

**Universitäts-Krankenhaus Hamburg Eppendorf**  
**Orthopädische Klinik**  
**(Direktor Prof. Dr. med. W. Rüther)**

**Biomechanische Evaluation von**  
**Patiententransfertechniken**

**Dissertation**  
**zur Erlangung des Grades**  
**eines Doktors der Medizin**

**dem Fachbereich**  
**Medizin der Universität Hamburg**  
**vorgelegt von**

**Stephan Molatta**  
**aus Hamburg**

**Hamburg 2005**

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Universität Hamburg am : 03. März 2006

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs  
Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: PD Dr. U. Rehder

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter: Prof. Dr. E. Rumberger

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter: PD Dr. C.-J. Peimann

**Gliederung**

	Seiten
<b>1. Fragestellung.....</b>	<b>1 -1</b>
<b>2. Einleitung.....</b>	<b>2 -28</b>
2.1. Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes.....	5 -28
<b>3. Methode und Material.....</b>	<b>29 -57</b>
3.1. Die neue Patiententransfertechnik.....	29 -31
3.2. Auswahl der Probandinnen.....	32
3.3. Auswahl der durchzuführenden Hebetechiken.....	33
3.4. Das Ganzkörpermodell.....	34 -35
3.5. Das Meßsystem.....	36 -42
3.5.1. Das Bewegungsanalysesystem.....	37 -38
3.5.2. Das Kraftmeßsystem.....	39 -42
3.5.2.1. Messung der Bodenreaktionskraft.....	39
3.5.2.2. Das Messbett.....	39 -42
3.6. Durchführung der Messung.....	43 -57
3.6.1 Messung anthropometrischer Daten.....	44
3.6.2. Versuchsdurchführung .....	45 -57
3.6.2.1. Transfer des Patienten zum Kopfende.....	47 -50
3.6.2.2. Transfer des Patienten an die Bettkante.....	51 -52
3.6.2.3. Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl.....	53 -55
3.6.2.4. Aufrichten des Patienten im Bett.....	56 -57
<b>4. Auswertung.....</b>	<b>58 -133</b>
4.1. Prinzip der Auswertung.....	58 -72
4.2. Auswertung der Messdaten.....	73 -133
4.2.1. Transfer des Patienten zum Kopfende.....	73 -74
4.2.1.1. Quantitativer Vergleich der Techniken.....	74 -75
4.2.1.1.1. Vergleich beider Varianten der herkömmlichen Technik.....	74 -77
4.2.1.1.2. Vergleich Var. 2 herkömmliche mit der Var. 1 neue Technik	78 -82
4.2.1.1.3. Vergleich Var. 2 herkömmliche und Var. 2 neue Technik ...	83 -87
4.2.1.2. Qualitativer Vergleich der Kurvenverläufe.....	88 -93
4.2.1.3. Zusammenfassende Bewertung .....	94 -96

	Seiten
4.2.2. Verlagerung des Patienten an die Bettkante.....	97 -106
4.2.2.1 Quantitativer und qualitativer Vergleich.....	97 -104
4.2.2.2. Zusammenfassende Bewertung.....	104 -106
4.2.3. Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl.....	107 -117
4.2.3.1 Quantitativer und qualitativer Vergleich .....	105 -114
4.2.3.2. Zusammenfassende Bewertung.....	115 -117
4.2.4. Aufrichten des Patienten im Bett.....	118 -133
4.2.4.1 Quantitativer und qualitativer Vergleich .....	118 -126
4.2.4.2. Zusammenfassende Bewertung.....	127 -133
4.2.5. Betrachtung im interindividuellen Vergleich.....	133 -137
<b>5. Diskussion.....</b>	<b>138 -156</b>
<b>6. Zusammenfassung.....</b>	<b>157 -159</b>
<b>7. Literatur.....</b>	<b>160 -172</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>A1</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>A2</b>
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>A3</b>
<b>Erklärung.....</b>	<b>A4</b>

**1. Fragestellung**

Die internationale Literatur zeigt eine hohe Prävalenz von arbeitsbedingten LWS-Beschwerden bei Pflegekräften. Verschiedene Autoren weisen, als größten Einflussfaktor, die mechanische Belastung im Patiententransfer nach. Diese zu reduzieren ist das Ziel der von Soyka und Rehder (1995/1996) entwickelten neuen Patiententransfertechnik. Sie soll, sowohl indirekt über eine Verbesserung der Haltung, als auch direkt, über eine Verminderung der Belastung die Prävalenz von Rückenbeschwerden in Pflegeberufen verringern. Mit dieser Arbeit wird die neue Technik in Bezug auf die Reduktion der Belastung gegenüber herkömmlichen Techniken und somit auf die Möglichkeit der Senkung der Prävalenz untersucht.

Da die internationale Literatur für diese Aufgabenstellung nur unzureichende Verfahren bietet, wird im Rahmen dieser Arbeit auf der Basis eines dreidimensionalen optischen Bewegungsanalysesystems ein Messsystem entwickelt. Mit den erfassten, von außen angreifenden Kräften wird, mittels eines bestehenden Ganzkörpermodells, die LWS-Belastung berechnet. Nach Erfassung der verschiedenen Belastungsparameter soll die neue Technik aufgabenbezogen einem objektiven Vergleich mit herkömmlichen Techniken unterzogen werden. Das Meßsystem muss in der Lage sein, die verschiedenen mechanischen Einflussfaktoren auf die Genese von LWS-Beschwerden zu erfassen und somit die Möglichkeit bieten, die Ansätze der neuen Technik zu untersuchen. Somit ist ein sehr umfangreiches Mess- und Auswertverfahren für die Erfassung und Auswertung dieser Daten nötig.

Die Ergebnisse sollen daneben noch einer weitergehenden Analyse unterzogen werden, um mögliche generelle und spezielle Mängel der unterschiedlichen Transfertechniken aufzuzeigen und Verbesserungsvorschläge auszuarbeiten. Desweiteren werden die zur Bewertung der Arbeitsschwere angesetzten Kriterien angewendet und auch hierzu Objektivierungsvorschläge dargestellt. Diese Arbeit dient dem Aufbau einer Beurteilungsstrategie verschiedener Hebetekniken (evtl. auch für die Begutachtung) in Pflegeberufen, mit spezifischer Anwendung auf den Vergleich der Technik von Soyka und Rehder (1995/1996). Die Verbesserungsvorschläge ergeben sich dann aus der Beurteilung im Vergleich.

## **2. Einleitung**

In den Industrieländern nehmen Prävalenz und Inzidenz degenerativer Rückenerkrankungen kontinuierlich zu. Sie machen, in Abhängigkeit vom Tätigkeitsfeld, einen großen Anteil der beruflich bedingten Fehlzeiten aus. Eine große Anzahl epidemiologischer Studien weist die wesentliche Rolle der beruflichen Belastungen bei der Entstehung dieser Erkrankungen nach (Osterholz 1993, Nienhaus 1992, Biering-Sørensen 1985). Ein gegenüber der Normalbevölkerung besonders hohes relatives Risiko bei der Genese von Lendenwirbelsäulenerkrankungen besteht für das Kranken- und Altenpflegepersonal (Biering-Sørensen 1985, Buckle 1987, Cust 1972, Estry-Behar 1990, Hofmann 2002, Marras et al. 1999b, Stobbe 1988, Stössel et al. 1990, Videman et al. 1984) – nach Biering-Sørensen (1985) 42% aller beruflich Verunfallten..

Erkrankungen des unteren Rückens stellen nach Ammer et al. (1989) in der Krankenpflege mit 47% aller Schwestern die häufigste Beschwerdeform dar. Stubbs (1983a/b) beziffert den Anteil der Lendenwirbelsäule (LWS) an allen Rückenbeschwerden mit 77,9%. Diese epidemiologische Studie an Krankenschwestern zeigt insgesamt einen durch Rückenbeschwerden bedingten Arbeitsausfall von 16,2%, bei Vollzeitbeschäftigten durchschnittlich im Alter von 34,8 Jahren und bei Teilzeitbeschäftigten von 40,2 Jahren. Das im Hinblick auf das Lebensalter relativ frühe Auftreten dieser Beschwerden führt nicht selten zu jahrelangen Schmerzen, Arbeitsausfällen sowie Umschulungen und somit zu hohen sozioökonomischen Kosten (Holbrook et al. 1984, Chase 1992).

Die Rückensymptomatik in Pflegeberufen wird zu einem großen Teil durch das Heben und Tragen schwerer Lasten verursacht (Collins 1990, Haigh 1993, Harber 1985, Kretschmar 1976), besonders beim Patiententransfer (Estry-Behar et al. 1990, Owen et al. 1992, Stobbe et al. 1989, Videman et al. 1984, Venning et al. 1987). In verschiedenen Studien wird ein positiver Einfluss rüchenschonender Hebetechniken auf die Genese von Rückenbeschwerden beschrieben (Alavosius et al. 1985, Greenwood 1986, Iveson-Iveson 1979, Larese et al. 1994, Owen 1980, Raistrick 1981, Scholey 1989, Wood 1987). Andere dagegen konnten keinen Einfluss nachweisen (Buckle 1982, Dehlin et al. 1976, Harber et al. 1994, Owen 1985, Stubbs et al. 1983). Die Wirksamkeit einer Technik scheint von dieser selbst, als auch von ihrer Ausführung abzuhängen.

Nach Rosenthal (1992) besteht generell eine mangelnde Ausbildung und Kenntnis rückenschonender Transfertechniken. Während der dreijährigen Pflegeausbildung sind nur 0,5% der theoretischen Lehrzeit für die Vermittlung rückenschonenden Hebens vorgesehen. Die Weiterbildung zur Stations- und Pflegedienstleitung weist den Inhalt „Heben und Tragen“ überhaupt nicht auf (Rosenthal 1992). Das frühzeitige Erlernen und Automatisieren von Hebetechniken bzw. Bewegungsabläufen des Alltags ist entscheidend für die erfolgreiche Anwendung (Rosenthal 1992).

Zur Prävention von Rückenbeschwerden bei Pflegeberufen entwickelten Soyka und Rehder (1995), mit Unterstützung verschiedener Unfallversicherungsträger, eine neue Patiententransfertechnik. Das Prinzip beruht darauf, mittels verbesserter Statik und Dynamik, die Belastung der LWS zu minimieren. Erreicht werden soll dies durch den Einsatz einfacher Hilfsmittel, die den Spielraum für Haltungsveränderungen vergrößern und so den Bewegungsablauf des Patiententransfers optimieren sollen.

Den Einfluss verschiedener Hebetechniken auf die Belastung der LWS und damit der Genese von Rückenbeschwerden beim Patiententransfer vom Bett in einen Rollstuhl und zurück untersuchten Garg et al. (1991) mittels einer 2-D-Videoanalyse. Hierbei werden sowohl alle Kräfte und Momente in der LWS als auch die Haltungswinkel betrachtet. Marras et al. (1999) nutzten für ihre EMG-unterstützte dreidimensionale Modellierung einen „Industrial Lumbar Motion Monitor™“ und untersuchten verschiedene Hebetechniken auf die Belastung der LWS. Sie werteten neben der Kompressionskraft die Scherkräfte als wichtigste Belastungsfaktoren aus. Beide zeigten eine deutliche Überschreitung der Grenzwerte. Garg et al. (1991 a/b) empfehlen die Schulung effizienter Hebemethoden, Marras et al. (1999) die Nutzung von mechanischen Hilfsmitteln, zumal die ermittelten Belastungen so groß waren, dass Mikrofrakturen der Endplatten möglich sind.

In dieser Arbeit wird erstmalig eine umfassende 3-D-Analyse verschiedener Hebetechniken mit einem probandenschonenden und präzisen Messsystem durchgeführt. Dieses basiert auf einer optischen Bewegungsanalyse mit mathematischer computergestützter 3-D-Modellierung. Es werden auch die in der modernen praktischen Durchführung üblichen Voraussetzungen, wie z.B. höhenverstellbare Betten zugelassen und dadurch möglichst reale Verhältnisse hergestellt.

---

Für die Messung der auf die Probandin übertragenen Gewichtskräfte ist im Rahmen dieser Arbeit ein Präzisionsmessbett entwickelt worden. Diese in Pflegeberufen weltweit erstmalige synchrone Auswertung sowohl aller Momente, Haltungparameter und der Kompressionskraft in der LWS, als auch der von außen angreifenden Kräfte ist die Grundlage optimaler Analyse und eines objektiven Vergleiches verschiedener Transfertechniken in der Pflege. Mit diesem umfangreichen Auswertungsprinzip werden die verschiedenen Transfertechniken unter biomechanischen Gesichtspunkten verglichen und Verbesserungsvorschläge für entsprechende Tätigkeiten erarbeitet.

Die hervorragende Funktion des hier genutzten Bewegungsanalysesystems und der folgenden Ganzkörpermodellierung hat sich bereits bei verschiedenen anderen arbeitsmedizinischen Fragestellungen zur Belastung der LWS bewährt.

### **2.1. Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes**

Die Darstellung des wissenschaftlichen Umfeldes soll die Faktoren aufzeigen, welche zur Schädigung der LWS beitragen, die Möglichkeiten der Ermittlung und die der Reduktion dieser Faktoren.

Zahlreiche Studien haben sich mit den Risikofaktoren für die Genese von lumbalen Rückenschmerzen auseinandergesetzt. In einem Übersichtsartikel führt Riihimäki (1991) die für die Genese von LWS-Erkrankungen wichtigen Studien an. Die Bedeutung gleicher Risikofaktoren stellte Hildebrandt (1987) in einem Übersichtsartikel fest. Diese werden in verschiedenen epidemiologischen Studien teilweise sehr unterschiedlich bis gegensätzlich bewertet.

Bigos et al. (1991) haben in der prospektiven Boeing-Studie (3000 Arbeiter) festgestellt, dass psychosoziale Faktoren am Arbeitsplatz bessere Prädiktoren für künftige Rückenerkrankungen sind als physische Untersuchungsbefunde. Auch andere Autoren konnten psychologische bzw. psychosoziale Faktoren aufweisen, die mit dem Auftreten von LWS-Schmerz assoziiert sind (Riihimäki 1991). Auf diese Faktoren und die erheblichen Probleme bei der Erhebung dieser Daten soll hier aber nicht weiter eingegangen werden, weil ihr Einfluss auf diese Arbeit wegen des hier durchgeführten interindividuellen Vergleiches verschiedener Techniken eher als gering einzuschätzen ist.

Weitere für diese Arbeit relevante Belastungsfaktoren lassen sich in mechanisch/methodische und nicht mechanisch bedingte unterteilen. Zu den mechanisch/methodischen zählen hauptsächlich die Haltung, die Belastung, die Geschwindigkeit der Lastübernahme und die durchgeführte Technik, während nicht mechanisch bedingte Faktoren individuell variieren, wie die körperliche Konstitution, die Wahl und die Durchführung der Hebetchnik. Die Durchführung der Technik ist von beiden Kategorien abhängig, sie hat individuelle und methodische Einflussfaktoren. Praktisch ist eine Trennung dieser Einflüsse nicht realisierbar, aber für die Erklärung der Einflussfaktoren sinnvoll.

Für den Vergleich verschiedener Hebetchniken wird die Belastungsreduktion hauptsächlich durch die biomechanisch methodischen und individuell bedingten Faktoren bestimmt. Individuelle Faktoren sind insbesondere durch die Fähigkeit zur Ausführung der verschiedenen Techniken und dessen Übung bedingt. Diese lassen sich erst nach Durchführung

dieser Untersuchung bestimmen, während die methodischen, biomechanischen Einflussfaktoren auf die Entstehung von Rückenschmerzen im Folgenden erläutert werden.

Die wichtige Rolle der Biomechanik des Hebens und Tragens auf die Ätiologie des Rückenschmerzes und der chronischen Bandscheibenerkrankung ist in vielen Studien nachgewiesen worden (Literaturübersicht: Andersson 1991; Riihimäki, 1991). Über die quantitative Beziehung zwischen der Belastung der LWS und deren Folgen ist bisher wenig bekannt. Erste Versuche, eine solche Beziehung herzustellen, sind bereits unternommen worden (Hartung et Dupuis 1994; Hartung, 1995; Pangert et Hartmann 1991). Nach Andersson (1981) korrelieren Rückenbeschwerden häufig mit dem Handling schwerer Lasten, langen statischen Belastungen, Unfällen und der Kombination von gebeugten, verdrehten Haltungen. Insbesondere bei Krankenschwestern stieg die Inzidenz von LWS-Beschwerden mit der Schwere der Arbeit (Videmann et al. 1984) und dem Grad der Vorbeugung im Patiententransfer (Dehlin et al. 1978) an.

Der Einfluss verschiedener mechanischer Faktoren wird im Folgenden dargestellt.

#### **- Schwerarbeit**

Die meisten von Riihimäki ausgewerteten Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen lumbalen Schmerzen und Schwerarbeit (Riihimäki 1991). Zwei Artikel stellen dies jedoch nicht dar (Riihimäki 1991). Einschränkend ist allerdings anzumerken, dass die meisten Studien die Kategorie „Schwerarbeit“ aufgrund eines allgemeinen Eindrucks oder subjektiver Angaben, ohne genauere Analyse zugeordnet wurde. Eine geringe oder mäßige Korrelation zwischen Schwerarbeit und muskuloskelettaler Morbidität zeigen zwei Längsschnittstudien (Riihimäki 1991), mit geringer Variation der Befunde zwischen den Vergleichsgruppen.

Davis et al. (2003) untersuchten an 60 Probanden die verschiedenen Einflussfaktoren auf die Belastung der LWS und konnten zeigen, dass die zu hebende Last nebst Platzierung derselben den größten Einfluss haben. Viele Studien konnten den Zusammenhang zwischen einer im Röntgen bestehenden degenerativen LWS-Veränderung und Schwerarbeit nachweisen (Riihimäki 1991). Die Überbeanspruchung kann durch plötzliche Überbelastung oder durch Ermüdung bei wiederholten Lasten verursacht werden (Riihimäki 1991).

An vergleichenden Untersuchungen von Schwerarbeitern und Gewichthebern konnte gezeigt werden, dass graduell gesteigerte Belastung durch die Handhabung von Lasten einen adaptativen Trainingseffekt für muskuloskelettale Strukturen hat. Gewichtheber haben geringere degenerative Veränderungen als Schwerarbeiter (Riihimäki 1991).

Die Arbeit des Pflegepersonals ist nach verschiedenen Studien als mittelschwer eingestuft worden. Garg et al. (1991b) zeigten, dass beim Transfer vom Bett in den Rollstuhl und zurück eine geringere Belastung durch Ziehen als durch Heben entsteht.

### - Haltungseinfluss

Diese Studie befasst sich mit der Belastung der unteren LWS-Segmente, insbesondere zwischen L3 und S1. Die Beweglichkeit in diesem Bereich besteht aus den Einzelbeweglichkeiten der beteiligten Segmente. Diese Werte nach Pearcy (1985) sind in Tabelle 1 eingetragen.

Segment	Bewegungsrichtung		
	Flexion / Extension [°]	Axiale Rotation [°]	Seitneigung [°]
L3 / L4	13 (11-18)	3 (1-5)	10 (5-12)
L4 / L5	16 (9-19)	3 (1-5)	6 (1-9)
L5 / S1	14 (3-21)	2 (0-3)	3 (1-6)
Summe	43 (23-58)	8 (2-13)	19 (7-27)

Tab. 1 Bewegungsumfang in den Lendenwirbelsäulensegmenten L3 bis S1 nach Pearcy (1985), in Klammern Minimal- und Maximalwerte

### -Flexion

Ein erhöhtes Risiko für die Entstehung eines Bandscheibenvorfalles in der LWS stellt das Heben in Verbindung mit einer Inklination und Rotation der Wirbelsäule dar (Kelsey et al., 1984). Die Beziehung zwischen Rückenschmerz und nicht neutralen Körperpositionen des Rückens konnte auch in verschiedenen anderen Studien dargestellt werden (Riihimäki 1991). Den Zusammenhang zwischen Flexion und Rückenbeschwerden stellte Yip (2004) bei Krankenschwestern dar, nach Jansen et al. (2004) besteht insbesondere für Beugungen über 45° ein erhöhtes Risiko. Auch der Zusammenhang zwischen Beugstellung und Drehung unter seltenem Heben schwerer Lasten konnte von Riihimäki et al. (1989) bei Office-Arbeitern gezeigt werden.

In Bezug auf das Heben einer Last sind verschiedene Strategien möglich, wobei der Unterschied in der Bewegung zur Last liegt. Die extremen Möglichkeiten sind das Heben zum einen unter maximaler Beugung der Kniegelenke, zum anderen unter maximaler Beugung des Rückens (Abb. 1).

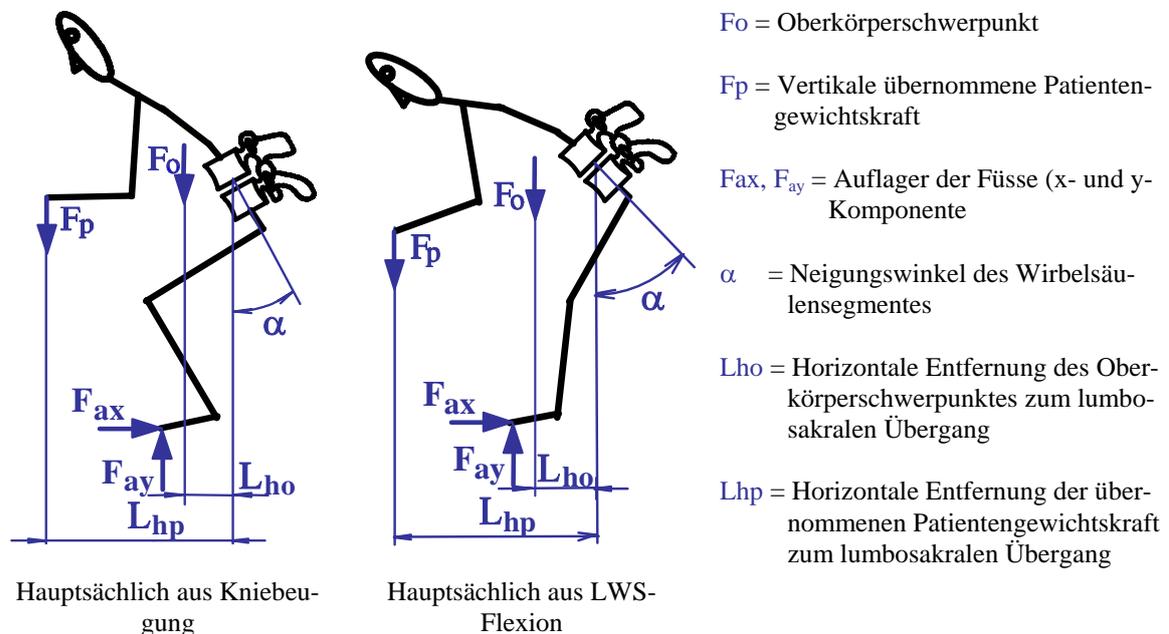


Abb. 1 Verschiedene Hebestrategien (Extremmöglichkeiten)

Ein weiterer Einfluss ergibt sich durch den Weg der Kraftübertragung. Nach Shirazi-Adl et Drouin (1987) wird in aufgerichteter und leicht gebeugter Haltung der Wirbelsäule ein Teil der Kraft über die kleinen Wirbelgelenke übertragen. Mit zunehmendem Flexionswinkel sinkt dieser Anteil und der über die Bandscheibe übertragene steigt.

Für verschiedene Belastungssituationen des Hebens bestimmten Wilke et al. (1999) die LWS-Belastung durch Messung des intradiscalen Druckes. Hierdurch konnten sie zeigen, dass die Belastung durch ein Heben mit gebeugten Knien gegenüber der Belastung mit rundem, flektiertem Rücken um ca. 35 % gesenkt werden kann (Tab. 2).

Messposition beim Heben eines 20-kg Gewichtes	Intradiscaler Druck
mit rundem flektierten Rücken,	2.3 MPa;
mit gebeugten Knien,	1.7 MPa;
nah am Körper	1.1 MPa.

Tab. 2 Intradiscaler Druck in verschiedenen Positionen (Wilke et al. 1999)

-Anlehnen am Bett

Soyka et al. (1993) zeigten in ihrem Workshop zur Aufnahme typischer Transfertechniken, dass insbesondere bei hoch belastenden Tätigkeiten mit weitem Vornüberbeugen oder mit einer Handhabung schwerer Lasten ein Anlehnen an der Bettkante nötig ist. Auf die Erhöhung der Belastung in der LWS durch ein Anlehnen am Bett wurde bereits von Deuretzbacher et al. (1997) hingewiesen. Dieser wichtige Sachverhalt soll hier mittels eines biomechanischen Ansatzes erklärt werden.

Entscheidend beim freien Heben ohne Anlehnen am Bett ist das mechanische Gleichgewicht der Pflegekraft (Abb. 2A). Dieses beinhaltet, dass die Summe der Momente um das Auflager der Füße Null ist. Diese Momente entstehen durch die übernommene Kraft des Patienten  $F_p$  mit dem Hebelarm  $L_{hp}$  und den Gesamtkörperschwerpunkt  $F_o$  mit dem Hebelarm  $L_{ho}$ . Eine Vergrößerung der Kraftübernahme vom Patienten  $F_p$  oder des Hebelarms  $L_{hp}$  muss durch die Verlagerung des Gesamtkörperschwerpunkts  $F_o$  nach hinten ausgeglichen werden.

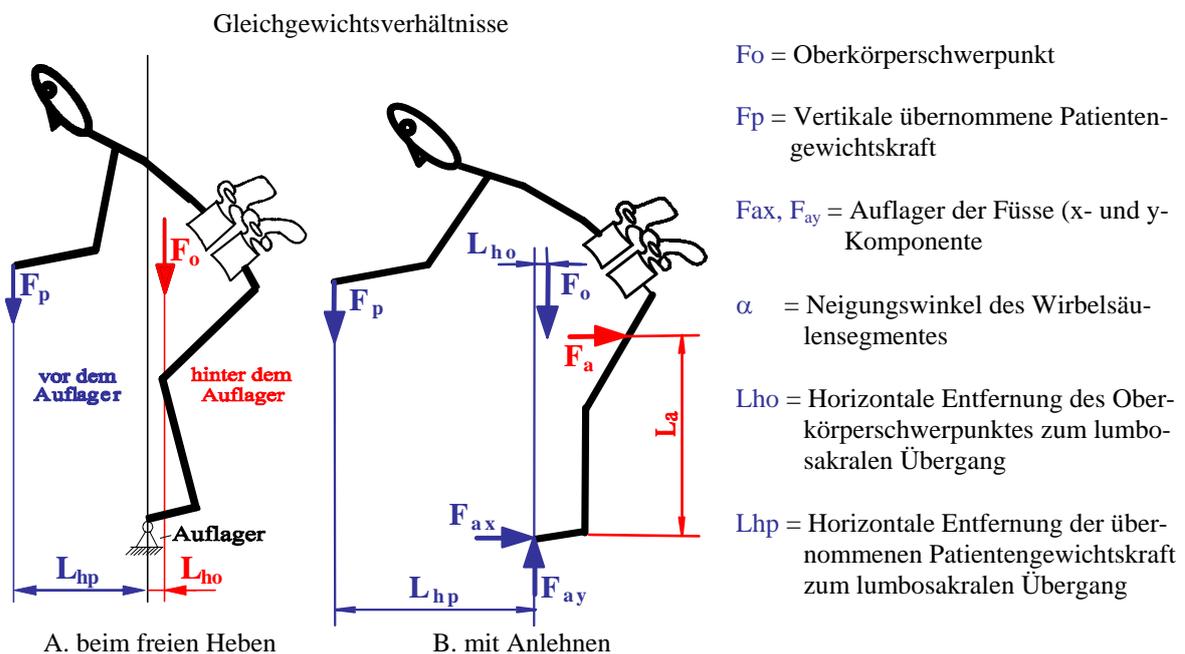


Abb. 2 Einfluß des Anlehns am Bett

Wenn beide Momente die gleiche Größe haben, besteht ein mechanisches Gleichgewicht und somit ist der Stand stabil. Die Gewichtsübernahme und die Reichweite der hebenden Person sind im freien Stand durch das oben beschriebene Gleichgewicht limitiert. Die Beeinflussung einer dieser Größen ist mechanisch unter Wahrung der o.g. Gleichgewichtsverhältnisse nur durch das Aufbringen eines zusätzlichen Momentes möglich.

In der Pflege kann dies durch ein Anlehnen an der Bettkante geschehen. In der Abb. 2B ist dies durch die Kraft  $F_a$  mit dem Hebelarm  $L_a$  gekennzeichnet. In der folgenden vereinfachten Berechnung soll eine mechanische Abschätzung der LWS-Belastung in Abhängigkeit des Anlehnelements vorgenommen werden. Die Annahmen basieren auf einer rein vertikalen Kraftübernahme und einer rein horizontalen Anlehnerkraft.

In Form einer mechanischen Gleichung stellt sich die o.g. Gleichgewichtsbedingung ohne Anlehnen ( $F_a = 0$ ) wie folgt dar:

$$F_{hp} * L_p = F_o * L_{ho}$$

Mit Anlehnen besteht ein dem Lastmoment entgegen gerichtetes Moment aus Anlehnerkraft  $F_a$  und Hebelarm  $L_a$ . In dem Momentengleichgewicht sieht dies vereinfacht wie folgt aus:

$$F_p * L_{hp} = F_o * L_{ho} + F_a * L_a$$

Die Erhöhung der übernommenen Gewichtskraft durch das Anlehnen am Bett ist durch die Höhe der Reibkraft  $F_{rx}$  unter den Füßen begrenzt, da diese sonst wegrutschen. Diese wiederum hängt als Haftreibung von dem Haftreibungskoeffizienten  $\mu_o$  und der vertikalen Bodenreaktionskraft (Normalkraft) ab. Als mathematische Gleichung stellt es sich wie folgt dar:

$$F_{rx} = F_a = \mu_o * (F_o + F_p)$$

Hierbei ist der Haftreibungskoeffizient von den aufeinander reibenden Materialien abhängig. Für Gummi auf Stein ergibt sich dafür ein Wert von  $\sim 0,7$ , mit Wasser dazwischen geht er gegen Null. Nach Auflösen der mechanischen Gleichungen ergibt sich folgende Formel für das Verhältnis der möglichen Lastübernahme mit ( $F_{p1}$ ) und ohne Anlehnen ( $F_{p2}$ ) ans Bett.

$$\frac{F_{p1}}{F_{p2}} = \frac{L_{hp} * (L_{ho} + L_a * \mu_o)}{L_{ho} * (L_{hp} - L_a * \mu_o)}$$

Die Abschätzung der Längenverhältnisse anhand aufgezeichneter Videobilder im Transfer ergibt folgende Werte:

$L_o = 6\text{cm}$ (in neg. Richtung)
$L_p = 30\text{cm}$
$L_a = 80\text{cm}$ (beim Anlehnen)

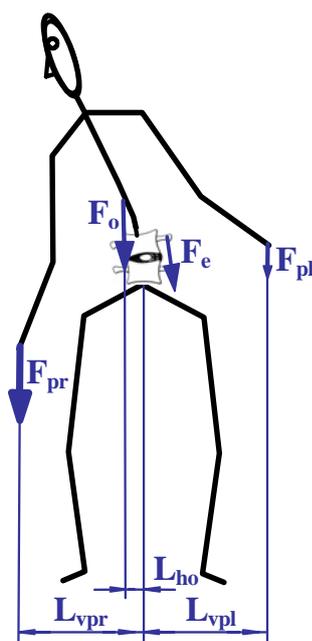
Tab. 3 Abgeschätzte Abmessungen beim Heben mit oder ohne Anlehnen am Bett

Lehnt sich die Pflegekraft beim Hebevorgang an, so ergibt sich bei den angenommenen Maßen (Tab. 3) gegenüber dem dargestellten freien Hebevorgang eine um das ca. 12-fache höhere Lastübernahme der Pflegekraft, ohne das Gleichgewicht zu verlieren oder auszurutschen. Dies bedeutet eine deutlich höhere Belastung der LWS mit der Gefahr der Überlastung. Besonders betroffen ist die LWS, weil genau dort der Hebelarm zur Patientenlast und zum Oberkörperschwerpunkt am größten ist (Abb. 1).

Zusammenfassend ergibt sich durch das Anlehnen bei einem subjektiv größeren Gefühl der Standsicherheit eine Erhöhung der Überlastungsgefahr des Rückens mit nachfolgend auftretenden Schäden. Weiter besteht bei feuchtem Boden ein deutliches Absinken des Haftreibungskoeffizienten und somit eine erhöhte Gefahr des Ausrutschens bzw. der Entstehung eines Unfalles. Diese unkoordinierte Belastung kann letztlich zu einer Schädigung der LWS führen.

### -Asymmetrisches Heben

Asymmetrisches Heben bedeutet, dass die zu hebende Last nicht gleichmäßig auf beide Hände übertragen wird. Dadurch entsteht ein Drehmoment in der Frontalebene, wie in Abb. 3 dargestellt. Diese Art der Belastung kommt in unterschiedlicher Ausprägung bei fast allen Transfersituationen in der Pflege vor. Es gilt, wie im Folgenden dargestellt, diese unbedingt zu minimieren.



$F_o$  = Oberkörperschwerpunkt.

$F_{pl} / F_{pr}$  = Vertikale übernommene Patientengewichtskraft linke Hand / - rechte Hand.

$L_{vpl} / L_{vpr}$  = Vertikaler Hebelarm der übernommenen Patientengewichtskraft zum lumbosakralen Übergang linke Hand / - rechte Hand.

$L_o$  = Vertikaler Hebelarm des Oberkörperschwerpunktes zum lumbosakralen Übergang.

Abb. 3 Asymmetrische Krafteinwirkung bei reiner Seitneigung

Garg et al. (1979/1985) und Delisle et al. (1998) untersuchten das Heben einer tief liegenden, asymmetrisch über beide Arme übertragenen Last. Ziel war es, die Hebestrategien - Heben aus dem Rücken vs. aus den Knien - unter diesen Voraussetzungen zu vergleichen. Garg A. et al. (1979/1985) zeigten, dass beim asymmetrischen Heben der Energieverbrauch für beide Extreme des Hebens besonders hoch und die Arbeitsgeschwindigkeit besonders gering ist. Ein Maximum der Geschwindigkeit und ein Minimum des Energieverbrauches stellten sich durch das „free-style“ Heben - ein Gemisch beider Extreme - ein. Eine Ermittlung der Belastung der LWS, wie sie zur Beurteilung des Verletzungsrisikos wichtig ist, wurde in dieser Studie nicht eingeschlossen.

Delisle et al. (1998) wiesen ebenfalls, beim asymmetrischen Heben tief liegender Lasten, eine Reduktion der Momente in der LWS durch ein Heben mit leicht gebeugten Beinen (bei gebeugtem Rücken), gegenüber dem Heben aus den Knien (bei geradem Rücken) nach. Durch das Heben aus gebeugten Rücken wird außerdem noch ein stabilerer Stand erreicht, was u.a. durch eine optimale Basisbreite der Füße gewährleistet wird.

Kingma et al. (1999) untersuchten mittels eines 3-D-Segmentemodelles die kompensatorischen Bewegungen bei einer asymmetrischen Belastung - durch Drehung des Beckens mittels Bewegung der Hüftgelenke vs. Rotation und Seitneigung der Wirbelsäule. In Abhängigkeit der Asymmetrie stellte sich eine ausgleichende Verdrehung des Beckens von 25% der Asymmetrie ein. Der weitaus größere Teil wurde über Seitneigung und Rotation der Wirbelsäule ausgeglichen. Dieses Ergebnis wird von Kingma et al. (1999) als hohes Risiko für die Genese von Rückenbeschwerden gewertet.

Einen anderen Ansatz wählten Gagnon et al. (1993), die bei asymmetrischer Last ein aktives Drehen der Füße und des Beckens zur Last untersuchten. Hierzu nutzten sie ebenfalls ein multisegmentales 3-D-Modell. Sie zeigten bei Drehung zur Last einen leichten Anstieg des Flexionsmomentes mit deutlicher Reduktion der Seitneigungs- und Rotationsmomente. Somit werteten sie das Drehen zur Last als sinnvolle Bewegung zur Symmetrisierung und dadurch zur Reduktion des Risikos der Entstehung von Rückenschmerzen.

Eine alleinige Betrachtung der Sagittalebene beim asymmetrischen Heben einer tief liegenden Last, wie von Garg et al. (1979/1985) und Delisle A. (1998) beschrieben, ist nicht ausreichend. Nur mit der Betrachtung aller Raumebenen, wie im 3-D-Modell von Kingma

et al. (1999) lassen sich die fehlenden Bewegungskomponenten, Seitneigung und Rotation der Wirbelsäule, erfassen, die sich beim asymmetrischen Heben automatisch einstellen. Zur Minimierung der Belastung empfehlen Gagnon et al. (1993) eine Symmetrisierung durch Drehung mit der Last.

### -Seitneigung

Es existieren nur wenige konkrete Literaturangaben zum isolierten Einfluss der Seitneigungsbewegung auf die Belastung der LWS bzw. deren Einfluss auf die Entstehung von Rückenbeschwerden. Wie den bereits aufgeführten wenigen existenten Studien zu entnehmen ist, besteht jedoch ein erheblicher Einfluss, sei es bei asymmetrischer Belastung der LWS oder bei komplexeren Aufgaben.

Eine Seitneigungsbewegung kann - wie bereits erwähnt - aktiv durchgeführt werden oder reaktiv auf eine asymmetrische Belastung entstehen. Dabei resultiert ein Moment in der Frontalebene, das zum Erhalt des Gleichgewichts muskulär ausgeglichen werden muss. Hierdurch erhöht sich die Kompressionskraft in den Bandscheiben. In der Grafik wird die asymmetrische Lastübernahme durch die Kräfte  $F_{pr}$  = rechts,  $F_{pl}$  = links dargestellt, der Oberkörperschwerpunkt durch  $F_o$  und die muskuläre Komponente durch  $F_e$  (Abb. 3). Eine asymmetrische Belastung ist ein wichtiger Risikofaktor bei der Genese von Rückenschmerzen. Im Folgenden wird erklärt, warum dieser einfache Ansatz jedoch für die Bestimmung der Belastung nicht ausreicht.

Marras et al. (1997) untersuchten mittels ihres EMG-unterstützten mathematischen Modells den Einfluss der Seitneigung im Rumpf auf die Belastung der LWS. Den Grund des erhöhten Risikos für die Entstehung von Rückenbeschwerden durch eine Lateralflexion im Hebevorgang sahen sie im Anstieg der nach lateral gerichteten Scherkraft, aber auch im Anstieg der Kompressionskraft. Für den Anstieg der Kompressionskraft ist in dieser Studie insbesondere die Koaktivierung der beidseitig gelegenen Rückenstrecker verantwortlich. Diese Koaktivierung macht im Vergleich zu anderen Modellen ohne dessen Berücksichtigung eine Zunahme um 25% aus und zeigt ein Maximum bei einem Seitneigungswinkel von  $45^\circ$ . Mit zunehmender Geschwindigkeit des Hebevorganges nimmt dieser Effekt noch zu.

Chiang et al. (2001) bestätigten das Ergebnis von Marras et al. (1997), zeigten aber, dass die Koaktivierung der Muskulatur modifizierbar ist. Sie führten vergleichende Belastungsversuche in Seitneigungsrichtung des Rumpfes mit abgestufter und plötzlicher Laststeigerung durch. Hierbei stellten sie fest, dass das Ausmaß der Koaktivierung durch eine abgestufte Belastung in derselben Richtung zu senken ist. Die Aktivierung durch die Vorlast stabilisiert die Wirbelsäule und senkt die Amplitude der durch die plötzliche Last entstehenden seitlichen Auslenkung des Rumpfes. Mit der sinkenden Koaktivierung sinkt auch die Kompressionskraft und somit die Belastung.

Auch die direkte Bestimmung der Belastung mittels intradiscaler Druckmessung konnte die Erhöhung der Belastung durch eine Seitneigung oder eine asymmetrische Belastung bestätigen (Andersson et al. 1977).

#### - Rotation

Bei einem mit Pflegepersonal durchgeführten Workshop (Soyka 1993) zeigte sich, dass neben der Seitneigung auch die Rotation der LWS um die Längsachse beim Transfer des Patienten eingesetzt wird. Eine Torsionsbewegung der Wirbelsäule in der Körperlängsachse vermag in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit ebenfalls LWS-beschwerden hervorzurufen (Marras et al. 1995a). Nach Riihimäki 1991 vermag eine Kompression der LWS in Rotationshaltung auf Dauer eher degenerative Veränderungen zu bewirken als eine reine Druckbelastung. Den Einfluss einer reinen Rotationsbelastung auf menschliche Leichenwirbelsäulen ist auch von White et Panjabi (1990) untersucht worden. Sie beobachteten von der Belastung (ohne dynamische Komponenten) abhängige zirkuläre Einrisse („circumferential tears“) innerhalb des Anulus fibrosus, dass exzessive Torsion der Bandscheiben also unbedingt zu deren Verletzung führt.

Andersson et al. (1977) wiesen, über die Messung des intradiscalen Drucks, für die Rotation der LWS eine deutlich größere Belastung auf als bei der Seitneigung. Marras et al. (1995a) untersuchten mit Hilfe eines EMG-gestützten Modells die Belastung der LWS bei reiner Torsionsbewegung des Rumpfes. So stellten sie fest, dass neben diesen Torsionsmomenten erhebliche Flexions- Extension- und Seitneigungsmomente entstehen. Daneben bestand ein ausgeprägtes beidseitiges Koaktivieren der Muskulatur mit Erhöhung der Kompressionskraft.

Wird die isolierte Rotation der Wirbelsäule betrachtet (Abb. 4), so ist nicht die Verlagerung des Schwerpunktes aus der Mittellinie entscheidend, da es sich hierbei im Verhältnis zur Inklination lediglich um kleine Längenverhältnisse handelt.

Nach White et Panjabi (1990) sind vielmehr die asymmetrischen Belastungen der verschiedenen, entgegengesetzt gerichteten Faseranteile des Anulus fibrosus entscheidend, sodass die eine Hälfte der Fasern sehr stark belastet ist und die andere weniger. Aus diesem Grund ist die Überlagerung der rotationsbedingten Vorspannung durch eine hohe Kompressionskraft besonders gefährlich. Daneben ändert sich, bedingt durch die Artikulation der superioren und inferioren kleinen Wirbelgelenke bei mit Rotation verknüpften Haltungen die intervertebrale Kraftübertragung (Lin et al. 1978).

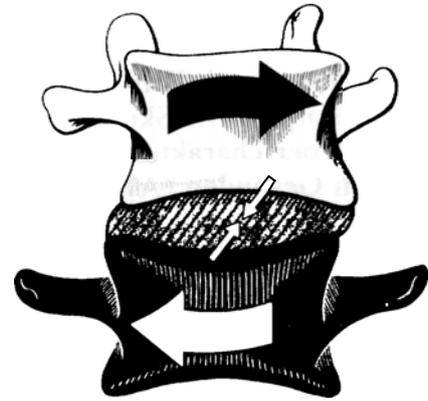


Abb. 4 Belastung der Bandscheiben mit einer Rotationsbewegung, modifiziert nach Kapandji.

### **-Geschwindigkeit der Lastübernahme**

Ein wichtiger Faktor bei der Entstehung von Rückenschmerzen ist die Geschwindigkeit der Lastübernahme, mit dessen Größe die LWS-Belastung steigt (Bush-Joseph 1988, Peretzki-Leid 1989). Besonders hohe Werte können durch einen gezielten aktiven Einsatz, wie beim beabsichtigten sehr schnellen Heben (im Sport auch „Reissen“ genannt) oder bei einem ungewollten Auftreten z.B. im Unfall entstehen. Marras et. al. (1995b) zeigten mit ihrer Modellierung einen großen Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit auf die Entstehung von LWS-Beschwerden. Adams et Hutton (1986) fanden bei einer komplett flektierten Wirbelsäule eine Reserve von 10° bis zum Ende des elastischen Bereiches. Diese eingebaute Sicherheit gegen einen Wirbelsäulenschaden wird durch eine schnelle Bewegung geschmälert.

Allen Fällen der schnellen Lastübernahme ist gemein, dass die Koordination der Bewegung schlechter wird als in Situationen mit langsamerer Lastübernahme. Hierbei ist nach Marras et al. (1995b) nicht die Beschleunigung, sondern die Geschwindigkeit der Bewegung der entscheidende Parameter. Bei einer hohen Geschwindigkeit zeigt sich u.a. ein Anstieg der Koaktivierung der Rumpfmuskulatur, die zur Stabilisierung des Rumpfes durch dessen Versteifung dient (Marras et Mirka 1992). Tritt eine hohe asymmetrische

Belastung auf, steigen daneben noch die Scherkräfte in der LWS an (Marras et Sommerich 1991a / 1991b). Bei einem Unfall potenzieren sich die ungünstigen Faktoren zu einer sehr hohen Belastung der hebenden Person, insbesondere im Bereich der LWS. Hohe Belastungsgeschwindigkeiten treten in ungünstigen Haltungen bei großer Lastübernahme auf.

Den strukturellen Einfluss einer hohen Belastungsgeschwindigkeit untersuchten White et Panjabi (1990) mittels Belastungsversuche an Leichenwirbelsäulen. Sie testeten lateral ausgelenkte und hyperflektierte Wirbelsäulenpräparaten unter schnellem Anstieg der Kompressionskraft. Dabei zeigten 42% der Proben einen dem klinischen Bild ähnlichen Bandscheibenvorfall. Stieg die Kompressionskraft bei identischem Versuchsaufbau langsam bis zum selben Endbetrag an, so wiesen 12% der Proben einen Bandscheibenvorfall, 71% Endplattenfrakturen und 16% keine Schädigung auf.

Riihimäki (1991) beschrieb in ihrem Übersichtsartikel verschiedene Studien, die die Möglichkeit der Überbeanspruchung durch plötzliche Laststeigerung bzw. plötzliche, unerwartete Bewegungen auf die Entstehung von Rückenbeschwerden nachweisen. Die Möglichkeit der Adaptation an die plötzliche Belastung hängt nach Granata et al. (2001) auch von der Ermüdung der hebenden Person ab. Bei Ermüdung besteht eine größere Koaktivierung der Rumpfmuskulatur und somit eine größere Belastung der LWS. Weiterhin kann die Ermüdung bei wiederholter Belastung auch direkt subjektive Schmerzepisoden auslösen (Riihimäki 1991).

Heiss et al. (2002) untersuchten verschiedene Hebetechniken auf die Reaktion beim Auftreten einer unerwarteten Last. Es zeigte sich, dass eine schwere unerwartete Last eine asymmetrische Reaktion der Rückenstrecker und somit ein hohes Risiko für die Entstehung von Rückenschmerzen erbringt. Für den Erhalt des Gleichgewichtes ist beim Eintreten der Last eine halb hockende Haltung optimal. In der prospektiven Untersuchung von Lloyd et al. (1983) gehen LWS-Beschwerden in der gesamten arbeitenden Bevölkerung zu 1/3 aus echten Unfallereignissen und zu 1/5 aus unechten Unfällen hervor. Bei den restlichen Personen mit diesen genannten Beschwerden ist kein Unfall nachweisbar. Die aus echten Unfallereignissen hervorgehenden Verletzungen haben hiernach eine schlechtere Prognose.

Nach Manning et al. (1984) liegen bei echten Unfällen zu 66,6% Fußunfälle (Ausrutschen etc.) und zu 33,3% Unfälle vor, die aus fehlerhaftem Handling einer Last resultieren. Bei den nicht durch einen echten Unfall bedingten Rückenbeschwerden lagen mit einem deutlich größeren Anteil von 63% Handlingfehler vor. Riihimäki (1991) wertete eine Literaturstelle aus, die einen Zusammenhang zwischen Unfall und daraus resultierender Rücken-erkrankung aufwies. Diese fiel im echten Unfall eindeutiger aus als im unechten.

Auch die Möglichkeit, auf ein unerwartetes Ereignis zu reagieren, nimmt Einfluss auf dessen schädigende Wirkung. Mit größerem Koordinationsvermögen und besserem Trainingszustand steigt diese Möglichkeit. So ist mit einer Verbesserung des Trainingszustandes und des Koordinationsvermögens eine bessere Adaptation an die Last möglich und die Gefährdung der LWS geringer.

Ein schneller Belastungsanstieg findet sich bei inadäquater Durchführung einer Technik oder insbesondere bei unerwarteten Ereignissen, wie z.B. bei Unfällen. In der praktischen Tätigkeit einer Pflegeperson ergibt sich diese unerwartete Belastungssituation z.B. bei ihrem Ausrutschen bzw. dem des Patienten. Besteht nun bei diesem Ereignis eine ungünstige flektierte und rotierte Haltung der Wirbelsäule, so ist ein Maximalrisiko für das Auslösen einer Schädigung im Bereich der LWS gegeben.

### **- Kombinierte Belastungen**

Wegen der Komplexität von Transfervorgängen in der Pflege ist das Auftreten einer isolierten Haltungs- bzw. Bewegungskomponente praktisch sehr unwahrscheinlich. Es stellt sich meistens eine Kombination aus den verschiedenen Komponenten Flexion, Seitneigung und Rotation ein.



Abb. 5 Risikoprofil für die Genese eines Bandscheibenvorfalles (Grafik aus White & Panjabi 1990)

Besteht eine Rotation der LWS, kombiniert mit einer Flexion, so ist nach Gunzburg et al. (1991) das Bewegungsausmaß und die Belastbarkeit deutlich reduziert, bedingt durch die Veränderung der Kraftübertragung über die artikulierenden Gelenkfortsätze (Lin et al. 1978). Bei einer kombinierten Seitneigung und Torsion um die Längsachse zeigen Shirazi-Adl et al. (1986) einen deutlichen Anstieg der Spannung in den Fasern des Anulus fibrosus der Bandscheibe.

Zur Erinnerung: jede Komponente der Haltung bzw. Bewegung trägt ihren Teil zur Gesamtbelastung bei.

Es kann also festgehalten werden, dass das größte Risiko für die Entstehung von Rückenbeschwerden, -schäden bzw. eines Bandscheibenvorfalles durch kombinierte Belastung verschiedener Komponenten der Freiheitsgrade der LWS besteht (Kapandji (1985), Riihimäki (1991) und andere o.g. Autoren). Insbesondere das gleichzeitige Einwirken von Inklination, Rotation und Kompressionskraft beinhalten nach White et Panjabi (1990), in Abhängigkeit vom Ausmaß, ein großes Gefahrenpotential (Abb. 5).

Kombinierte Belastungen treten bei verschiedenen Aufgaben in der Pflege auf. Garg et al. (1992b) untersuchten mittels zweidimensionaler Videogestützter statischer Bewegungsanalyse verschiedene Transferaufgaben in der Pflege und stellten eine Rangfolge in der Belastung auf, in der ganz oben die verschiedenen Transferformen zwischen Bett und/oder verschiedenen Stuhlformen angeordnet sind.

Die erstellte Rangfolge ist in Tab. 4 dargestellt.

Belastungsrang	Transfer-Aufgabe
1. Hohe Belastung	Patient von der Toilette in den Rollstuhl
2.	Patient vom Rollstuhl auf die Toilette
3.	Patient vom Rollstuhl ins Bett
4.	Patient vom Bett in den Rollstuhl
5.	Patient aus der Badewanne in einen Stuhl
6.	Patient vom Chairlift in einen Stuhl
7.	Wiegen des Patienten
8.	Aufrichten des Patienten im Bett
9.	Hochziehen des Patienten im Bett
10.	Hochziehen des Patienten im Stuhl
11.	Wechseln des Stecklakens im Bett
12.	Bett machen mit Patienten im Bett
13.	Ausziehen des Patienten
14.	Tying supports
15.	Füttern bettlägeriger Patienten
16. Niedrige Belastung	Bett machen ohne Patienten im Bett

Tab. 4 Belastendste Tätigkeiten in der Pflege nach Garg et al. (1992b) in absteigender Rangfolge

### **- Präventive Maßnahmen**

Zur Prävention sind bislang hauptsächlich vier verschiedene Ansätze untersucht worden:

- Die Durchführung von körperlicher Ertüchtigung; Rücken- und Bauchmuskulatur stärkende Übungen bzw. allgemeine Fitnessübungen
- Die Schulung ergonomischen Hebens
- Vermeidung von zusätzlichen Risikofaktoren
- Die Benutzung mechanisch-unterstützender Hilfsmittel

Verschiedene Studien weisen nach, dass körperliche Ertüchtigung im Rahmen dieser Präventivmaßnahmen den besten Effekt erbringen. Lahad et al. (1994) werteten diesbezüglich 190 Studien im Zeitraum von 1966-1993 aus und ermittelten damit eine Senkung der Inzidenz von lumbalen Rückenbeschwerden. Auch Gundewall et al. (1993) zeigten mit ihrer epidemiologischen Studie den Einfluss eines 13-monatigen Trainings auf die Arbeitsausfallzeiten bei Geriatrie-Krankenschwestern. In der Trainingsgruppe zeigte nur eine Krankenschwester einen Arbeitsausfall von 28 Tagen, während in der Kontrollgruppe 12 Schwestern über insgesamt 155 Tage ausfielen. Für jede von den Krankenschwestern verübte Trainings- oder Physiotherapiestunde wurde eine Verringerung um 1,3 Krankheitstage errechnet.

Auch Videmann et al. (1989) wiesen bei 255 Krankenschwestern einen positiven Trainingseffekt mit einer Reduktion von Rückenbeschwerden nach. Mit einer 3-monatigen Trainingsphase konnten Dehlin et al. (1981) keine signifikante Verringerung des Auftretens von Rückenbeschwerden gegenüber einer Kontrollgruppe zeigen. Amako M. (2003) konnte an 901 japanischen Rekruten nachweisen, dass kontinuierlich vor der Durchführung von Trainingseinheiten ausgeführte Dehnungsübungen die Inzidenz von lumbalen Rückenbeschwerden signifikant senkten.

Capodaglio et al. (1999) untersuchten mittels optischer Bewegungsanalyse kritische Phasen im Arbeitsalltag einer Krankenschwester und kamen zu dem Schluss, dass bei dem hohen Risiko der Entstehung muskuloskelettaler Läsionen eine Schulung ergonomischer Transfermethoden unbedingt nötig sei. Der Effekt der Schulung und des Trainings ergonomischer Hebetekniken wird indes sehr unterschiedlich bewertet.

Einen gering positiven Effekt konnten Lahad et al. (1994) zeigen. Mendez et al. (2001) wiesen an einer prospektiven vierjährigen Verlaufsstudie nach, dass nach Ablauf dieser Zeit die geschulten Schwestern durch die Untersuchung unabhängiger Untersucher besser abschnitten als die der Kontroll- oder Placebogruppe. Helsing et al. (1993) stellten nach Abschluss der Schulung für die belehrten Schwestern eine bessere Haltung fest als für die in der Kontrollgruppe. Gatty et al. (2003) stellte in seiner Übersichtsarbeit von 15 Studien einen positiven Effekt in genau den Studien fest, in denen eine hohe Compliance bei arbeitsspezifischen, individuell in Kleingruppen gelehrten Trainingseinheiten bestand.

St.-Vincent et al. (1989) zweifeln in ihrer Studie den Erfolg aktueller Schulungsmethoden im rüchenschonenden Handling von Patienten (mit geradem Rücken und verstärkter Beinarbeit) und deren Umsetzung an. Sie stellten fest, dass die Nutzung der vorab vermittelten Techniken von der Transferart abhängig ist. Bei vertikalen Hebeaufgaben wurden diese Techniken häufiger, bei horizontalen Transferaufgaben selten verwendet. Feldstein et al. (1993) überprüften die Wirksamkeit eines präventiven Rückenschulungsprogrammes für 55 verschieden ausgebildete Pflegekräfte und stellten eine geringe, aber nicht signifikante Verbesserung durch die Schulung dar.

Harber et al. (1994) zeigten in ihrer 18-monatigen prospektiven Studie an gerade graduierten Krankenpflegekräften keinen Effekt eines unspezifischen körperlichen Trainings, weshalb sie die Nutzung mechanischer Hilfsmittel empfehlen. Cupisti et al. (2004) konnten dagegen mit regelmäßigen gymnastischen Übungen eine deutliche Senkung der Inzidenz von Rückenbeschwerden (10,8% gegenüber 26% in der Kontrollgruppe) aufzeigen. Der Einfluss eines mechanischen Supports auf die Reduktion der Inzidenz von Rückenbeschwerden wird als allenfalls gering bis nicht wirksam beschrieben (Lahad et al 1994, Gatty et al. 2003).

Die Wirksamkeit der Vermeidung anderer Risikofaktoren wie z.B. Aufhören zu Rauchen, diätetischer Gewichtsverlust etc. konnte von Lahad et al (1994) nicht nachgewiesen werden. Das Ausschalten anderer bekannter Risikofaktoren, die an der Genese von Rückenbeschwerden beteiligt sind, wie z.B. Schichtdienst, personelle Unterbesetzung, Streß, psychische Verfassung usw. kann ebenfalls das Auftreten von Rückenbeschwerden senken, ist aber nicht Gegenstand dieser Arbeit.

In der Pflege existieren für verschiedene Aufgaben unterschiedliche Hilfsmittel. Diese reichen von einfachen Gurten zum Heben und Tragen bis zu mechanischen Patientenhilftliftern und haben teilweise ihre Wirksamkeit bewiesen. Garg et al. (1992) untersuchten den Einfluß eines mechanischen Patientenhilftlifters und eines „walking belt“ auf die Belastung der Wirbelsäule und die Inzidenz von Rückenbeschwerden. Sie konnten in beiden Punkten, für beide Hilfsmittel, nach der Schulung einen deutlichen Rückgang nachweisen. Es zeigte sich eine große Akzeptanz dieser Hilfsmittel, die jedoch, in Abhängigkeit von der Aufgabe, innerhalb des Untersuchungszeitraumes von einem Jahr abnahm. Garg et al. (1992) konnten zeigen, dass die Akzeptanz der Hilfsmittel bei transferierenden Aufgaben (81-96%) deutlich höher war als bei anderen (42-53%). Ein weiteres Follow-up ist leider nicht durchgeführt worden, es ist jedoch eine weitere Abnahme zu erwarten. Dies liegt hauptsächlich am zusätzlichen zeitlichen Aufwand beim Holen und Anlegen dieser Hilfsmittel.

Ein praktisches, patientennahes Hilfsmittel stellen voll elektrifizierte Patientenbetten dar. Den positiven Einfluss einer individuell einstellbaren Betthöhe auf Beschwerden des unteren Rückens stellten Looze et al. (1994) dar. Den Einfluss voll elektrifizierter Patientenbetten auf die Entstehung von lumbalen Rückenbeschwerden an Pflegekräften in einem orthopädischen Akut- und Pflegebereich untersuchte Walls (2001). Erwartungsgemäß zeigte

sich, in der Handhabung des Bettes für das Personal eine deutliche Reduktion der Belastung, während alle anderen Tätigkeiten am Patienten unbeeinflusst blieben.

### **-Biomechanische Methoden der Belastungsbestimmung**

Die Belastung der LWS während der Arbeit lässt sich durch direkte oder indirekte Methoden bestimmen. Eine direktere Methode ist die Messung des intradiscalen Druckes, dessen Messung im Bereich der LWS Nachemson et Morris (1966) erstmalig veröffentlichten. Über einen in die Bandscheibe L4/5 implantierten kleinen Druckaufnehmer bestimmten Wilke et al. (1999) den Druck in der Bandscheibe bei verschiedenen Aktivitäten. Das Ergebnis ist in Tab. 5 dargestellt.

Messposition	Intradiscaler Druck
Bauchlage / Seitlage	0.1 MPa / 0.12 MPa
Während des Nachtschlafs Druckwerte zwischen	0.1 bis 0.24 MPa
Entspanntes Stehen	0.5 MPa
Vorgebeugter Stand	1.1 MPa
Heben eines 20 kg Gewichtes mit rund gebeugtem Rücken	2.3 MPa
Heben eines 20 kg Gewichtes mit gebeugten Knien	1.7 MPa
Heben eines 20 kg Gewichtes dicht am Körper	1.1 MPa

Tab. 5 Intradiscaler Druck in verschiedenen Positionen (Wilke et al. 1999)

Bei der isolierten Aufnahme des intradiscalen Druckes fehlen Informationen über die Zuordnung dieses Wertes in Bezug auf Haltung, von außen angetragene Last und Muskelaktivität. In einer jüngeren Studie untersuchten Wilke et al. (2001) erneut die Drücke in der LWS bei verschiedenen Belastungssituationen unter gleichzeitiger Erfassung der anthropometrischen Daten. Eine Simultanmessung von intradiscalem Druck mit Bewegungsanalyse und biomechanischer Modellierung existiert jedoch noch nicht.

Biomechanische Modelle bieten die Möglichkeit der indirekten, nicht invasiven Bestimmung einer Belastung in der LWS. Es wird, aus den außen gemessenen Kräften und Momenten, unter Berücksichtigung der Patientenmasse und einzelner Muskeln, entweder statisch oder dynamisch, die Belastung bestimmter Gelenke berechnet. Der Körper wird dabei in Form verschiedener Massesegmente berücksichtigt, zwischen denen sich ein Gelenk befindet. Erste einfache Modelle hatten wenige Segmente und konnten nur bei symmetrischen Belastungssituationen und Hebevorgängen in der Sagittalebene die LWS- Belastung

berechnen (Ayoub et al. 1976, Ayoub et al. 1978, Freivalds et al. 1984, Troup et al. 1983, Jäger et Luttmann 1989).

Das von Jäger et Luttmann (1989) entwickelte dynamische Modell zur Berechnung der Reaktionskräfte und -momente beim Heben von Lasten besteht aus 19 Segmenten und 18 Gelenken. Es berücksichtigt eine Körperlänge von 1,75 m, eine Körpermasse von 75 kg und für die Rückenstrecker einen Hebelarm von 6 cm. Körperhaltung und Lastposition wurden als symmetrisch bezüglich der Körperlängsachse angenommen, Abweichungen hiervon nicht gemessen. Bei der Evaluierung dieses Modells wurde die Last bis zu einer Masse von 50 kg erhöht. In Abhängigkeit von Haltung und übernommener Last ergab sich für das Rotationsmoment ein Wert zwischen 0 und 500 Nm, für die Kompressionskraft zwischen L5/S1 zwischen 0,4 und 10 kN und für die Scherkraft L5/S1 zwischen 0,2 und 0,9 kN.

Eine videogestützte Untersuchung mit folgender mathematischer Modellierung verschiedener Techniken des Hebens eines Patienten aus einem Stuhl führten Gagnon et al. (1986) durch. Sie ermittelten hieraus die übernommene Patientengewichtskraft, die maximale Kompressionskraft, die maximale Scherkraft und die verrichtete Arbeit. Hierbei wurden jeweils die aufgebrauchten Kräfte beim Transfer einer Puppe und dem eines „echten“ Patienten verglichen. Es zeigten sich für das Heben einer Puppe je nach Technik zwischen 29 und 46% höhere Werte der Kompressionskraft. Die verschiedenen Hebetechniken erbrachten die in der folgenden Tabelle 6 dargestellten Kompressionskräfte.

Hebemethode	Kompressionskraft (N)	
	Puppe	Patient
Heben mit den Händen unter der Achseln von Puppe / Patient	5572	3946
Umfassen von Puppe / Patient ( Unterarme unter den Achseln)	7216	3899
Hebegurt	7174	4096

Tab. 6 Kompressionskraft der Belastungsanalyse von Gagnon et al. (1986)

Auch Garg et al. (1991a/b) untersuchten mit Schwesternschülerinnen, mittels eines auf 2-D Videoanalyse basierenden Modells, verschiedene Hebetechniken und Hilfsmittel beim Transfer vom Bett in den Rollstuhl und vom Rollstuhl ins Bett. Es wurden sowohl Ein- als auch Zweipersonentechniken beschrieben. Hieraus ergaben sich die in Tab. 7 dargestellten Maximalwerte, die bei der Ausführung der verschiedenen Techniken auftraten:

Parameter in der LWS	Bereich der Maximalwerte
Flexionswinkel [°]	30 - 70°
Seitneigungswinkel [°]	0 - 25°
Rotationswinkel [°]	0 - 10°
Übernommene Last [N]	9,8 - 39,3 N
Flexionsmoment [Nm]	72 - 238 Nm
Seitneigungsmoment [Nm]	4 - 145 Nm
Rotationsmoment [Nm]	2 - 75 Nm
Kompressionskraft [N]	1353 - 5414 N

Tab. 7 Ergebnisse der Studie von Garg et al. 1991 a/b

Marras et al. (1999) untersuchten die Belastung der LWS bei verschiedenen Transferaufgaben in der Pflege mittels eines EMG-gestützten Belastungsmodells. Die Datenaufnahme erfolgte mit einem, auf der Basis von Elektrogoniometern beruhenden, käuflichen „industrial Lumbar Motion Monitor™“ (iLMM™)-System. Untersucht wurde die Belastung der LWS bei der Nutzung verschiedener Techniken und Hilfsmittel im Transfer einer 50 kg schweren Patientin bei konstanter Betthöhe von 58 cm. Es wurden die verschiedenen Möglichkeiten des Transfers zwischen Bettkante und verschiedenen Stühlen, als auch das Hochziehen des Patienten zum Kopfende des Bettes untersucht. Hierbei sind die LWS-Bewegungen mittels iLMM™ aufgezeichnet, und zur Berücksichtigung der muskulären Koaktivierung die vorverarbeiteten EMG-Signale in das Modell einbezogen worden. Aus diesem Modell wurden Kompressionskraft und Scherkräfte errechnet. Es ergaben sich die in Tab. 8 dargestellten Ergebnisse. Insgesamt zeigte sich für alle getesteten Techniken, insbesondere die mit einer Person durchgeführten, eine sehr hohe Belastung der LWS.

Transferaufgabe	Maximale Kompressionskraft in der LWS (SD) [kN]	
	Ein - Personen -Technik	Zwei -Personen -Technik
Hochziehen zum Kopfende im Bett	9,17 (2,73)	3,82 (1,40) – 6,48 (1,54)
Versch. Transfers Stühle ↔ Bettkante	6,00 (1,86) – 6,34 (2,04)	4,31 (1,69) – 4,95 (1,60)

Tab. 8 Ergebnisse der Kompressionskraft für die Studie von Marras et al. 1999

Die Studie von Marras et al. (1999) ergab beim Transfer zwischen Bettkante und den verschiedenen Stühlen (bzw. umgekehrt), für Kompressionskräfte über 6500N, einen Einsatzanteil von 40-60% für den Ein-Personen-Transfer und zwischen 11-23% für den Zwei-Personen-Transfer. Beim mittlerem Maximalwert von 9100N liegt die Wahrscheinlichkeit für Mikrofrakturen der Wirbelkörperendplatten bei 90%.

Das in der hier vorgelegten Arbeit verwendete Modell wurde schon in verschiedenen Berufsgruppen zur Analyse der LWS-Belastung eingesetzt (Deuretzbacher et al. 1997, Deuretzbacher et Rehder 1995, Deuretzbacher et Rehder 1996a/b/c, Rehder et al. 1994, Rehder et al. 1997). Die Belastungen der LWS sind auch bei verschiedenen Tätigkeiten in der Krankenpflege mit dem bestehenden 3-Dimensionalen Bewegungsanalyzesystem und folgender Ganzkörpermodellierung untersucht worden (Deuretzbacher et al. 1997).

Dabei ergaben sich zum Teil erhebliche Belastungen der LWS, mit weit über dem vom NIOSH (The National Institute for Occupational Safety and Health) empfohlenen Grenzwert (2600 N) liegenden Kompressionskräften (Tab. 9).

Transferaufgabe	Handlasten (SD) [N]	Haltungswinkel Inklination (SD) [°]	Mittlere maximale Momente für (SD) [Nm]			Maximale Kompressionskraft L5/S1 (SD) [N]
			Flexion	Seitneigung re. / li.	Rotation re. / li.	
Stecklaken unterziehen, Pat.Knie gerade	45,2 (24,0)	55,0 (10,3)	119 (31)	8/5	8/4	2068 (487)
Stecklaken unterziehen, Pat.Knie angewinkelt	45,9 (20,7)	54,2 (11,5)	117 (44)	9/6	8/4	2011 (655)
T-Shirt anziehen, im Bett kniend	60,9 (32,5)	56,3 (11,9)	116 (30)	10/7	12/4	1976 (443)
Kopfteil hoch- und tiefstellen	179 (51,3)	51,9 (16,0)	168 (41)	9/13	11/8	2884 (658)
Fußende => Kopfende	237 (97,9)	46,7 (13,1)	222 (44)	15/13	12/8	3795 (725)
Fußende =>Kopfende, Abstoßen m. d. Füßen	191 (72,8)	44,7 (14,2)	195 (59)	15/15	13/10	3366 (943)
T-Shirt anziehen, neben dem Bett stehend	47,0 (18,7)	42,8 (14,3)	133 (40)	14/10	12/6	2343 (642)
Bett => Trage	277 (97,5)	45,9 (11,8)	209 (45)	15/10	9/10	3566 (810)
Aufrichten für Rollstuhltransfer	101 (59,4)	44,8 (11,2)	170 (45)	19/19	16/9	2925 (694)
Bettkante => Rollstuhl	241 (63,5)	46,0 (14,4)	217 (72)	29/11	13/9	3749(1208)

Tab. 9 Ergebnisse der Studie von Deuretzbacher et al. (1997)

Bei Deuretzbacher et al. (1997) gehörten der Patiententransfer vom Fußende zum Kopfende des Bettes und der Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl zu den am meisten belastenden Aufgaben, ebenso das Überlagern des Patienten vom Bett auf eine Trage. Selbst das Hoch- und Tiefstellen des Kopfteiles des Patientenbettes liegt, mit einer mittleren maximalen Kompressionskraft von 2884 N, noch über der Grenze von NIOSH. Als wichtigste Belastungsfaktoren wurden die Anthropometrie der Probandinnen (= Pflegepersonal) und die ausgeführte Technik, insbesondere die Haltung im Transfer, beurteilt.

**-Belastungsgrenzwerte**

Für den Bereich der Pflegeberufe ergibt sich aufgrund der gegenüber männlichem Personal geringeren körperlichen Belastbarkeit von Frauen und der überwiegenden Zahl weiblicher Pflegekräfte, bezüglich der Rückenbelastung, ein zentrales Problem. In Literatur und Gesetzgebung finden sich verschiedene Grenzwerte für das Heben und Tragen von Lasten durch Frauen.

Das Merkblatt zur **BK 2108** (Ärztliches Merkblatt zur Berufskrankheit 2108 (1994), Ludolph 1996) sieht Orientierungswerte für „schwere Lasten“, die nah am Körper getragen werden, in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht vor. Für Männer sind 1,5-2,0-fach höhere Werte als für Frauen angesetzt. Somit sind, laut BK 2108, die Obergrenzen für die Masse der manuell zu transferierenden Lasten wie folgt festgelegt (Tab. 10)

Alter [a]	Maximal zu hebende Last [kg]	
	Frauen	Männer
15 - 17	10	15
18 - 39	15	25
> 40	10	20

Tab. 10 Maximalgewichte beim Heben und Tragen nach BK 2108 (Ärztliches Merkblatt zur BK 2108)

Im industriellen Bereich kann dem weiblichen, im Vergleich zum männlichen Personal, durch Selektion der auszuführenden Arbeiten eine deutlich geringere Belastung zugeteilt werden. Dagegen wird in der Pflege ohne Berücksichtigung der geschlechtsbezogenen Belastbarkeitsunterschiede von beiden Geschlechtern die gleiche Arbeit verrichtet.

Laut **Mutterschutzgesetz** (§4 Abs.3 Ziff.1) dürfen schwangere Frauen nicht mit Arbeiten betraut werden, bei denen regelmäßig Lasten von mehr als 5 kg Gewicht, oder gelegentlich Lasten von mehr als 10 kg Gewicht, ohne mechanische Hilfsmittel von Hand gehoben, bewegt oder befördert werden (Refa-Nachrichten 1984). Die Verordnung über die **Beschäftigung von Frauen auf Fahrzeugen** schreibt vor, dass eine Arbeitnehmerin nicht mit Arbeiten betraut werden darf, bei denen Lasten von mehr als 10 kg Gewicht ohne mechanische Hilfsmittel nicht nur gelegentlich gehoben oder getragen werden (Refa-Nachrichten 1984). Nach der Verordnung für **Frauen in der grob- und feinkeramischen Industrie** dürfen Arbeitnehmerinnen, nach einem Erlass des Reichsministers vom 22.06.1936, nicht mit dem Tragen von Kisten beschäftigt werden, soweit diese ein Gewicht von 15 kg überschreiten (Refa-Nachrichten 1984).

**Hettinger (1991)** liefert Richtwerte für das Heben und Tragen unter Optimalbedingungen. Diese sind vom Geschlecht, der Häufigkeit und der Art des Transfers (Heben/Tragen) abhängig (Tab.11).

Art des Lasten- transports	Alter [a]	Zumutbare zu hebende Last für Frauen in Abhängigkeit von der Häufig- keit des Hebens und Tragens		
		< 5% der Schicht selten [kg]	5% - 10% der Schicht wiederholt [kg]	11 - 35% der Schicht häufig [kg]
Heben	15 - 18	13	9	8
	19 - 45	15	10	9
	> 45	13	9	8
Tragen	15 - 18	13	9	8
	19 - 45	15	10	10
	> 45	13	9	8

Tab.11 Maximalgewichte beim Heben und Tragen nach Hettinger (1991)

**Tichauer (1978)** bewertet die Arbeitsschwere anhand der Momente an der Bandscheibe L5/S1, welche auch hier zur Abschätzung der Belastung dienen (Tab.12).

Moment	Arbeitsschwere	Bedingungen
bis 40 Nm	leicht, mühelos	keine
40 - 85 Nm	mittelschwer	guter Körperbau, einige Übungen
85 - 115 Nm	schwer	ausgewählte Personen, eingehende Schulung, Ruhepausen
über 115 Nm	sehr schwer	große Sorgfalt bei Personenauswahl, nur Schichtabschnitte

Tab.12 Beurteilung der Arbeitsschwere anhand der Momente nach Trichauer (1978)

Riihimäki (1991) wertete in ihrer Übersichtsarbeit zahlreiche retrospektive Studien aus, die eine Zunahme des Auftretens von lumbalen Schmerzen mit zunehmendem Alter, bis zu ihrem Gipfel zwischen dem 50.-60. Lebensjahr, mit folgendem Abfall nachweisen. Eine Altersabhängigkeit wiesen **Evans et. Lissner (1959)** und **Sonoda (1962)** auch für die Festigkeit der Deck- und Bodenplatten des Wirbels auf. Diese zeigten, mit einer großen biologischen Variation, eine mit dem Alter abnehmende Festigkeit. Ab den in Tabelle 13 dargestellten Werten zeigten sich Mikrofrakturen der Deck- und Bodenplatten. Bei Frauen zeigte Sonoda (1962) eine um 17% geringere Festigkeit derselben als bei Männern.

Lebensalter [a]	Bruchbelastung bei Männern nach Evans und Lissner (1959) [kg]	Modifizierte Bruchbelastung bei Frauen nach Sonoda (1962) [kg]
<40	950	789
40-60	675	560
>60	250	208

Tab. 13 Bruchbelastung der Deck- und Bodenplatten in Abhängigkeit vom Alter nach Evans et Lissner (1959) und Sonoda (1962)

Einen Grenzwert für die Kompressionskraft der LWS im manuellen Lastentransport gibt das National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) im Work Practices Guide for Manual Lifting (1981) an. Dabei wurden, durch Literaturlauswertung zur mechanischen Belastung von lumbalen Wirbelkörpern und biomechanischen Überlegungen mittlere Festigkeiten ermittelt. Abzüglich der Standardabweichungen ergeben sich Grenzwerte für die Bandscheibe L5/S1 von **3.400 N** für Männer und **2.600 N** für Frauen.

Eine Anpassung der Belastung an die physiologischen Veränderungen mit zunehmendem Alter ist in den Grenzwerten von **Jäger et Luttmann** (1994) berücksichtigt worden. Die sich hieraus ergebende, maximal zulässige Kompressionskraft im lumbosacralen Übergang, ist, in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht, in Tabelle 14 aufgeführt. Im höheren Lebensalter ist, nach Jäger und Luttmann (1994), ein deutlich niedrigerer Grenzwert anzusetzen als nach NIOSH.

Alter [a]	Empfehlung der maximalen Kompressionskraft in der Bandscheibe L5/S1 für	
	Frauen [kN]	Männer [kN]
20	4,4	6,0
30	3,8	5,0
40	3,2	4,0
50	2,6	3,0
≥ 60	2,0	2,0

Tab. 14 Grenzwerte der Kompressionskraft in der Bandscheibe L5/S1 nach Jäger und Luttmann 1994

Diese Grenzwerte sind in Pflegeberufen, aufgrund der großen zu transferierenden und schwer kalkulierbaren Lasten, bei bestehendem Zeit- und Personalmangel, in praxi nicht immer einzuhalten (Rosenthal 1992). Häufig, insbesondere im Nachtdienst, verrichtet eine einzelne Pflegekraft die Arbeiten alleine - mit der Gefahr der Überlastung des Rückens.

Fathallah et al. (1998) untersuchten, im Rahmen einer kombinierten biomechanisch-epidemiologischen Studie, die Risikofaktoren für die Genese von LWS-Beschwerden. Sie erstellten eine Einteilung nach der Hebefrequenz und der transferierten Last. Das Lastgewicht wurde bis 11 N als niedrig, zwischen 11 und 89 N als mittel und über 89 N als hoch eingestuft, während die Hebefrequenz unter 50 /h als niedrig, zwischen 50 und 180 /h als mittel und über 180 /h als hoch bezeichnet wurde.

### 3. Methode und Material

#### 3.1. Die neue Patiententransfertechnik

Der größte die Wirbelsäule belastende Faktor für die Entstehung von Rückenbeschwerden ist, wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, die Überlastung durch zu tragende hohe Lasten in ungünstiger Haltung. Aus diesem Grund ist es das Ziel der neuen Technik, die Haltung im Patiententransfer zu verbessern und den nötigen Hebevorgang durch ein Gleiten auf einer Unterlage zu ersetzen. Die Kraft zum Transfer soll hauptsächlich aus einer Gewichtsverlagerung statt aus reiner Muskelkraft vollzogen werden.

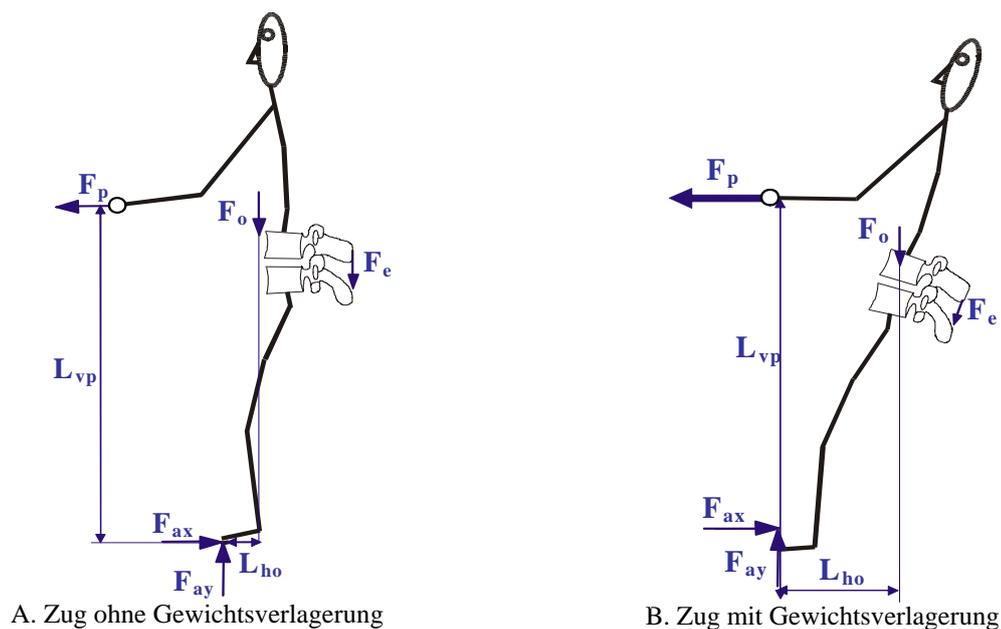


Abb. 6 Arbeiten ohne und mit Gewichtsverlagerung

Bei der Arbeit ohne Gewichtsverlagerung wird der Oberkörperschwerpunkt nur so weit hinter das Auflager der Füße gebracht, wie es zum Erhalt des mechanischen Gleichgewichtes nötig ist, der Transfer jedoch hauptsächlich aus Muskelkraft (u.a. Lendenstrecker) vollzogen (Abb. 6A). Im Unterschied hierzu wird bei der Arbeit mit Hilfe der Gewichtsverlagerung auch zum Transfer nötige Kraft durch dorsale Verlagerung des Oberkörperschwerpunktes erzeugt (Abb. 6B).

Diese Muskelkraft erhöht die Kompressionskraft auf die LWS. Wird der Schwerpunkt jedoch nach dorsal verlagert, so ergibt sich ein mechanisches Moment (s.o.) um den Angriffspunkt der Bodenreaktionskraft (Abb. 6B) und die Muskelkraft der Lendenstrecker  $F_e$  kann, bei gleicher zu bewegender Last  $F_p$ , geringer sein. Hierdurch vermindert sich die Kompressionskraft.

Zum Ausgleich technischer Gegebenheiten (z.B. Betthöhe und -breite, Körperlänge usw.) wurde mit Hilfe von Steck- und Bettlaken eine funktionelle, symmetrische Armverlängerung geschaffen. Dadurch wurde eine Symmetrisierung der Lastverteilung über die Arme und das Arbeiten mit Gewichtsverlagerung unter Beibehaltung der aufrechten LWS-Körperhaltung erleichtert. Ein Stecklaken wurde gewählt, weil es auf jeder Pflegestation leicht und schnell verfügbar ist.

Der Effekt der Gewichtsverlagerung lässt sich durch eine Vergrößerung der Verschiebung des Schwerpunktes nach dorsal noch verstärken, weil dadurch der Hebelarm  $L_{ho}$  des Körperschwerpunktes (Abb. 6B) vergrößert ist. Die von der Verlagerung des Schwerpunktes erzeugte Kraft hängt also vom Hebelarm  $L_{ho}$  und somit vom Neigungswinkel des Probanden ab. Praktisch wird die Gewichtsverlagerung um das zum Patienten stehende Bein vollzogen, das hintere dient der Beendigung des Transfervorgangs, indem es aufgesetzt wird.

Zur Minimierung des Anhebens des Patienten von der Unterlage ist der Transfer rutschend auf der Unterlage zu vollziehen. Hierbei dient die Berührungsfläche zwischen Steck- und Bettlaken als Gleitlager. Die horizontale Komponente der eingeleiteten Kraft erhöht sich hierdurch. Die Reibung ist dann durch entsprechende Wahl der Gleitflächen zu vermindern.

Das Ziel der neuen Technik ist es, über die nachfolgend aufgeführten Effekte eine Verminderung der LWS - Belastung zu erreichen:

- Durch die Armverlängerung ist ein flexibleres Gestalten der Haltung möglich bzw. eine Zwangshaltung kann vermieden werden. Somit ergibt sich eine, für die LWS günstigere, aufrechtere Körperposition.
- Aus der aufgerichteten Position wird über Gewichtsverlagerung gearbeitet und somit die Aktivität der Rückenstrecker gesenkt.
- Eine gleichmäßige Lastverteilung auf beide Arme wird durch die Wirkung des Lakens als Seil erreicht, mit dem Ergebnis einer Minimierung der muskulären Ausgleichkräfte.
- Weitestgehender Ersatz des Hebens und der damit eingeleiteten vertikalen Kräfte durch Gleiten des Patienten auf der Unterlage.

Anhand der Bilder der Versuchsdurchführung zweier Techniken im Labor (Abb. 7) ist der Unterschied der neuen gegenüber einer alten Technik gut zu erkennen. Hierbei handelt es sich um den Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl. Dargestellt ist die Körperhaltung zu Beginn des Versuches beim Transfer in den Rollstuhl.



Alte Technik



Neue Technik

Abb. 7 Vergleich einiger Hebeaspekte bei der neuen gegenüber der alten Technik

Mit dem Stecklaken als funktionelle Armverlängerung steht die Probandin aufrechter (Abb. 7). Aus der sich ergebenden Haltung ist ein flexiblerer Bewegungsspielraum und somit die dorsale Gewichtsverlagerung leichter möglich. Zum Anheben mit Armverlängerung muss nicht erst eine Aufrichtung der Probandin stattfinden. Beim Heben des Patienten (ohne Nutzung eines Rutschbrettes) ist ein Ersatz des Hebens durch ein Gleiten nicht möglich.

An diesem Beispiel ist ersichtlich, dass die Hauptaspekte der neuen Technik in diesem Versuch verwirklicht sind. Eine komplette Umsetzung ist teilweise jedoch nicht möglich. So ist zum Beispiel beim Transfer in den Rollstuhl wie oben beschrieben der Ersatz des Hebens durch ein Gleiten und beim Aufstellen des Kopfteles die Nutzung des Stecklakens nicht möglich. Weiter ist beim Aufstellen des Kopfteles ein Teil der Bewegung bzw. Haltung vorgegeben.

### **3.2. Auswahl der Probandinnen**

Diese Untersuchung dient der ersten Abschätzung der Wirksamkeit der neuen Technik. Wegen des hohen Messaufwandes war die Zahl der möglichen Versuche begrenzt, sodass von einer statistischen Auswertung im interindividuellen Vergleich abgesehen wurde.

Um interindividuelle Schwankungen in der Durchführung der Techniken zu vermeiden, wurden die Hebetechniken intraindividuell verglichen. Hieraus ergibt sich die Hauptanforderung, dass die Versuchspersonen beide Techniken beherrschen.

Infolgedessen erfolgte die Auswahl aus einem Kollektiv von in der neuen Technik bereits ausgebildeten Krankenschwestern. Diese haben alle die gleiche Ausbildung zur Instruktorin in der neuen Technik absolviert, d.h. sie dürfen Pflegekräfte hierin ausbilden. Die Schulung zur Instruktorin über 5 Tage à 8 Stunden beinhaltet theoretische Grundlagen, Anweisungen und praktische Übungen zur Durchführung der neuen Technik. Besondere Inhalte waren: theoretische Grundlagen des Hebens, der Wirbelsäulen-anatomie, -physiologie, -pathophysiologie und -biomechanik. Abschließend wurde die Durchführung der einzelnen Techniken demonstriert und geübt.

Die Daten der Probandinnen wurden mit folgenden Parametern erfasst (Tab.15):

<b>Proband</b>	<b>Gewicht [kg]</b>	<b>Körpergröße [m]</b>	<b>Alter [a]</b>	<b>Berufserfahrung [a]</b>	<b>BMI</b>	<b>regelmäßiger Sport</b>
<b>1</b>	51,7	1,64	34	15	19,22	Ja
<b>2</b>	67,5	1,61	52	31	26,04	Ja
<b>4</b>	62,0	1,71	26	10	21,20	Ja
<b>5</b>	87,8	1,64	35	18	32,64	Nein
<b>6</b>	55,4	1,71	26	10	18,95	Nein
<b>Mittelwert</b>	<b>64,9</b>	<b>1,66</b>	<b>34,6</b>	<b>16,8</b>	<b>23,61</b>	
<b>Streuung</b>	<b>14,2</b>	<b>0,05</b>	<b>10,9</b>	<b>11,0</b>	<b>5,79</b>	

Tab.15 Gewichtsverteilung, Körpergröße, Body-Mass-Index (BMI) und sportliche Aktivität der Probandinnen (Messung bei Probandin 3 nicht auswertbar)

### **3.3. Auswahl der durchzuführenden Hebetechniken**

Aufgrund des hohen Messaufwandes bei der Durchführung wurden die zu untersuchenden Techniken nach folgenden Kriterien ausgesucht:

- Sie sollten schwere Aufgaben in der Pflege darstellen (Garg et al. 1992).
- Sie mussten im Labor gut durchführbar sein, d.h. die Messbedingungen erfüllen; insbesondere durften nur wenige kurzzeitige Verdeckungen der optischen Markierungen vorkommen, um eine Auswertbarkeit zu gewährleisten.
- Sie mussten eine nachträgliche Computermodellierung zulassen, d.h. undefinierte Kraftschlüsse und nicht auflösbare Gelenkketten waren zu vermeiden.
- In den zu vergleichenden Versuchen der neuen und der alten Technik mussten jeweils die gleichen Aufgaben erfüllt werden.

Praktisch bedeutete dies:

- Beide Beine standen während des gesamten Versuchs auf den Kraftmessplatten.
- Die evtl. eingeleitete Anlehnkraft der Probandin am Bett wurde gemessen und bis zur Lendenwirbelsäule wurden keine weiteren undefinierten Kräfte eingeleitet.
- Zur Auswertung und Überprüfung der Rechnung wurde zusätzlich die übernommene Patientengewichtskraft mittels Meßbett bestimmt.

Die Auswahl möglicher Aufgaben wurde aus folgenden Unterlagen bestimmt:

- Für die herkömmliche Technik: „Rückengerechtes Heben und Bewegen“, Teil: Ergebnisauswertung eines Workshops der Landesunfallkasse Hamburg (Soyka 1993).
- Für die neue Technik: „Rückengerechtes Heben und Bewegen“, Teil: Ein Präventionsprogramm im Auftrage des Bundesverbandes der Unfallversicherungsträger der öffentlichen Hand (Soyka 1996).

Alle labortechnisch theoretisch möglichen Aufgaben wurden in einem Vorversuch auf ihre praktische Durchführbarkeit hin überprüft und folgende Aufgaben zur Evaluation der neuen Technik gewählt:

- Der Transfer des Patienten zum Kopfende in je 2 Varianten.
- Die Verlagerung des Patienten von der Bettmitte an die Seite.
- Der Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl.
- Das Aufrichten des Patienten im Bett.

### 3.4. Das Ganzkörpermodell

Das Ganzkörpermodell ist ein mathematisches Modell des gesamten Körpers und dient der Berechnung bestimmter innerer (im Körper wirksamer) Kräfte und Momente. Hierbei werden mittels inverser Dynamik aus gemessenen äußeren Kräften und Momenten (Abb. 8A) unter Berücksichtigung der Dynamik der Körperteilmassen die inneren Kräfte und Momente bestimmter Orte des Modells berechnet, in diesem Fall also aus den Bodenreaktionsaxiomen und Anlehnkräften auf die Belastung der LWS. Hierbei wird im biomechanischen Modell ein mechanischer Schnitt in das zu untersuchende Gelenk gelegt. Dafür werden die Schnittkräfte und Momente berechnet (Abb. 8B).

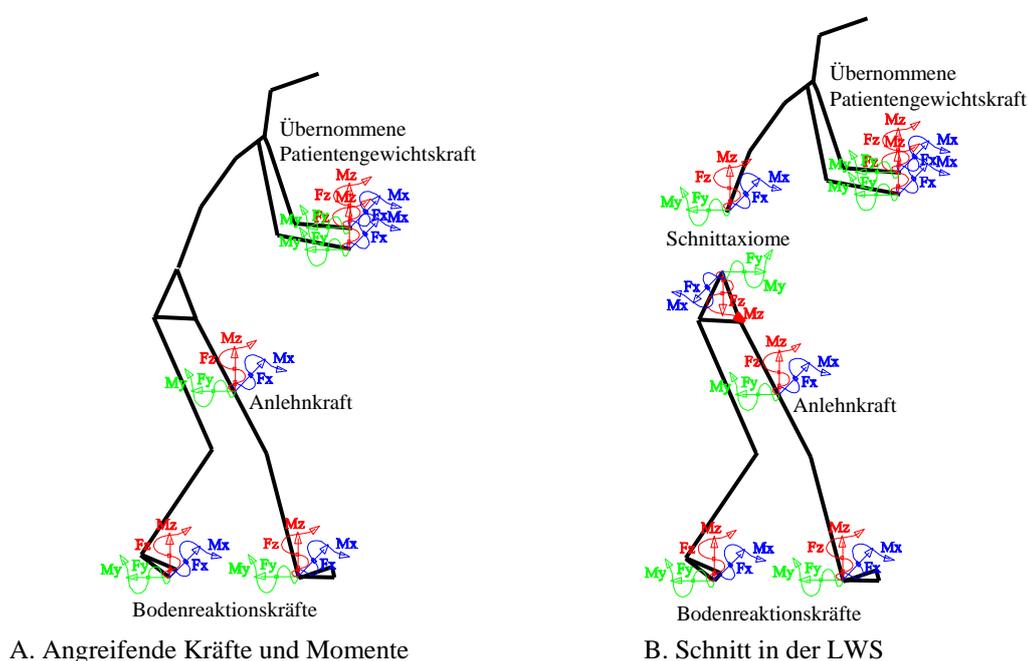


Abb. 8 Modellierung mittels inverser Dynamik

Die wichtigste Voraussetzung für diese Berechnung ist die genaue Kenntnis aller von außen angreifenden Kräfte und Momente mit Richtung und Betrag (Abb. 8) sowie der Abmessungen und Massen der verschiedenen Körperteile der hebenden Person.

Die Kräfte wurden durch die messtechnische Kombination von Kraftmessplatten im Boden und Messaufnehmern am Bett realisiert. Die Körperteilmassen wurden, nach Aufnahme ausgewählter anthropometrischer Daten verschiedener Körperteile, in Form geometrischer Volumenelemente homogener Dichte in das Modell eingefügt, basierend auf Messungen von Dempster (1955). Die Muskulatur wurde in Form eines Ein-Muskel-Modells berücksichtigt, wobei für den M. erector spinae nach den Angaben von Nemeth et Ohlsen (1986) für Frauen eine effektive Hebellänge von 6,5 cm angenommen wurde.

Die Bewegungen der einzelnen Elemente ergeben sich aus den Bewegungen der jeweils an den Enden befindlichen Marker im Bewegungsanalysesystem, welche gleichzeitig auch die Gelenke darstellen. Somit ergibt sich ein Modell, bestehend aus 19 Massenelementen und 18 Gelenken (4 Scharnier- und 14 Kugelgelenke) (s. Abb.9). Lediglich die Knie- und Ellenbogengelenke sind als Scharniergelenke ausgelegt und gewährleisten hier ausschließlich die Beuge- und Streckfähigkeit.

Im Messsystem ergaben sich am Beginn und am Ende der Messung Ein- und Ausschaltphänomene. Diese Daten sind durch eine Fensterung des Messzeitraumes eliminiert. Weitere Einzelheiten zu diesem Modell liefert die Veröffentlichung von Deuretzbacher (1995).

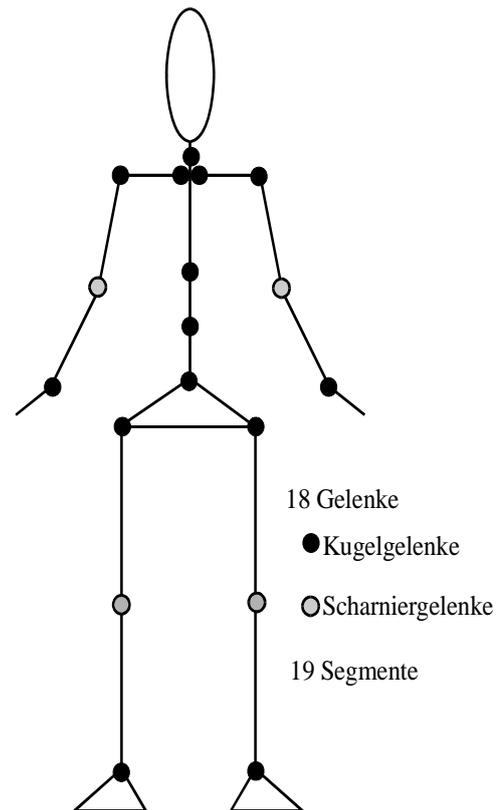


Abb. 9 Darstellung der im Modell angenommenen Segmente und Gelenke

### 3.5. Das Messsystem

Die Abschätzung der Wirksamkeit der neuen Technik wurde anhand der Haltung und der Belastung der LWS unter der Bewegung vorgenommen. Hierzu war eine mechanische Simulation des ganzen Körpers erforderlich. Dafür wurden die Bewegungsdaten des Probanden mittels eines optischen Bewegungsanalysesystemes und die auf sie übertragenen Kräfte synchron und in Echtzeit aufgenommen. Die Kräfte wurden an den Kontaktflächen der Probandin zum Boden, zum Bett und indirekt zum Patienten gemessen.

Realisiert wurde die Datenaufnahme mit Hilfe eines speziell konfigurierten Messsystems, welches aus folgenden Einzelkomponenten bestand:

- dem Bewegungsanalysesystem (Fa. Oxford Metrics, Typ Vicon),
- dem Kraftmesssystem, bestehend aus einem speziell konfigurierten Meßbett und zweier im Boden versenkter Kraftmessplatten (Fa. Kistler).

Die Aufnahme der Messwerte erfolgte synchron mit den Videodaten in Echtzeit auf einer VAX-Workstation (Fa. Digital) zur weiteren Verarbeitung. Die Onlinekontrolle der Messdaten wurde mittels eines PC vorgenommen (Abb. 10).

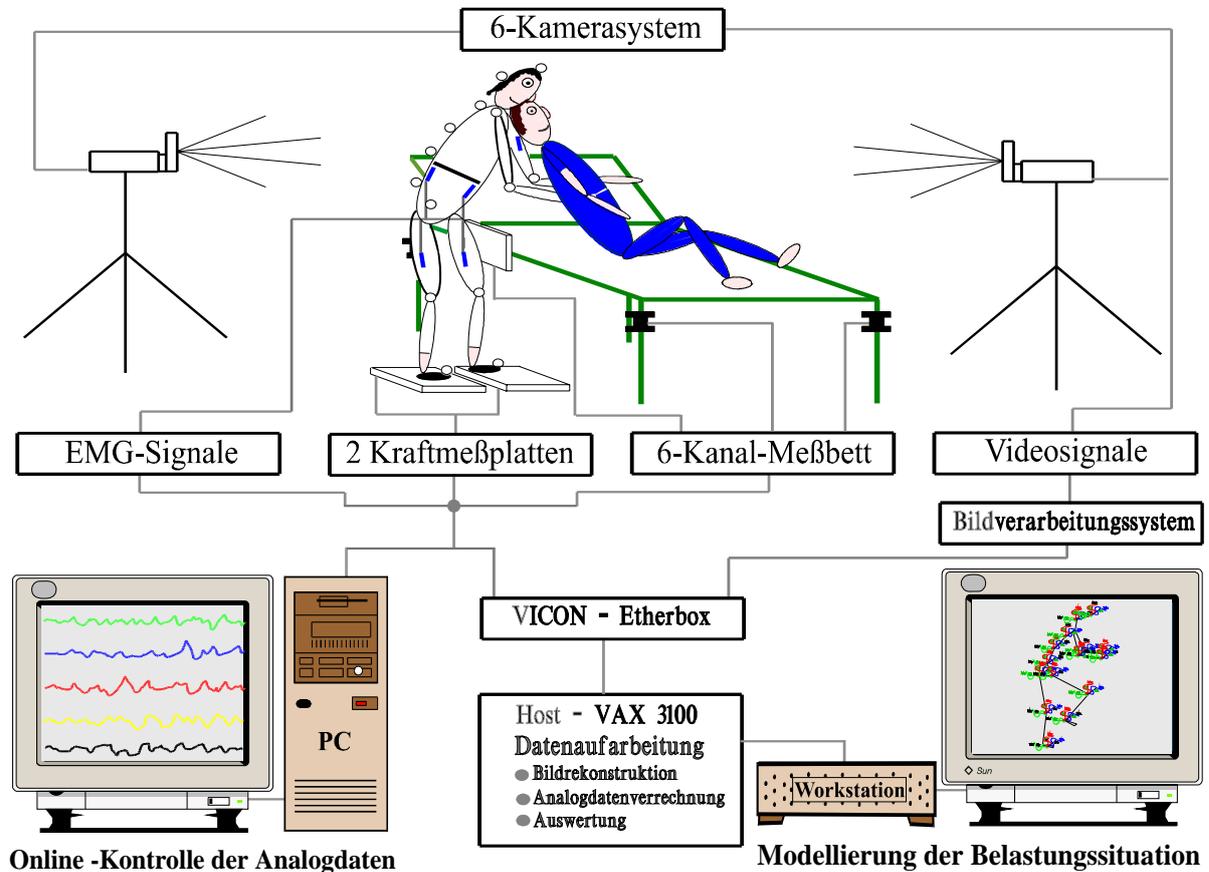


Abb. 10 Die Messanordnung im Überblick

### 3.5.1. Das Bewegungsanalysesystem

Die Aufgabe des Bewegungsanalysesystems ist es, die Bewegungsdaten zu erfassen und zu digitalisieren. Erst hiernach kann aus den Daten die Modellierung vorgenommen werden. Zur Datenerfassung wurde ein auf Infrarotstrahlung basierendes Messsystem (Fa. Oxford Metrics, Typ Vicon) verwendet. Die Gelenkpunkte des Probanden wurden mit speziellen, infrarotes Licht reflektierenden Markern versehen. In der folgenden Abbildung sind die verwendeten Markerpositionen verzeichnet (Abb. 11).

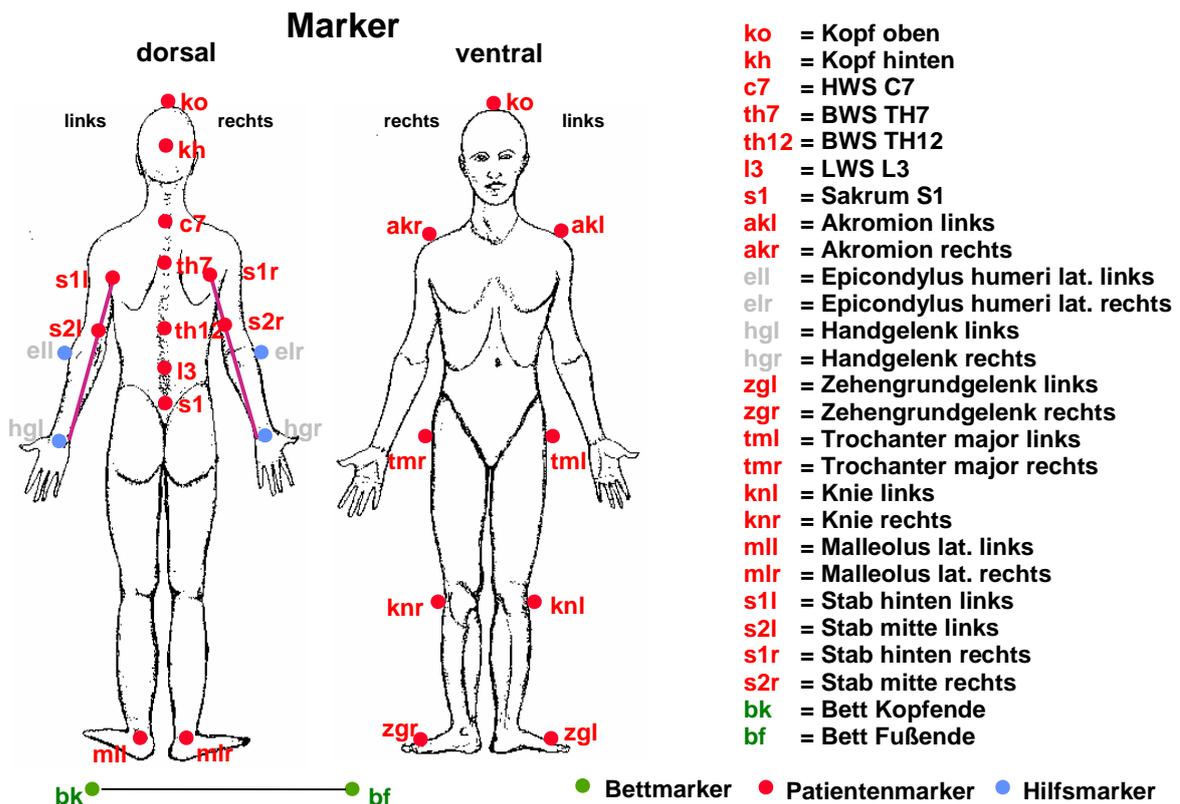


Abb. 11 Platzierung der Marker

Die Marker wurden direkt auf Höhe der entsprechenden Gelenke geklebt (Abb. 11), oder wenn mit einer Verdeckung gerechnet werden musste, an Hilfsmittel. Ein solches Hilfsmittel stellte der am Unterarm befestigte Stab mit daran befestigten Markern s1l, s2l, s1r und s2r dar (Abb. 11). Da die Marker an Hand- und Ellengelenk beim Transfer unter oder am Patienten verschwinden würden, ließ sich mittels der vorher im Bezug zu Hand- und Ellengelenkmarkern vermessenen Stabmarker die Position der Unterarme während der gesamten Messung verfolgen. Die Vermessung erfolgte vor der eigentlichen Messung mit dem Bewegungsanalysesystem bei gleichzeitig bestehenden Markern an Unterarmen und Stäben. Der räumliche Bezug des Probanden zum Bett wurde durch die Markierung des Bettes mit jeweils einem Kopf- und einem Fußteilmarker festgehalten.

Für die Aufnahme dreidimensionaler Bewegungen im Raum waren mindestens zwei Kameras erforderlich. Da unter der Messung mit Verdeckungen von darzustellenden Gelenkmarkierungen zu rechnen war, wurden in dieser Messung sechs Kameras im Kreis aufgestellt und zeitsynchron ausgelesen. Aufgrund der beschränkten physikalischen Auflösung der Kameras war eine Optimierung der Messraumgröße nach Genauigkeit einerseits und maximalem Messvolumen andererseits vorzunehmen.

Die Steuerung der Videobildaufnahme wurde über die Vicon-Etherbox und die Berechnungen der dreidimensionalen Spuren mit einer Digital Workstation VAX 3100 vorgenommen. Die Übertragung der zweidimensionalen Kamerabilder in die räumlichen Daten erforderte die Kalibrierung des Systems. Diese wurde durch eine mit infrarotem Licht reflektierenden Markern versehene, in ihren geometrischen Abmessungen fest definierte Figur vorgenommen. Anhand der räumlich definierten Abstände der Marker zueinander erzeugt jede Kamera in Abhängigkeit von ihrer Position ein anderes Bild. Der Computer kann jetzt aus der Perspektive der Abbildung des Kalibriersystems die jeweilige Position der Kamera errechnen. Danach werden gleiche Punkte im Messvolumen aus verschiedenen Perspektiven als gleich erkannt. Verschiebt sich die Position einer Kamera hiernach, so ist deren Bild nicht mehr im Gesamtsystem zu integrieren und somit nutzlos.

### **3.5.2. Das Kraftmesssystem**

Die Aufgabe dieses Kraftmesssystems ist es, alle am Probanden angreifenden Kräfte und Momente vor dem Hintergrund der späteren Computermodellierung in Echtzeit zu registrieren. Diese dienen dann bei der Modellierung als Berechnungsgrundlage bzw. der Kontrolle des Modells. Da die Modellierung von den Füßen her aufgebaut wurde, waren hierfür die Bodenreaktionskräfte und die Anlehnkraft am Bett zu bestimmen. Damit existieren zwischen Boden und LWS keine weiteren eingeleiteten Kräfte mehr. Ferner wurde, zur Kontrolle der Berechnungen und zur besseren Auswertung der Daten die übernommene vertikale Patientengewichtskraft gemessen. Die Bestimmung der übernommenen Patientengewichtskraft und der Anlehnkraft erfolgte über ein eigens zu diesem Zweck entwickeltes Messbett.

#### **3.5.2.1. Die Messung der Bodenreaktionskraft**

Als erstes wurde die Kopplung des Probanden an den Boden bestimmt. Dies erfolgte durch Erfassung der Bodenreaktionskräfte und -momente aller räumlichen Komponenten über zwei im Boden versenkte piezoelektrische 6-Komponenten-Kraftmessplatten der Fa. Kistler und den dazugehörigen Ladungsverstärkern. Aufgrund der bauartbedingten Temperaturdrift sind diese vor jeder Messung auf Null gesetzt worden. Mittels von der Firma Kistler vorgegebener Kalibrierfaktoren ließen sich die übertragenen Bodenreaktionskräfte und -momente direkt aus den Messwerten berechnen.

#### **3.5.2.2. Das Messbett**

Zur Bestimmung der durch das Anlehnen übertragenen Kraft, zur Auswertung der übernommenen Patientengewichtskraft und zur Kontrolle der Modellierung wurde ein Messbett entwickelt, das trotz aller besonderen Messaufgaben noch die volle Funktion eines in der Betthöhe und am Kopfteil verstellbaren Krankenbettes hatte.

#### **Realisierung des Messbettes**

Zur Umsetzung der Aufgaben wurde ein höhenverstellbares Krankenhausbett (Fa. Stiegmeyer) wie in der Folge beschrieben modifiziert.

Für die Messung der Patientengewichtskraft wurde die Metallaufgabe des Bettes entfernt und an dessen Stelle auf dem Untergestell ein Rahmen montiert. Zwischen diesem und der Metallaufgabe wurden vier Kraftmesszellen der Firma Philips mit dazugehörigem Einbauelement verschraubt. Scherkräfte wurden durch entsprechende Führungen

ausgeschlossen. Da die metallene Betauflage nur eine geringe Verwindungssteifigkeit besaß, war die kontinuierliche Auflage auf allen Kraftmeßzellen gewährleistet. Hierdurch konnte die Gewichtskraft des Patienten kontinuierlich gemessen und somit daraus auch der vom Probanden übernommene Teil errechnet werden.

Für die Messung der Querkraft wurde eine Querstange über zwei Hebel am Rahmen befestigt. Diese übertrugen die Kräfte mittels im Rahmen geführter Druckstangen auf zwei Kraftmesszellen. Wegen der möglichen Winkeländerungen waren die Verbindungen zwischen Hebel, Druckstange und Querstange in Gummi gelagert.

Die Kraftübertragung über einen Hebel hatte zwei Gründe. Einerseits konnte der Messbereich der Kraftmesszellen gut ausgenutzt werden und andererseits die Querstange auf das normale Bettkantenniveau angehoben werden. In Abb. 12 sind das Messbettschema mit dessen Markierungen und das Messsystem dargestellt.

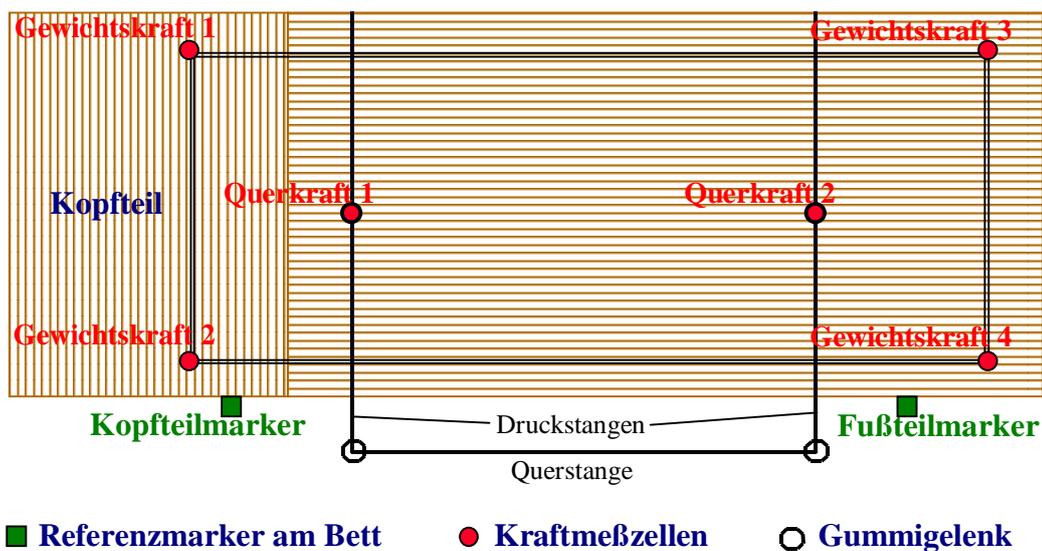


Abb. 12 Prinzipskizze des Meßbettes

Beide Messapplikationen ließen noch eine vollständige Nutzung des Bettes zu. Dadurch waren auch das Hochstellen des Kopfteiles sowie die Höhenverstellung des gesamten Bettes möglich. Die Kraftmesszellen wurden an einem Kraftmessverstärker der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik vom Typ KWS 3020 für die Gewichtskraft und AE 101 für die Querkraft betrieben und ausgewertet.

Um von den Messwerten der Kraftmesszellen auf die Kräfte schließen zu können, wurden durch eine Kalibrierung die Kalibrierfaktoren für die Anlehskraft und die Gewichtskraft vor jeder Messung bestimmt.

Für die Kalibrierung der Anlehskraft wurden am Bett an den Verbindungen zwischen Querstange und Hebel die beiden Stangenmarker appliziert und fest montierte Kopf- und Fußteilmarker dort belassen. Zum Aufbringen der Kraft auf die Querstange wurde ein Applikator verwendet, der an dem zur Querstange gelegenen Ende ebenfalls mit einem Marker versehen war. Hierdurch konnte sowohl die Position der applizierten Kraft, als auch die Verteilung auf die Kraftmesszellen bestimmt werden. Diesen Vorgang soll Abb. 13 verdeutlichen.

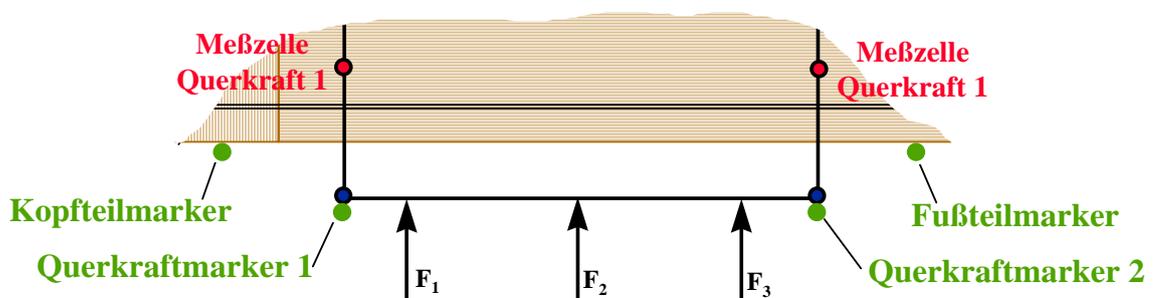


Abb. 13 Durchführung der Querkraftkalibrierung

Beim Kalibriervorgang wurde unter Kontrolle durch das Bewegungsanalysesystem eine bestimmte Kraft auf einen bestimmten Ort der Querstange im rechten Winkel zu dieser aufgebracht. Aus den bestimmten Messwerten und den tatsächlich aufgebrachten Kräften wurden die Kalibrierfaktoren berechnet.

Für die Kalibrierung der Gewichtskraft wurden die Marker an der Querstange wieder entfernt. Danach wurde ein Gewicht definierter Masse und homogener geometrischer Form benutzt, um das Bett zu kalibrieren. Vor Beginn des Kalibriervorganges wurde die Lage des Massenschwerpunktes des Gewichtes wie auch der Kraftmesszellen in der horizontalen Ebene mit Markern des Bewegungsanalysesystems versehen.

Die Durchführung der Kalibrierung wurde unter Kontrolle durch das Bewegungsanalysesystem durchgeführt. Hierunter wurde das Kalibriergewicht nacheinander auf die verschiedenen, in Abb. 14 dargestellten Positionen des Messbettes gebracht und dabei über das Bewegungsanalysesystem die Lokalisation bestimmt. Gleichzeitig wurden die einzelnen Messwerte des Kraftmesssystems registriert und in der Folge aus diesen und der Masse des Kalibriergewichtes die Kalibrierfaktoren berechnet.

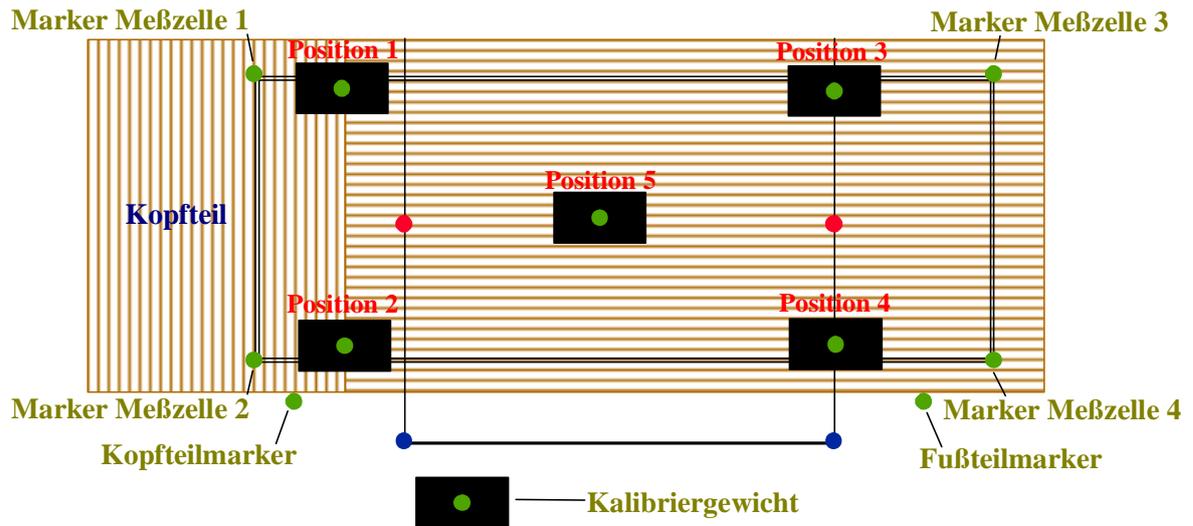


Abb. 14 Kalibrierung der Patienten-Gewichtskraftmessung

### **3.6. Durchführung der Messung**

Das Ziel dieser Untersuchung ist es, die Unterschiede der Hebetechniken zu erfassen und möglichst alle anderen Einflussfaktoren zu minimieren. Diese lassen sich in individuelle und von außen vorgegebene Einflussfaktoren unterteilen. Die wichtigsten individuellen Faktoren sind:

- die angewandte Hebetechnik,
- die körperliche Konstitution,
- die Körpergröße,
- die Ausdauer,
- der Erschöpfungszustand und
- die Tagesform der hebenden Person.

Die wichtigsten äußeren Faktoren sind die geometrischen Verhältnisse des Arbeitsplatzes und des zu transferierenden Körpers. Aus diesem Grund wurde bei der Durchführung der Versuche die Betthöhe von der Probandin selbst auf ihre individuell als optimal empfundene Arbeitshöhe eingestellt. Der zu transferierende Patient wog 75 kg und war 1,75 m groß.

Um möglichst vergleichbare Ergebnisse beider Hebetechniken zu erhalten, wurden die individuellen Einflussfaktoren minimiert, hierzu alle Versuche an einem Tag durchgeführt und der Vergleich der Techniken intraindividuell vorgenommen. Damit fielen die Einflussfaktoren von körperlicher Konstitution, Körpergröße, Ausdauer und Tagesform weg. Weiter wurde durch eine Normierung der Reihenfolge der Einfluss der Erschöpfung minimiert. Es wurden immer die zu vergleichenden Techniken direkt nacheinander durchgeführt. Damit bleibt als größter Einflussfaktor die angewandte Hebetechnik, welche zu untersuchen das Ziel dieser Studie ist.

Im Einzelnen war zur Erstellung des Ganzkörpermodells die Erfassung bestimmter Parameter erforderlich, weshalb die Durchführung der Messung aus folgenden Einzelkomponenten bestand:

- Messung anthropometrischer Daten für den Aufbau eines Volumenmodells,
- Wiegen der Probandin auf den Kraftmessplatten mit Vermessung der Armmarker im Bewegungsanalysesystem,
- Durchführung der eigentlichen Transferversuche.

### **3.6.1. Messung anthropometrischer Daten**

Die inverse Dynamik ist ein Verfahren, das aus den am Körper angreifenden Kräften und sich bewegenden Massen im Raum an verschiedenen Stellen die Kräfte und Momente berechnen lässt. Die sich bewegenden Massen haben dabei eine Trägheit und üben daher dynamische Effekte auf das Modell aus. Um nun die im Abschnitt Ganzkörpermodell beschriebenen Segmente mit Massen zu versehen, ist es nötig, diesen erst ein der Realität angenähertes Volumen zuzuordnen.

Hierzu wurden für verschiedene Körperteile die Längen- und Umfangverhältnisse ermittelt. Insbesondere von Kopf, Hals, Rumpf, Oberarmen, Unterarmen, Händen, Oberschenkeln, Unterschenkeln und Füßen.

### **3.6.2. Versuchsdurchführung**

Der gesamte Versuch mit einer Probandin wurde, wie schon im vorherigen Abschnitt beschrieben, an einem Tag durchgeführt. Hierdurch wurde der Einfluss der Tagesformabhängigkeit minimiert. Dieser Versuch besteht aus 45 erfassten Aufnahmesequenzen, von denen 5 der Datenverarbeitung bzw. der Vermessung dienen. Die verbleibenden 40 Sequenzen stellen die 10 verschiedenen Transfertechniken mit jeweils vierfacher Wiederholung dar. Es wurden jeweils eine herkömmliche und die zu vergleichende neue Technik in direkter Folge durchgeführt, sodass sich eine mögliche Ermüdung bei beiden gleich niederschlägt.

Vor den eigentlichen Hebeversuchen wurden noch einige Hilfsmessungen zum Wiegen und Vermessen durchgeführt, z.B. die Bestimmung des Probandinnengewichtes auf den Kraftmessplatten, wie in Abb. 15 zu sehen.

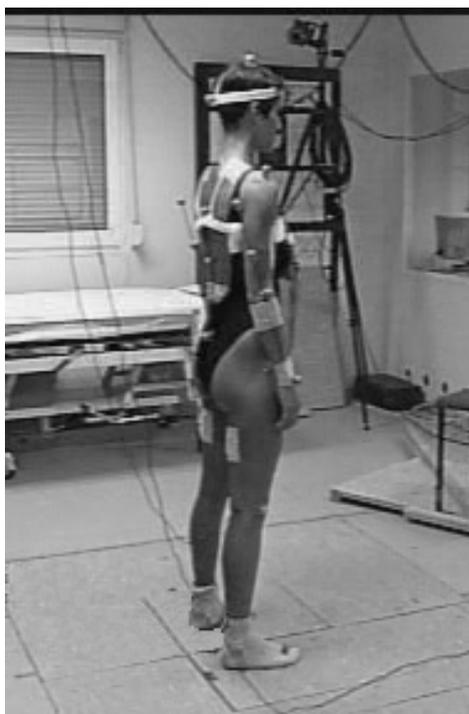


Abb. 15 Bestimmung des Probandengewichtes mittels der Kistlerplatten

Wie bereits im Abschnitt „Auswahl der durchzuführenden Hebetechniken“ beschrieben, wurden die neuen Techniken einem Präventionsprogramm zum rückengerechten Patiententransfer in der Kranken- und Altenpflege (Soyka et. al. 1996), die herkömmlichen Techniken der Ergebnisdarstellung zum Workshop der Landesunfallkasse Hamburg (Soyka et. al. 1993 ) entnommen.

Hierbei wurden folgende Versuche durchgeführt:

- das Heben aus dem Bett in einen Rollstuhl,
- das Aufstellen des Kopfteils mit darauf liegendem Patienten,
- der Transfer des im Bett fußwärts heruntergerutschten Patienten zum Kopfteil hin sowie
- das Verlagern des im Bett liegenden Patienten von einer Bettseite in die Bettmitte (als Teil des Drehens zu verstehen).

Jeder einzelne Transfer wurde in Form der herkömmlichen und der neuen Technik durchgeführt.

Die Probandin wurde mit in infrarotem Licht sichtbaren Markern an verschiedenen Gelenken und fest definierten Stellen des Körpers versehen, wie im Abschnitt Methode und Material dargestellt. Vor der Durchführung der Versuche fand eine kurze Besprechung der durchzuführenden Technik mit folgender Vorbereitungs- und Übungsphase statt.

Bei der Durchführung der Versuche musste die zu untersuchende Probandin jeweils mit einem Bein auf einer der zwei Kraftmessplatten stehen. Unzulässig war die undefinierte Kraftüberleitung, wie sie z.B. beim Absetzen eines Beines außerhalb der Kraftmessplatten vorkommt.

Zur Veranschaulichung wurden zu den Beschreibungen der Transfertechniken exemplarische Bilder aus der praktischen Durchführung der Versuche hinzugelegt. Diese dienen nur der Verbesserung des Eindrucks und entsprechen jeweils der individuellen Technikauslegung dieser speziellen Probandin.

In den folgenden Abschnitten wird die Durchführung der einzelnen Aufgaben mit den enthaltenen Transfertechniken detailliert beschrieben und die Unterschiede zwischen ihnen hervorgehoben.

### **3.6.2.1. Transfer des Patienten zum Kopfende**

Hierbei waren zwei herkömmliche und zwei neue Varianten des Transfers zu untersuchen, die alle als Zwei - Personen - Techniken ausgeführt wurden. Bis auf die Variante 2 der neuen Technik waren alle durch eine nahezu symmetrische Belastung beider Pflegekräfte gekennzeichnet. Hieraus resultiert die direkte Vergleichbarkeit der symmetrischen Techniken, da von allen Probandinnen die halbe Last zu tragen ist. Bei der Variante 2 der neuen Technik hingegen wurde die Pflegekraft an der höher belasteten Position untersucht, um den ungünstigsten bzw. den am meisten belasteten Fall darzustellen. Der Patient durfte den Transfer nicht unterstützen.

#### **Herkömmliche Technik, Variante 1**

##### **Ausgangsstellung :**

Der Patient lag auf dem Rücken, mit vor der Brust gekreuzten Armen und angestellten Beinen. Die Pflegekräfte standen sich auf beiden Seiten des Bettes symmetrisch gegenüber.

Die Probandinnen waren vorgebeugt und hatten die Unterarme jeweils unter den Schultergürtel und dem Gesäß des Patienten platziert.

##### **Transferdurchführung :**

Durch eine Aufrichtung ihres Rumpfes hatten die Pflegekräfte den Patienten angehoben und ihn durch Seitneigung und Rotation in Richtung Kopfteil transferiert (Abb. 16).

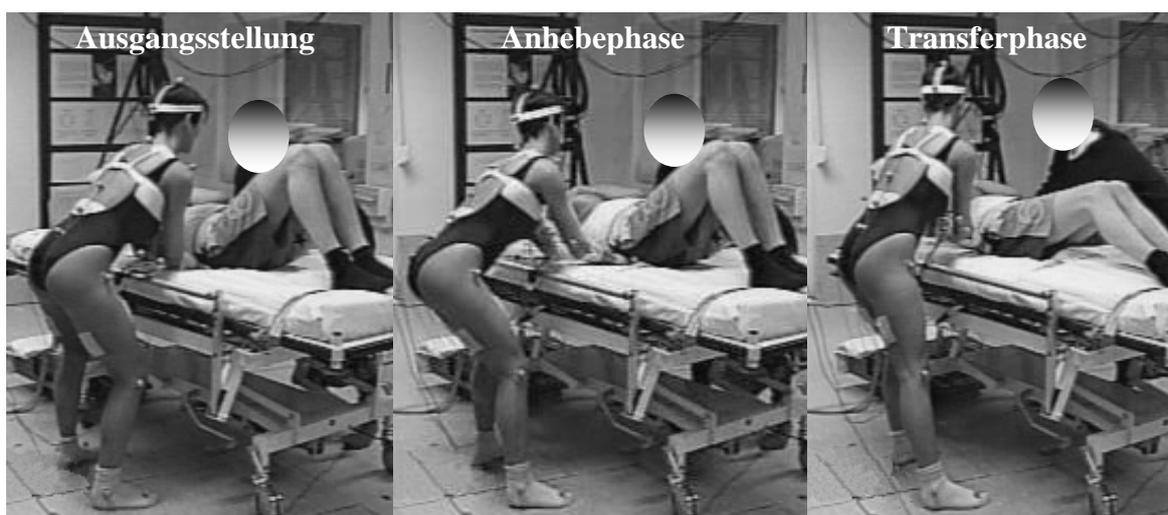


Abb. 16 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten zum Kopfende des Bettes mittels herkömmlicher Technik, Variante 1

### **Herkömmliche Technik, Variante 2**

#### **Ausgangsstellung :**

Der Patient lag auf dem Rücken, mit vor der Brust gekreuzten Armen und angestellten Beinen. Die Pflegekräfte standen sich auf beiden Seiten des Bettes symmetrisch gegenüber, die Beine in Schrittstellung, der Oberkörper zum Kopf des Patienten vorgebeugt, rotiert und zur Seite geneigt. Beide Pflegerinnen unterfassten jeweils mit dem fußwärtigen Unterarm die Achseln des Patienten.

#### **Transferdurchführung :**

Durch Beugung des unter die Achsel greifenden Armes und anschließende Rumpfaufrichtung der Probandinnen wurde der Oberkörper des Patienten angehoben. Über Gewichtsverlagerung auf das kopfwärtige Bein, Verstärkung von Flexion, Seitneigung und Rotation der Probandinnen wurde der Patient Richtung Kopfende transferiert (Abb. 17).

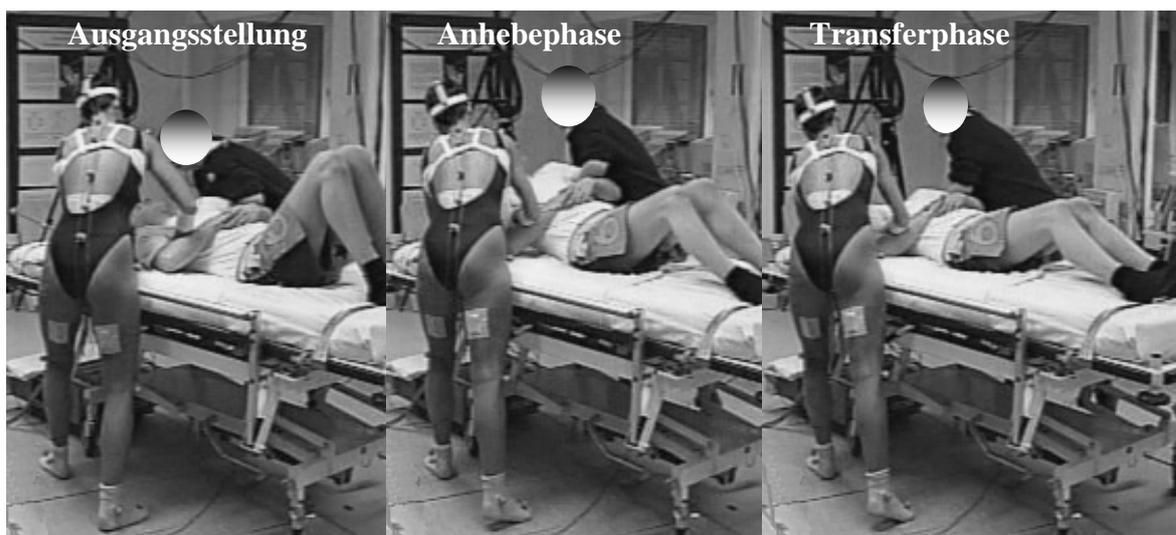


Abb. 17 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten zum Kopfende des Bettes mittels herkömmlicher Technik, Variante 2

**Neue Technik, Variante 1****Ausgangsstellung :**

Der Patient lag auf dem Rücken, mit vor der Brust gekreuzten Armen und angestellten Beinen. Unter Oberkörper und Gesäß des Patienten befand sich ein Stecklaken. Die Pflegekräfte standen sich auf beiden Seiten des Bettes symmetrisch gegenüber, jeweils mit beiden Händen das Stecklaken greifend.

Die Hauptlast ruhte jeweils auf dem zum Fußende gewandten, verhältnismäßig aufrechten Standbein der Probandin. Das dem Kopfende zugewandte Bein war kaum belastet und stand ca. 30° abduziert.

**Transferdurchführung :**

Die Pflegerinnen spannten das Stecklaken durch Verlagerung ihres Körperschwerpunktes nach hinten. Dabei blieben Rücken und Beine verhältnismäßig gerade. Durch Gewichtsverlagerung vom fußwärts gelegenen auf das kopfwärts gelegene Bein der Pflegerinnen wurde der Patient in Richtung Kopfende des Bettes bewegt (Abb. 18).



Abb. 18 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten zum Kopfende des Bettes in der neuen Technik, Variante 1

## Neue Technik Variante 2

### Ausgangsstellung :

Der Patient lag auf dem Rücken mit vor der Brust gekreuzten Armen und angestellten Beinen. Unter ihm war ein zweites Laken eingezogen und um seine Beine ein mehrfach gefaltetes Stecklaken gelegt. Eine Pflegerin stand an der rechten Seite des Bettes parallel hierzu mit Blick zum Fußende, die Enden des Stecklakens in ihren Händen. Die andere Pflegerin stand mit ihrer Sagittalachse parallel zur Längsachse des Bettes, mit beiden Händen das zweite Laken gegriffen. Beide nahmen eine leichte Schrittstellung ein. Das Gewicht befand sich dabei auf dem vorderen zum Bett hin gelegenen Bein. Untersucht wurde die stärker belastete Pflegerin am Kopfende des Bettes. Diese hatte den schwereren Teil, denn die Zweite übernahm wie vorgesehen lediglich die Führung der Bewegungsrichtung.

### Transferdurchführung

Die am Kopfende stehende Pflegerin spannte das Laken durch Gewichtsverlagerung vom vorderen, zum Bett hin stehenden, auf das hinten stehende Bein an. Durch weitere Verlagerung des Schwerpunktes nach hinten zog sie den Patienten dann in Richtung Kopfende. Zum Abschluss stellte sie sich wieder gerade auf. Gleichzeitig mit der anderen Pflegekraft spannte auch die an der Seite stehende das Laken durch Gewichtsverlagerung vom fußwärts auf das kopfwärts gelegene Bein. In der Folge hielt sie bei weiterer Gewichtsverlagerung die Spannung (Abb. 19).

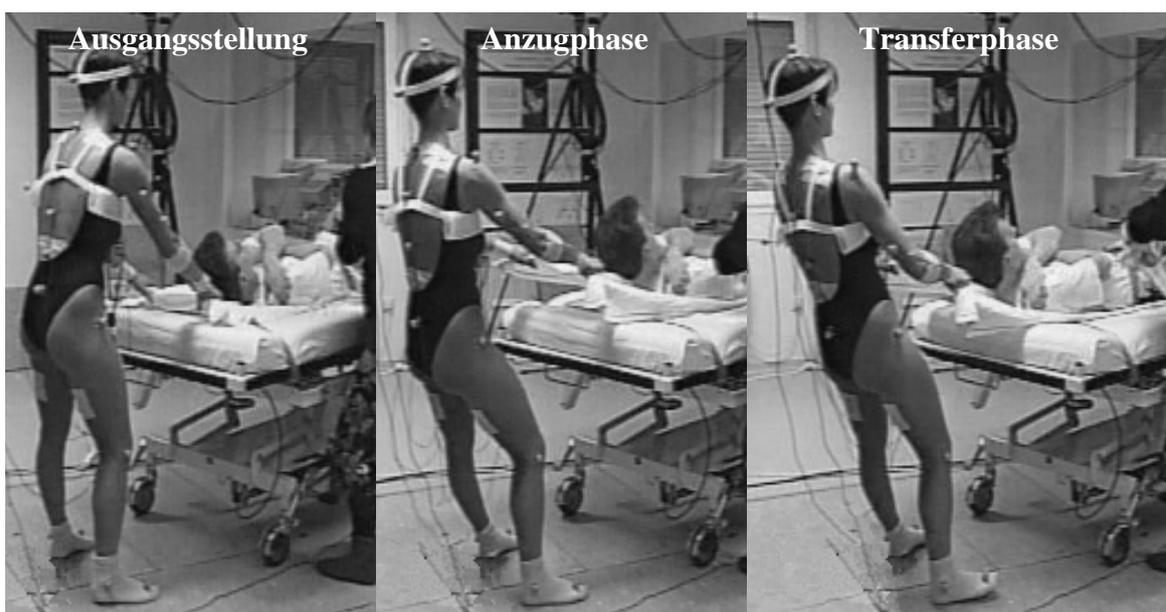


Abb. 19 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten zum Kopfende des Bettes in der neuen Technik Variante 2

### **3.6.2.2. Transfer des Patienten an die Bettkante**

Als Teil unterschiedlicher Aufgaben des Transfers im bzw. aus dem Bett heraus ist der Patient zunächst an die Bettkante zu transferieren. Der Transfer zur Bettkante erfolgte nach den Ermittlungen des Workshops von Krankenschwestern (Soyka 1993) in Etappen. Zunächst zog die Pflegekraft die Beine zu sich heran, dann den Kopf und zuletzt den Rumpf. Die Seitverlagerung des Rumpfes war dabei die schwerste Etappe, sodass wesentliche Unterschiede der verschiedenen Transfertechniken nur in diesem Abschnitt bestanden. Der Patient durfte den Transfer nicht unterstützen.

#### **Herkömmlich**

##### **Ausgangsstellung :**

Der Patient lag auf dem Rücken, die Arme vor der Brust gekreuzt. Die Pflegerin stand links neben dem Bett, die Füße in einer Linie parallel zum Bett. Der Rumpf war vorgebeugt und mit beiden Armen fasste sie unter den Rücken des Patienten.

##### **Transferdurchführung :**

Unter Aufrichtung ihres Oberkörpers und Heranziehen der Arme zog die Pflegerin den Patienten zu sich heran (Abb. 20).

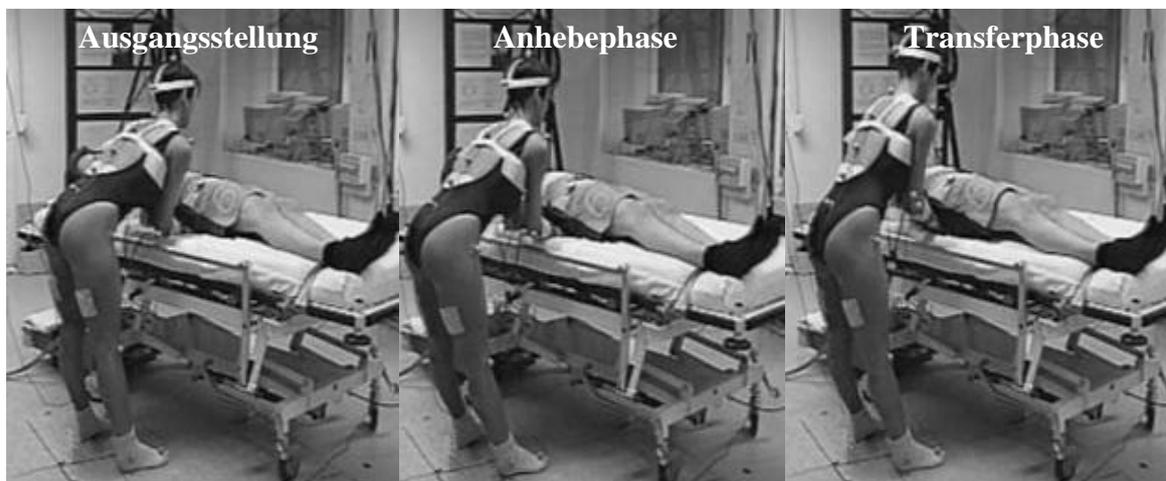


Abb. 20 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten im Bett zur Seite mittels herkömmlicher Technik

### Neue Technik

#### Ausgangsstellung :

Der Patient lag auf dem Rücken, die Arme vor der Brust gekreuzt. Unter ihm im Bereich von der mittleren BWS bis auf 2/3 Länge des Oberschenkels ist ein Stecklaken eingezogen.

Die Pflegerin stand in Schrittstellung mit geradem Oberkörper an der linken Bettseite, mit beiden Händen das Stecklaken gegriffen.

#### Transferdurchführung :

Die Pflegerin verlagerte ihr Gewicht vom vorderen, zum Bett gelegenen auf das hintere Bein und spannte damit das Stecklaken. Durch Fortführung der Gewichtsverlagerung zog die Probandin, bei weiterhin geradem Rücken und gestreckten Armen, den Patienten zu sich heran (Abb. 21).



Abb. 21 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer des Patienten im Bett zur Seite mit der neuen Technik

### **3.6.2.3. Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl**

Der Versuchsaufbau wurde hier wegen der möglichen auftretenden Verdeckungen sehr einfach gehalten. Als Bettkante wurde ein Tischchen genommen und als Rollstuhl ein Hocker. Die Entkopplung des Patienten und des Hockers (Rollstuhls) von den Kraftmessplatten wurde durch mechanische Brücken realisiert, diese leiteten die übertragenen Gewichtskräfte neben den Platten in den Boden (d.h. das Gewicht der Patienten wurde nicht mitbestimmt).

Bei diesem Versuch wurde aufgrund labortechnischer Besonderheiten auf die Verwendung eines Rutschbrettes verzichtet. Laut Angaben der Probandinnen findet das Rutschbrett in der Praxis nicht sehr häufig Verwendung, zumal schon das Herbeiholen einen zusätzlichen Arbeitsschritt darstellt.

#### **Herkömmlich**

##### **Ausgangsstellung :**

Der Rollstuhleingang stand im rechten Winkel zum Bett. Das Bett war dabei etwas höher eingestellt als der Rollstuhl, sodass ein geringes Gefälle bestand. Die Pflegerin stand vor dem Patienten an der Bettkante, die Füße des Patienten hatten über die mechanische Brücke Bodenkontakt. Die Arme des Patienten wurden leicht über die dem Rollstuhl zugewandte Schulter der Pflegerin gelegt (keine Abstützung und damit nur eine geringe Kraftübertragung). Die Knie des Patienten waren locker zwischen denen der Pflegerin positioniert. Die Pflegerin stand in angedeuteter Hockstellung mit gebeugtem Rücken vor dem Patienten und hielt ihn am Becken fest (Abb. 22, Bild links).

**Transferdurchführung :**

Unter hauptsächlichlicher Aufrichtung des Rumpfes und leichter Streckung der Beine wurde der Patient von der Probandin angehoben. Der Transfer erfolgte unter zusätzlicher Rotation in Rumpf und den unteren Extremitäten. Über dem Rollstuhl angelangt wurde der Patient unter Beugung von Knien und Hüftgelenken bei rotiertem etwas gebeugtem Oberkörper wieder abgesetzt (Abb. 22).

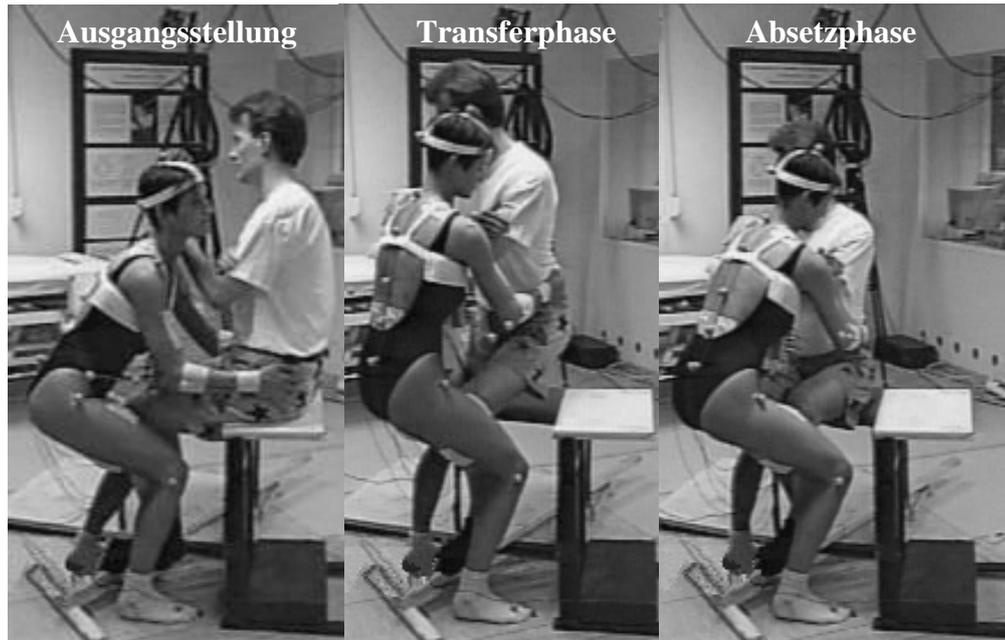


Abb. 22 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer von der Bettkante (Tischchen rechts) in den Rollstuhl (Stuhl Mitte) mit der herkömmlichen Technik

### Neue Technik

#### Ausgangsstellung :

Die Positionierung von Rollstuhl- und Bettkante, die Beinstellungen von Probandin und Patient und die Armhaltung des Patienten waren identisch mit der herkömmlichen Technik. Im Unterschied zur herkömmlichen Technik stand die Probandin allerdings in einer aufrechteren Haltung und hatte ein gefaltetes Stecklaken um das Becken des Patienten gelegt, deren Enden sie in ihren Händen hielt (Abb. 23).

#### Transferdurchführung :

Aus der oben beschriebenen Position heraus verlagerte die Pflegerin ihr Gewicht nach dorsal, wodurch das Laken gespannt und der Patient angehoben wurde. Durch zusätzliche Rotation in Rumpf und unteren Extremitäten wurde der Patient über den Rollstuhl gebracht und unter Gewichtsverlagerung nach vorne abgesetzt (Abb. 23).

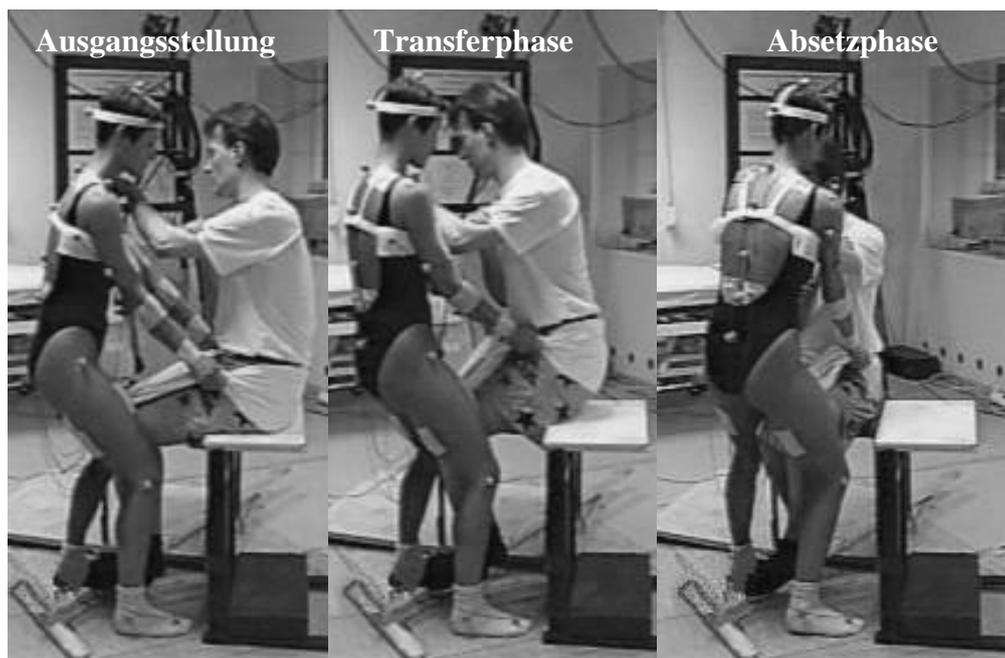


Abb. 23 Verschiedene Zeitpunkte beim Transfer von der Bettkante (Tischchen rechts) in den Rollstuhl (Stuhl Mitte) mit der neuen Technik

### **3.6.2.4. Aufrichten des Patienten im Bett**

Bei diesem Versuch ist die Durchführung für beide Techniken in einem großen Umfang identisch, sodass die Ausgangsstellung mit einer geringfügigen, am Schluss erwähnten Ausnahme für beide Techniken gilt. Der Patient durfte den Transfer nicht unterstützen.

#### **Ausgangsstellung :**

Der Patient liegt auf dem Rücken im Bett, die Hüftgelenke auf Höhe des Kopfteilgelenkes des Bettes. Die Pflegerin steht in Schrittstellung parallel zum rechten Bettrand mit Blick zum Kopfende. Das Gewicht liegt auf dem zum Kopfende gelegenen Bein. Der Oberkörper der Probandin ist dabei leicht nach vorne geneigt und leicht rotiert. Im Unterschied zur herkömmlichen Technik soll bei der neuen die Längsachse des Rumpfes gerade bleiben (Abb. 24 / 25).

#### **Transferdurchführung :**

Die Pflegerin entriegelt das Kopfteil des Krankenbettes mit der rechten Hand. Durch Gewichtsverlagerung vom vorderen auf das hintere Bein und gleichzeitigem Beugen des linken Armes wird das Kopfteil um ca. 35° angehoben, hiernach differieren die Techniken.

#### **Herkömmliche Technik**

Bei der herkömmlichen Technik setzt sich die begonnene Bewegung fort. Im weiteren Verlauf wird zuerst die Gewichtsverlagerung voll ausgeschöpft, dann aber zunehmend aus einer Vergrößerung der Extension, Seitneigung sowie der Rotation in der LWS gearbeitet (Abb. 24).

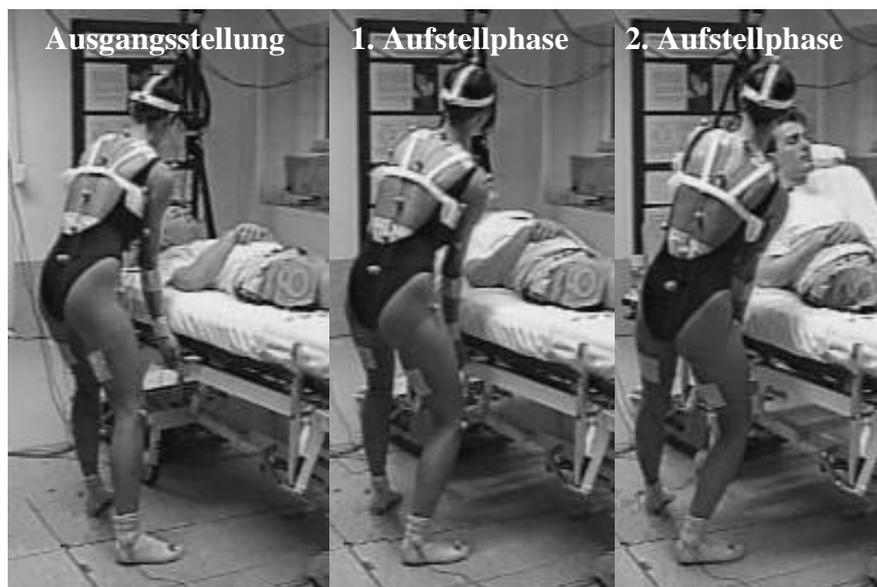


Abb. 24 Verschiedene Zeitpunkte beim Aufrichten des Patienten mit dem Kopfteil des Bettes in der herkömmlichen Technik

### Neue Technik

Bei der neuen Technik (Abb. 24/25) besteht der Transfer aus zwei Teilen. Der erste ist der schon beschriebene Teil und endet mit dem Einrasten des Kopfteiles bei einem Neigungswinkel des Kopfteiles zwischen 30-45°. Hiernach beginnt der zweite Teil, wobei sich die Pflegerin mit dem Oberkörper durch Drehung der Füße auf dem Boden Richtung Fußende wendet. Die Position der Hände bleibt dabei erhalten und die Last befindet sich auf dem zum Fußteil gewandten Bein. Jetzt wird durch Gewichtsverlagerung nach ventro-lateral das Kopfteil bis zu einem Winkel von ca. 60° weiter aufgerichtet. Eine reine Ventralverlagerung ist wegen der gleichzeitigen Betätigung der Kopfteilentriegelung nicht möglich. Bei diesem Vorgang soll der Rumpf der Pflegerin zum Ende des Transfers, um negative Haltungseinflüsse zu vermeiden, eine starke Vorneigung bei gerader Längsachse erreichen.

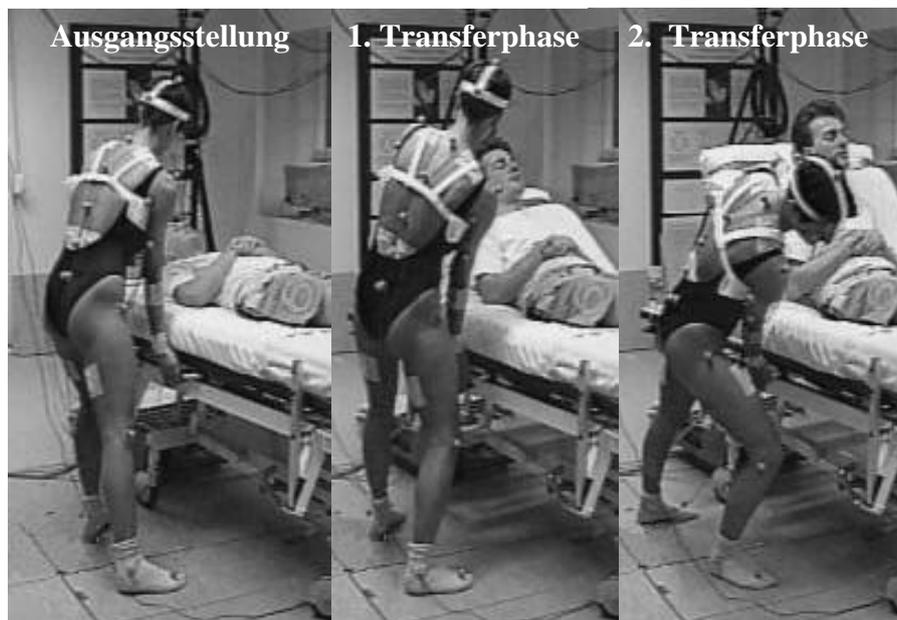


Abb. 25 Verschiedene Zeitpunkte beim Aufrichten des Patienten mit dem Kopfteil des Bettes in der neuen Technik

## **4. Auswertung**

Zum besseren Verständnis der Auswertung wird vor der Darstellung der Daten das Prinzip der Auswertung erklärt.

### **4.1. Prinzip der Auswertung**

Ziel dieser Untersuchung ist es, die Veränderung mechanischer Risikofaktoren im Hinblick auf die LWS durch die neue Patiententransfertechnik im Vergleich zur herkömmlichen darzustellen. Das hierzu entwickelte Prinzip der Auswertung mit der Auswahl der betrachteten Werte und Verläufe wird in diesem Abschnitt erläutert. Der Patiententransfer von der Bettkante in den Rollstuhl mit herkömmlicher Technik dient im Folgenden als Beispiel.

Von den direkt an der LWS wirksamen Risikofaktoren werden die Belastungskomponenten mit Kompressionskraft und Momenten und die Winkelstellung der angrenzenden Wirbel zueinander durch die Haltungswinkel dargestellt. Die Belastung und die Haltung stehen, wie bereits im Abschnitt „Erfassung des wissenschaftlichen Umfelds“ beschrieben, in enger Wechselwirkung zueinander. Die auftretenden Belastungskomponenten könnten aus einer ungünstigen Haltung, einer zu hohen oder einer zu schnellen Lastübernahme vom Patienten oder einer Kombination der Faktoren resultieren. Zur Differenzierung der Genese wird die vom Patienten übernommene Gewichtskraft bestimmt.

Der Vergleich der verschiedenen Techniken wird anhand der Maximalwerte und der zeitlichen Verläufe der genannten Parameter vorgenommen und im Weiteren werden auffällige Kurvenverläufe und Ergebnisse dargestellt und erklärt. Die Parameter und deren Darstellung zum Zwecke des Vergleiches werden im Folgenden erläutert.

### **Haltung im Transfer**

Eines der Ziele der neuen Technik ist die Verbesserung der Haltung im Transfer gegenüber der herkömmlichen Technik. Aus diesem Grund stellt die Körperhaltung einen zu untersuchenden Parameter dar. Die Auswertung dieser Parameter erfolgt aus den ermittelten Bewegungsspuren der einzelnen Marker im Raum. Verbindet man diese, so ergibt sich zu jedem Zeitpunkt der Aufnahme in der Darstellung eine Strichfigur. Jeder Strich stellt ein Segment dar. Zwischen zwei aneinander liegenden Segmenten lassen sich in allen Raumrichtungen die Winkel bestimmen.

Das Becken ist mit drei Markern ausgestattet, zwei auf der Haut über den Trochanteren und einem auf der Haut über S1. Von besonderem Interesse sind hier die resultierenden Winkel zwischen dem unteren LWS - Segment (zwischen L3 und S1) und dem Sakralsegment. Das Sakralsegment ist nach Modellierung mathematisch berechnet. Es stellt die Verbindung zwischen dem Marker S1 und der Mitte der Verbindungslinie zwischen den Trochanteren dar (Abb. 26).

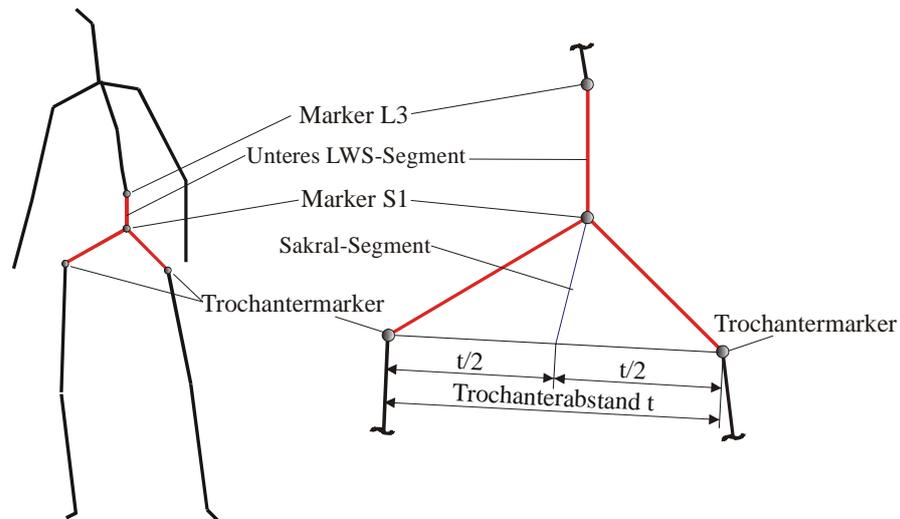


Abb. 26 Prinzip der Ermittlung der Haltungswinkel

In dieser Arbeit werden die Winkel zwischen der unteren LWS und dem Sakralsegment in den anatomisch vorgegebenen Raumebenen des Körpers betrachtet (Abb. 26). Diese Winkel werden in die entsprechende Ebene des Koordinatensystems projiziert:

- der Flexionswinkel in der Sagittalebene,
- die Lateralflexion in der Frontalebene und
- die Rotation in der Transversalebene.

Folglich wird die Summe der Bewegungen der LWS zwischen L3 und S1 dargestellt. Die innere Beweglichkeit des Beckens wird hierbei vernachlässigt.

Der Flexionswinkel wird in der Sagittalebene zwischen dem unteren LWS-Segment einerseits und der Verlängerung des Sakralsegmentes andererseits bestimmt (siehe Abb. 27).

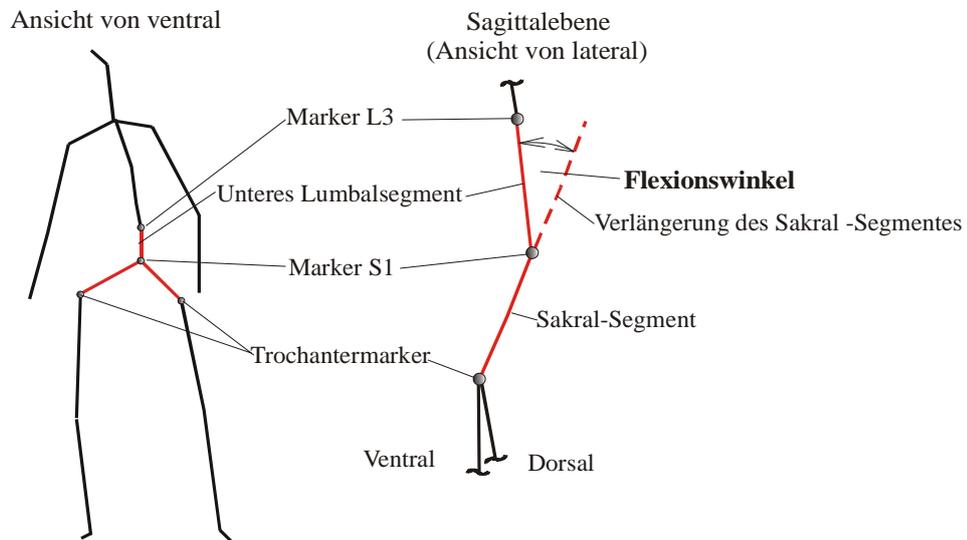


Abb. 27 Darstellung des Flexionswinkels

Der Seitneigungswinkel ergibt sich zwischen der Projektion des unteren LWS-Segmentes in die Frontalebene und dem Sakralsegment (siehe Abb. 28).

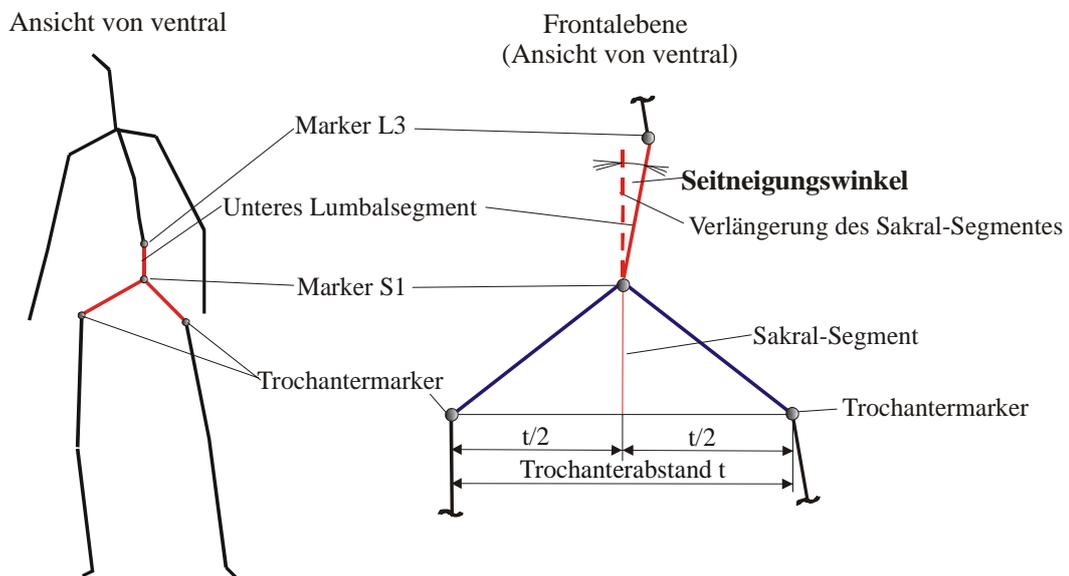


Abb. 28 Darstellung des Seitneigungswinkel

Der Rotationswinkel ergibt sich aus der Projektion des unteren LWS-Segmentes in die Transversalebene und einer gedachten Hilfslinie (Abb. 29). Diese liegt in der Transversalebene im rechten Winkel zu der Verbindungslinie der Trochanteren und gibt somit nach Korrektur die Nullposition an.

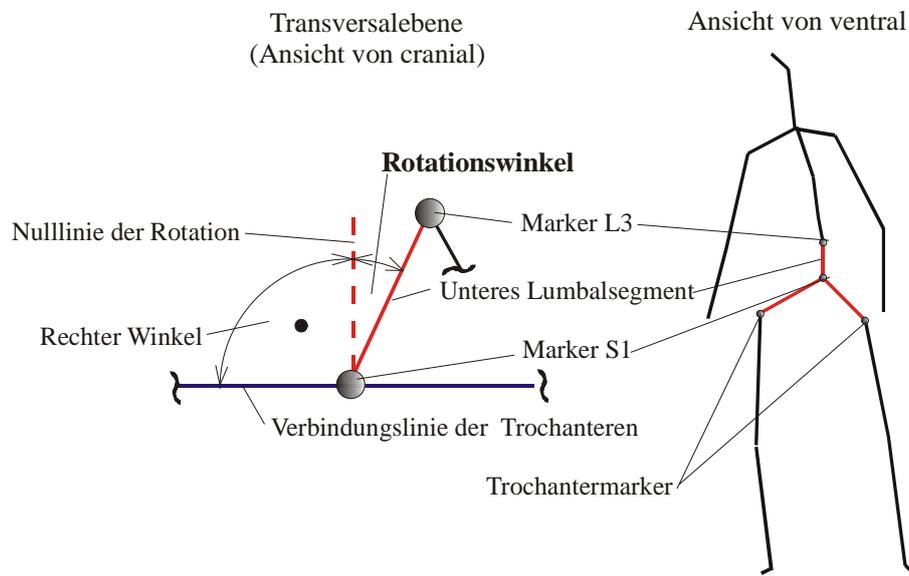


Abb. 29 Darstellung des Rotationswinkels

Durch die Methode der Winkelbestimmung ergeben sich in Neutralposition von Null Grad abweichende Haltungswinkel, die der Haltung in Neutralstellung nach der Neutral-Null-Methode entsprechen. Da in dieser Auswertung jedoch nur das Bewegungsausmaß aus der Neutralposition von Interesse ist, werden die Winkel in Neutralstellung als Null definiert. Praktisch werden die - im Versuch des Wiegens - (Neutralstellung nach Neutral-Null-Methode) bestimmten Haltungswinkel (Tab.16) zur Berechnung der Neutralposition genutzt, indem diese von den jeweiligen Messwerten abzuziehen sind. Hierdurch werden ebenfalls Abweichungen im Anbringen der Marker ausgeglichen. Am Beispiel der Probandin 1 ergeben sich die in Tab.15 dargestellten Winkel für die Neutralstellung im unbelasteten Stand.

Inklination	=	21,2°
Seitneigung	=	0,96°
Rotation	=	-2,18°

Tab.16 Nullwerte der Haltungswinkel bei Probandin 1

Somit zeigen bei der Messung alle Haltungswinkel der LWS im aufrechten, geraden Stand einen Wert von Null Grad, also der Neutralposition.

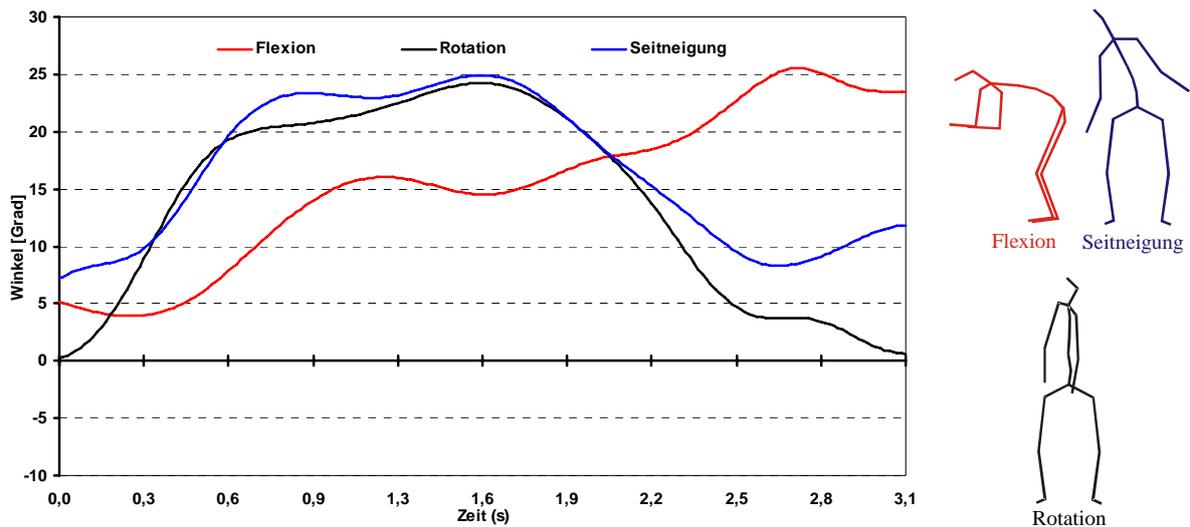


Abb. 30 Winkeldiagramm am Beispiel der Probandin 1 heben in den Rolli herkömmlich

Wie im Abschnitt „Erfassung des wissenschaftlichen Umfelds“ beschrieben, spielen für das Risiko, eine Rückenproblematik auszubilden die Haltung und die Belastung der LWS eine entscheidende Rolle. Aus diesem Grund stellen sie ein Bewertungskriterium und somit ein Ziel dieser Auswertung dar (Kurvenverläufe exemplarisch Abb. 30).

### Übernommene Patientengewichtskraft

Die übernommene Patientengewichtskraft dient einerseits als zusätzlicher Indikator für die korrekte Durchführung, bzw. Durchführbarkeit einer Technik und andererseits zur Interpretation der ermittelten Belastungsparameter. Bei korrekter Durchführung der neuen Technik mit Ausnahme des Transfers in den Rollstuhl (reines Heben), ist ein Heben weitgehend zu vermeiden. Das Heben ist hierbei weitgehend durch ein Gleiten auf der Unterlage zu ersetzen. Bei bestehender Wirksamkeit zeigt sich dies in einer geringeren Übernahme der Patientengewichtskraft gegenüber der herkömmlichen Technik.

Weiterhin wird mit ihr die Genese der Momente und der Kompressionskraft in der LWS geklärt. Die übernommene Patientengewichtskraft ist eine rechnerische Größe, die sich aus der Summe beider gemessener vertikaler Bodenreaktionskräfte abzüglich der Probandengewichtskraft ergibt. Sie stellt somit die Summe aller zusätzlich zum Probandengewicht von den Kraftmessplatten gemessenen vertikalen Kräfte dar. Diese ergibt sich einerseits aus dynamischen Anteilen sich bewegender Massen und andererseits aus statischen übernommenen Anteilen. Dieser Parameter wird weiter dazu genutzt die belastete Transferphase von den unbelasteten Phasen des Transfers zu unterscheiden.

## Moment

Die an der LWS wirkenden Momente entstehen durch von außen einwirkende Kräfte oder die eigenen Körpermassen der Hebenden, beide wirken über einen Hebelarm auf die Wirbelsäule. Dieser Hebelarm ergibt sich aus der Entfernung zwischen betrachtetem Wirbelsäulensegment und Kraftangriffspunkten bzw. Massenschwerpunkt. Berücksichtigt sind die Massenschwerpunkte des eigenen Körpers der Probandin und der übernommenen Patientenlast.

### -Momente in der LWS

Analog zur Darstellung der Haltung werden auch die Momente, wie in den Abbildungen 31-32 dargestellt, in die verschiedenen Ebenen des Körpers projiziert berechnet. Somit ergeben sich im Modell

- das Flexionsmoment in der Sagittalebene,
- das Seitneigungsmoment in der Frontalebene und
- das Rotationsmoment in der Transversalebene.

Diese werden im Modell für die drei betrachteten Etagen der LWS berechnet. Das Moment um die X-Achse (in der Frontalebene) entsteht durch eine Belastung in Seitneigungsrichtung, entweder durch eine Seitneigungshaltung, -bewegung oder eine asymmetrische Lastverteilung über die Arme (Abb. 31)

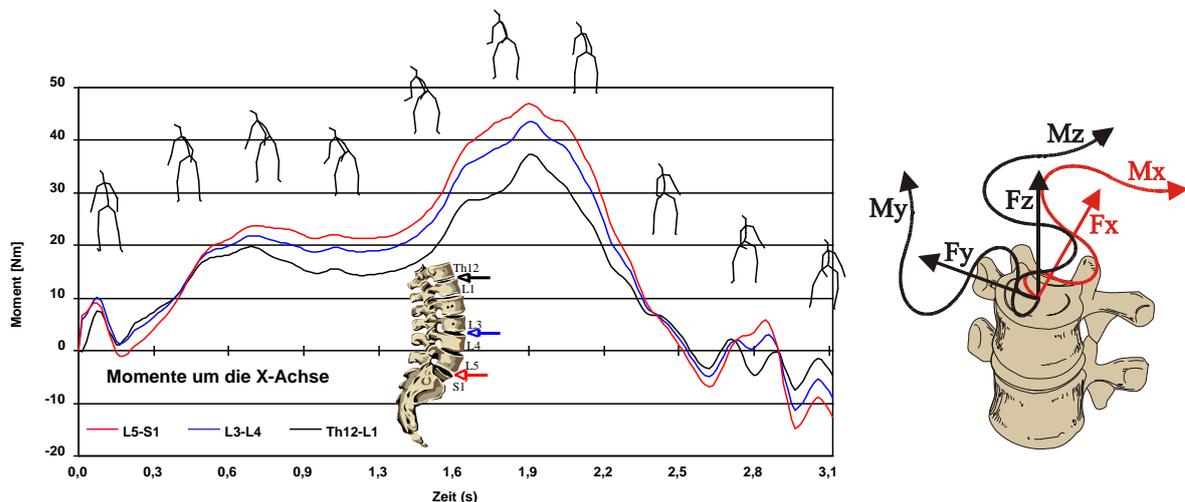


Abb. 31 Momente um die X-Achse (Seitneigungsmomente)

Das Moment um die Y-Achse belastet die LWS in Flexionsrichtung (in der Sagittalebene) und kann durch eine Flexions- / Extensionsbelastung oder –bewegung Abb. 32 entstehen.

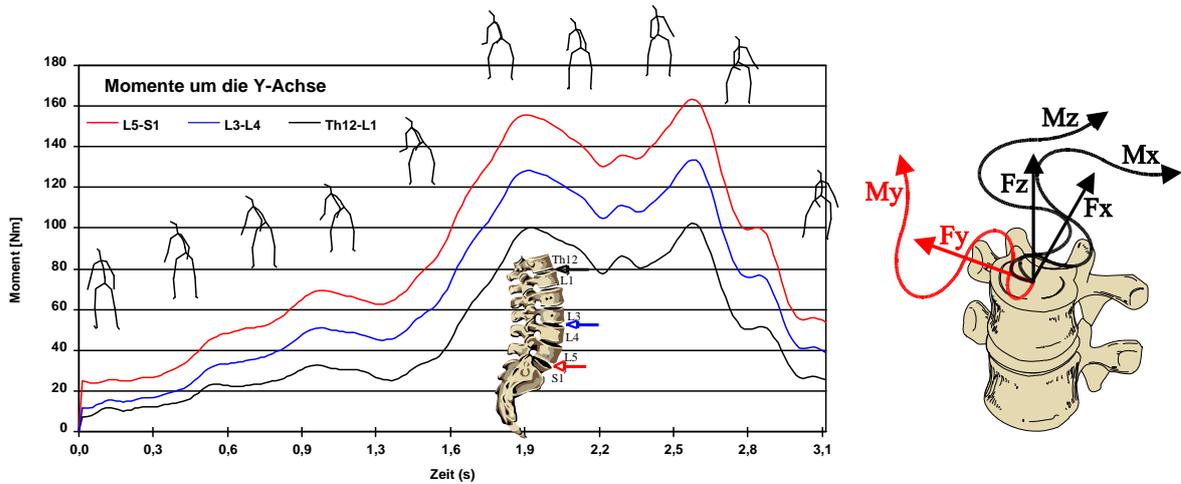


Abb. 32 Momente um die Y-Achse (Flexionsmomente)

Wird das Moment um die Z-Achse (in der Transversalebene) betrachtet, so entsteht dieses durch eine Rotationsbelastung bzw. –bewegung (Abb. 33).

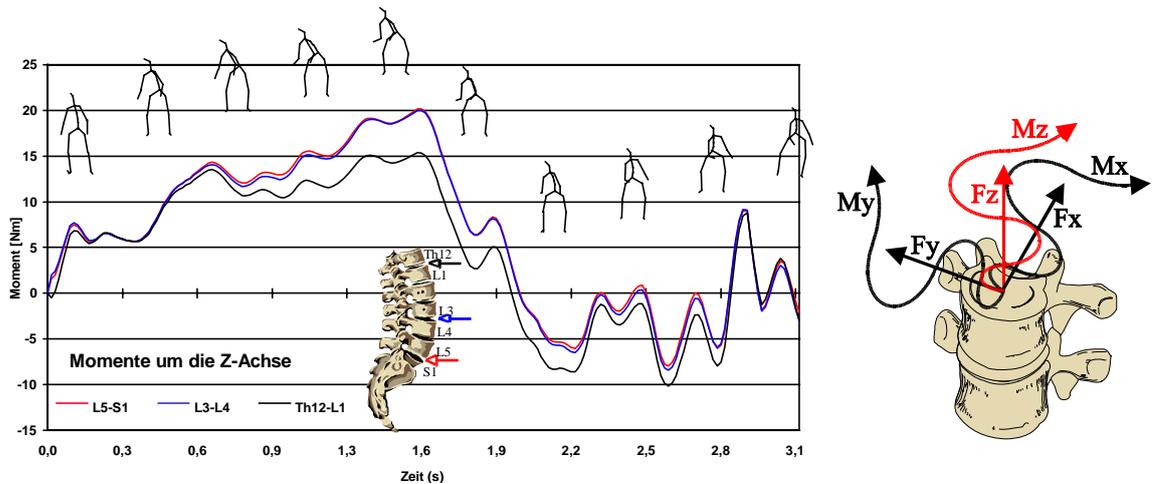


Abb. 33 Momente um die Z-Achse (Rotationsmomente)

Die Differenz der verschiedenen Etagen stellt sich hauptsächlich im Betrag dar, die Verläufe der Kurven ähneln sich. Der Grund liegt in den unterschiedlichen Hebelarmen für die Seitneigungs- und Flexionsmomente, welche an der kaudalsten Stelle am höchsten sind. Diese Unterschiede fallen für das Rotationsmoment nicht so groß aus, da wegen der axialen Lage des Momentes der Haltungseinfluss über die Hebelarme geringer ist.

Aufgrund der größten Belastung im lumbosacralen Übergang ist die Betrachtung der Momente auf diesen Bereich beschränkt. In der Auswertung der Versuche werden die drei verschiedenen Komponenten des Momentes wie in Abb. 34 dargestellt.

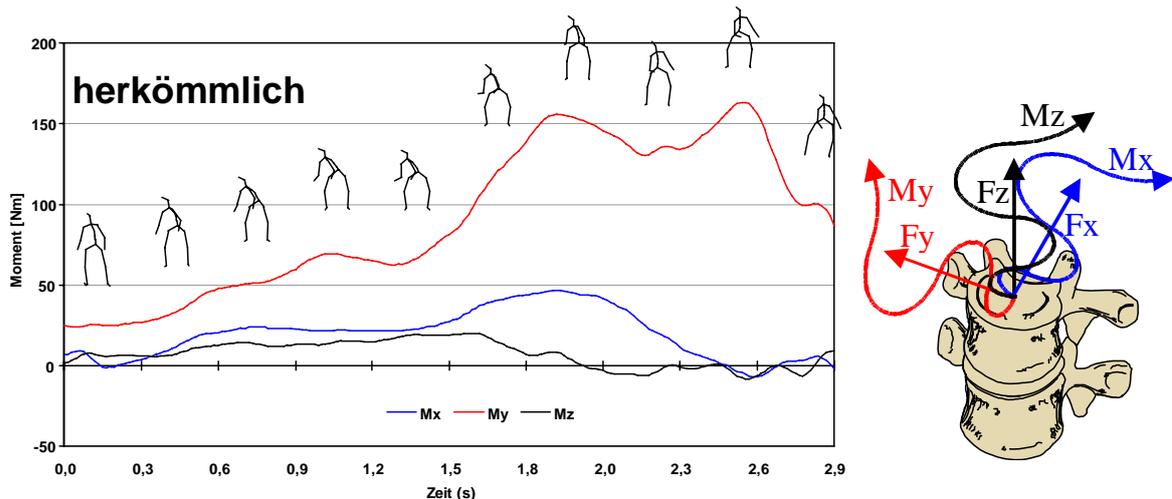


Abb. 34 Lage des Koordinatensystems mit Kräften und Momenten in der LWS

Durch die eigenen Körpermassen der Probandin mit den entsprechenden zugehörigen Hebelarmen ergeben sich im aufrechten Stand, also ohne von außen einwirkende Last, folgende Werte für die Momentenkomponenten (Tab.17):

$M_X$ = Seitneigungsmoment	=	-0,639	Nm
$M_Y$ = Flexionsmoment	=	9,2851	Nm
$M_Z$ = Rotationsmoment	=	-0,1073	Nm

Tab.17 Nullwerte der Momente bei Probandin 1

Diese sind wegen der absoluten Belastung zwar berücksichtigt, spielen aufgrund des intraindividuellen Vergleiches jedoch keine Rolle, da sie für beide Techniken gleichermaßen eine Grundbelastung darstellen.

Zur Abschätzung der Genese der Schnittmomente der verschiedenen Übergänge und zur Betrachtung der Transferphase, wurden diese mit der übernommenen Patientengewichtskraft simultan in einem Diagramm dargestellt.

### Kompressionskraft

Die Kompressionskraft wirkt axial auf die Bandscheibe und ergibt sich im mathematischen Modell aus den von außen und von innen einwirkenden Kräften und Momenten. Diese wird im Ganzkörpermodell auf die in Abb. 9 dargestellten Gelenkpunkte der LWS projiziert und mit dessen zeitlichen Verläufen in Abb. 35 dargestellt.

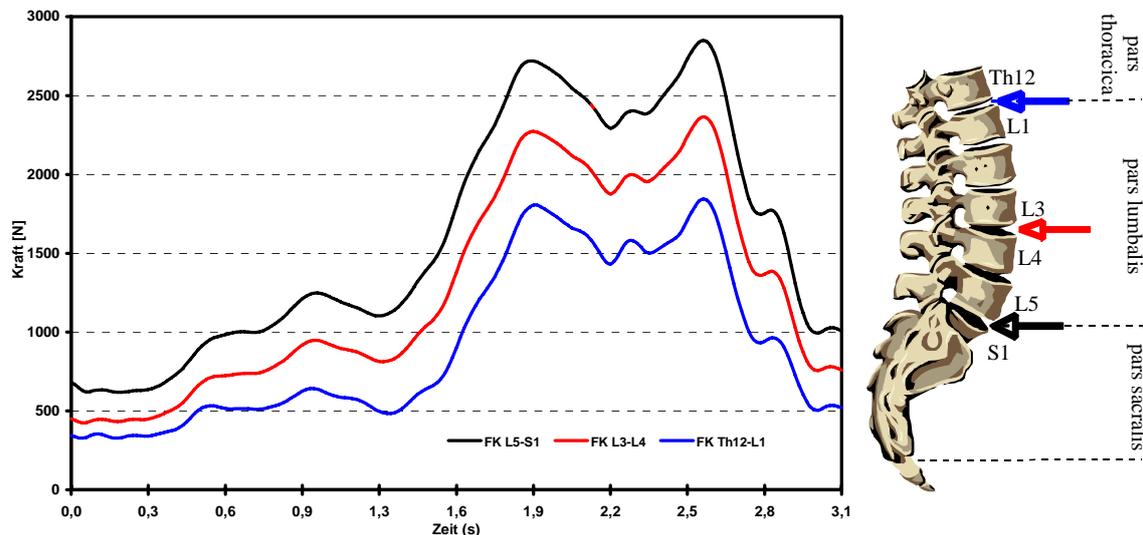


Abb. 35 Verläufe der Kompressionskräfte mit deren Lokalisation

Die Wahrscheinlichkeit einen Bandscheibenschaden bedingt durch eine Überbelastung zu erleiden, ist am lumbo-sakralen Übergang am größten (Stubbs 1983). Dies erklärt sich durch den Übergang eines relativ starren Anteiles der Wirbelsäule in einen beweglicheren Anteil und die kaudale Lage der LWS mit hoher Belastung. Wie in der Abb. 35 dargestellt zeigen die Kurvenverläufe der Kompressionskraft für die verschiedenen Bereiche der LWS eine große Ähnlichkeit. Aus diesem Grund beschränkt sich diese Arbeit auf den am höchsten belasteten Übergang L5/S1.

### Transferzeit

Die Zeit, in der der eigentliche Transfer vollzogen wird entspricht der Dauer der Transferphase (Abb. 38 / 39) und dient ebenfalls der Abschätzung der Belastung, denn gerade bei hohen Belastungen gilt es deren Dauer zu vermindern.

### Zusammenstellung und Auswertung der Daten

Die Bewertung der Daten wird in verschiedenen Schritten vorgenommen und die unterschiedlichen Techniken mit gleicher Aufgabe vergleichend dargestellt. Wird eine Aufgabe betrachtet, so erfolgt zuerst der quantitative Vergleich der Techniken anhand der im Folgenden aufgeführten Parameter:

- Haltungparameter in Flexions-, Seitneigungs- und Rotationsrichtung
- Übernommene Patientengewichtskraft
- Momente in Flexions-, Seitneigungs- und Rotationsrichtung
- Kompressionskraft
- Transferdauer.

Die primäre Darstellung der ursächlichen Parameter wie Haltung und übernommene Patientengewichtskraft erleichtert die Interpretation der folgend betrachteten Belastungsparameter. Eine Ausnahme stellt hierbei der Transfer zum Kopfende dar, so werden zuerst alle Vergleiche quantitativ und dann qualitativ durchgeführt. Bei einer anderen Reihenfolge würde im analogen Vergleich zu viel Redundanz erzeugt werden.

Bei der quantitativen Auswertung werden zuerst die Maximalwerte des jeweiligen Parameters für alle vier Wiederholungen eines Versuches bestimmt und aus diesen der individuelle Mittelwert für jede Hebetechnik und jede Probandin gebildet. Für jede Probandin erfolgt die Gegenüberstellung der Maxima-Mittelwerte der verschiedenen Techniken einer Aufgabe (Abb. 36). Bildet man jetzt über die selbe Technik bei allen Probandinnen aus diesen errechneten Maxima-Mittelwerten erneut den Mittelwert, so ergibt sich eine mittlere Wirksamkeit der neuen Technik für alle Probandinnen (Abb. 36).

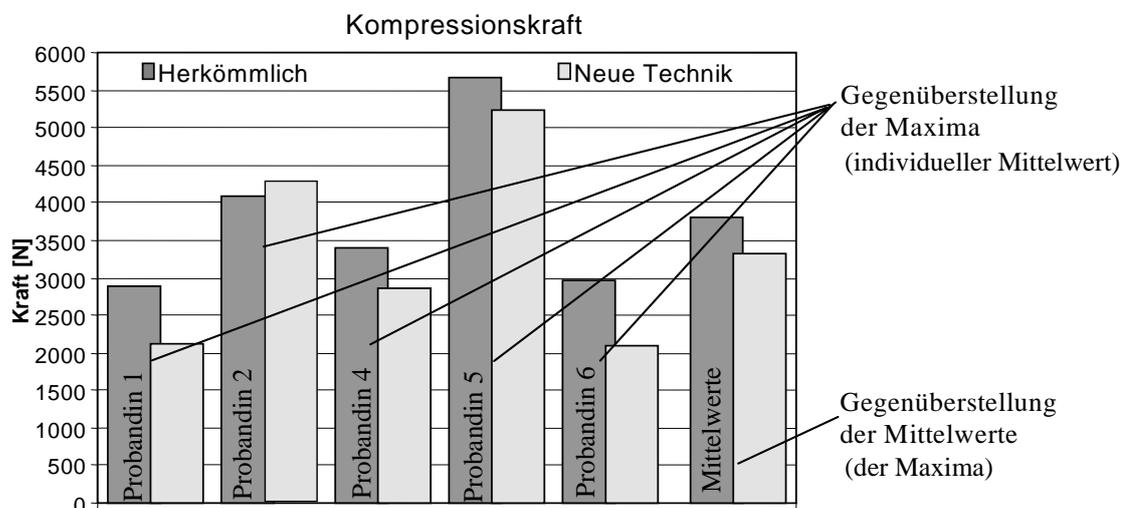


Abb. 36 Erläuterung der Darstellung der Mittelwerte der jeweiligen Maxima am Beispiel der Kompressionskraft

Die Differenz zwischen den Techniken lässt sich auch prozentual ausdrücken, woraus sich das Diagramm in Abb. 37 ergibt. Die linken fünf Säulen stellen den intraindividuellen Vergleich und die rechte Säule den Gesamtvergleich der herkömmlichen mit der neuen Technik dar (Abb. 37).

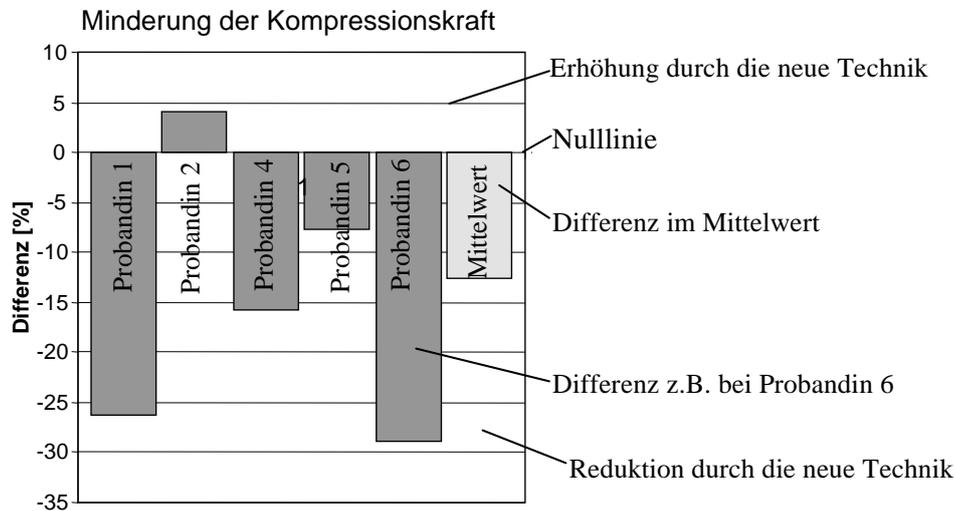


Abb. 37 Erläuterung der Darstellung der prozentualen Minderung der Mittelwerte am Beispiel der Kompressionskraft

Für die Bewertung der Techniken sind aber nicht grundsätzlich beide Diagrammtypen notwendig, so werden die Absolutwerte des entsprechenden Parameters (Abb. 36) nur zur Erklärung auffälliger prozentualer oder besonders auffälliger Werte herangezogen.

Über die geschilderten Auswertungsschritte ist die quantitative Vergleichbarkeit der Techniken gegeben. Eine umfassende Analyse des gesamten Transfers, insbesondere der ungünstigen Kombination von Risikoparametern, ist mit dieser punktuellen Auswertung jedoch nicht möglich. Da gerade die Kombination eine hohe Gefährdung darstellt, wie im Abschnitt 1.1. "Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes" beschrieben, wird zur Erfassung solcher Situationen noch ein zweiter Auswertungsschritt durchgeführt.

Dieser beinhaltet die qualitative Auswertung der Kurvenverläufe zur Ermittlung

- risikoträchtiger Konstellationen der Haltungs- und Belastungsparameter mit Bewertung der Hebestategie,
- und der Untersuchung des Verlaufes auf Stetigkeit und Reproduzierbarkeit.

Alle Parameter in ein Diagramm darzustellen ist unter Erhalt der Übersichtlichkeit nicht zu realisieren, weshalb die Parameter in zwei zusätzlichen Diagrammtypen dargestellt werden. Im ersten Diagrammtyp werden die verschiedenen Momente in der LWS gemeinsam mit der übernommenen Patientengewichtskraft dargestellt (siehe Abb. 38).

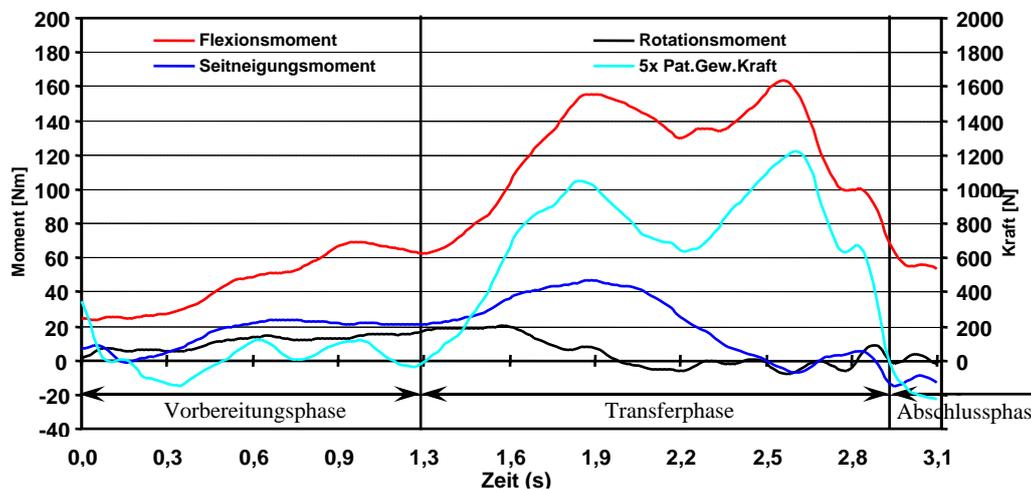


Abb. 38 Der Verlauf der Momente und der übernommenen Patientengewichtskraft für die Probandin 1 beim herkömmlichen Heben in den Rollstuhl

Der zweite Diagrammtyp stellt die Haltungparameter, die Kompressionskraft im lumbosakralen Übergang (FK L5-S1) und die übernommene Patientengewichtskraft (Pat.Gew.Kraft) dar (Abb. 39). Aufgrund des ungünstigen Abbildungsmaßstabes der Patientengewichtskraft auf der Kraftskala ist diese 5-fach überhöht dargestellt (1000N in der Abbildung entsprechen 200N in Wirklichkeit).

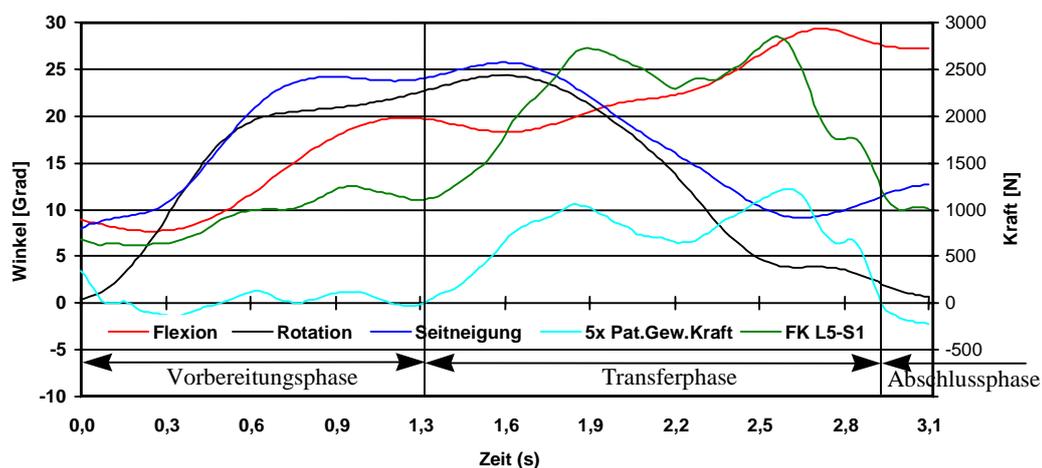


Abb. 39 Darstellung der verschiedenen Phasen des Patiententransfers für die Probandin 1 beim herkömmlichen Heben in den Rollstuhl

Die Darstellung der übernommenen Patientengewichtskraft in diesen Diagrammen dient neben der Abschätzung der Ursachen für die Belastungsparameter der Unterteilung des Transfervorganges in belastete und unbelastete Phasen.

In der Auswertung wird eine Differenzierung des Transfers in drei Phasen unternommen (Abb. 38 / 39):

- die Vorbereitungsphase ohne Last,
- die belastete Transferphase und
- die Abschlussphase nach Absetzen der Last.

Die **Vorbereitungsphase** wird im Arbeitsablauf der herkömmlichen Technik durch das Stellen zur Last, das Zugreifen und die richtige Positionierung für den Transfer charakterisiert. Im Unterschied hierzu erfolgt bei der neuen Technik anstatt des Zugreifens ein Ergreifen und Vorspannen des Stecklakens. Im Diagramm (z.B. Abb. 39) zeigt sich hierbei noch keine wesentliche Übernahme der Patientengewichtskraft.

Erst in der **Transferphase** ist ein Anstieg der übernommenen Patientengewichtskraft von der Nulllinie zu erkennen. Diese besteht aus der Beschleunigung des Patienten in der gewünschten Richtung und in der Folge einem Abbremsen des Patienten beim Absetzen. Im angeführten Beispiel zeigen sich diese Beschleunigungen als Belastungsspitzen in der Kompressionskraft und der Flexions- und Seitneigungsmomente. Diese sinken wieder stark ab, bis die übernommene Patientengewichtskraft auf ihren Anfangswert gefallen ist.

Die **Abschlussphase** beginnt jetzt mit einer unbelasteten Bewegung in die Neutralposition. Die in der Vorbereitungs- und in der Abschlussphase bestehenden Abweichungen der Kompressionskraft und der Momente von der Nulllinie entstehen durch die Körpermassen der Probandin und die eingenommene Haltung.

Durch diese Unterteilung lassen sich potentiell schädliche Kombinationen mechanischer Risikofaktoren von hoch wahrscheinlich schädlichen unterscheiden. Die potentielle Schädigung ist durch eine Kombination aus Flexion, Seitneigung und Rotation ohne Last bedingt. Die Gefahr einer ungünstigen Haltung ist durch die Möglichkeit des unerwarteten, dann meist sehr schnellen Lastanstieges z.B. im Unfall bedingt. Dann steigen die Momente und die Kompressionskraft unverhältnismäßig an und es ergibt sich aufgrund des schnellen Lastanstieges eine noch größere Gefährdung der LWS als bei einer von vornherein bestehenden Belastung (Manning et al. 1984).

Anhand der Abschätzung der Konstellation der Risikoparameter sind die verschiedenen Transfertechniken zu vergleichen. Als wichtigste Kombination von belastenden Faktoren ist, wie im Abschnitt 1.1. „Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes“ bereits beschrieben, eine hohe Kompressionskraft mit einer ungünstigen Haltung zu werten. Deshalb werden in diesem Diagrammtyp insbesondere die beim Maximum der Kompressionskraft bestehenden Haltungs- und Momentenbeträge betrachtet. Auch das gleichzeitige Auftreten von verschiedenen Momenten stellt, wie im Abschnitt 1.1. „Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes“ bereits beschrieben, ein erhöhtes Risiko für die Entstehung von Rückenbeschwerden dar.

Die Reproduzierbarkeit einer Technik wird als Maß für den Übungszustand der Probandin oder den Schweregrad der Ausführung der Technik gewertet. Es wird hierzu postuliert, dass eine leicht durchzuführende oder gut geübte Technik sich in der Ausführung stabil wiederholen lässt und somit nur einer kurzen Übungsphase bedarf. Auch die Stetigkeit der Kurvenverläufe lässt sich in diesem Sinne interpretieren. Hierbei ist bei einer höheren Stetigkeit ohne schnelle, ruckartige Bewegungen von einer durch Übung oder die Einfachheit der Technik bedingten Optimierung der Durchführung auszugehen. Aufgrund der Fülle des Materials kommen diese jedoch nur in ausgewählten Fällen zur Abbildung.

Zusammenfassend wird die Auswertung dieser Arbeit anhand folgender Aspekte vorgenommen:

- Quantitativer Vergleich einer Aufgabe der herkömmlichen und der neuen Technik anhand der Mittelwerte der Maxima für
  - Haltungskomponenten im lumbosakralen Übergang,
  - übernommene Patientengewichtskraft,
  - die Momentenkomponenten im lumbosakralen Übergang,
  - die Kompressionskraft und
  - Transferdauer.
- Qualitativer Vergleich einer Aufgabe der herkömmlichen und der neuen Technik anhand
  - des Auftretens risikoträchtiger Konstellationen der Haltungs- und Belastungsparameter mit folgender Bewertung der individuellen Hebestrategie.
  - Stetigkeit und Reproduzierbarkeit des Verlaufes.
- Zusammenfassende Bewertung beider Bewertungskriterien.

Aus Gründen der Datenreduktion wird primär die prozentuale Minderung und nur bei Auffälligkeiten bestimmter Parameter werden die Absolutwerte dargestellt. Die qualitative Bewertung wird nur bei Auffälligkeiten graphisch präsentiert.

## **4.2 Auswertung der Messdaten**

Wie im Abschnitt 3.1. „Prinzip der Auswertung“ bereits beschrieben, erfolgt die Auswertung primär punktuell anhand der Maxima der Risikoparameter und danach folgend analog anhand der Kurvenverläufe.

### **4.2.1. Transfer des Patienten zum Kopfende**

Zur Bewertung der Haltungs- und Belastungsveränderungen durch die neuen Techniken werden aufgrund der Fülle der verschiedenen Möglichkeiten zwei herkömmliche mit zwei neuen Techniken gegenüber gestellt. Bei den herkömmlichen Techniken existieren verschiedene Ein- und Zwei-Personen-Techniken, bei der neuen ausschließlich Zwei-Personen-Techniken. Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurden von der herkömmlichen Technik ebenfalls nur solche herangezogen. Mit Ausnahme der Variante 2 der neuen Technik besteht bei allen ausgewählten Varianten eine symmetrische Belastung beider Pflegekräfte. Bei der Variante 2 der neuen Technik ergibt sich die Asymmetrie aus der Stellung der Pflegekräfte zum Bett. Eine ist am Kopfende und die andere seitlich neben dem Bett positioniert. Die Durchführung der verschiedenen Varianten dieses Transfers ist im Abschnitt 2.6. dargestellt.

Bei der Variante 2 der herkömmlichen Technik hatte bei der Probandin 2 unbemerkt ein Übertritt am Plattenrand bestanden, so dass eine Auswertung nicht möglich gewesen ist. Die Bestimmung der Mittelwerte für diese Technik wird daher unter kompletter Auslassung dieser Probandin vorgenommen.

### 4.2.1.1. Quantitativer Vergleich der Techniken

#### 4.2.1.1.1. Vergleich beider Varianten der herkömmlichen Technik

Der Vergleich der herkömmlichen Techniken dient der Vereinfachung des Vergleiches, da die neuen Techniken nur mit der besseren dieser beiden Techniken verglichen werden.

Wird die Haltung als Ursache für eine hohe Belastung der LWS betrachtet, so ergeben sich im Vergleich beider herkömmlicher Techniken die in Abb. 40 dargestellten Veränderungen dieser Parameter.

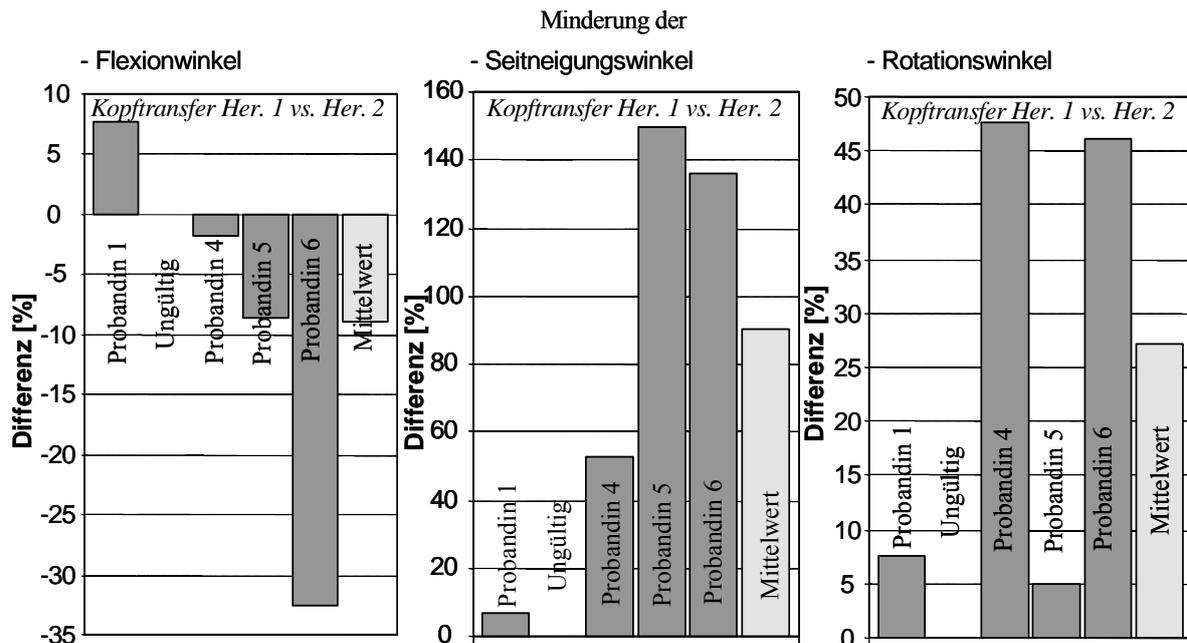


Abb. 40 Veränderung der Haltungswinkel beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der herkömmlichen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale Mittelwerte

Für die Variante 2 zeigt sich insgesamt gegenüber der Variante 1 eher eine schlechtere Haltung. Dies drückt sich bei einer mäßigen Reduktion der Winkel für Flexion im Mittel von 8,8% (Erhöhung um 8,7 bis Reduktion um 32,5%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,3^\circ$  durch eine deutliche Erhöhung für Seitneigung von 86,3% (Erhöhung um 6,6%-149%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 10,4^\circ$  und für Rotation Erhöhung von 27,2% (4,9%-47,6%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 3,5^\circ$  aus. Bei der Variante 2 wird der Transfer gegenüber der anderen herkömmlichen Technik bei den Probandinnen 4, 5 und 6 hauptsächlich in einer deutlich seitgeneigten und rotierten Haltung vollzogen. Lediglich die Probandin 1 zeigt im Vergleich eine mäßige Erhöhung aller Haltungskomponenten.

Die Absolutwerte der Haltungswinkel bei der Variante 1 weisen mit mittleren Winkeln für Flexion von  $23,0^\circ$  ( $12,5^\circ$ (Probandin 2)- $29,6^\circ$ ), für Seitneigung von  $12,8^\circ$  ( $7,2^\circ$ - $20,7^\circ$ ) und für Rotation von  $12,5^\circ$  ( $7,8$ - $19,0^\circ$ ) bereits ungünstige Werte auf. Durch das Unterhaken beim Patienten muss die Pflegekraft sich bei der Variante 2 in eine stärker rotierte und seitgeneigte Position bringen. Hieraus resultieren bei nahezu gleichen Flexionswinkeln Werte für die Seitneigungsrichtung von  $24,4^\circ$  ( $16,6^\circ$ - $40,8^\circ$ ) und die Rotationsrichtung von  $15,8^\circ$  ( $10,4^\circ$ - $27,8^\circ$ ). Trotz der Verbesserung der Haltung durch die Verwendung der Variante 1 der herkömmlichen Technik zeigt sich für beide Varianten, aber insbesondere in der Variante 2 der herkömmlichen Techniken eine so ungünstige Haltung, dass sich die dringliche Notwendigkeit ergibt, diese zu verbessern.

Für die übernommene Patientengewichtskraft als einen weiteren Belastungsfaktor zeigt sich im Mittel eine Reduktion um 5,2% (Erhöhung um 16,6% bis Reduktion um 23%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 1,7$  kg. Für keine der beiden Techniken bestehen bestimmte Handlungsvorschriften, so dass, wie hier zu sehen, das Gleiten auf der Unterlage sehr variabel genutzt wird. Die Probandin 1 nutzt dies deutlich und die Probandin 6 etwas vermehrt bei der Variante 1, die Probandinnen 4 und 5 hingegen deutlich vermehrt bei der Variante 2 (Abb. 41).

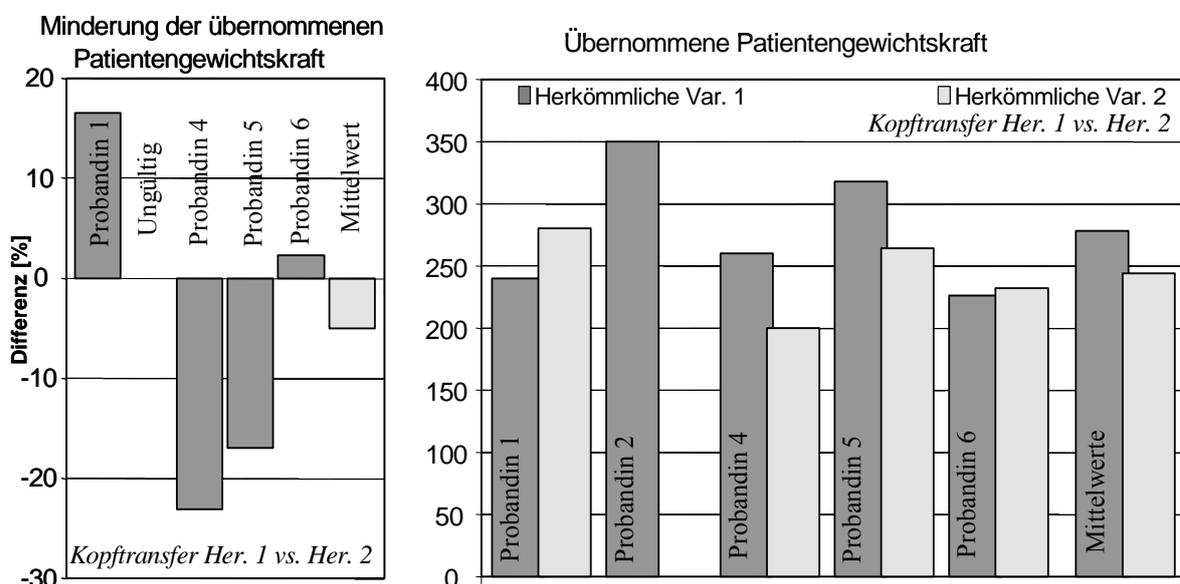


Abb. 41 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft (als Indikator für das Heben) beim Transfer zum Kopfende durch die herkömmliche Variante 2 gegenüber der herkömmlichen Variante 1 – prozentuale und absolute Mittelwerte.

Für die Momente zeigt sich in der Summe eine Verbesserung durch die Variante 2 der herkömmlichen Technik, die sich in einer deutlichen Reduktion der Flexionskomponente bei mäßigem Anstieg beider anderen Komponenten zeigt. Die LWS-Belastung zeigt für die

Momente eine mittlere Reduktion um 14,4% (Reduktion zwischen 6,4% und 21,6%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 23,8$  Nm für Flexion, eine mittlere Erhöhung um 13,5% (Erhöhung um 57,5% bis Reduktion um 44,9%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 6,4$  Nm für Seitneigung und eine mittlere Erhöhung um 6,6% (Erhöhung um 41,5% bis Reduktion um 16,1%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 1,4$  Nm für Rotation (Abb. 42).

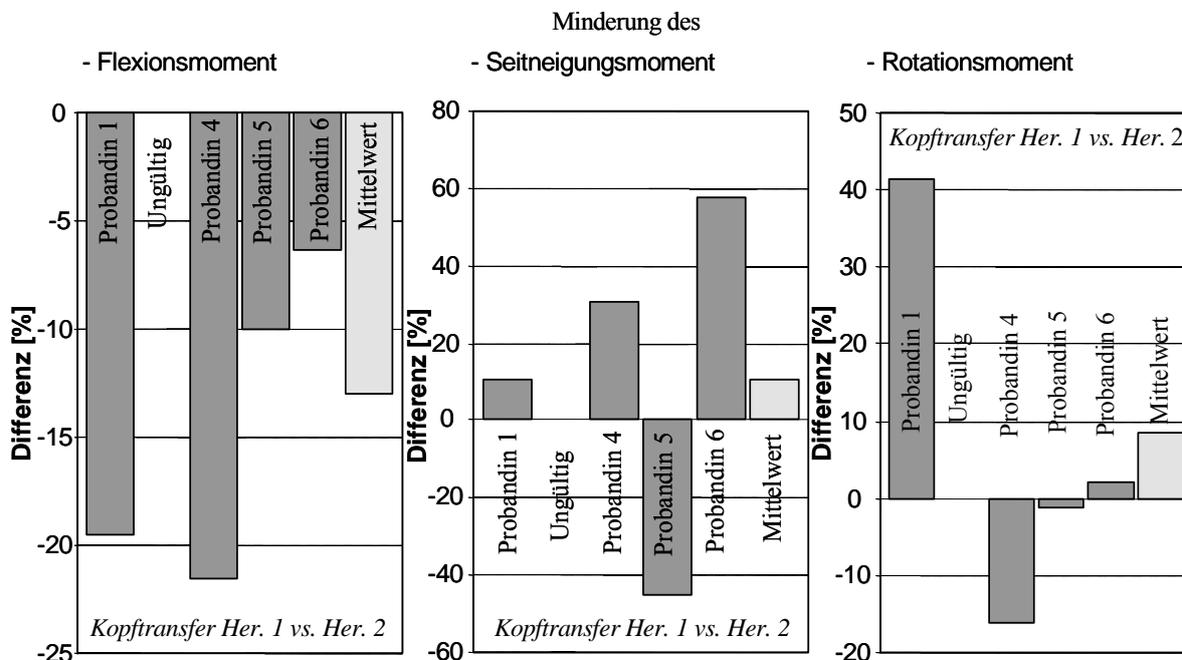


Abb. 42 Minderung der Momente in der LWS beim Transfer zum Kopfende durch die herkömmliche Variante 2 gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale Mittelwerte.

Die Verteilungsmuster der Momentenkomponenten der einzelnen Schwestern gibt einen Anhalt für die Arbeitsweise. Diese reduzieren alle durch die Variante 2 im Vergleich zur Variante 1 die Flexionskomponente, nutzen dafür aber vermehrt die Rotations- und Seitneigungskomponenten im Transfer. Eine Ausnahme stellt Probandin 5 dar, die bei mäßiger Reduktion der Flexionskomponenten auch die anderen reduziert. Wegen der geringen Absolutwerte für Rotation um 30 Nm und Seitneigung um 45 Nm ist als entscheidende Veränderung die Reduktion der Flexionskomponente zu werten.

Der entscheidende Vorteil der Variante 2 liegt in der deutlichen Reduktion der Kompressionskraft im Mittel um 11,1% (Reduktion zwischen 5,2% und 16,4%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 393$  N. Bei mittleren Absolutwerten um 3490 N und Maximalwerten bis 4420 N ist diese Reduktion als unbedingter Vorteil der Variante 2 gegenüber der Variante 1 zu werten (Abb. 43).

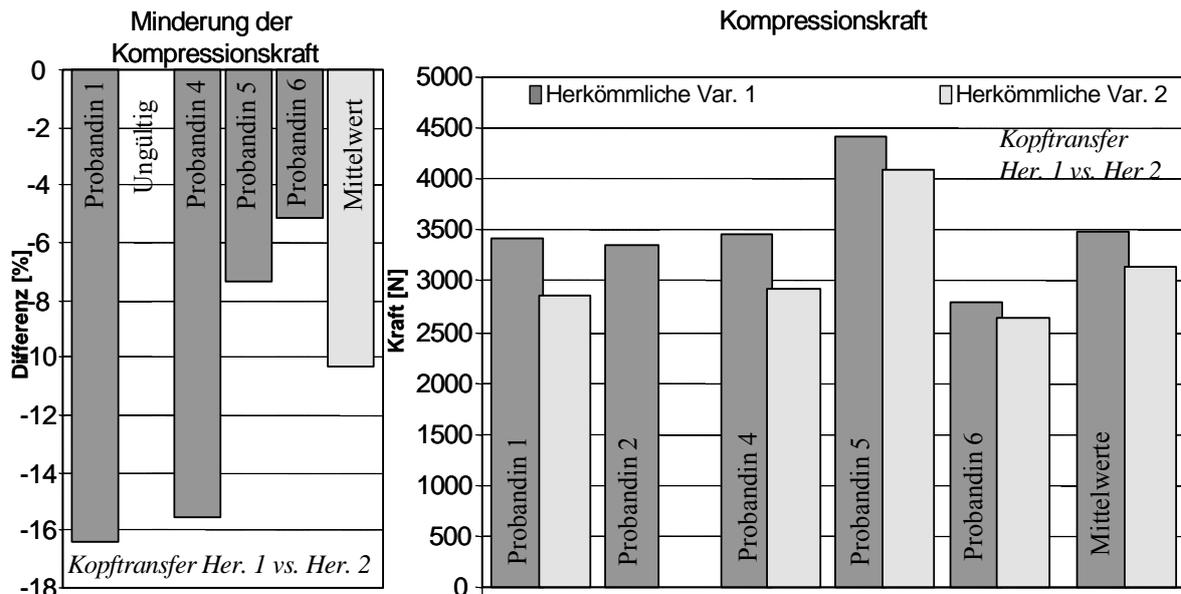


Abb. 43 Minderung der Kompressionskraft in der LWS beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der herkömmlichen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Somit ist die Variante 2 aufgrund der insgesamt deutlichen Reduktion der Belastung trotz etwas schlechterer Haltung als die entscheidend bessere Technik zu werten und wird zum Vergleich mit den neuen Techniken herangezogen. Bei diesem Ergebnis ist eine Verlängerung der Transferzeit um 43,7% ( Reduktion um 20,5% bis Erhöhung um 95,3%) zu akzeptieren (Abb. 44).

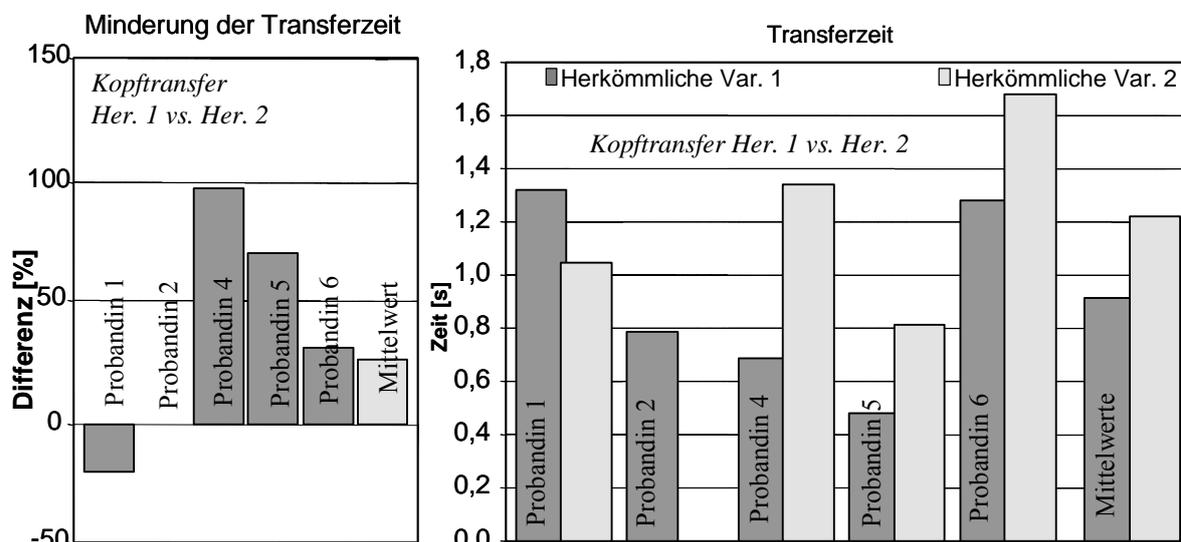


Abb. 44 Minderung der Transferzeit beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der herkömmlichen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Die Probandinnen 4,5 und 6 weisen alle eine Reduktion der Belastungsparameter bei einer Verlängerung der Transferzeit auf. Die Probandin 4 weist mit der größten Verlängerung der Transferzeit gleichzeitig die größte Reduktion der Kompressionskraft auf, weshalb die Verlängerung zu akzeptieren ist.

#### 4.2.1.1.2. Vergleich Variante 2 herkömmliche mit der Variante 1 neue Technik

Im Vergleich der Variante 2 der herkömmlichen Technik mit der Variante 1 der neuen Technik zeigt sich eine deutliche Wirksamkeit im Bezug auf die Haltungswinkel (Abb. 45).

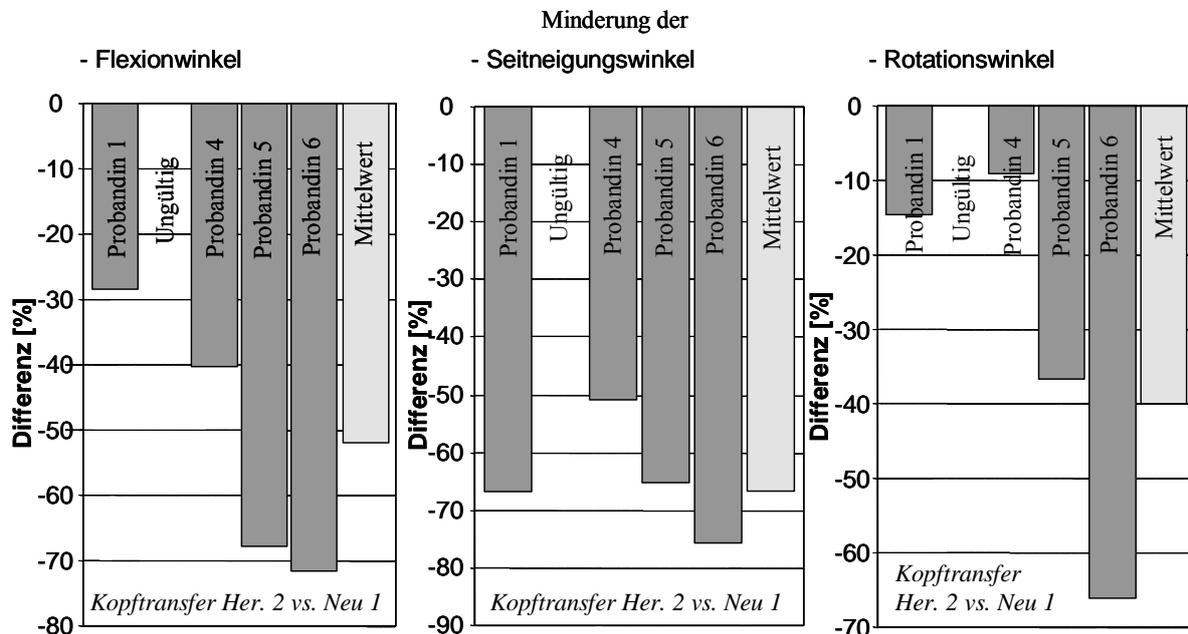


Abb. 45 Minderung der Haltungswinkel beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale Mittelwerte.

Im Mittel besteht durch die Var. 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 eine Reduktion der Flexionswinkel von 52,8% (Reduktion zwischen 28,5% und 71,4%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 11,8^\circ$ , für Seitneigung von 68,1% (Reduktion zwischen 50,9% bis 76,8%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 16,6^\circ$  und für Rotation von 40,1% (Reduktion zwischen 9,0% bis 66,1%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 6,3^\circ$ . Somit zeigt sich auch für diesen Vergleich bei allen Probandinnen die Hauptforderung der besseren Haltung gut erfüllt.

Die Dringlichkeit der Verbesserung der Haltung ergibt sich schon aus der Betrachtung der Absolutwerte der Variante 2 der herkömmlichen Technik. Mit mittleren Haltungswinkeln von  $23,3^\circ$  ( $16,0^\circ$ - $27,5^\circ$ ) für Flexion,  $24,3^\circ$  ( $16,6^\circ$ - $40,8^\circ$ ) für Seitneigung und von  $15,8^\circ$  ( $10,4^\circ$ - $27,8^\circ$ ) für Rotation, bestehen sehr ungünstige Werte. Die Verbesserung durch die Variante 1 der neuen Technik führt zu mittleren Winkeln von  $11^\circ$  ( $4,6^\circ$ - $16,4^\circ$ ) für Flexion,  $7,8^\circ$  ( $6,2^\circ$ - $9,5^\circ$ ) für Seitneigung und  $9,5^\circ$  ( $6,6^\circ$ - $11,6^\circ$ ) für Rotation. Auch im Vergleich mit der Variante 1 der herkömmlichen Technik, die eine deutlich bessere Haltung insbesondere für Seitneigung und Rotation als die herkömmliche Variante 2 aufweist, zeigt die neue Variante 1 im Mittel eine bessere Haltung auf.

Gegenüber der Variante 2 der herkömmlichen Technik zeigt sich durch die Variante 1 der neuen Transfertechnik im Mittel keine Veränderung der Gewichtskraftübernahme vom Patienten (Abb. 46). Dadurch, dass die Probandinnen 4, 5 und 6 bei der neuen Technik das Gleiten des Patienten weniger nutzen als bei der herkömmlichen, ergibt sich durch die neue Technik eine leichte Erhöhung des Mittelwertes der übernommenen Patientengewichtskraft um 1,2%. Eine Reduktion zeigt sich lediglich bei der Probandin 1, die jedoch bei der herkömmlichen Technik die höchsten Werte aufweist. Eine deutliche Erhöhung zeigt die Probandin 6, welche für die neue Technik die zweithöchsten Werte aufweist. Somit ist davon auszugehen, dass ein Gleiten auf der Unterlage für beide Techniken individuell unterschiedlich, in der Summe jedoch gleichermaßen eingesetzt wird.

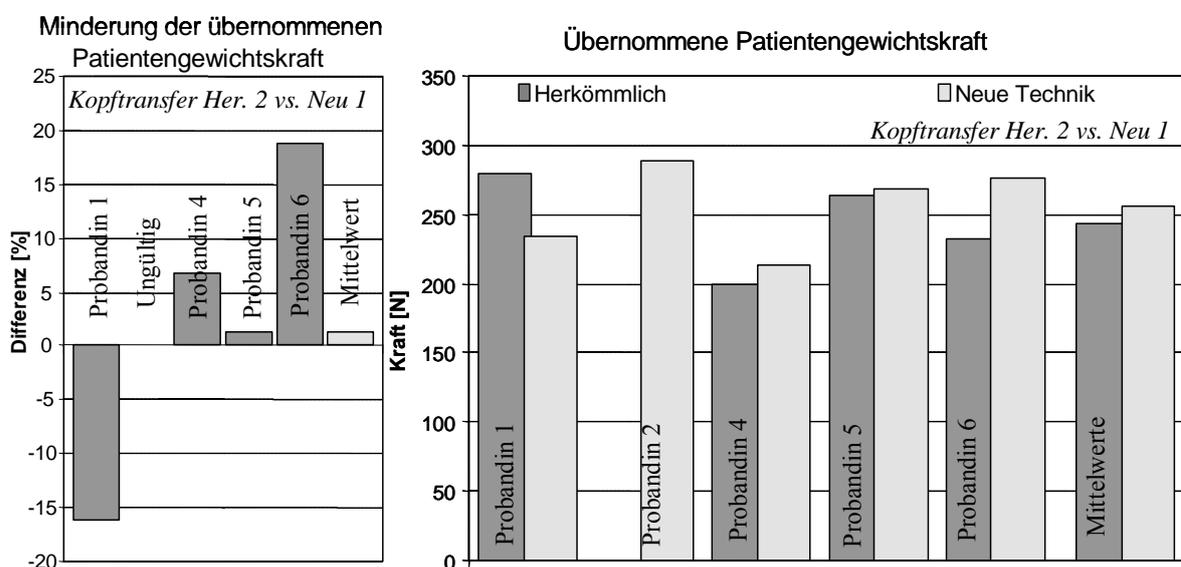


Abb. 46 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Betrachtet man die Mittelwerte der Absolutwerte der übernommenen Patientengewichtskraft, so zeigt sich eine Gewichtsübernahme von im Mittel 25,6 kg (21,2 - 28,9 kg) bei der neuen und 24,3 kg (20,0 - 27,9 kg) bei der herkömmlichen Technik (Abb. 46). Auch mit der neuen Technik wird somit weiter gehoben, das Gleiten auf der Oberfläche nicht vermehrt genutzt (Abb. 46).

Die Momente zeigen ähnlich wie die übernommene Patientengewichtskraft in der Summe ein indifferentes bis leicht schlechteres Abschneiden der neuen Technik bei interindividuell sehr starker Schwankung des Ergebnisses. Für das Flexionsmoment zeigt sich eine Zunahme der Belastung um 6,14% (Reduktion um 2,78% bis Erhöhung um 21,5%), für das Seitneigungsmoment eine Zunahme um 13,5% (Reduktion um 12,3% bis Erhöhung um

29,3%) und für das Rotationsmoment eine Reduktion um 16,7% (Erhöhung um 41,5% bis Reduktion um 42,7%) durch die neue Technik (Abb. 47).

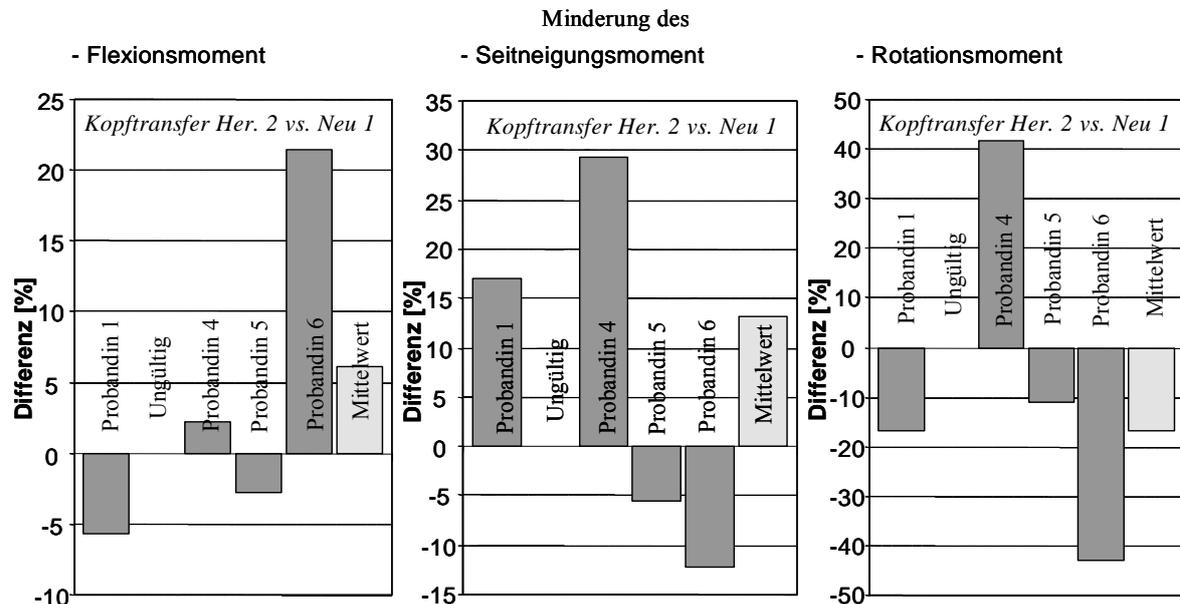


Abb. 47 Minderung der verschiedenen Momentenkomponenten beim Transfer zum Kopfe durch die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale Mittelwerte

Auch hier weisen die Momente (Abb. 47) auf eine bestimmte Transferstrategie hin. So nutzt Probandin 1 vermehrt eine Seitneigung unter Reduktion der Rotation und Probandin 4 vermehrt eine Seitneigung und Rotation. Probandin 5 zeigt in allen Komponenten eine Reduktion der Momente, was durch eine im Vergleich zu den anderen Probandinnen sehr gute Haltung bei der neuen Technik zu erklären ist. Die Probandin 6 weist durch die deutlich größere Gewichtskraftübernahme vom Patienten eine deutliche Erhöhung des Flexionsmomentes um 21% auf, bei Reduktion der anderen Komponenten.

Auch beim Belastungsparameter der Kompressionskraft zeigt sich bei großen interindividuellen Schwankungen eine leichte Verschlechterung im Mittel um 6,6% (Reduktion um 8,5% bis Erhöhung um 21,7%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 207\text{N}$  durch die neue Technik (Abb. 48). Der Vergleich der Absolutwerte zeigt im Mittel für Probandinnen 4 und 5 ähnlich große Werte, lediglich die Probandin 1 zeigt eine Reduktion um 242 N trotz des schon bei der herkömmlichen Technik bestehenden niedrigen Wertes. Die Probandin 6 weist eine Verschlechterung um 574 N auf, die durch die deutlich erhöhte Gewichtübernahme vom Patienten zu erklären ist (Abb. 46).

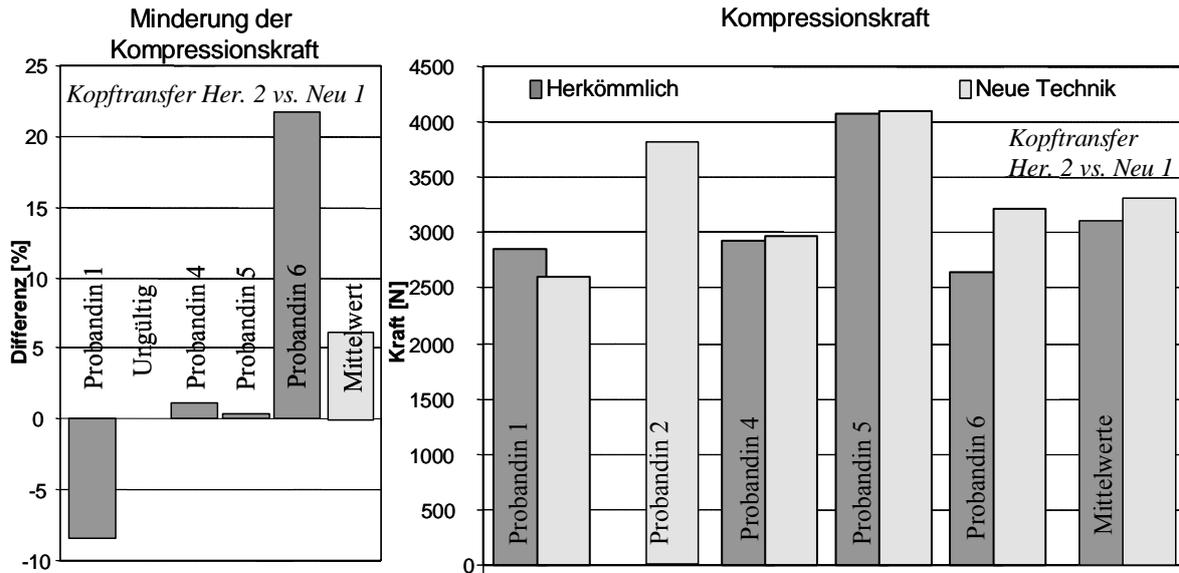


Abb. 48 Minderung der Kompressionskraft beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale und absolute Mittelwerte

Bei Werten beider Techniken zwischen 2600 und 4100 N sind beide nicht als optimal zu beurteilen, wobei aufgrund der besseren Haltung die neue Technik einen gewissen Vorteil bietet.

Auch im Bezug auf die Transferzeit zeigt sich ein in der Summe eher indifferentes Ergebnis mit einer Reduktion durch die neue Technik von im Mittel 8,4%. Die Probandin 1 weist dabei eine Verdoppelung auf, die Probandin 6 dagegen zeigt mit der neuen Technik eine deutliche Verkürzung der Transferzeit (Abb. 49).

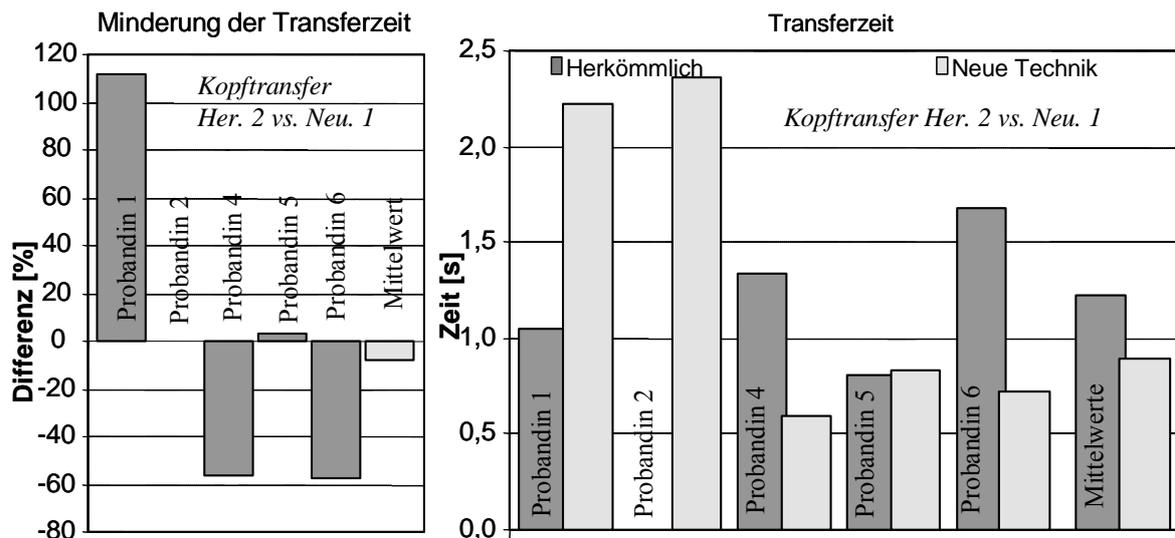


Abb. 49 Minderung der Transferzeit beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale und absolute Mittelwerte

Betrachtet man dazu die aufgetretene Belastung, so zeigen sich mit längerer Transferzeit die anderen Belastungsparameter als kleiner.

Zusammenfassend zeigt die Variante 1 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 bei allen Probandinnen eine Wirksamkeit bezüglich einer Haltungsverbesserung, im Bezug auf die Kompressionskraft jedoch im Mittel eine leichte Verschlechterung. Diese entsteht unter anderem dadurch, dass z.B. die Probandin 6 entgegen dem Prinzip der neuen Technik den Patienten vermehrt hebt. Somit ist der Vergleich dieser Technik bezüglich der Kompressionskraft eher als indifferent zu werten. Auch bei den Momenten zeigt sich trotz der deutlich gebesserten Haltung ein eher indifferentes Verhalten. Die Transferzeit zeigt insbesondere bei den Probandinnen, die durch die neue Technik eine Verschlechterung der Kompressionskraft und der Momente erfahren, kürzere Werte.

Die einzige Probandin, welche eine Minderung der Kompressionskraft erfährt (Probandin 1), weist in allen Haltungsparametern und allen Momenten bis auf das Seitneigungsmoment ebenfalls eine Minderung der Werte auf. Außer mit dem Rotationsmoment liegt diese mit den Absolutwerten aller Parameter im unteren Bereich aller Probandinnen. Was bei dieser Probandin insbesondere auffällt ist, dass diese im Vergleich zu allen Probandinnen bis zur vollen Lastübernahme ca. 0,45s braucht, während alle anderen <0,3s brauchen, hierdurch zeigt sie eine deutliche Verlängerung der Transferzeit. In der Summe betrachtet ist eine langsamere, stetige Lastübernahme trotz der längeren Lasteinwirkung als positiv zu werten. Je langsamer und stetiger, desto weniger belastend ist der Hebevorgang.

Des Weiteren liegt die mäßige Verschlechterung der Belastungsparameter in der größeren Kraftübernahme bei der neuen Technik. Auch bei der herkömmlichen Technik wird mittels Gleiten auf der Unterlage transferiert, was neben der hohen Reproduzierbarkeit dieser Technik für einen großen Übungseffekt spricht. Dieser beruht wahrscheinlich auf einer häufigen Nutzung der herkömmlichen Variante 2 im pflegerischen Alltag. In der Summe zeigen sich indifferente Verhältnisse im Bezug auf Kräfte und Momente und eine Besserung im Bezug auf die Haltung. Im Vergleich der Haltung bei der neuen Variante 1 mit der herkömmlichen Variante 1 zeigt sich eine deutlich bessere Haltung für die neue Variante mit einer Reduktion in Flexionsrichtung um 53%, in Seitneigungsrichtung um 39% und in Rotationsrichtung um 24%. Somit ist die Variante 1 der neuen Technik im Bezug auf die Haltung auch der herkömmlichen Variante 1 deutlich überlegen. Eine langsamere Durchführung könnte auch die Belastung bei der neuen Variante 1 senken.

### 4.2.1.1.3. Vergleich Variante 2 herkömmliche und Variante 2 neue Technik

Für die Haltung zeigt sich eine deutliche Wirksamkeit der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen. Dies zeigt sich für alle Haltungskomponenten (Abb. 50).

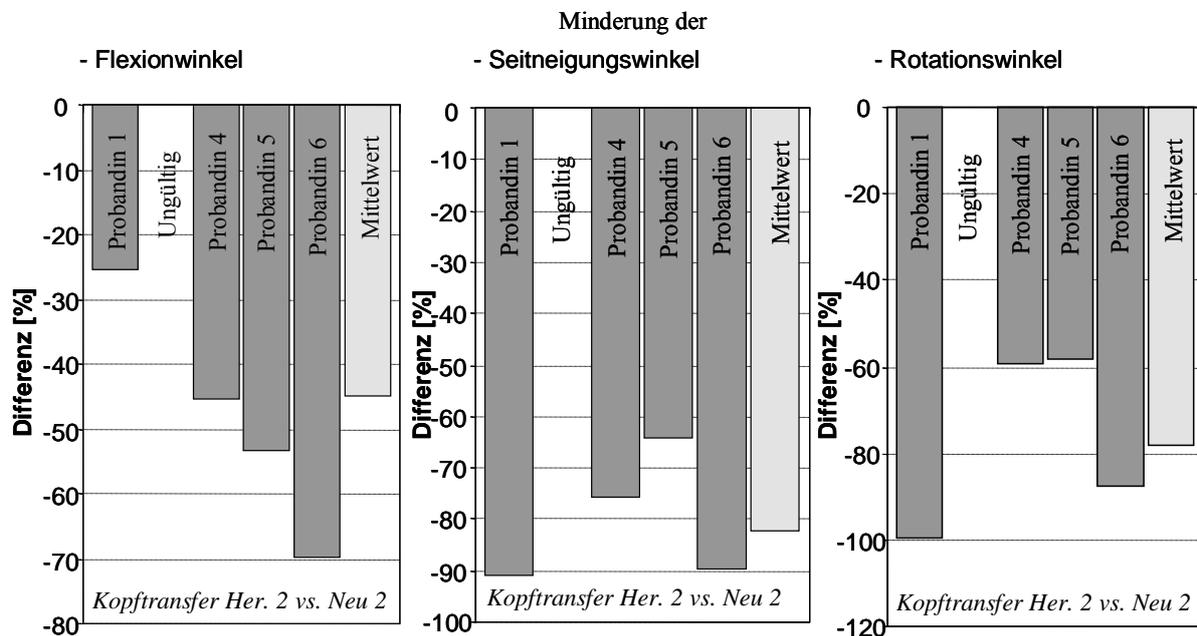


Abb. 50 Minderung der Haltungswinkel beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale Mittelwerte

Im Mittel besteht durch die Var. 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 eine Reduktion der Flexionswinkel von 45% (Reduktion zwischen 25,5% bis 69,8%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 10,5^\circ$ , für Seitneigung von 82,4% (Reduktion zwischen 64% bis 91%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 20,1^\circ$  und für Rotation von 78,2% (Reduktion zwischen 59% bis 99,5%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 12,4^\circ$ . Somit zeigt sich für die meisten Probandinnen die Hauptforderung der besseren Haltung gut erfüllt.

Im Bezug auf die Haltung weist die Variante 1 der herkömmlichen Technik bessere Werte auf als die herkömmliche Variante 2, sodass hier bezüglich dieser Parameter ebenfalls ein kurzer Vergleich vorgenommen werden soll (Abb. 51).

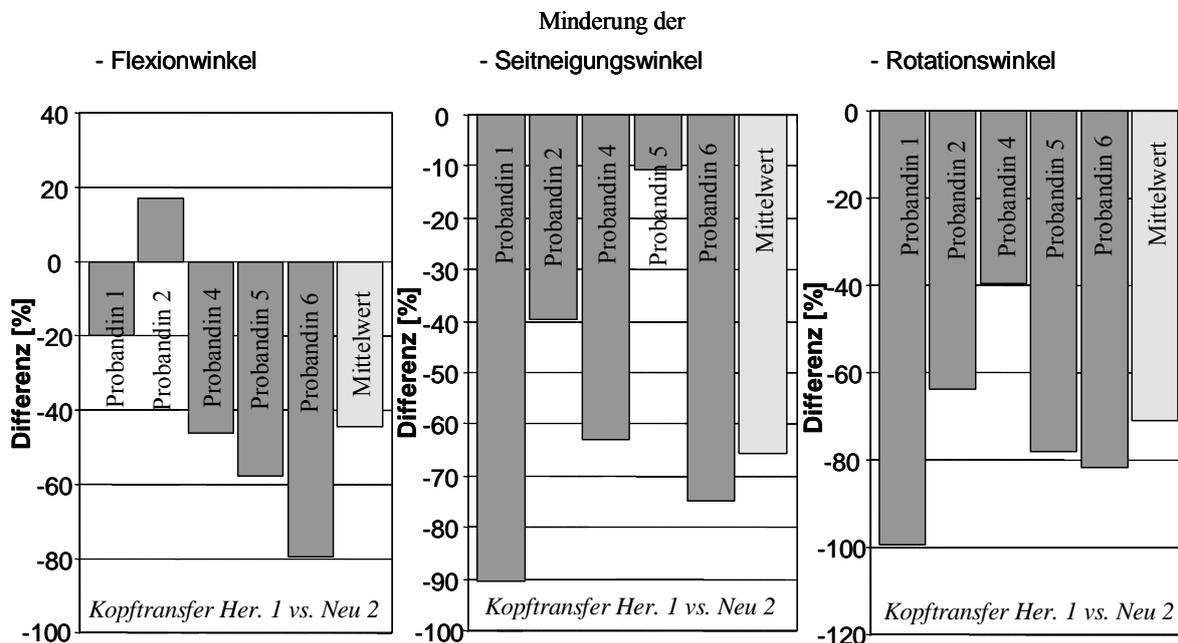


Abb. 51 Minderung der Haltungswinkel beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale Mittelwerte.

In diesem Vergleich zeigt sich eine überraschende Ausnahme. Die Probandin 2 weist bei der neuen Technik eine größere Flexion auf als bei der herkömmlichen. Das überraschende Moment liegt in der Tatsache, dass bei der Durchführung der neuen Technik theoretisch keine Vorbeugung notwendig ist, sodass eindeutig von einer falschen Durchführung ausgegangen werden kann.

Das Prinzip, dass durch die Symmetrisierung der Belastung sowohl die Seitneigungs- als auch die Rotationskomponenten reduziert werden, zeigt sich im Vergleich mit beiden herkömmlichen Varianten voll erfüllt.

Im Vergleich der Absolutwerte der Haltungswinkel weist die bessere Variante 1 der beiden herkömmlichen Techniken mittlere Winkel für Flexion von  $23,0^\circ$  ( $12,5^\circ$ - $29,6^\circ$ ), für Seitneigung von  $12,8^\circ$  ( $7,2^\circ$ - $20,7^\circ$ ) und für Rotation von  $12,5^\circ$  ( $7,8^\circ$ - $19,0^\circ$ ) auf. Dies ist eine so ungünstige Haltung, dass sich die dringliche Notwendigkeit ergibt, diese zu verbessern. Für die neue Technik zeigen sich deutlich bessere mittlere Winkel von  $12,8^\circ$  ( $4,8^\circ$ - $16,9^\circ$ ) für Flexion,  $4,3^\circ$  ( $2,0^\circ$ - $6,4^\circ$ ) für Seitneigung und  $3,5^\circ$  ( $0,06^\circ$ - $4,7^\circ$ ) für Rotation.

Das Prinzip des Gleitens zeigt sich in diesem Vergleich voll erfüllt, da die Probandinnen einen Zug auf das Laken ausüben und somit kaum Gewicht übernehmen. Dies zeigt sich in der deutlichen Reduktion der übernommenen Patientengewichtskraft gegenüber der herkömmlichen Technik von im Mittel 47,1% (Reduktion zwischen 33,5% und 65,9%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim$ 11,5kg (Abb. 52).

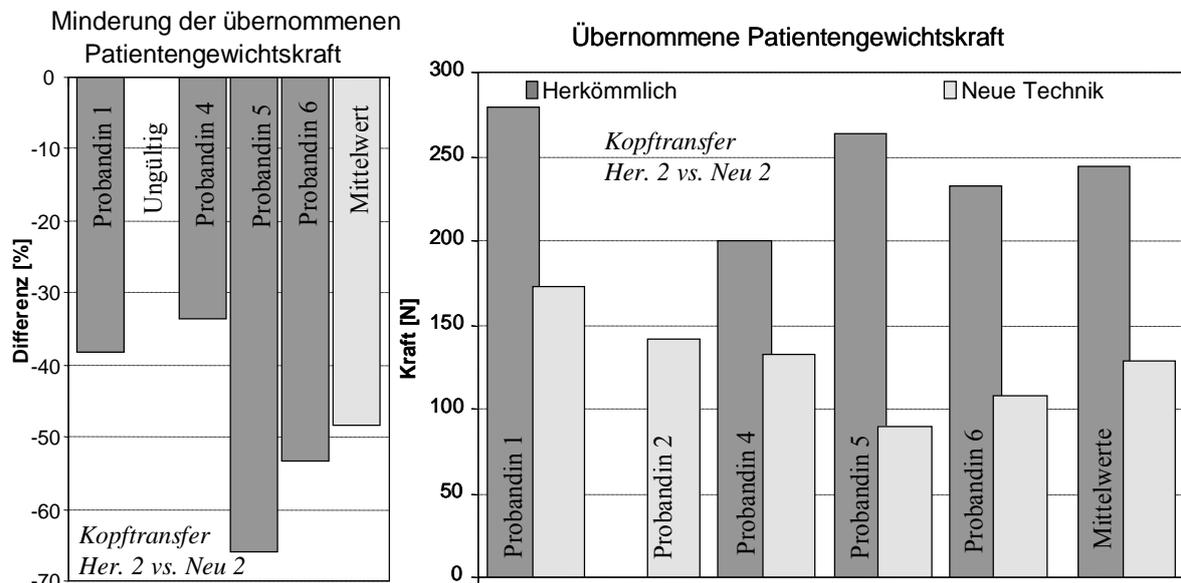


Abb. 52 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale und absolute Mittelwerte

Werden die Absolutwerte der übernommenen Patientengewichtskraft betrachtet, so zeigt sich eine Gewichtsübernahme von im Mittel 12,9 kg (9-17,3 kg) bei der neuen und 24,4 kg (20,0-27,9 kg) bei der herkömmlichen Technik. Somit ist eine deutliche Reduktion wirksam.

Eine deutliche Reduktion zeigt sich auch bei den Momenten, die in Flexionsrichtung 34,9% (Reduktion zwischen 25,4% und 51,9%), in Seitneigungsrichtung 55,5% (Reduktion zwischen 51,0 % und 74,2%) und in Rotationsrichtung 67,8% (Reduktion zwischen 59,6% und 72,6%) beträgt (Abb. 53).

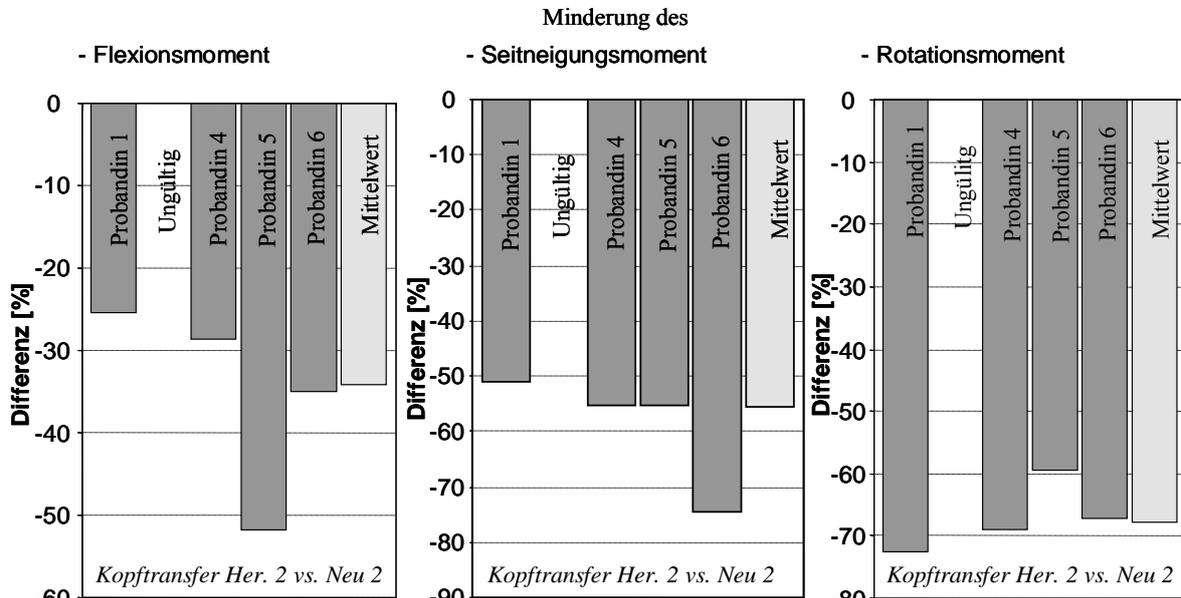


Abb. 53 Minderung der verschiedenen Momentenkomponenten beim Transfer zum Kopfe durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale und absolute Mittelwerte

Die eindrückliche Wirksamkeit der Variante 2 der neuen Technik zeigt zuletzt auch die deutliche Reduktion der Kompressionskraft (Abb. 54). Hier wird eine Reduktion durch die neue Technik von 31,7% erreicht (Reduktion zwischen 24,7% und 47,6%) (Abb. 54).

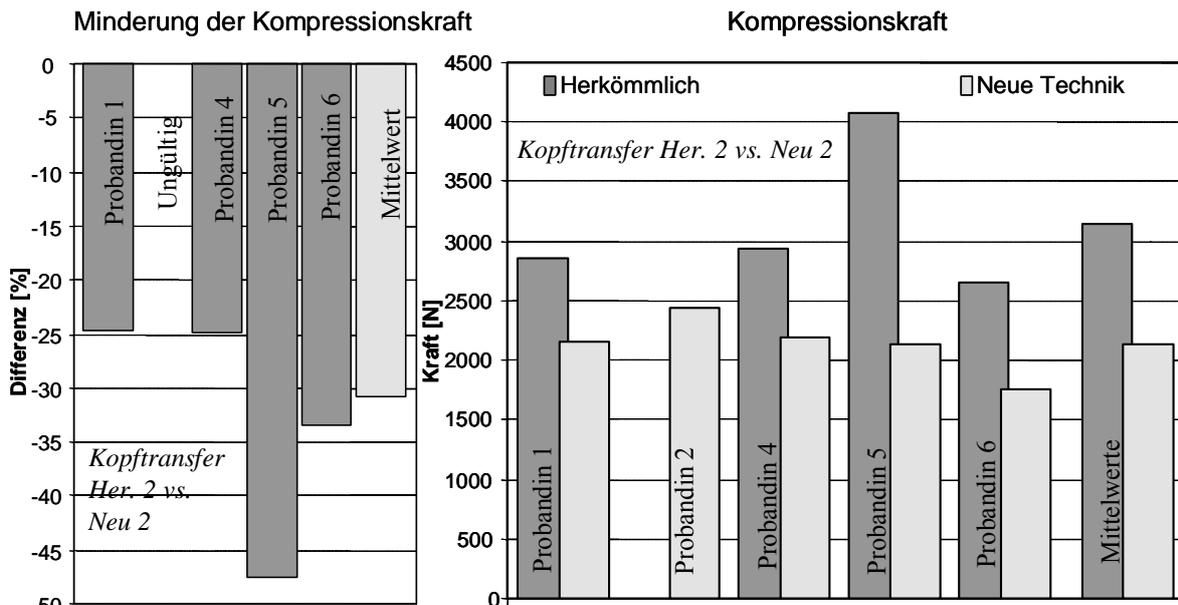


Abb. 54 Minderung der Kompressionskraft beim Transfer zum Kopfe durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 2 - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Drastischer drückt sich dies in den Absolutwerten aus, die bei der herkömmlichen Technik im Mittel 3130 N (zwischen 2640 N und 4090 N) aufweisen und bei der neuen im Mittel 2140 N (zwischen 1760 N und 2440 N). Diese Reduktion vervollständigt das Ergebnis, dass die neue Variante 2 mit Abstand die rüchenschonendste Technik ist. Der höchste erreichte Betrag der Kompressionskraft ist bei der neuen Variante 2 immer noch 200 N kleiner als der kleinste bei der Variante 2 der herkömmlichen Technik, bei der herkömmlichen Variante 1 sind dies sogar 350 N.

Auch für die Transferdauer zeigt sich ein eindeutig besseres Ergebnis für die Variante 2 der neuen Technik. Im Mittel besteht eine Reduktion der Transferzeit von 17,7% (Reduktion zwischen 3,0 und 61,7%) (Abb. 55).

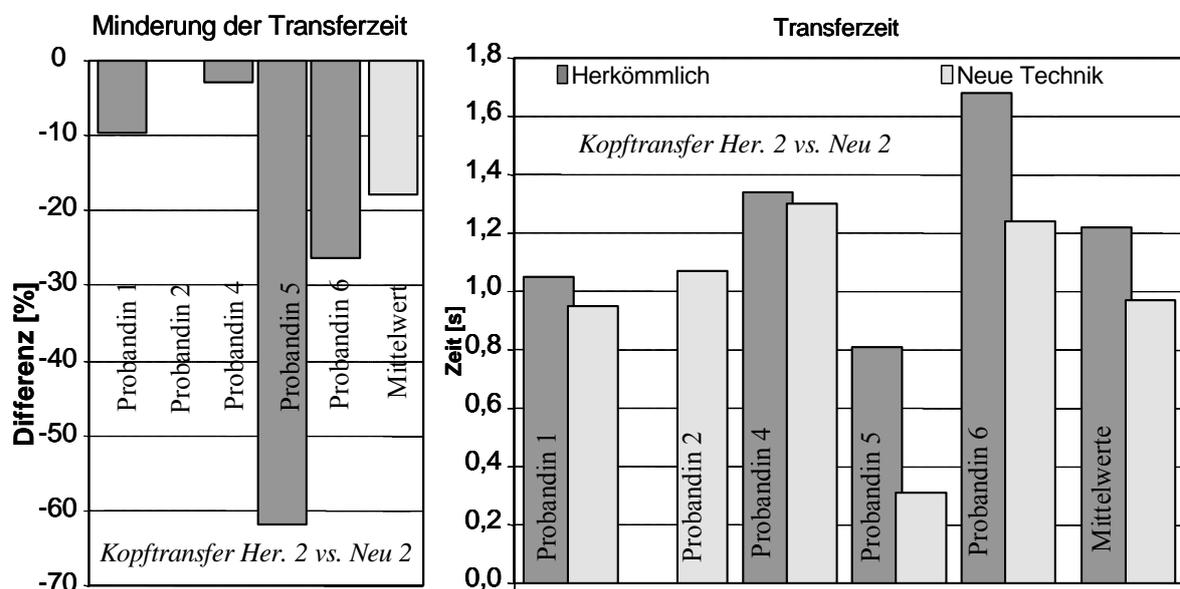


Abb. 55 Minderung der Transferzeit beim Transfer zum Kopfende durch die Variante 2 der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen Variante 1 - prozentuale und absolute Mittelwerte.

#### 4.2.1.2. Qualitativer Vergleich der Kurvenverläufe beim Transfer zum Kopfende

Eine hohe Reproduzierbarkeit, Stetigkeit und Gleichförmigkeit der Haltungs- und Belastungsverläufe während der Versuche kann verschiedene Ursachen haben. Entweder besteht vor der Durchführung der Versuche eine gute Übung oder die Technik ist leicht durchzuführen. Dies zeigt sich bei der Variante 2 der herkömmlichen Technik für alle Probandinnen in relativ hohem Ausmaß. Bei dieser Technik zeigen die Kurvenverläufe interindividuell große Unterschiede, aber bei allen Probandinnen intraindividuell eine gute Reproduzierbarkeit, die besonders ausgeprägt bei der Probandin 6 zu sehen ist (Abb. 56).

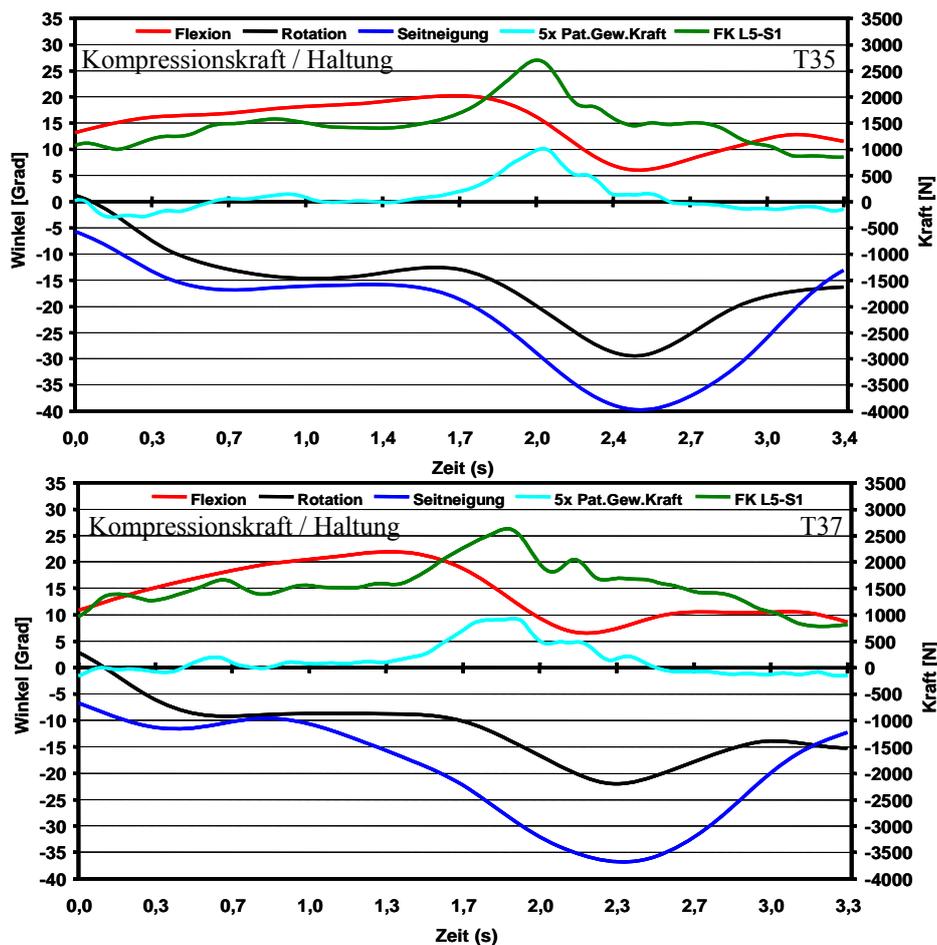


Abb. 56 Hoher Grad der Reproduzierbarkeit beim Transfer zum Kopfende bei der Probandin 6, Variante 2 der herkömmlichen Technik T35 und T37.

Weiter zeigt sich bei den in Tab.18 aufgeführten Probandinnen und Techniken eine hohe Reproduzierbarkeit der in den Kurvenverläufen dargestellten Hebestrategien (siehe z.B. Abb. 56).

Herkömmliche Technik Variante 1	Probandinnen 1, 5 und 6
Herkömmliche Technik Variante 2	Alle Probandinnen
Neue Technik Variante 1	Probandin 1
Neue Technik Variante 2	Probandinnen 1 und 6

Tab. 18 Probandinnen mit hoher Reproduzierbarkeit bei der Durchführung des Transfers zum Kopfende.

Auffällig ist, dass die Probandin 1 alle herkömmlichen und neuen Techniken mit relativ ähnlichen gleichförmigen Bewegungsabläufen wiederholen kann. Eine besonders große Inkonstanz im Verlauf der Haltungparameter weist die Probandin 2 bei der neuen Technik Variante 2 auf, weshalb man davon ausgehen kann, dass diese die Technik weder beherrscht noch nutzt.

Ein hohes Maß an Stetigkeit und Gleichförmigkeit der Belastungs- und Haltungsverläufe zeigt sich bei folgend aufgeführten Probandinnen (Tab.19):

Herkömmliche Technik Variante 1	Probandin 6
Herkömmliche Technik Variante 2	Probandinnen 1 und 4
Neue Technik Variante 1	Probandin 1, mäßig auch 4
Neue Technik Variante 2	Alle Probandinnen

Tab.19 Probandinnen mit hoher Stetigkeit und Gleichförmigkeit bei der Durchführung des Transfers zum Kopfende.

Als Beispiel für ein hohes Maß an Stetigkeit ist in Abb. 57 das Kompressionskraft-/Haltungs-Diagramm der Probandin 1 bei der neuen Technik Variante 2 gezeigt. Zu erkennen ist die gleichförmige Bewegung und der stetige, langsame Anstieg der Kompressionskraft.

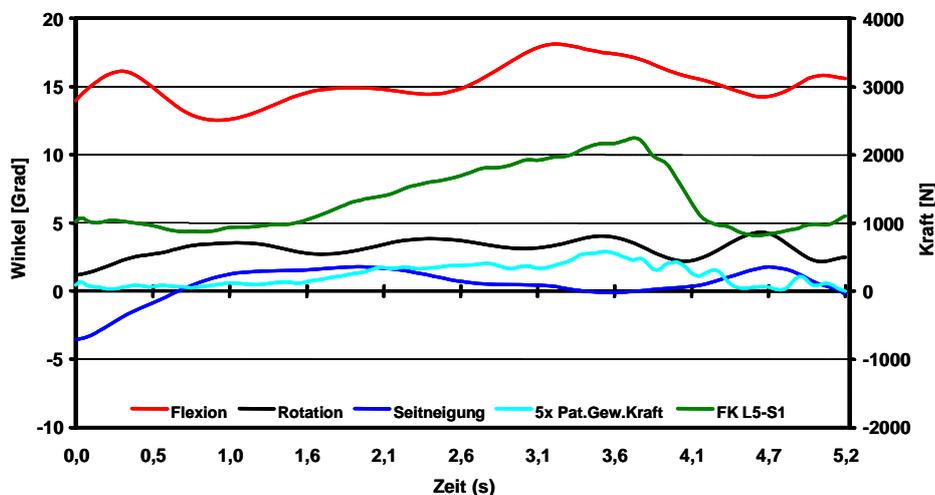


Abb. 57 Beispiel für ein hohes Maß an Stetigkeit beim Transfer zum Kopfende bei Variante 2 der neuen Technik und Probandin 1, T43.

Bei der neuen Technik äußert sich dies durch ein langsames Vorspannen des Stecklakens, bis dann der Transfer mit einem schnellen Anstieg bis zum Maximum einsetzt. Beim Hebevorgang zeigt sich bei der Variante 2 der neuen Technik gegenüber allen anderen Techniken ein besonders stetiger Verlauf mit relativ langsamem Anstieg der Belastung, sodass eine Adaptation an die Last stattfinden kann (Abb. 58).

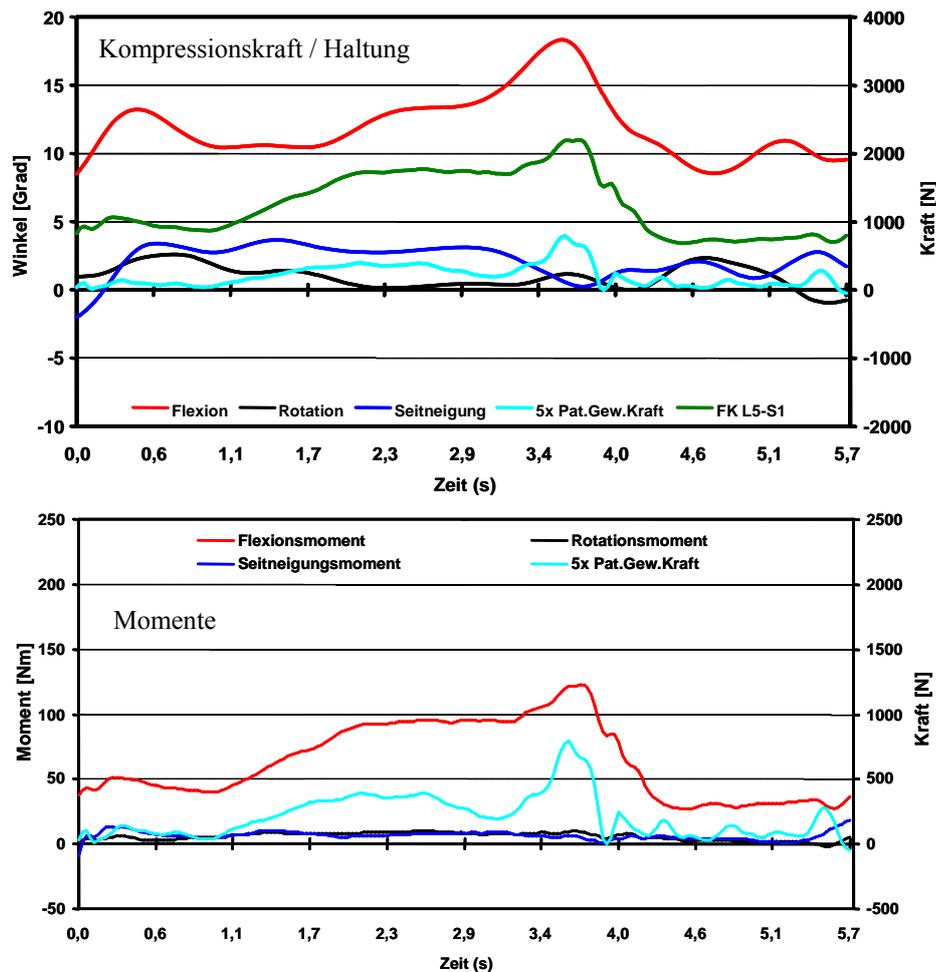


Abb. 58 Besonders stetiger Kurvenverlauf beim Transfer des Patienten zum Kropfende Probandin 1 (T44) neue Technik Variante 2.

Bei der Variante 2 der neuen Technik wird aus deutlich günstigerer Ausgangshaltung unter Extension, leichter Seitneigung und -Rotation der Patient gezogen und unter ebenfalls leichter Extension und minimaler Seitneigung und Rotation transferiert, wodurch sich eine Senkung der Momentenkomponenten gegenüber den herkömmlichen Varianten ergibt. Angezeigt durch diese geringen Seitneigungs- und Rotationsmomente findet sich im Transfer bei dieser gegenüber den anderen Techniken eine nahezu symmetrische Belastung.

Bei den anderen Techniken hingegen verrichten die meisten Probandinnen das Anheben über eine leichte Extension und den Transfer über eine Kombination von Rotation und Seitneigung. Abweichend davon gibt es zwei unterschiedliche, besonders auffällige, hier dargestellte Verläufe.

Der eine besteht bei der Probandin 2 mit der Variante 1 der herkömmlichen Technik. Diese nutzt bei jeder erneuten Wiederholung vermehrt die Aufrichtung des Rumpfes um den Patienten in der Endstrecke der Extensionsbewegung zu heben und die Rotation mit Beugung zurück in die Ausgangsposition zum Transferieren und Absetzen des Patienten. Hierbei erreicht sie in der 4. Wiederholung eine Hyperextension von  $15^\circ$  und eine Rotation von  $15^\circ$  unter Maximallast (Abb. 59). Die Maxima von Rotation und Extension fallen beide in den Beginn der Transferphase, bei deutlich ansteigender Kompressionskraft. Hierdurch ergibt sich für die Bandscheibe eine äußerst ungünstige Konstellation der Belastungsparameter.

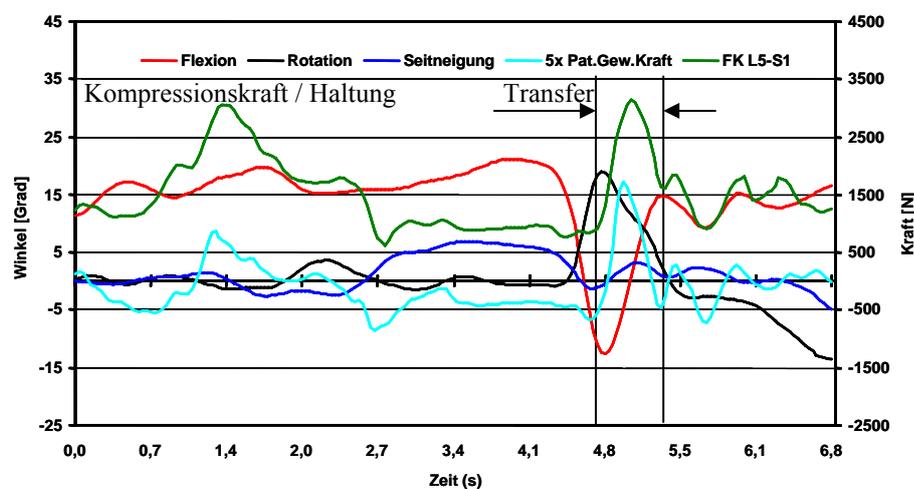


Abb. 59 Auffällige, abweichende, zweigipfelige Kurvenverläufe beim Transfer des Patienten zum Kopfende Probandin 2 (T33) herkömmliche Variante 1.

Aufgrund der Inkonstanz dieser Kurvenverläufe ist diese Variation wahrscheinlich auf einen Übungseffekt zurück zu führen.

Des Weiteren ist bei der Probandin 2 ein stark ausgeprägter zweigipfeliger Verlauf der Kompressionskraft und Momente auffällig, den diese auch bei den anderen Transfertechniken zum Kopfende zeigt. Der erste Gipfel entsteht durch ein Anheben des Patienten beim Unterschieben der Hände und der zweite durch den Transfer. Der erste Gipfel nimmt bei der Probandin 2 im vierten Versuch eine Belastung an, die der im Transfer gleicht, jedoch findet dieser in einer stärker flektierten Haltung statt. Somit ergibt sich ein erhöhtes Risiko außerhalb des Transfervorganges.

Bei der herkömmlichen Variante 1 zeigt sich auch bei den anderen Probandinnen ein unterschiedlich stark ausgeprägter zweigipfelter Verlauf und für die herkömmliche Variante 2 findet sich dieser bei der Probandin 5 (Abb. 60). Bei der herkömmlichen Variante 1 zeigt sich zwischen den Gipfeln eine Senkung des Plateaus, was durch ein Abstützen auf dem Bett zu erklären ist. Dies zeigt sich auch in der Senkung der übernommenen Patientengewichtskraft unter den Nullwert.

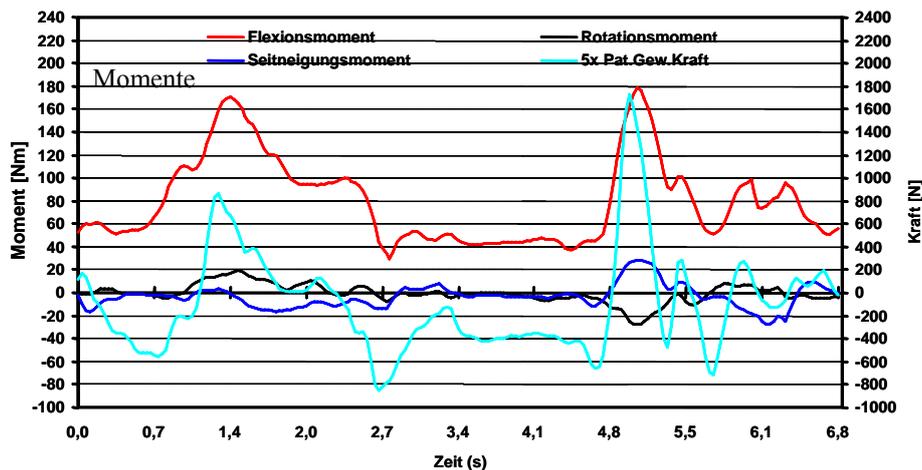


Abb. 60 Auffälliger, abweichender, zweigipfelter Kurvenverlauf beim Transfer des Patienten zum Kopfende Probandin 2 (T33) herkömmliche Variante

Einen anderen auffälligen Verlauf zeigen die Probandinnen 1 und 6 für die herkömmliche Variante 1 und 2. Bei der herkömmlichen Variante 2 z.B. transferiert die Probandin 6 bei einer zum Zeitpunkt der Lastübernahme schon bestehenden starken Vorneigung, Rotation und Seitneigung unter Vergrößerung von Rotation und Seitneigung den Patienten. Hierbei wird in starker Vorneigung eine Seitneigung und Rotation von 20-30° überstrichen und Extremwerte von bis zu 40° Seitneigung und 30° Rotation erreicht (Abb. 61).

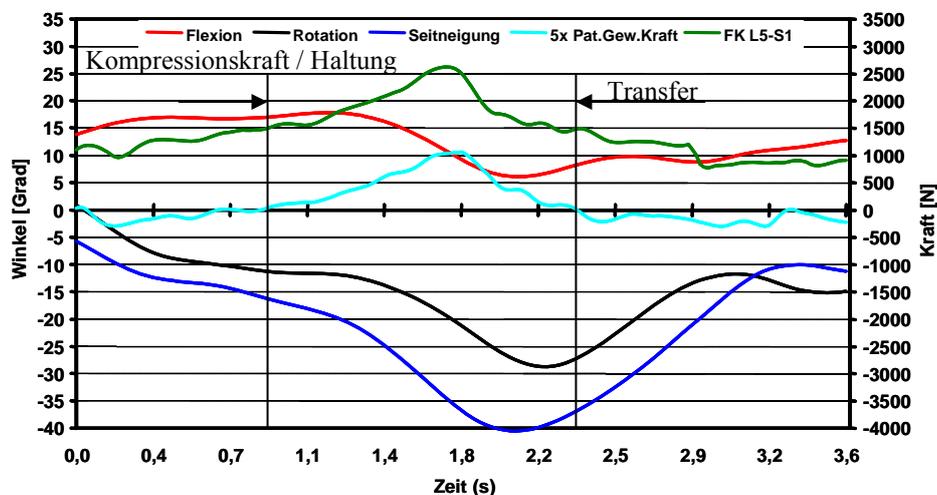


Abb. 61 Auffälliger, abweichender, zweigipfelter Kraft- und Haltungsverlauf beim Transfer des Patienten zum Kopfende (Probandin 6 (T34)) herkömmliche Variante 2

Die Probandin 1 weist bei den herkömmlichen Varianten ein vergleichbares Bewegungsmuster wie Probandin 6 auf, nur dass sich die Probandin 1 erst gegen Ende des Transfervorganges und nach deutlicher Reduktion der Kompressionskraft dreht und zur Seite neigt und durch ein Überstreichen der Neutralposition keine solch extremen Werte erreicht werden wie bei der Probandin 6 (Abb. 62). Somit besteht bei der Probandin 1 ein nicht so großes Risiko für die Bandscheibe im Vergleich zur Probandin 6, denn eine Körperhaltung, die gleichzeitig eine Vorneigung, Seitneigung und Rotation unter Lastaufnahme beinhaltet, ist als potentiell die Bandscheiben gefährdend anzusehen.

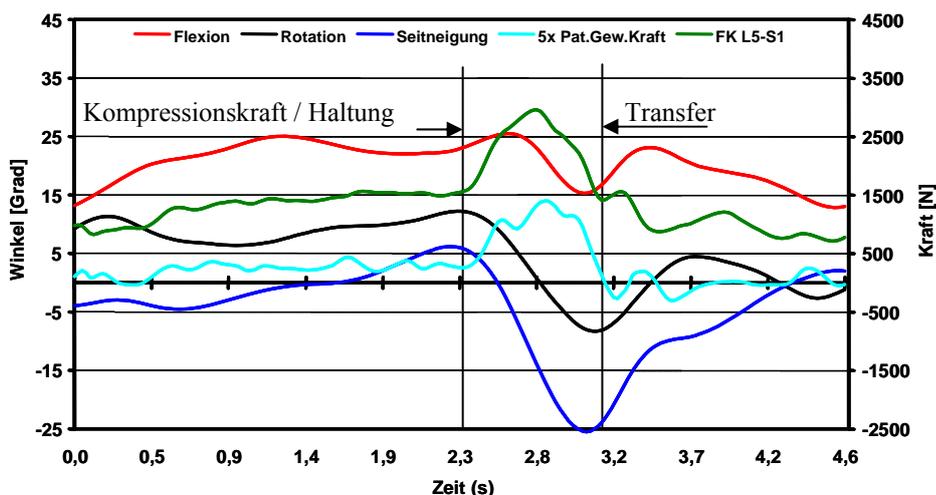


Abb. 62 Auffälliger, abweichender, zweigipfelter Kraft- und Handlungsverlauf beim Transfer des Patienten zum Kopfende (Probandin 1 (T34)) herkömmliche Variante 2

Potentiell gefährdende Situationen ergeben sich vor dem Transfer bei beiden herkömmlichen Techniken für alle Probandinnen durch eine vorgebeugte Haltung (bis  $32^\circ$  bei Probandin 5, Variante 1). Für die Probandinnen 1 und 6 finden sich bei der Variante 2 und für die Probandin 5 bei der Variante 1 zusätzlich noch eine ausgeprägte Rotation und Seitneigung (Abb. 63). Tritt in einer solchen Situation eine unerwartete Belastung ein, so besteht ein hohes Risiko eines Bandscheibenschadens.

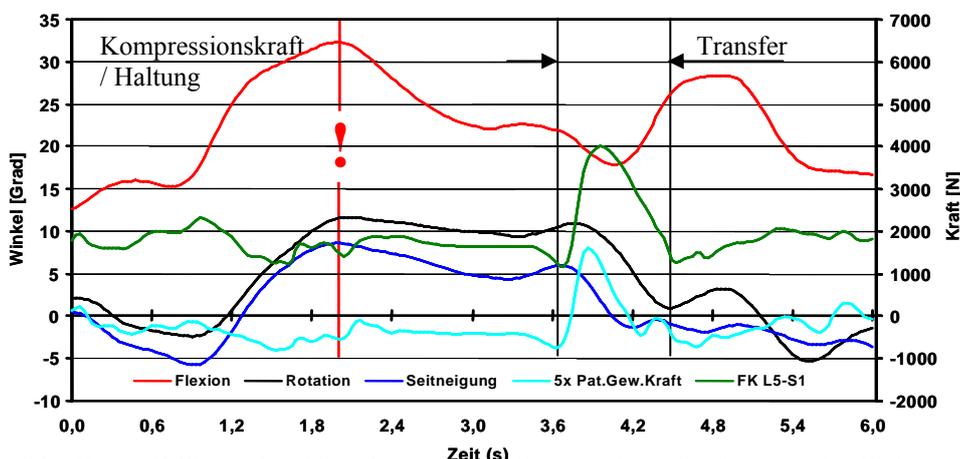


Abb. 63 Auffälliger, abweichender, zweigipfelter Kraft- und Handlungsverlauf beim Transfer des Patienten zum Kopfende (Probandin 5 (T30)) herkömmliche Variante 1.

#### 4.2.1.3. Zusammenfassende Bewertung

Nimmt man die Belastungsgrenze der LWS nach NIOSH mit 2,6 kN als Beurteilungskriterium der durchgeführten Techniken, so zeigt sich alleinig die Variante 2 der neuen Technik als geeignet. Bei dieser unterschreiten alle Probandinnen diese Grenze, teilweise bis zu 32%. Alle anderen Techniken vermögen es nicht dieses Kriterium zu erfüllen, liegen in Einzelfall bei der herkömmlichen Variante 2 sogar bis zu 70% über dieser Grenze.

Betrachtet man die an das Lebensalter adaptierten Grenzwerte nach Jäger und Luttmann, so zeigt sich, dass alle Techniken bei den Probandinnen 1, 4 und 6 die Grenzen erfüllen. Bei den Probandinnen 2 und 5 jedoch ergibt sich aufgrund der geringeren altersbezogenen Grenzwerte lediglich für die Variante 2 der neuen Technik eine Unterschreitung (Tab.20).

Probandin	Grenzwert nach NIOSH [kN]	Grenzwert nach Jäger und Luttmann [kN]	Mittelwerte der Kompressionskraft [kN]			
			Herkömmli. Variante 1	Herkömmli. Variante 2	Neue Variante 1	Neue Variante 2
1	2,6	3,8	3,42	2,86	2,61	2,15
2	2,6	2,6	3,36	-	3,79	2,44
4	2,6	4,4	3,47	2,93	2,97	2,20
5	2,6	3,8	4,42	4,09	4,10	2,14
6	2,6	4,4	2,79	2,64	3,21	1,76

Tab. 20 Vergleich der maximalen mittleren Kompressionskraft der Probandinnen mit den Grenzwerten nach NIOSH und Jäger/Luttmann beim Transfer des Patienten zum Kopfende.

Insbesondere ist die Variante 2 der neuen Technik im Vergleich die einzige, welche teilweise die Grenzwerte nach BK2108, Hettinger bei Belastung <5% der Schicht und in der grob- und feinkeramischen Industrie zu unterschreiten vermag (Tab.21).

Proband	Alter [a]	Grenzwerte für die maximale Lastübernahme nach					Lastübernahme bei der			
		BK 2108 [kg]	Mutterschutzgesetz gelegentlich / kontinuierlich [kg]	Hettinger (1991) <5% / 5-10% der Schicht [kg]	Verordnung. f. Beschäftigung v. F rauen		herkömmli. Variante 1 [kg]	herkömmli. Variante 2 [kg]	Neuen Variante 1 [kg]	Neuen Variante 2 [kg]
					i.d. grob- u. feinkeram. Industrie [kg]	auf Fahr- zeugen [kg]				
1	34	15	10 / 5	15 / 10	15	10	24,3	28,4	23,8	17,5
2	52	10	10 / 5	13 / 9	15	10	35,6	-	29,4	14,3
4	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	26,4	20,3	21,7	13,6
5	35	15	10 / 5	15 / 10	15	10	32,4	27,1	27,2	9,2
6	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	23,1	23,4	28,1	11,0

Tab. 21 Maximale Gewichtskraftübernahme dieser Studie im Vergleich mit den Grenzwerten nach den Verordnungen für Frauen (auf Fahrzeugen, in der grob- und feinkeramischen Industrie, nach BK 2108, nach Mutterschutzgesetz).

In der Schwangerschaft sollte von der Ausführung dieser Aufgabe abgesehen werden. Auch in der Gegenüberstellung der anderen Parameter (Tab.22) zeigt sich eine deutliche Überlegenheit der Variante 2 der neuen Technik gegenüber allen anderen Techniken.

Haltungskomponente / Momentenkomponenten	Mittelwert der			
	herkömml. Variante 1	herkömml. Variante 2	neuen Variante 1	neuen Variante 2
Flexionshaltung [°]	23,0	23,3	11,0	12,8
Seitneigungshaltung [°]	12,8	24,4	7,8	4,3
Rotationshaltung [°]	12,5	15,8	9,5	3,5
Flexionsmoment [Nm]	203	177	188	115
Seitneigungsmoment [Nm]	43,0	47,4	53,8	21,1
Rotationsmoment [Nm]	30,2	32,8	27,3	10,6

Tab. 22 Vergleich der Mittelwerte der Haltungsparemeter, der Momente und der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer des Patienten zum Kopfende.

Die Klassifizierung nach Trichauer (1978) anhand des Momentenbetrages zeigt nur für die Variante 2 der neuen Technik eine grenzwertig schwere Aufgabe, während alle anderen Techniken als sehr schwer zu beurteilen sind.

Die Haltung während des Transfers zeigt eine deutliche Überlegenheit beider neuer Techniken, insbesondere aber der Variante 2. Auch die Transferdauer bei der Variante 2 der neuen Technik zeigt gegenüber allen anderen Techniken die kürzesten Werte. Das eindeutige Ergebnis lässt trotz der geringen Zahl von Probandinnen keinen Zweifel an der Überlegenheit der Variante 2 der neuen Technik gegenüber allen anderen Techniken.

Einen Nachteil der Variante 2 der neuen Technik stellt jedoch der Zugang vom Kopfende dar, welcher nicht immer gewährleistet ist. Sie sollte in der Praxis bei schweren oder unkooperativen Patienten (z.B. Intensivpatienten) aber unbedingt angewendet werden. Eine entsprechende dauerhafte Stellung des Bettes bei solchen Patienten würde den Einsatz dieser Technik noch erleichtern. Wegen der teilweise eingeschränkten Nutzbarkeit dieser Technik erfolgt noch die weitere Abschätzung der anderen Transferalternativen.

Im Vergleich dieser Techniken zeigt sich im Bezug auf die Haltung eine deutliche Überlegenheit der Variante 1 der neuen Technik gegenüber beiden herkömmlichen Techniken. Insbesondere die herkömmlichen Techniken zeigen vor Beginn der Belastung eine sehr ungünstige Haltung, sodass eine potentielle Gefährdung besteht.

Auch im Transfer besteht bei den herkömmlichen Techniken größtenteils eine ungünstigere Haltung, sodass sich trotz ähnlich großer Belastungsparameter für Momente und Kompressionskraft ein Vorteil der Variante 1 der neuen Technik gegenüber den herkömmlichen Techniken ergibt.

Stellt man dies in eine Rangfolge, so ergibt sich abgeschätzt das in Abb. 64 dargestellte Profil.

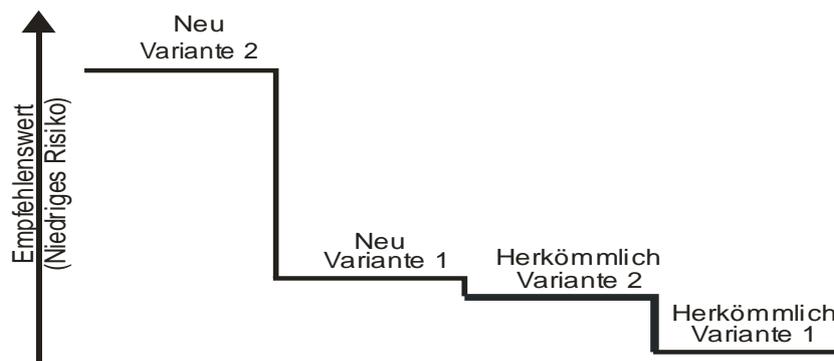


Abb. 64 Rangfolge der verschiedenen Transfertechniken zum Kopfbende.

Der Grund für die große Überlegenheit der neuen Variante 2 liegt im größeren Haltungsspielraum durch die Armverlängerung mit den Lakenenden. Dies ermöglicht eine bessere Durchführung, die bei der neuen Variante 2 im Verhältnis zu den anderen Techniken einfach ist. Die große Reproduzierbarkeit und das hohe Maß an Stetigkeit bei den meisten Probandinnen lassen auf eine einfach durchzuführende oder häufige Übung dieser Technik schließen. Eine Ausnahme stellt die Probandin 2 dar, welche anders als die anderen den Verdacht nahe legt, diese Technik sei nicht verstanden worden.

Bei der Probandin 2 zeigt sich bei der Betrachtung der Videobänder ein sehr unkoordiniert wirkendes, plötzlich einsetzendes Reißen des Patienten zum Kopfbende. Dies erklärt auch den bei dieser Probandin bei allen Techniken auftauchenden zweigipfeligen Verlauf. Mit dem relativ unkoordinierten plötzlichen Einsetzen der Bewegung wird schon vor dem eigentlichen Transfer mehr Kraft aufgebracht als nötig. Ihre eigene hohe Geschwindigkeit und teilweise auch die des Patienten müssen gegen Ende des Transfers abgebremst werden, was den zweiten Gipfel erzeugt.

Bei der Schulung der neuen Technik Variante 1 ist ein verstärktes Augenmerk auf die Art des Transfers zu legen, insbesondere auf den Ersatz des Hebens durch ein Gleiten des Patienten auf der Unterlage, die Verminderung der Haltungssparameter zu Gunsten der Gewichtsverlagerung im Transfer und eine langsame, stetige Gewichtsübernahme. Ein „Reißen“ der Last ist unbedingt zu vermeiden.

## 4.2.2. Verlagerung des Patienten an die Bettkante

### 4.2.2.1. Quantitativer und qualitativer Vergleich

Werden die Veränderung der Haltung durch die neue Technik betrachtet, so zeigt sich im Mittel eine deutliche Wirksamkeit der neuen Technik bezüglich der Reduktion der Haltungparameter. So wird die Flexion im Mittel um 58,8% (Reduktion um 42,1% bis 79,0%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 15,3^\circ$ , die Seitneigung im Mittel um 21,5% (Reduktion um 58,0% bis Erhöhung von 109%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 1,6^\circ$ , und die Rotation im Mittel um 24,2% (Reduktion um 69,3% bis Erhöhung um 55,2%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,3^\circ$  gesenkt (Abb. 65).

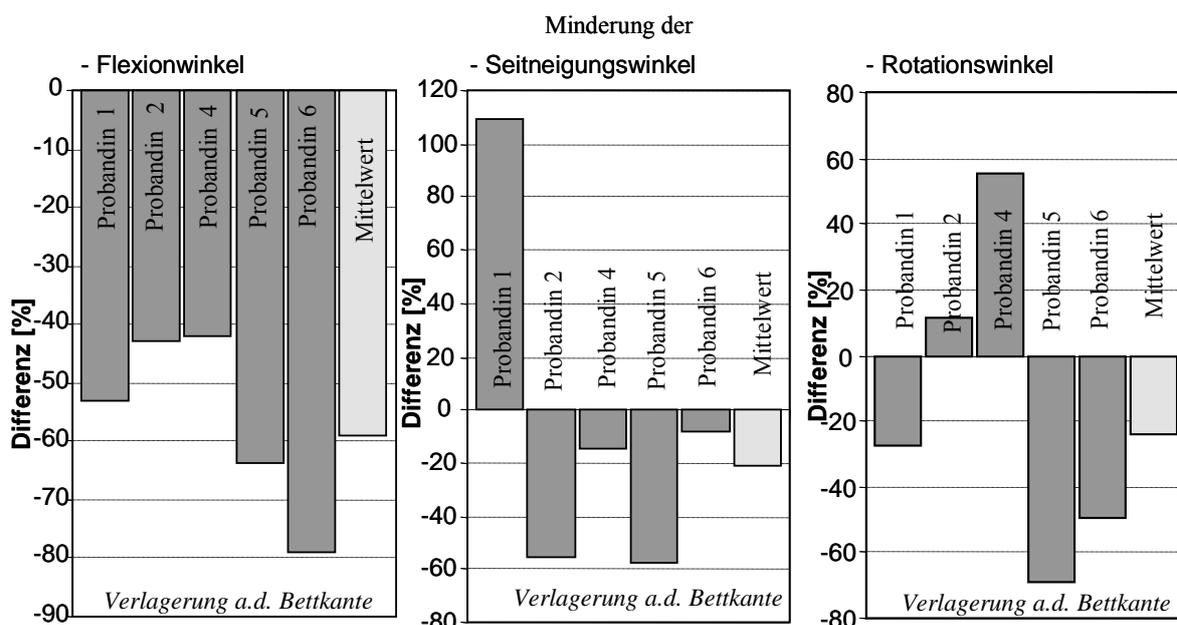


Abb. 65 Minderung der Haltungswinkel beim Transfer zur Bettkante durch die neue Technik gegenüber der herkömmlichen - prozentuale Mittelwerte.

Die Absolutwerte der Haltungswinkel bei der herkömmlichen Technik weisen insbesondere für Flexion mit mittleren Winkeln von  $26,0^\circ$  ( $14,3^\circ$ - $33,2^\circ$ ) eine ungünstige Haltung auf. Die mittleren Winkel für Seitneigung zeigen mäßig schlechte Werte von  $7,6^\circ$  ( $4,0^\circ$ - $11,0^\circ$ ) und für Rotation von  $7,2^\circ$  ( $4,1^\circ$ - $9,2^\circ$ ). Somit ergibt sich insbesondere im Sinne der Flexion die Notwendigkeit der Verbesserung der herkömmlichen Transfertechnik.

Durch die neue Technik ergeben sich insbesondere für Flexion deutlich bessere mittlere Winkel von  $10,7^\circ$  ( $6,6^\circ$ - $14,8^\circ$ ), für Seitneigung von  $6,0^\circ$  ( $3,6^\circ$ - $8,7^\circ$ ) und für Rotation von  $5,4^\circ$  ( $2,8^\circ$ - $10,2^\circ$ ). Somit ist die Verbesserung der Haltung durch die neue Technik gewährleistet.

Im Ablauf der Bewegung zeigen sich verschiedene Muster. Die Probandin 1 vollzieht während des Transfers mit der neuen Technik eine Seitneigungs- und eine Rotationsbewegung (Abb. 66).

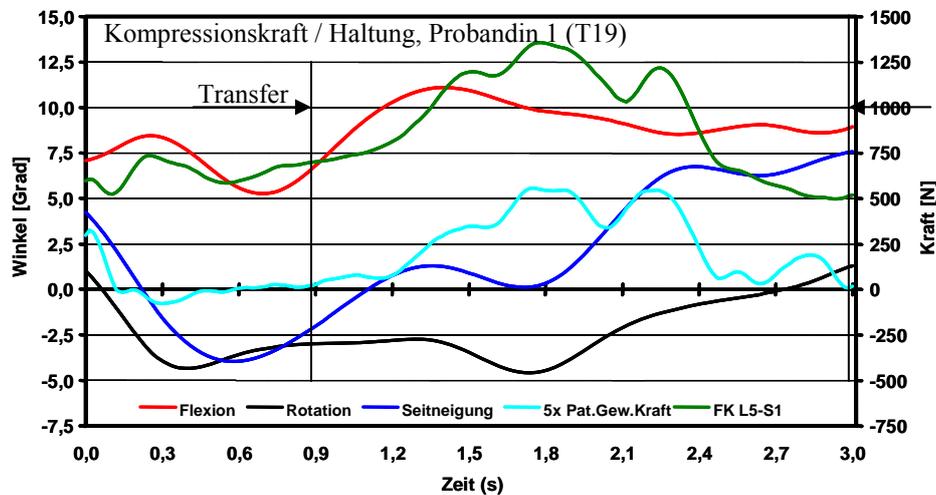


Abb. 66 Auffällige Rotations- und Seitneigungsbewegung beim Transfer des Patienten zur Bettkante mit der neuen Technik.

Diese Bewegung ergibt sich bei der Probandin 1 aus der Haltung zu Beginn des Versuches. Sie steht mit beiden Beinen auf dem Boden in einer weiten Schrittstellung, die Hauptlast liegt über dem vorne stehenden linken Bein, das rechte ist schräg nach hinten gerichtet. Hierdurch ist das Becken links nach vorne rotiert und aufgrund des größeren Hüft-Boden-Abstandes auf der linken Seite nach contralateral geneigt. Bewegt sich die Probandin nun unter Rückverlagerung nach hinten, so überstreicht sie eine unterschiedliche Beugung beider Beine, bis ihr Schwerpunkt über dem rechten, hinteren Bein befindlich ist. Hierdurch verändern sich Seitneigung und Rotation in der LWS.

Dieses ist bei den anderen Probandinnen nicht so ausgeprägt zu beobachten. Auch die Probandinnen 2, 4 und 5 stehen in Schrittstellung, jedoch mit kleinerer Schrittweite, sodass ein kleinerer Bereich der Seitneigungs- und Rotationsbewegung resultiert. Nur die Probandin 6 steht mit parallel nebeneinander stehenden Füßen neben dem Bett, diese zeigt zu Beginn des Transfers ebenfalls eine Rotations- und Seitneigungshaltung, hält diese im Transfer aber konstant. Dadurch fehlt der o.g. Effekt bei der Probandin 6 fast gänzlich.

Betrachtet man im Transfer die übernommene Patientengewichtskraft, so zeigt sich im Mittel eine Minderung um 36,6% (Reduktion zwischen 13,3% und 56,8%).  $\equiv$  im Mittel  $\sim 7,8$  kg (Abb. 67).

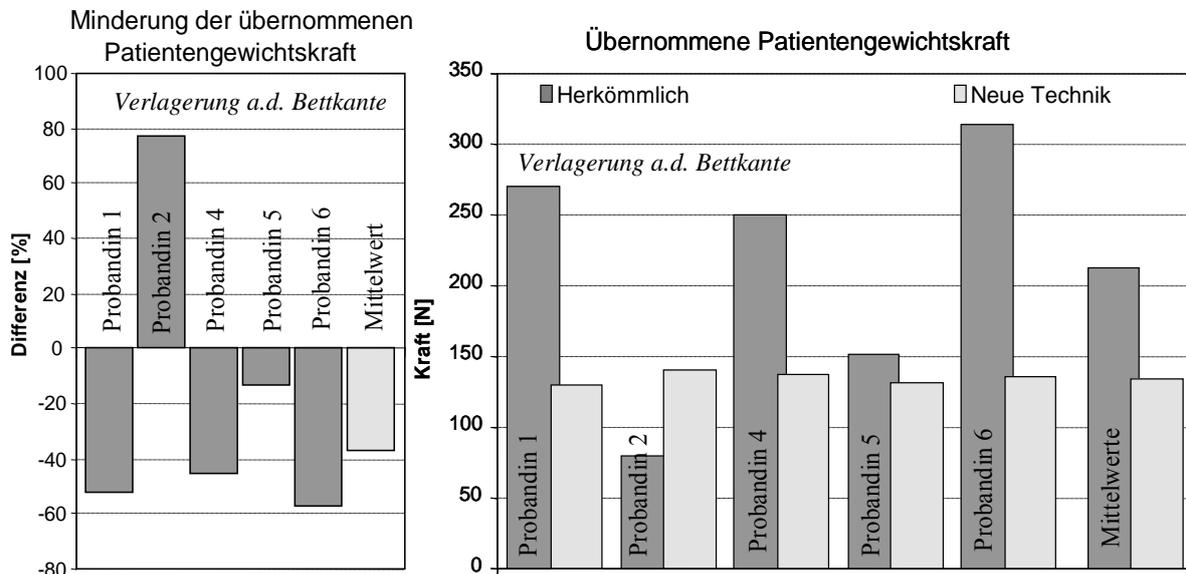


Abb. 67 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer zur Bettkante durch die neue Technik gegenüber der herkömmlichen - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Auffällig ist hier die Zunahme der übernommenen Patientengewichtskraft bei der Probandin 2, welche mit den Werten bei der neuen Technik in einem vergleichbaren Rahmen wie die anderen Schwestern liegt, bei der herkömmlichen jedoch minimale Werte von 7,9 kg Kraftübernahme aufweist. Werden hierzu die Kurvenverläufe betrachtet, so zeigt sich ein Abstützen auf dem Bett mit einer negativen Kraftübernahme vom Patienten vor und einer geringen im Transfer (Abb. 68).

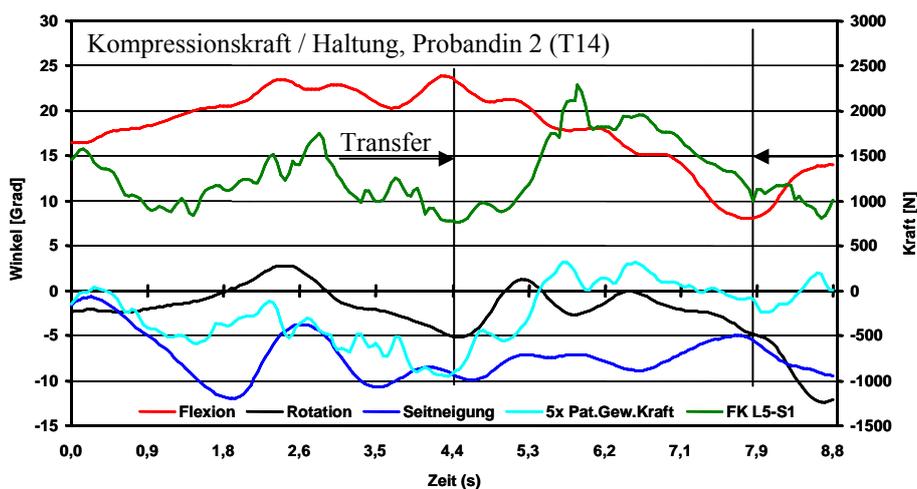


Abb. 68 Abstützung auf dem Bett beim Transfer des Patienten zur Bettkante mit der herkömmlichen Technik.

Obwohl auch die Probandin 5 sich abstützt, erzielt sie mittels der neuen Technik noch eine geringere Kraftübernahme. Diese Art der „Optimierung“ könnte aus einer häufigen Übung der herkömmlichen Technik während ihrer langen Berufserfahrung resultieren.

Für die Momente zeigt sich in der Summe ebenfalls eine deutliche Verbesserung durch die neue Technik, die sich in einer deutlichen Reduktion der Flexions- und Seitneigungs-komponente zeigt. Es zeigt sich eine mittlere Reduktion für das Flexionsmoment um 36,9% (Reduktion zwischen 6,9% und 59,2%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 63,7$  Nm für das Seitneigungsmoment um 19,9% (Erhöhung um 0,27% bis Reduktion um 31,6%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 4,6$  Nm und für Rotation um 17,1% (Erhöhung um 6,1% bis Reduktion um 43,8%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,4$  Nm für Rotation (Abb. 69).

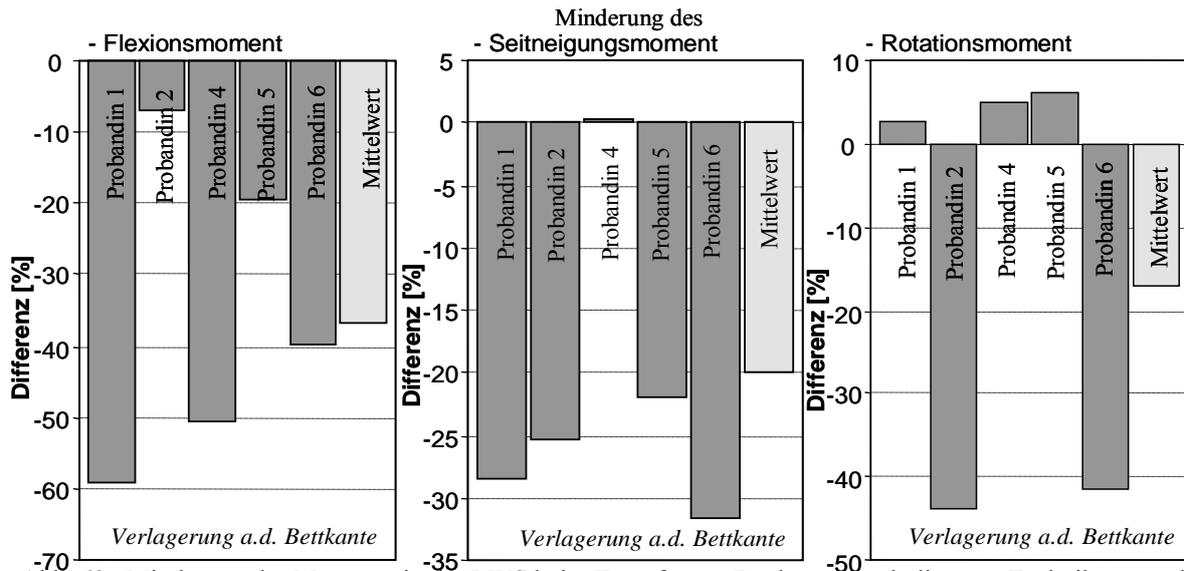


Abb. 69 Minderung der Momente in der LWS beim Transfer zur Bettkante durch die neue Technik gegenüber der herkömmlichen - prozentuale Mittelwerte.

Bei der neuen Technik gilt für die Momente wie für die Haltung, dass im Transfer symmetrisch gezogen werden soll. Das vermehrte Auftreten der Seitneigungs- und Rotationsmomente bei den Probandinnen 1, 4 und 5 beruht wie oben beschrieben auf der durch die Schrittstellung bedingten Haltung. Die Probandin 6 zieht mit paralleler Fußstellung und weist damit bei der neuen Technik nur kleine Beträge für die Seitneigungs- und Rotationsmomente auf (Abb. 70).

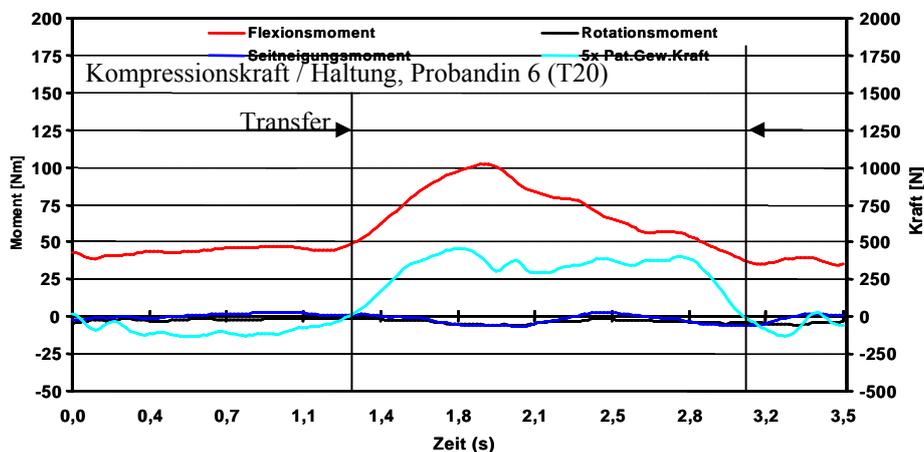


Abb. 70 Optimal symmetrischer Transfer beim Transfer des Patienten zur Bettkante mit der neuen Technik.

Auch für die mittlere Kompressionskraft stellt sich eine deutliche Reduktion von 30,1% (Erhöhung um 7,8% bis Reduktion um 52,8%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 888$ N dar. Nur bei der Probandin 2, die bei der herkömmlichen Technik eine minimale Übernahme der Gewichtskraft aufweist, zeigt sich auch hier ein Anstieg der Kompressionskraft um 7,8%. Werden die Absolutwerte der Kompressionskraft betrachtet, so weist die herkömmliche Technik im Mittel 2950 N (2080 N-3380 N) auf, die neue Technik dagegen im Mittel 2060 N (1410 N-2790 N). Nur der Wert der herkömmlichen Technik, den die Probandin 2 erzielt hat, fällt in den Kompressionskraftbereich, den die neuen Varianten aufweisen. Kleiner als dieser sind aber die Werte der neuen Technik von Probandin 1, 4 und 6 (Abb. 71).

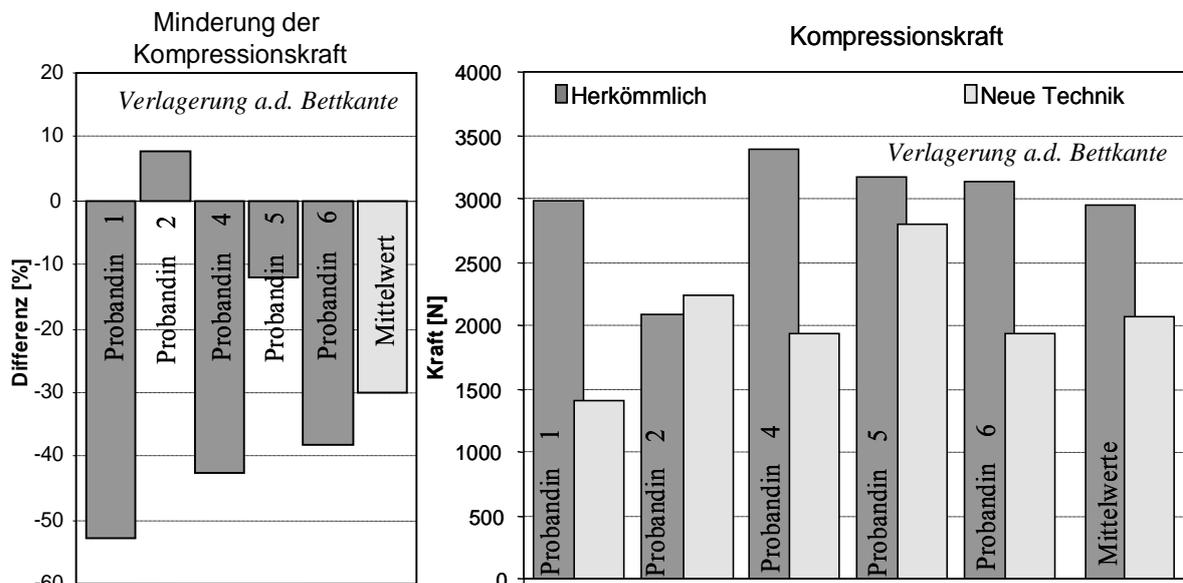


Abb. 71 Minderung der Kompressionskraft in der LWS beim Transfer zur Bettkante durch die neue Technik gegenüber der herkömmlichen - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Trotz der inkorrekt ausgeführten neuen Technik weist die Probandin 1 mit 1410 N eine um 590 N kleinere Kompressionskraft auf als die geringste Kompressionskraft der herkömmlichen Technik.

Beide Techniken imponieren bei den Probandinnen 1, 2 und 6 durch einen relativ stetigen Anstieg und Abfall im Verlauf der Kompressionskraft und des Flexionsmomentes (siehe Abb. 72).

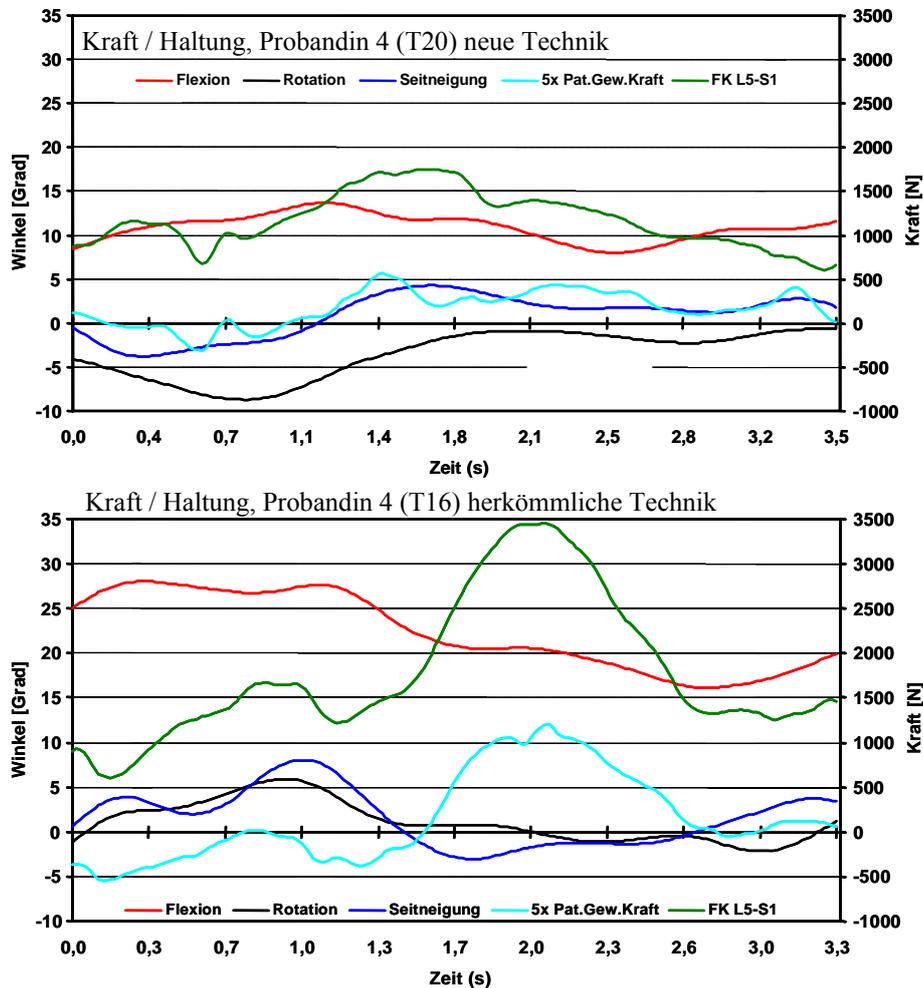


Abb. 72 Exemplarische, relativ stetige Kurvenverläufe der herkömmlichen und der neuen Technik.

Bei der herkömmlichen Technik zeigen die Probandinnen 2 und 5, bei einem insgesamt sehr unruhigen Verlauf, keine solche Stetigkeit wie die anderen (Abb. 73).

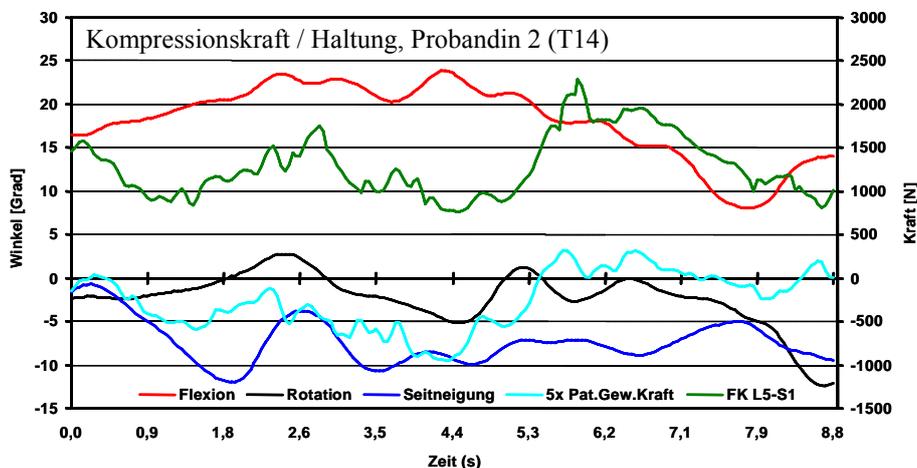


Abb. 73 Exemplarische Darstellung eines unruhigen Verlaufes beim Transfer des Patienten an die Bettkante mit der herkömmlichen Technik, Probandin 2

Dieser unruhige Verlauf resultiert aus einem ausgeprägten Abstützen auf dem Bett. Hinsichtlich der Reibkraft auf der Bettauflage wird der Patient nur so weit angehoben, wie zur Überwindung der Reibkraft nötig ist. Im Transfer ändern sich die Hebel- und Kraftverhältnisse, sodass der Patient entweder weiter angehoben werden muss oder etwas abgelassen werden kann. Aufgrund der dadurch bedingt minimierten Kraftübernahme zeigt sich bei der Probandin 2 trotz dieser unstetigen, unruhigen Verläufe das geringste Flexionsmoment (siehe Abb. 73).

Weiter findet sich ein zweigipfelter Verlauf, der aus der Gewichtsübernahme beim Unterschieben der Hände resultiert. Gegenüber dem Verlauf der herkömmlichen Technik scheint der Verlauf der neuen Technik eher ruhig (Abb. 74).

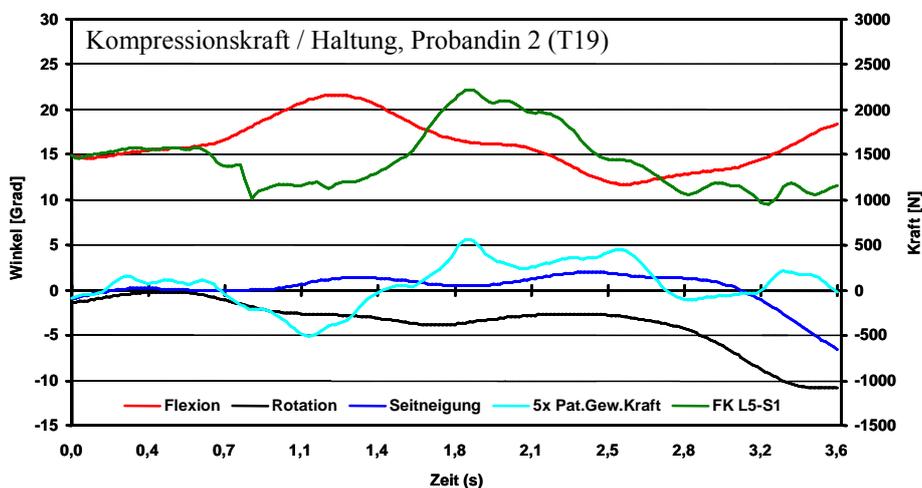


Abb. 74 Exemplarische Darstellung des ruhigeren Verlaufes beim Transfer des Patienten an die Bettkante mit der neuen Technik.

Bei diesem Versuch zeigt die herkömmliche Technik gegenüber der neuen eine deutlich höhere Reproduzierbarkeit. Ein Grund könnte sein, dass durch die unter dem Patienten liegenden Unterarme der Probandin ein sehr eingeschränkter Bewegungsspielraum in der Ausführungsbewegung existiert. Weiter besteht aber auch die Möglichkeit, dass gegenüber der neuen Technik die herkömmliche eine relativ leichtere Durchführbarkeit erlaubt, bzw. häufigere Anwendungen in der Praxis vorliegen.

Im Bezug auf die Transferzeit zeigt sich durch die neue Technik im Mittel ein Anstieg um 16,4% (Reduktion um 29,0% bis Erhöhung um 128%) (Abb. 75).

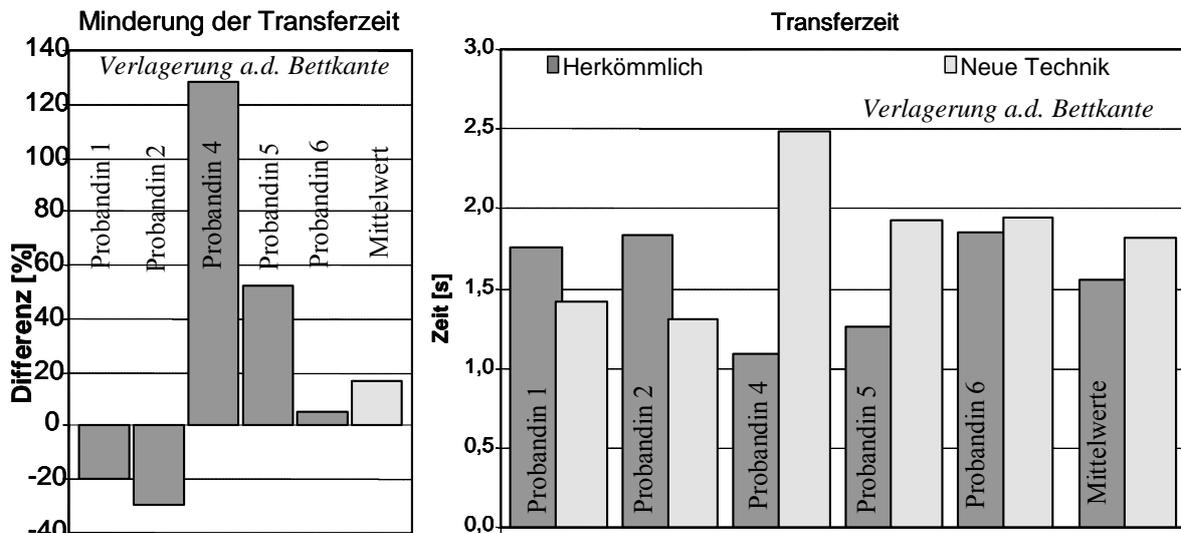


Abb. 75 Veränderung der Transferzeit beim Transfer zur Bettkante durch die neue Technik gegenüber der herkömmlichen - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Der Anstieg der Transferzeit bei den Probandinnen 4 und 5 ist begleitet von einer Reduktion der Belastungsparameter. Bei der Probandin 4 besteht diese Entlastung durch die neue Technik sehr ausgeprägt, so dass die Verdoppelung akzeptiert werden kann. Besser ist jedoch die Reduktion beider Komponenten, wie die Probandin 1 sie zeigt.

#### **4.2.2.2. Zusammenfassende Bewertung**

Die neue Technik des Transfers ist der herkömmlichen deutlich überlegen, im Mittel sind alle belastenden Faktoren reduziert. Dabei ist eine Verlängerung der Transferzeit zu akzeptieren; auch auf diese sollte jedoch geachtet werden. Eine Ausnahme stellt die Probandin 2 dar, die durch das ausgeprägte Abstützen auf der Bettoberfläche bei der herkömmlichen Technik bessere Belastungswerte erreicht als bei der Neuen. Wird die Belastung im Bezug auf den Grenzwert nach NIOSH betrachtet, so zeigt für die herkömmliche Technik nur die Probandin 2 eine Einhaltung dieses Wertes. Die altersbezogenen Grenzwerte nach Jäger und Luttmann hingegen werden von allen Probandinnen eingehalten. Für die neue Technik zeigt sich ein gegenteiliges Bild, hier liegen alle Probandinnen mit Ausnahme der Probandin 5 unter dem Grenzwert nach NIOSH, die Grenzwerte nach Jäger und Luttmann werden von allen unterschritten (Tab.23).

Probandin	Grenzwert nach NIOSH [kN]	Grenzwert nach Jäger und Luttmann [kN]	Mittelwerte der Kompressionskraft [kN]	
			Herkömmli. Technik	Neue Technik
1	2,6	3,8	2,98	1,41
2	2,6	2,6	2,08	2,24
4	2,6	4,4	3,38	1,94
5	2,6	3,8	3,17	2,79
6	2,6	4,4	3,13	1,93

Tab. 23 Vergleich der maximalen mittleren Kompressionskraft der Probandinnen mit den Grenzwerten nach NIOSH und Jäger/Luttmann, Transfer des Patienten an die Bettkante.

Der Grenzwert für die maximale Gewichtsübernahme mit 15 kg wird von allen Probandinnen mit der neuen Technik eingehalten, das Mutterschutzgesetz für gelegentliche Lasten nur von Probandin 2 (Tab. 24).

Proband	Alter [a]	Grenzwerte für die maximale Lastübernahme nach					Lastübernahme bei der	
		BK 2108 [kg]	Mutterschutzgesetz gelegentlich / kontinuierlich [kg]	Hettinger (1991) <5% / 5-10% der Schicht [kg]	Verordnung. f. Beschäftigung v. F rauen		herkömmli. Technik [kg]	neuen Technik [kg]
					i.d. grob- u. feinkeram. Industrie [kg]	auf Fahrzeugen [kg]		
1	34	15	10 / 5	15 / 10	15	10	27,5	13,2
2	52	10	10 / 5	13 / 9	15	10	8,1	14,2
4	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	25,4	14,0
5	35	15	10 / 5	15 / 10	15	10	15,5	13,5
6	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	32,0	13,9

Tab. 24 Maximale Gewichtskraftübernahme dieser Studie im Vergleich mit den Grenzwerten nach den Verordnungen für Frauen (auf Fahrzeugen, in der grob- und feinkeramischen Industrie, nach BK 2108, nach Mutterschutzgesetz), Transfer des Patienten an die Bettkante.

Alle anderen Probandinnen überschreiten die Werte der herkömmlichen Technik weit (Tab.24). Trotz der niedrigen Lastübernahme der Probandin 2 bei der herkömmlichen Technik ist von der Ausführung dieser Aufgabe in der Schwangerschaft abzusehen. Die Klassifizierung nach Trichauer (1978) anhand des Momentenbetrages klassifiziert die herkömmliche Technik mit Momenten zwischen 123 und 202 Nm als sehr schwer. Dagegen wird bei der neuen Technik die Arbeit der Probandin 1 mit 69,5 Nm als mittelschwer, die der Probandinnen 2 (115 Nm), 4 (100 Nm) und 6 (107 Nm) als schwer und die der Probandin 5 (154 Nm) als sehr schwer klassifiziert.

Auch in der Gegenüberstellung der anderen Parameter (Tab.25) zeigt sich eine Überlegenheit der neuen Technik gegenüber der herkömmlichen.

Belastungskomponente	Mittelwert der	
	Herkömmli. Technik [°]	Neue Technik [°]
Flexionshaltung [°]	26,0	10,7
Seitneigungshaltung [°]	7,6	6,0
Rotationshaltung [°]	7,2	5,4

Tab.25 Vergleich der Mittelwerte der Haltungparameter, Transfer des Patienten an die Bettkante.

Diese Belastung bei der neuen Technik lässt sich durch eine Optimierung noch weiter reduzieren. Wird im Rahmen der Schulung auf eine möglichst geringe Schrittstellung geachtet, ein Ausnutzen des Gleitens auf der Oberfläche mit möglichst geringem Hebeanteil, so dürfte sich eine optimierte neue Technik darstellen.

Die Optimierung der herkömmlichen Technik, wie sie von der Probandin 2 durchgeführt wird, ist mit der hier gezeigten Entlastung durch ein Abstützen ausgeschöpft. Eine weitere Reduktion der übernommenen Gewichtskraft ist nicht möglich, da hierdurch eine nicht zu überwindende Reibkraft entstehen würde. In der gezeigten Durchführung wird aufgrund der hohen Reibkraft, vorliegend durch die in die Matratze gedrückten Unterarme, diese mittels „Ruckeln“ überwunden.

Des Weiteren bestehen noch hygienische Bedenken bei der herkömmlichen Technik, da die Pflegekraft fast mit den gesamten Armen unter den Patienten greifen muss, unter anderem im Gesäßbereich.

### 4.2.3. Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl

#### 4.2.3.1. Quantitativer und qualitativer Vergleich

Wird die herkömmliche und die neue Technik im Bezug auf die Haltungsveränderung verglichen, so zeigt sich im Mittel eine deutliche Reduktion durch die neue Technik (Abb. 76).

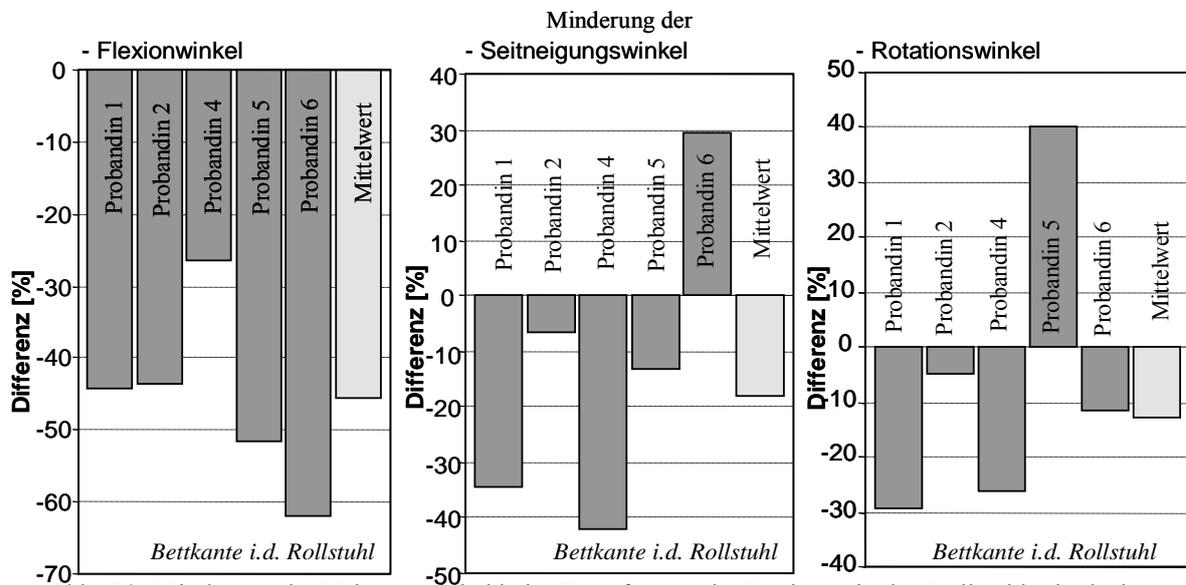


Abb. 76 Minderung der Haltungswinkel beim Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl mittels der neuen Technik.

Diese mittlere Reduktion liegt für die Flexionshaltung um 44,8% (Reduktion zwischen 26,3% und 62,1%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 11,2^\circ$ , für die Seitneigungshaltung um 18,2% (Erhöhung um 29,3% bis Reduktion um 41,9%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,3^\circ$  und für die Rotationskomponente um 12,8% (Erhöhung um 40,2% bis Reduktion um 29,2%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,1^\circ$ . Die Probandin 6 zeigt für die Seitneigung und die Probandin 5 für die Rotation eine Erhöhung der Werte durch die neue Technik. Diese beiden Probandinnen zeigen für die jeweils genannte Komponente bei der herkömmlichen Technik gegenüber allen anderen Probandinnen die geringsten Werte und bei mittelmäßigen Werten für die neue Technik eine Erhöhung.

Die mittleren Absolutwerte der Haltung sind bei der herkömmlichen Technik für die Flexion  $25,2^\circ$  ( $15,0^\circ$ - $31,2^\circ$ ), die Seitneigung  $12,9^\circ$  ( $8,0^\circ$ - $22,2^\circ$ ) und die Rotation  $16,2^\circ$  ( $7,5^\circ$ - $23,0^\circ$ ). Somit besteht durch diese ungünstige Haltung insbesondere in den Phasen, in denen der Patient frei transferiert wird, ein hohes Risiko für die Entstehung von LWS-Beschwerden durch eine unerwartete Belastung. Dies lässt sich durch die neue Technik mit mittleren Winkeln von  $13,9^\circ$  ( $8,5^\circ$ - $22,6^\circ$ ) für Flexion,  $10,5^\circ$  ( $5,9^\circ$ - $14,5^\circ$ ) für Seitneigung und  $14,2^\circ$  ( $10,1^\circ$ - $18,1^\circ$ ) für Rotation deutlich senken.

Vom Ablauf des Transfers lassen sich, für beide Techniken geltend, bezüglich der Seitneigung und der Rotation ganz grob zwei verschiedene Arbeitsweisen unterscheiden. Die Probandinnen 1, 2 und 6 stellen vor dem Transfer eine stark rotierte und zur Seite geneigte Haltung ein, um sich während des Transfers in die Neutralposition zu bewegen, die Probandinnen 4 und 5 arbeiten mit einer Rotations- und Seitneigungsbewegung um die Neutralposition herum, wie in Abb. 77 dargestellt.

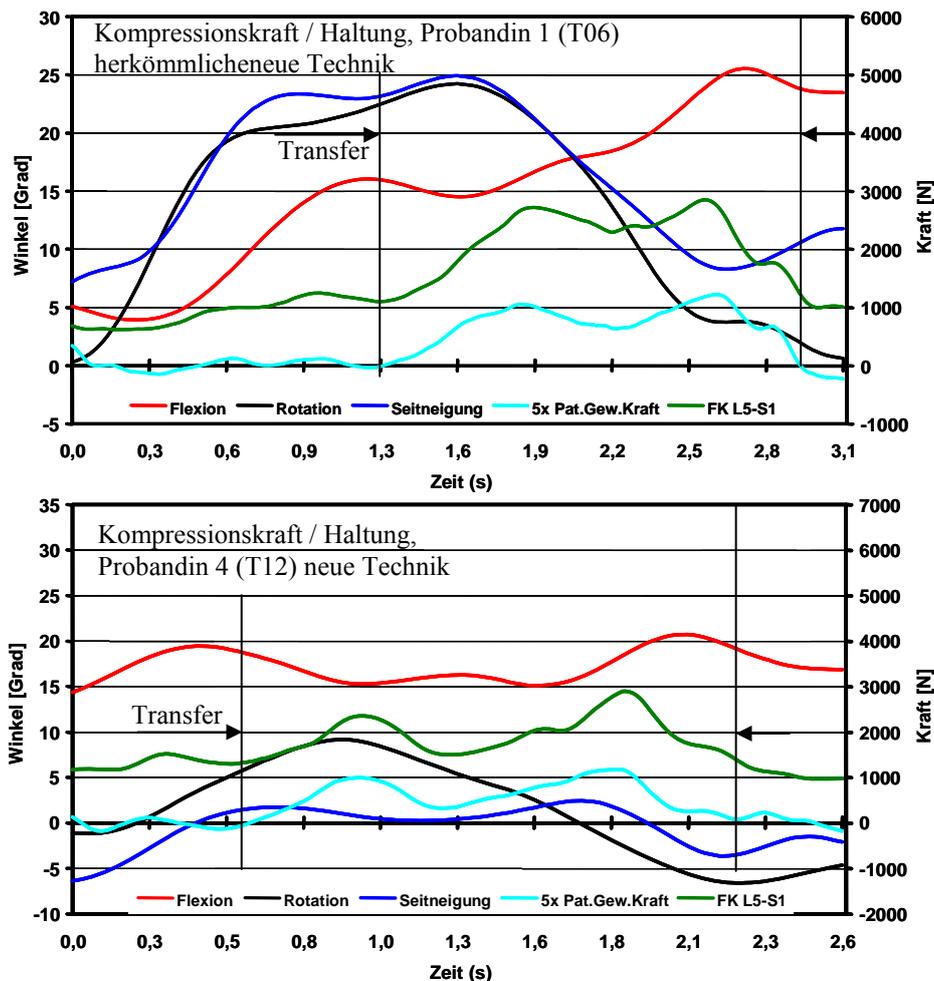


Abb. 77 Exemplarische Kurvenverläufe für das Heben um die Neutralposition (Bild unten) oder in die Neutralposition (Bild oben) beim Transfer des Patienten in den Rollstuhl.

Eine Bewegung um die Neutralposition wie sie die Probandinnen 4 und 5 zeigen ist deutlich besser, weil hierdurch extreme Haltungswinkel wie bei den Probandinnen 1, 2 und 6 vermieden werden. Interindividuell zeigen diese Arbeitsweisen eine sehr unterschiedliche Ausprägung, intraindividuell jedoch für beide Techniken tendenziell die gleiche Arbeitsweise mit dem Unterschied, dass die Amplitude bei der herkömmlichen Technik gegenüber der neuen größer ist.

Auch in Extensionsrichtung zeigen sich Auffälligkeiten wie in Abb. 78 zu sehen, die bei der herkömmlichen Technik wesentlich stärker ausgeprägt sind als bei der neuen. Zum Anheben wird eine Extension genutzt und zum Absetzen eine Beugung zurück in die Ausgangsposition, die - wie in Abb. 78 zu sehen - die Ausgangswerte der Haltung auch deutlich überschreiten kann. Bei der herkömmlichen Technik geschieht dies aus einer wesentlich ungünstigeren, stärker gebeugten Ausgangsposition als bei der neuen Technik.

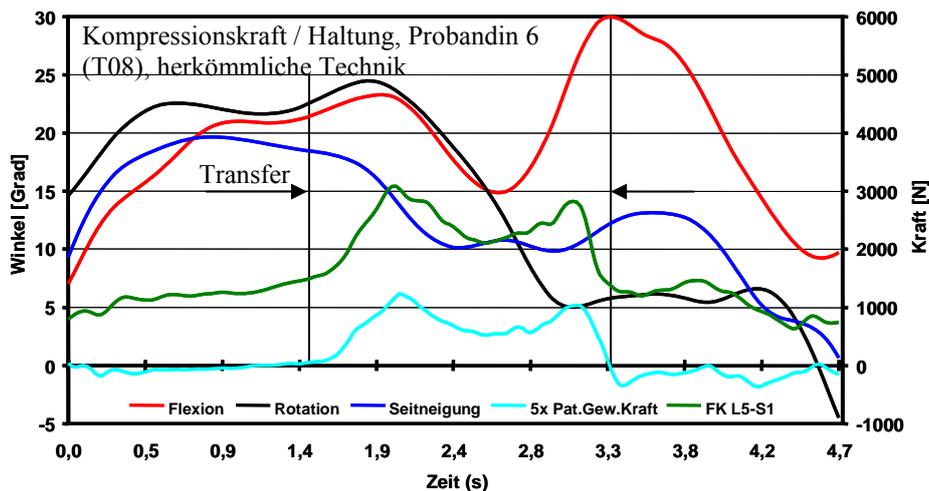


Abb. 78 Exemplarische Kurvenverläufe der Probandin 6 mit Extension im Transfer und erneuter Beugung zum Absetzen beim Transfer des Patienten in den Rollstuhl.

Bei einigen Probanden ist in der herkömmlichen Technik festzustellen, dass vor und während des Transfervorganges gleichzeitig relativ große Winkelwerte für Rotation, Seitneigung und Flexion bestehen. Sehr ausgeprägt ist dies bei der Probandin 6 (Abb. 78), bei der vor dem Transfer bis zum Kompressionskraftmaximum eine sehr ungünstige Kombination aus allen drei Haltungskomponenten besteht. Dies beinhaltet vor dem Transfer ein großes potentielles und im Transfer ein ausgeprägtes absolutes Risiko für die Entstehung von Rückenbeschwerden, weshalb eine solche Hebestrategie nicht zu empfehlen ist. Durch die Arbeit um die Neutralposition herum ließe sich auch dies verbessern.

Die Höhe der übernommenen Patientengewichtskraft durch die Probandin dient der Beurteilung der bei diesen Versuchen entstehenden Belastungsursache. Eine Optimierung der übernommenen Patientengewichtskraft ist aufgrund des freien Hebens nicht möglich. Deshalb ist die Reduktion der Patientengewichtskraft nicht zu den Grundprinzipien dieser Technik zu zählen.

Im Mittel zeigt sich bei der übernommenen Patientengewichtskraft eine Reduktion durch die neue Technik um 7,8% (Erhöhung um 33,3% bis Reduktion um 25,6%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim$ 2,2kg. Die Gewichtsübernahme zeigt interindividuell unterschiedliche Werte, die meisten zeigen eine Reduktion. Nur die Probandin 2 übernimmt bei der neuen Technik deutlich mehr Gewicht als bei der herkömmlichen (siehe Abb. 79).

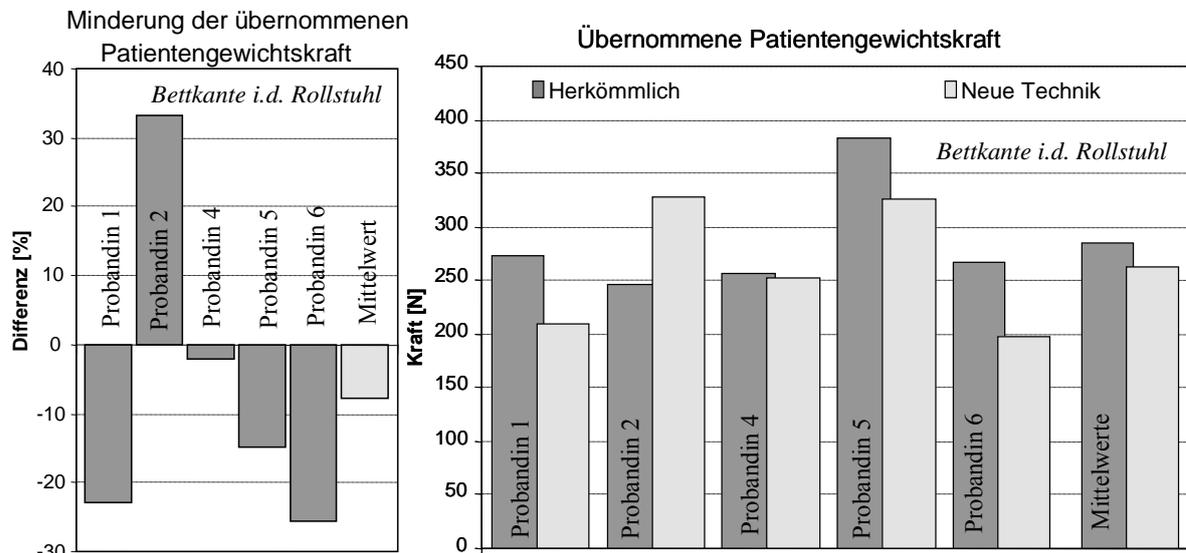


Abb. 79 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Werden die Mittelwerte der Absolutwerte der übernommenen Patientengewichtskraft betrachtet, so zeigt sich im Mittel eine Gewichtsübernahme von 26,2 kg (19,8 kg – 32,5 kg) bei der neuen und 28,5 kg (24,6 kg – 38,3 kg) bei der herkömmlichen Technik (Abb. 79).

Für die Momente besteht bei allen Komponenten im Mittel eine Reduktion (Abb. 80). Für die Flexionsrichtung eine deutliche mit 44,8% (Reduktion um 29,9% bis Erhöhung um 1,0%), für die Seitneigungsrichtung eine mäßige mit 8,8% (Reduktion um 25,7% bis Erhöhung um 56,3%) und für die Rotationsrichtung eine minimale mit 4,5% (Reduktion um 60,2% bis Erhöhung um 119%) (Abb. 80).

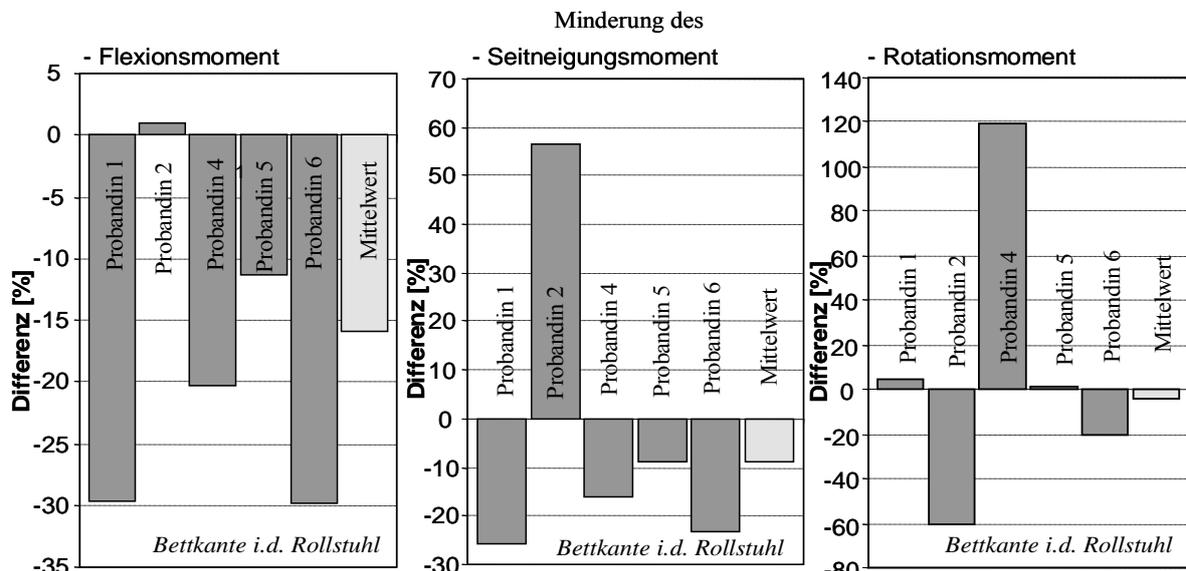


Abb. 80 Minderung der verschiedenen Momentenkomponenten beim Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale Mittelwerte.

Die Mittelwerte der Absolutwerte der Momente zeigen mit Werten in Flexionsrichtung von 184 Nm (116 Nm–296 Nm) bei der neuen und 219 Nm (172 Nm–334 Nm) bei der herkömmlichen Technik in Seitneigungsrichtung von 41,2 Nm (36,6 Nm–46,9 Nm) bei der neuen und 45,1 Nm (30,0 Nm–52,4 Nm) bei der herkömmlichen Technik und in Rotationsrichtung von 34,7 Nm (14,8 Nm–73,8 Nm) bei der neuen und 36,4 Nm (18,5 Nm–72,7 Nm) bei der herkömmlichen Technik im Mittel durchgängig eine Senkung der Belastung (Abb. 80).

Auch hier weisen die Momente auf eine bestimmte Transferstrategie hin. Besonders auffällig ist die Probandin 2, die trotz der deutlich erhöhten Gewichtsübernahme vom Patienten im Transfer nur eine geringgradige Erhöhung des Flexionsmomentes bei deutlicher Erhöhung der Seitneigungskomponente aufweist. Hieraus lässt sich ableiten, dass diese den Transfer mit einer Seitneigungsbewegung vollzieht. Eine Erhöhung beider in vertikalen Ebenen liegenden Momenten wäre bei dieser deutlich erhöhten Lastübernahme zu erwarten gewesen.

Auf die Rotationskomponente des Momentes hat dieses aufgrund dessen Lage kaum einen Einfluss, es zeigt sich eine deutliche Reduktion durch die neue Technik.

Wird die Probandin 4 betrachtet, so fällt beim Transfer mittels der neuen Technik ein vermehrtes Rotationsmoment gegenüber der herkömmlichen Technik auf, bei sonst verminderten Haltungsparemtern (Abb. 81). Dies resultiert daraus, dass der Transfer der neuen Technik von der Probandin hauptsächlich aus einer Rotationsbewegung um die Neutralposition vollzogen wird, während bei der herkömmlichen Technik eine Verteilung auf alle Bewegungskomponenten genutzt wird, wie in Abb. 81 dargestellt.

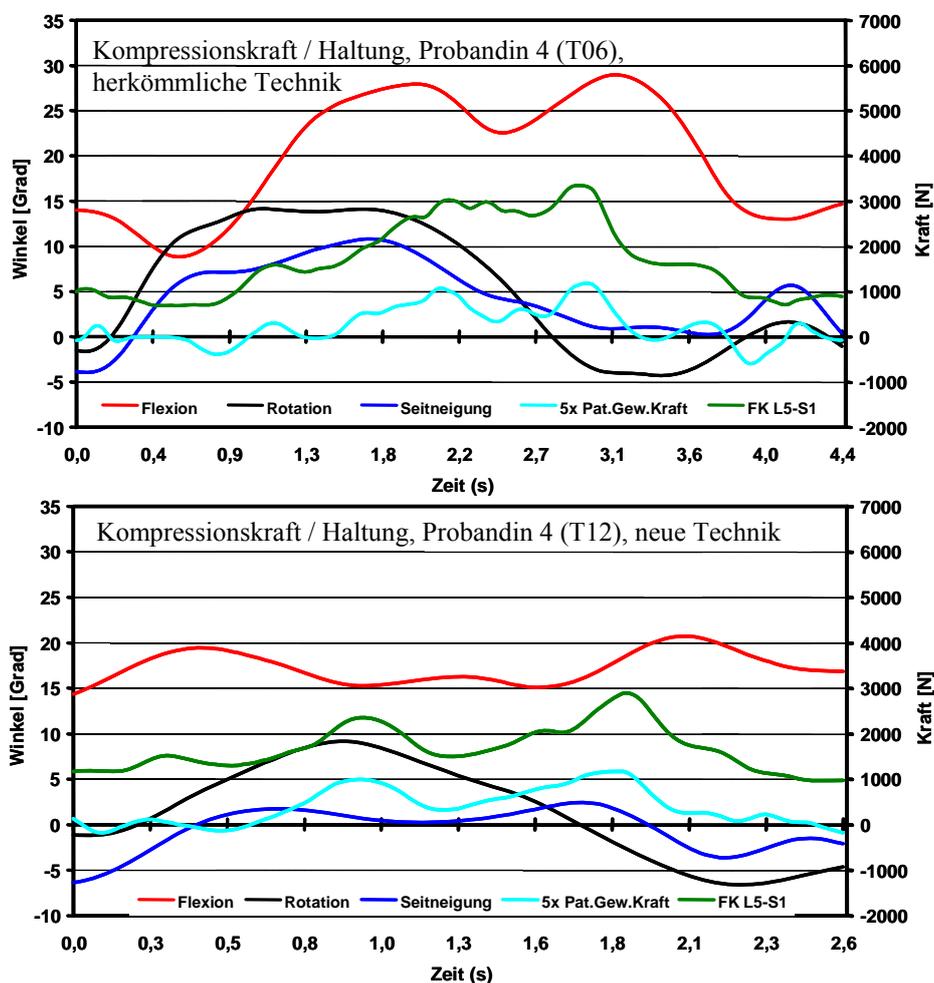


Abb. 81 Vergleich der Transferstrategie beider Techniken von der Probandin 4 beim Transfer des Patienten in den Rollstuhl.

Eine Wirksamkeit zeigt sich auch bei der Kompressionskraft mit einer Reduktion durch die neue Technik um im Mittel 12,6% (Reduktion um 28,9% bis Erhöhung um 4,1%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim$ 482 N (Abb. 82).

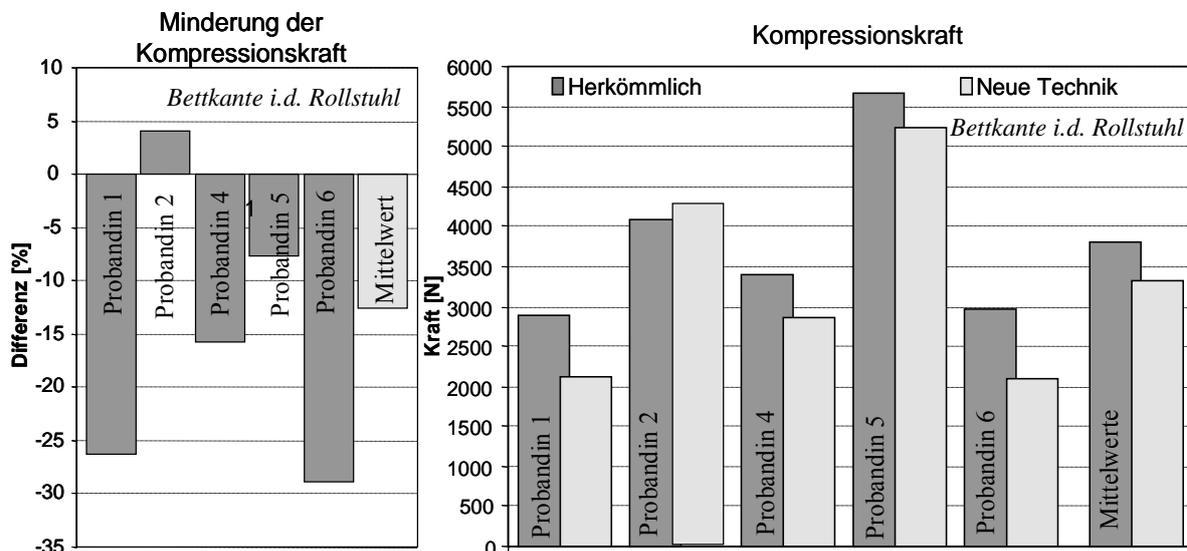


Abb. 82 Minderung der Kompressionskraft beim Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Für die herkömmliche Technik ergibt sich mit Absolutwerten zwischen 2880 N bis 5670 N die Notwendigkeit der Reduktion, welche mit der neuen mit Werten zwischen 2110 N bis 5238 N nur mäßig besteht. Das Ergebnis wird durch die erhöhte Kraftübernahme bei der Probandin 2 verzerrt. Diese weist jedoch trotz der Erhöhung der Kraftübernahme um 33,3% (8,2 kg) nur eine Kompressionskrafterhöhung um 4% auf. Bei gleicher Lastübernahme in beiden Techniken hätte wahrscheinlich auch für diese Probandin eine Kompressionskraft-reduktion durch die neue Technik resultiert.

Die maximal hohen Werte bei der Probandin 5 mit einer Kompressionskraft von über 5000 N für beide Techniken resultiert daraus, dass der Transfer von ihr u.a. aus einer Flexionsbewegung vollzogen wird. Weiter übernimmt diese Probandin von allen die höchste Patientengewichtskraft, so dass aus dem Zusammenspiel der Flexionsbewegung und der hohen Lastübernahme diese ausgeprägt hohen Werte für beide Techniken resultieren. Die niedrigsten Absolutwerte weisen die Probandinnen 1 und 6 auf. Diese vollziehen den Transfer hauptsächlich aus einer Rotationsbewegung, die Probandin 1 hebt den Patienten dabei kaum an, sondern transferiert ihn zuerst fast auf einer horizontalen Ebene um ihn dann auf den Rollstuhl herunter zu lassen. Hierbei entsteht hauptsächlich ein Rotationsmoment, das Flexionsmoment und die Kompressionskraft werden dadurch minimiert.

Betrachtet man die Dauer des Transfers, so zeigt sich durch die neue Technik im Mittel eine Verlängerung um 5,2% (Reduktion um 24,9% bis Erhöhung um 33,1%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 0,11$ s, wie in Abb. dargestellt (Abb. 83).

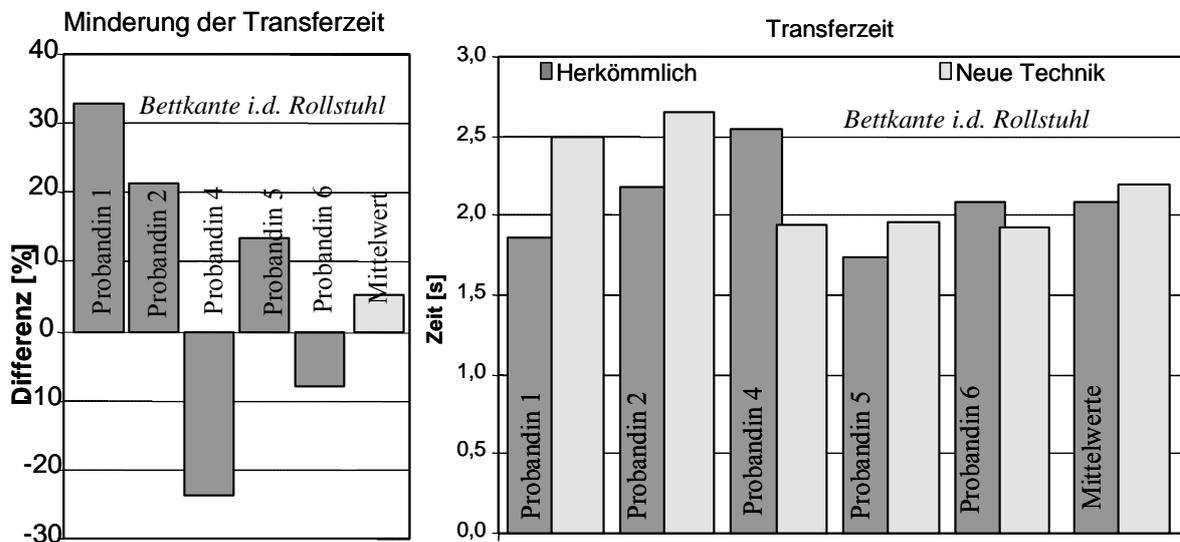


Abb. 83 Minderung der Transferzeit beim Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Interindividuell zeigen sich sehr große Unterschiede, so zeigt die Probandin 1 bei kurzer Transferzeit mit der herkömmlichen eine der längsten bei der neuen Technik, wodurch sich die deutliche Verlängerung erklärt. Die Probandinnen 4, 5 und 6 weisen für die neue Technik eine fast gleiche Transferdauer auf, bei sehr differenten Werten für die herkömmliche Technik.

Bei diesem Versuch fiel die neue Technik gegenüber der herkömmlichen durch eine deutlich höhere intraindividuelle Reproduzierbarkeit, insbesondere im Bezug auf die Haltung vor und während des Transfers, auf. Dies lässt auf eine leichtere Durchführbarkeit oder eine bessere Übung bzw. häufigere Anwendung der neuen Technik schließen. Der interindividuelle Vergleich der Kurvenverläufe hingegen weist große Differenzen auf.

#### **4.2.3.2. Zusammenfassende Bewertung**

Die neue Technik zeigt im Mittel eine Wirksamkeit im Bezug auf die Reduktion der Kompressionskraft. Werden diesbezüglich die Ergebnisse mit den Grenzwerten nach NIOSH verglichen, so liegen lediglich die Probandinnen 1 und 6 mit der neuen Technik unter diesen Grenzwerten. Alle anderen Probandinnen und die herkömmliche Technik insgesamt konnten diese Anforderung nicht erfüllen. Die altersbezogenen Grenzwerte von Jäger und Luttmann erfüllen neben den Probandinnen 1 und 6 auch die Probandin 4 mit beiden Techniken. Die neue Technik zeigt hierbei aber deutlich geringere Werte (Tab.26).

Probandin	Grenzwert nach NIOSH [kN]	Grenzwert nach Jäger und Luttmann [kN]	Mittelwerte der Kompressionskraft [kN]	
			Herkömmli. Technik	Neue Technik
1	2,6	3,8	2,88	2,13
2	2,6	2,6	4,10	4,26
4	2,6	4,4	3,40	2,87
5	2,6	3,8	5,67	5,24
6	2,6	4,4	2,96	2,11

Tab.26 Vergleich der maximalen mittleren Kompressionskraft der Probandinnen mit den Grenzwerten nach NIOSH und Jäger/Luttmann beim Transfer des Patienten in den Rollstuhl.

Auffallend sehr hohe Beträge für die Kompressionskraft zeigen die Probandinnen 2 und 5, beide überschreiten deutlich den Grenzwert nach NIOSH, aber auch den nach Jäger und Luttmann, der wegen des höheren Alters dieser Probandinnen nicht dem Maximalwert entspricht (Tab. 26). Es besteht hier für beide ein deutliches Gefährdungspotential der LWS. Dieses ist bei der Probandin 5 für beide Techniken und bei der Probandin 2 für die neue Technik hauptsächlich durch die sehr große Lastübernahme vom Patienten bestimmt. Weiter trägt dazu bei, dass die Probandin 2 sich bei der neuen Technik durch ein zu kurzes Fassen der Lakenenden in eine Zwangshaltung bringt – ähnlich wie sie bei der herkömmlichen Technik besteht. Somit resultiert für diese ein Heben des Patienten mittels Extension des Rumpfes, analog zeigt dies auch die Probandin 5. Solch eine Hebestrategie ist unbedingt zu vermeiden.

Daneben weist gerade die Probanden 2 für die neue Technik die längste und für die herkömmliche die zweitlängste Transferzeit auf, was bei den hohen auftretenden Belastungen das Risiko der Genese von Rückenbeschwerden noch erhöht. Bei der Probandin 1 hingegen ist auch die größte Zunahme der Transferdauer bei einer deutlichen Reduktion der Belastung nicht als prädisponierend für Rückenbeschwerden zu deuten. Die

hohe Belastung liegt unter anderem an der übernommenen Last. Das Maximum der übernommenen Patientengewichtskraft (20,2-39,0 kg) liegt in allen Fällen weit über allen Grenzwerten und Richtlinien zum Heben und Tragen für Frauen (maximal 15 kg), sodass hier eine sehr schwere Arbeit vorliegt. Eine Ausführung dieser Aufgabe sollte für Schwangere verboten werden.

Dies unterstreichen auch die Momente im Vergleich zu dem Grenzwert nach Trichauer (1978). Hiernach ist die Aufgabe mit beiden Techniken als sehr schwer einzustufen und bedarf einer besonderen Auswahl des Personals. Durch die neue Technik lässt sich die Momentenbelastung zwar senken (Tab.27), eine Unterschreitung des Grenzwertes wird jedoch nicht erreicht.

Werden die Mittelwerte der anderen Risikoparameter betrachtet, so zeigt sich eine gute Wirksamkeit bezüglich aller Parameter (Tab.27).

Belastungskomponente	Mittelwerte	
	herkömmliche Technik	neue Technik
Flexionshaltung [°]	25,2	13,9
Seitneigungshaltung [°]	12,87	10,5
Rotationshaltung [°]	16,2	14,2
Übern. Patientengewichtskraft [kg]	29,1	26,8
Flexionsmoment [Nm]	219	184
Seitneigungsmoment [Nm]	45,1	41,2
Rotationsmoment [Nm]	36,4	34,7

Tab.27 Vergleich der Mittelwerte der Haltungparameter, der Momente und der übernommenen Patientengewichtskraft beim Transfer des Patienten von der Bettkante in den Rollstuhl.

Am Auffälligsten ist bei der herkömmlichen Technik die Haltung vor und im Transfer. Die eingenommenen Positionen sind z.B. bei der Probandin 6 so ungünstig, dass schon aus dieser Konstellation beim Eintreten einer unerwarteten Belastung höchstwahrscheinlich Rückenbeschwerden entstehen könnten. Diese Haltung besteht in etwas verminderter Amplitude bis in die Transferphase (also unter Belastung) fort, so dass die Gefährdung der LWS bei der herkömmlichen Technik potentiell und fakultativ besteht.

Eine deutlich bessere Bewegungsstrategie besteht in einer Bewegung um die Neutralstellung. Durch die Verlängerung der Arme bietet die neue Technik hierfür über einen deutlich größeren Haltungsspielraum eine gute Voraussetzung. Dazu empfiehlt es sich bei der neuen Technik die Lakenenden so zu fassen, dass sich die Hände der hebenden Person (je nach Länge der Arme) etwa auf Höhe der Spinae iliacae ant. sup. befinden. Somit ist eine aufrechte Haltung gewährleistet, die eine wichtige Voraussetzung für die Möglichkeit des Arbeitens mittels Gewichtsverlagerung darstellt.

Die Vermeidung von Extremhaltungen ist gerade beim Transfer in den Rollstuhl von hoher Wichtigkeit, da hier aufgrund des freien, nicht unterstützten Transfers eine relativ große Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer unerwarteten Belastung besteht. Beispiele hierfür sind ein unsicherer Stand des Patienten, eine Schwächeattacke des Patienten, ein ungebremster Rollstuhl oder ein glatter Boden.

Die am wenigsten belastende Durchführung findet sich bei der Probandin 1 mit einer deutlichen Reduktion aller Belastungsparameter mit Ausnahme des Rotationsmomentes. Der große Vorteil gegenüber den anderen Probandinnen ist, dass diese den Patienten fast gar nicht von der Bettkante anhebt und somit den Transfer hauptsächlich aus einer Rotationsbewegung und -belastung vollzieht. Hierbei stellt sie sich ähnlich der Probandin 6 primär in eine ungünstige, stark rotierte Position und dreht sich hieraus in die Neutralposition. Durch eine günstigere Stellung zum Patienten mit Drehung um die Neutralposition ließe sich dieses noch verbessern.

Die neue Technik für den Transfer in den Rollstuhl ist von den beiden getesteten Techniken die bessere Alternative. Bei der Schulung der neuen Technik ist insbesondere auf folgende Punkte zu achten:

- Zwangshaltungen durch ausreichend lang gefasste Lakenenden vermeiden.
- Den Transfer um die Neutralposition vollziehen - vor Beginn korrekte Stellung.
- Ein Anheben von der Bettkante möglichst minimieren – kein Heben über das Ausgangsniveau.
- Kein Heben aus einer Extensionsbewegung des Rumpfes – Vor Beginn aufrechter Stand.

#### 4.2.4. Aufrichten des Patienten im Bett

##### 4.2.4.1. Quantitativer und qualitativer Vergleich

Bereits bei der praktischen Durchführung der Versuche fielen deutliche interindividuelle Differenzen in der Meinung über die korrekte Durchführung als auch der praktischen Ausführung auf. Für die Haltungparameter lässt sich interindividuell keine Gesetzmäßigkeit bzgl. der Veränderungen durch die neue Technik erkennen. Dies zeigt sich auch in der Darstellung der Haltungparameter der verschiedenen Probandinnen (siehe Abb. 84). Bei dieser interindividuell unterschiedlichen Auswirkung der neuen Technik kann der Mittelwert nur eine sehr eingeschränkte, tendenzielle Aussage erbringen.

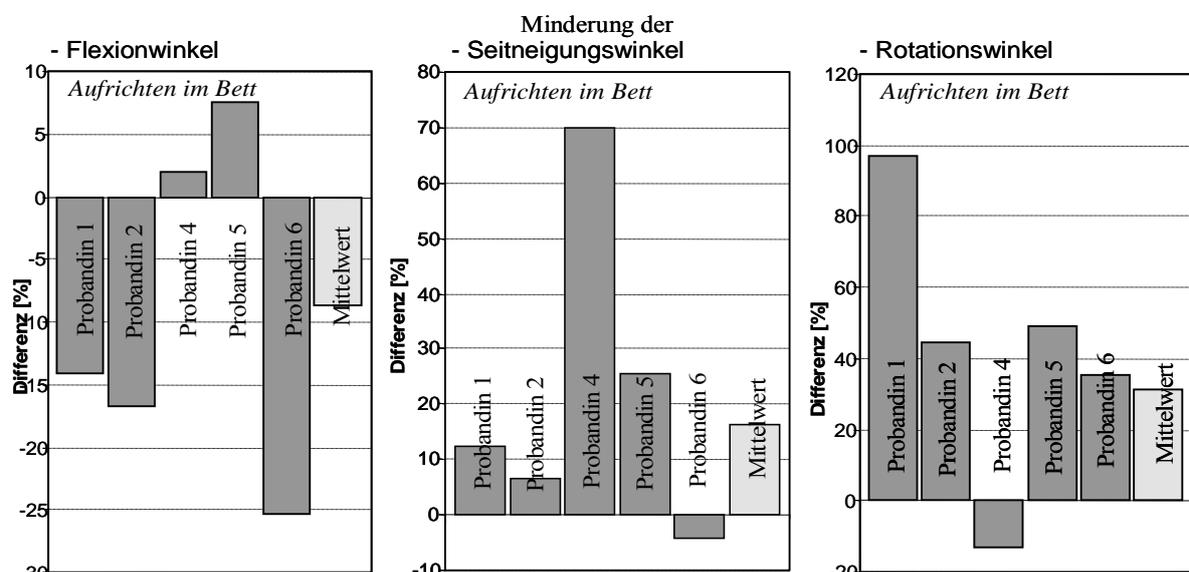


Abb. 84 Minderung der Haltungskomponenten beim Aufrichten des Patienten im Bett durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale Mittelwerte.

Im Mittel zeigt sich durch die neue Technik in Flexionsrichtung eine Reduktion um 8,7% (Reduktion um 25,3% bis Erhöhung um 7,5%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 1,7^\circ$ , in Seitneigungsrichtung eine Erhöhung um 16,2% (Reduktion um 4,2% bis Erhöhung um 69,8%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,9^\circ$  und in Rotationsrichtung eine Erhöhung um 31,1% (Reduktion um 13,1% bis Erhöhung um 96,7%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,3^\circ$ .

Werden unterstützend die absoluten Haltungparameter betrachtet, so ist mit maximalen absoluten Mittelwerten für die herkömmliche Technik von  $19,5^\circ$  für die Flexionsrichtung,  $18,1^\circ$  in Seitneigungsrichtung und  $7,44^\circ$  in Rotationsrichtung eine Verbesserung dieser Parameter notwendig. Diese werden durch die neue Technik mit Winkeln von  $17,7^\circ$  für Flexion,  $21,1^\circ$  für Seitneigung und  $9,75^\circ$  für Rotation nicht, für die Flexionsrichtung allenfalls mäßig erbracht.

Die neue wies gegenüber der herkömmlichen Technik insgesamt einen deutlich unruhigeren, Zweiphasigen Verlauf auf, mit niedrigeren Werten in der zweiten als in der ersten Phase (Abb. 85). Im Vergleich des Kurvenverlaufes ist mit Ausnahme der Probandin 4 die Reproduzierbarkeit, als auch die Stetigkeit und Gleichförmigkeit der herkömmlichen Technik deutlich höher als bei der neuen. Somit ist davon auszugehen, dass die herkömmliche Technik einfacher durchzuführen ist oder in der Praxis häufiger angewendet und somit besser geübt wurde.

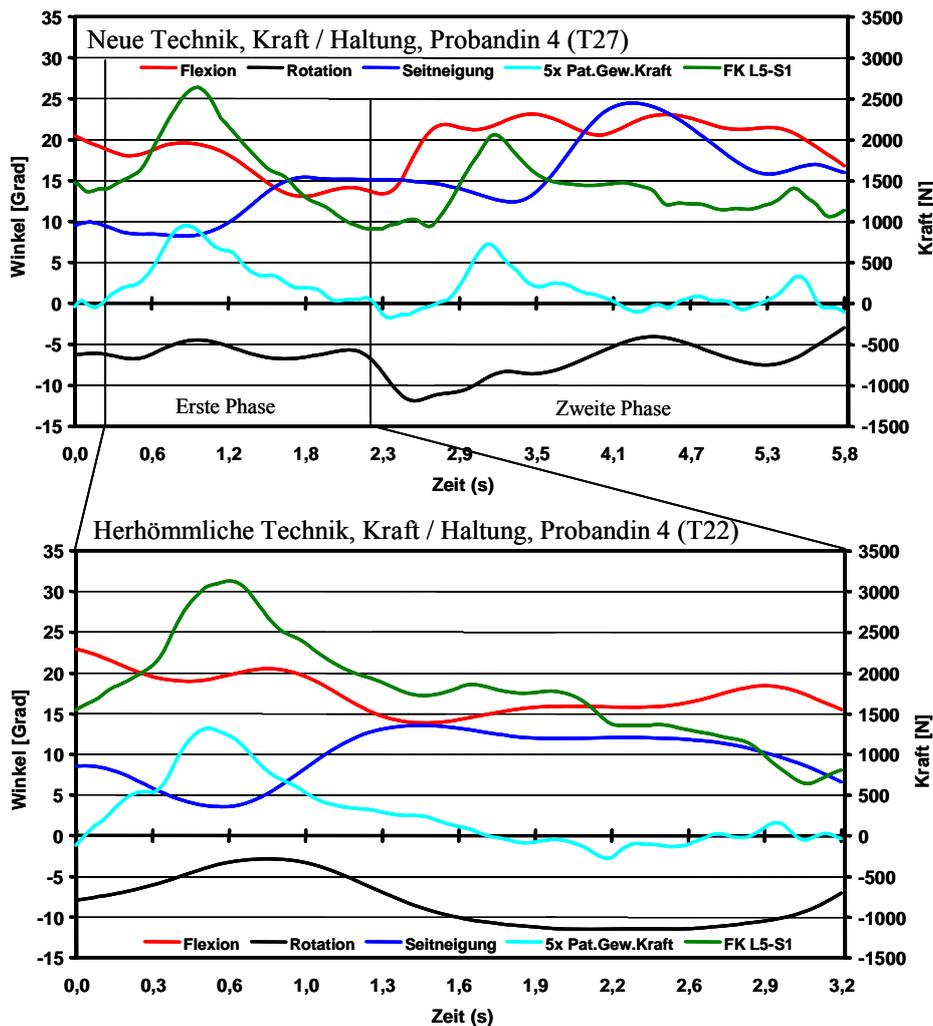


Abb. 85 Vergleich der ersten Phase der neuen Technik mit der herkömmlichen Technik beim Hochstellen des Kopfteils.

Der Kurvenverlauf in der Transferphase nach der herkömmlichen Technik ähnelt bei etwas längerer Dauer der ersten Phase der neuen Technik (Abb. 85). Durch die zeitliche Kompression des gesamten Transfers der neuen Technik in eine Phase, muss in der herkömmlichen das Kopfteil einen größeren Winkel überstreichen als in einer der beiden Phasen der neuen.

Bei dieser hat die Probandin die Chance den zweiten Transferteil aus einer gegenüber der Endhaltung der ersten Phase deutlich günstigeren Haltung zu vollziehen. Dies wird mit Ausnahme der Probandin 2 von allen genutzt, jedoch bewegen sich diese während der zweiten Phase aus der Neutralposition in eine Extremsituation, dass dieser theoretische Vorteil nur bedingt zum Tragen kommt.

Die Probandinnen 1, 4 und 6 bewegen den Patienten hauptsächlich durch eine deutliche Seitneigungs- und Rotationsbewegung (Abb. 86). Das Ausmaß dieser Bewegung ist in der zweiten Transferphase der neuen Technik für die Seitneigungsbewegung nahezu identisch, für die Rotationsbewegung jedoch deutlich geringer. Daneben wird, hauptsächlich bei der herkömmlichen Technik eine Extensionsbewegung aus vorher bestehender starker Flexion vollzogen, die bei der neuen Technik deutlich geringer ausgeprägt ist.

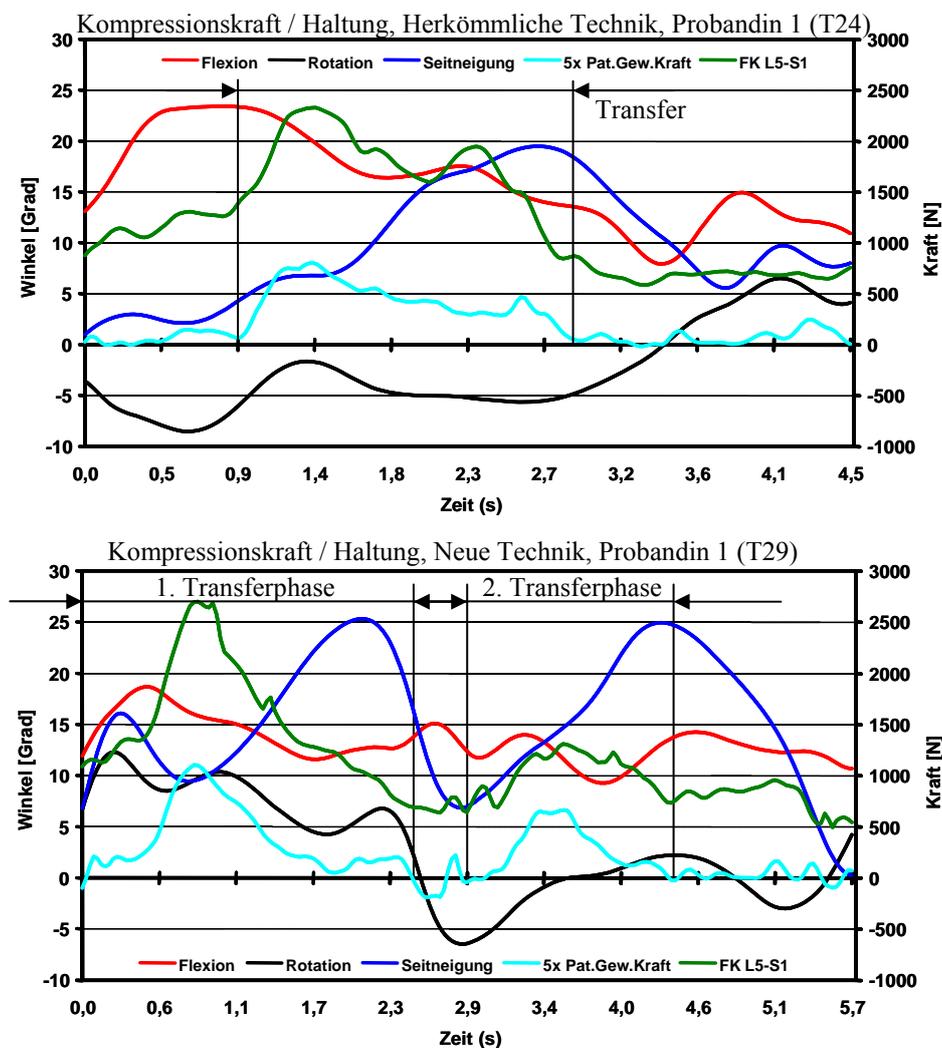


Abb. 86 Transfer aus Seitneigung und Rotation beim Aufrichten des Patienten im Bett, beide Techniken, Probandin 1.

Zum Ende des Transfers ergibt sich insgesamt für beide Techniken eine ungünstige, zur Seite geneigte und flektierte Haltung.

Eine andere Transferstrategie zeigen die Probandinnen 2 und 5, diese nutzen zum Transfer bei der herkömmlichen und dem ersten Teil der neuen Technik eine Extensionsbewegung bei deutlich geringerem Ausmaß an Seitneigung und Rotation. Im zweiten Teil der neuen Technik wird in deutlicher Flexion der LWS mit geringerem Ausmaß der Seitneigungs- und Rotationsbewegung transferiert. Somit erreichen sie zum Ende der zweiten Transferphase der neuen Technik im Bezug zur Seitneigung und Rotation bessere und im Bezug zur Flexion schlechtere Werte (Abb. 87).

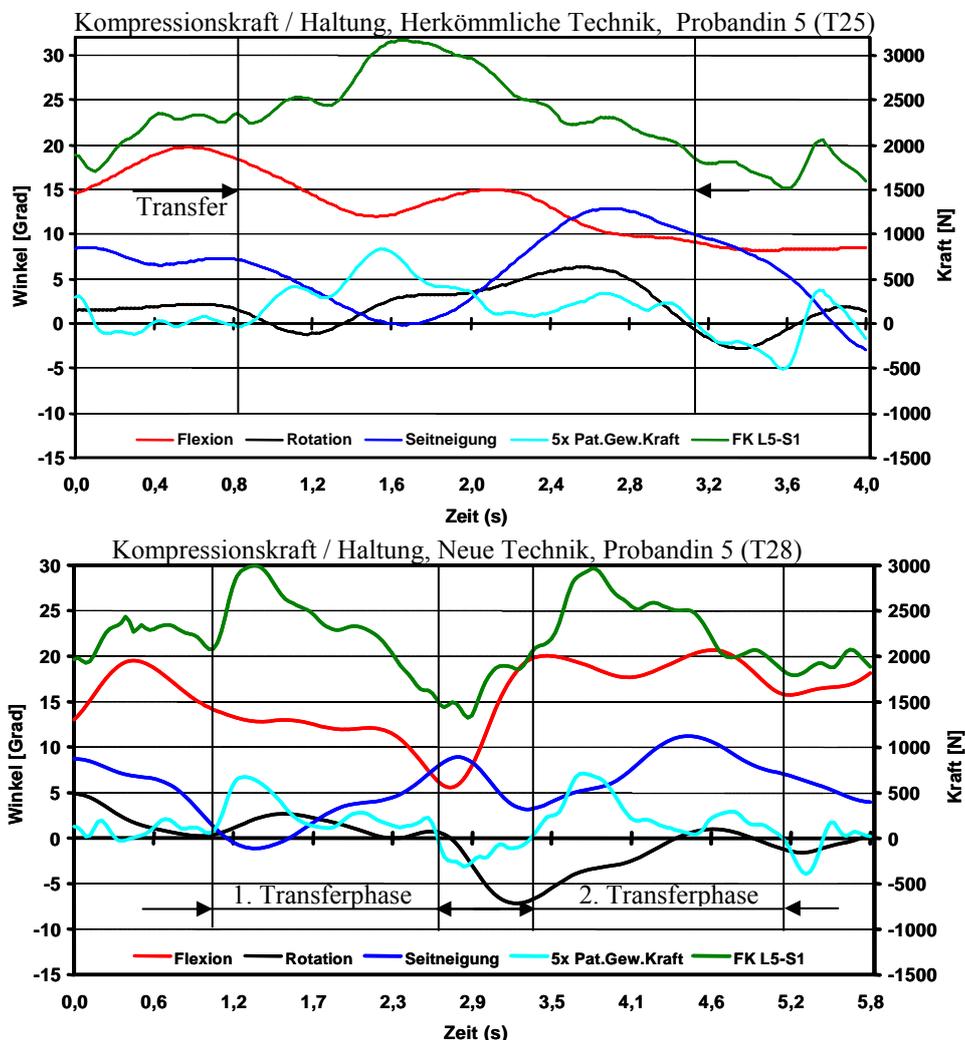


Abb. 87 Transfervorgang beim Aufrichten des Patienten im Bett, beide Techniken, Probandin 5.

Beide Transferstrategien und -techniken weisen somit bezüglich der Haltung eine ungünstige Konstellation auf, wobei die neue Technik etwas ungünstiger ist.

Bei der Betrachtung der übernommenen Patientengewichtskraft fällt auf, dass bei gleicher Aufgabe mit fest vorgegebener Last und Bewegungsrichtung interindividuell deutlich unterschiedliche Beträge auftreten. Im Bezug auf die übernommene Patientengewichtskraft zeigt sich, wie in Abb. 85 dargestellt, durch die neue Technik im Mittel eine Reduktion um 8,9% (Reduktion um 24,2% bis Erhöhung um 6,4%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim 2,1$ kg. Die deutlichste Reduktion zeigt die Probandin 6 (Abb. 88).

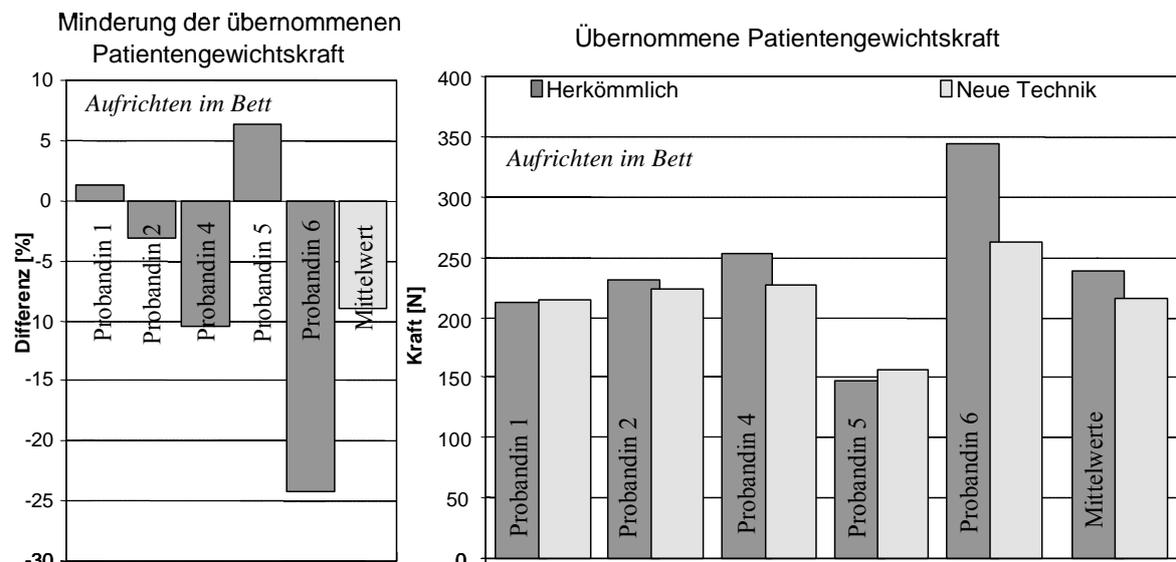


Abb. 88 Minderung der übernommenen Patientengewichtskraft beim Aufrichten des Patienten im Bett durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Diese deutliche Reduktion stammt daher, dass diese bei der herkömmlichen Technik mit fast 35 kg Lastübernahme von allen Probandinnen die meiste Gewichtskraft übernimmt. Selbst bei der neuen Technik zeigt sie noch höhere Werte als alle anderen Probandinnen. Die Ursache hierfür liegt in verschiedenen, zu allen anderen Probandinnen unterschiedlichen Ausführungen der Techniken, wie in der zusammenfassenden Bewertung noch diskutiert wird. Intraindividuell ist bei der Probandin 6 trotz der hohen Werte der Last von einer Wirksamkeit der neuen Technik auszugehen.

Auffallend an der übernommenen Patientengewichtskraft ist, dass bei beiden Techniken (bei der neuen Techniken in beiden Phasen) zu Beginn des Transfers ein rascher Anstieg bis zum Maximum erfolgt, mit darauf folgendem langsamem, stetigem Abfall bis zum Ende des Transfers (Abb. 86 / Abb. 87). Somit ist davon auszugehen, dass die Belastung der Probandin durch die Gewichtübernahme zu Beginn des Transfers maximal ist. Dies könnte an der Beschleunigung der Patientenmasse oder der Hebetchnik liegen.

Auch bei der Kompressionskraft besteht interindividuell sehr unterschiedlich durch die neue Technik im Mittel eine geringe Reduktion um 9,1% (Reduktion um 29,4% bis Erhöhung um 3,7%)  $\equiv$  im Mittel  $\sim$ 269 N (Abb. 91). Diese entsteht hauptsächlich durch die ausgeprägte Reduktion bei der Probandin 6, die im Vergleich zu den anderen Probandinnen die größten Werte für die herkömmliche und die kleinsten für die neue Technik aufweist (Abb. 89). Insbesondere die niedrigste Kompressionskraft bei der Probandin 6 ist erstaunlich, denn sie übernimmt hier wie bereits beschrieben mehr Last als alle anderen Probandinnen bei beiden Techniken.

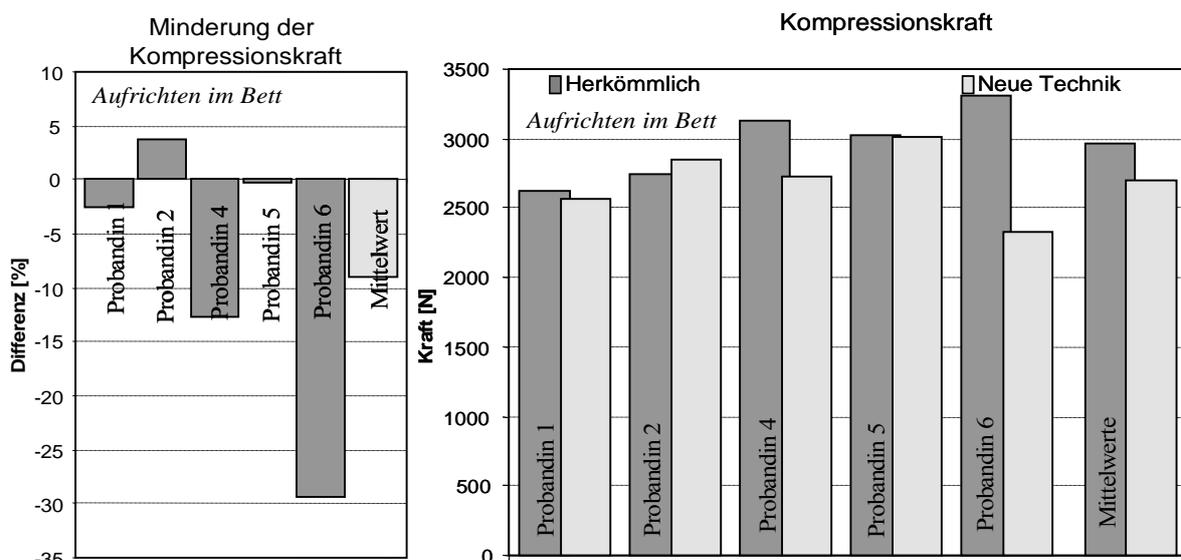


Abb. 89 Minderung der Kompressionskraft beim Aufrichten des Patienten im Bett durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Auch die Absolutwerte zeigen mit einem Mittelwert von 2965 N bei der herkömmlichen Technik gegenüber 2695 N bei der neuen in der Summe ein mäßiges Ergebnis. Nur die Probandinnen 4 und 6 zeigen eine Reduktion, die anderen ein nahezu indifferentes Ergebnis. Bei Absolutwerten der herkömmlichen Technik von im Mittel 2960 N ist eine Reduktion, wie die Probandin 6 sie zeigt, erstrebenswert.

Für die Momente zeigt sich, ähnlich wie bei den anderen Parametern, im Mittel ein indifferentes bis leicht besseres Abschneiden der neuen Technik, bei interindividuell erneut sehr starker Schwankung des Ergebnisses. Für das Flexionsmoment zeigt sich im Mittel eine Reduktion der Belastung um 10,3% (Reduktion um 32,4% bis Erhöhung um 5,5%), für das Seitneigungsmoment eine Zunahme um 12,6% (Reduktion um 28,6% bis Erhöhung um 67,0%) und für das Rotationsmoment eine Reduktion um 14,0% (Erhöhung um 22,8% bis Reduktion um 38,1%) durch die neue Technik (Abb. 90).

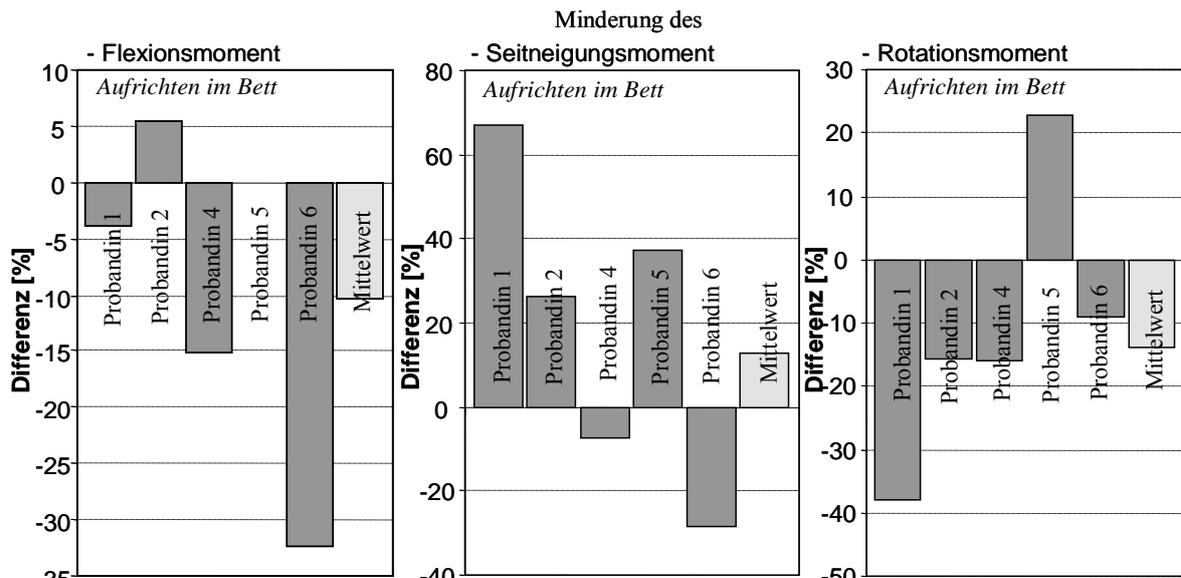


Abb. 90 Änderung der verschiedenen Momentenkomponenten beim Aufrichten des Patienten im Bett durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale Mittelwerte.

Die Mittelwerte der Absolutwerte der Momente zeigen mit Werten in Flexionsrichtung von 146 Nm (126 Nm–166 Nm) bei der neuen und 163 Nm (143 Nm–186 Nm) bei der herkömmlichen Technik in Seitneigungsrichtung von 41,3 Nm (33,9 Nm–47,6 Nm) bei der neuen und 36,7 Nm (28,5 Nm–47,4 Nm) bei der herkömmlichen Technik und in Rotationsrichtung von 17,3 Nm (14,2 Nm–21,9 Nm) bei der neuen und 20,2 Nm (15,5 Nm–25,9 Nm) bei der herkömmlichen Technik im Mittel durchgängig eine Senkung der Belastung.

Die Momentenverläufe weisen interindividuell und intraindividuell große Ähnlichkeiten auf. So zeigt sich für die herkömmliche Technik und beide Phasen der neuen Technik ein rascher Anstieg des Flexionsmomentes zu Beginn des Transfers bis zum Maximum mit einem langsamen, kontinuierlichen Abfall bis zum Minimum. Angedeutet gilt dies auch für das Seitneigungs- und das Rotationsmoment, diese weisen jedoch eine deutlich größere Variabilität auf und der Anstieg zu Beginn des Transfers ist langsamer.

Die Probandinnen 4 und 6 sind die einzigen, bei denen sich für alle Komponenten der Momente eine Reduktion zeigt. Mit der neuen Technik weist die Probandin 6 im Flexionsmoment mit 125 Nm und im Rotationsmoment mit 14,2 Nm die niedrigsten und beim Seitneigungsmoment mit 33,9 Nm mittlere Werte gegenüber allen anderen Probandinnen und Techniken auf. Weiter besteht bei dieser Probandin eine sehr gute Reproduzierbarkeit und Stetigkeit für beide Techniken, sodass davon auszugehen ist, dass diese Probandin beide Techniken gut beherrscht und wahrscheinlich in der Praxis anwendet (Abb. 91).

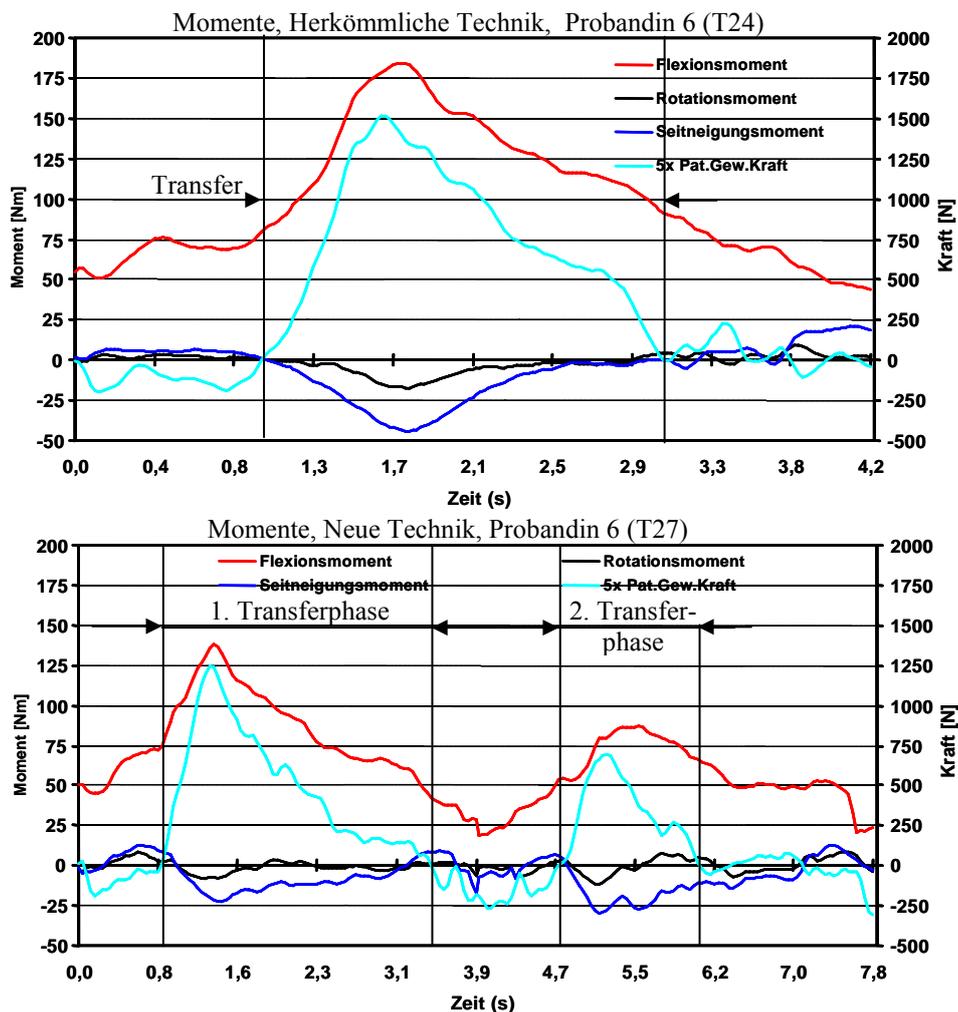


Abb. 91 Besonders reproduzierbarer Transfervorgang beim Aufstellen des Kopfendes mit besonders effektiver Reduktion durch die neue Technik, Probandin 6.

Ein besonders unruhiger, unstetiger Verlauf findet sich dagegen für beide Techniken bei der Probandin 5, die eine im Transfer rasch wechselnde Gewichtsübernahme zeigt und sich vor, zwischen und nach den Transferphasen auf dem Bett abstützt, gekennzeichnet durch eine negative übernommene Patientengewichtskraft.

Wegen des Zweiphasigen Verlaufes ergibt sich für die neue Technik eine deutlich längere Transferzeit. Im Mittel steigt diese um 87,7% (Anstieg zwischen 61,2 und 137%), was der Verdoppelung entspricht, dies erklärt sich aus der Teilung des Transfers in zwei Phasen (Abb. 92).

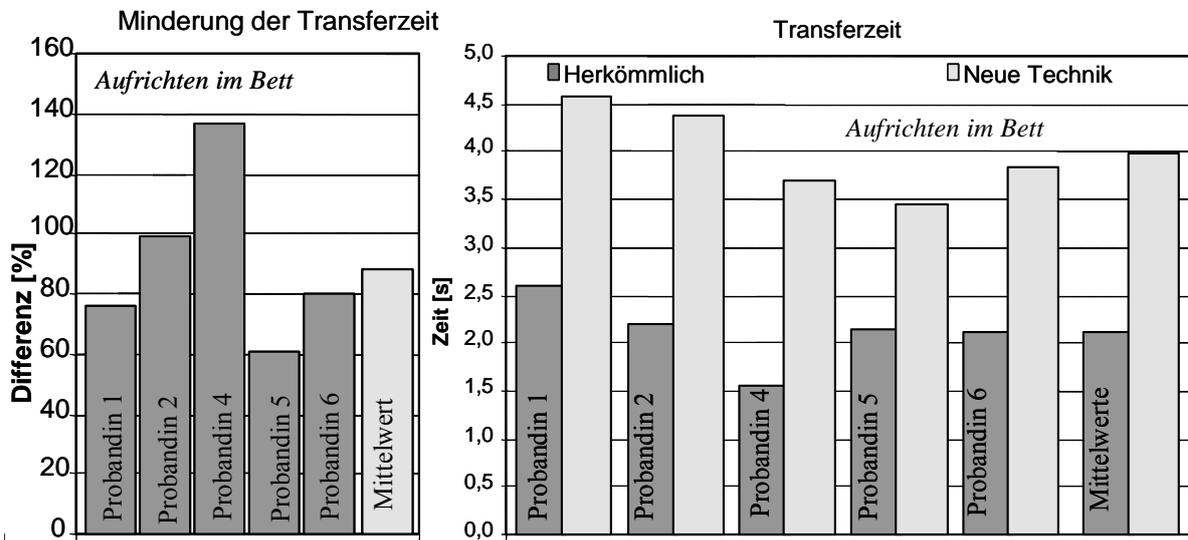


Abb. 92 Minderung der Transferzeit beim Aufrichten des Patienten im Bett durch die neue gegenüber der herkömmlichen Technik - prozentuale und absolute Mittelwerte.

Der Anstieg bei der Probandin 4 erklärt sich durch den kleinsten Wert bei der herkömmlichen Technik bei mittlerem Wert für die Neue. Nur die erste Phase des Transfer weist die maximale Belastung auf, in der zweiten Transferphase besteht bei fast allen Probandinnen und Versuchen ein deutlich kleinerer, unkritischer Wert. Eine Ausnahme stellt hierbei die Probandin 5 dar, die in beiden Phasen sehr hohe Werte aufweist. Eine Verlängerung der Transferzeit bei hoher Belastung ist nicht zu empfehlen.

#### **4.2.4.2. Zusammenfassende Bewertung**

Mit der Ausführung dieser Technik taten sich die Probandinnen schon in der Durchführung schwer. Bei der ersten Betrachtung zeigt sich keine Verbesserung durch die Verwendung der neuen Technik.

Wird die Belastungsgrenze nach NIOSH herangezogen, so wird diese nur durch die neue Technik von den Probandinnen 1 und 6 unterschritten. Die Grenzwerte nach Jäger und Luttmann konnten mit Ausnahme der Probandin 2 alle Probandinnen mit beiden Techniken erfüllen. Die Werte der Probandin 2 liegen vom Betrag im Mittelfeld, sind im Bezug auf das Alter jedoch zu hoch (Tab.28).

Probandin	Grenzwert nach NIOSH [kN]	Grenzwert nach Jäger und Luttmann [kN]	Mittelwerte der Kompressionskraft [kN]	
			Herkömmlich Technik	Neue Technik
1	2,6	3,8	2,63	2,56
2	2,6	2,6	2,74	2,84
4	2,6	4,4	3,12	2,73
5	2,6	3,8	3,02	3,01
6	2,6	4,4	3,31	2,33

Tab.28 Vergleich der maximalen mittleren Kompressionskraft der Probandinnen mit den Grenzwerten nach NIOSH und Jäger/Luttmann beim Aufstellen des Kopfteiles.

Die hohe Belastung liegt unter anderem an der übernommenen Last. Das Maximum der übernommenen Patientengewichtskraft (15,0-35,2 kg) liegt in allen Fällen weit über allen Grenzwerten und Richtlinien zum Heben und Tragen für Frauen (maximal 15 kg), sodass hier eine sehr schwere Arbeit vorliegt. Eine Ausführung dieser Aufgabe sollte für Schwangere verboten werden.

Dies unterstreichen auch die Momente im Vergleich zu dem Grenzwert nach Trichauer (1978). Hiernach ist die Aufgabe mit beiden Techniken als sehr schwer einzustufen und bedarf einer besonderen Auswahl des Personals. Durch die neue Technik lässt sich die Momentenbelastung zwar senken (Tab.29), eine Unterschreitung des Grenzwertes wird jedoch nicht erreicht.

Werden die Maxima der anderen Risikoparameter betrachtet, so zeigt sich ein indifferentes Bild. Es bestehen aufgrund der unterschiedlichen Techniken unterschiedliche Akzente, eine deutliche Veränderung ist im Mittel jedoch nicht auszumachen (Tab.29).

Belastungskomponente	Mittelwerte	
	herkömmliche Technik	neue Technik
Flexionshaltung [°]	19,5	17,8
Seitneigungshaltung [°]	18,1	21,1
Rotationshaltung [°]	7,4	9,8
Übern. Patientengewichtskraft [kg]	24,3	22,1
Flexionsmoment [Nm]	163	146
Seitneigungsmoment [Nm]	36,7	41,3
Rotationsmoment [Nm]	20,2	17,3

Tab.29 Vergleich der Mittelwerte der Haltungparameter, der Momente und der übernommenen Patientengewichtskraft beim Aufstellen der Kopfteils.

Auffällig ist das Ergebnis der Probandin 6, die bei der neuen Technik trotz größerer Lastübernahme im Vergleich zu allen anderen Probandinnen und Techniken die niedrigsten Kraft- und Momentenparameter aufweist. Die Betrachtung der Videodaten zeigt bei der Probandin 6 (teils auch 4) für die neue Technik einen sich in folgenden Punkten von den anderen unterscheidenden Transfer:

- Sie stellt sich anders zur Last, indem sie ungefähr in der Mitte des Kopfteiles steht, die anderen stehen am fußwärts gelegenen Ende des Kopfteiles.
- Sie stellt die Betthöhe mit Matratzenoberkante auf Schritthöhe ein, die anderen ca. 15-30 cm höher.
- Sie beendet bei einem Kopfteilwinkel von 30° die erste Transferphase, die anderen bei 20°.

Die Stellung zur Last, als auch die Höheneinstellung der zu transferierenden Last ist bei der Arbeit mittels Gewichtsverlagerung von entscheidender Bedeutung. Dies ergibt sich aus einfachen mechanischen Gesetzmäßigkeiten. Ist eine geführte Bewegung zu verrichten, so entspricht die optimale Krafrichtung der Bewegungsrichtung. Der Maximalbetrag der durch Gewichtsverlagerung erzeugten Kraft befindet sich in der horizontalen Ebene. Ist nun eine vertikale Bewegung auszuführen, so wird bei einer Zugrichtung außerhalb der Vertikalen ein unnötiger horizontaler Kraftanteil erzeugt, der zwar zur Belastung, nicht jedoch zur Verrichtung der Arbeit beiträgt.

Die Probandin 6 kann nur durch ihre Stellung zur Last (zwischen Kopfteilentriegelung und Kraftangriffspunkt am Kopfteil) die optimale Position erreichen. Hierdurch ist es ihr problemlos möglich das Kopfteil initial gerade hochzuheben. Dadurch, dass die anderen Probandinnen weiter Richtung Fußende stehen, können sie nur mit einem flacheren Winkel angreifen und erzeugen dadurch eine höhere Belastung. Das zeigt sich nicht in der übernommenen Last, weil diese als der vertikal übernommene Teil definiert ist.

Im weiteren Verlauf nutzen die Probandinnen 6 und 4 mit zunehmendem Kopfteilwinkel eine zunehmende Gewichtsverlagerung bis zum Ende der ersten Transferphase bei einem Kopfteilwinkel gegen die Horizontale von ca. 30°. Die Probandinnen 1, 2 und 5 dagegen nutzen in der ersten Transferphase allenfalls nur angedeutet eine Gewichtsverlagerung und enden bereits bei einem Kopfteilwinkel von 20°.

Dieser Ablauf zeigt sich auch im Kurvenverlauf der Parameter mit raschem Anstieg der Belastung zu Beginn des Transfers. Mit zunehmender Steilheit des Kopfes arbeitet diese vermehrt mittels Gewichtsverlagerung und die Kompressionskraft sinkt langsam wieder ab (Abb. 93).

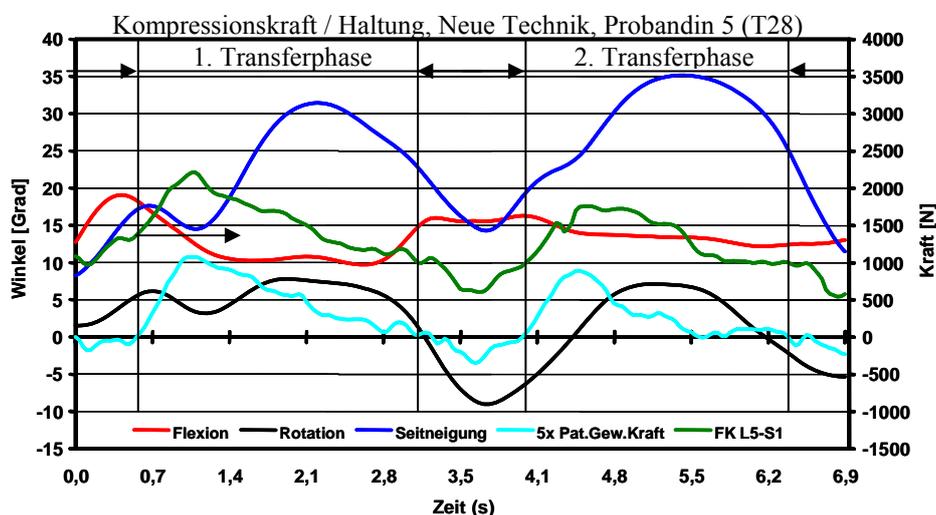


Abb. 93 Transfer aus einer Seitneigungsbewegung beim Aufrichten des Patienten im Bett, Probandin 6.

Diese Phasenunterteilung der Probandinnen 4 und 6 stellt einen weiteren Vorteil gegenüber den anderen Probandinnen dar, denn aus diesem Ausgangswinkel ist es leichter die zweite Transferphase mittels Gewichtsverlagerung zu beginnen. Die erste Phase der neuen Technik wird ähnlich wie bei der herkömmlichen Technik durchgeführt, nur dass sie weit vor Erreichen der maximalen Steilheit des Kopfteiles die zweite Phase beginnt.

Bei der Probandin 6 zeigt sich für die zweite Phase des Transfers der neuen Technik ein ähnlicher Verlauf wie für die erste. Vor Beginn der zweiten Phase stellt sie sich in eine gegenüber der Haltung zum Ende der ersten Phase günstigere Stellung, sodass die Maximalwerte der Momente und der Kompressionskraft die Werte der ersten Phase nicht übersteigen (Abb. 93). In der zweiten Phase des Transfers vollziehen mit Ausnahme der Probandin 5 alle eine Gewichtsverlagerung. Die Probandin 5 verschiebt den vorgebeugten Rumpf aktiv unter Nutzung der Beine parallel in Richtung Fußende und erreicht damit genauso eine ungünstig hohe Belastung wie sie in der ersten Phase bestanden hat. Dies entspricht nicht der Ausführung über eine Gewichtsverlagerung.

Auch gegen Ende des Transfers unterscheidet sich die Art der Ausführung erneut. Aufgrund des zu diesem Zeitpunkt bereits hohen Kopfendes kann nur bei ausreichend tief gestellter Betthöhe bis zum Ende der zweiten Phase mittels Gewichtsverlagerung gearbeitet werden. Dies ist bei den Probandinnen 6 und 4 der Fall (Abb. 94 A), die anderen müssen um dies auszugleichen das kopfwärts gelegene Fußgelenk strecken (Abb. 94 B). Die Probandin 6 muss aber aufgrund der nahe am Kraftangriffspunkt gelegenen Standposition den am Kopfende befindlichen Arm beugen und während des Transfers gebeugt halten. Eine Optimierung der zweiten Phase des Transfers durch einen Schritt in Richtung Fußende würde die Situation erleichtern.

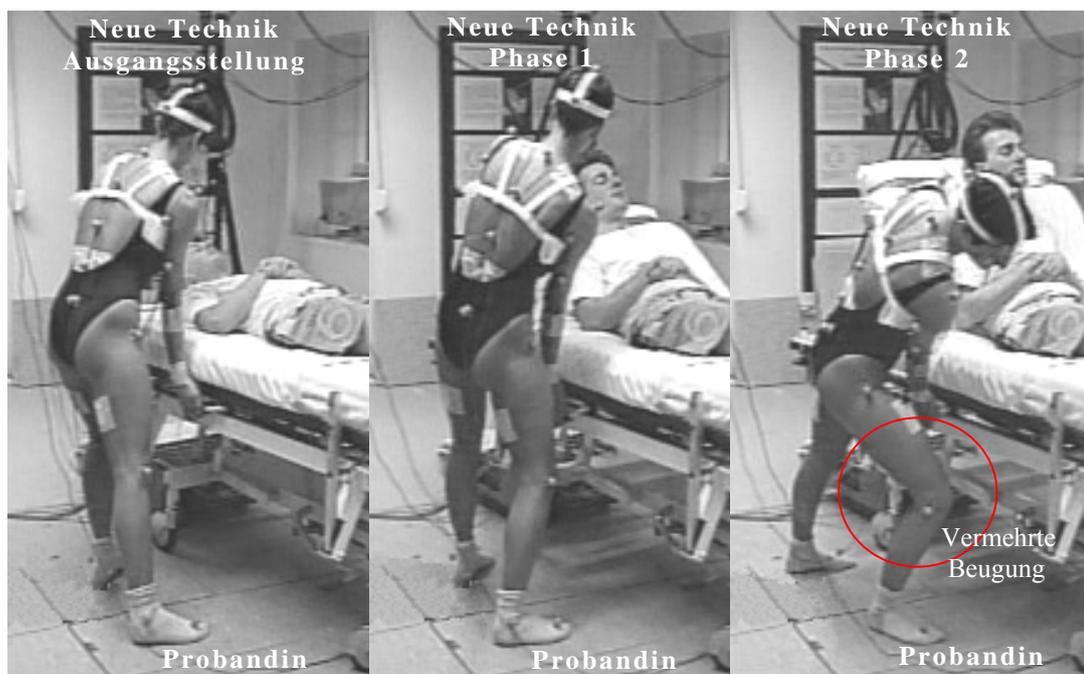


Abb. 94 A Vergleich der Videodaten im Bezug auf den Hebevorgang beim Aufrichten des Patienten im Bett – Arbeiten aus Gewichtsverlagerung.



Abb. 94 B Vergleich der Videodaten im Bezug auf den Hebevorgang beim Aufrichten des Patienten im Bett – Arbeiten mit funktioneller Beinverlängerung.

Eine ähnliche Art des Transfers mittels eingeschränkter Gewichtsverlagerung unter Nutzung der Extension im Sprunggelenk des zum Kopfende stehenden Beines findet sich in der Broschüre zur Durchführung der neuen Technik, herausgegeben vom Bundesverband der gesetzlichen Unfallversicherungsträger (BaGUV) 1996 (Abb. 95).

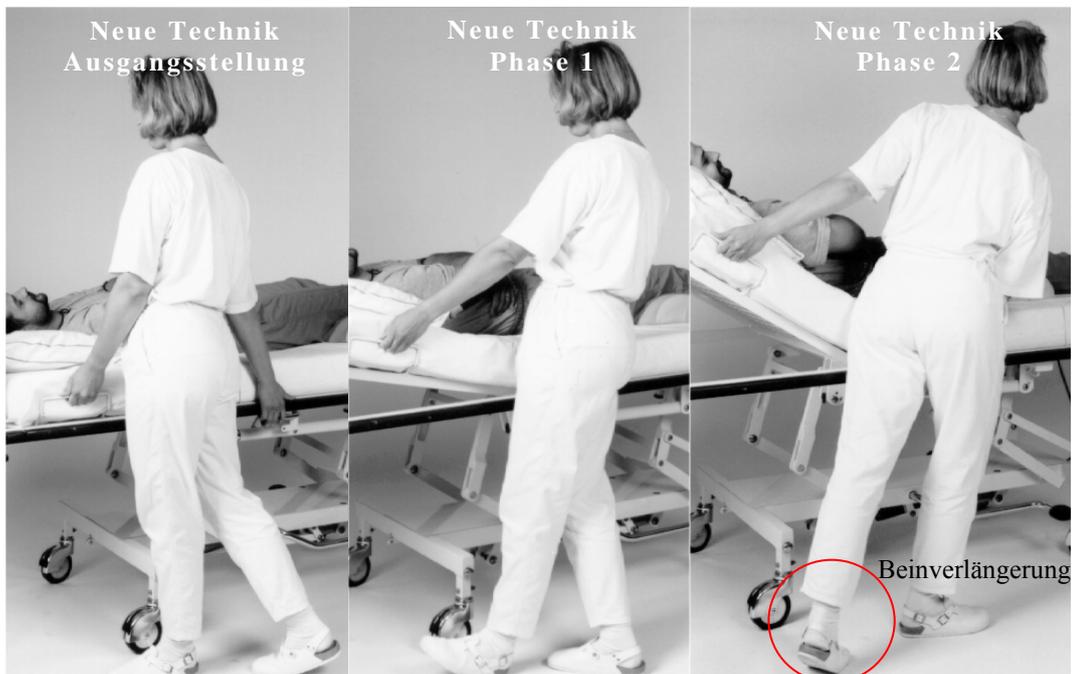


Abb. 95 Durchführung der neuen Technik nach einer Broschüre des Bundesverbandes der gesetzlichen Unfallversicherungsträger (BaGUV) 1996.

Dies weist wie bei den Probandinnen 1, 2 und 5 auf ein zu hoch eingestelltes Bett hin, trotzdem es nur leicht über Schritthöhe eingestellt ist. Durch eine echte Gewichtsverlagerung, wie die Probandinnen 4 und 6 sie durchführen, wäre eine Verbesserung zu erreichen.

Bei der Senkung der Belastungsparameter durch die neue Technik, wie die Probandin 6 sie zeigt, ist eine Verlängerung der Transferzeit akzeptabel, jedoch sollte nach Optimierung der Technik unbedingt eine Kontrolle der Wirksamkeit erfolgen.

In der Summe sind folgende Effekte für die niedrigen Werte bei der Probandin 6 verantwortlich:

- Transfer mittels Gewichtsverlagerung hauptsächlich in Seitneigungsrichtung unter leichter Flexion.
- Betthöheneinstellung mit Matratzenoberkante auf Schritthöhe.
- Positionierung zwischen Entriegelungsgriff und Angriffspunkt am Kopfteil.
- Beendigung der ersten Phase der neuen Technik bei ca. 30° Kopfteilaufstellung, dann Beginn der zweiten Phase.
- Rotation um die Neutralposition.

Schon während der Versuchsdurchführung war deutlich geworden, dass der Bewegungsablauf der neuen Technik schwer durchzuführen ist. Eine Ursache hierfür ist die weitgehend durch das Bett vorgegebene Bewegung und somit die geringe Variationsmöglichkeit in der Haltung. Dies zeigt sich auch daran, dass die erste Phase der neuen Technik der herkömmlichen Technik nahezu entspricht. Somit ist eine Minimierung der Belastung nur durch eine Optimierung der oben beschriebenen Fehlerquellen zu erreichen. Gelingt dies der Pflegekraft nicht, so ist zu empfehlen, dass diese weiter die herkömmliche Technik benutzt. Nach entsprechender Schulung und Übung dieser Optimierung sollte diese Technik erneut einer Untersuchung unterzogen werden.

Insbesondere an der ersten Phase des Transfers ist zu erkennen, dass eine Arbeit mittels Gewichtsverlagerung zwar empfehlenswert ist, eine generelle Anwendung jedoch nicht sinnvoll ist. Diese Aufgabe zeigt durch die feste Vorgabe in der Bewegung die Grenzen der Technik auf.

#### **4.2.5. Zusammenfassende Bewertung im interindividuellen Vergleich**

Aufgrund der großen interindividuellen Unterschiede in der Ausführung derselben Technik wurden bislang hauptsächlich die intraindividuellen Unterschiede untersucht. Um eine Empfehlung für die Verbesserung der neuen Technik geben zu können werden in diesem Abschnitt fehlerhafte Durchführungen ausfindig gemacht und im Vergleich zu den anderen Probandinnen bewertet. Somit werden systematische Fehler aufgedeckt um eine generelle Optimierung der neuen Technik zu ermöglichen.

Bei den meisten Aufgaben zeigt sich für die neue Technik eine deutliche Überlegenheit. Dies gilt insbesondere für den Transfer zum Kopfende nach der Variante 2, den zur Bettkante und den in den Rollstuhl. Bei anderen Aufgaben wie dem Aufstellen des Kopfteiles besteht für die meisten Probandinnen keine Wirksamkeit. Die Probandin 6 jedoch hat durch eine besondere Form des Transfers gezeigt, dass über Anwendung dieser Technik unter Beachtung bestimmter Randbedingungen doch eine deutliche Reduktion der Belastung zu erzielen ist. Im Einzelnen sind diese bei den entsprechenden Techniken aufgeführt, in diesem Abschnitt jedoch werden übergreifende Prinzipien dargestellt und Verbesserungsvorschläge für die praktische Durchführung unterbreitet. Viele dieser Vorschläge sind allgemein gültig, ein Teil jedoch spezifisch für die Durchführung der neuen Technik.

In folgenden Punkten ist eine Verbesserung der neuen Technik möglich und nötig:

##### **- Richtige Stellung zur Last**

Die **Vermeidung von extremen Haltungen** im Bezug auf Seitneigung und Rotation ist durch eine richtige Stellung zur Last vor dem Transfer zu realisieren. Danach hat der Transfer um die **Neutralposition** herum zu erfolgen. Bei gleichem Bewegungsumfang wird so nur die Hälfte der Bewegungsamplitude in jede Richtung erreicht.

Daneben ist die Stellung zur Last an die Aufgabe anzupassen, so sollte insbesondere bei einer geführten Bewegung wie beim Aufstellen des Kopfteiles die Kraft in die gewünschte Bewegungsrichtung wirken.

##### **- Sportliche Freizeitaktivität**

Bei dieser Untersuchung fällt auf, dass Pflegekräfte, welche keinen Sport durchführen, schlechtere Ergebnisse erbringen. Es ist zu postulieren, dass eine sportliche Aktivität für die korrekte Ausführung, insbesondere der neuen Technik, von Vorteil ist und eine lange

Berufserfahrung ohne Kenntnis dieser Technik von Nachteil ist. Eine mögliche Erklärung wäre, dass bei der neuen Technik durch die größere Komplexität der Bewegungen ein höheres Koordinationsvermögen in der Bewegungen nötig ist, wie es beim Sport trainiert wird.

#### **- Übung in der alltäglichen Berufspraxis**

Weiter bleibt anzunehmen, dass ein durch die langjährige Berufserfahrung eingeübtes Bewegungsmuster das Erlernen einer neuen Technik erschwert. Somit ist eine Ausbildung rückenschonenden Hebens möglichst **früh in die Pflegeausbildung zu integrieren** und die sportliche Aktivität des Personals zu fördern. Diese in anderen Bereichen schon lange bekannten Fakten haben auch in dieser Studie ihren Einfluss hinterlassen.

#### **- Richtige Einstellung der Betthöhe**

Einen weiteren Einfluss auf die Entstehung einer **Extremhaltung** hat die richtige Vorbereitung des Arbeitsplatzes. Entscheidend hierfür ist die richtige Einstellung der Betthöhe. Bei einer falschen Einstellung kann bei der neuen Technik die Möglichkeit der Arbeit mittels Gewichtsverlagerung deutlich eingeschränkt sein. Dies zeigt sich zum Beispiel beim Aufstellen des Kopfteiles mittels der neuen Technik. Die Probandin 6 hat bei einer leichten Verringerung der Betthöhe im Verhältnis zu den anderen Probandinnen eine deutlich bessere Möglichkeit ihr Gewicht einzusetzen, bei drei der anderen ist dies aufgrund des hohen Bettes nur durch eine funktionelle Verlängerung des Standbeines möglich.

In dem Fall, in dem die Bewegungsbahn so fest vorgegeben ist und die Griffhöhe beim Aufstellen nach oben wandert, ist dieser Faktor von sehr großer Bedeutung. Schon wenige Zentimeter können die Möglichkeiten in der Bewegung sehr einschränken. Aber auch bei den anderen Transferaufgaben mittels der neuen Technik ist die Betthöhe von großer Bedeutung. Ist die Höhe bei der neuen Technik zu tief gewählt, so wird in einem schlechten Winkel nach oben gezogen. Ist sie zu hoch gewählt, so ist die Auflagefläche auf dem Bett zu groß. Bei der herkömmlichen Technik bedingt ein zu tief eingestelltes Bett die Notwendigkeit sich herunterzubeugen und ein zu hohes behindert den Transfer.

#### - Vermeidung des „Reißens“ der Last

Ein weiterer häufig aufgetretener Fehler ist die **große Beschleunigung der Last**, im Sport auch „Reißen“ genannt. Dies tritt häufig dann auf, wenn die hebende Person mit der an sie gestellten Aufgabe körperlich oder technisch überfordert ist. Auffällig häufig zeigt sich dies bei den Probandinnen 2 und 5, woraus dann durch die große Beschleunigung eine sehr hohe Belastung der LWS resultiert. Weiter ist durch die große Geschwindigkeit die Koordination der Bewegungen deutlich erschwert, so dass hierdurch eine Verschlechterung der Haltung auftritt. Mit der Durchführung kontinuierlicher, langsamer Bewegungen lässt sich die Belastung der LWS verringern und die Haltung verbessern.

#### - Arbeit mittels Gewichtsverlagerung

Die Arbeit mittels Gewichtsverlagerung stellt eines der Grundprinzipien der neuen Technik dar, ist dabei aber gleichzeitig die am schwierigsten zu erfüllende Aufgabe. Dies stellt zu Beginn eine ungewohnte Form der Bewegung dar, weil durch das Stecklaken bei der neuen Technik der direkte Patientenkontakt zur Führung der Bewegung nur eingeschränkt besteht. Durch eine **jahrelange Arbeit** vertieft sich das Gefühl für diese Art des Transfers, sodass von einer weiteren Verringerung der Belastung im Laufe der Zeit auszugehen ist. Aus einer geringeren Belastung könnte als weiterer positiver Nebeneffekt eine langsamere Ermüdung des Pflegepersonals resultieren. Schon in der Durchführung zeigten sich interindividuell deutliche Unterschiede, manche Probandinnen taten sich hiermit schwerer als andere. Wie oben bereits erwähnt war die Durchführung für sportlich geübte Schwestern leichter als für andere.

#### - Nutzung des vollen Bewegungsspielraumes

Sowohl für die Vermeidung einer Flexionshaltung als auch für den ausreichenden Haltungsspielraum im Transfer ist bei der neuen Technik die Verlängerung der funktionellen Armlänge verantwortlich. Diese Untersuchung hat gezeigt, dass dieses Prinzip eine deutliche Verbesserung der Haltung erreichen kann, wenn die neue Technik richtig angewendet wird. Für die Funktion dieser Technik ist die **gefasste Lakenlänge** von entscheidender Bedeutung. Ist diese zu groß, so besteht eine zu unsichere Führung der Bewegung des Patienten, ist diese zu klein, so kommt die Probandin in eine Zwangshaltung – der Spielraum für die Haltungsoptimierung ist also minimal.

Ein Beispiel für zu kurz gefasste Lakenenden zeigt sich bei der Probandin 2 im Transfer mittels der neuen Technik in den Rollstuhl. Werden sich hierzu die Videoaufnahmen angeschaut, so zeigt sich, dass diese bei dieser Aufgabe das Laken viel kürzer fasst als die anderen Probandinnen (Abb. 96).



Abb. 96 Auswertung der Videoaufnahmen der Probandin 2 beim Transfer mittels der neuen Technik in den Rollstuhl.

Hierdurch erreicht sie aufgrund der besseren Führbarkeit des Patienten ein sichereres Gefühl, bringt sich damit jedoch in eine Zwangshaltung, weshalb sie eine Extensions-/ Flexionsbewegung zum Anheben und Absetzen durchführen muss. Das Arbeiten mittels Gewichtsverlagerung aus einer solchen Ausgangssituation ist nur eingeschränkt möglich. Aus diesem Grund zeigt die Probandin 2 bei diesem Versuch im Vergleich zu den anderen Probandinnen ein sehr schlechtes Abschneiden. Da insbesondere die Flexionsbewegungen durch die neue Technik minimiert und durch eine Gewichtsverlagerung ersetzt werden sollen besteht hier eine falsche Durchführung der neuen Technik.

Eine falsche Durchführung der neuen Technik findet sich bei verschiedenen Probandinnen, jedoch gehäuft bei der Probandin 2. Im interindividuellen Vergleich der Probandinnen zeigt sich, dass die Probandin 2 nur für den Transfer zum Kopfende mit der Variante 2 eine Reduktion der Kompressionskraft durch die neue Technik erzielen konnte. In allen anderen Vergleichen ergab sich eine Erhöhung durch die neue Technik. Diese Probandin weist gegenüber den anderen Probandinnen zwei Besonderheiten auf. Zum einen hat sie die längste Berufserfahrung und zum anderen weist sie einen hohen Body-Mass-Index auf,

was auf keine intensive sportliche Aktivität schliessen läßt. Ähnliche Verhältnisse zeigt auch die Probandin 5, welche keinen Sport durchführt und ebenfalls relativ schlecht abschneidet. Das schlechte Abschneiden drückt sich bei beiden Probandinnen für die meisten Techniken in hohen Belastungswerten und einem unruhigen Kurvenverlauf aus.

Insgesamt betrachtet halte ich eine weitere Verbesserung und Ausweitung der neuen Technik für die meisten der getesteten Transferaufgaben im Bezug auf die Protektion von Rückenbeschwerden für sehr sinnvoll. Bei manchen Aufgaben ist eine Verbesserung unbedingt notwendig, wie z.B. beim Aufstellen des Kopfteiles. Nur eine Probandin hatte bei diesem Versuch mittels der neuen Technik bessere Werte erzielen können. Generell sind die Vorschläge für eine Verbesserung auch bei den jeweiligen Versuchen aufgeführt.

## **5. Diskussion**

Die Auswirkung einer Belastung auf die Entstehung von LWS-Beschwerden ist, wie bereits in einigen Studien nachgewiesen, von vielen Faktoren abhängig. Allerdings ist, beim intraindividuellen Vergleich verschiedener Hebetekniken, die Betrachtung weiterer, nicht mechanischer, individueller Einflussfaktoren auf die Genese von LWS-Beschwerden nicht Gegenstand dieser Arbeit.

Eine genaue Vorhersage, ab welcher Grenze eine mechanische Belastung tatsächlich zur Schädigung der LWS führt, ist nicht zu treffen. Allenfalls kann, anhand der in verschiedenen Studien ermittelten Grenzwerte, deren Wahrscheinlichkeit abgeschätzt werden. Als wichtigste zu vergleichende Faktoren zur Abschätzung dieses Risikos, werden in dieser Studie die Kompressionskraft, die mechanischen Momente, die Haltung der LWS sowie die übernommene Patientengewichtskraft (Handlast) bewertet. Als Grundlage der Bewertung dienen die verschiedenen, in der Literatur angegebenen Grenzwerte und die verschiedenen Studien, welche bereits mit ähnlichen Methoden eine Belastungsbewertung der LWS bei Pflegekräften vorgenommen haben.

### **-Biomechanische Methoden zur Belastungsbestimmung in der Pflege**

Die Belastung der LWS während der Arbeit lässt sich durch direkte oder indirekte Messverfahren bestimmen. Die einzige direkte Messung der LWS-Belastung besteht bislang über die Messung des intradiscalen Druckes. Erste Messungen dieser Art im Bereich der LWS hatten Nachemson et Morris (1966) veröffentlicht. Bei verschiedenen Aktivitäten bestimmten Wilke et al. (1999) den Druck in der Bandscheibe L4/5. Dieses Ergebnis ist zwar nicht direkt mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbar, liegt aber in einem ähnlichen Größenbereich wie das hier ermittelte.

Diese Art der direkten Messung stellt zwar ein genaues Verfahren zur Bestimmung der Bandscheibenbelastung dar, jedoch fehlen bei der isolierten Betrachtung des intradiscalen Druckes Informationen über die darin zugeordnete Größenordnung von Haltung, von außen angetragenen Last und Muskelaktivität. In einer jüngeren Studie untersuchten Wilke et al. (2001) erneut die Druckverhältnisse im LWS-Bereich, bei verschiedenen Belastungssituationen, unter gleichzeitiger Erfassung der anthropometrischen Daten. Eine Simultanmessung von intradiscalem Druck mit Bewegungsanalyse und biomechanischer Modellierung zur Abschätzung des Risikos bei der Entstehung von Rückenbeschwerden existiert jedoch bislang noch nicht.

Selbst nach einem solchen Abgleich mathematischer Modelle wäre, wegen der interindividuell unterschiedlichen Anatomie, eine generelle Aussage nicht möglich. Somit müsste, um das höchste Maß an Genauigkeit zu erlangen, bei jedem Versuch zusätzlich der intradiscale Druck gemessen werden. Unter diesen Umständen ist jedoch eine breite Messung an gesunden Proband/innen nicht zu verantworten, so dass indirekte, mathematische, nicht invasive Verfahren letztlich vorzuziehen sind.

Die ersten einfachen biomechanischen Modelle hatten lediglich wenige Segmente und konnten nur bei symmetrischen Belastungssituationen und Hebevorgängen in der Sagittalebene die LWS-Belastung berechnen (Ayoub et al. 1976, Ayoub et al. 1978, Freivalds et al. 1984, Troup et al. 1983, Jäger 1989). Erste zweidimensionale Videogestützte Bewegungs- und Belastungsanalysen zur Bestimmung der Belastung in der Pflege führten Gagnon et al. (1986) durch und ermittelten dabei die Belastung am lumbosakralen Übergang. Ebenfalls mittels zweidimensionaler statischer Bewegungsanalyse ermittelten Garg et al. (1991a/b) die Belastung bei unterschiedlichen Formen des Transfers von Patienten zwischen Bett und verschiedenen Stühlen. Die Höhe von Bett und Stühlen wurde hierbei fest vorgegeben.

Aufgrund der zweidimensionalen Darstellung, sind die von beiden Gruppen verwendeten Verfahren mit relativ großen Messungenauigkeiten behaftet und, wie die einfacheren Modelle, nicht für komplexere zu untersuchende Aufgaben geeignet.

Ein über Videoaufnahmen gespeistes, dreidimensionales dynamisches Modell des Menschen verwendeten Jäger und Luttmann (1989/1992), um die Belastungen beim Heben von Lasten zu berechnen. Dieses Modell geht von einer konstanten, durchschnittlichen Anthropometrie aus (Körperhöhe 175 cm, Körpermasse 75 kg, einheitliche Körperproportionen, dorsaler Rückenmuskel-Hebelarm 6 cm (Jäger, 1995)). Körperhaltung und Lastposition wurden als symmetrisch bezüglich der Körperlängsachse angenommen, Abweichungen hiervon nicht gemessen. Es ist verschiedentlich angewendet worden - insbesondere auch um die Kompressionskraft in der Bandscheibe L5/S1 im Zusammenhang mit der BK 2108 (Berufskrankheit 2108) abzuschätzen.

Für die grobe Abschätzung der Größenordnung der Belastung im Rahmen einfacherer Tätigkeiten ist dieses Modell gut geeignet. Wegen der starren Anthropometrie, der eingeschränkten Beurteilbarkeit aller Haltungparameter und der meist als symmetrisch angenommenen Belastung ist es allerdings nicht für eine Bestimmung der LWS-Belastung bei komplexeren Aufgabestellungen geeignet. Diese Aufgabe lässt sich nur durch ein Modell lösen, das an die individuellen Parameter des Probanden angepasst und mit realen, bewegungsanalytisch erfassten Daten gespeist werden kann. Ansonsten könnte eine Fehlbeurteilung der Aufgaben resultieren.

Ein isoliertes dreidimensionales EMG-gestütztes Belastungsmodell der LWS nutzten Marras et al. (1999) zur Untersuchung der Belastung der LWS bei verschiedenen Transferaufgaben in der Pflege. Es wurden sowohl unterschiedliche Möglichkeiten des Transfers zwischen Bettkante und verschiedenen Stühlen, als auch das Hochziehen des Patienten zum Kopfende des Bettes durch männliche bzw. weibliche Pflegekräfte untersucht. Die Einbeziehung des EMG sollte der genaueren Belastungsberechnung, wegen der muskulären Koaktivierung bei größeren Bewegungsgeschwindigkeiten, dienen. Anders als in allen anderen Studien, hatten Marras et al. (1999) sämtliche Transferaufgaben mit einer nur 50 kg schweren, zu transferierenden Patientin, bei konstanter Betthöhe von 58 cm untersucht. Dieses extrem niedrige Patientengewicht liegt, im Vergleich zu allen anderen Studien, um ca. 25 kg zu niedrig und ist auch im Alltag einer Pflegekraft wohl eher als eine Rarität zu bezeichnen.

Auch ein nicht höhenverstellbares Bett, wie Garg et al. (1991a/b und 1992) und Marras et al. (1999) es vorgaben, entspricht hierzulande nicht dem gängigen Standard. Hieraus resultieren eine Haltung und ein Bewegungsablauf, welche die realen Bedingungen nur eingeschränkt wiedergeben können. Es sollte den, u.a. in der Körpergröße unterschiedlichen Probandinnen möglichst frei gestellt sein, ihre alltäglichen Transferbedingungen selbst herzustellen.

Die optimalen Voraussetzungen für eine objektive Beurteilung von Transfertechniken in der Pflege erstellten Deuretzbacher et al. (1999), die mit einem parametrisierbaren, bewegungsanalytisch gespeistem Ganzkörpermodell die Belastung der LWS bei verschiedenen Pflegeaufgaben bestimmten. Untersucht wurden mannigfaltige, täglich wiederkehrende Aufgaben wie z.B. das Unterziehen eines Stecklakens, das Anziehen eines T-Shirts, das

Hoch- und Tiefstellen des Kopfteils eines Krankenbettes mit Patienten, der Transfer des Patienten im Bett zum Kopfteil, der Transfer vom Bett auf eine Trage, das Aufrichten des Patienten für den Rollstuhltransfer und der Transfer des Patienten von der Bettkante in den Rollstuhl. Es wurde mit einem ca. 75 kg schweren Patienten gearbeitet und ein individuell von der Probandin eingestelltes höhenverstellbares Bett genutzt.

Eine umfassende vergleichende Beurteilung von Transfertechniken unter realitätsnahen Bedingungen, mit der Option, Verbesserungsvorschläge zu erbringen, bedarf der Darstellung aller o.g. Risikoparameter mit deren Maximalwerten und der Betrachtung im Transferverlauf. Diese Voraussetzungen sind bislang nur teilweise umgesetzt worden. In dieser Studie erfolgt erstmalig eine umfassende Betrachtung, mit der Erarbeitung konkreter Verbesserungsvorschläge.

#### **- Belastungsrichtlinien und -grenzwerte**

Es existieren verschiedene Richt- und Grenzwerte für die Handhabung von Lasten, anhand derer dann im nächsten Abschnitt die Ergebnisse bewertet werden sollen. Teilweise werden Risikofaktoren beschrieben, wie in der **EG-Einzelrichtlinie 90/269/EWG** („EG-Richtlinie über die Mindestvorschriften bezüglich der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes bei der manuellen Handhabung von Lasten, die für die Arbeitnehmer insbesondere eine Gefährdung der Lendenwirbelsäule mit sich bringt“), oder konkrete Beträge verschiedener Belastungsparameter aufgeführt. Die EG-Einzelrichtlinie beschreibt, ohne Angabe absoluter Lastgrößen, eine besondere Gefährdung der LWS bei besonders schwerer, großer, unhandlicher, schwierig zu fassender, in vom Körper entfernter Position, im labilen Gleichgewicht befindlicher Last oder ungünstiger gebeugter bzw. rotierter Haltung des Körpers der hebenden Person, bei einem Transfer unter Rotation des Rumpfes. All diese ungünstigen Belastungsfaktoren können am Arbeitsplatz einer Pflegeperson bestehen.

Mit der aus der EG-Richtlinie als nationale Vorschrift entstandenen Lastenhandhabungsverordnung vom 1.12.1996 wird, über die EG-Richtlinie hinaus, vom Arbeitgeber die Berücksichtigung der körperlichen Eignung der Beschäftigten zur Ausführung der Aufgaben gefordert. Dieser Eignung, insbesondere im Bezug auf die Geschlechtsbezogenen Belastbarkeitsunterschiede, kann, im industriellen Bereich, durch die Selektion der auszuführenden Arbeiten Rechnung getragen werden. Im Bereich der Pflege dagegen, wird ohne dessen Berücksichtigung die gleiche Arbeit von beiden Geschlechtern verrichtet, zumal 95% der Pflegekräfte weiblichen Geschlechtes sind (Garg et al. 1992).

Die im Folgenden angeführten konkreten Grenz- bzw. Richtwerte für das Heben und Tragen von Lasten werden zur Bewertung der Ergebnisse dieser Arbeit heran gezogen.

- Das Merkblatt zur **BK 2108** (Berufskrankheit 2108) sieht Orientierungswerte für „schwere Lasten“, die nah am Körper getragen werden, in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht vor. Für Männer sind 1,5 bis 2,0-fach höhere Werte als für Frauen angesetzt.
- Die **Verordnung für Frauen in der grob- und feinkeramischen Industrie** (Erlass des Reichsministers vom 22.06.1936) schreibt für Arbeitnehmerinnen vor, dass sie nicht mit dem Tragen von Kisten beschäftigt werden dürfen, soweit diese ein Gewicht von 15 kg überschreiten (Refa-Nachrichten 1984).
- Die Verordnung über die **Beschäftigung von Frauen auf Fahrzeugen** schreibt vor, dass Frauen nicht mit Arbeiten betraut werden dürfen, bei denen sie Lasten von mehr als 10kg Gewicht ohne mechanische Hilfsmittel, nicht nur gelegentlich heben oder tragen.
- Nach dem **Mutterschutzgesetz** (§4 Abs.3 Ziff.1) dürfen schwangere Frauen nicht mit Arbeiten betraut werden, bei denen regelmäßig Lasten von mehr als 5 kg Gewicht oder gelegentlich Lasten von mehr als 10 kg Gewicht ohne mechanische Hilfsmittel von Hand gehoben, bewegt oder befördert werden (Refa-Nachrichten 1984)..
- **Hettinger (1991)** liefert Richtwerte für **Heben und Tragen unter Optimalbedingungen**. Diese gibt verschiedene Grenzwerte für die zu transferierende Last, in Abhängigkeit von Geschlecht, Häufigkeit und Art des Transfers (Heben/Tragen) an.
- **Fathallah et al. (1998)** klassifiziert die Schwere der Arbeit nach der Hebefrequenz und der zu transferierten Last. Das Lastgewichtes wird bis 11 N als niedrig, zwischen 11 und 89 N als mittel und über 89 N als hoch eingestuft, die Hebefrequenz unter 50 /h als niedrig, zwischen 50 und 180 /h als mittel und über 180 /h als hoch.
- **Trichauer (1978)** klassifiziert die Arbeitsschwere anhand der Momente an der Bandscheibe L5/S1 in vier Schwereklassen. Sie sind im Einzelnen in Tabelle 35 aufgelistet.

- **Evans et. al. (1959)** und **Sonoda (1962)** zeigen mit dem Alter abnehmende Werte für die Festigkeit der Deck- und Bodenplatten des Wirbels L5/S1 auf. Hierfür existieren große biologische Variationen. So zeigte Sonoda (1962) bei Frauen eine um 17% geringere Festigkeit der Wirbelkörperendplatten als bei Männern. Die dargestellten Grenzwerte stellen die Last dar, ab derer Mikrofrakturen der an die Bandscheibe grenzenden Deck- und Bodenplatten entstehen. Diese Werte u.a. stellen die Grundlage der Kompressionskraftgrenzwerte nach NIOSH dar.
  
- Das **National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)** gibt im Work Practices Guide for Manual Lifting (1981) einen geschlechtsabhängigen Grenzwert für die Kompressionskraft der LWS im manuellen Lastentransport an.
  
- **Jäger und Luttmann (1994)** berücksichtigen mit ihren Grenzwerten, neben dem Geschlecht, die Anpassung der Belastung an die mit zunehmendem Alter auftretenden physiologischen Veränderungen. Im höheren Lebensalter besteht, laut Jäger und Luttmann (1994,) ein deutlich niedrigerer Grenzwert für die Belastbarkeit der LWS als nach NIOSH. Die Werte von Jäger und Luttmann (1994) dienen u.a. zur Festlegung der Grenzwerte der BK 2108.

#### **-Vergleich der Modelle und Richt- bzw. Grenzwerte mit dieser Studie**

Ein direkt bestimmbarer Belastungsparameter ist die von der Probandin übernommene Patientengewichtskraft, die sowohl statische als auch dynamische Anteile beinhaltet. Die vorliegenden Ergebnisse der hohen Belastungswerte sind mit denen anderer mechanischer Modelle durchaus vergleichbar (Tab. 29).

Mittelwerte der Lastübernahme	Marras et al. 1999	Garg et al. 1991 (a/b)	Deuretzbacher et al. 1997	Diese Studie	
				Herkömmnl. Technik	Neue Technik
Minimal	Keine Angabe	10,7 - 31,2 kg	4,6 - 28,2 kg	8,1 – 39,0 kg	9,19 - 33,4 kg

Tab. 29 Vergleich der Handlasten verschiedener Studien im Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit.

Der Grund für die im Verhältnis zu den anderen Studien kleine minimale mittlere Lastübernahme bei Deuretzbacher et al. (1997), liegt in der Wahl der durchgeführten Aufgaben. Beim Anziehen eines T-Shirts ist eine deutlich geringere Last übernommen worden, als bei hauptsächlich transferierenden Tätigkeiten. Wegen fehlender Angaben zur Lastübernahme ist ein Vergleich mit dem Modell von Marras et al. (1999) nicht möglich. Dies wäre jedoch zum Vergleich der Modelle von entscheidender Bedeutung, da Marras et al.

(1999) ihre Versuche mit einer 50kg schweren Patientin durchführten, während alle anderen Arbeitsgruppen mit einem um 75kg schweren Patienten (oder Puppe) arbeiteten.

Zur Risikobewertung anhand der Handlast können verschiedene Werte herangezogen werden. In der Risikoklassifizierung für die Entstehung von Rückenbeschwerden nach Fathallah et al. (1998) sind alle Handlasten über 11N als mittelschwer und über 89N als schwer bezeichnet worden. Setzt man dies auf die Ergebnisse dieser Studie an, so zeigt sich nur bei der Probandin 2, mit der Verlagerung des Patienten zur Bettkante, eine im Mittel mittelschwere (79,3N) Handlast. Alle anderen Versuche zeigen schwere Handlasten.

Vergleicht man die Ergebnisse dieser Studie mit den bereits im Abschnitt 1.1. (Erfassung des wissenschaftlichen Umfeldes) dargestellten Grenzwerten, liegen diese in einer ähnlichen Größenordnung. Die definierten Grenzwerte liegen, in Abhängigkeit von Alter, Tätigkeitsfeld und Bestehen einer Schwangerschaft, zwischen 5 und 15kg. Um diese, an das Probandinnenalter angepassten Werte vergleichen zu können, werden sie in Tabelle 30 den Ergebnissen dieser Studie direkt gegenübergestellt.

Probandin	Alter [a]	Grenzwerte für die maximale Lastübernahme nach					Lastübernahme dieser Studie	
		BK 2108 [kg]	Mutterschutzgesetz gelegentlich / kontinuierlich [kg]	Hettinger (1991) <5%/5-10% der Schicht [kg]	Verordnung. f. Beschäftigung v. Frauen i.d. grob- u. feinkeram. Industrie [kg]	auf Fahrzeugen [kg]	Herkömmli. Technik [kg]	Neue Technik [kg]
1	34	15	10 / 5	15 / 10	15	10	21,5–28,5	17,6–23,8
2	52	10	10 / 5	13 / 9	15	10	8,08–35,7	14,4–33,4
4	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	20,3–26,4	13,5–25,7
5	35	15	10 / 5	15 / 10	15	10	15,5–39,0	9,19–33,2
6	26	15	10 / 5	15 / 10	15	10	24,7–35,2	11,0–28,1

Tab. 30 Vergleich der mittleren maximalen Handlasten dieser Studie mit den Grenzwerten nach den Verordnungen für Frauen auf Fahrzeugen oder in der grob- und feinkeramischen Industrie, nach BK 2108 nach dem Mutterschutzgesetz und nach Hettinger (1991).

Insgesamt bestätigt dieser Vergleich die große Belastung in Pflegeberufen. Von Seiten der Lastübernahme im Transfer kann durch herkömmliche Techniken nur in einem Fall, von einer einzigen Probandin, die Grenze von 10kg unterschritten werden (Seitverlagerung des Patienten im Bett, herkömmliche Technik, Probandin 2). Dieses erreicht sie durch ein extremes Abstützen auf dem Bett, beim Untergreifen des Patienten, u.a. im Gesäßbereich. Nebenbei wären diesbezüglich auch Fragen der Hygiene zu bedenken.

Alle anderen Probandinnen mit allen anderen herkömmlichen Techniken liegen in der Lastübernahme über 15kg. Die Reduktion der Lastübernahme von durchschnittlich 18,9% durch die neuen Techniken erfüllt zwar dessen Grundprinzip, allerdings übersteigen die hohen Werte der Handlasten trotzdem die geforderten Grenzwerte. Mit Hilfe der neuen Technik können im Rahmen zweier Aufgaben von allen Probandinnen die Grenzwerte von 10 bzw. 15kg unterschritten werden. Mit Hilfe der neuen Technik wird der Wert von 10kg beim Transfer zum Kopfbende (Variante 2), der von 15kg bei der Seitverlagerung unterschritten.

Dies Ergebnis zeigt die Schwere der hier untersuchten Aufgaben. Die nach dem Mutterschutzgesetz vorgegebenen Grenzwerte für gelegentliche Aufgaben können konstant nur beim Transfer zum Kopfbende, mit der Variante 2 der neuen Technik eingehalten werden. Vom Einsatz der anderen untersuchten Techniken durch Schwangere muss unter den angesetzten Kriterien, trotz Lastreduktion durch die neue Technik, schon vor Betrachtung der weiteren Parameter dringend abgeraten werden.

Bestätigt wird damit die häufig in der Literatur zu findenden Aussage, dass Patiententransferaufgaben die höchste Belastung in der Arbeit einer Pflegekraft darstellen (Haigh 1993, Kretzschmar 1976, Harber 1985, Collins 1990, Marras et al. 1999). Es belegt zudem die These, dass eine Verminderung der Belastung unerlässlich ist. Es müssen also vermehrt mechanische Hebe- und Transferhilfen eingesetzt werden.

Für die Durchführung der Versuche ist in dieser Studie von der Verwendung einer Puppe (zur Normierung der Handlasten) abgesehen worden, weil hierdurch zwar besser normierte, jedoch irrealere Bedingungen geschaffen werden. Dies bestätigen auch die Ergebnisse von Gagnon et al. (1986). Sie konnten zeigen, dass unter Verwendung einer Puppe durchgängig zwischen 29 und 46% höhere Kompressionskräfte resultierten. Eine Vergleichbarkeit mit allen anderen Studien und Grenzwerten ist damit nicht mehr gegeben.

Die Kompressionskraft stellt einen besonders wichtigen Parameter im Vergleich mit anderen Studien und Grenzwerten dar. Sie wird in fast allen Studien ermittelt. Die Schwere der durchgeführten Techniken wird durch die Analyse der Kompressionskraft, im Vergleich der Ergebnisse dieser Studie mit den o.g. Grenz- und Richtwerten, bestätigt.

Im Vergleich der Ergebnisse dieser Studie mit den altersangepassten Grenzwerten nach Jäger / Luttmann (1994) fällt auf, dass bei einem Alter unter 30 Jahren, selbst bei einer maximalen Lastübernahme von ca. 35 kg, der ermittelte Grenzwert nicht erreicht wird (Tab. 31). In Anbetracht dieser großen Lastübernahme wurde der Grenzwert vermutlich zu hoch angesetzt. Betrachtet man zudem das Alter des Auftretens von Rückenbeschwerden (Stubbs 1983), so liegt dies bei Vollzeitbeschäftigten durchschnittlich im Alter von 34,8 Jahren und bei Teilzeitbeschäftigten von 40,2 Jahren, nach Jäger und Luttmann also in der Alterskategorie zwischen 30 und 40 Jahren. Mit der Theorie der Summation von Mikroläsionen in der Genese von Rückenbeschwerden, wäre ein asymptomatischer Beginn im Alter unterhalb des 30. Lebensjahres durchaus denkbar.

In der Alterskategorie zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr nach Jäger und Luttmann (1994) liegt nur die Probandin 1 sämtlich unter den Grenzwerten.

Probandin	Alter [a]	Grenzwert nach NIOSH (1981) [kN]	Grenzwert nach Jäger und Luttmann (1994) [kN]	Bruchbelastung der Deck- u. Bodenplatte an der Bandscheibe L5/S1 modifiziert nach Sonoda (1962) [kN]	Mittelwerte Kompressionskraft herkömmliche Technik [kN]	Mittelwerte Kompressionskraft neue Technik [kN]
1	34	2,6	3,8	7,89	2,63 - 3,42	1,41 – 2,86
2	52	2,6	2,6	5,60	2,08 - 4,09	2,24 - 4,26
4	26	2,6	4,4	7,89	2,93 - 3,47	1,94 – 2,96
5	35	2,6	3,8	7,89	3,02 - 5,67	2,14 – 5,24
6	26	2,6	4,4	7,89	2,64 - 3,31	1,76 – 3,22

Tab. 31 Grenzwerte der Kompressionskraft der Probandinnen nach NIOSH (1981), Jäger/Luttmann (1994) und Bruchbelastung nach Sonoda im Vergleich zur ermittelten Kompressionskraft.

Bei Probandinnen 4 und 5 verteilen sich die Messwerte um diesen Grenzwert herum (Tab. 31). Dagegen schafft es die Probandin 2, in der Alterskategorie über 40 Jahre (Grenzwerte von NIOSH (1981)/ Jäger und Luttmann (1994) gleich) nur mit wenigen Transfer-Techniken unter den Grenzwerten zu bleiben (Tab. 31). Im Vergleich der Ergebnisse mit dem Grenzwert nach NIOSH (1981) unterschreitet diesen nur die Probandin 2, mit ihrer besonderen Technik des Transfers zur Seite, mit der herkömmlichen Technik. Alle anderen Probandinnen und Techniken weisen dies nicht auf. Wegen der Verteilung der Ergebnisse der neuen Technik um den Grenzwert nach NIOSH (1981) herum, ist eine deutlich differenziertere Betrachtung nötig.

Betrachtet man den prozentualen Anteil derer, die diese Grenzwerte einhalten, so wird der höhere Grenzwert nach Jäger und Luttmann (1994) von deutlich mehr Probandinnen eingehalten als der nach NIOSH (1981).

Aufgabe	Einhalten des Grenzwert nach NIOSH (1981)		Einhalten des Grenzwert nach Jäger / Luttmann (1994)					
	Herkömmliche Technik	Neue Technik	Herkömmliche Technik		Neue Technik			
Transfer Bett > Rollstuhl	0 %	40 %	60 %		60 %			
Verlagerung des Patienten zur Seite	20 %	80 %	100 %		100 %			
Aufrichten des Patienten im Bett	0 %	40 %	80 %		80 %			
Hochziehen des Patienten im Bett zum Kopfende	Var. 1 0 %	Var. 2 0 %	Var. 1 0 %	Var. 2 100 %	Var. 1 60 %	Var. 2 75 %	Var. 1 60 %	Var. 2 100 %

Tab. 32 Anteil der Probandinnen, die die Grenzwerte der Kompressionskraft nach NIOSH (1981) und Jäger/Luttmann (1994) einhalten.

Auch hier zeigt sich, dass mit der neuen Technik eine deutliche Verringerung der LWS-Belastung erzielt wird. Dies gilt, mit Ausnahme der Variante 1 des Transfers zum Kopfende, mit ähnlicher prozentualer Verteilung wie bei den herkömmlichen Techniken, für alle neuen Techniken.

Bei einer mittleren Reduktion der Kompressionskraft um 18,6% bilden zwei Probandinnen eine Ausnahme: die Probandin 2, welche bei der neuen Technik im Mittel höhere Kompressionskräfte zeigt und die Probandin 5, bei welcher mit Hilfe der neuen Technik zwar erniedrigte, allerdings im Verhältnis noch sehr hohe Kompressionskraftwerte auftreten. Beiden Probandinnen ist gemeinsam, dass sie keinen Sport ausüben, einen hohen Body-mass-Index aufweisen und lange Berufserfahrung haben. Dies könnte man als Bestätigung der Aussagen von Rosenthal (1992) sehen, die eine Schulung möglichst früh im Berufsleben empfehlen und von Lahad et al. (1994), Gundewall et al. (1993), Amako M. (1989), Cupisti et al. (2004), die eine sportliche Aktivität als protektiv für die Genese von Rückenbeschwerden beschreiben.

Die nach **Sonoda** (1962) für Frauen modifizierte Bruchbelastung der Wirbelkörper-Boden- und -Deckplatten (**Evans** 1959) wird in keinem Fall erreicht, so dass, in Anlehnung an diese Grenzwerte, bei den durchgeführten Transfertechniken nicht von einer möglichen Schädigung der Wirbelkörper auszugehen ist (Tab. 31).

Stellt man die Ergebnisse für den Mittelwert der maximalen Kompressionskraft dieser Studie den Ergebnissen anderer, auf mathematischer Modellierung basierenden Untersuchungen von Pflegepersonal gegenüber, so zeigt sich, mit Ausnahme der Untersuchung von Marras et al. (1999), eine weitgehend ähnliche Größenordnung (Tab. 33).

Untersucher	Mittelwerte der maximalen Kompressionskraft im Vergleich [kN]					
	Deuretz- bacher et al. (1997)	Gagnon et al. (1987)	Garg et al. (1991b)	Garg et al. (1992)	Marras et al. (1999)	diese Studie
Mittlerer Kompressions- kraftbereich [kN]	2,0 – 3,8	3,9 – 4,1	1,9 – 4,4	3,7 – 4,9	3,8 – 9,1	2,1 – 3,8
Maximal aufgetretene Kompressionskraft [kN]	Keine An- gabe	7,21	4,98	5,5	Keine Angabe	5,90

Tab. 33 Vergleich der Ergebnisse der mittleren maximalen Kompressionskraft (L5/S1) verschiedener Studien

Die Unterschiede der Mittelwerte der Kompressionskraft liegen an der Durchführung leichter Aufgaben, wie z.B. bei Deuretzbacher et al. (1999), dem Anziehen eines T-Shirts, sowie anderen Voraussetzungen, wie fest eingestellter Betthöhe bei Gagnon et al. (1992), Garg et al. (1991b) und Marras et al. (1999). Marras et al. (1999) hatten, gegenüber allen anderen Studien, mit einem Patientengewicht von 50kg, eine vergleichsweise um ca. 50% kleinere Last. Bei dieser relativ kleinen Last ist verwunderlich, dass sie die bei weitem höchsten Werte für die mittlere Kompressionskraft erreichen. Mit einem Mittelwert von 9,1kN liegen sie um ca. 86% höher als der nächst höhere Mittelwert von Garg et al. (1992).

Der maximal erreichte Wert ist dabei nicht angegeben worden; bei 9,1kN Kompressionskraft beschreiben Marras et al. (1999) jedoch bereits eine 90%-ige Wahrscheinlichkeit für Einbrüche der Wirbelkörperendplatten. Diese unglaublich hohen Werte wurden jedoch von Marras et al. (1999) bei einem sehr großen Anteil ihrer Probanden im Transfer zwischen Bettkante und den verschiedenen Stühlen (bzw. umgekehrt) ermittelt. Eine Kompressionskraft über 6,5kN wiesen bei Ein-Personen-Transfers ein Anteil von 40-60% und bei Zwei-Personen-Transfers zwischen 11-23% auf. Vergleichbare Ergebnisse lassen sich in der Literatur nicht finden, so dass am ehesten von einem systematischen Fehler auszugehen ist. Ob dieser in der Berücksichtigung der muskulären Koaktivierung im Modell liegt, oder eine andere Ursache hat, geht aus der Arbeit nicht hervor.

Die in dieser Studie ermittelten Momente lassen sich ebenfalls gut mit den Ergebnissen von Deuretzbacher et al. (1997) und Garg et al. (1991 / 1992) vergleichen (Tab. 34). Sowohl Marras et al. (1999), als auch Gagnon et al. (1987) geben dagegen keine Momente an.

Aufgabe	Richtung	Mittel der Maximalwerte der Momente bei den verschiedenen Aufgaben [Nm]			
		Deuretzbacher et al. (1997)	Garg et al. (1991a)	Garg et al. (1992)	Ergebnisse dieser Studie
Aufrichten des Patienten im Bett mit dem Kopfteil	Inklination	168	-	-	146 – 163
	Lateralflexion	38	-	-	36,7 – 41,3
	Rotation	32	-	-	17,3 – 20,2
Transfer ans Kopfende ohne Patientenunterstützung	Inklination	222	-	-	115 – 203
	Lateralflexion	43	-	-	21,1 – 53,8
	Rotation	43	-	-	10,6 – 32,8
Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl	Inklination	217	86 - 171	153 - 217	184 – 219
	Lateralflexion	71	6 - 104	45 - 65	41,2 – 45,1
	Rotation	40	3 - 41	59 - 92	34,7 – 36,4

Tab. 34 Vergleich der Ergebnisse für die Komponenten der Momente in den verschiedenen Richtungen

Die Bewertung der Arbeitsschwere auf der Grundlage des Flexionsmomentes nach Trichauer (1978) zeigt eine deutliche Belastung des Pflegepersonals (Tab. 35). Unter Anwendung dieses Kriteriums sind 85,7% aller ausgeführten Techniken als sehr schwer zu klassifizieren.

Selbst die in dieser Untersuchung „leichtesten“ Techniken sind hiernach bereits als mittelschwer einzustufen. (Tab. 35).

Moment	Arbeitsschwere	Klassifizierung der Arbeitsschwere nach Trichauer (1978)	
		Bedingungen	Verteilung der Ergebnisse dieser Studie [%]
bis 40 Nm	leicht, mühelos	-	0,0
40-85 Nm	mittelschwer	guter Körperbau, einige Übung	2,0
85-115 Nm	schwer	ausgewählte Personen, eingehende Schulung, Ruhepausen	12,2
>115 Nm	sehr schwer	große Sorgfalt bei Personenauswahl, nur Schichtabschnitte	85,7

Tab. 35 Verteilung der ermittelten Arbeitsschwere dieser Studie nach den Kriterien von Trichauer (1978)

In der Differenzierung der Ergebnisse nach herkömmlicher und neuer Technik zeigt sich für alle herkömmlichen Techniken eine sehr schwere Arbeitsbelastung, während bei der neuen Technik 28% ein leichteres Ergebnis erreichen (Tab. 36). Auch die Beträge der Momente liegen bei der herkömmlichen Technik in einem deutlich höheren Bereich.

Moment	Arbeitsschwere	Klassifizierung der Arbeitsschwere nach Trichauer (1978)	
		Herkömmliche Technik [%]	Neue Technik [%]
bis 40 Nm	leicht, mühelos	0,0	0,0
40-85 Nm	mittelschwer	0,0	4,0
85-115 Nm	schwer	0,0	24,0
>115 Nm	sehr schwer	100 (143-330Nm)	72,0 (116-297Nm)

Tab. 36 Verteilung der ermittelten Arbeitsschwere dieser Studie nach den Kriterien von Trichauer (1978)

Die als sehr schwer eingestuften Tätigkeiten dürfen nach Trichauer (1978) nur von sorgfältig ausgewählten Personen und nur in Schichtabschnitten ausgeführt werden. Aufgrund der massiven körperlichen Belastung der LWS von Krankenschwestern bei den getesteten Aufgaben, ist nach den Kriterien von Trichauer bei der Einstellungsuntersuchung eine besonders sorgfältige Auswahl zu treffen.

Der Einfluss der Haltung auf die Genese von Rückenbeschwerden ist vielfach untersucht worden. Es sind bislang jedoch noch keine Grenzwerte hierfür festgelegt worden. Ein Vergleich der Haltung ist in verschiedenen Studien nur durch die Maximalwerte möglich. Das Auftreten ungünstiger Haltungskonstellationen kann nicht verglichen werden, weil solche bislang nicht bewertet worden sind. Insbesondere ist es jedoch diese Kombination verschiedener Komponenten, die das Risiko der Genese von Rückenbeschwerden erhöht.

Zur Abschätzung der gemessenen Bereiche werden die bestimmten Haltungswinkel mit den von Percy (1985) angegebenen Bewegungsumfängen verglichen. Deuretzbacher et al. (1997) werteten lediglich die Winkel für die Inklinationsrichtung aus. Marras et al. (1999) und Garg et al. (1992) werteten keine Haltungparameter aus. Garg et al (1991a) führten an vergleichbaren Aufgaben nur den Transfer des Patienten von der Bettkante in den Rollstuhl aus (Tab. 37).

Aufgabe	Richtung	Mittelwert der maximalen Haltungparameter [Nm]				
		Deuretz- bacher et al. (1997)	Garg et al. (1991a)	Pearcy (1985)	diese Studie Herkömmli. Technik	Neue Technik
Aufrichten des Patien- ten im Bett mit Hilfe des Kopfteils	Inklination	51,9		bis 59	bis 24,6	bis 25,1
	Lateralflexion			bis 30	bis 29,8	bis 28,5
	Rotation			bis 13	bis 11,0	bis 13,2
Transfer ans Kopfende ohne Patienten- unterstützung	Inklination	46,7		bis 59	bis 29,6	bis 16,9
	Lateralflexion			bis 30	bis 40,8	bis 9,5
	Rotation			bis 13	bis 27,8	bis 11,6
Transfer von der Bettkante in den Rollstuhl	Inklination	46,0	bis 53	bis 59	bis 31,2	bis 22,6
	Lateralflexion		bis 15	bis 30	bis 22,2	bis 14,5
	Rotation		bis 3	bis 13	bis 23,0	bis 18,1

Tab. 37 Vergleich der Ergebnisse für die Komponenten der Haltung in den verschiedenen Richtungen

Der Vergleich der Inklinationswinkel mit den Ergebnissen von Deuretzbacher et al. zeigt in dieser Studie insgesamt deutlich bessere Werte, obwohl mit den herkömmlichen Techniken auch ähnliche Transfertechniken untersucht wurden. Eine Möglichkeit der Erklärung ist, dass die hier untersuchten Probandinnen durch ihre Schulung in der neuen Technik bereits bei der herkömmlichen Technik eine bessere Haltung einnehmen.

Die Überschreitung des von Percy (1985) dargestellten Bewegungsumfanges könnte an der Verschiebung der Haut über den markierten Knochenpunkten liegen. Dies ist ein typischer, unvermeidbarer Fehler von auf der Haut applizierten Messaufnehmern. Durch die optische reibungsfreie Messung durch auf die Haut geklebte, sehr leichte infrarotsichtbare Marker ist dieser Fehler in der Bewegungsanalyse jedoch minimiert. Eine feste knöchernen Koppelung ist mit nicht invasiven Verfahren nicht möglich.

Im Bezug auf die Transferzeiten der verschiedenen Aufgaben ist ein Vergleich mit anderen Studien nicht möglich. Die einzigen in der Literatur zu findenden Angaben sind die Ausführungszeiten bei Deuretzbacher et al. (1997). Sie beziffern die Dauer der Gesamtaufgabe und sind daher deutlich länger als die hier ermittelten Transferzeiten (Tab. 38).

Aufgabe	Deuretzbacher et al. (1997) [s]	Diese Studie [s]			
		Herkömmliche Technik		Neue Technik	
Kopfteil hochstellen	9,8 (und tiefstellen)	2,12		3,99	
Fußende > Kopfende	6,9	Var. 1 0,91	Var. 2 1,22	Var. 1 1,35	Var. 2 0,97
Bettkante > Rollstuhl	4,4	2,08		2,19	

Tab. 38 Vergleich der Transferzeiten dieser Studie mit denen von Deuretzbacher et al. (1997)

Die Differenzen zur Arbeit von Deuretzbacher et al. (1997) liegen in der unterschiedlichen Betrachtungsweise. Deuretzbacher et al. betrachten die gesamte Ausführungszeit der Aufgabe, während in dieser Arbeit die reine Transferzeit betrachtet wird. Bei den Ergebnissen dieser Studie fällt auf, dass bei einer Verringerung der Belastung häufig eine Verlängerung der Transferzeit besteht (im Mittel um 19,9%), verknüpft mit einer stetigeren Bewegung. Insbesondere das Aufstellen des Kopfes weist etwa eine Verdoppelung der Transferzeit auf. Ein stetiger, kontinuierlicher Transferverlauf, mit resultierend niedrigeren Belastungen, ist als positiver Effekt zu werten und eine Verlängerung der Transferzeit zu akzeptieren.

### - Bewertung der Ergebnisse

Die aus dieser Methode resultierenden Ergebnisse zeigen, wie bereits dargestellt, eine sehr hohe Belastung bei allen durchgeführten Aufgaben. Die Belastung im Transfer von Patienten ist jedoch nur teilweise durch mechanische Hilfsmittel zu vermindern. Diese sind nicht für jede Aufgabe geeignet und kommen wegen des Mehraufwandes nur bei extrem schweren Aufgaben zum Einsatz. So gibt es für den Transfer in den Rollstuhl z.B. ein Rutschbrett, das nach einstimmiger Aussage der Probandinnen, wegen des zusätzlichen Weges zur Bereitstellung des Brettes, nur selten zum Einsatz kommt.

Die Reduktion der Belastung durch ein elektrifiziertes Patientenbett, wie von Walls (2001) untersucht, stellt eine sehr effektive Methode dar. Besonders beim Aufstellen des Kopfes mit dem Patienten ließe sich hierdurch nach Walls (2001) eine deutliche Erleichterung erreichen. Die generelle Umsetzung ist jedoch sehr kostenintensiv und die Reduktion der Belastung lediglich auf Transferaufgaben im Bett beschränkt (Walls 2001).

Der manuelle Transfer wird immer ein Teil des pflegerischen Alltags bleiben. Eine Optimierung der Arbeitstechnik ist deshalb sehr wichtig. Bei nachgewiesener durchschnittlicher Lastreduktion zeigt jedoch auch die neue Technik noch eine hohe LWS-Belastung. Aus diesem Grund sind in dieser Arbeit konstruktive Verbesserungsvorschläge herausgearbeitet worden. Letztlich war dafür eine weit umfangreichere Erfassung und Auswertung der Daten als in allen bisher veröffentlichten Studien nötig. Eine vergleichbare Arbeit existiert nicht, denn alle bisher veröffentlichten Arbeiten befassen sich hauptsächlich mit der Kompressionskraft und den Momenten, allenfalls noch mit der Inklinationshaltung, die sich jedoch in gleich gerichteten Momenten und Kompressionskräften wieder findet.

Durch ihren kurzen Hebelarm erbringen die Seitneigung sowie die Rotation nur einen kleinen additiven Beitrag zur im Modell berechneten Kompressionskraft und den Momenten. Sie stellen jedoch strukturell einen sehr großen Risikofaktor dar (Andersson et al. 1977, Chiang et al. 2001, Gunzburg et al. 1991, Kapandji 1985, Marras et al. 1997 / 1995, Riihimäki 1991, Shirazi-Adl et al. 1986, White et Panjabi 1990). Deshalb ist es zur Risikoabschätzung und zum Vergleich verschiedener Techniken unerlässlich, auch diese Parameter genauer zu erfassen. Einfache Modelle, wie die von Garg et al. (1991 / 1992) und Gagnon et al. (1986) benutzten, sind aufgrund wegen der mangelnden Berücksichtigung derselben hierzu ungeeignet. Auch das von Jäger und Luttmann (1994) genutzte Modell ist für diese Anwendung wegen der als symmetrisch angenommenen Lastaufnahme für diese Anforderung unzureichend.

Theoretisch könnte das Modell von Marras et al. (1999) die Anforderungen erfüllen, doch erbringt dieses unvergleichbar große Belastungswerte (bereits bei sehr kleinen Patientenlasten). Ein Vergleich mit allen anderen Studien ist nicht möglich.

Am besten geeignet ist das Modell von Deuretzbacher et al. (1997), welches auch in dieser Studie genutzt worden ist. Es bietet die Möglichkeit, alle Belastungsparameter synchron aufzunehmen und auszuwerten. Die Ergebnisse sind mit denen anderer Studien gut vergleichbar. Das Belastungsprofil aus der Kompressionskraft, den Komponenten des Momentes, der Haltung, der Handlast und der Transferzeit bietet alle Möglichkeiten zur Bewertung sowohl der Maximalwerte, wie auch der Verläufe. Es bietet die optimale Voraussetzung für die Bewertung verschiedener Hebetekniken und der Ableitung von Verbesserungsvorschlägen.

Dabei muss der gesamte Transferablauf betrachtet werden, denn nur so lassen sich potentiell schädigende Situationen (ungünstige Haltungskonstellationen) erfassen. Diese sind durch eine bestimmte Haltung ohne übernommene Last gekennzeichnet, durch die eine deutlich reduzierte Adaptations- und Reaktionsfähigkeit des Körpers für eine z.B. akzidentell hinzukommende Belastung entsteht - häufig bei der Einnahme einer Zwangshaltung. Bereits eine geringe zusätzliche Belastung könnte zu einem solchen Zeitpunkt fatale Folgen haben. Diese Untersuchung weist z.B. für eine weitaus leichter erscheinende Aufgabe, wie dem Aufstellen des Kopfteils, eine deutlich höhere Belastung als bei anderen Versuchen nach. Ein entscheidender Faktor hierbei ist, dass bei dieser Aufgabe die Möglichkeit der Haltungsvariation durch das Bett eingeschränkt ist. In der Folge bedarf es der vermehrten Übung, um eine schlechtere Haltung sowie eine deutliche Unsicherheit in der Durchführung zu vermeiden.

Insbesondere bei Berufen, in denen ungünstige Zwangshaltungen eingenommen werden müssen, sollte die Haltung auch außerhalb der belasteten Phase zur Beurteilung mit herangezogen werden. Das gesetzlich zur Beurteilung der Arbeitsbelastung (im Sinne der Anerkennung der BK 2108) anerkannte Mainz-Dortmunder Dosismodell berechnet die Belastungsdosis aus der Kompressionskraft und der Belastungsdauer (Hartung und Dupuis, 1994; Hartung, 1995; Pangert und Hartmann, 1991). Es werden Situationen bewertet, die mit dem Heben oder mit extremer Flexionshaltung einhergehen. Die Seitneigungs- und Rotationskomponenten werden dort, trotz ihrer schädigenden Potenz, ebenfalls nicht berücksichtigt. Zur objektiven Beurteilung der Belastung (Anerkennung der BK 2108) sind diese Komponenten mit einzubeziehen. Die objektive Erfassung der belastenden Situationen erfordert dabei jedoch einen großen Aufwand, da die Beurteilung, insbesondere des Rotationsausmaßes, ohne messtechnische Hilfsmittel nicht möglich ist.

Die Belastungsdosis eines Tages wird erst ab einer bestimmten Belastungsdosis pro Arbeitsschicht berücksichtigt. Hiermit lässt sich die massive Belastung einer Pflegekraft jedoch nicht hinreichend quantifizieren. Jede einzelne Aufgabe, die teils in ungünstiger Haltung verrichtet wird, ist trotz der kurzen Zeitdauer als sehr schwer und potentiell schädigend zu werten. Das heißt, die Belastungsdosis kann, sowohl in Bezug auf die Haltung, als auch im Bezug auf die kurzen Maximalbelastungen, kein aussagekräftiges Abbild der Belastung einer Pflegekraft darstellen.

Deutlich besser lässt sich die mechanische Belastung einer Pflegekraft durch die umfassende Laboruntersuchung aller Belastungsparameter erfassen, wie sie in dieser Arbeit für bestimmte Techniken erfolgt ist. Bei der überschaubaren Anzahl schwerer Transferaufgaben in der Pflege ist dies generell möglich. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass in dieser Untersuchung interindividuell sehr unterschiedliche Ergebnisse in der Ausführung derselben Techniken, mit sehr unterschiedlich hohen Belastungswerten der LWS ermittelt wurden. Hier einen Mittelwert anzusetzen wäre ein großer Fehler. Somit ist die generelle Begutachtung einer Berufsgruppe, selbst bei identischem Aufgabenfeld, nicht möglich. Eine Einigung auf zu empfehlende (rückenschonende) Techniken in der Ausführung bestimmter Aufgaben mit möglichst früher Schulung könnte, neben der Prävention von LWS-Beschwerden, letztlich auch der einfacheren Beurteilung dienen.

Die meisten herkömmlichen Techniken bei dieser Arbeit zeichneten sich durch eine deutlich bessere Reproduzierbarkeit aus als die Neuen. Es ist davon auszugehen, dass die herkömmlichen Techniken länger bekannt und somit besser eingeübt sind als die Neuen. So zeigten sich bei vielen neuen Techniken schon vor und während der Durchführung Schwierigkeiten; diese waren teilweise nicht einmal mehr abrufbar. Insbesondere bei den älteren und erfahreneren Schwestern (wie z.B. Probandin 2) fällt eine eher schlechte Ausführung der neuen auf, bei guter, teils bereits offensichtlich optimierter Ausführung der herkömmlichen Technik. Dies lässt den Schluss zu, dass rückenschonende Techniken generell unbedingt möglichst früh im Berufsleben einer Pflegekraft zu vermitteln sind.

In der alltäglichen Durchführung der neuen Technik ist ein effektives Arbeiten nur dann möglich, wenn diese stringent von dem an einem Patienten arbeitenden Pflegepersonal angewandt wird. Nur so ist eine gegenseitige Kontrolle und lang anhaltende Verbesserung der jeweiligen eigenen Technik und damit der Nutzen durch die Vorteile möglich. Der Bewegungsablauf bei der neuen Technik erscheint für eine sporadische Nutzung ohne praktische Übung zu schwer, insbesondere wenn eine herkömmliche Variante parallel benutzt wird. Das schwierigste an der neuen Technik ist die Arbeit mittels Gewichtsverlagerung, so dass die Probandinnen den Transfer zum Teil aus der Bewegung der LWS oder der Arme durchführen.

Dies zeigte sich z.B. beim Transfer zum Kopfende durch die neuen Techniken. Bei der Variante 1 der neuen Technik wurde der Zug auf das Laken nicht allein durch eine Verlagerung des Oberkörperschwerpunktes nach hinten aufgebracht, sondern unterstützend durch eine Extensionsbewegung der LWS und teilweise durch Beugung der Arme verstärkt.

Dieser Umstand konnte auch bei verschiedenen anderen Techniken beobachtet werden. Es ist davon auszugehen, dass ein Transfer allein durch Gewichtsverlagerung praktisch nicht möglich ist oder entsprechend viel Optimierungsbedarf derselben besteht. Der Grund liegt darin, dass unter Einhaltung des Körpergleichgewichtes nur eine beschränkte Wegstrecke überstrichen werden kann, was einen höheren Anspruch an die ausführende Person stellt. Generell besteht daher für die neue, koordinativ deutlich anspruchsvollere Technik eine schwerere Durchführbarkeit. Dennoch zeigt sich bei jeder Aufgabe mindestens eine Probandin, die einen positiven Effekt gegenüber der herkömmlichen Technik erzielt, so dass von einem großen individuellen Einflussfaktor ausgegangen werden kann.

Um eine klare Aussage zu erbringen, ist bei evtl. neuen Versuchen mit geschulten Pflegekräften zu arbeiten, welche gesichert die neuen Techniken in der Praxis anwenden. Empfehlenswert ist es, vor jeder Messung mehrere Übungszyklen durchführen zu lassen. Die in dieser Arbeit genutzte Vergleichsprozedur an sich beinhaltet die Möglichkeit eines umfassenden Vergleiches der verschiedenen Techniken, so dass diese auch auf eine erneute Messung angewendet werden kann. Auch für weitere Studien ist immer zuerst der intraindividuelle Vergleich der Techniken vorzunehmen, da sich interindividuell teils sehr unterschiedliche Hebestrategien ergeben können. Es entsteht also auch ein unterschiedlicher Effekt durch die neue Technik im Bezug auf die Belastung. Eine interindividuelle Auswertung und Statistik ist in dieser Arbeit deshalb nicht möglich.

In der Summe erscheint die neue Technik eine Möglichkeit zu sein, die massive Belastung von Pflegekräften zu senken, wobei die Schulung früh im Berufsleben und intensiver durchgeführt werden muss. Dabei sollten die im Abschnitt Auswertung erwähnten Verbesserungsvorschläge Berücksichtigung finden. In der Praxis sollte von allen Pflegekräften dieselbe Technik benutzt und ein Wechsel verschiedener Techniken möglichst vermieden werden. Erst dann sollte eine erneute Überprüfung mit genau diesen Pflegekräften erfolgen.

## **6. Zusammenfassung**

In dieser Studie ist ein umfangreiches Mess- und Auswertungsverfahren entwickelt worden, mit dem Ziel, die Wirksamkeit einer neuen Patiententransfertechnik für Pflegeberufe, im Vergleich zu verschiedenen konventionellen Hebetechniken, zu überprüfen. Die Annahme und Ausgangslage war, dass die Pflegekraft, insbesondere über eine Verbesserung der Körperhaltung und eine verbesserte Arbeitsweise, die Reduktion der Rückenbelastung durch die neue Transfertechnik erreichen kann (LWS-Schonung). In den meisten der beschriebenen Arbeitsschritte wird die Haltungsverbesserung durch ein zur Verlängerung der Arme eingesetztes (hauptsächlich in vertikaler Richtung, also ohne Verlängerung der aktiven Hebelarme), unter den Patienten gezogenes Stecklaken erreicht. Diese funktionelle Armverlängerung vergrößert den Spielraum der Körperhaltung während der Aufgaben und ermöglicht die aktive Arbeit über eine Gewichtsverlagerung. Zu überprüfen war, ob dies für die Pflegekraft zur Belastungsverringerung im Bereich der LWS führt.

Fünf Probandinnen führen vergleichend identisch definierte Patiententransfers, fünfmal mit herkömmlichen und fünfmal mit neuen Techniken, in jeweils vierfacher Wiederholung aus. Diese Vorgänge werden über ein 6-Kamera-Bewegungsanalysesystem der Fa. Oxford Metrix, Typ Vicon, aufgezeichnet. Anschließend werden, in einem mathematischen 3-D-Ganzkörpermodell, aus den Bewegungen im Raum, den an den Körper angreifenden Kräften und den Körperteilmassen die Belastungsparameter der LWS berechnet. Über eine speziell auf die Aufgaben ausgerichtete Auswertungsprozedur werden die Daten, nach entsprechender Anpassung, gegenübergestellt und die Techniken mit gleicher Aufgabe verglichen. Die hierbei betrachteten Parameter sind die Haltungswinkel, die übernommene Patientengewichtskraft sowie die Kräfte und Momente in der LWS. Zunächst wird eine Einzelbetrachtung der Parameter vorgenommen und im Folgenden eine Gesamtdarstellung der verschiedenen Komponenten.

Alle Versuche zeigen, dass es trotz zum Teil guter und ermutigender Wirksamkeit der Methode der neuen Technik einen Optimierungsbedarf gibt. In den meisten analysierten Fällen zeigt sich durch die neue Technik eine deutliche Verbesserung der Haltung, bei teils deutlicher bis keiner Reduktion der angreifenden Kräfte und Momente in der LWS. Aus den Ergebnissen sind spezifische Empfehlungen und Verbesserungsvorschläge für die jeweilige Technik entwickelt worden.

Teilweise, z.B. beim Aufstellen des Kopfteiles mit aufliegendem Patienten, zeigten nur eine bis wenige Probandinnen ein eindeutig besseres Ergebnis. Dieses erschien jedoch so deutlich, dass aus den Besonderheiten des Transfers Verbesserungsvorschläge erarbeitet wurden. Diese bestehen insbesondere in der Körperstellung zur Last, der Haltung durch Optimierung der gefassten Lakenlänge und dem Arbeiten um die Neutralposition, insbesondere zur Vermeidung von Extrempositionen. Neben der Verbesserung der Körperhaltung ergibt sich auch die Möglichkeit, über eine Anpassung der Gewichtsverlagerung und der richtigen Höheneinstellung des Bettes die Belastung zu reduzieren. Ist der Bewegungsablauf durch das Bett vorgegeben, so stellt die Betthöhe einen der wichtigsten Einflussfaktoren auf die Belastung dar.

Ein weitaus schwieriger zu beeinflussender Parameter ist die Berufserfahrung der Pflegerin, insbesondere die Berufsdauer, die eine Person mit der über Jahre erlernten Technik arbeitet. Diese Studie lässt darauf schließen, dass mit der Zunahme der Berufsdauer die Fähigkeit des Umlernens sinkt und somit die Notwendigkeit besteht, eine neue Technik früh im Berufsleben zu vermitteln. Einen ähnlichen, aber besser zu beeinflussenden Faktor stellt die sportliche Aktivität dar, denn schwer zu koordinierende Techniken benötigen ein gutes körperliches Koordinationsvermögen. Dies lässt sich durch sportliche Aktivität beeinflussen.

In der Summe zeigt sich eine gute, wenn auch verbesserungswürdige Wirksamkeit der neuen Technik gegenüber den getesteten herkömmlichen Techniken. Zusammenfassend ist eine Optimierung der neuen Techniken zu erreichen durch Verbesserung der individuellen Eigenschaften z.B. über Anregung zu sportlicher Aktivität, durch eine frühe Schulung im Ausbildungsablauf sowie aller zusammenarbeitenden Mitarbeiter, mit verstärkter Akzentuierung der Schulung auf Betthöhe, Gewichtsverlagerung und Arbeiten unter Berücksichtigung der Neutralposition. Eine hiernach erneut durchgeführte Untersuchung dürfte mit Sicherheit ein eindeutiges Ergebnis zugunsten der neuen Technik zeigen.

Neben dem auf die Techniken bezogenen Ergebnis zeigt diese Studie eine deutliche körperliche Belastung für alle hier untersuchten Transfertechniken, bedingt einerseits durch die schweren zu transferierenden Lasten, andererseits durch die einzunehmende Zwangshaltung. Die Ausführung dieser Aufgaben impliziert generell eine hohe Inzidenz für Rückenbeschwerden, was bei Einstellungsuntersuchungen Beachtung finden sollte. Insbeson-

dere Personen mit niedrigen Belastungsgrenzwerten, wie z.B. Schwangeren, ist von der Ausübung einer, in dieser Studie untersuchten patientennahen Transfertätigkeit dringend abzuraten.

Die Studie zeigt weiterhin, dass die einfache Beurteilung der Belastung über die Kompressionskräfte in der LWS bzw. der zu transferierenden Massen oder den Flexionsmomenten zwar einen Anhalt geben können, jedoch nur eine Betrachtung des gesamten Ablaufes - auch mit den vermeintlich unbelasteten Phasen - einen vollständigen Aufschluss über den Zusammenhang zwischen LWS-Beschwerden und beruflichen Belastungen gibt. Die in einer Zwangshaltung ausgeführten Tätigkeiten stellen eine weitaus höhere Belastung als andere dar, nicht nur im Transfer, sondern insbesondere bei unerwartet eintretenden Belastungen in einer solchen Haltung.

Eine objektive Betrachtung der berufsbedingten Belastung und damit auch der Schädigung bedarf einer umfassenden Analyse der Bedingungen, wie in dieser Arbeit durchgeführt. Ein solcher Umfang ist jedoch nicht für jeden Fall möglich, weshalb zumindest schlecht beurteilbare Situationen z.B. mit Rotationshaltungen im Labor nachgestellt werden sollten. Im Bezug auf die neue Transfertechnik in der Pflege, sollte, nach entsprechender Berücksichtigung der möglichen Verbesserungen durch Vorabschulung, eine erneute Untersuchung durchgeführt werden. Der hier verwandte Versuchsaufbau stellt hierbei die optimale Mess- und Auswertungsgrundlage dar.

**6. Literaturverzeichnis**

**Adams M.A., Hutton W.C.:** The effect of posture on the lumbar spine.

*J Bone Joint Surg Br.* 1985 Aug;67(4):625-9.

**Alavosius M.P., Sulzer-Azaroff B.:** An on-the-job method to evaluate patient lifting technique. *Applied Ergonomics* 1985, 16,4:307-311.

**Amako M., Oda T., Masuoka K., Yokoi H., Campisi P.:** Effect of static stretching on prevention of injuries for military recruits. *Mil Med.* 2003, Jun;168(6):442-6.

**Ammer M., Krüger W., Nawrath B.:** Ausgewählte Ergebnisse arbeitspsychologischer Untersuchungen bei Krankenschwestern. *Z. gesamte Hyg.* 1989, 35, 232-234.

**Andersson G.B.J., Ortengren R., Nachemson A.:** Intradiscal pressure, intraabdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading.

*Clinical Orthopaedics and Related Research* 1977, 129, 156-163.

**Andersson G.B.J.:** Epidemiologic aspects of low-back pain in industry.

*Spine* 1981, 6, 53-60.

**Andersson G.B.J.:** The epidemiology of spinal disorders. In: Frymoyer, J.W. et al.

(eds.): The adult spine, principles and practice. *New York, Raven Press* 1991, p. 107-146.

**Ayoub M.M., El-Bassoussi M.M.:** Dynamic biomechanical model for sagittal lifting activities. In: *International Ergonomics Association (Ed.): Proc. 6th Congr. Int. Ergon.*

*Ass. "Old World, new world, one world"*, pp. 355-361, 1976: *University of Maryland, College Park, Maryland*

**Ayoub M.M., El-Bassoussi M.M.:** Dynamic biomechanical model for sagittal plane lifting activities. In: *C.G. Drury (Ed.): Safety in manual materials handling*, pp. 88-95,

1978: *U.S. Department of Health, Education and Welfare, Cincinnati, Ohio*

**Biering-Sørensen F.:** Risk of back trouble in individual occupations in Denmark. *Ergonomics* 1985 28: 51 – 60.

**Bigos S.J., Battie M.C., Spengler D.M., Fisher L.D., Fordyce W.E., Hansson T.H., Nachemson A.L., Wortley M.D.:** A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine*. 1991 Jan;16(1):1-6.

**BK Nr. 2108:** Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung, *Merkblatt zur BK Nr. 2108, Universität Rostock - Medizinische Fakultät, Institut für Arbeitsmedizin, (Bek. des BMA, BArbBl 3/93 S. 50).*

**Buckle, P.:** Epidemiological aspects of back pain within the nursing profession. *Int. J. Nurs. Stud.* 1987, 24 (4).

**Bush-Joseph C., Schipplein O., Andersson G.B.J., Andriacchi T.P.:** Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. *Ergonomics* 1988, Vol. 31, No. 2, 211-216.

**Capodaglio E.M., Capodaglio P., Bazzini G.:** [Multifactorial ergonomic evaluation of the hospital nursing activity in assisting not self-sufficient patients], *G Ital Med Lav Ergon.* 1999 Apr-Jun;21(2):134-9. (Abstract)

**Chase J.A.:** Outpatient management of low back pain. *Orthop-Nurs* 1992, Jan-Feb; 11(1): 11-21

**Chiang J., Potvin J.R.:** The in vivo dynamic response of the human spine to rapid lateral bend perturbation: effects of preload and step input magnitude. *Spine*. 2001 Jul 1;26(13):1457-64.

**Collins M.:** A comprehensive approach to preventing occupational back pain among nurses. *J. Occup. Health Safety-Aust NZ* 1990, 6(5): 361-368.

**Cupisti A., D'Alessandro C., Evangelisti I., Piazza M., Galetta F., Morelli E.:** Low back pain in competitive rhythmic gymnasts. *J Sports Med Phys Fitness.* 2004 Mar;44(1):49-53.

**Cust G., Pearson J.C.G., Mai A.:** The prevalence of Low Back Pain in Nurses. *International Nursing Review* 1972, 19: 169-179

**Davis K.G., Marras W.S.:** Partitioning the contributing role of biomechanical, psychosocial and individual risk factors in the development of spine loads. *The Spine Journal* 3, 2003, p. 331-338.

**Dehlin O., Hedenrud B., Horal J.:** Back symptoms in nursing aides in a geriatric hospital. *Scand J. Rehab. Med.* 1976, 8, p. 47-53.

**Dehlin O., Berg S., Hedenrud B., Andersson G., Grimby G.:** Muscle training, Psychological Perception of Work and Low-Back Symptoms in Nursing Aides. *Scand J. Rehab. Med.* 1978, 10, p. 201-209.

**Dehlin O., Berg S., Hedenrud B., Andersson G., Grimby G.:** Effect of physical training and ergonomic counselling on the psychological perception of work and on the subjective assessment of low-back insufficiency. *Scand J. Rehab. Med.* 1981, 13, p. 1-9.

**Delisle A., Gagnon M., Desjardins P.:** Knee flexion and base of support in asymmetrical handling: effects on the worker's dynamic stability and the moments of the L(5)/S(1) and knee joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1998, Oct;13(7):506-514.

**Dempster W.T.:** Space requirements of the seated operator. *WADC Technical Report 55-159, Wright Patterson Air Force Base, Dayton, OH., 1955.*

**Deuretzbacher G., Rehder U.:** Ein CAE-basierter Zugang zur dynamischen Ganzkörpermodellierung – Die Kräfte in der lumbalen Wirbelsäule beim asymmetrischen Heben. *Biomed.Technik* 1995 40, 93-98.

**Deuretzbacher G., Rehder U. (a):** Die Bestimmung der Kompressionskräfte in der lumbalen Wirbelsäule: Eine neue Methode für die orthopädische Risikobewertung von Arbeitsplätzen. *Orthopädische Praxis* 1996, 32(6), 391-400.

**Deuretzbacher G., Rehder U. (b):** Messung, Modellierung und Simulation von Bauarbeitertätigkeiten. in: E. Schneider (Hrsg.): Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. *Hefte zu „Der Unfallchirurg“*, 1996 Heft 261, 356-368.

**Deuretzbacher G., Rehder U., Kempendorf O., Michaelis H., Molatta S.:** Wirbelsäulenbelastung im Patiententransfer, *BGW-Endbericht 1997*.

**Estryn-Behar M., Kaminski M., Peigne E., Maillard M.F., Pelletier A., Berthier C., Delaporte M.F., Paoli M.C., Leroux J.M.:** Strenuous working conditions and musculoskeletal disorders among female hospital workers.  
*Int.Arch.Occup.Environm.Health*, 1990, 62, 47-57,

**Evans F.G., Lissner, H.R.:** Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis.  
*J. Bone Joint Surg.*, 1959, 41A:218-290

**Fathallah F.A., Marras W.S., Mohamad P.:** The role of Complex, Simultaneous Trunk Motions in the Risk of Occupation-Related Low Back Disorders.  
*Spine* 1998 May 1, Vol. 23, No. 9.

**Feldstein A., Valanis B., Vollmer W., Stevens N., Overton C.:** The Back Injury Prevention Project pilot study. Assessing the effectiveness of back attack, an injury prevention program among nurses, aides, and orderlies. *J Occup Med*. 1993 Feb;35(2):114-20.

**Freivalds A., Chaffin D.B., Garg A., Lee K.S.:** A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J. Biomechanics* 1984, 17, 251-262.

**Gagnon M., Sicard C., Sirois J.P.:** Evaluation of forces on the lumbo-sacral joint and assessment of work and energy transfers in nursing aides lifting patients.  
*Ergonomics*, 1986, 29, 407-421.

**Gagnon D., Gagnon M.:** The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering.  
*J.Biomech*. 1992, 25, 891-901.

**Gagnon M., Plamondon A., Gravel D. :** Pivoting with the load. An alternative for protecting the back in asymmetrical lifting. *Spine*. 1993 Sep 1;18(11):1515-24.

**Garg A., Saxena U.:** Effects of lifting frequency and technique on physical fatigue with special reference to psychophysical methodology and metabolic rate.  
*Am Ind Hyg Assoc J*. Oct, 1979, 40(10):894-503.

**Garg A., Saxena U.:** Physiological stresses in warehouse operations with special reference to lifting technique and gender: a case study.  
*Am Ind Hyg Assoc J*. Feb., 1985, 46(2):53-9.

**Garg A., Owen B. D. (a):** A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: wheelchair to shower chair and shower chair to wheelchair.  
*Ergonomics* 1991, Vol.34 , No. 4, p. 407-419.

**Garg A., Owen B. D. (b):** A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed.  
*Ergonomics* 1991, Vol. 34 , No. 3, p. 289-312.

**Garg A., Owen B.D., Carlson B.:** An ergonomic evaluation of nursing assistants' job in a nursing home. *Ergonomics* 1992, Vol. 35 No. 9, p. 979-995

**Garg A., Owen B. D.:** Reducing Back stress to nursing personel: an ergonomic intervention in a nursing home. *Ergonomics*, 1992, Vol. 35, No. 11, p. 1353-1375.

**Gatty C.M., Turner M., Buitendorp D.J., Batman H.:** The effectiveness of back pain and injury prevention programs in the workplace. *Work*. 2003, 20(3):257-66.

**Granata K.P., Orishimo K.F., Sanford A.H.:** Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *J. Electromyogr Kinesiol*. 2001 Aug, 11(4):247-54.

**Greenwood J.G.:** Back injuries can be reduced with worker training, reinforcement.  
*Occup Health Saf*. 1986 May, 55(5):26-9.

**Gundewall B., Liljeqvist M., Hansson T.:** Primary prevention of back symptoms and absence from work. A prospective randomised study among hospital employees.

*Spine.* 1993 Apr;18(5):587-94.

**Gunzburg R., Hutton W., Fraser R.:** Axial rotation of the lumbar spine and the effect of flexion. An in vitro and in vivo biomechanical study. *Spine.* 1991 Jan;16(1):22-8.

**Haigh C.:** Manual handling--a review of the new legislation.

*Br J Theatre Nurs.* 1993 Mar;2(12):4-6.

**Harber P., Billet E., Gutowski M., SooHoo K., Lew M., Roman A.:** Occupational low-back pain in hospital nurses. *J Occup Med.* 1985 Jul;27(7):518-24.

**Harber P., Pena L., Hsu P., Billet E., Greer D., Kim K.:** Personal history, training, and worksite as predictors of back pain of nurses. *Am J Ind Med.* 1994 Apr;25(4):519-26.

**Hartung E., Dupuis H.:** Verfahren zur Bestimmung der beruflichen Belastung durch Heben und Tragen schwerer Lasten oder extreme Rumpfbeugehaltung und deren Beurteilung im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. *Die BG* 1994, 7, 452-458.

**Hartung E.:** Verfahren zur Ermittlung und Beurteilung der beruflichen Belastung durch Heben und Tragen schwerer Lasten.

In: *Konietzko, J. (Hrsg.): Handbuch der Arbeitsmedizin. Ecomed. Landsberg, 1995.*

**Heiss D.G., Shields R.K., Yack H.J.:** Balance loss when lifting a heavier-than-expected load: effects of lifting technique. *Arch Phys Med Rehabil.*, 2002, Jan;83(1):48-59.

**Helsing A.L., Linton S.J., Andershed B., Bergman C., Liew M.:** Ergonomic education for nursing students. *Int J Nurs Stud.* 1993 Dec;30(6):499-510.

**Hettinger T., Hahn B.:** Schwere Lasten - leicht gehoben. *Bayerisches Staatsministerium für Arbeit, Familie und Sozialordnung (Hrsg.), München, 1991.*

**Hildebrandt V. H.:** A Review of Epidemiological Research on Risk Factors of Low Back Pain. In: *Buckle PW. ed. Musculoskeletal disorders at work. London: Taylor & Francis, 1987 p. 9-16.*

**Hofmann F., Stossel U., Michaelis M., Nubling M., Siegel A.:** Low back pain and lumbago-sciatica in nurses and a reference group of clerks: results of a comparative prevalence study in Germany.

*Int Arch Occup Environ Health. 2002 Sep;75(7):484-90. Epub 2002 Jun 26.*

**Holbrook T.L. et al.:** The Frequency of Occurrence, Impact and Cost of Selected Musculoskeletal Conditions in the United States,

*Park Ridge, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1984, 154-156.*

**Iveson-Iveson J.:** Prevention: how to stay healthy. 12: Everybody's business--but especially the nurse's. *Nurs Mirror. 1979 Nov 29;149(22):26.*

**Jäger M., Luttmann A.:** Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment human model.

*Ergonomics. 1989 Jan;32(1):93-112.*

**Jäger M., Luttmann A.:** Biomechanische Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule beim Handhaben von Lasten. *Der Medizinische Sachverständige, Heft 5 (1994) 160-164*

**Jansen J.P., Morgenstern H., Burdorf A.:** Dose-response relations between occupational exposures to physical and psychosocial factors and the risk of low back pain.

*Occup Environ Med. 2004 Dec;61(12):972-9.*

**Kapandjii I.A.:** Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 3, Rumpf und Wirbelsäule, *Ferdinand Enke Verlag, 1985.*

**Kelsey J.L., Githens P.B., White A.A., et al.:** An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc.

*J Orthop. Research 1984;2:61—6.*

**Kingma I., van Dieen J.H., de Looze M., Toussaint H.M., Dolan P., Baten C.T.:**

Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. *J Biomech*, 1999 Jun;32(6):635, 637-8.

**Kretzschmar K.:** Das Symptom Kreuzschmerz bei berufstätigen Schwestern.

*Dt. Gesundheits-Wesen* 1976 31, P 1603-05.

**Lahad A., Malter A.D., Berg A.O., Deyo R.A.:** The effectiveness of four interventions for the prevention of low back pain. *JAMA*. 1994 Oct 26;272(16):1286-91.

**Larese F., Fiorito A.:** Musculoskeletal disorders in hospital nurses: a comparison between two hospitals. *Ergonomics*. 1994 Jul;37(7):1205-11.

**Lin H.S., Liu Y.K., Adams KH.:** Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *J. Bone Joint Surg Am*. 1978 Jan;60(1):41-55.

**Lloyd D.C.E.F., Troup J.D.G.:** Recurrent back pain and its prediction.

*J Soc Occup Med* 1983; 33:66—74.

**Looze M.P. de, Zinsen E., Caboor D., Heyblom P., Bree E. van, Roy P. van, Toussaint H.M., Clarijs J.P.:** Effect of individually chosen bed-height adjustment on the low-back stress of nurses. *Scand J Work Environ Health* 1994, 20: 427 - 434

**Ludolph E., Schröter F.:** Anmerkungen zur Beurteilung und Begutachtung der Berufskrankheiten Nr. 2108 und 2110 der Anlage 1 zur BeKV.

*Arbeitsmed. Sozialmed. Umweltmed.* 1996, 31. 8.

**Manning D.P., Mitchell R.G., Blanchfield L.P.:** Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine* 1984;9:734—9.

**Marras W.S., Sommerich C.M. (a):** A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: I. Model structure. *Hum Factors*. 1991, Apr; 33(2):123-37.

**Marras W.S., Sommerich C.M. (b):** A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: II. Model validation. *Hum Factors*. 1991, Apr; 33(2):139-49.

**Marras W.S., Mirka GA.:** A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion. *Spine*. 1992 Mar; 17(3):318-26.

**Marras W.S., Granata K.P. (a):** A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. *Spine*. 1995, Jul 1; 20(13):1440-51.

**Marras W.S., Lavender S.A. (b), Leurgans S.E., Fathallah F.A., Ferguson S.A., Allread W.G. :** Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 1995, Vol. 38, No. 2: 377-410.

**Marras W.S., Granata K.P.:** Spine loading during trunk lateral bending motions. *J Biomech*. 1997 Jul;30(7):697-703.

**Marras W.S., Davis K.G., Kirking B.C., Bertsche P.K.:** A comprehensive analysis of low-back disorder risk and spinal loading during the transferring and repositioning of patients using different techniques. *Ergonomics*. 1999 Jul; 42(7):904-26.

**Mendez F.J., Gomez-Conesa A.:** Postural hygiene program to prevent low back pain. *Spine*. 2001 Jun 1; 26(11):1280-6.

**Nachemson, A.:** The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin. Orthop. Rel. res.* 1966, 45, 107-122.

**Nemeth G., Ohlsen H.:** Moment arm lengths of trunk muscles to the lumbosacral joint obtained in vivo with computed tomography. *Spine*. 1986 Mar; 11(2):158-60.

**Nienhaus A., Elsner G., Beck W.:** Zur Frage berufsbedingter degenerativer Diskopathien im Lendenwirbelsäulenbereich. *ASP* 1992, 27: 415 – 422.

**NIOSH** (The National Institute for Occupational Safety and Health): Work practices guide for manual lifting. *US Department of Health and Human Services, Division of Biomedical and Behavioral Science, Cincinnati, Ohio 45226, 1981, NIOSH report 81-122.*

**Osterholz U.:** Kritische Bewertung der Wirksamkeit verschiedener Maßnahmen zur Lösung des Problems "Rückenschmerz". *Veröffentlichungsreihe der Forschungsgruppe Gesundheitsrisiken und Präventionspolitik Wissenschaftszentrum Berlin, Berlin 1993*

**Owen B.D.:** How to avoid that aching back. *Am J Nurs.* 1980 May;80(5):894-7.

**Pangert R., Hartmann H.:** Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten. *Zbl Arbeitsmed*, 1991, 41, 193-197.

**Pearcy M.J.:** Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985;212:1-45.

**Peretzki-Leid U.:** Menschengerechte Arbeitsbedingungen in Kranken- und Altenpflege – Voraussetzung zur Vermeidung von Wirbelsäulenschäden. *Arbeitsausschuß für Arbeitsstudien (Deutscher Gewerkschaftsbund) 1989, 39. Jahrgang, 05/1989.*

**Raistrick A.:** Nurses with back pain - can the problem be prevented? *Nurs Times.* 1981 May 14;77(20):853-6.

**REFA-Nachrichten** 6/1984, 37. Jahrgang, Planungshilfe für die ergonomische Arbeitsplatzgestaltung, Gesetze, Vorschriften und Normen zum Heben und Tragen von Lasten – Hinweise und Textauszüge.

**Rehder U. et al.:** Die Hamburger Bauarbeiterstudie, (BMBF Zwischenbericht) Arbeitsbelastung und muskulo-skelettale Abnutzungserscheinungen bei Maurern, Malern und Zimmerern - eine orthopädische, epidemiologische, arbeitswissenschaftliche Längsschnittuntersuchung. Hamburg 1994.

**Rehder U., Deuretzbacher G., Lechert B.:** Die Hamburger Bauarbeiterstudie, Arbeitsbelastungen und muskulo-skelettale Abnutzungserscheinungen von Maurern im Vergleich mit Zimmerern und Malern/Lackierern. Eine orthopädische, epidemiologische, arbeitswissenschaftliche und biomechanische Längsschnittuntersuchung. Hamburg 1997

**Riihimäki H., Tola S., Videman T., Hanninen K.:** Low-back pain and occupation: a cross-sectional questionnaire study of men in machine operating, dynamic physical work and sedentary work. *Spine* 1989; 14:204—9.

**Riihimäki H.:** Low-back pain, its origin and risk indicators. *Scand. J. Work. Environ. Health*, 1991, 17: 81-90.

**Rosenthal T.:** Der Arbeits- und Gesundheitsschutz des Krankenpflegepersonals in Anbetracht der EG-Richtlinien zum „Heben und Tragen“. *Eine empirische Studie zur derzeitigen Situation und zu den Gestaltungsmöglichkeiten. Sozialökonomisches Projektstudium (HWP), 1992.*

**Scholey M., Hair M.:** Back pain in physiotherapists involved in back care education. *Ergonomics* 1989, 32: 179-190

**Shirazi-Adl A., Drouin G.:** Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *J Biomech.* 1987;20(6):601-13.

**Sonoda T.:** Studies on the compression, tension and torsion strength of the human vertebral column. *J. Kyoto Prefect Med. Univ.* 1962; 71:659-702.

**Soyka M., Hollenrieder J., Deuretzbacher G., Lüssenhop S., Rehder U.:** Rückengerechtes Heben und Bewegen von Patienten – Ergebnisse und Auswertung eines Workshops der Landesunfallkasse Hamburg. *Broschüre, Hamburg, 1993.*

**Soyka M., Rehder U., Brinkmann G.:** Rückengerechter Patiententransfer in der Kranken- und Altenpflege Ein Präventionsprogramm im Auftrage des Bundesverbandes der Unfallversicherungsträger der öffentlichen Hand. *Instruktorenausgabe des Begleithefts für Teilnehmer des Präventionsprogramms. Hamburg, 1995.*

- Soyka M., Rehder U., Brinkmann G.:** Rückengerechter Patiententransfer in der Kranken- und Altenpflege. Hrsg.: *Bundesverband der Unfallversicherungsträger der öffentlichen Hand e.V., München, 1996.*
- Stobbe T.J. et al.:** Incidence of low back injuries among nursing personnel as a function of patient lifting frequency. *Journal of Safety Research 1988 19 (1): 21-28.*
- Stössel U., Hofmann F., Mlangeni D.:** Zur Belastung und Beanspruchung der Wirbelsäule bei Beschäftigten im Gesundheitsdienst.  
*Ergebnisse einer Literaturrecherche im Auftrag der Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege, Hamburg (Eigendruck der BGW), 1990.*
- Stubbs A., Buckle P.W., Hudson M.P., Rivers P.M., Worringham C.J. (a):** Back pain in the nursing profession I Epidemiology and pilot methodology.  
*Ergonomics, 1983, 26:755 – 765.*
- Stubbs A., Buckle P.W., Hudson M.P., Rivers P.M. (b):** Back pain in the nursing profession II The Effectiveness of training. *Ergonomics, 1983, 26: 767 – 779*
- St-Vincent M., Tellier C., Lortie M.:** Training in handling: an evaluative study. *Ergonomics. 1989 Feb;32(2):191-210.*
- Tichauer, E.R.:** The biomechanical basis of ergonomics. *Wiley. New York 1978*
- Troup J.D.G., Leskinen T.P.J., Stalhammar H.R., Kuorinka I.A.A.:** A comparison of intraabdominal pressure increases, hip torque, and lumbar vertebral compression in different lifting techniques. *Hum. Factors 1983: 25, 517-525*
- Venning, P.J, Walter, S.D., Stitt, L.W.:** Personal and jobrelated factors as determinants of incidence of back injuries among nursing personnel.  
*J. Occup. Med. 1987, (29) 820-825*

**Videman T., Nurminen T., Tola S., Kuorinka I., Vanharanta M.D., Troup J.D.G.:**

Low-back Pain in Nurses and some loading factors of work. *Spine* 1984, 9:400 - 404

**Videman T., Rauhala H., Asp S, Lindström K., Cedercreutz G., Kämppi M., Tola S., Troup J.D.G.:** Patient-Handling Skill, Back Injuries, and Back Pain.

*An Intervention Study in Nursing. Spine* 1989, 14: 148 – 156

**Walls C.:** Do electric patient beds reduce the risk of lower back disorders in nurses?

*Occup Med (Lond).* 2001 Sep;51(6):380-4.

**White III A.A., Panjabi M.M.:** Clinical biomechanics of the spine.

2. ed. Lippincott. Philadelphia, 1990

**Wilke H.J., Neef P., Caimi M., Hoogland T., Claes L.E.:** New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine. Apr 15;24(8):755-62*, 1999.

**Wilke H.J., Neef P., Hinz B., Seidel H., Claes L.:** Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models.

*Clin Biomech (Bristol, Avon).;16 Suppl 1:S111-26*, 2001.

**Wood D.J.:** Design and evaluation of a back injury prevention program within a geriatric hospital. *Spine. 1987 Mar;12(2):77-82*.

**Yip V.Y.:** New low back pain in nurses: work activities, work stress and sedentary life-style. *J Adv Nurs. 2004 May;46(4):430-40*.

**Danksagung**

Hiermit danke ich allen, die mir diese Arbeit ermöglichten und die mich in den letzten Jahren auf unterschiedlichste Art und Weise unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Priv.-Doz. Dr. U. Rehder für die Möglichkeit, diese Arbeit durchzuführen, für die vielen wertvollen Anregungen und interessanten Gespräche bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Ganz besonders danke ich Dr. G. Deuretzbacher als Laborleiter für seine Unterstützung, den vielen fachlichen Anregungen und Diskussionen. Für die angenehme Arbeitsatmosphäre bedanke ich mich bei allen aktiven und ehemaligen Mitarbeitern des Arbeitsbereiches Biomechanik der Universitätsklinik Hamburg Eppendorf und speziell bei allen Probandinnen.

Für die unermüdlichen Korrekturen, konstruktiven Anregungen und Diskussionen danke ich meinen Freunden Katja Zickur, Carsten Peters, Marc Stein und meiner lieben Frau Tania. Neben der unermüdlichen Motivation zur Fortsetzung, übernahm sie auch einen großen Teil meiner, für sie teils sehr belastenden familiären Verpflichtungen. Wie sehr ich mich für die unendliche Geduld meiner Kinder Annika, Tim und Inka, die so häufig auf ihren Papa verzichten mussten, bedanken möchte, kann ich nicht in Worte fassen. Ich hoffe, mich eines Tages dafür angemessen revanchieren zu können.

Nicht zuletzt danke ich meiner gesamten Familie, für ihre fortwährende Unterstützung und die Begleitung auf meinem Weg. Insbesondere meinen Eltern, sowie Maren und Thomas Molatta, die in zeitlichen Engpässen oft die liebevolle Betreuung der Kinder übernommen und uns in ihrem Haus stets mit offenen Armen aufgenommen haben.

Viele Personen, die mir bei dieser Arbeit ebenfalls geholfen haben, sind ungenannt geblieben. Auch ihnen sei an dieser Stelle Dank gesagt. Ich freue mich, dass mich eine so erstaunlich große Anzahl von Menschen unterstützt hat.

Danke!

**Abkürzungsverzeichnis**

$\alpha$	Neigungswinkel des Wirbelsäulensegmentes
$\mu_0$	Haftreibungskoeffizient
3-D	Dreidimensional
a	annus - Einheit für Jahr
Abb.	Abbildung
Abs.	Absatz
BaGUV	Bundesverband der gesetzlichen Unfallversicherungsträger
BK 2108	Berufskrankheit 2108
BWS	Brustwirbelsäule
EMG	Elektromyelogramm
Fax	Auflager der Füße (x-Komponente)
Faz	Auflager der Füße (z-Komponente)
Fe	Muskelkraft des musculus erector spinae
Fo	Oberkörperschwerpunkt
Fo	Oberkörperschwerpunkt
Fp	Vertikale übernommene Patientengewichtskraft
Fpl	Über die linke Hand eingeleitete Patientengewichtskraft
Fpr	Über die rechte Hand eingeleitete Patientengewichtskraft
HWS	Halswirbelsäule
iLMM™	Industrial Lumbar Motion Monitor™
kg	Kilogramm - Einheit für Masse
L4/5	Übergang zwischen Lendenwirbelkörper 4 und 5
L5	Fünfter Lendenwirbel
L5/S1	Lumbosakraler Übergang, zwischen 5. Lendenwirbel und Kreuzbein
Lho	Horizontale Entfernung des Oberkörperschwerpunktes zum lumbosacralen Übergang
Lhp	Horizontale Entfernung der übernommenen Patientengewichtskraft zum lumbosacralen Übergang
LMM	Lumbar Motion Monitor™
Lo	Hebelarm des Oberkörperschwerpunktes
Lp	Hebelarm zur Patientengewichtskraft (symmetrische Einleitung)
Lpl	Hebelarm der über die linke Hand eingeleiteten Patientengewichtskraft

Lpr	Hebelarm der über die rechte Hand eingeleiteten Patientengewichtskraft
LWS	Lendenwirbelsäule
MPa	Megapascal – Druckeinheit
N	Newton – Krafteinheit
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
Nm	Newtonmeter – Drehmomenteinheit
o.g.	oben genannt / -en
s	Sekunde
S1	Erster Sakralwirbel
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
v.	vom
z.B.	Zum Beispiel
Ziff.	Ziffer
.	.

**Persönliche Daten**

Name, Vorname	Molatta, Stephan
Geboren	19. November 1966 in Hamburg - Rissen
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet, drei Kinder

**Schulbildung**

Aug. 1973 – Aug. 1983	Grund- und Realschule Hamburg Sülldorf und Kaltenkirchen, Mittlere Reife
Feb. 1987 – Feb. 1988	Fachoberschule Hamburg, Fachhochschulreife

**Berufsausbildung**

Aug. 1983 – Jan. 1987	Ausbildung zum Elektromechaniker, Deutsche Bundespost Hamburg, Gesellenbrief vom 30.1.1987
-----------------------	--

**Zivildienst**

Feb. 1988 – Aug. 1989	Ausbildung zum Rettungsassistenten, DRK Kreisverband Bad Segeberg, Anerkennung vom 12.04.1990
-----------------------	---

**Fachhochschulstudium**

<b>SS 1989 – SS 1993</b>	<b>Fachbereich Bioingenieurwesen (Medizintechnik), Hamburg</b>
Okt. 1991	Zwischenprüfung
Aug. 1992 – Dez. 1992	Hauptpraktikum im Arbeitsbereich Biomechanik der TU Hamburg Harburg Thema : Methoden zur Bestimmung der mechanischen Knocheneigenschaften des menschlichen Beckens
Juli 1993	Diplom

**Diplomarbeit**

Arbeitsbereich Biomechanik, TU Hamburg Harburg, Leitung : Prof. Dr. Schneider	
Thema :	Elastizitätsbestimmung von kortikalem Knochen mit Hilfe der Plattentheorie

**Universitätsstudium****WS 93/94 – SS 2001 Fachbereich Medizin, Hamburg****Praktisches Jahr in folgenden Abschnitten :**

April 2000 – Aug. 2000 Innere Medizin, Krankenhaus St. Georg, Hamburg  
Aug. 2000 – Dez. 2000 Chirurgie, Krankenhaus St. Georg, Hamburg  
Dez. 2000 – März 2001 Pädiatrie, UKE Hamburg

**Examina**

Sept. 1996 Physikum  
April 1999 Erstes Staatsexamen  
März 2000 Zweites Staatsexamen  
Juni 2001 Drittes Staatsexamen

**Famulaturen**

Sept. 1997 Orthopädie, UKE Hamburg  
März 1998 Pädiatrie, UKE Hamburg  
Juli 1998 – Sept. 1998 Praxis für Allgemeinmedizin, Badenweiler  
Sept. 1999 – Okt. 1999 Pathologie, UKE Hamburg

**Arzt im Praktikum**

Aug. 2001 – Sept. 2002 Unfallkrankenhaus Hamburg Boberg,  
Abteilung Unfallchirurgie  
Nov. 2001 – Jan. 2002 Katholisches Kinderkrankenhaus Wilhelmstift  
Hamburg, Abteilung Pädiatrie

**Assistenzarzt**

Feb. 2003 – heute Kinderhospital Osnabrück

Georgsmarienhütte, den 24.03.2005

**EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht an einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

.....  
Stephan Molatta