

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

Mark BRÜTTING¹, Ingo HERRMANN¹, Albert NIENHAUS², Rolf ELLEGAST¹

¹ *Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA),
Alte Heerstr. 111, D-53757 Sankt Augustin*

² *Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege,
Pappelallee 33-37, D-22089 Hamburg*

Kurzfassung: Kranken- und Pflegepersonal übt bei der stationären und häuslichen Krankenpflege körperlich beanspruchende Tätigkeiten aus und gehört zu den gesundheitlich stark belasteten Beschäftigten. Erkenntnisse über die Höhe der Belastungen des Muskel-Skelett-Systems beim Bewegen von Krankenbetten und Rollstühlen sind bisher aber nur begrenzt verfügbar. In dieser Machbarkeitsstudie wurden die äußeren Belastungsfaktoren beim Ziehen, Schieben und Manövrieren mit zehn Probanden mittels 3D-Handkraftgriffen quantifiziert und die dabei eingenommenen Körperhaltungen aufgezeichnet. Anhand der Kraft- und Körperhaltungsdaten wurden resultierende Drehmomente im Lendenwirbelsäulenbereich L5/S1 berechnet und eine Einordnung der Ergebnisse mit Literaturdaten vorgenommen.

Schlüsselwörter: Schieben, Ziehen, Krankenbett, Rollstuhl, Handkräfte, Lumbalmomente

1. Einleitung

Kranken- und Pflegepersonal gehört aufgrund der körperlich beanspruchenden Tätigkeiten bei der stationären Krankenpflege zu den gesundheitlich stark belasteten Beschäftigten. Patienten und Pflegebedürftige müssen angehoben, umgelagert, mobilisiert, gestützt und transportiert werden. Laut dem Bundesministerium für Gesundheit und dem BKK Bundesverband (In: Deutscher Berufsverband für Pflegeberufe, 2012) wird sich die Zahl der Pflegebedürftigen bis 2050 auf ca. 4,36 Mio. etwa verdoppeln. Allein 500.000 Pflegefachkräfte müssten in den kommenden 20 Jahren zusätzlich qualifiziert werden. „Immer mehr ältere Patienten und Pflegebedürftige werden von weniger und älter werdenden Fachkräften gepflegt werden müssen.“ (In: Deutscher Berufsverband für Pflegeberufe, 2012). Um den Pflegeberuf zukünftig attraktiv zu gestalten, müssen Arbeitsabläufe ergonomisch und belastungsoptimiert gestaltet sein. Dabei ist als Ausgangspunkt eine detailliertere Analyse der körperlich belastenden Tätigkeiten in Pflegeberufen notwendig. Es liegen inzwischen einige Erkenntnisse über dauerhafte Fehlbelastungen durch Heben oder Tragen und Arbeiten in ungünstigen Oberkörperhaltungen bei Beschäftigten in pflegenden Berufen vor (Jäger et al., 2005, Freitag et al., 2007, Jordan et al., 2011, Freitag et al., 2012, Jäger et al., 2013, Freitag et al., 2014) und das Ziehen und Schieben von Lasten wird ebenfalls allgemein als Risikofaktor (Hoozemans et al., 1998, 2004) angesehen. Verschiedene Normen (DIN 33411-5, ISO 11228-2) und Empfehlungen (BMAS, 2006) geben Maximalkräfte für das Ziehen

und Schieben von Lasten an. In dieser Pilotstudie wurde eine Methode zur Erfassung und Messung physischer Belastungen beim Ziehen, Schieben und Manövrieren von Krankenbetten und Rollstühlen entwickelt und beispielhaft in einer standardisierten Laboruntersuchung angewendet. Sie liefert Erkenntnisse, um äußere Belastungsfaktoren des Muskel-Skelett-Systems beim Ziehen, Schieben und Manövrieren zu quantifizieren und die Lumbalbelastungen in Form von Momenten im Lendenwirbelbereich L5/S1 abzuschätzen.

2. Methoden

Für die Schiebe- und Ziehversuche wurde ein typisches Krankenbett (Hersteller: Joh. Stieglmeyer & Co. GmbH, Ackerstr. 42, 32051 Herford, Modell Vivendo) und ein Krankenrollstuhl (Hersteller: Handicare GmbH, Gesellenweg 7, 32427 Minden, Modell Cirrus) verwendet. Typische Fahrwege im Krankenhausbetrieb sind der Patiententransport zwischen verschiedenen Räumen (z. B. zwischen Krankenzimmer und Operationssaal) und beinhalten das Schieben und/oder Ziehen über Flure sowieso das Manövrieren in einem Raum oder um Hindernisse (z. B. Sitzmöbel oder kurzzeitig abgestellte technische Geräte im Flur, Flurabzweigung o. Ä.). Für die experimentellen Versuche wurde die Fahrt über eine längere, gerade Strecke mit einer Kurve (Schieben und Ziehen, Gesamtstrecke ca. 30 m) simuliert. Das Manövrieren (Kombination aus Schieben und Ziehen) erfolgte innerhalb eines Rechtecks von ca. 4 m x 5,5 m und stellte die Situation in einem Krankenzimmer dar (siehe Abb. 1). Krankenbett und Rollstuhl wurden sowohl leer als auch beladen mit Dummies mit einem Gewicht von 80 bzw. 100 kg bewegt. 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. Körperhaltungen und -bewegungen wurden mit dem CUELA-Messsystem (Ellegast et al., 2010) mit einer zeitlichen Auflösung von 50 Hz gemessen. Zeitsynchron hierzu wurden die beim Ziehen und Schieben wirkenden dreidimensionalen Handkräfte mit den im IFA (Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung) entwickelten Handgriffen (Glitsch et al., 2004) erfasst. Die Höhe der Griffe wurde durch die Verstellmechanismen an Bett und Rollstuhl jeweils entsprechend der Körperhöhe der Probanden variiert und entsprach der Mitte zwischen Handgelenk und Ellenbogen bei aufrechtem Stand und nach unten ausgestreckten Armen. Somit wurde eine etwa horizontale Kraffteinwirkung, die ein effizientes Schieben und Ziehen ermöglicht (De Looze et al., 2000), eingehalten. Die Zieh- und Schiebeversuche wurden von 5 weiblichen und 5 männlichen Probanden (Alter: $24,2 \pm 2,2$ Jahren (w) bzw. $32,4 \pm 7$ Jahren (m), Körpergröße: $1,70 \pm 0,04$ m (w) bzw. $1,85 \pm 0,09$ m (m), Körpergewicht: $65,4 \pm 3,2$ kg (w) bzw. $90,8 \pm 16,9$ kg (m)) durchgeführt. Aufgrund des variierenden Kraftverlaufs innerhalb der Versuchsteile wurde beim Ziehen und Schieben eine Unterteilung in Start-, Roll- und Bremsphase vorgenommen. Die Werte der Handkräfte (vektorielle Summe beider Hände) von jeweils drei gleichen Versuchsdurchgängen wurden zusammengefasst und Mittelwert, Standardabweichung, Maximum sowie Perzentilwerte (P05, P25, P50, P75 und P95) aller Probanden berechnet und daraus die Mittelwerte gebildet. Eine Bewertung der gemessenen Handkräfte erfolgte durch einen Vergleich mit empfohlenen Maximalkräften aus Normen (DIN 33411-5, ISO 11228-2) und dem Merkblatt zur Berufskrankheit Nr. 2108 (BMAS, 2006).

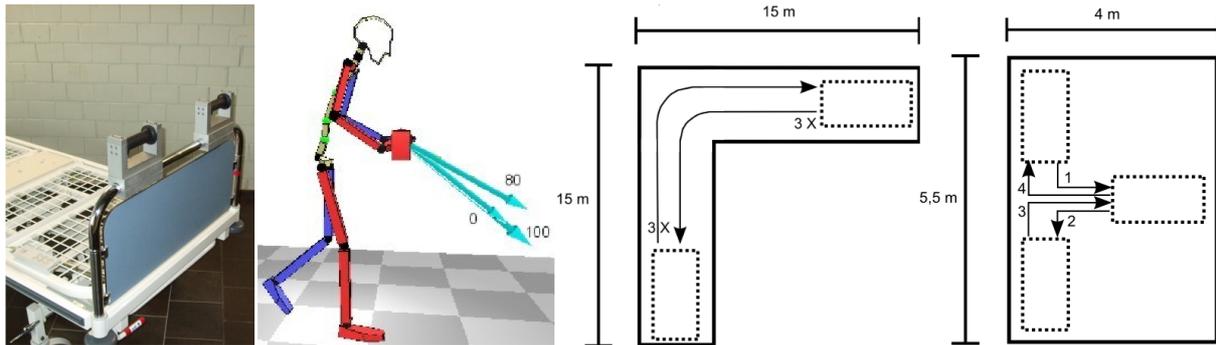


Abbildung 1: Kraftgriffe am Krankenbett, CUELA-Menschmodell mit Kraftvektoren der Handkraftgriffe, Zieh- und Schiebewege

Die Momente in der unteren Lendenwirbelsäule (L5/S1) wurden mit dem Menschmodell des CUELA-Systems berechnet. Das vereinfachte Modell für die Berechnung der Momente in L5/S1 besteht aus 8 Segmenten (Hände, Unterarme, Oberarme, Kopf, Rumpf). Zur Gewährleistung der Vergleichbarkeit der Daten basiert dieses Modell auf einer Körpergröße von 175 cm und einem Körpergewicht von 75 kg. In Anlehnung an Jäger et al. (1991) wurde den Körpersegmenten definierte Längen und Massen zugewiesen. Die mit dem CUELA-System kontinuierlich aufgezeichneten Gelenkwinkel liefern die Voraussetzung für die dreidimensionale Lage der oben genannten Segmente. Deren Schwerpunkte und Gewichtskräfte wurden mit den entsprechenden Hebelarmen multipliziert und bilden den ersten Teil des Momentes. Der zweite Teil des Momentes besteht aus den vektoriellen Handkräften multipliziert mit den Hebelarmen der Handpositionen. Zusammengefasst ergibt sich folgende Formel:

$$\vec{M}_{L5S1} = \sum_{l=1}^8 (\vec{Seg}_l - \vec{L5S1}) \times (m_{Seg_l} * \vec{g}) + \sum_{k=1}^2 (\vec{Hand}_k - \vec{L5S1}) \times \vec{F}_{Hand_k}$$

2. Ergebnisse

Die Medianwerte (P50) der Handkraft (vektorielle Summe beider Kraftgriffe) für alle Schiebe-, Zieh- und Manövriervorgänge (ohne Rampe und Stufe) lagen in einem relativ engen Bereich zwischen 35 N (Ziehen des leeren Bettes, Frauen) und 76 N (Schieben des Bettes mit 100 kg Dummy, Männer). Die Werte des 5. Perzentils lagen zwischen 18 N (Ziehen, leeres Bett, Frauen) und 39 N (Schieben, 100 kg, Männer), die des 95. Perzentils zwischen 71 N (Ziehen, leeres Bett, Frauen) und 162 N (Manövrieren, Bett, 100 kg, Männer). Eine Zunahme der Kraftwerte mit steigendem Bett- bzw. Rollstuhlgewicht (Dummies) ist deutlich zu erkennen, ebenso die Unterschiede zwischen den Bewegungsarten Ziehen (geringste Kraftwerte), Manövrieren und Schieben (höchste Kraftwerte). Die weiblichen Probanden übten im Allgemeinen etwas geringere Handkräfte aus als die männlichen. Innerhalb der Gewichtgruppen wurde jeweils beim Manövrieren die größte Spanne zwischen dem 5. und 95. Perzentil gemessen, die geringste Variation wurde beim Ziehen verzeichnet. Die höchsten Werte des 95. Perzentils wurden jeweils beim

Manövrieren erfasst, die geringsten ausschließlich beim Ziehen. Der höchste Maximalwert wurde mit 368 N beim Ziehen des mit einem 80 kg schweren Dummy beladenen Bettes (männliche Probanden) gemessen. Die Schiebe- und Ziehvorgänge unterschieden sich auch hinsichtlich der Ausführungsdauer: für das Ziehen des Bettes über den Flur wurde im Mittel etwas mehr Zeit (32 Sek.) aufgewendet als für das Schieben (26 Sek.). Geschlechtliche Unterschiede in der Ausführungsgeschwindigkeit waren kaum ausgeprägt. Die Handkraftwerte für das Bewegen des Rollstuhls zeigten ähnliche Tendenzen wie beim Bewegen des Bettes, waren aber aufgrund des geringeren Eigengewichts im Allgemeinen etwas geringer.

Das Befahren der Rampe mit dem Rollstuhl (einzelner männlicher Proband) erzeugte Kraftwerte zwischen 33 N (P05) und 107 N (P95) beim Abwärtsschieben und 85 N (P05) und 193 N (P95) beim Aufwärtsschieben. Erwartungsgemäß wurden die höchsten Handkräfte beim Überwinden einer Stufe mit dem Rollstuhl gemessen. Bei dieser Tätigkeit erreichten die Mittelwerte je nach Bewegungsrichtung bis 220 N und maximale Einzelwerte über 850 N.

Bei Betrachtung der unterschiedlichen Bewegungsphasen beim Schieben und Ziehen (Startphase, Rollphase, Bremsphase) traten die höchsten Werte und der größte Wertebereich während der Startphase auf. Die Werte des 95. Perzentils betragen zwischen 56 N (Bett, 0 kg, Ziehen, Rollphase, Frauen) und 224 N (Bett, 100 kg, Schieben, Startphase, Männer). Während bei den Schiebeversuchen im Mittel höhere Werte in der Rollphase als in der Bremsphase (ausrollen lassen) gemessen wurden, verhält es sich bei den Ziehversuchen umgekehrt. Hier wurden in der Bremsphase höhere Werte als in der Rollphase (relativ abruptes Abbremsen) erzielt. Für die Rollphasen wurden einheitlich vergleichsweise nur geringe Kraftwerte und Standardabweichungen verzeichnet.

Neben der Körperhaltung und der über die Hände eingeleiteten Kräfte ist eine weitere notwendige Komponente zur Abschätzung der körperlichen Belastung die Krafrichtung, hier die vektorielle Summe der Kraftvektoren beider Handkraftgriffe, die zur näherungsweisen Berechnung der Momente in L5/S1 herangezogen wurde. Wie schon bei den Kraftwerten wurden bei den männlichen Probanden durchschnittlich leicht höhere Momente als bei den Frauen berechnet mit einer Zunahme mit steigendem Dummygewicht. Während die Handkraftwerte in der Reihenfolge Rollphase, Bremsphase, Startphase zunahm, lieferten die Berechnungen der Lumbalmomente beim Schieben des Bettes für die Start- und Bremsphase im Mittel nahezu identische Werte (Männer 25 - 30 Nm, Frauen 18 - 26 Nm). Beim Ziehen wurden die höchsten Werte für die Startphase berechnet (Männer 29 - 38 Nm, Frauen 30 - 40 Nm) während sich die Werte für die Roll- und Bremsphase kaum unterschieden (Männer und Frauen 20 Nm - 25 Nm). Die höhere Bewegungsgeschwindigkeit beim Schieben gegenüber dem Ziehen wird zwar durch höhere Handkräfte erzeugt, diese resultieren aber nicht immer in höheren Momenten in L5/S1. Beim Manövrieren kamen sowohl Schiebe- als auch Ziehvorgänge in ähnlichem Maße und auch gleichzeitig über beide Hände vor. Trotz vergleichsweise geringerer Handkräfte resultierten die asymmetrischen Kraftausübungen im Mittel in deutlich höheren Momenten (Männer 39 - 44 Nm (max. 238 Nm, Manövrieren, 80 kg Dummy), Frauen 34 - 39 Nm, (max. 178 Nm, Manövrieren, 80 kg Dummy)) als beim Schieben und Ziehen über eine gerade Strecke mit relativ symmetrischer Kraftausübung.

4. Diskussion

Die Bewertung der Kraftwerte kann durch einen Vergleich mit Daten aus verschiedenen Normen und Empfehlungen vorgenommen werden. In der DIN 33411-5 werden Werte für maximale statische Aktionskräfte angegeben, diese sind aber aufgrund der dynamischen Kraftausübungen nur bedingt mit den Ergebnissen dieser Untersuchung vergleichbar. Für das Ziehen und Schieben bzw. Ziehen und Drücken werden in der Norm für das 5. Perzentil Werte von 112 N bzw. 137 N für Frauen und 184 N bzw. 311 N für Männer als Grenzwerte angegeben, welche auch in der kraftintensiven Startphase und mit zusätzlichen Dummygewichten sowohl beim Ziehen als auch beim Schieben größtenteils eingehalten werden. Einzelne Maximalwerte jedoch liegen teilweise auch oberhalb dieser Grenzwerte. In der ISO-Norm 11228-2 (Ergonomics - Manual handling - Part 2: Pushing and pulling) werden maximale Kraftwerte (maximum acceptable forces, 90% of population) für die „initial force“ und die „sustained force“, die der Start- und Rollphase dieser Untersuchung entsprechen, angegeben. Für die maximalen Kraftwerte bei einer Distanz von 30 m und einer Frequenz von 1/8 Std. beim Schieben/Ziehen werden hier für die Startphase 270 N/ 190 N (Männer) und 180 N/ 170 N (Frauen) angegeben. Die entsprechenden Werte für die Rollphase betragen 160 N/ 170 N (Männer) und 90 N/ 100 N (Frauen). Während die Werte des 75. Perzentils in dieser Untersuchung noch unter den Grenzwerten der ISO-Norm lagen, wurden sie im 95. Perzentil oftmals überschritten. Die angegebenen Maximalwerte der ISO 11228-2 sind gültig für eine Frequenz von nur einem Vorgang je acht Stunden, die im Alltag des Pflegepersonals allerdings deutlich überschritten werden dürfte. Das Merkblatt zur Berufskrankheit Nr. 2108 gibt Lastgewichte und Aktionskräfte mit einem erhöhten Risiko für die Verursachung bandscheibenbedingter Erkrankungen der Lendenwirbelsäule an. Sie betragen für das Ziehen 250 N für Frauen und 350 N für Männer; die Werte für das Schieben werden mit 300 N (Frauen) und 450 N (Männer) angegeben. Mit Ausnahme der Stufenüberwindung mit dem Rollstuhl wurden diese Werte nur sehr selten bei wenigen Maximalkraftspitzen erreicht oder überschritten.

Die relativ hohen Kraftwerte beim Schieben spiegeln sich nicht zwingend auch in den berechneten Lumbalmomenten wider. Die ungünstigere Körperhaltung beim Ziehen überkompensiert die höhere Bewegungsgeschwindigkeit beim Schieben, was in relativ höheren Lumbalmomenten zum Ausdruck kommt. Verglichen mit Tichauers (1978) Klassifizierung in vier verschiedene Kategorien (bis 40 Nm, 40 - 85 Nm, 85 - 135 Nm und über 135 Nm) wurden für das Schieben und Ziehen im Mittel 21 bis 29 Nm erreicht, beim Manövrieren hingegen 34 bis 44 Nm. Beim Manövrieren des Bettes mit einem 80 kg Dummy wurde für das 95. Perzentil 90 Nm (Männer) und 74 Nm (Frauen) erreicht. Einzelne Maximalwerte erreichten bei dieser Bewegungsart 238 Nm (Männer) bzw. 178 Nm (Frauen).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass beim Ziehen und Schieben von Betten und Rollstühlen die Grenzwerte verschiedener Normen und Empfehlungen hinsichtlich der Handkräfte größtenteils eingehalten werden. Unter der Berücksichtigung, dass diese Tätigkeiten von einer Einzelperson durchgeführt wurden, kann davon ausgegangen werden, dass eine Überschreitung der Grenzwerte bei Teamarbeit vermieden werden kann. Auch unter Berücksichtigung des vereinfachten Modells, stellt hinsichtlich der Momente in L5/S1 insbesondere das Manövrieren mit asymmetrischen Schiebe- und Ziehvorgängen eine hohe Belastung dar. Das Überwinden einer Stufe mit einem Rollstuhl ist eine Sondersituation, da es sich hierbei eher um eine Lastenhandhabung im Sinne von Heben und Halten

handelt. Die dabei erforderlichen hohen Kräfte unterstreichen die Notwendigkeit von Rollstuhlrampen. Die Analyse der externen Belastungen in Form von Kompressionskräften im Lendenwirbelsäulenbereich soll künftig mit weiteren biomechanischen Modellen berechnet werden.

5. Literatur

- Bundesministerium für Arbeit und Soziales: Merkblatt zu der Berufskrankheit Nr. 2108 der Anlage zur Berufskrankheiten-Verordnung (BKV): „Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können“, S. 8, 2006.
- De Looze, M. P., von Greuningen, K., Rebel, J., Kingma, I., Kuijer, P. P. F. M.: „Force direction and physical load in dynamic pushing und pulling“, *Ergonomics*, 43, 377-390, 2000.
- Deutscher Berufsverband für Pflegeberufe e.V. (DBfK), Zahlen – Daten – Fakten „Pflege“ Hintergrundinformationen, Salzufer 6, 10587 Berlin, 2012.
- DIN 33411-5:1999-11: Körperkräfte des Menschen – Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte, Beuth Verlag, 1999.
- Ellegast, R., Hermanns, I., Schiefer, Ch.: Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und -analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen, *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 64, 101-110, 2010/2.
- Freitag, S., Ellegast, R., Dulong, M., Nienhaus, A.: „Quantitative Measurement of Stressful Trunk Postures in Nursing Professions“, *Ann. Occup. Hyg.*, Vol. 51, No. 4, pp. 385-395, 2007.
- Freitag, S., Fincke-Junod, I., Seddouki, R., Dulong, M., Hermanns, I., Kersten, J. F., Larsson, T. J., Nienhaus, A.: „Frequent bending - an underestimated burden in nursing professions“, *Ann Occup Hyg.*, 56 (6), 697-707, 2012.
- Freitag, S., Seddouki, R., Dulong, M., Kersten, J. F., Larsson, T. J., Nienhaus, A.: „The effect of working position on trunk posture and exertion for routine nursing tasks: an experimental study“, *Ann Occup Hyg.*, 58 (3), 317-325, 2014.
- Glitsch, U., Schaub, K.-H., Berg, K., Winter, G., Sawatzki, K., Voß, J., Göllner, R., Jäger, M., Franz, G.: „Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen“, *Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*, Alte Heerstr. 111, 53757 Sankt Augustin, 2004.
- Hoozemans, M.J.M., van der Beek, A.J., Frings-Dresen, M.H.W., van Dijk, F.J.H., van der Woude, L.H.V.: „Pushing and pulling in relation to musculoskeletal disorders: a review of risk factors“, *Ergonomics*, Vol. 41, No. 6, 757-781, 1998.
- Hoozemans, M.J.M., Kuijer, P.P.F.M., Kingma, I., van Dieen, J.H., de Vries, W.H.B., van der Woude, L.H.V., van der Beek, A.J., Veeger, D.J., van der Beek, A.J., Frings-Dresen, M.H.W.: „Mechanical loading of the low back and shoulders during pushing and pulling activities“, *Ergonomics*, Vol. 47, No. 1, 1-18, 2004.
- ISO 11228-2:2007-04: Ergonomics – Manual Handling – Part 2: Pushing and Pulling, Beuth Verlag, 2007.
- Jäger, M., Luttmann, A., Laurig, W.: „Lumbar load during one-handed bricklaying“, *Int. J. Industrial Ergonomics*, 8, 261-277, Elsevier, 1991.
- Jäger, M.; Theilmeier, A.; Jordan, C.; Luttmann, A.: „Dortmunder 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, 2005.
- Jäger M., Jordan, C., Theilmeier, A., Wortmann, N., Kuhn, S., Nienhaus, A., Luttmann, A.: „Lumbar-load analysis of manual patient-handling activities for biomechanical overload prevention among healthcare workers“, *Ann. Occup. Hyg.*, 57, 528-544, 2013.
- Jordan, C., Luttmann, A., Theilmeier, A., Kuhn, St., Wortmann, N., Jäger, M.: „Characteristic values of the lumbar load of manual patient handling for the application in workers' compensation procedures“, *J. Occup. Med. Toxicol.*, 6, 17, 2011.
- Tichauer, E.R.: „The biomechanical basis of ergonomics“, John Wiley, New York, 1978.