stapellogik musste ein Durchgang (3 Durchgänge gesamt) nicht unterbrochen werden in dem die KLT in allen sechs Höhen (Oberkante KLT 15 cm bis 90 cm) randomisiert einmal aufgenommen und platziert wurden.

Im Ersten Teil wurden die Durchgänge mit Leergewicht der KLT durchgeführt. Im zweiten Schritt wurde eine mögliche Abweichung der Bewegungsmuster bei einer Gesamtlast von 5 kg untersucht. Im dritten Versuchsteil wurde eine Konstruktion mit Sterngriffschrauben verwendet, um in einer frei gewählten statischen Haltung für zehn Sekunden eine Tätigkeit (Sterngriffschrauben drehen) auszuführen. Zum Zeitpunkt der Objektaufnahme (Anheben) wurden die Gelenkwinkel des Hüft-, Knie und Sprunggelenks mittels der Freeware Kinovea (Version 0.8.15) bestimmt (Abb. 2).

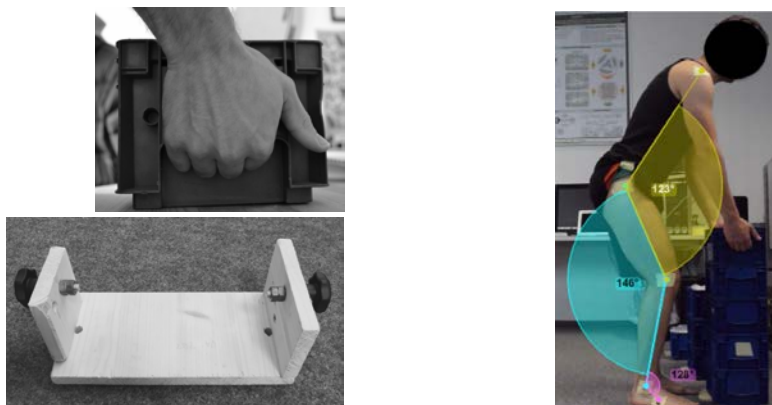


Abbildung 2: links: standardisierter Griff und Sterngriffschrauben; rechts: Winkelmessung sagittal im Hüft- (gelb), Knie- (türkis) und Sprunggelenk (pink) mit der Software „Kinovea“

Auf Grundlage der Studie von Scheffler (2001) wurden die Kriterien der Bewegungsmuster weitestgehend übernommen und über den Kniegelenkwinkel zum Teil genauer definiert (Abbildung 3). Das Bücken mit gestreckten Beinen entspricht einem Kniegelenkwinkel $\geq 170^\circ$, die leichte halbe Hocke 135° bis $< 170^\circ$ und Schulter über Hüftgelenk, die halbe Hocke Kniegelenkwinkel $< 135^\circ$ sowie Hüftgelenk oberhalb des Kniegelenks und die Schulter oberhalb des Hüftgelenks. Für die ganze Hocke befindet sich das Hüftgelenk unterhalb des Kniegelenks und beim Knien berührt ein Knie den Boden. Im letzten Muster „Schulter unter der Hüfte“ befindet sich das Hüftgelenk oberhalb des Kniegelenks, wobei letzteres $\leq 170^\circ$ beträgt.

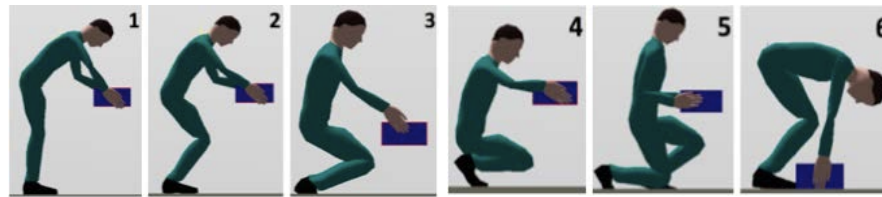


Abbildung 3: Haltungsmuster, dargestellt in ema: (1) gestreckte Beine, (2) leichte halbe Hocke, (3) halbe Hocke, (4) ganze Hocke, (5) Knien, (6) Schulter unter Hüfte.

3. Ergebnisse

Nach der Versuchsauswertung und einer Einteilung der einzelnen Versuchsdurchführungen in die vordefinierten Bewegungsmuster zeigen sich unter anderem folgenden Ergebnisse (Abbildung 4).

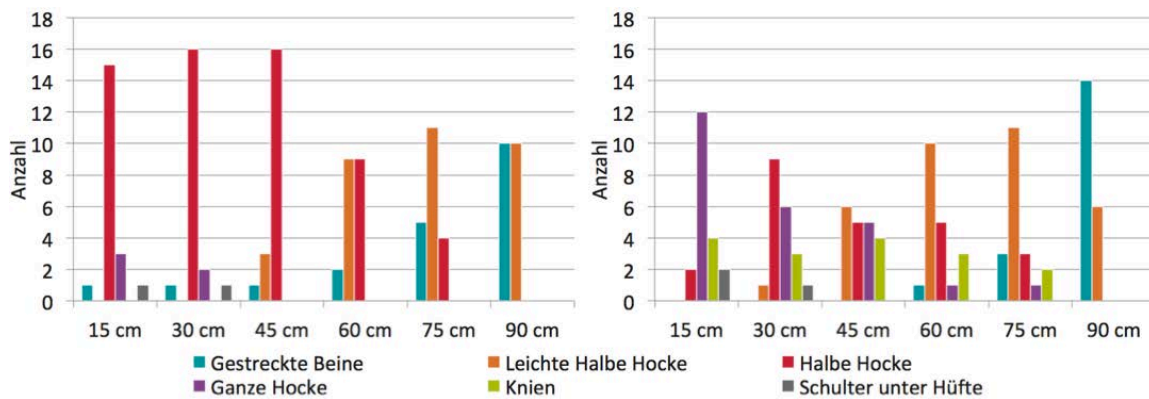


Abbildung 4: links: Aufgetretene Häufigkeit der klassifizierten Bewegungsmuster beim dynamischen Aufnehmen eines Greifobjektes nach Höhe
 rechts: Aufgetretene Häufigkeit der klassifizierten Bewegungsmuster beim Verrichten einer statischen Tätigkeit für 10 s nach Höhe

Die aufgetretenen Häufigkeiten von Platzieren und Aufnahmen in Abhängigkeit des Lastgewichtes unterschieden sich bei gleicher Arbeitshöhe wenig. Bis zu einer Höhe von 45 cm trat vorwiegend die halbe Hocke auf. Diese wurde in 60 cm zu gleichen Teilen wie die leichte halbe Hocke durchgeführt. Letztere ist in 75 cm Höhe die häufigste Verhaltensweise. In 90 cm traten nur die leichte halbe Hocke und gestreckte Beine zu gleichen Teilen auf. Die Häufigkeiten der Bewegungsmuster zwischen der dynamischen (Abb. 4, links) und der statischen Tätigkeit (Abb.4, rechts) unterschieden sich deutlich. In 15 cm Höhe war die ganze Hocke das häufigste Bewegungsmuster. Zudem wurde die Tätigkeit bis zu einer Höhe von 75 cm auch im Knien ausgeführt, was in der dynamischen Bedingung gar nicht vorkam. In 30 cm Höhe trat die halbe Hocke am häufigsten auf. In 45 cm Höhe wurden die leichte halbe Hocke, halbe Hocke, ganze Hocke und Knien fast in der gleichen Häufigkeit gewählt. In 60 cm Höhe traten erstmals gestreckte Beine auf sowie nur noch eine ganze Hocke. Die leichte halbe Hocke war das häufigste Verhalten gefolgt von der halben Hocke und dem Knien. Die Höhe 75 cm ähnelte den Häufigkeiten in 60 cm. In 90 cm Höhe wurden die Beine von zweidritteln der Probanden gestreckt, der Rest führte eine leichte halbe Hocke durch. Eine statistische Prüfung der Zusammenhänge von beobachteten Häufigkeiten mit theoretisch erwarteten Häufigkeiten der Verhaltensmuster mit dem exakten Test nach Fischer ergibt signifikante Ergebnisse

(Tabelle 2). Demnach entsprechen die Verteilungen der beobachteten Bewegungsmuster denen der theoretisch erwarteten.

Tabelle 2: Exakter Test nach Fischer

Fall	Signifikanz	Cramer V	Sig. Cramer V
Aufnehmen	P<0,001	0,411	P<0,001
Platzieren	P<0,001	0,406	P<0,001
Aufnehmen 5 kg	P<0,001	0,418	P<0,001
Platzieren 5 kg	P<0,001	0,414	P<0,001
10s	P<0,001	0,414	P<0,001

Die Korrelation der Kniewinkel in Abhängigkeit der Körpergröße steigt von 15 cm bis zu 90 cm Arbeitshöhe konstant an (Abbildung 5). Die Korrelation nach Pearson ergibt für 15 cm Höhe ein $r = -.087$ und ein $p = .714$ (nicht signifikant). Auch in den Höhen 30 cm, 45 cm und 60 cm ist das Ergebnis nicht signifikant, jedoch zeigt sich durchgehend ein zunehmend negativer Trend. Die Korrelation für 75 cm Arbeitshöhe ist mit $r = -.594$ und $p = .006$ sehr signifikant, ebenso für die Höhe 90 cm mit $r = -.712$ und $p = .000$. Dies bedeutet, dass in größeren Höhen große Probanden das Knie signifikant stärker beugen als kleinere Probanden. In geringeren Höhen ist die Abhängigkeit des Kniewinkels von der Körperhöhe nicht nachweisbar.

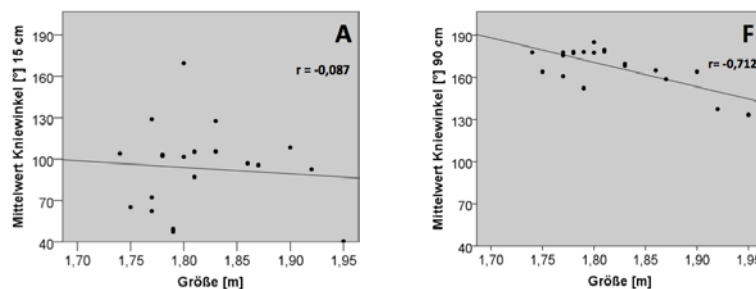


Abbildung 5: Korrelation der Kniewinkel in Abhängigkeit der Körpergröße mit Leergewicht in A = 15 cm und F = 90 cm

4. Diskussion

Auf Basis der Auswertungen können folgende Schlussfolgerungen getroffen werden. Das Bewegungsverhalten zwischen Aufnehmen und Platzieren unterscheiden sich nicht auffällig, sodass hinsichtlich der Muster kein Unterschied besteht. Zudem hat das Gewicht von 5 kg keinen Einfluss auf das Bewegungsverhalten. Das eindeutig bevorzugte Bewegungsmuster in den Höhen 15 cm bis 45 cm ist die halbe Hocke. Verhaltensweisen wie die ganze Hocke, bei der ein Kniegelenkwinkel von 90° unterschritten wird, werden vornehmlich vermieden. Ab einer Höhe von 60 cm werden die Knie nur noch leicht bis gar nicht gebeugt.

Die Bewegungsmuster bei einer statischen Tätigkeit von zehn Sekunden Dauer unterscheiden sich deutlich von denen während einer dynamischen Tätigkeit. Grundlegend ist anzunehmen, dass der Komfort eine ausschlaggebende Rolle spielt, da das Knien nur in der statischen Bedingung ausgeführt wird. Diese Bewegung ist zeitlich aufwendiger, führt aber über die Dauer von zehn Sekunden zu einer komfortableren Haltung. Zudem wird weniger die halbe Hocke und mehr die leichte halbe Hocke in den Höhen ab 60 cm ausgeführt, die aufgrund eines geringeren

Kniewinkels eine weniger starke Kontraktion des Quadriceps femoris erfordert. In der ganzen Hocke wird dabei in fast allen Fällen die Oberschenkelrückseite auf den Unterschenkel abgelegt. Dies stellt einen Unterschied zur ganzen Hocke in der dynamischen Tätigkeit dar. Dort berühren sich Oberschenkelrückseite und Unterschenkel nicht. Gekniet wird ausschließlich mit nur einem Bein. Einen Vorzug gibt es in diesem Zusammenhang nicht. Zwischen Bewegungsmustern bei statischer und dynamischer Ausführung liegt folglich ein deutlicher Unterschied vor.

Die Umsetzung erster Ergebnisse im ema ist in Abbildung 6 dargestellt. Auf Grund interner Vorgaben des Bewegungsgenerators wurde in einer Griffhöhe von 75 cm abgehockt, anstatt mit stehender Grundkörperhaltung das Objekt aufzunehmen. Mit der Integration der Versuchsergebnisse kann das Bewegungsverhalten in Hinsicht auf Humanmotorik und Bewegungsanmutung verbessert und präzisiert werden.

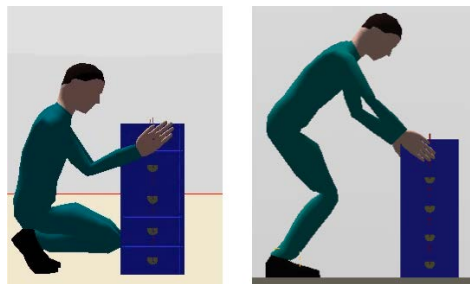


Abbildung 6: Bewegungsverhalten beim Aufnehmen eines Kleinladungsträgers im ema: IST-Stand (links) und neues Bewegungsverhalten in 75 cm Höhe (rechts)

Der Einfluss der Körpergröße auf das Bewegungsverhalten wurde bis jetzt noch nicht untersucht, bietet anhand der Ergebnisse dieser Studie jedoch erste Hinweise. Es sei darauf hingewiesen, dass bezüglich der Körperhöhe die Stichprobe für weitere Analysen zu homogen ist. Die signifikanten Ergebnisse der Korrelation der Kniewinkel in Abhängigkeit der Körpergröße in den Höhen 75 cm und 90 cm zeigen einen negativen Zusammenhang, die Auswirkung auf die Bewegungsmuster konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. Dies sowie die Analyse des Einflusses von Alter und Geschlecht sowie Studien zusätzlicher Tätigkeitsausführungen in der vertikalen und horizontalen Ebene bieten Potential für weitere Forschung.

5. Literatur

- Damsted, C. e. a. (2015) Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running. *International Journal of Sports Physical Therapy* 10:147-154.
- Fritzsche L, Jendrusch R, Leidholdt W, Bauer S, Jäckel T, Pirger A (2011) Introducing ema (Editor for Manual Work Activities) - A New Tool for Enhancing Accuracy and Efficiency of Human Simulations in Digital Production Planning. In: Duffy V (2011) (Ed) *Digital Human Modeling* 272-281. Berlin: Springer.
- Knieps, F. H. (2015) BKK Gesundheitsreport 2015. Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Mühlstedt, J. (2012) Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle. Chemnitz: Universitätsverlag Chemnitz.
- Scheffler, C. (2001) Bewegungsmuster in Alltagssituationen - ein Altersvergleich. *Mensch-Technik-Umwelt* 94-99.
- Schurr, S. A. (2017) Two-dimensional video analysis is comparable to 3d motion capture in lower extremity movement. *International Journal of Sports Physical Therapy* 12:163-172.
- Statistisches Bundesamt (2015) Bevölkerung Deutschland bis 2060 – 13. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung. Wiesbaden.



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

ARBEIT(s).WISSEN.SCHAF(F)T
Grundlage für Management & Kompetenzentwicklung

64. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

FOM Hochschule für
Oekonomie & Management gGmbH

21. – 23. Februar 2018

GfA Press

Bericht zum 64. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 21. – 23. Februar 2018

FOM Hochschule für Oekonomie & Management

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Dortmund: GfA-Press, 2018

ISBN 978-3-936804-24-9

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.

Die Verantwortung für die Inhalte der Beiträge tragen alleine die jeweiligen Verfasser; die GfA haftet nicht für die weitere Verwendung der darin enthaltenen Angaben.

USB-Print:

Prof. Dr. Thomas Heupel, FOM Prorektor Forschung, thomas.heupel@fom.de

Screen design und Umsetzung

© 2018 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de