

Originalien

Zbl Arbeitsmed 2017 · 67:64–77
 DOI 10.1007/s40664-016-0150-4
 Online publiziert: 26. Oktober 2016
 © Der/die Autor(en) 2016. Dieser Artikel ist
 eine Open-Access-Publikation.



M. Brütting¹ · I. Hermanns¹ · A. Nienhaus² · R. Ellegast¹

¹ Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), Sankt Augustin, Deutschland

² Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW), Hamburg, Deutschland

Muskel-Skelett-Belastungen beim Schieben und Ziehen von Krankbetten und Rollstühlen

Kranken- und Pflegepersonal ist aufgrund der körperlich belastenden Tätigkeiten hohen gesundheitlichen Beanspruchungen ausgesetzt. Bei der stationären Krankenpflege müssen beispielsweise Patienten und Pflegebedürftige angehoben, umgelagert, mobilisiert, gestützt und transportiert werden. Laut dem Bundesministerium für Gesundheit und dem BKK Bundesverband [5] wird sich die Zahl der Pflegebedürftigen bis 2050 auf etwa 4,4 Mio. etwa verdoppeln. Allein 500.000 Pflegefachkräfte müssten in den kommenden 20 Jahren zusätzlich qualifiziert werden. „In der Altenpflege wird bis zum Jahr 2050 eine Zunahme der Altenpflegekräfte um lediglich 30 % prognostiziert – während aber die Anzahl der Pflegefälle um voraussichtlich etwa 270 % steigen soll. Eine vom Forschungsinstitut Betriebliche Bildung (f-bb) durchgeführte bundesweite Befragung von Pflegedienstleitungen in Krankenhäusern [16] unterstreicht die Brisanz der Alterung von Beschäftigten in der Pflege: Mehr als die Hälfte (56 %) der befragten Pflegedienstleister bestätigen schon heute ein hohes Durchschnittsalter bei den Belegschaften. Hierbei rechnen 59 % mit zunehmenden Leistungseinschränkungen und Fehltagen angesichts des prognostizierten Anstiegs älterer Pflegekräfte. Insgesamt 29 % der Krankheitsstage bei Krankenschwestern sind auf Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) zurückzuführen [11]. Immer mehr ältere Patienten und Pflegebedürftige werden von weniger und älter werdenden Fachkräften gepflegt werden müssen.“ [5]. Mit der Aufhebung

der Wehrpflicht 2011 ging ein weiterer Verlust von Pflegekräften (Zivildienstleistende) einher. Bezogen auf in Krankenhäusern und Kliniken Beschäftigte entfallen laut dem Fehlzeitenreport von 2004 [1] 608 Krankheitstage je 100 bei der AOK Versicherte bei einer Krankheitsdauer von durchschnittlich 19,2 Tagen auf MSE (Branchendurchschnitt: 556 Krankheitstage bzw. 11,8 Tage Krankheitsdauer). Um den Pflegeberuf zukünftig attraktiv zu gestalten, müssen Arbeitsabläufe ergonomisch und belastungsoptimiert gestaltet sein. Dabei ist als Ausgangspunkt eine detaillierte Analyse der körperlich belastenden Tätigkeiten in Pflegeberufen notwendig.

Inzwischen liegen einige Erkenntnisse über dauerhafte Fehlbelastungen durch Heben oder Tragen und Arbeiten in ungünstigen Oberkörperhaltungen bei Beschäftigten in pflegenden Berufen vor [12–15, 25, 27–30]. Das Ziehen und Schieben von Lasten wird ebenfalls allgemein als Risikofaktor angesehen [20, 22]. Über die Höhe der Belastungen des Muskel-Skelett-Systems beim Ziehen und Schieben von Krankbetten und Rollstühlen in Pflegeberufen ist allerdings bisher nur wenig bekannt. In dieser Studie wurden daher in standardisierten Laboruntersuchungen Messungen physischer Belastungen beim Ziehen, Schieben und Manövrieren von Kran-

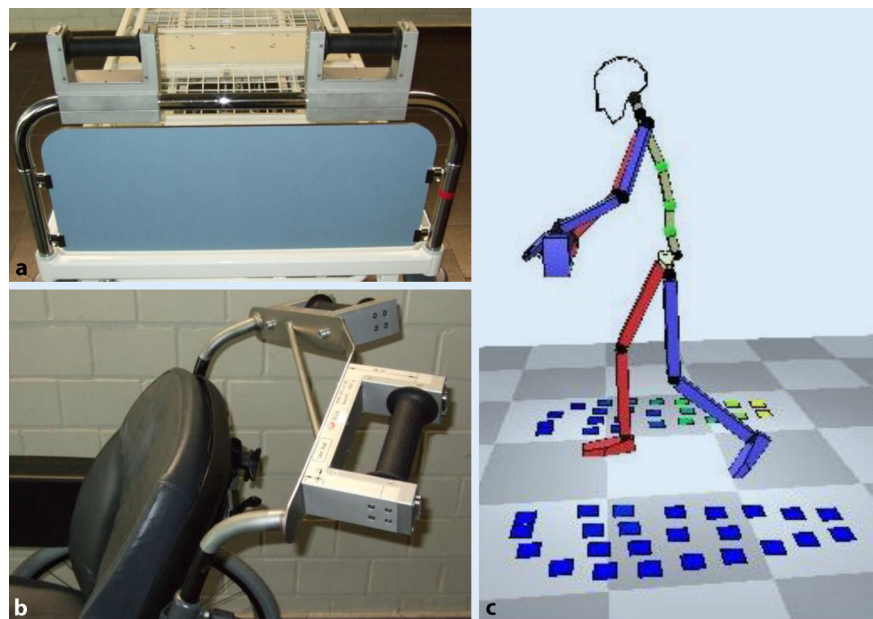


Abb. 1a,b ▲ Krankbett und Rollstuhl mit Kraftgriffen zur Handkraftmessung. c CUELA-Messwertdarstellung

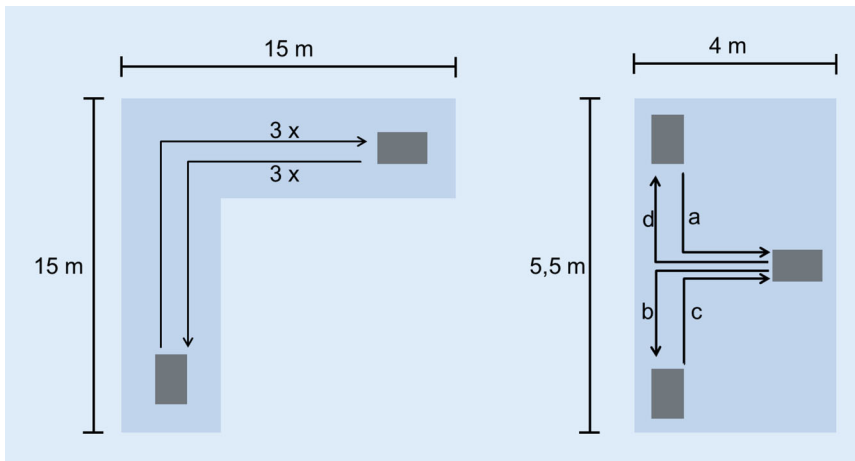


Abb. 2 ▲ Ziehen und Schieben über einen langen Flur und Manövrieren in einem Zimmer

kenbetten und Rollstühlen durchgeführt. Ziel war es, äußere Belastungsfaktoren des Muskel-Skelett-Systems zu quantifizieren und tätigkeitsspezifische Lumbalbelastungen (Kompressionskräfte und Drehmomente im Lendenwirbelsäulenbereich L5/S1) durch biomechanische Modellrechnungen abzuschätzen.

Methodik

Material

Für die Schiebe- und Ziehversuche wurden ein typisches Krankenbett (Hersteller: Joh. Stieglmeier & Co. GmbH, Herford, Modell Vivendo) und ein Krankenrollstuhl (Hersteller: Handicare GmbH, Minden, Modell Cirrus) verwendet. Die Versuche wurden überwiegend auf gefliestem Boden durchgeführt; einige Messungen mit dem Rollstuhl fanden teilweise auf Teppichboden (Rampe) statt. Experten der Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW) schätzten die Rollreibungseigenschaften der Laborböden zuvor als vergleichbar mit denen in Krankenhäusern und Pflegeeinrichtungen ein.

Probanden

Die Versuche wurden von 10 Probanden (5 Männer und 5 Frauen, Alter: 22 bis 43 Jahre, Frauen: $24,2 \pm 2,2$ Jahre, Männer: $32,4 \pm 7,0$ Jahre), bei denen es sich um Mitarbeiter des IFA und keine ausgebildeten Pflegekräfte handelte, je 3-mal durchgeführt. Der Mittelwert der Kör-

perhöhe betrug bei den Frauen $170,4 \pm 3,7$ cm, bei den Männern $185,2 \pm 9,3$ cm bei einem mittleren Körpergewicht von $65,4 \pm 3,2$ kg der Frauen und $90,8 \pm 16,9$ kg der Männer.

Messtechnik

Handkräfte beim Ziehen und Schieben wurden mit einem im IFA entwickelten 3D-Handkraftmesssystem (HKMS, [17]) gemessen, welches am o. g. Krankenbett und Rollstuhl angebracht wurde (Abb. 1). Dabei wurde darauf geachtet, dass die Kraftmessgriffe der ursprünglichen Position und Lage der Anfasspunkte am Rollstuhl und Bett entsprechen. Die Höhe der Kraftgriffe wurde durch die Verstellmechanismen an Bett und Rollstuhl jeweils entsprechend der Körperhöhe der Probanden variiert. Die individuelle Griffhöhe war somit für die einzelnen Probanden bei allen Versuchsteilen gleich und entsprach der Mitte zwischen Handgelenk und Ellenbogen bei aufrechtem Stand und nach unten ausgestreckten Armen. Somit wurde eine etwa annähernd horizontale Krafteinwirkung, die nach Looze et al. [4] ein effizientes Schieben und Ziehen ermöglicht, eingehalten. Identische Griffhöhen hätten zur Folge gehabt, dass unterschiedliche Körperhöhen der Probanden zu unterschiedlichen Winkeln der Krafteinleitung geführt hätten. Als Resultat würde z. B. bei größeren Probanden die Berechnung der Kompressionskraft auf L5/S1 beim Schieben proportional kleinere Werte liefern als bei kleineren Probanden, bei denen

die Kraftrichtung in diesem Fall weniger nach unten gerichtet gewesen wäre. Der horizontale Abstand der beiden Kraftgriffe voneinander blieb konstant und betrug bauartbedingt beim Rollstuhl 40 cm und beim Bett 50 cm.

» In dieser Studie wurden insbesondere die Neigungswinkel an Brust- und Lendenwirbelsäule betrachtet

Weiterhin wurde die Körperhaltung der Probanden während der Versuche mit einem Körperhaltungsmesssystem aufgezeichnet. Das hierfür verwendete CUE-LA-System [9, 10] erfasst mit einer Frequenz von 50 Hz die Gelenkwinkel der Beine, des Rumpfes und der Arme sowie die Daten der Kraftgriffe. Mit diesen Daten lassen sich die Körperhaltung, der zeitliche Verlauf der Bewegungen und die Aktionskräfte dreidimensional darstellen. In dieser Studie wurden insbesondere die Neigungswinkel an Brust- (BWS) und Lendenwirbelsäule (LWS) betrachtet. Aus diesen beiden Neigungswinkeln wurden mittlere Rumpfneigungen ($= [LWS\text{-Winkel} + BWS\text{-Winkel}]/2$) und Rückenkrümmungen ($= BWS\text{-Winkel} - LWS\text{-Winkel}$) berechnet und deskriptiv ausgewertet.

Versuchsdesign: Bett

Die typischen Fahrwege im Krankenhausbetrieb sind der Transport zwischen verschiedenen Räumen (z. B. zwischen Krankenzimmer und Operationsaal), und sie beinhalten das Schieben und/oder Ziehen über Flure sowie das Manövrieren in einem Raum oder um Hindernisse herum (z. B. Sitzmöbel oder kurzzeitig abgestellte technische Geräte im Flur, Flurabzweigung o. Ä.). Für die experimentellen Versuche wurde deshalb die Fahrt über eine längere, gerade Strecke mit einer Kurve (Schieben bzw. Ziehen, Gesamtstrecke ca. 30 m; Abb. 2) simuliert. Das Manövrieren (Kombination aus Schieben und Ziehen) erfolgte innerhalb eines Rechtecks von etwa $4 \times 5,5$ m und stellte die Situation in einem Krankenzimmer nach.

Zbl Arbeitsmed 2017 · 67:64–77 DOI 10.1007/s40664-016-0150-4
 © Der/die Autor(en) 2016. Dieser Artikel ist eine Open-Access-Publikation.

M. Brütting · I. Hermanns · A. Nienhaus · R. Ellegast

Muskel-Skelett-Belastungen beim Schieben und Ziehen von Krankenbetten und Rollstühlen

Zusammenfassung

Hintergrund. In dieser Pilotstudie wurden standardisierte Labormessungen physischer Belastungen beim Ziehen, Schieben und Manövrieren von Krankenbetten und Rollstühlen durchgeführt. Ziel war es, äußere Belastungsfaktoren des Muskel-Skelett-Systems zu quantifizieren und tätigkeitsbezogene Lumbalbelastungen abzuschätzen.

Methodik. Zehn Probanden führten standardisierte Schiebe- und Ziehtätigkeiten im Labor mit einem typischen Krankenbett und einem Krankenrollstuhl durch. Handkräfte wurden mit einem 3D-Handkraftmesssystem gemessen. Mit dem CUELA-Messsystem wurde der zeitliche Verlauf von Änderungen der Körperhaltungen, Gelenkwinkel der oberen und unteren Extremitäten und Rumpf/Rücken aufgezeichnet. Resultierende Drehmomente und Kompressionskräfte im Lendenwirbelsäulenbereich (L5/S1)

wurden mit einfachen biomechanischen Modellrechnungen abgeschätzt.

Ergebnisse. Das Schieben, Ziehen und Manövrieren von Krankenbetten und Rollstühlen mit einem Gesamtgewicht von 240 bzw. 135 kg auf einer geraden Strecke erforderte im Mittel Handkräfte (Gesamtkraftvektor) von bis zu 79 ± 7 N (max. 368 N). Die Handkraftmessung beim Überwinden einer Stufe mit einem Rollstuhl (Dummygewicht: 100 kg) ergab einen Maximalwert von 856 N (Median: 128 ± 86 N und 221 ± 184 N). Das Schieben und Ziehen des Bettes und des Rollstuhls verursachte im 95. Perzentil Werte von bis zu 45 Nm Drehmoment an und 1,2 kN Kompressionskraft auf L5/S1. Beim Manövrieren wurden teilweise lumbale Momente von über 80 Nm und Kompressionskräfte über 1,6 kN berechnet. Die Drehmomente und Kompressionskräfte beim

Schieben und Ziehen des Bettes erreichten während der Startphase höhere Werte als in den übrigen Phasen, was auf ungünstigere Körperhaltungen zurückgeführt werden kann. **Diskussion.** In dieser Untersuchung konnten äußere Muskel-Skelett-Belastungen und Lumbalbelastungen beim Ziehen und Schieben von Krankenbetten und Rollstühlen quantifiziert werden. Die Ergebnisse früherer Studien wurden mit Einschränkungen bestätigt. Zur Verifizierung der Ergebnisse sollten weitere Untersuchungen mit einem größeren Probandenkollektiv und unterschiedlichen Bodenbelägen durchgeführt werden.

Schlüsselwörter

Krankenbett · Rollstuhl · Handkraft · Körperhaltung · Bandscheibendruckkraft

Musculoskeletal stress during pushing and pulling hospital beds and wheelchairs

Abstract

Background. In this pilot study the physical stresses associated with pushing, pulling and maneuvering of hospital beds and wheelchairs were measured and recorded under standardized laboratory conditions. This enabled initial observations of the external stress on the musculoskeletal system to be quantified and the lumbar stress to be estimated.

Methods. A typical hospital bed and a hospital wheelchair were used by 10 subjects for standardized pushing and pulling tests. Hand forces were measured by a 3D measurement system in handles fitted to the hospital bed and wheelchair. The CUELA measurement system was used to record body posture, joint angles of the upper and lower extremities and of the torso/back. The resulting torques

and compression forces in the lumbar spine region (L5/S1) were estimated using simple biomechanical model calculations.

Results. The pushing, pulling and maneuvering of hospital beds and wheelchairs with a total weight of 240 and 135 kg during straight line travel required mean hand forces of up to $79 \text{ N} \pm 7 \text{ N}$ (maximum value 368 N). Measurement of the hand force during negotiation of a step with a wheelchair and a dummy weight of 100 kg yielded a maximum value of 856 N (mean $128 \text{ N} \pm 86 \text{ N}$ and $221 \text{ N} \pm 184 \text{ N}$, respectively). Pushing and pulling of the bed and wheelchair resulted in torque values of up to 45 Nm and compression forces of up to 1.2 kN at the 95th percentile. Torques of over 80 Nm and compression forces of over 1.6 kN were measured in some cases during

maneuvering. The torques and compression forces generated at the L5/S1 level during pushing and pulling of the bed were higher at the beginning of pulling than in other phases. This can be attributed to unfavorable posture. **Discussion.** In this study forces and stresses arising during the pulling and pushing of hospital beds and wheelchairs were measured. The results of earlier studies were confirmed, subject to the constraints deriving from differences between the methods. The results should be verified by further studies employing a larger collective of test subjects and different floor coverings.

Keywords

Hospital bed · Wheelchair · Handforce · Posture · Disc compression force

Ein Versuchsdurchgang „Flur“ bestand aus jeweils einem Hin- und Rückweg, ein Versuchsdurchgang „Manövrieren im Zimmer“ aus Hin- und Rückweg mit jeweils einer Halteposition, vorwärts schiebend und rückwärts ziehend (Abb. 2).

Das Ziehen des Bettes erfolgte rückwärtsgehend. Die Rollen bzw. Räder standen zu Versuchsbeginn in Fahrtrich-

tung. Die Lenksperren der kopfseitigen Laufrollen des Bettes wurden für den Geradeauslauf eingerastet und für die Manöviervorgänge frei beweglich eingestellt. Das Leergewicht des Bettes (ohne Auflagen wie Matratze, Bettgarnitur usw.) betrug 140 kg, die Kraftgriffe wogen inkl. Befestigung 5,6 kg. Unterschiedliche Patientengewichte wurden durch verschieden schwere Dummies (80

und 100 kg) realisiert. Für die Ausführung der Zieh- und Schiebeaufgaben wurden keine Zeitlimits vorgegeben, die Ganggeschwindigkeit konnte somit frei gewählt werden. Zwischen den Wiederholungen standen den Probanden kurze Pausen zur Verfügung, während denen die Startbedingungen (Positionierung des Bettes bzw. des Rollstuhls und Aus-

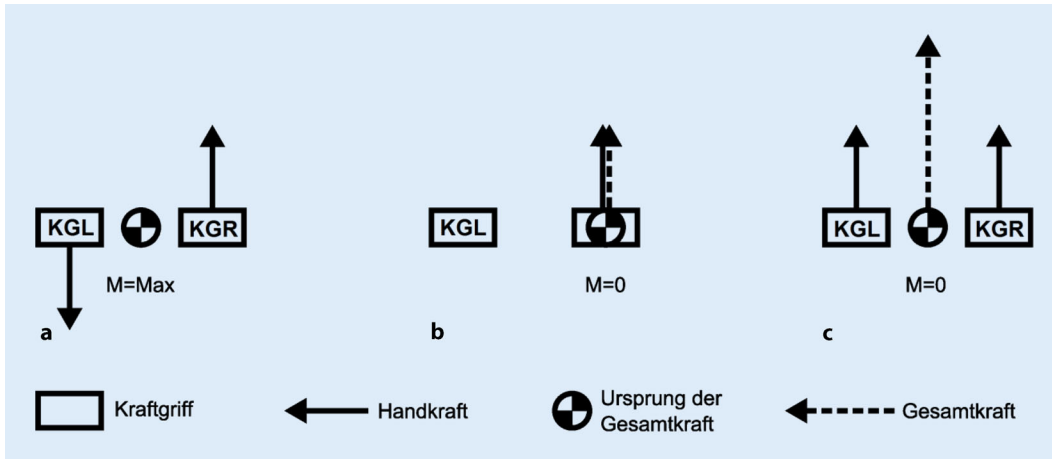


Abb. 3 ◀ Verschiedene Kraftfälle in der Draufsicht, resultierende Momente (M) und vektorielle Gesamtkräfte. Die Pfeile der Handkräfte entsprechen den Kraftvektoren ($\overrightarrow{KGR_F}$) und ($\overrightarrow{KGL_F}$), die Positionen der Kraftgriffe entsprechen $\overrightarrow{KGL_{Pos}}$ und $\overrightarrow{KGR_{Pos}}$. Der Ursprung der Gesamtkraft entspricht $\overrightarrow{KGGes_{Pos}}$

richtung der Rollen) wiederhergestellt wurden.

Versuchsdesign: Rollstuhl

Auf die Kombinationen „Rollstuhl ziehen auf langem Flur“ und „Rollstuhl leer“ wurde verzichtet, da diese im täglichen Pflegebetrieb kaum vorkommen bzw. keine relevante körperliche Belastung darstellen. Ansonsten wurde derselbe Parcours wie mit dem Bett verwendet. In einem Zusatzversuch wurde mit einem Probanden exemplarisch das Schieben über eine Rampe (Neigungswinkel: $3,5^\circ$) sowie die Überwindung einer Stufe (Höhe: 13 cm) mit dem Rollstuhl und dem 100 kg schweren Dummy durchgeführt.

Das Leergewicht des Rollstuhls betrug 35 kg, die Kraftgriffe wogen inkl. Befestigung 5,6 kg. Unterschiedliche Patientengewichte wurden auch hier mit verschiedenen schweren Dummies (80 und 100 kg) simuliert.

Aufgrund des anzunehmenden variierenden Kraftverlaufs innerhalb der Versuchsteile wurde beim Ziehen und Schieben auf gerader, längerer Strecke (Flur) eine Unterteilung in verschiedene Phasen vorgenommen, die als Startphase, Rollphase und Bremsphase bezeichnet werden und folgendermaßen definiert sind:

- Die Startphase („Start“) beginnt mit dem Start des Versuchs und endet nach dem 4. Schritt des Probanden, der durch eine Mustererkennung des Kniewinkelverlaufs mit dem CUELA-System erfasst wurde.
- Die Rollphase („Roll“) beginnt mit dem Abschluss des 4. Schritts und

endet vor Beginn der letzten 4 Schritte. Eine Unterteilung der Rollphase in Geradeausfahrt und Kurvenfahrt wurde anhand der einsetzenden und endenden Lenkbewegungen vorgenommen.

- Die Bremsphase („Brems“) beinhaltet den Zeitraum der letzten 4 Schritte bis zum Stillstand des Bettes bzw. Rollstuhls.

Das Manövrieren stellt eine Ansammlung mehrerer aufeinanderfolgender Start-, Roll- und Bremsphasen mit gleichzeitigen Lenkbewegungen dar und wurde nicht in einzelne Phasen untergliedert.

Auswertungsparameter

Als Grundlage für die Abschätzung der Muskel-Skelett-Belastungen dienen in dieser Studie die im Folgenden aufgeführten Parameter.

Gesamtkraft an Kraftgriffen (N)

Die Gesamtkraft beider Hände ist definiert als die vektorielle Summe der jeweils 3 Komponenten beider Handkräfte (X-, Y- und Z-Richtung). Es werden folgende statistische Werte berechnet: Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Maximum (Max) sowie die Perzentilwerte 5 % (P05), 25 % (P25), 50 % (Median, P50), 75 % (P75) und 95 % (P95). Eine Bewertung der Kräfte erfolgt nach ISO 11228-2 [23] und DIN 33411-5 [6].

Moment an Kraftgriffen (Nm)

Das resultierende Moment zwischen beiden Kraftgriffen (KGR, KGL) dient

als Maß für die Differenz hinsichtlich Kraftrichtung und -höhe (bei asymmetrischen Kraftaufwendungen beider Hände) und wird bei der Berechnung der Lumbalmomente und Kompressionskräfte an L5/S1 berücksichtigt. **Abb. 3** zeigt beispielhaft verschiedene vorkommende Kraftfälle für die Berechnung des resultierenden Handkraftmoments. Es wird in 2 Schritten berechnet. Im ersten Schritt erfolgt die Berechnung der Position eines *virtuellen* Gesamtkraftgriffs ($\overrightarrow{KGGes_{Pos}}$) aus den Positionen der Kraftgriffe ($\overrightarrow{KGL_{Pos}}$, $\overrightarrow{KGR_{Pos}}$) und den gemessenen Kräften beider Kraftgriffe ($\overrightarrow{KGR_F}$, $\overrightarrow{KGL_F}$):

$$\begin{aligned} \overrightarrow{KGGes_{Pos}} &= \\ \overrightarrow{KGL_{Pos}} &+ \left(\overrightarrow{KGR_{Pos}} - \overrightarrow{KGL_{Pos}} \right) \\ &\cdot \frac{|\overrightarrow{KGR_F}|}{|\overrightarrow{KGR_F}| + |\overrightarrow{KGL_F}|} \\ &\cdot \left(\overrightarrow{KGR_F} + \overrightarrow{KGL_F} \right). \end{aligned}$$

Im zweiten Schritt wird das Moment aus der Position des Gesamtkraftgriffs ($\overrightarrow{KGGes_M}$) und dem Kreuzprodukt der beiden Hebelarme der Kraftgriffe und deren Kräfte berechnet:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{KGGes_M} &= \\ \left(\overrightarrow{KGR_{Pos}} - \overrightarrow{KGGes_{Pos}} \right) &\times \overrightarrow{KGR_F} \\ + \left(\overrightarrow{KGL_{Pos}} - \overrightarrow{KGGes_{Pos}} \right) &\times \overrightarrow{KGL_F} \end{aligned}$$

- a) Bei entgegengesetzten Kraftrichtungen an den Kraftgriffen entsteht ein maximales Moment um den Ursprung, da beide Kräfte mit dem

Tab. 1 Schema zur Klassifikation von Momenten nach Tichauer [35, 36] und Kriterien nach Hector und Jäger [19]

Moment an L5/S1 (ML5/S1) in Nm	Belastung, Arbeitsschwere	Anforderungen oder Einschränkungen	Belastungsstufe	Belastungsintensität
ML5/S1 < 40	Leicht, mühelos	Ungeübte Personen, Frauen oder Männer, Konstitution unerheblich	1	Gering belastend
40 ≤ ML5/S1 < 85	Mittelschwer	Guter Körperbau, einige Übung	2	Überlastung möglich
85 ≤ ML5/S1 < 135	Schwer	Ausgewählte Personen, eingehende Schulung, Ruhepausen	3	Überlastung wahrscheinlich
135 ≤ ML5/S1	Sehr schwer	Große Sorgfalt bei der Personenauswahl und Schulung, Schichtabschnitte	4	Überlastung sehr wahrscheinlich

Tab. 2 Mittlerer Zeitaufwand (min) für Schiebe- und Ziehvorgänge (je 3 Hin- und Rückwege ≙ 180 m) und mittlere Ganggeschwindigkeit (ms⁻¹) für Frauen (w) und Männer (m)

Ziehen (w/m)		
Leer	80 kg	100 kg
4,05/3,86 min (0,74/0,77 ms ⁻¹)	4,02/4,08 min (0,75/0,74 ms ⁻¹)	3,86/4,15 min (0,78/0,72 ms ⁻¹)
Schieben (w/m)		
Leer	80 kg	100 kg
3,16/3,25 min (0,95/0,92 ms ⁻¹)	3,46/3,61 min (0,87/0,83 ms ⁻¹)	3,35/3,68 min (0,90/0,82 ms ⁻¹)

maximalen Hebelarm in die Berechnung eingehen. Die vektorielle Gesamtkraft kann in diesem Fall auch 0 sein.

- b) Bei Kraftausübung an nur einem Kraftgriff entsteht kein Moment, da der Ursprung der Gesamtkraft gleich dem Ursprung der einzelnen Kraft ist und somit kein Hebelarm existiert. Die vektorielle Gesamtkraft entspricht der Kraft an dem einzelnen Kraftgriff.
- c) Bei gleichgerichteter Kraftausübung an beiden Kraftgriffen ist der Ursprung der Gesamtkraft mittig zwischen beiden Kraftgriffen und jede Kraft geht mit ihrem Hebelarm in das Moment ein. Das Moment kann 0 sein, wenn die Kräfte in beiden Kraftgriffen gleich hoch und gleich gerichtet sind. Die Gesamtkraft entspricht der vektoriellen Summe beider Kraftgriffe.

Ein resultierendes Moment von 50 Nm zwischen den 50 cm voneinander entfernten Kraftgriffen kann z. B. durch das Ziehen in waagerechter Richtung mit 100 N an einem Kraftgriff und gleich-

zeitiges Schieben am anderen Kraftgriff mit 100 N entstehen.

Moment an L5/S1 (Nm)

Die Körperhaltungen und Gelenkwinkel sind wesentlicher Bestandteil der Berechnung des Moments an und der Kompressionskraft auf L5/S1. Das zur Messung und Aufzeichnung dieser Parameter verwendete CUELA-System liefert mit seinen unterschiedlichen am Körper angebrachten Sensoren Winkelwerte für die Kopfhaltung, Armhaltung, Rumpfhaltung und Beinhaltung. Aus den Körperhaltungs- und Kraftgriffdaten wurden mittels dreidimensionaler biomechanischer Modellrechnungen mit 8 Segmenten (je 3 Armsegmente, Kopf und Rumpf mit jeweils definierten Massen, Maßen und Segmentschwerpunkten) oberhalb von L5/S1 das Moment an der Bandscheibe L5/S1 ($\vec{M}_{L5/S1}$) berechnet (in Anlehnung an Glitsch et al. [18]). Dieses Moment besteht zum einen aus dem Körpermoment (Summe aller Segmentgewichte multipliziert mit dem jeweiligen Hebelarm des Segmentschwerpunkts von L5/S1) und zum anderen aus dem Moment resultierend

aus den Kraftgriffen (Gesamtkraft der Kraftgriffe multipliziert mit dem Hebelarm). Das Moment wird quasistatisch berechnet, d. h. dynamische Effekte aufgrund der Massenträgheit werden als vernachlässigbar klein angenommen:

$$\vec{M}_{L5/S1} = \sum_{l=1}^8 (\vec{L5S1} - \vec{Seg}_l) \times (m_{Seg_l} \cdot \vec{g}) + \vec{KGes}_M + (\vec{L5S1} - \vec{KGes}_{Pos}) \times \vec{KGes}_F$$

Der Betrag des lumbalen Gesamtmomentenvektors wurde nach dem von Tichauer [36] definierten Schema zur Klassifikation von Momenten an L5/S1 bewertet (■ Tab. 1):

Kompressionskraft auf L5/S1 (kN)

Basierend auf dem Moment an L5/S1 wird anhand eines sehr einfachen Muskelmodells die Kompressionskraft abgeschätzt. Das Muskelmodell enthält zur eindeutigen Lösung der Momentengleichung für die zu kompensierenden Momente einen Rückenstrecker-muskel mit fest definierter anatomischer Geometrie [9]. Hiermit erfolgte die Abschätzung der Kompressionskraft auf L5/S1 unter Vernachlässigung der Seitbeuge- und Torsionsmomente – verursacht durch asymmetrische Körperhaltungen und/oder Kraftausübungen. Eine Bewertung der Kräfte erfolgt nach den „Dortmunder Richtwerten“ [24].

Statistische Auswertung

Die Auswertung der Versuchsdaten erfolgte mit den folgenden statistischen Verfahren und Programmen: Die Darstellung von Verteilungen der Mittelwerte erfolgt in Boxplots. Die Box entspricht hierbei dem Wertebereich, in dem die mittleren 50 % der Daten liegen. Sie wird durch das 25. und 75. Perzentil der Daten begrenzt. Der Median (50. Perzentil) ist als durchgehender Querstrich in der Box eingezeichnet. Die Antennen (Whiskers) markieren jeweils das 5. und 95. Perzentil der Werteverteilung. Die Boxplots wurden mit der im IFA entwickelten Auswertesoftware

Tab. 3 Gesamtkräfte (N) für das Manövrieren (M), Schieben (S) und Ziehen (Z) des Bettes mit unterschiedlichen Dummygewichten (leer, 80 und 100 kg). Werte sind zeitgewichtete Mittelwerte der Einzelversuche; Ausnahme Max (absoluter maximaler Einzelwert)

Gewicht	Leer			80 kg			100 kg		
	M	S	Z	M	S	Z	M	S	Z
P05	20	32	25	23	34	26	23	37	28
P25	39	49	36	48	53	39	48	59	41
P50	54	61	44	69	68	49	71	74	52
P75	76	77	54	95	86	62	103	93	65
P95	122	106	72	144	119	84	161	124	86
MW	60	64	46	74	71	51	79	77	54
SD	7	17	15	8	19	18	7	20	19
Max	272	301	273	330	326	368	327	334	327

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, P05 bis P95 Perzentilwerte

Tab. 4 Gesamtkräfte (N) für das Manövrieren (M) und Schieben (S) des Rollstuhls mit Dummygewichten von 80 und 100 kg. Werte sind zeitgewichtete Mittelwerte der Einzelversuche; Ausnahme Max (absoluter maximaler Einzelwert)

Gewicht	80 kg		100 kg	
	M	S	M	S
P05	20	27	17	28
P25	37	40	36	44
P50	51	49	52	54
P75	70	61	75	67
P95	106	80	125	88
MW	55	51	59	56
SD	12	19	10	18
Max	175	240	264	272

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, P05 bis P95 Perzentilwerte

Tab. 5 Gesamthandkräfte beim Befahren einer Rampe und Überwinden einer Stufe mit dem Rollstuhl und einem Dummygewicht von 100 kg

Gesamtkraft an Kraftgriffen (N)	Rampe		Stufe			
	Abwärts	Aufwärts	Abwärts, Schieben	Abwärts, Ziehen	Aufwärts, Schieben	Aufwärts, Ziehen
P05	33	88	42	53	63	24
P25	44	108	70	126	100	88
P50	54	129	98	169	170	172
P75	68	157	153	214	288	316
P95	102	193	320	336	431	561
MW	59	133	128	174	203	221
SD	22	33	86	79	121	184
Max	189	251	405	361	504	856

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, P05 bis P95 Perzentilwerte

für CUELA-Messwerte (WIDAAN) erzeugt. Die Unterschiede zwischen der Bewegungsart (Ziehen, Schieben, Manövrieren) und den Gewichten (leer, 80 kg, 100 kg) wurden mit einem t-Test (2-seitig, Signifikanzniveau $p = 0,05$)

auf ihre Signifikanz hin getestet (SPSS, Version 18).

Ergebnisse

Allgemein

Die Schiebe- und Ziehvorgänge unterschieden sich hinsichtlich der Ausführungsdauer; für das Ziehen des Bettes über den Flur wurde im Mittel etwas mehr Zeit aufgewendet als für das Schieben (Tab. 2).

Es zeigt sich auch, dass die Unterschiede bezüglich des Geschlechts nur marginal sind. Aufgrund der individuellen Höhenanpassung der Kraftgriffe waren Körperhöhenunterschiede in diesem Versuchsdesign ebenfalls ohne Bedeutung. Insofern wird im Folgenden auf eine getrenntgeschlechtliche Auswertung verzichtet.

Auswertungsparameter

Im Folgenden werden jeweils die Ergebnisse der Messungen mit den Handkraftgriffen (Gesamtkraft beider Einzelkraftgriffe, Kraftrichtung und resultierendes Kraftmoment zwischen den Kraftgriffen) und dem CUELA-Messsystem dargestellt (Körperhaltungen). Aus diesen Daten werden die Werte für die Kompressionskraft auf L5/S1 und das Moment an L5/S1 berechnet.

Gesamtkraft an Kraftgriffen (Flur und Zimmer)

Die Werte der Handkräfte (Gesamtkraft beider Kraftgriffe) von jeweils 3 Versuchsdurchgängen aller Probanden und die daraus resultierenden Mittelwerte sind in Tab. 3 und 4 dargestellt.

Die P50-Werte aller Schiebe- und Ziehversuche (ohne Rampe und Stufe) lagen in einem relativ engen Bereich zwischen 44 und 74 N. Die Werte des P05 lagen zwischen 20 und 37 N, die des P95 zwischen 72 und 161 N. Die Zunahme der Kraftwerte mit steigendem Bett- bzw. Rollstuhlgesamtwert ist deutlich zu erkennen, ebenso die Unterschiede zwischen den Bewegungsarten. Innerhalb der Gewichtgruppen wurde jeweils beim Manövrieren die größte Spanne zwischen dem P5 und P95 gemessen, die geringste Variation gab es beim Ziehen. Die höchsten Werte des P95 wurden jeweils beim Manövrie-

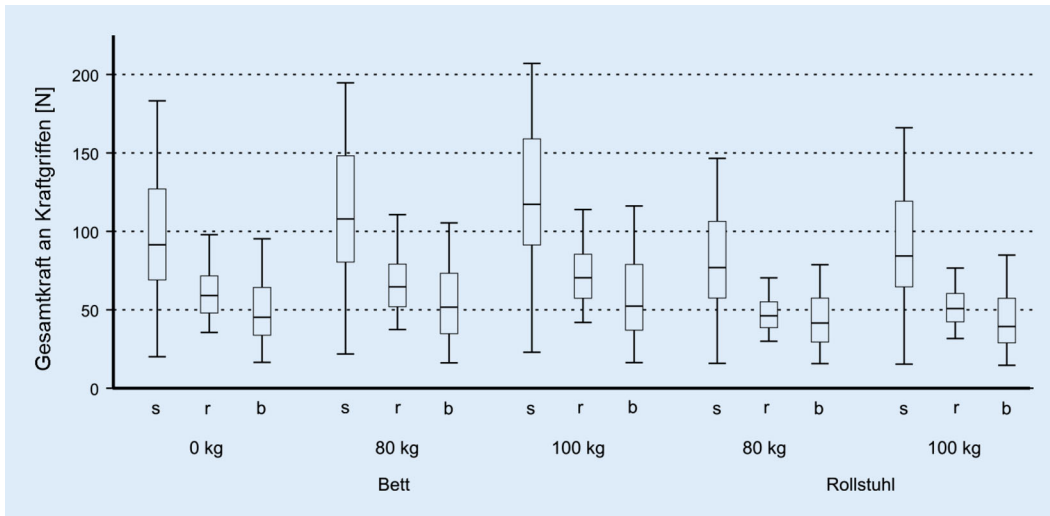


Abb. 4 ◀ Perzentile der Gesamthandkräfte bei den Start- (s), Roll- (r) und Bremsphasen (b) beim Schieben des Bettes und des Rollstuhls mit verschiedenen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

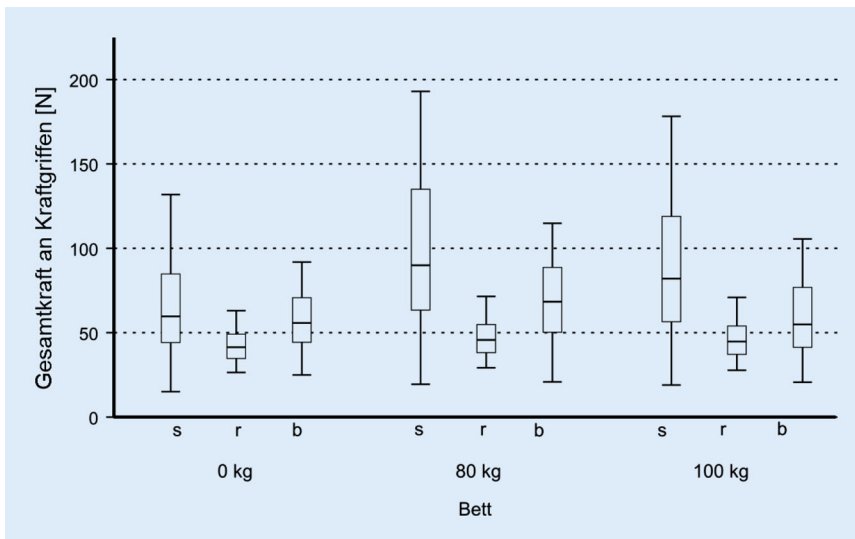


Abb. 5 ▲ Boxplots der Gesamthandkräfte bei den Start- (s), Roll- (r) und Bremsphasen (b) beim Ziehen des Bettes mit verschiedenen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

ren erfasst, die geringsten ausschließlich beim Ziehen. Als maximaler Einzelwert wurde 368 N beim Ziehen des mit einem 80 kg schweren Dummy beladenen Bettes gemessen.

Nach den Ergebnissen des t-Tests unterscheiden sich die Kraftwerte beim Ziehen, Schieben und Manövrieren hinsichtlich des Gewichts nur zwischen leer und 80 kg ($p < 0,001$) sowie zwischen leer und 100 kg ($p < 0,001$). Zwischen 80 und 100 kg Gewicht wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Auch für den Rollstuhl wurde kein signifikanter Unterschied zwischen 80 und 100 kg Dummy berechnet. Hinsichtlich der Bewegungsarten Schieben, Ziehen und Manövrieren bestand zwischen

Manövrieren und Schieben kein signifikanter Unterschied (Bett und Rollstuhl), während der t-Test für die Kombinationen Ziehen-Schieben und Ziehen-Manövrieren beim Bett hochsignifikant unterschiedliche Werte lieferte (jeweils $p < 0,001$). Dies gilt jeweils für alle Gewichtseladungen (leer, 80 und 100 kg).

In Anbetracht des variierenden Kraftverlaufs innerhalb der Versuchsteile wurde beim Ziehen und Schieben eine Unterteilung in Startphase, Rollphase und Bremsphase vorgenommen. Da während der Rollphase ebenfalls ein Manövriervorgang in Form einer Kurve vorzunehmen war, wurde dieser Lenkvorgang in die Auswertung nicht mit einbezogen. In **Abb. 4 und 5** sind Boxplot-Verteilungen

der charakteristischen Perzentilwerte der gemessenen Gesamthandkraftwerte der einzelnen Start-, Roll- und Bremsphasen dargestellt. Die Perzentilwerte berechnen sich aus den Mittelwerten der Perzentile aller 10 Probanden. Erwartungsgemäß traten die höchsten Werte und der größte Wertebereich beim Schieben und Ziehen während der Startphase auf. Während bei den Schiebeversuchen im Mittel höhere Werte in der Rollphase als in der Bremsphase gemessen wurden, verhält es sich bei den Ziehversuchen umgekehrt. Hier wurden in der Bremsphase höhere Werte als in der Rollphase gemessen. Für die Rollphasen wurden einheitlich vergleichsweise nur geringe Kraftwerte und Standardabweichungen ermittelt. Die Werte des P95 betragen zwischen 63 N (Bett, 0 kg, Ziehen, Rollphase) und 207 N (Bett, 100 kg, Schieben, Startphase).

Kraftgriff Gesamtkraft (Rampe und Stufe)

Mit dem Rollstuhl wurde mit einem Probanden neben der Schiebe- und Manövrierversuche auch exemplarisch das Überwinden einer Stufe und das Befahren einer Rampe mit jeweils 3 Wiederholungen und schwerem Dummy (100 kg) durchgeführt. Beim Befahren der Rampe wurden dabei Kraftwerte zwischen 33 N (P05) und 107 N (P95) beim Abwärtsschieben und 85 N (P05) und 193 N (P95) beim Aufwärtsschieben gemessen (**Tab. 5**). Beim Überwinden der Stufe betrug das 50. Perzentil bei

Tab. 6 Momente an Kraftgriffen beim Schieben, Ziehen und Manövrieren des Krankenbettes und des Rollstuhls in den verschiedenen Phasen (Start-, Roll-, und Bremsphase) mit verschiedenen Dummygewichten (0 kg, 80 kg, 100 kg)

Kraftgriffmoment (Nm)	MW	SD	P5	P25	P50	P75	P95	Max
Bett_0_Manoevert	13	13	1	3	8	18	39	103
Bett_0_Schieben_Roll	4	3	0	1	3	5	11	54
Bett_0_Schieben_Brems	3	2	0	1	2	4	7	16
Bett_0_Schieben_Start	3	2	0	1	2	4	7	18
Bett_0_Ziehen_Roll	4	3	1	2	3	6	10	33
Bett_0_Ziehen_Brems	3	2	0	1	2	4	7	21
Bett_0_Ziehen_Start	4	3	0	1	3	5	9	31
Bett_80_Manoevert	12	11	1	3	8	16	35	109
Bett_80_Schieben_Roll	4	3	0	1	3	5	10	38
Bett_80_Schieben_Brems	2	2	0	1	2	4	7	27
Bett_80_Schieben_Start	3	3	0	1	3	5	8	20
Bett_80_Ziehen_Roll	3	3	0	1	3	4	8	35
Bett_80_Ziehen_Brems	2	2	0	1	2	3	6	22
Bett_80_Ziehen_Start	2	2	0	1	2	3	6	19
Bett_100_Manoevert	12	13	1	3	8	17	39	111
Bett_100_Schieben_Roll	4	3	0	1	3	5	10	47
Bett_100_Schieben_Brems	2	2	0	1	2	4	7	22
Bett_100_Schieben_Start	3	2	0	1	2	4	7	22
Bett_100_Ziehen_Roll	4	3	1	1	3	5	9	27
Bett_100_Ziehen_Brems	2	2	0	1	2	3	6	29
Bett_100_Ziehen_Start	3	2	0	1	2	4	8	24
Rollstuhl_80_Manoevert	4	4	1	1	3	5	11	32
Rollstuhl_80_Schieben_Roll	2	2	0	1	2	3	6	21
Rollstuhl_80_Schieben_Brems	2	1	0	1	1	2	4	12
Rollstuhl_80_Schieben_Start	2	1	0	1	2	3	5	13
Rollstuhl_100_Manoevert	4	4	0	1	3	6	14	43
Rollstuhl_100_Schieben_Roll	2	2	0	1	2	3	6	24
Rollstuhl_100_Schieben_Brems	2	2	0	1	1	3	5	14
Rollstuhl_100_Schieben_Start	2	2	0	1	2	3	5	32

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

Tab. 7 Momente an Kraftgriffen beim Bewegen des Rollstuhls über eine Rampe bzw. Stufe mit 100 kg Dummygewicht

Kraftgriffmoment (Nm)	MW	SD	P05	P25	P50	P75	P95	Max
Rampe abwärts	3	2	0	1	2	4	7	32
Rampe aufwärts	4	3	1	2	4	6	10	24
Stufe abwärts rückwärts	3	3	1	1	2	4	11	14
Stufe abwärts vorwärts	5	4	1	2	4	7	11	16
Stufe aufwärts rückwärts	5	8	0	1	2	5	27	39
Stufe aufwärts vorwärts	5	4	1	2	4	7	13	25

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

allen Kombinationen mit Ausnahme des Abwärtsschiebens (98 N) etwa 170 N, während das 95. Perzentil und die Maximalwerte deutlich unterschiedlicher ausfielen. Maximal wurden 856 N erreicht (Stufe, aufwärts, Ziehen).

Kraftrichtung

Neben der Körperhaltung und der über die Hände eingeleiteten Kräfte ist eine weitere notwendige Komponente zur Abschätzung der körperlichen Belastung die Kraftrichtung. Die mittlere Kraftrichtung der einzelnen Phasen aller Kombinationen ist in **Abb. 6, 7 und 8** dargestellt. Die blauen Pfeile markieren die Kraftrichtungen der einzelnen Beladungsgewichte (0 kg, 80 kg, 100 kg). Die Länge der Pfeile stellt den Mittelwert der Gesamtkraft der jeweiligen Phase dar.

Die mittlere Kraftrichtung beim Manövrieren ist für eine Belastungseinschätzung nur bedingt aussagekräftig, da eine Einteilung in Roll-, Schub-, und Zugphasen kaum möglich ist und sowohl Schiebe- als auch Ziehvorgänge in ähnlichem Maße und auch gleichzeitig über die beiden Hände vorkommen können. Die resultierende mittlere Kraftrichtung ist hier eine geringe, nahezu senkrecht nach unten wirkende Kraft.

Kraftmomente zwischen den Kraftgriffen

Die resultierenden Momente zwischen den Kraftgriffen erreichten beim Manövrieren des Bettes erwartungsgemäß die höchsten Werte (**Tab. 6**). Sie lagen im Mittel bei 12 Nm (80 und 100 kg Dummy) bzw. 13 Nm (leeres Bett) und beim Manövrieren des Rollstuhls bei 4 Nm (80 und 100 kg Dummy). Im 95. Perzentil wurden beim Schieben und Ziehen über eine gerade Strecke Werte zwischen 4 und 11 Nm erreicht. Maximal wurden für das Manövrieren des Bettes 103 bis 111 Nm berechnet. Beim leichteren und einfacher zu manövrierenden Rollstuhl lagen die Maximalwerte bei 32 Nm (80 kg Dummy) und 43 Nm (100 kg Dummy).

Für das Bewegen eines Rollstuhls über eine Rampe oder Stufe wurden im Mittel ähnliche Werte wie beim Schieben oder Ziehen über eine gerade Strecke berechnet (**Tab. 7**). Asymmetrische Schiebe- oder Ziehvorgänge, die hohe Momente

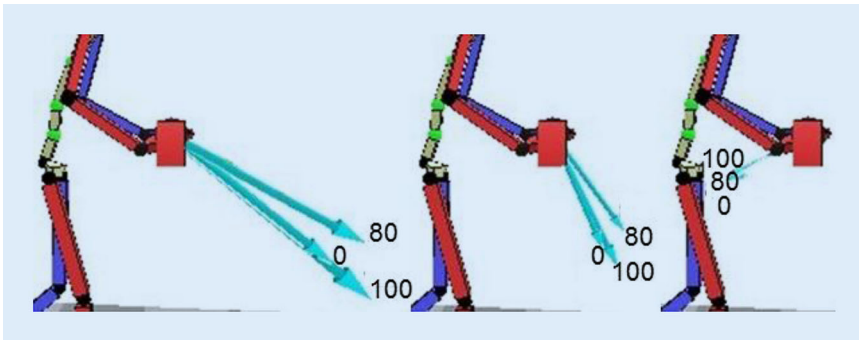


Abb. 6 ▲ Mittlere Krafrichtungen während Start- (links), Roll- (Mitte) und Bremsphase (rechts) beim Schieben des Bettes mit unterschiedlichen Dummygewichten (0 kg, 80 kg, 100 kg). Blaue Pfeile Krafrichtungen der einzelnen Beladungsgewichte (0 kg, 80 kg, 100 kg). Länge der Pfeile Mittelwert der Gesamtkraft der jeweiligen Phase. (Mit freundl. Genehmigung des Verlages Bussert & Stadel, [2])

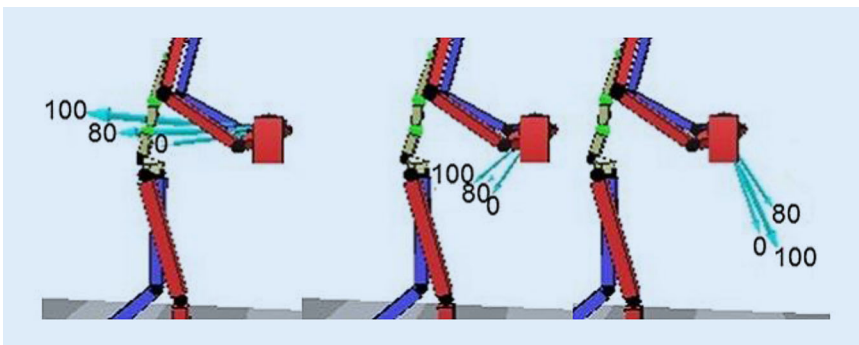


Abb. 7 ▲ Mittlere Krafrichtungen während Start- (links), Roll- (Mitte) und Bremsphase (rechts) beim Ziehen des Bettes mit unterschiedlichen Dummygewichten (0 kg, 80 kg, 100 kg). Blaue Pfeile Krafrichtungen der einzelnen Beladungsgewichte (0 kg, 80 kg, 100 kg). Länge der Pfeile Mittelwert der Gesamtkraft der jeweiligen Phase. (Mit freundl. Genehmigung des Verlages Bussert & Stadel, [2])

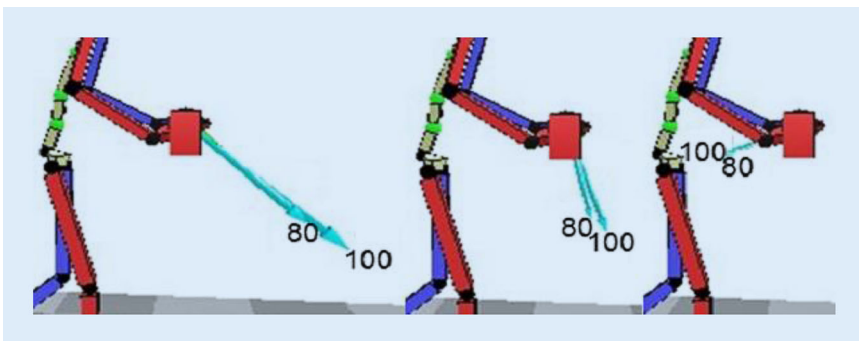


Abb. 8 ▲ Mittlere Krafrichtung während Start- (links), Roll- (Mitte) und Bremsphase (rechts) beim Schieben des Rollstuhls mit unterschiedlichen Dummygewichten (80 kg, 100 kg). Blaue Pfeile Krafrichtungen der einzelnen Beladungsgewichte (80 kg, 100 kg). Länge der Pfeile Mittelwert der Gesamtkraft der jeweiligen Phase

zur Folge haben könnten, wurden dabei nicht durchgeführt.

Körperhaltungen

Während der verschiedenen Versuche wurden in den Start-, Roll- und Bremsphasen die Häufigkeitsverteilungen der Rückenkrümmung und Rumpfneigung

berechnet. Für die Rückenkrümmung wurden, mit Ausnahme der Versuche mit dem 100 kg schweren Dummy (bis zu 24° im 95. Perzentil) im Bett, ausschließlich Winkel zwischen 3° (P5) und 20° (P95) gemessen. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Phasen waren hinsichtlich der Rückenkrümmung kaum ausgeprägt.

Im Gegensatz dazu waren die Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Phasen beim Rumpfneigungswinkel deutlicher zu erkennen. Bei Schiebeprozessen kommen „leicht überstreckte Haltungen“, d. h. Körperhaltungen mit Rumpfneigungen nach hinten (bis maximal -5°) regelmäßig während der Bremsphase vor, während bei den Ziehversuchen leicht überstreckte Haltungen nur während der Start- und Rollphasen auftraten. Leicht gekrümmte Haltungen mit Rumpfneigungen nach vorne von über 20° traten nur während der Startphasen beim Schieben des Bettes auf. Für alle anderen Versuchskombinationen wurden Rumpfneigungen im neutralen Bereich verzeichnet.

Bei den Manövriervorgängen wurden innerhalb der Perzentilgrenzen (P5 bis P95) keine negativen Rumpfneigungs- und Rückenkrümmungswinkel gemessen. Die Neigung und Krümmung nach vorne ist auch hier abhängig von der zu bewegend Masse und steigt mit dieser leicht an.

Die Neigungen, Krümmungen und Torsionen des Oberkörpers zur rechten und linken Seite waren auch bei den Manövriervorgängen, bei denen es zu erwarten gewesen wäre, nur sehr gering ausgeprägt und lagen beim 5. und 95. Perzentil jeweils deutlich unterhalb von 10°, die laut Delleman [3] die Grenze zwischen neutraler und leicht gekrümmter Haltung bzw. Torsion darstellen.

Die mit dem Körperhaltungsmesssystem CUELA gemessenen Gelenkwinkel und Körperhaltungen gehen zusammen mit den berechneten Momenten aus den Kraftgriffdaten in die Berechnung der Lumbalmomente und Kompressionskräfte an L5/S1 ein.

Kompressionskräfte und Lumbalmomente an L5/S1

Während für das Schieben und Ziehen des Bettes und des Rollstuhls auf gerader Strecke im 95. Perzentil Werte von bis zu 45 Nm Drehmoment und 1,2 kN Kompressionskraft berechnet wurden (Abb. 9 und 10), erreichten die P95-Werte beim Manövrieren teilweise über 80 Nm und über 1,6 kN Kompressionskraft. Im 95. Perzentil wurden beim Manövrieren des Bettes bei allen Ge-

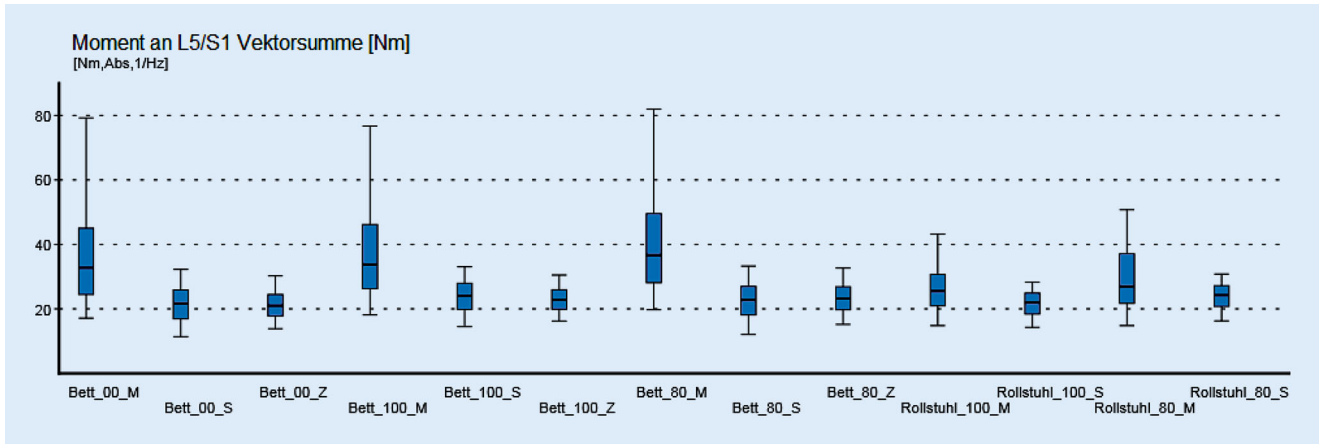


Abb. 9 ▲ Boxplots der Momente an L5/S1 beim Schieben (S), Ziehen (Z) und Manövrieren (M) des Bettes und des Rollstuhls mit verschiedenen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

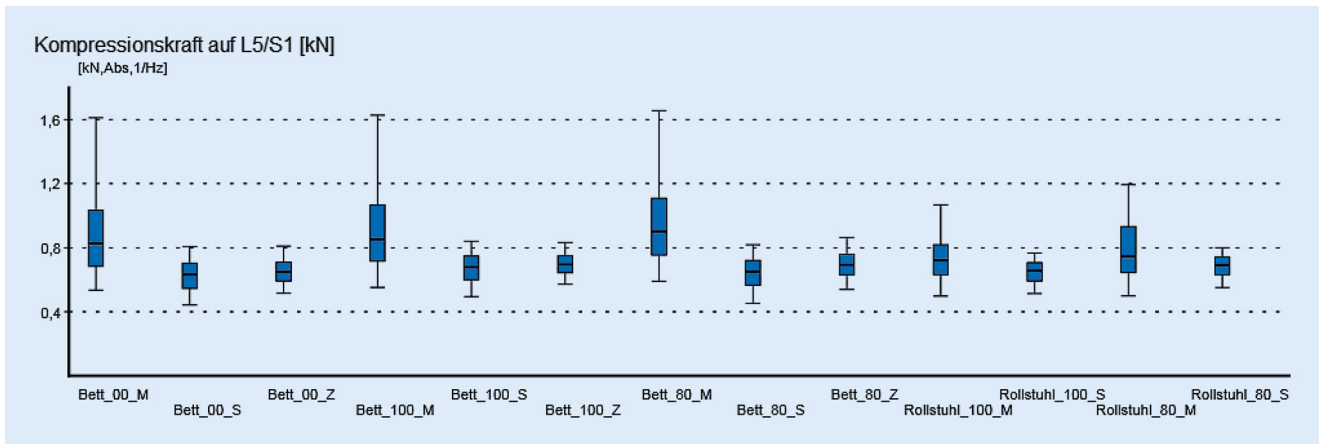


Abb. 10 ▲ Boxplots der Kompressionskraft an L5/S1 beim Schieben (S), Ziehen (Z) und Manövrieren (M) des Bettes und des Rollstuhls mit verschiedenen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

wichtsbelastungen etwa 80 Nm erreicht. Die Mediane streuen bei den Versuchen (Bett und Rollstuhl, alle Bewegungsarten) in einem engen Bereich zwischen 22 und 35 Nm Drehmoment und 0,7 und 1,0 kN Kompressionskraft.

Die Drehmomente und Kompressionskräfte an L5/S1 in den verschiedenen Phasen beim Schieben und Ziehen des Bettes (Tab. 8 und 9) erreichten während der Startphase des zu ziehenden Bettes deutlich höhere Werte als in den übrigen Phasen. Im 95. Perzentil werden hier Werte zwischen 50 und 72 Nm Drehmoment, bzw. 1,2 und 1,6 kN Kompressionskraft erreicht. Selbst im 75. Perzentil wurden bereits Werte von 35 Nm (leeres Bett), 40 Nm (100 kg) und 48 Nm (80 kg) gemessen. Die Kompressionskräfte erreichten hier Werte von 0,9 kN (leeres Bett), 1,0 kN (80 kg) und 1,2 kN (100 kg).

Die Momente beim Schieben und Ziehen des Rollstuhls hingegen erreichen in allen Phasen Werte von weniger als 40 Nm Drehmoment und bis zu 1,0 kN Kompressionskraft im 95. Perzentil (MW: 22 ± 4 Nm bis 27 ± 7 Nm bzw. $1,2 \pm 0,7$ kN bis $1,9 \pm 0,8$ kN; Tab. 8 und 9), was nach Tichauer [36] als „leichte Arbeit, die von untrainierten Männern und Frauen unabhängig von der Körperstatur durchgeführt werden kann“ bezeichnet wird.

Die exemplarischen Messungen mit einem Probanden (3 Wiederholungen) beim Befahren einer Rampe und Überwinden einer Stufe mit dem Rollstuhl und einem 100 kg schweren Dummy ergaben die höchsten gemessenen Werte für die Lumbalbelastung. Für das Befahren der Rampe wurden durchschnittlich 44 ± 9 Nm bzw. $1,2 \pm 0,2$ kN (abwärts) und 38 ± 13 Nm bzw. $1,0 \pm 0,2$ kN Dreh-

moment bzw. Kompressionskraft (aufwärts) berechnet; das 95. Perzentil lag bei etwa 60 Nm bzw. 1,5 kN für beide Bewegungsrichtungen. Erheblich höhere Werte von bis zu 290 Nm bzw. 5,8 kN im 95. Perzentil (aufwärts, vorwärts) wurden beim Überwinden einer Stufe erreicht. Das 50. Perzentil für das Überwinden einer Stufe abwärts lag bei 67 Nm Drehmoment (1,6 kN Kompressionskraft, rückwärts) bzw. 48 Nm Drehmoment (1,3 kN Kompressionskraft, vorwärts; Tab. 10 und 11).

Diskussion

In verschiedenen Normen, Handlungsanleitungen und Merkblättern werden maximal empfohlene Handkraftwerte beim Ziehen und Schieben angegeben. Die ISO 11228-2 [23] unterscheidet dabei

Tab. 8 Moment an L5/S1 beim Schieben und Ziehen während der Start-, Roll- und Bremsphasen mit unterschiedlichen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

Moment an L5/S1 Vektorsumme (Nm)	Max	MW	SD	P05	P25	P50	P75	P95
Bett_0_Schieben_Startphase	82	23	8	12	17	23	28	37
Bett_0_Schieben_Rollphase	100	22	7	11	17	22	26	32
Bett_0_Schieben_Bremsphase	72	23	6	13	18	22	28	33
Bett_0_Ziehen_Startphase	87	30	10	17	22	28	36	50
Bett_0_Ziehen_Rollphase	63	21	5	14	18	21	24	30
Bett_0_Ziehen_Bremsphase	65	21	5	13	17	21	24	30
Bett_80_Schieben_Startphase	97	23	9	10	17	22	28	40
Bett_80_Schieben_Rollphase	74	23	7	12	18	23	27	33
Bett_80_Schieben_Bremsphase	81	28	8	17	22	27	33	43
Bett_80_Ziehen_Startphase	194	40	16	21	27	35	49	73
Bett_80_Ziehen_Rollphase	66	24	5	15	20	23	27	33
Bett_80_Ziehen_Bremsphase	56	23	6	13	19	23	27	34
Bett_100_Schieben_Startphase	83	24	8	12	18	23	30	39
Bett_100_Schieben_Rollphase	61	24	6	15	20	24	28	33
Bett_100_Schieben_Bremsphase	91	26	7	16	21	25	31	38
Bett_100_Ziehen_Startphase	135	34	11	20	25	31	41	56
Bett_100_Ziehen_Rollphase	69	23	4	16	20	23	26	31
Bett_100_Ziehen_Bremsphase	70	23	7	14	19	23	27	35
Rollstuhl_80_Schieben_Startphase	77	25	8	13	19	24	29	39
Rollstuhl_80_Schieben_Rollphase	50	24	5	16	21	24	27	31
Rollstuhl_80_Schieben_Bremsphase	90	27	7	18	22	27	32	38
Rollstuhl_100_Schieben_Startphase	71	23	8	11	17	22	27	38
Rollstuhl_100_Schieben_Rollphase	55	22	4	14	18	22	25	28
Rollstuhl_100_Schieben_Bremsphase	75	25	6	16	20	24	29	36

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

die „initial force“ von der „sustained force“, die mit den in dieser Untersuchung als Start- bzw. Brems- und Rollphase bezeichneten Zieh- und Schiebetätigkeiten verglichen werden können. In der Norm werden die jeweils zurückgelegte Distanz und die Frequenz der Schiebe- und Ziehtätigkeiten berücksichtigt. Die maximalen Kraftwerte für Frauen bei Distanzen von 2 bis 30 m und Häufigkeiten von Schiebe-/Ziehtätigkeiten zwischen 1/5 min und 1/8 h werden hier zwischen 60 N (Schieben, Rollphase, 30 m, 1/5 min) und 230 N (Ziehen, Startphase, 2 m, 1/8 h) angegeben. Die Werte des 95. Perzentils in der durchgeführten Untersuchung lagen im Bereich dieser Empfehlung bei 64 N (P50 = 36 N) bis 221 N und können diesbezüglich als unkritisch eingestuft werden. Die angegebenen Maximalwerte der ISO 11228-2 für eine Frequenz von nur einem Vorgang je 8 h wird im Alltag des Pflegepersonals

vermutlich deutlich überschritten. Der nächstniedrigere Tabellenwert, dessen Frequenz mit 1/5 min beispielsweise in einem Klinikbetrieb kaum je erreicht werden dürfte, beträgt dagegen 130 N während der Startphase für das beidhändige Ziehen („maximum acceptable initial force – 90 % of population, female, handle height 89 cm, 60 m pulling distance“). Eine Handkraft von 130 N in der Startphase wurde während verschiedener Versuchskombinationen mit dem Wert des 75. Perzentils erreicht (Bett mit 80- und 100-kg-Dummy schiebend und Bett mit 80-kg-Dummy ziehend; **Abb. 4 und 5**). Da die Tabellenwerte der Norm jedoch mehr auf zyklischere oder höherfrequente Tätigkeiten abzielen und eine Interpolation der Tabellenwerte nicht ohne Weiteres vorgenommen werden kann, ist eine Einordnung und Bewertung der Höhe der auftretenden Kräfte beim Ziehen und Schieben von Kran-

kenbetten und Rollstühlen nur unter Vorbehalt möglich.

Die DIN 33411-5 [6] gibt für die maximal aufzubringenden Kräfte Werte zwischen 258 und 403 N an (Frauen, P95, stehend, freie Körperhaltung, beidhändig, waagerechte Griffe). Eine Bewertung der hier durchgeführten Zieh- und Schiebetätigkeiten ist mit diesen Kraftwerten jedoch ebenfalls nicht empfehlenswert, da es sich um maximale statische Aktionskräfte handelt, die im Stand und auch nur kurzzeitig aufgebracht werden können.

Eastman Kodak [8] geben als empfohlene Limits der Horizontalkraft 225 N für die Startphase, 112 N für die Rollphase und 360 N für Notstopps an. Steinberg et al. [34] empfehlen für einen schädigungsfreien Umgang mit Lasten beim Ziehen und Schieben weniger als etwa 15 % der Maximalkraft bei länger andauernden Belastungen aufzuwenden. Dies entspräche einer Kraft von 34 N (Frauen) bis 45 N (Männer) für die Rollphase. Diese Werte wurden bei allen Versuchskombinationen bereits ab dem 75. Perzentil überschritten, wobei fraglich ist, ob das Schieben eines Krankenbettes in einem Krankenhaus zu einer länger andauernden Belastung gerechnet werden kann. Nach der Leitmerkmal-methode [33, 34] zur Beurteilung von Schiebe- und Ziehvorgängen wurde ein Punktwert von 18 errechnet, der folgendermaßen definiert ist: „Erhöhte Belastung, körperliche Überbeanspruchung bei vermindert belastbaren Personen möglich. Für den Personenkreis sind Gestaltungsmaßnahmen sinnvoll.“

Die geringeren Kraftwerte der Handkräfte beim Ziehen, die in dieser Untersuchung im Vergleich zum Schieben gemessen wurden, können auf unterschiedliche Ganggeschwindigkeiten und Beschleunigungen bei den verschiedenen Tätigkeiten zurückgeführt werden, da für die Versuchsdurchführung keine zeitlichen Limits vorgegeben wurden. Die Fahrstrecke im Flur wurde rückwärts ziehend (im Mittel 0,75 ms⁻¹) langsamer durchschritten als vorwärts schiebend (im Mittel 0,88 ms⁻¹; **Tab. 2**). Die Ursache für die nur marginal höheren Kompressionskräfte und Momente an L5/S1 beim Ziehen gegenüber dem Schieben

Tab. 9 Kompressionskraft auf L5/S1 beim Schieben und Ziehen während der Start-, Roll- und Bremsphasen mit unterschiedlichen Dummygewichten (0 kg, 80 kg und 100 kg)

Kompressionskraft L5/S1 (kN)	Max	MW	SD	P05	P25	P50	P75	P95
Bett_0_Schieben_Startphase	1,8	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
Bett_0_Schieben_Rollphase	1,7	0,6	0,1	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8
Bett_0_Schieben_Bremsphase	1,6	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
Bett_0_Ziehen_Startphase	2,0	0,8	0,2	0,6	0,7	0,8	0,9	1,2
Bett_0_Ziehen_Rollphase	1,4	0,7	0,1	0,5	0,6	0,6	0,7	0,8
Bett_0_Ziehen_Bremsphase	1,5	0,6	0,1	0,5	0,6	0,6	0,7	0,8
Bett_80_Schieben_Startphase	2,1	0,7	0,2	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0
Bett_80_Schieben_Rollphase	1,4	0,6	0,1	0,5	0,6	0,6	0,7	0,8
Bett_80_Schieben_Bremsphase	1,8	0,8	0,1	0,6	0,7	0,8	0,9	1,1
Bett_80_Ziehen_Startphase	3,7	1,0	0,3	0,7	0,8	0,9	1,2	1,6
Bett_80_Ziehen_Rollphase	1,5	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
Bett_80_Ziehen_Bremsphase	1,3	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,7	0,9
Bett_100_Schieben_Startphase	1,8	0,7	0,2	0,5	0,6	0,7	0,8	1,0
Bett_100_Schieben_Rollphase	1,4	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,7	0,8
Bett_100_Schieben_Bremsphase	1,9	0,7	0,1	0,6	0,7	0,7	0,8	0,9
Bett_100_Ziehen_Startphase	2,9	0,9	0,2	0,7	0,8	0,9	1,0	1,3
Bett_100_Ziehen_Rollphase	1,5	0,7	0,1	0,6	0,6	0,7	0,7	0,8
Bett_100_Ziehen_Bremsphase	1,6	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,7	0,9
Rollstuhl_80_Schieben_Startphase	1,7	0,7	0,1	0,5	0,6	0,7	0,8	1,0
Rollstuhl_80_Schieben_Rollphase	1,2	0,7	0,1	0,6	0,6	0,7	0,7	0,8
Rollstuhl_80_Schieben_Bremsphase	1,9	0,8	0,1	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
Rollstuhl_100_Schieben_Startphase	1,6	0,7	0,1	0,4	0,6	0,6	0,8	0,9
Rollstuhl_100_Schieben_Rollphase	1,3	0,6	0,1	0,5	0,6	0,7	0,7	0,8
Rollstuhl_100_Schieben_Bremsphase	1,7	0,7	0,1	0,6	0,6	0,7	0,8	0,9

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

könnte ebenso in den unterschiedlichen Durchführungsgeschwindigkeiten begründet sein. Bei genauerem Betrachten der resultierenden Drehmomente und Kompressionskräfte beim Manövrieren fällt auf, dass mit steigendem manövriertem Gewicht nicht unbedingt ein höheres Moment einhergeht (Abb. 9 und 10). Eine Erklärung hierfür könnte wiederum die Art der Handhabung sein. Geringere Gewichte werden möglicherweise schneller und mit höheren asymmetrischen Hebelbewegungen der Arme bewegt bzw. manövriert, was zu höheren mechanischen Belastungen im LWS-Bereich führen kann. Grundsätzlich können die im Vergleich zum Ziehen und Schieben relativ hohen Kräfte und Momente beim Manövrieren auf mehrere Faktoren zurückgeführt werden. Es finden häufige Wechsel von Zieh- und Schiebevorgängen und damit entsprechend viele Startphasen mit hohen Kraftaufwendungen statt. Neben höhe-

ren Kraftaufwendungen bedingt durch die Überwindung des Anfangswiderstandes müssen oftmals auch zusätzliche Widerstände durch quer zur Fahrtrichtung stehende Laufrollen überwunden werden. Asymmetrische Kraftaufwendungen über beide Hände bei den Richtungswechseln verursachen ein relativ hohes Drehmoment zwischen den Händen und in der Lumbalregion L5/S1, was sich auf die Kompressionskraft auswirken kann.

Hoozemans et al. [21] geben an, dass der Zusammenhang von Ziehen und Schieben und Beschwerden im LWS-Bereich zum größten Teil auf gebeugte und verdrehte Haltungen zurückzuführen sei. Während gebeugte Haltungen bei an die Körperhöhe angepassten Griffpositionen weitestgehend vermieden wurden, traten verdrehte oder tordierte Haltungen nur in geringem Maße beim Manövrieren des Bettes auf. Für diese Tätigkeit wurden dennoch, neben dem

Ziehen rückwärts in der Startphase (nach hinten geneigte/überstreckte Körperhaltung), die höchsten Lumbalmomente und Kompressionskräfte berechnet. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen somit, dass hohe Belastungen im LWS-Bereich nicht unbedingt an der Körperhaltung allein erkennbar sein müssen oder können. Hohe diagonal wirkende Kräfte und Momente sind u. U. nur durch Nutzung anderer Messmethoden, wie z. B. Kraftmessgriffe, erkennbar und für eine über eine Abschätzung hinausgehende detaillierte Berechnung von Momenten und Kompressionskräften an L5/S1 müsste ein entsprechend komplexeres Muskelmodell angewendet werden.

Lee et al. [31, 32] gaben an, dass das Rückwärtsziehen den Lumbalbereich L5/S1 grundsätzlich höher belastet als das Vorwärtsschieben. Diese Ergebnisse werden in dieser Untersuchung mit geringen Unterschieden von bis zu 0,1 kN Kompressionskraft (Abb. 10) grundsätzlich bestätigt. Die Unterschiede sind dabei hauptsächlich auf die resultierenden Kompressionskräfte und Drehmomente während der Startphase (Tab. 9) zurückzuführen.

Die Drehmomente und Kompressionskräfte an L5/S1 in den verschiedenen Phasen beim Schieben und Ziehen des Bettes (Tab. 8 und 9) erreichten während der Startphase des zu ziehenden Bettes deutlich höhere Werte als in den übrigen Phasen. Dies ist plausibel mit ungünstigeren Körperhaltungen zu erklären. Im 95. Perzentil werden hier Werte zwischen 50 und 72 Nm Drehmoment, bzw. 1,2 und 1,6 kN Kompressionskraft erreicht. Selbst im 75. Perzentil wurden bereits Werte von 35 Nm (leeres Bett), 40 Nm (100 kg) und 48 Nm (80 kg) gemessen (die sich teilweise schon im mittleren Bereich nach der Einteilung von Tichauer befinden [36]). Die Dortmunder Richtwerte [24] wurden allerdings nur beim Ziehen des Bettes (mit 80 und 100 kg Dummygewicht) in der Startphase und beim Überwinden einer Stufe (nach oben) bei einzelnen Maximalwerten erreicht bzw. überschritten. Für die Werte des 95. Perzentils wurden diese nur bei der Überwindung von Stufen überschritten.

Tab. 10 Moment an L5/S1 beim Befahren einer Rampe und Überwinden einer Stufe mit Rollstuhl und 100-kg-Dummy

Moment an L5/S1 Vektor-summe (Nm)	Max	MW	SD	P05	P25	P50	P75	P95
Rampe abwärts	95	44	9	31	38	43	48	60
Rampe aufwärts	97	38	13	20	28	36	44	62
Stufe abwärts rückwärts	134	63	29	22	39	67	81	119
Stufe abwärts vorwärts	258	60	41	14	31	48	80	144
Stufe aufwärts rückwärts	366	122	77	49	64	85	163	277
Stufe aufwärts vorwärts	453	144	85	33	70	111	212	290

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

Tab. 11 Kompressionskraft an L5/S1 beim Befahren einer Rampe und Überwinden einer Stufe mit Rollstuhl und 100-kg-Dummy

Kompressionskraft auf L5/S1 (kN)	Max	MW	SD	P05	P25	P50	P75	P95
Rampe abwärts	2,2	1,2	0,2	0,9	1,1	1,2	1,3	1,5
Rampe aufwärts	1,8	1,0	0,2	0,7	0,8	1,0	1,1	1,4
Stufe abwärts rückwärts	3,0	1,5	0,6	0,6	1,0	1,6	1,9	2,8
Stufe abwärts vorwärts	5,1	1,5	0,8	0,6	0,9	1,3	1,8	3,1
Stufe aufwärts rückwärts	7,6	2,6	1,5	1,3	1,6	1,9	3,3	5,6
Stufe aufwärts vorwärts	8,9	3,1	1,7	0,8	1,7	2,4	4,4	5,8

MW Mittelwert, SD Standardabweichung, Max Maximum, P05 bis P95 Perzentilwerte

Limitationen

Bei der Interpretation der Ergebnisse der hier durchgeführten Untersuchung sind einige Limitationen zu berücksichtigen. Die Zieh- und Schiebeversuche wurden unter standardisierten Laborbedingungen (z. B. mit weitestgehend idealen Bodenoberflächen) mit lediglich 10 Probanden, die nicht als Krankenpflegefachkräfte ausgebildet waren, bei Handhabung eines spezifischen Bett- und Rollstuhltyps durchgeführt. Die Abschätzung der Kompressionskräfte erfolgte mit einer einfachen biomechanischen Modellrechnung. Insbesondere für Manövriertätigkeiten und für die Startphase könnte deshalb die Anwendung komplexerer Muskelmodelle (wie z. B. bei Jäger et al. 26) zu höheren Muskel- und Kompressionskräften führen, da diese zusätzlich asymmetrische Körperhaltungen und Kraftausübungen berücksichtigen. Die situationsbedingt neben der Kompressionskraft auf L5/S1 entstehenden Scherkäfte, die in verschiedenen Raumrichtungen auftreten können, werden in dieser Studie nicht behandelt. Daher erscheint die Nutzung der hier ermittelten Belastungswerte als

Eingabegrößen für komplexere biomechanische Modelle empfehlenswert.

Fazit für die Praxis

- Die Ergebnisse und Empfehlungen früherer Studien zu Muskel-Skelett-Belastungen bei Zieh- und Schiebetätigkeiten konnten mit Einschränkungen wegen unterschiedlicher Methoden bestätigt werden.
- Weitere Untersuchungen mit einem größeren Probandenkollektiv sollten jedoch zur Verifizierung der Ergebnisse durchgeführt werden.
- In einer Folgestudie sollte auch der Einfluss von unterschiedlichen Bodenbelägen untersucht werden, der in dieser Untersuchung aus einer idealen, glatten und harten, Oberfläche (Fliesen) bestand.
- Andere Untergründe, wie z. B. Linoleum, mit einer flexibleren Oberfläche könnten möglicherweise zu einer deutlich höheren Kraftaufwendung führen.

Korrespondenzadresse

M. Brütting

Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA)
Alte Heerstr. 111, 53757 Sankt Augustin,
Deutschland
mark.brueetting@dguv.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. M. Brütting, I. Hermanns, A. Nienhaus und R. Ellegast geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle im vorliegenden Manuskript beschriebenen Untersuchungen am Menschen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Probanden liegt eine Einverständniserklärung vor.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>) veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Literatur

1. Badura B, Schellschmidt H, Vetter Ch (2006) Fehlzeiten-Report 2004. Gesundheitsmanagement in Krankenhäusern und Pflegeeinrichtungen. Springer, Berlin
2. Brütting M, Hermanns I, Nienhaus A, Ellegast R (2015) Muskel-Skelett-Belastungen beim Ziehen und Schieben von Krankenbetten und Rollstühlen. In: Dienstbühl I, Stadler M, Scholle HC (Hrsg) 21. Erfurter Tage, Prävention von Arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen. Dr. Bussert & Stadler, Quedlinburg
3. Delleman N (2000) PrEN 1005-4: Evaluation of working postures in relation to machinery. In: Ergonomics for the new millenium: Proceedings of the Triennial Congress of the International Ergonomics Association and Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Society. Taylor & Francis, London
4. De Looze MP, von Greuningen K, Rebel J, Kingma I, Kuijer PPFM (2000) Force direction and physical load in dynamic pushing and pulling. Ergonomics 43:377–3100
5. Deutscher Berufsverband für Pflegeberufe e.V. (DBfK) (2012) Zahlen – Daten – Fakten „Pflege“ Hintergrundinformationen. Berlin
6. DIN Deutsches Institut für Normung e.V (1999) DIN 33411-5, „Körperkräfte des Menschen, Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte“. Beuth, Berlin
7. DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2008) DIN EN 1005-4, „Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 4: Bewertung von

Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen". Beuth, Berlin

8. Eastman Kodak Company (1986) „Ergonomic design for people at work“, Ergonomics Group, Health and Environment Laboratories Bd. 2. Van Nostrand Reinhold, New York
9. Ellegast RP (1998) „Personengebundenes Meßsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Tätigkeiten.“ BIA-Report 5/98. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin
10. Ellegast RP, Hermanns I, Schiefer Ch (2010) Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und -analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen. Z Arbeitswiss 64:101–110
11. Estry-Behar M, Kaminski M, Peigne E, Maillard MF, Pelletier A, Berthier C, Delaporte MF, Paoli MC, Leroux JM (1990) Strenuous working conditions and musculo-skeletal disorders among female hospital workers. Int Arch Occup Environ Health 62:47–57
12. Freitag S, Fincke I, Dulon M, Ellegast R, Nienhaus A (2007) Messtechnische Analyse von ungünstigen Körperhaltungen bei Pflegekräften – eine geriatrische Station im Vergleich mit anderen Krankenhausstationen. ErgoMed 5: 130–140
13. Freitag S, Ellegast R, Dulon M, Nienhaus A (2007) Quantitative measurement of stressful trunk postures in nursing professions. Ann Occup Hyg 51(4):385–395
14. Freitag S, Fincke-Junod I, Seddouki R, Dulon M, Hermanns I, Kersten JF, Larsson TJ, Nienhaus A (2012) Frequent bending - an underestimated burden in nursing professions. Ann Occup Hyg 56(6):697–707
15. Freitag S, Seddouki R, Dulon M, Kersten JF, Larsson TJ, Nienhaus A (2014) The effect of working position on trunk posture and exertion for routine nursing tasks: an experimental study. Ann Occup Hyg 58(3):317–325
16. Gerisch S, Oberlies J (2011) Demografiefeste Personalpolitik in der Krankenhauspflege. Bedarfe und Handlungsstrategien. Leitfaden für die Bildungspraxis, Bd. 40. W. Bertelsmann, Bielefeld
17. Glitsch U, Ottersbach HJ, Ellegast RP, Hermanns I, Feldges W, Schaub K-H, Berg K, Winter G, Sawatzki K, Voß J, Göllner R, Jäger M, Franz G (2004) „Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen“, BIA-Report 5/2004. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin
18. Glitsch U, Ottersbach HJ, Ellegast RP, Schaub K-H, Jäger M, Franz G (2007) Physical workload of flight attendants when pushing and pulling trolleys aboard aircraft. Int J Ind Ergon 37:845–854
19. Hecktor K, Jäger M (1994) Beurteilung von Analyseergebnissen und Ableitung von Gestaltungsvorschlägen. In: Laurig W, Hecktor K, Jäger M (Hrsg) Entwicklung eines Expertensystems zur ergonomischen Analyse und Gestaltung von Tätigkeiten des manuellen Lastentransports: ErgoEXPERT. Dokumentation Arbeitswissenschaft, Bd. 36. Otto Schmidt, Köln, S 121–146
20. Hoozemans MJM, van der Beek AJ, Frings-Dresen MHW, van Dijk FJH, van der Woude LHV (1998) Pushing and pulling in relation to musculoskeletal disorders: a review of risk factors. Ergonomics 41(6):757–781
21. Hoozemans MJM, van der Beek AJ, Frings-Dresen MHW, van der Woude LHV, van Dijk FJH (2002) Pushing and pulling in association with low back and shoulder complaints. Occup Environ Med 59:696–702
22. Hoozemans MJM, Kuijer PPFM, Kingma I, van Dieen JH, de Vries WHB, van der Woude LHV, van der Beek AJ, Veeger DJ, van der Beek AJ, Frings-Dresen MHW (2004) Mechanical loading of the low back and shoulders during pushing and pulling activities. Ergonomics 47(1):1–18
23. DIN Deutsches Institut für Normung e. V. (2007) ISO 11228-2, „Ergonomie – Manuelle Handhabung – Teil 2: Ziehen und Schieben“. Beuth, Berlin
24. Jäger M, Luttmann A, Göllner R (2001) Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten – Ableitung der ‚Dortmunder Richtwerte‘ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zentralbl Arbeitsmed 51:354–372
25. Jäger M, Theilmeier A, Jordan C, Luttmann A (2005) Dortmund Lumbalbelastungsstudie 3 – Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pflegetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 2: Belastungskennwerte von sicher gefährdenden Tätigkeiten im Sinne der Berufskrankheit 2108. Shaker, Aachen
26. Jäger M, Sawatzki K, Glitsch U, Ellegast RP, Ottersbach H-J, Schaub K-H, Franz G, Luttmann A (2007) Load on the lumbar spine of flight attendants during pushing and pulling trolleys aboard aircrafts. Int J Ind Ergon 37:863–876
27. Jäger M, Jordan C, Theilmeier A, Wortmann N, Kuhn S, Nienhaus A, Luttmann A (2013) Lumbar load analysis of manual patient-handling activities for biomechanical overload prevention among healthcare workers. Ann Occup Hyg 57:528–544
28. Jäger M, Jordan C (2016) Dortmund Lumbalbelastungsstudie 3 – Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pflegetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 5: Tätigkeitsspezifische praktische Handlungsanleitungen für rückengerechtes Bewegen von Patienten. Shaker, Aachen
29. Jordan C, Luttmann A, Theilmeier A, Kuhn S, Wortmann N, Jäger M (2011) Characteristic values of the lumbar load of manual patient handling for the application in workers' compensation procedures. J Occup Med Toxicol 6:17
30. Jordan C, Theilmeier A, Luttmann A, Jäger M (2015) Dortmund Lumbalbelastungsstudie 3 – Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Pflegetätigkeiten mit Patiententransfer. Teil 4: Biomechanische Bewertung der Belastung der Lendenwirbelsäule von Pflegepersonen beim Bewegen von schwergewichtigen Patienten. Shaker, Aachen
31. Lee KS, Chaffin DB, Herrin GD, Waiker AM (1991) Effect of handle height on lower-back loading in cart pushing and pulling. Appl Ergon 22:117–123
32. Lee KS, Chaffin DB, Parks C (1992) A study of slip potential during cart pushing and pulling. IIE Trans 24(5):139–146
33. Leitmerkalmethode, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Nöldnerstr. 40–42, 10317 Berlin, 2008
34. Steinberg U, Caffer G, Liebers F, Behrendt S (2008) Ziehen und Schieben ohne Schaden, 4. Aufl. (Quartbroschüre: Allgemein), Dortmund
35. Tichauer ER (1975) Occupational biomechanics (The anatomical basis of work-place design). Rehabilitation Monograph, Bd. 51. Institute of Rehabilitation Medicine, New York
36. Tichauer ER (1978) The biomechanical basis of ergonomics anatomy applied to the design of work situations. John Wiley & Sons, New York, S 46

**Walter K.H. Hoffmann
Stimmen der Macht**

Bekenntnisse und Erkenntnisse aus Unternehmen

Zürich: vdf Hochschulverlag AG an der ETH Zürich 2016, 1. Auflage, 304 S., (ISBN: 978-3-7281-3763-0), 38,00 EUR



„Stimmen der Macht“ bietet in 35 detaillierten Interviews einen konstruktiv-kritischen Blick auf die Bedeutung der Macht in der heutigen Gesellschaft.

Zu den Befragten, die zugunsten größtmöglicher Offenheit im Interview anonym bleiben, gehören Vertreter der Machtelite und Jungunternehmer, aber auch fünf unabhängige Machtbeobachter.

Es werden nationale und internationale Machtnetze und -gruppierungen, wie Banken und Ratingagenturen, facettenreich beleuchtet. Durch den Einblick, der hier aus erster Hand geboten wird, ergibt sich ein differenziertes Bild über die Ideologien und Handlungsweisen aktueller und vergangener Machtstrukturen. So wird auch der Leser zur Selbstreflexion und -analyse ermutigt.

Zudem der Ausblick in die Zukunft: wie sehen die Werte künftiger mächtiger Firmen aus? Stehen bald Eigenständigkeit und Teamgeist statt Geld und Status im Vordergrund?

D.A. Groneberg (Frankfurt am Main)