

**Erfassung von zeitvarianten Aktionskräften
zur Erhebung der mechanischen Wirbelsäulenbelastung
bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten**

Bei der Fakultät Maschinenbau
der Universität Dortmund
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Ing. Andreas Theilmeier

Berichter: Prof. Dr.-Ing. W. Laurig

Mitberichter: Prof. Dr.-Ing. K. Heinz

Tag der mündlichen Prüfung: 20. Dezember 2005

Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Projektgruppe „Biomechanik“ am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund entstanden.

Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. Wolfgang Laurig gilt mein besonderer Dank für die Gelegenheit zur Promotion und wohlwollende Förderung meiner Arbeit.

Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Heinz – dem ehem. Inhaber des Lehrstuhls für Fertigungsvorbereitung an der Universität Dortmund – danke ich für die freundliche Übernahme des Korreferats.

Herrn PD Dr.-Ing. Matthias Jäger danke ich für die vielfältige Unterstützung, fachliche Beratung und stete Gesprächsbereitschaft.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. Alwin Luttmann und Herrn Dr. phil. Claus Jordan stellvertretend für alle Mitarbeiter des Instituts für Arbeitsphysiologie die mich bei meiner Arbeit unterstützt haben.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Herrn Martin Schmitz – dem Leiter der Institutswerkstatt – und seinen Mitarbeitern für die engagierte Zusammenarbeit.

Nicht zuletzt gilt ein besonderer Dank meinen Eltern, die mir die Ausbildung ermöglicht und mich in jeder Form unterstützt haben.

Andreas Theilmeier

Inhaltsverzeichnis

Vorwort

Kurzfassung/Abstract IX

1	Einführung	1
1.1	Zielsetzung	2
1.2	Ansätze zur Erhebung der Wirbelsäulenbelastung	3
1.3	Terminologie der Biomechanik	5
1.3.1	Mechanik	5
1.3.2	Anatomie	7
2	Messtechnische Ermittlung von Aktionskräften	9
2.1	Anforderungen an das Messverfahren	9
2.1.1	Kraftmessfolien	10
2.1.2	Sensoren an Kraftangriffsflächen	11
2.1.3	Kraftsensoren	13
2.1.4	Kraft- und Momentaufnehmer	15
2.1.5	Kraftmessplattformen	17
2.2	Auswahl der Kraftsensoren, Kraftaufnehmer und Kraftmessplattformen	18
2.2.1	Kraftsensoren zur „direkten“ Ermittlung von Aktionskräften	18
2.2.2	Kraftaufnehmer zur „indirekten“ Ermittlung von Aktionskräften	19
2.2.3	Kraftmessplattformen	20
2.3	Entwicklung der Messsysteme zur „direkten“ Aktionskraftherhebung	21
2.3.1	Kraftaufnehmer am Messsystem „Schubkarre“	21
2.3.1.1	Erfassung und Registrierung von Kräften	22
2.3.1.2	Berechnung von Aktionskräften mit dem Messsystem „Schubkarre“	23
2.3.3	Kraftaufnehmer am Messsystem „Schaufel“	29
2.3.3.1	Erfassung und Registrierung von Kräften	30
2.3.3.2	Berechnung von Aktionskräften mit dem Messsystem „Schaufel“	31
2.3.4	Kalibrierung der Kraftaufnehmer	34
2.3.5	Aufbereitung der Daten	36

2.3.5.1	Signalverarbeitung für die Messsysteme	
	Schubkarre und Schaufel	36
2.3.5.2	Rechnergestützte Aufbereitung der Messdaten	37
2.4	Entwicklung der Messsysteme zur „indirekten“ Aktionskraftherhebung	40
2.4.1	Konstruktion der Messsysteme	40
2.4.1.1	Messsystem „Bett“	40
2.4.1.2	Messsystem „Stuhl“	49
2.4.1.3	Messsystem „Boden“	52
2.4.2	Bestimmung von Aktionskräften mit „indirekten“ Messsystemen	54
2.4.2.1	Aktionskräfte - „Bett“ und „Stuhl“	54
2.4.2.2	Kraftangriffspunkt	58
2.4.2.3	Kräfte an der Abstützleiste	62
2.4.2.4	Kräfte an den Kraftmessplattformen	63
2.4.2.5	Aktionskräfte - „Boden“	64
2.4.2.6	Kraftangriffspunkt	66
2.4.3	Korrektur von Artefakten	66
2.4.4	Transformation der gemessenen Kräfte in das biomechanische Modell	70
2.4.5	Überprüfung der Genauigkeit der Messsysteme	73
a)	Zeitliche Drift	74
b)	Kalibrierung	74
2.4.6	Verarbeitung und Aufbereitung der Messsignale	77
2.4.6.1	Signallaufplan der Messsysteme	78
2.4.6.2	Steuereinheiten	79
2.4.6.3	Digitalisierung der Signale	81
3	Ermittlung der Körperteilposition und -bewegung	82
3.1	Messsystem MacReflex	83
3.1.1	Beschreibung	83
3.1.2	Prüfung der Anwendung des Systems MacReflex	84
3.2	Messsystem OPTOTRAK	87
3.2.1	Beschreibung	87
3.2.2	Prüfung der Anwendung des Systems OPTOTRAK	88
3.3	Auswahl des Messsystems	91
3.4	Anwendung des Systems OPTOTRAK	91

3.4.1	Koordinatentransformation	93
3.4.2	Abgleich von Bewegungserfassungs- und Videoanalysesystem	95
4	Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung	
4.1	Anforderungen an das biomechanische Modell	97
4.2	Auswahl des biomechanischen Modells	100
4.3	Verfahren zur Beurteilung der Lendenwirbelsäulenbelastung	103
5	Hypothesen und Erprobung der Messsysteme	107
5.1	Messsystem „Schaufel“	107
5.1.1	Aktionskräfte	109
5.1.2	Körperhaltungen	110
5.1.3	Belastungskennwerte	111
5.1.3.1	Einstecken in unterschiedliche Materialien	112
5.1.3.2	Vergleich von Sandschaufel und Stechschaufel	114
5.1.3.3	Anheben der Schaufel mit und ohne Körperdrehung	115
5.1.4	Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte	116
5.2	Messsystem „Schubkarre“	116
5.2.1	Aktionskräfte	118
5.2.2	Körperhaltungen	119
5.2.3	Belastungskennwerte	120
5.2.3.1	Anhebedauer	122
5.2.3.2	Ladegewicht	123
5.2.3.3	Wegbeschaffenheit	124
5.2.3.4	Rumpfneigung beim Anheben und Absetzen	126
5.2.3.5	Auskippen der Schubkarre	127
5.2.4	Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte	128
5.3	Messsystem „Bett“	130
5.3.1	Aktionskräfte	131
5.3.2	Körperhaltung	132
5.3.3	Belastungskennwerte	133
5.3.4	Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte	134
5.4	Messsystem „Stuhl“	135
5.4.1	Aktionskräfte und Belastungskennwerte	136
5.4.2	Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte	137

5.5	Messsystem „Boden“	138
5.5.1	Aktionskräfte und Belastungskennwerte	139
5.5.2	Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte	140
6	Diskussion	141
6.1	Zusammenfassung	141
6.2	Verfahren zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung	145
6.3	Kritik der Methoden	146
6.4	Ausblick	149
7	Anhang	150
7.1	Technische Daten des Positionssensors sowie der Kraftsensoren, Kraftaufnehmer und Kraftmessplattformen	150
7.2	Ergebnistabellen	153
8	Literatur	156

Kurzfassung

Die menschliche Wirbelsäule kann bei Berufstätigkeiten, insbesondere bei Tätigkeiten des manuellen Lastentransports, hohen mechanischen Belastungen ausgesetzt sein. In zahlreichen Studien wurde ein erhöhtes Risiko für Erkrankungen des Lendenbereichs durch das Handhaben schwerer Lasten nachgewiesen.

In dieser Arbeit wird die Entwicklung und Erprobung von Messsystemen zur Erfassung von Kräften (sogenannter Aktionskräfte) beschrieben, die Personen bei der Ausübung verschiedener beruflicher Tätigkeiten mit hoher Wirbelsäulenbelastung (Baugewerbe, Pfl egetätigkeiten) aufwenden. Im Gegensatz zu früheren Untersuchungen werden die Aktionskräfte mit den entwickelten Messsystemen dreidimensional und zeitvariant erfasst.

Mit Hilfe der erhobenen Daten wurden unter Verwendung biomechanischer Modellrechnungen Kenngrößen der Lendenwirbelsäulenbelastung quantitativ beschrieben. Die Kenntnis der Belastungshöhe ermöglicht die Bewertung des Gefährdungspotentials einer Tätigkeit und kann sowohl retrospektiv – beispielsweise zur Unterstützung von Verfahren zur Anerkennung von Berufskrankheiten – als auch präventiv zur ergonomischen Arbeitsgestaltung genutzt werden.

Abstract

The human spine can be exposed to high mechanical loads in vocational activities, in particular, during manual materials handling. In numerous studies an increased risk for diseases of the lumbar section by handling heavy loads was proven.

In this investigation the development and testing of measuring systems for the recording of forces (so-called action forces), which are applied by persons performing various vocational activities with presumably high lumbar load (construction, nursing), is described. In contrast to previous studies, action forces were gathered three-dimensionally and time-variant with the developed measuring systems.

With the help of the collected data, indicators of lumbar load were quantitatively described using biomechanical model calculations. Knowledge of the load enables the evaluation of an activity's endangering and can be used retrospectively – for example in occupational disease evaluations – and preventively for ergonomic work design.

1 Einführung

In dieser Arbeit wird die Entwicklung und Erprobung von Messsystemen zur Erfassung von Kräften beschrieben, die Personen bei der Ausübung verschiedener beruflicher Tätigkeiten aufwenden (sog. Aktionskräfte). Die erhobenen Daten werden benötigt, um Kenngrößen für die Lendenwirbelsäulenbelastung quantitativ zu beschreiben. Mit Hilfe dieser Kenngrößen kann weiterhin auch eine Schicht- oder Lebensdosis ermittelt werden, die zu wesentlichen Erkenntnissen über die Belastungshöhe und damit über das Gefährdungspotential der kumulierten Wirbelsäulenbelastung einer Tätigkeit führt.

Die Gestaltung menschlicher Arbeitsaufgaben nach ergonomischen Erkenntnissen zählt zu den wichtigsten Aufgaben gesundheitlicher Prävention. Das Ziel einer präventiv orientierten Arbeitsgestaltung ist der Schutz des Menschen vor gesundheitlichen Schädigungen durch die Ausübung beruflicher Tätigkeiten und somit der Erhalt seiner Leistungsfähigkeit (Laurig 1992). Die Vermeidung krankheitsbedingter Fehltagge führt zu einem erheblichen Nutzen sowohl für den Arbeitnehmer, den Arbeitgeber als auch für den Versicherungsträger. Die häufigsten Ursachen für krankheitsbedingte Fehlzeiten am Arbeitsplatz (Arbeitsunfähigkeitstage) sind Erkrankungen am Muskel- und Skelettsystem (BKK Bundesverband 2004). Insbesondere in der Altersgruppe der 45- bis 65-jährigen Bevölkerung haben diese Erkrankungen mit fast 15% einen hohen Anteil an den Gesundheitskosten (Statistisches Bundesamt 2004).

Ein erhöhtes Risiko für Erkrankungen der Lendenwirbelsäule wurde bei verschiedenen beruflichen Tätigkeitsfeldern, die durch das Handhaben schwerer Lasten geprägt sind, anhand von zahlreichen epidemiologischen Studien nachgewiesen (Videman et al. 1984; Riihimäki 1985; Luttmann et al. 1988; Riihimäki et al. 1989; Hofmann et al. 1995a, b); bandscheibenbedingte Erkrankungen können weiterhin als Berufskrankheit anerkannt werden (BK 2108). Trotz der immer weiter fortschreitenden Automatisierung und Mechanisierung in der Arbeitswelt bleibt das Handhaben schwerer Lasten und/oder das Arbeiten in ungünstiger Körperhaltung Bestandteil vieler Tätigkeiten. Dies gilt besonders für Be- und Endladerarbeiten, Tätigkeiten im Baugewerbe, im Bergbau, bei Krankenpflege und -transport sowie in der Land- und Forstwirtschaft (Bolm-Audorff 1993). Ein Vergleich von weit über 100 Untersuchungen zeigte ebenfalls, dass die oben genannten Berufsgruppen gegenüber Vergleichs- und Kontrollgruppen häufiger Beschwerden und/oder Schädigungen bezüglich des Muskel- und Skelettsystems aufwiesen (Bongwald et al. 1995).

1.1 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die Beschreibung der Entwicklung von Messsystemen zur Erfassung von Aktionskräften. Zur Erprobung der Systeme und zur Verdeutlichung des Kontextes wurden für verschiedene Belastungsfälle biomechanische Modellrechnungen zur Quantifizierung der Wirbelsäulenbelastung durchgeführt.

Die hauptsächlichen Einflussgrößen auf die Wirbelsäulenbelastung sind zum einen die von einer Person bei der beruflichen Tätigkeit ausgeübten Kräfte und zum anderen die dabei eingenommene Körperhaltung. Wesentliches Ziel der hier beschriebenen Arbeit war es, Messsysteme zu entwickeln und hinsichtlich ihrer Eignung zu prüfen, die Aktionskräfte dreidimensional und in einer hohen zeitlichen Auflösung so erfassen, dass eine umfassende biomechanische Erhebung von Belastungskennwerten der Wirbelsäule möglich wird. Die Berechnung dieser Kennwerte erfolgte mit Hilfe des biomechanischen Modells *Der Dortmunder* (Jäger et al. 1992, 2001b). Mit diesem Computermodell können aus den zeitvarianten Eingangsgrößen Aktionskraft und Körperhaltung zeitliche Verläufe von Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung bestimmt werden. Die bei Ausführung einer Tätigkeit an einer Bandscheibe wirkenden Kräfte und Momente werden dazu durch eine umfassende Modellierung des menschlichen Muskel- und Skelettsystems – unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten (beispielsweise Körpergewicht und -höhe) und weiterer Einflussfaktoren – dreidimensional abgebildet.

Mit Hilfe der hier beschriebenen Entwicklungen sollen solche Kräfte messtechnisch erfasst werden, die von Personen aus Berufsgruppen mit vermutlich hoher Wirbelsäulenbelastung bei der Ausführung ihrer beruflichen Tätigkeit ausgeübt werden. Es wurden weiterhin solche Tätigkeiten berücksichtigt, die nicht allein durch die Angabe des Gewichts und der Position der Last biomechanisch hinreichend abgebildet werden konnten, wie dies beispielsweise für das Handhaben von Mauersteinen oder das Tragen von Lasten auf der Schulter zutrifft (Jordan et al. 2000, 2001).

Zu den untersuchten Tätigkeitsfeldern gehören einerseits das Baugewerbe und artverwandte Berufe, andererseits Pfl egetätigkeiten wie die Kranken- und Altenpflege. Die Bedeutung des manuellen Lastentransports im Baugewerbe scheint zwar auf Grund der zunehmenden Verwendung motorunterstützter Transportmittel tendenziell abzunehmen; Schaufel und Schubkarre können aber trotzdem nach wie vor als weit verbreitete Hilfsmittel für den manuellen Lastentransport angesehen werden. So werden diese Geräte auch heute noch von vielen Berufsgruppen wie dem Hoch- und

Tiefbau, im Straßenbau oder bei Tätigkeiten im Gartenbau oder in der Landwirtschaft verwendet. Auch in der Kranken- und Altenpflege ist das Bestreben erkennbar, hohe Wirbelsäulenbelastungen durch die Verwendung von technischen Hilfsmitteln (beispielsweise Lifter oder Gleitmatten) zu vermeiden. Die Anwendung dieser Hilfen setzt sich aufgrund eines zunehmenden Leistungs- und Kostendrucks allerdings nur langsam durch. Zur Erfassung der Aktionskraft wurden nach unterschiedlichen Prinzipien arbeitende Messsysteme entwickelt, die in der folgenden Beschreibung der Methodik getrennt betrachtet werden (s. Kapitel 2).

Für die erste Gruppe von Tätigkeiten wurden Messsysteme entwickelt, mit denen Aktionskräfte bei solchen Transportvorgängen und Lastenmanipulationen erfasst werden können, die mit verschiedenartigen Hilfsmitteln durchgeführt werden. Die Aktionskräfte wurden dazu mittels Kraftsensoren an der „Schnittstelle zwischen Person und Arbeitsumgebung“ – das heißt am Lastobjekt – durch Messung „direkt“ bestimmt. Zur Ermittlung der Körperhaltung wurden die zeitvarianten Positionen der Körpersegmente der Last-handhabenden Person im Raum quantitativ beschrieben, indem diese als Winkeldaten aus Videodokumentationen durch erfahrene Anwender bestimmt wurden.

Zur Ermittlung von Kräften für die zweite Tätigkeitsgruppe „Pflege“ wurden drei Messsysteme entwickelt, die Aktionskräfte „indirekt“ erfassen. Die Erhebungen erfolgten über die Messung von Veränderungen der Kräfte, die ein Proband durch die Manipulation eines Patienten auf das jeweilige Messsystem ausübte. Die Körperhaltungen wurden bei diesen Tätigkeiten durch eine Verknüpfung von optoelektronischer Körperhaltungserfassung und Analyse von Videodokumentationen bestimmt.

Aus den so ermittelten zeitvarianten Daten zu Aktionskraft und Körperhaltung wurde die Belastung der Wirbelsäule für beide Tätigkeitsgruppen mit Hilfe von biomechanischen Modellrechnungen bestimmt bzw. anhand von mechanischen Kenngrößen (Kräfte und Momente an einer Bandscheibe) quantitativ beschrieben.

1.2 Ansätze zur Erhebung der Wirbelsäulenbelastung

Zur Beurteilung der Belastung bei körperlicher Arbeit im Bereich der Pflege und bei bauverwandten Tätigkeiten wurden und werden verschiedene ergonomische Untersuchungsverfahren angewendet:

- Befragung
- retrospektive Auswertung von Krankheitsbildern
- Arbeitsenergieumsatzmessung
- Elektromyographie
- Messung des Bandscheibeninnendrucks
- biomechanische Simulationen

Mit Hilfe von standardisierten Fragebögen und retrospektiven Auswertungen der Krankheitsbilder von betroffenen Personen wurden Aussagen hinsichtlich der Belastung der Wirbelsäule abgeleitet (Radovanovic und Alexandre 2004). Eine aktuelle Übersicht zu derartigen Untersuchungen von Pflegetätigkeiten findet sich bei Sherehiy et al. (2004). In einem ähnlichen Ansatz beschreiben Montazer et al. (1989) die Wirbelsäulenbelastung beim Schaufeln. Im Weiteren soll diese Methodik aufgrund des subjektiv geprägten Ansatzes mit hinsichtlich der hier behandelten Thematik geringer Spezifität und Validität nicht näher erläutert werden.

Unter Anwendung der Arbeitsenergieumsatz-Methode untersuchte Freivalds das Schaufeln von Schüttgütern – insbesondere die Schaufelgeometrie wie Schaufelblattform, Länge des Schaufelschafts, Winkel zwischen Schaft und Blatt oder verschiedene Schaufelgrifftypen – qualitativ auch hinsichtlich der Wirbelsäulenbelastung (Freivalds 1986a, b, Freivalds et al. 1990). Im Allgemeinen wird diese Methode allerdings eher zur Bestimmung energetischer Belastungsdaten eingesetzt.

Ansätze zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung bei Tätigkeiten im Pflege- und Baubereich durch Messung der Muskelaktivität mit Hilfe der Elektromyographie verfolgten unter anderem Marras et al. (1991, 1997), Mital et al. (1986, 1997) und Ayoub (1998). Dabei erfolgt eine Messung der Aktionspotentialänderung beispielsweise der oberflächennahen Rückenmuskulatur. In Kombination mit der Erfassung der Körperhaltung wurde auf die Wirbelsäulenbelastung geschlossen. Eine dreidimensionale Abbildung der relevanten Muskelkräfte scheint mit dieser Methodik allerdings kaum möglich.

Ein sehr direkter Ansatz zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung wurde von Nachemson und Morris (1964) sowie Wilke et al. (1999) beschrieben. Unter klinischen Bedingungen wurde der Innendruck einer Bandscheibe bei einfachen Körperhaltungsänderungen durch Einführen einer mit einem Drucksensor versehenen Kanüle bestimmt. Die so ermittelten Werte eignen sich als Referenz, beispielsweise zu biomechanischen Modellrechnungen; ein routinemäßiger Einsatz dieser Methode bei

außerklinischen Labor- oder Feldversuchen scheint allerdings ethisch nicht vertretbar.

Den oben beschriebenen Methoden fehlt in der Regel der direkte Bezug zur Lendenwirbelsäulenbelastung durch Kräfte und Momente oder es wurde keine dreidimensionale und zeitvariante Analyse durchgeführt.

Biomechanische Modelle haben im hier verwendeten Sinn das Ziel, wesentliche Teile der menschlichen Anatomie und Physiologie rechnerisch so nachzubilden, dass von „äußeren“ Einflüssen auf „innere“ Wirkungen geschlossen werden kann. Sie basieren auf dem Ansatz, dass die Wirbelsäulenbelastung im Wesentlichen durch auf eine Person einwirkende Kräfte und der dabei eingenommenen Körperhaltung bestimmt wird. Diese Eingangsgrößen müssen daher bekannt sein, um durch Modellrechnungen mechanische Belastungen an einer Bandscheibe bestimmen zu können. Sowohl hinsichtlich biomechanischer Modellrechnungen als auch zur Erfassung der Eingangsgrößen wurden in der Vergangenheit unterschiedliche Ansätze verfolgt, die sich hauptsächlich anhand ihres Detaillierungsgrades und ihrer Komplexität unterscheiden. Eine weitere Beschreibung dieser Modelle erfolgt im Rahmen der Diskussion und Methodenkritik (s. Kapitel 6).

1.3 Terminologie der Biomechanik

Da in der hier vorliegenden Arbeit neben Bezeichnungen aus der Arbeitswissenschaft und Ergonomie auch Begrifflichkeiten aus der Mechanik und der funktionellen Anatomie Anwendung finden werden, erfolgt zunächst eine kurze Einführung in die verwendete Terminologie. Die Biomechanik untersucht die Funktionen und Strukturen biologischer Systeme – insbesondere von Bewegungsapparat und Bewegung – auf der Grundlage mechanischer Gesetzmäßigkeiten und Methoden unter Einbeziehung anatomischer und physiologischer Erkenntnisse.

1.3.1 Mechanik

Als Aktionskraft wird derjenige Kraftvektor bezeichnet, der von einer Person auf ein Objekt ausgeübt wird. Dieser Kraftvektor besteht aus drei Komponenten, die eine Kraftausübung in beliebiger Raumrichtung beschreiben können. Vereinfacht dargestellt sind dies aus Sicht des Modells (bzw. der Person) jeweils eine Kraftkomponente „nach vorne/hinten“, „nach links/rechts“ und „nach oben/unten“. Die vom Ortsvek-

tor dieser Aktionskraft im Raum definierte Position wird als Kraftangriffspunkt bezeichnet.

Unter der Position eines Objektes versteht man den Ort in einem definierten Raum, an dem sich die Person bzw. der Gegenstand befindet. Die Orientierung bezeichnet die Ausrichtung dieses Objektes im Raum.

An einem Körper, so auch an einer Bandscheibe, können Kräfte und Momente in verschiedensten Richtungen wirken. Die einzelnen Komponenten der Kraftvektoren werden bezeichnet mit: sagittale Scherkraft (Kraft „nach vorne“), laterale Scherkraft (Kraft „zur Seite“) und Druckkraft (Bandscheibenkompressionskraft) sowie für die Momente: Sagittalmoment (Beugemoment „nach vorne“), Lateralmoment (Beugemoment „zur Seite“) und Torsionsmoment („Verdrehung um die Körperlängsachse“). In Literatur und Praxis findet als Maß für die Lendenwirbelsäulenbelastung häufig die Druckkraft Verwendung.

Der „Greifpunkt“ ist ein virtueller Ort in der Mitte der rechten bzw. linken Hand einer in einem biomechanischen Modell abgebildeten Person. Wird eine Last mit den Händen gefasst, so ist der Greifpunkt identisch mit dem Kraftangriffspunkt an der jeweiligen Hand.

Ein „aufrichtendes Moment“ ist ein Moment, das einem „belastenden Moment“ entgegenwirkt. Beugt sich eine Person „nach vorne“, so bewirkt das Gewicht des Oberkörpers ein „belastendes Moment“. Stützt sich die Person gleichzeitig mit den Händen an einer Wand ab, so erzeugt die „Abstützkraft“ ein „aufrichtendes Moment“, das dem „belastenden Moment“ entgegenwirkt.

Bei einem „Bottom-up-Modell“ können beispielsweise auch Kräfte an den Händen aus über Kraftmessplattformen am Boden gemessenen Kräften durch biomechanische Modellierung berechnet werden. Die Berechnungskette beginnt bei den Füßen und endet beispielsweise an einer Bandscheibe der Lendenwirbelsäule; im Gegensatz dazu werden im „Top-down-Modell“ die von einer Person ausgeübten Kräfte nahe dem Kraftangriffspunkt erfasst; die Berechnung von Wirbelsäulenbelastungen erfolgt von dieser Position zu einer Bandscheibe hin.

Kraftsensoren und Kraftaufnehmer sind Bauteile, die Kräfte als Messgröße quantitativ erfassen können. In dieser Arbeit werden die beiden Bauteile wie folgt benannt: Ein Kraftsensor kann Kräfte in einer Richtung erfassen; Kraftaufnehmer sind aus mehreren Sensorelementen so aufgebaut, dass sie Kräfte in drei Raumrichtungen messen.

1.3.2 Anatomie

Die menschliche Wirbelsäule ist aus 24 Wirbelkörpern aufgebaut, die durch Bandscheiben und kleine Wirbelgelenke (Facettengelenke) verbunden sind. An ihrem unteren Ende ist die Wirbelsäule mit dem aus fünf mit einander verwachsenen Wirbeln bestehenden Kreuzbein verbunden. Dieses bildet zusammen mit dem sich anschließenden Steißbein einen Teil des Beckens. Die Wirbelsäule dient zusammen mit Bändern und Rückenmuskulatur als zentrales Achsenorgan dazu, eine aufrechte Position des menschlichen Körpers im Raum zu ermöglichen und gleichzeitig eine ausreichende Beweglichkeit zu erhalten.

Die menschliche Wirbelsäule wird in drei Teile gegliedert, die jeweils abschnittsweise durchnummeriert sind: die Halswirbelsäule (vertebrae cervicales) mit sieben Wirbelkörpern (C1-C7), die Brustwirbelsäule (vertebrae thoracales) mit 12 Wirbelkörpern (Th1-Th12) und die Lendenwirbelsäule (vertebrae lumbales) mit fünf Wirbelkörpern (L1-L5). An den letzten Lendenwirbel schließt sich das Kreuzbein (Os sacrum, S1) an (s. Abbildung 1-1).

Die einzelnen Wirbelkörper sind über die Bandscheiben – auch Zwischenwirbelscheiben genannt – sowie durch Wirbelgelenke miteinander verbunden. Der Mensch besitzt 23 Bandscheiben, die insgesamt ca. 25 % der Länge der „freien Wirbelsäule“ ausmachen. Sie bestehen aus einem äußeren Ring aus Faserknorpel, in dessen Innenraum sich ein gallertartiger Kern befindet.

Die Bezeichnung einer bestimmten Bandscheibe setzt sich aus den jeweils von ihr verbundenen Wirbelkörpern zusammen: so bezeichnet C3-C4 die Bandscheibe zwischen dem dritten und vierten Wirbelkörper der „cervikalen“ Halswirbelsäule oder Th12-L1 die Verbindung zwischen dem untersten „thorakalen“ Brustwirbel und dem obersten „lumbalen“ Lendenwirbel. Den Bezug zur Lendenwirbelsäule beschreibt dabei der Begriff „lumbal“, „lumbosakral“ den Übergang von der Lendenwirbelsäule zum Kreuzbein (Sacrum); demzufolge repräsentiert die lumbosakrale Bandscheibe die unterste Bandscheibe (L5-S1) der Wirbelsäule. Die Bandscheibe L5-S1 ist die am häufigsten von Schädigungen betroffene Bandscheibe der menschlichen Wirbelsäule.

In der Abbildung 1-1 (rechts) werden die orthogonalen Achsen durch den idealisierten Körperschwerpunkt eines aufrecht stehenden Menschen beschrieben: die sagittale Achse ist die Achse „von hinten nach vorne“ (a), die „transversale Achse“ bezeichnet die „seitliche Achse“ von „rechts nach links“ (b) und die „longitudinale Achse“

se“ entspricht der vertikalen Achse in der Körpersymmetrieebene (c). Der Begriff „sagittal“ kann mit „nach vorne/hinten“ übersetzt werden, „lateral“ bedeutet „zur Seite, seitwärts“, also „nach rechts/links“ gerichtet. Das Sagittalmoment ist dann ein Moment „nach vorne/hinten“, das Lateralmoment ein Moment „nach rechts“ oder „nach links“; mit Torsionsmoment wird ein Moment um die longitudinale Körperachse bezeichnet.

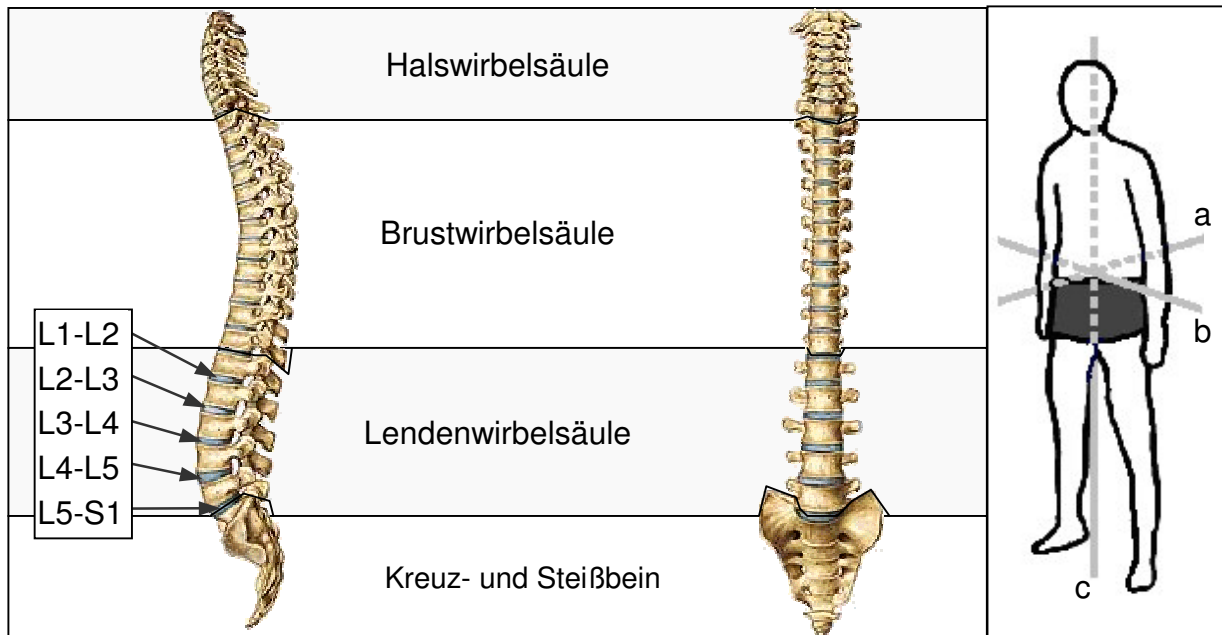


Abbildung 1-1:
Schematische Darstellung der menschlichen Wirbelsäule von links (linkes Bild, links) und von vorne (linkes Bild, rechts) mit Benennung der Segmentierung und der Bandscheiben im Lendenwirbelsäulenabschnitt (nach Sobotta 2004) und Körperachsen des Menschen (rechtes Bild)

2 Messtechnische Ermittlung von Aktionskräften

Zur Ermittlung von Belastungskennwerten der Lendenwirbelsäule bei beruflichen Tätigkeiten können biomechanische Modelle verwendet werden. Als Eingabegrößen benötigen diese – neben Angaben zur Körperhaltung – auch den Betrag, die Richtung und den Ortsvektor (Kraftangriffspunkt) der Aktionskräfte, die eine Person bei der Lastenmanipulation erzeugt. Diese Aktionskräfte können in einfachen Fällen aus der Masse und der Bewegung einer gehandhabten Last oder aber – wie bei den hier biomechanisch zu beschreibenden komplexen Tätigkeiten – über die Messung der Kräfte bestimmt werden. Im Folgenden werden vorausgewählte Methoden zur Messung von Kräften beschrieben und hinsichtlich ihrer Eignung für die Entwicklung von Messsystemen bewertet. Die Vorauswahl erfolgte im Wesentlichen aufgrund der in einer vorangegangenen Studie durchgeführten Analyse zu Messmethoden von Kräften (Theilmeier et al. 1999).

2.1 Anforderungen an das Messverfahren

Zur Auswahl geeigneter Messverfahren werden zunächst die Anforderungen an das zu entwickelnde Messsystem beschrieben, durch die eine adäquate Abbildung der bei der Ausübung einer Tätigkeit wirkenden Kräfte ermöglicht werden kann:

- Das Messsystem darf die Versuchsperson in der Ausübung der Tätigkeit nicht wesentlich beeinflussen.
- Die ausgeübten Kräfte sollen nach Betrag, Richtung und Kraftangriffspunkt mit ausreichender Genauigkeit bestimmt werden können.
- Zur Körpersymmetrieebene verschieden wirkende Kräfte sollen erfasst werden.
- Da die untersuchten Tätigkeiten häufig von schnellen Körperhaltungs- bzw. Lastwechseln geprägt sind, ist es notwendig, die Kräfte in einer ausreichend hohen zeitlichen Auflösung zu erfassen.
- Zur Durchführung nachfolgender Berechnungen müssen die messtechnisch erhobenen Daten in ein digitales Format überführt werden können.
- Um eine Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, sollte der Messaufbau eine genügende Langzeitstabilität aufweisen oder einfach zu kalibrieren sein.

In den folgenden Kapiteln wird anhand dieser Kriterien die Eignung von verschiedenen Sensorprinzipien geprüft.

2.1.1 Kraftmessfolien

Kraftmessfolien bestehen aus einem mit Sensoren bestückten, flexiblen Trägermaterial. Die Funktion dieser Sensoren beruht auf einer Änderung der elektrischen Eigenschaften eines Halbleitermaterials unter mechanischem Druck. Dazu sind die Folien beispielsweise mit einer Halbleiterpolymertinte bedruckt oder enthalten eine Zwischenschicht aus piezokeramischem Material (s. Abbildung 2-1).

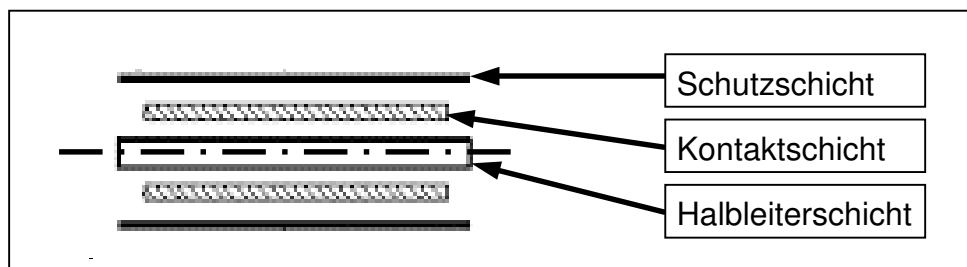


Abbildung 2-1:
Aufbau eines Einzelsensors einer Druckmessfolie

Mit Kraftmessfolien, deren Sensoren in einer Matrix angeordnet sind, können sowohl Andruckkräfte gemessen als auch die Koordinaten des Andruckortes ermittelt werden. Die Folien können – bei einer Materialstärke von unter 0,1 mm – bis zu 80 Druck- bzw. Kraftaufnehmer pro Quadratzentimeter enthalten. Die Einzelfolie kann mit über 2000 Sensoren bestückt sein, die in einem Messbereich von einem bis zu mehreren tausend Newton arbeiten. Zur Erfassung hochdynamischer Kraftverläu-

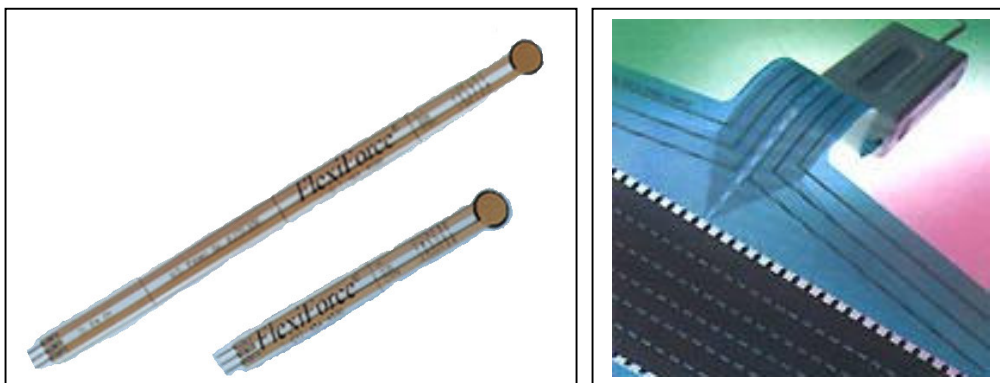


Abbildung 2-2:
Folienkraftaufnehmer als Einzelsensor (linkes Foto) und Folienkraftaufnehmer in einer Matrix angeordnet (rechtes Foto) des Herstellers Tekscan

fe sind Messraten im Bereich von 10 kHz möglich. Die beiden Fotos in der Abbildung 2-2 zeigen zwei verschiedene Kraftmessfolien.

Eine Sonderform der Kraftmessfolien bilden Druckverteilungsmesssysteme. Mit Hilfe von Foliensensoren können beispielsweise Druckmessplattformen und Fußdruckmesssohlen aufgebaut werden. Die in Abbildung 2-3 links dargestellte Plattform ist mit 2048 Sensoren bestückt, woraus sich eine Auflösung von 4 Sensoren pro cm^2 ergibt. Die rechte Abbildung zeigt die Anwendung als Fußdruckmesssohle mit 40 bis 64 Sensoren.

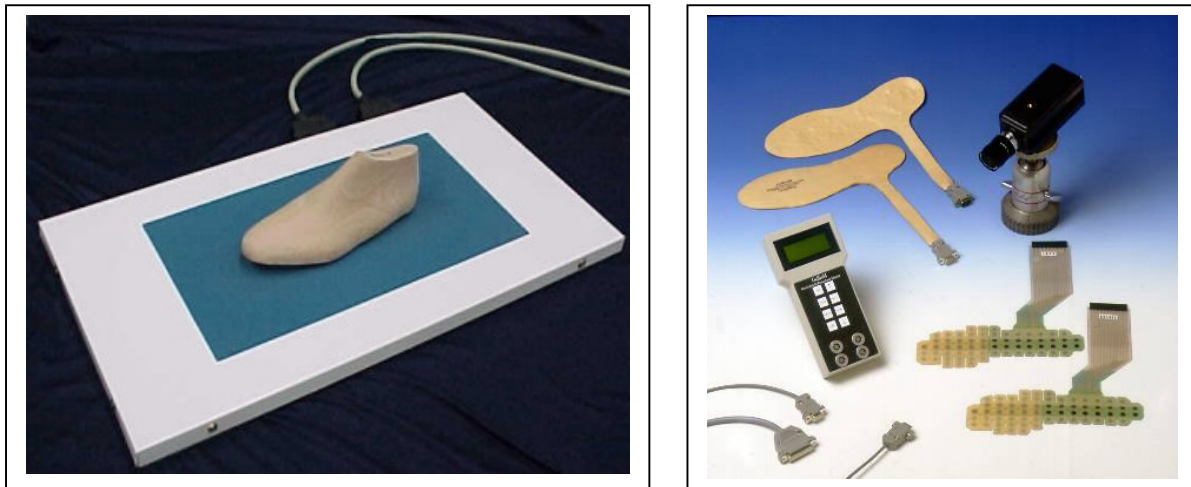


Abbildung 2-3:
Sonderformen von Foliensensoren (Gebiom); links: Druckmessplattform; rechts: Beispiele für Fußdruckmesssohlen (verschiedene Hersteller)

Vorteile dieser Kraftmesseinrichtungen ist die einfache Erfassung von Kraftverteilungen und ein unkomplizierter, kostengünstiger Messaufbau.

Nachteilig ist, dass die Messung der Kraft nur in Richtung senkrecht zur Fläche möglich ist. Zudem sind solche Systeme nicht in dem erforderlichen Maße langzeitstabil. Zur Konstruktion von Kraftmesseinrichtungen, die Kräfte in unterschiedlichen Richtungen erfassen können, sind Kraftmessfolien eher nicht geeignet. Ihr hauptsächliches Anwendungsgebiet ist die Messung von vertikalen Kraftverteilungen auf einer beaufschlagten Fläche.

2.1.2 Sensoren an Kraftangriffsflächen

Zur Ermittlung von Aktionskräften können Foliensensoren an der Schnittstelle zwischen Person und manipulierter Last angebracht werden. Sie können beispielsweise in Handschuhe eingearbeitet an einzelnen Gliedmaßen der Hände positioniert wer-

den. Um eine Kraftresultierende bestimmen zu können, muss neben der Krafthöhe auch die Orientierung und Angriffspunkt der von den einzelnen Sensoren jeweils gemessenen Kraft bekannt sein. Zur Erfassung der Position der Hand-Gliedmaßen sind sogenannte Datenhandschuhe bereits im Bereich der „virtuellen Realität“ erprobt worden. Dabei werden verschiedene Verfahren eingesetzt, von denen hier zwei exemplarisch vorgestellt werden:

Der „Cyber-Glove“ ist mit zugempfindlichen Sensoren über den Fingergelenken ausgestattet, welche den Krümmungswinkel der Finger erfassen (s. Abbildung 2-4 links).

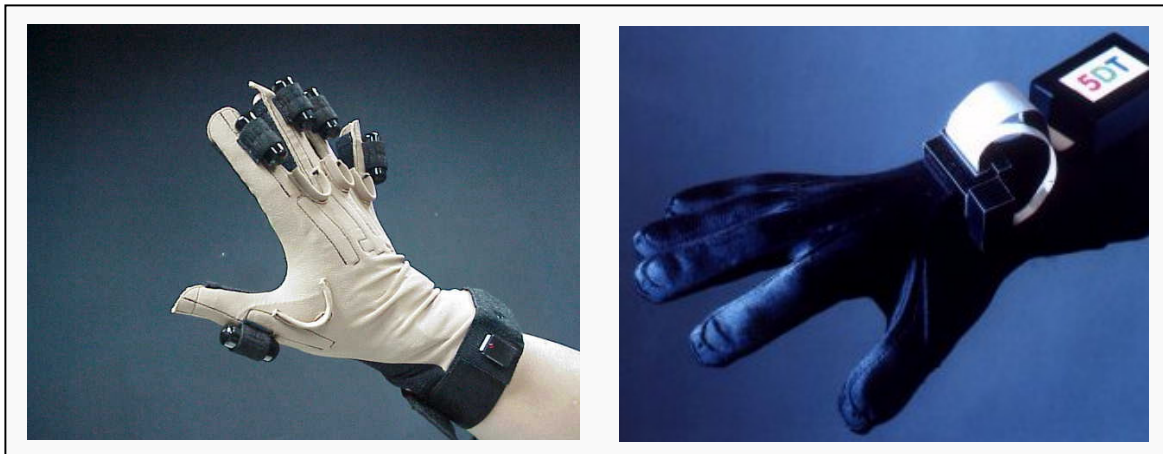


Abbildung 2-4:
linkes Foto: Cyber-Glove (Virtual Technologies, Inc.), rechtes Foto: Data-Glove 5 (Fifth Dimension Technologies)

Zusätzlich bestimmen Sensoren an jedem Finger die seitliche Auslenkung sowie die Position des Handgelenks. Der „Data-Glove“ (s. Abbildung 2-4 rechts) besteht aus durchleuchteten Glasfasern, die über den Gelenken der Finger angebracht sind. Eine Krümmung der Finger bedingt einen Lichtabfall in der entsprechenden Glasfaserleitung, der proportional zum Krümmungswinkel ist. Andere Hersteller verwenden ein komplexes Metallskelett, das an den Gelenken mit Sensoren ausgestattet ist. Diese Sensoren messen mit Hilfe des „Hall-Effekts“ die Veränderung von Magnetfeldern kleiner auf den Gelenkarmen montierter Magnete. Mit der Kombination von Foliensensoren und „Positions-Handschuhen“ können Kräfte erfasst werden, die senkrecht zur Kontaktfläche zwischen Hand und Lastobjekt gerichtet sind.

Vorteilhaft ist die Messung direkt an der Schnittstelle Mensch-Last mit einem leichten und flexiblen System.

Nachteilig ist, dass sich aus den gemessenen Greifkräften die nach außen an das Lastobjekt abgegebenen Aktionskräfte zwischen Handschuh und Lastobjekt nur in einer Komponente ableiten lassen, da insbesondere an den einzelnen Sensoren

wirkende Scherkräfte nicht erfasst werden. Aufgrund der fehlenden Fixiermöglichkeit kann es außerdem zu Verschiebungen der Sensoren kommen, welche die Interpretation der Messergebnisse erheblich erschweren können. Die hohe Anzahl einzelner Sensoren führt zu einem erheblichen Auswertungsaufwand. Weiterhin kann es bei bestimmten Tätigkeiten (beispielsweise Unterschieben der Hände unter einen Patienten) durch die Handschuhe zu Problemen bei der Handhabung der Last kommen.

2.1.3 Kraftsensoren

Kraftsensoren können zur Erfassung von Zug- und Druckkräften eingesetzt werden. Sie sind entweder mit Dehnungsmessstreifen (DMS) oder mit piezokeramischen Sensorelementen (Piezo-Elemente) bestückt.

DMS sind flächige Messwertnehmer aus einem elektrischen Leiter, dessen Widerstand (R) sich proportional zur Ausdehnung ändert (piezoresistives Messprinzip). Der DMS wird so mit einem Träger verbunden, dass er dessen mechanischer Verformung folgt. Der elektrische Widerstand des Leiters ändert sich dadurch mit der Dehnung des Messobjektes, die ihrerseits wieder von der Höhe der angreifenden Kraft (F) abhängt (s. Abbildung 2-5 links). Die DMS werden häufig als piezoresistive Halbleiter-DMS oder als Metallfolien-DMS ausgeführt und zur Auswertung der Messsignale in der Regel als Wheatstonesche Messbrücke geschaltet. Die DMS können auch direkt an geeigneten Stellen am Handhabungsgerät angebracht werden (beispielsweise am Schaft einer Schaufel), wobei die sich bei einer Kraftbeaufschlagung ändernde Geometrie zur Bestimmung der Kräfte genutzt wird.

Das Messprinzip der Piezo-Elemente basiert auf dem piezoelektrischen Effekt von dielektrischen Werkstoffen (z.B. Quarzkristallen). Wenn das Material durch Einwirkung einer Kraft (F) eine mechanische Spannung erfährt, werden elektrische Ladungen getrennt, die als elektrische Spannung (U) abgegriffen werden können (s. Abbildung 2-5 rechts). Die erreichbare absolute Messabweichung piezoelektrischer Kraftsensoren liegt bei ca. einem Prozent. Angeboten werden Kraftsensoren mit Messbereichen von ca. 50 N bis 1,2 MN. Der nutzbare Temperaturbereich reicht von etwa 70 K bis zu 470 K bei einem Temperatureinfluss auf die Genauigkeit von ca. 0,2 % / 10 K (Untersweg 1999).

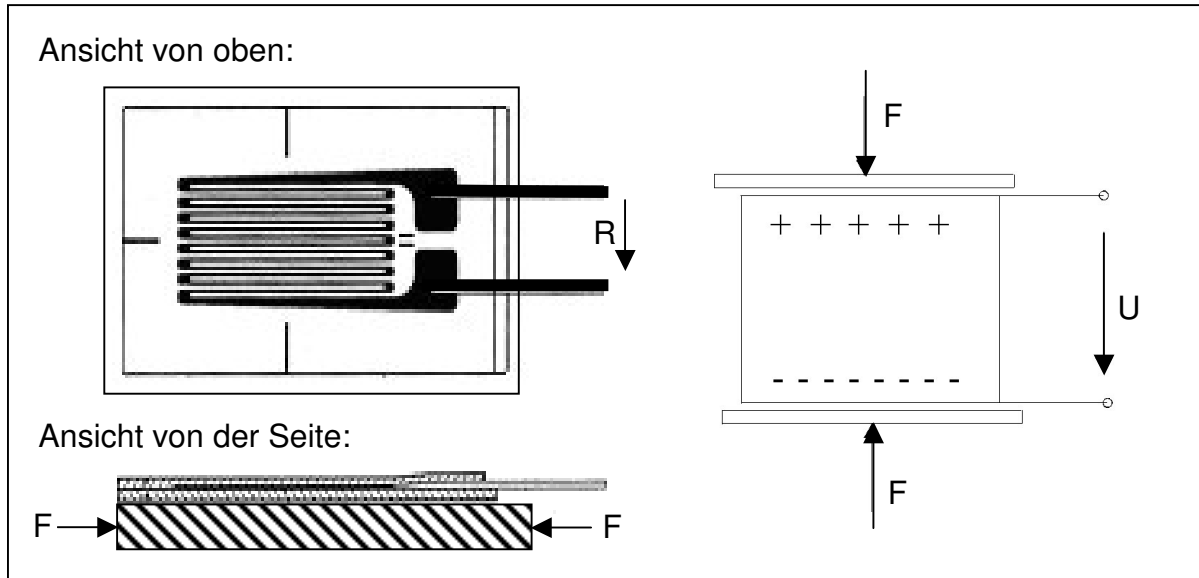


Abbildung 2-5:
Prinzipskizzen von Kraftsensoren: Änderung des elektrischen Widerstands bei Folien-DMS (links) und Erzeugung einer Potentialdifferenz (elektrische Spannung U) durch Ladungstrennung bei einem piezoelektrischen Element (rechts)

Kraftsensoren werden als Bauelemente mit integrierter Messbrücke in verschiedenen Bauformen und Baugrößen angeboten. Bestimmte Ausführungen der Kraftsensoren besitzen beispielsweise Schraubgewinde in Messrichtung. In der folgenden Abbildung 2-6 sind piezoresistive Kraftsensoren in verschiedenen Bauarten dargestellt. Das linke Foto zeigt einen Sensor des Herstellers Entran, der sowohl Zug- als auch Druckkräfte bis zu 2,5 kN erfassen kann. Im rechten Foto sind zwei Sensoren des Hersteller Amos dargestellt, die bei der Beaufschlagung mit einer Druckkraft einen Messbereich bis 5 N abdecken.

Vorteile haben Kraftsensoren durch ihre kleine Bauform bei gleichzeitiger mechanischer Robustheit. Piezoresistive Kraftsensoren sind sehr langzeitstabil, verfügen über einen großen linearen Messbereich und ermöglichen eine einfache Signalauswertung. Nachteile von Kraftsensoren sind einerseits die Empfindlichkeit gegenüber Momentbeaufschlagung und andererseits eine nicht so gute Langzeitstabilität bei piezoelektrischen Sensoren. Die Konstruktion von individuell an eine Messaufgabe angepassten Kraftmesseinrichtungen wird durch die relativ kleine Bauform in Kombination mit einer einfachen mechanischen Befestigungsmöglichkeit vereinfacht. Kraftsensoren eignen sich besonders für leichte und platzsparende Systeme. Dabei bedeutet eine individuelle Lösung allerdings immer auch einen erhöhten Entwicklungs- und Konstruktionsaufwand.

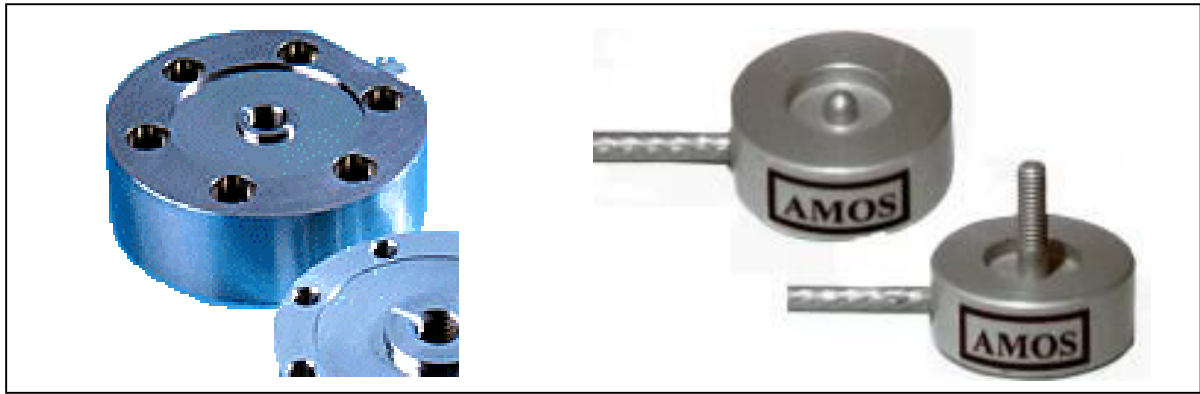


Abbildung 2-6:
links: bidirektionaler (Zug, Druck) Kraftsensor bis 2,5 kN (Entran ELIM); rechts: „Druck“-Kraftsensoren bis 5 N (Amos)

2.1.4 Kraft- und Momentaufnehmer

Durch die Kombination mehrerer Kraftsensoren zu so genannten „Mehr-Komponenten-Kraft- und Momentaufnehmern“ (im Folgenden vereinfacht als Kraftaufnehmer bezeichnet) können Kräfte und Momente in mehreren Raumrichtungen von einem Bauelement erfasst werden. Die Kraftaufnehmer funktionieren im Wesentlichen nach zwei unterschiedlichen Prinzipien. Zum einen wird die Verformung von Festkörpern mit Hilfe von mehreren DMS-Elementen dreidimensional erfasst, zum anderen werden piezokeramische Elemente unterschiedlicher Orientierung zu einem Kraftaufnehmer zusammengefasst.

Zwei Beispiele für mehrdimensionale Kraft- bzw. Momentaufnehmer des ersten Typs mit unterschiedlich hohem Integrationsgrad zeigen die beiden Fotos in der Abbildung 2-7. Im linken Bild ist ein Kraftaufnehmer des Herstellers AMTI dargestellt, der sowohl Kräfte als auch Momente in den drei Raumrichtungen (3d) erfassen kann.

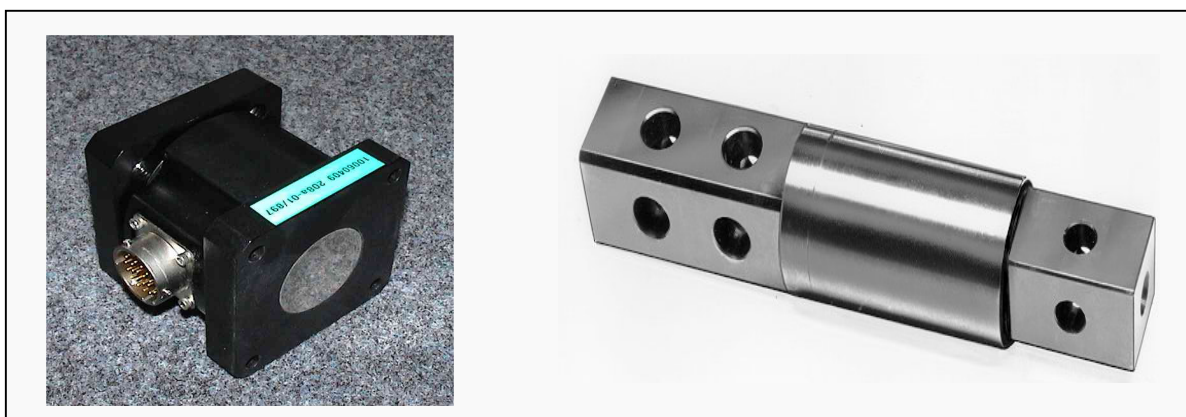


Abbildung 2-7:
3d-Kraft- und 3d-Momentaufnehmer (linkes Foto, AMTI); 3d-Kraft- und 1d-Momentaufnehmer (rechtes Foto, Wazau)

Der in dem rechten Foto abgebildete Kraftaufnehmer ermöglicht eine dreidimensionale Krafterfassung und registriert gleichzeitig das Moment um seine Längsachse. Insbesondere der mechanische Aufbau solcher Kraftaufnehmer ist vergleichsweise komplex und führt daher zu hohen Kosten. Vorteile liegen in der gleichzeitig möglichen Erfassung von Kräften und Momenten (eine Beaufschlagung des Systems mit Momenten ist unkritisch) sowie in der Langzeitstabilität.

Bei Kraftaufnehmern, die aus piezokeramischen Sensoren aufgebaut sind, werden Kristallelemente mit unterschiedlicher Orientierung (jedes Einzelement ist nur für eine Krafrichtung empfindlich) zu einem Stapel zusammengefasst (s. Abbildung 2-8 links), wobei jedes Element mit nach außen geführten Elektroden kontaktiert ist. Der Zusammenbau der Elemente erfolgt in der Regel unter Vorspannung, um durch die Reibkräfte zwischen den Einzelsensoren die unterschiedlichen Kraftkomponenten auf das „jeweilig zuständige“ Element zu übertragen. Eine Erfassung von Momenten ist mit solchen Systemen nicht möglich.

Allgemein vereinfacht der Einsatz von Kraftaufnehmern anstelle von Kraftsensoren die Konstruktion von Kraftmesssystemen. Piezoelektrische Kraftaufnehmer haben gegenüber DMS-Kraftaufnehmern Vorteile durch eine kleinere Bauform und ein geringeres Gewicht; sie sind erheblich kostengünstiger und verfügen über einen größeren Messbereich. Bei nicht „Langzeit-kritischen“ Einsatzfällen mit geringer Momentbeaufschlagung eignen sie sich eher für die Konstruktion von Kraftmesssystemen als DMS-Kraftaufnehmer.

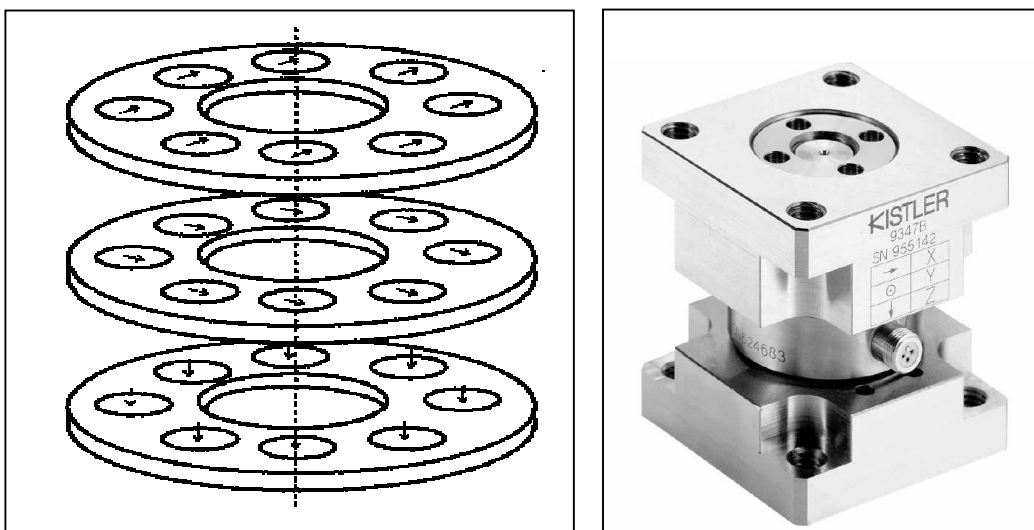


Abbildung 2-8:
Aufbau von 3d-Kraftaufnehmern mit drei Kristallelementen (links) und piezoelektrischer Kraftaufnehmer (rechtes Foto, Kistler)

2.1.5 Kraftmessplattformen

Zur Erfassung von Kräften, die eine Person auf den Boden ausübt, werden häufig Kraftmessplattformen eingesetzt. In der Nähe der Eckpunkte solcher Plattformen sind vier – in der Regel piezoelektrische – 3d-Kraftaufnehmer eingebaut. Mit Hilfe der von den vier Einzelaufnehmern gemessenen jeweils drei Kraftkomponenten können auf die Plattform aufgebrachte Kräfte hinsichtlich Betrag, Richtung und Angriffspunkt bestimmt werden. Die Abbildung 2-9 zeigt in ihrem linken Teil schematisch ein mit zwei Kraftmessplattformen aufgebautes Messsystem; im rechten Teilbild ist ein Originalfoto einer Kraftmessplattform (Amti) zu sehen.

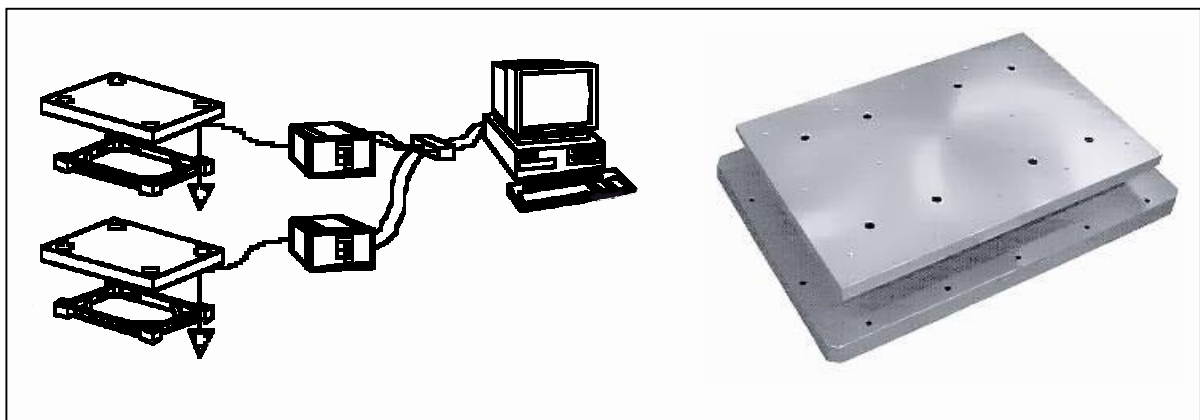


Abbildung 2-9:
links: Schematische Darstellung des Aufbaus eines Messsystems mit zwei Kraftmessplattformen;
rechts: Originalfoto einer Kraftmessplattform (Amti MC 3246)

Die Erhebung von Kräften mit Kraftmessplattformen ist ein bewährtes Verfahren insbesondere zur Messung von zeitvarianten Kräften in den drei Raumrichtungen und zur Ermittlung des zugehörigen Ortsvektors. Der Einsatz von Kraftmessplattformen bedeutet einen eher geringen konstruktiven Aufwand; allerdings müssen sie möglichst auf einem festen Fundament eingesetzt werden.

Ein weiterer Nachteil von Kraftmessplattformen ist durch die verhältnismäßig kleine Auflagefläche der Füße einer auf ihr stehenden Person bedingt. Durch die Hebelverhältnisse ergeben sich große Messfehler bei der Berechnung von beispielsweise an den Händen wirkenden Kräften mit einem „Bottom-up-Modell“ (s. Kapitel 1.3.1). Weitere Nachteile ergeben sich aus den hohen Anschaffungskosten und der nur eingeschränkt möglichen Anwendung in Feldversuchen.

2.2 Auswahl der Kraftsensoren, Kraftaufnehmer und Kraftmessplattformen

Für die in dieser Arbeit beschriebene Entwicklung von Messsystemen zur Ermittlung von Aktionskräften bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten wurden auf Grund der im vorherigen Kapitel dargestellten Bewertung die im Folgenden erläuterten Kraftsensoren, Kraftaufnehmer und Kraftmessplattformen ausgewählt. Für die Untersuchungen zum Lastentransport von Schüttgütern wurden Kraftsensoren ausgewählt, da diese „direkt“ in das Handhabungshilfsmittel integriert werden konnten. Die „indirekten“ Messsysteme zur Erfassung von Aktionskräften bei Pflgetätigkeiten wurden mit dreidimensional messenden Kraftaufnehmern und Kraftmessplattformen realisiert.

2.2.1 Kraftsensoren zur „direkten“ Ermittlung von Aktionskräften

Für die Ermittlung von Aktionskräften bei den Tätigkeiten „Lastentransport mit der Schubkarre“ und „Schaufeln von Schüttgütern“ wurden wegen ihres geringen Gewichtes und ihrer kleinen Abmessungen piezoresistive Einkomponenten-Kraftsensoren eingesetzt (s. Abbildung 2-10). Anhand dieser Sensoren war es möglich, Kraftmesssysteme zu entwickeln, mit denen Kräfte „direkt“ am Handhabungshilfsmittel erfasst werden können. Die Kraftsensoren ELF-TC26-2500 des Herstellers Entran sind mit einem beidseitigen Gewindeanschluss M8x1 * 12 mm ausgestattet und können bei Zug- und Druckbeanspruchung verwendet werden. Die Krafteinleitung hat in Richtung der Kraftaufnehmerachse (Gewindeachse) schädigungsfrei zu erfolgen. Eine Scherkraft- oder Momentbelastung ist nur in sehr geringem Ausmaß möglich. In der Abbildung 2-10 (rechts oben) ist exemplarisch ein verwendeter Kraftsensor dargestellt. Im Anschlusskabel ist ein Modul zur Temperaturkompensation integriert. Die technischen Daten des beschriebenen Kraftsensors sind ausführlich im Anhang (Kapitel 7.1, Tabelle 7-2) dargestellt.

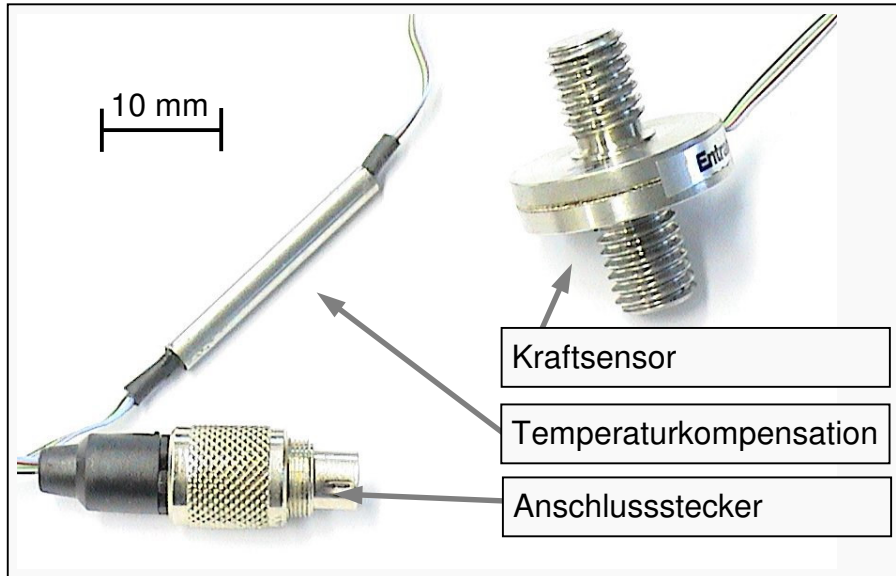


Abbildung 2-10:
Kraftsensoren ELF-TC26-2500 (Entran) mit Temperaturkompensation und Anschlussstecker

2.2.2 Kraftaufnehmer zur „indirekten“ Ermittlung von Aktionskräften

Der in Abbildung 2-11 dargestellte piezoelektrische Kraftaufnehmer mit integriertem Ladungsverstärker vom Typ Kistler 9062A3201 wurde für die Entwicklung des Messsystems „Bett“ verwendet. Bei Kraftbeaufschlagung gibt er für die drei orthogonalen Raumrichtungen jeweils ein kraftproportionales Spannungssignal aus. Eine Momentbeaufschlagung ist nur in sehr geringem Umfang erlaubt. Durch seine kleine



Abbildung 2-11:
Piezoelektrischer 3d-Kraftaufnehmer Typ Kistler 9062A3201 mit integriertem Ladungsverstärker

Bauform und sein zentrales Befestigungsloch kann der Kraftaufnehmer unkompliziert in verschiedene Konstruktionen integriert werden. Er besitzt aufgrund seines piezoelektrischen Messprinzips einen weiten Messbereich bei gleichzeitig guter

Empfindlichkeit. Die technischen Daten des Kraftaufnehmers sind im Anhang in Tabelle 7-3 detailliert aufgeführt.

2.2.3 Kraftmessplattformen

Zur Erfassung der Aktionskräfte mit den Messsystemen „Bett“ und „Boden“ sollen je zwei Kraftmessplattformen des Typs Kistler 9286AA verwendet (s. Abbildung 2-12, rechtes Foto). Sie können drei orthogonale Kraftkomponenten einer auf die Deckplatte wirkenden Kraft mit einer hohen zeitlichen Auflösung messen. Weiterhin können die Koordinaten des Kraftangriffspunktes (Ortsvektor der wirkenden Kraft) sowie

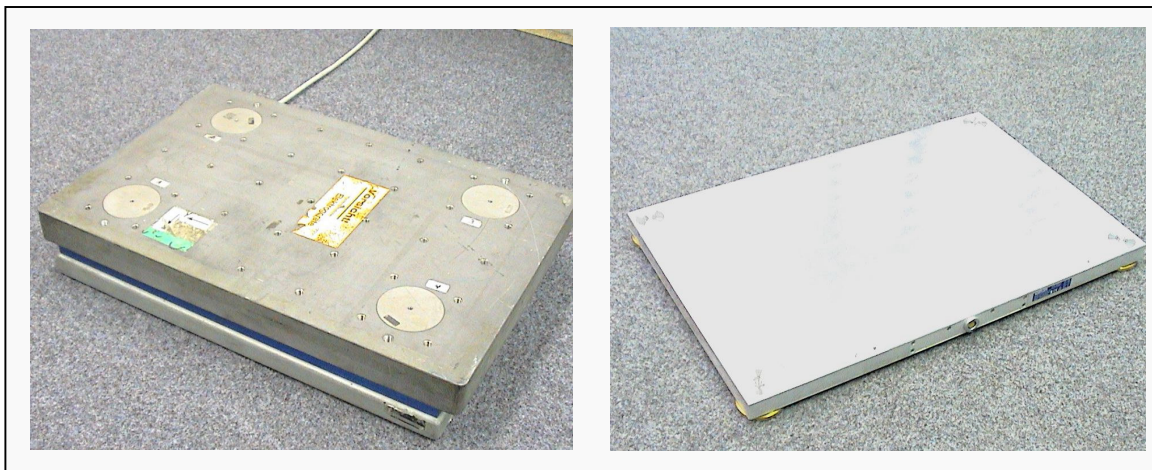


Abbildung 2-12:
Kraftmessplattform für die Messsysteme „Stuhl“ (links) und „Bett“ bzw. „Boden“ (rechts)

ein freies Moment (das um eine Achse senkrecht zur Plattformoberfläche wirkt) berechnet werden. Die Kraftmessplattformen verfügen über einen Messbereich von 0 bis 10 kN in vertikaler Richtung und $\pm 2,5$ kN in den horizontalen Richtungen. Weitere technische Daten sind im Anhang in der Tabelle 7-4 zusammengefasst.

Von der Pflegeperson ausgeübte Hand-Aktionskräfte bei Patiententransfers mit Beteiligung eines Patientenstuhls sollen von einer Kraftmessplattform des Herstellers Kistler, Typ 9281B13 erfasst werden (s. Abbildung 2-12, linkes Foto). Diese Kraftmessplattform besitzt Gewindelöcher in der Deckplatte, die zur Befestigung des Krankenstuhls genutzt werden können. Weitere technische Eigenschaften der Plattform sind im Anhang in der Tabelle 7-5 aufgeführt.

2.3 Entwicklung der Messsysteme zur „direkten“ Aktionskraftherhebung

Zum Lastentransport in bauverwandten Berufen werden häufig die Handhabungshilfsmittel „Schaufel“ und „Schubkarre“ verwendet. Im Folgenden wird die Entwicklung von Messsystemen beschrieben, mit deren Hilfe bei diesen Tätigkeiten ausgeübte Aktionskräfte erfasst werden können. Die Kräfte sollen dreidimensional und in einer hohen zeitlichen Auflösung „direkt“ an der Schnittstelle von Mensch und Werkzeug erhoben werden können. Voraussetzung für die Entwicklung solcher Messsysteme ist die Auswahl geeigneter Kraftsensoren (s. Kapitel 2.1).

Im Folgenden wird zunächst die Vorgehensweise zur Ermittlung von Aktionskräften bei der Tätigkeit „Transport von Lasten mit einer Schubkarre“ erläutert. Im Anschluss wird dann die Entwicklung eines Messsystems zur Erhebung von Aktionskräften für das „Schaufeln von Schüttgütern“ beschrieben.

2.3.1 Kraftaufnehmer am Messsystem „Schubkarre“

Als Basis für die Messungen der von den Händen auf die Schubkarre übertragenen Aktionskräfte wurde ein üblicherweise im Garten- und Baugewerbe eingesetztes Modell (Bauschubkarre mit Tiefbettmulde aus Stahlblech, Fassungsvermögen 100 Liter) zu einer „Messschubkarre“ umgebaut. Wie in der Abbildung 2-13 dargestellt, wurden dazu die beiden Holme durch im folgenden Kapitel detailliert beschriebene Kraftmesseinrichtungen ersetzt. Der Umbau erhöhte das Gesamtgewicht des Gerätes um 4 kg auf 17 kg. Diese Gewichtserhöhung kann im Verhältnis zum Gewicht der Schubkarre einschließlich der Lastgewichte (zwischen etwa 40 kg und 100 kg) als vernachlässigbar angesehen werden. Die Kraftmesseinrichtungen wurden so konstruiert, dass die Abmessungen und die geometrischen Verhältnisse der Messschubkarre dem Original entsprachen.

Die sich während eines Handhabungsvorgangs ständig ändernde Schubkarren- bzw. Schaufelorientierung (repräsentiert durch die Winkel κ , λ , μ) muss bekannt sein, um die jeweils Messsystem-festen Kraftdaten in das körperfeste Koordinatensystem des biomechanischen Modells transformieren zu können. Daher wurden anhand von zwei Videokameras mit unterschiedlicher Blickrichtung Videodokumentationen erstellt, aus denen nachträglich eine Positions- und Orientierungsanalyse vorgenommen werden konnte. Die so erhobenen Daten dienen als weitere Eingabegrößen für

das in Kapitel 2.8 beschriebene Computerprogramm zur Konvertierung der erhobenen Daten.



Abbildung 2-13:
Schubkarre mit den an Stelle der Holme eingebauten Kraftmesseinrichtungen

2.3.1.1 Erfassung und Registrierung von Kräften

Voraussetzung für die Durchführung der biomechanischen Modellrechnungen war eine getrennte Erfassung der Kräfte an den beiden Händen. Daher wurden zwei Kraftaufnehmer entwickelt, hergestellt und so in die beiden Holme der Schubkarre integriert, dass damit eine kontinuierliche Messung der rechts bzw. links von den Händen des Probanden in die Schubkarre eingeleiteten Kräfte möglich wurde. Um die Kräfte jeweils in den drei Raumrichtungen erfassen zu können, wurde – wie in Abbildung 2-14 dargestellt – jede dieser Kraftmessvorrichtungen mit drei unabhängig voneinander messenden piezoresistiven Kraftsensoren vom Typ Entran ELF-TC26-2500 bestückt. Der Kraftsensor Nr. 1 wurde in den Schubkarrengriff integriert und dient im Wesentlichen zur Erfassung der Schub- bzw. Zugkräfte. Die beiden anderen Sensoren werden jeweils über zwei drehbar gelagerte Hebelarme angesteuert. Der Sensor 2 erfasst vornehmlich die eher vertikalen Kraftkomponenten, während der Kraftsensor 3 hauptsächlich seitliche Aktionskraftkomponenten registriert.

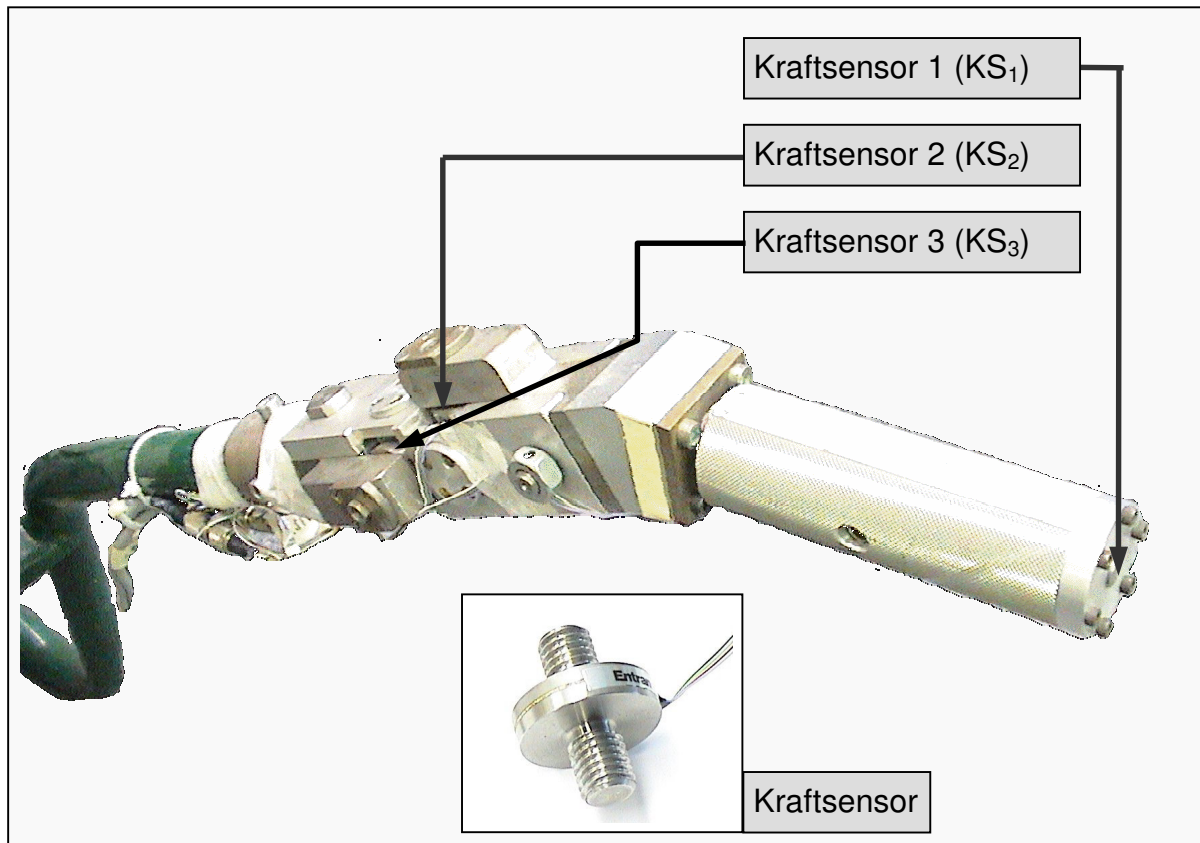


Abbildung 2-14:
Einbaupositionen der Kraftsensoren in dem Kraftaufnehmer am rechten Holm der Messschubkarre (oben) und einzelner Kraftsensor (unten)

2.3.1.2 Berechnung von Aktionskräften mit dem Messsystem „Schubkarre“

Die am rechten und am linken Holm (bzw. Kraftaufnehmer) der Schubkarre angreifenden Hand-Aktionskräfte werden von den jeweils drei Kraftsensoren erfasst; die an diesen Sensoren wirkenden Kräfte werden mit F_1 , F_2 und F_3 bezeichnet. Zugunsten der Übersichtlichkeit soll im Weiteren auf die Darstellung der Zeitabhängigkeit von Größen wie F_1 , F_2 und F_3 oder κ , λ und μ sowie auf die Unterscheidung von rechtem und linkem Kraftaufnehmer – soweit möglich – verzichtet werden; also steht beispielsweise der Bezeichner F_1 für $F_1(t)$ oder F_2 für F_{2l} bzw. F_{2r} .

Zur weiteren Verwendung der Messdaten in dem biomechanischen Modell ist es erforderlich, die Messwerte in einem raumfesten kartesischen Koordinatensystem darzustellen, da die Kraftkomponenten zum einen nicht senkrecht aufeinander stehen und zum anderen ihre Richtung im Raum von der zeitvarianten Position und Orientierung der Schubkarre abhängt. Die Umrechnung der gemessenen Kraftkomponenten F_1 , F_2 und F_3 zu den Eingangsgrößen des biomechanischen Modells F_x , F_y und F_z erfolgte mit Hilfe von Koordinatentransformationen, die im Folgenden erläutert wer-

den. In einem ersten Schritt wurde an jedem Holm der Schubkarre ein ortsfestes rechtwinkliges Koordinatensysteme (klm) eingeführt und die Komponenten der gemessenen Aktionskräfte F_1 , F_2 und F_3 in diesem System als F_k , F_l und F_m dargestellt.

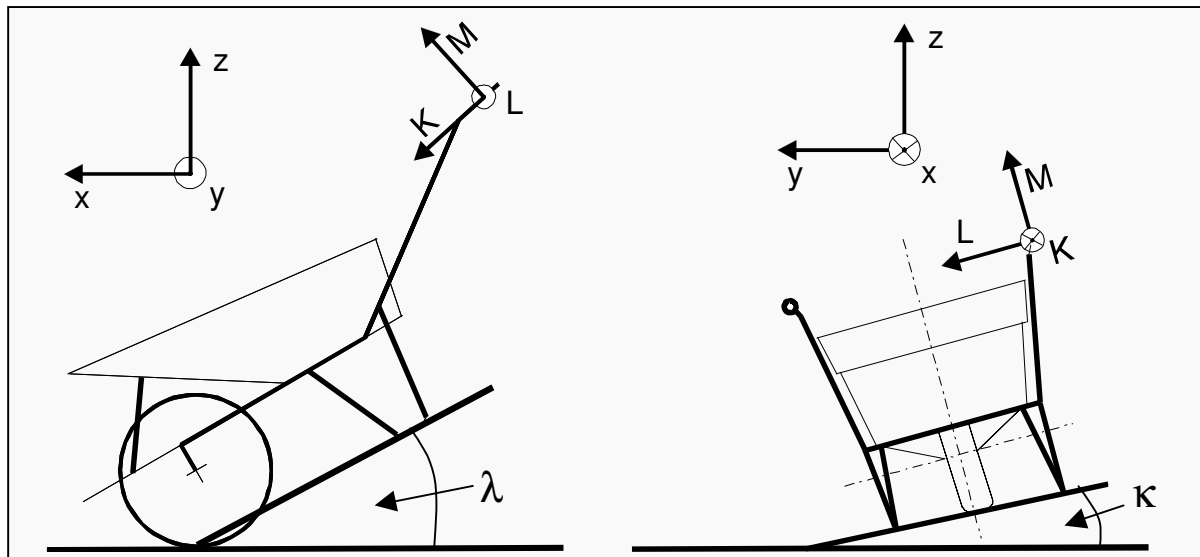


Abbildung 2-15:
Skizzierung der Drehung um die K-Achse (rechts) und um die L-Achse (links) des Schubkarren-festen KLM-Systems in das xyz-System

Der Ursprung der klm-Systeme befindet sich in der Mitte des Griffteils am Holmende und ist jeweils deckungsgleich mit den Kraftangriffspunkten der rechten und der linken Hand. Da die Holme um den Winkel β bzw. $-\beta$ seitlich ausgestellt sind (s. Abbildung 2-13), liegen auch die klm-Koordinatensysteme nicht parallel zueinander. Daher wurden die Kräfte in einem nächsten Schritt in zwei Schubkarren-feste parallele KLM-Systeme überführt (s. Abbildung 2-15). In der Abbildung ist weiterhin die um den Winkel λ angehobene (linkes Bild) und um den Winkel κ um die Längsachse gedrehte Schubkarre (rechtes Bild) skizziert. Die Drehung um die z-Achse (Winkel μ) erfolgte analog zu den in den Abbildungen 2-15 und 2-16 dargestellten Drehungen um die Winkel λ und κ .

Anhand der Skizzierung der Kraftaufnehmer in den Abbildungen 2-16 und 2-17 werden im Folgenden die erforderlichen Koordinatentransformationen schrittweise erläutert. Zu beachten ist, dass es sich bei der Darstellung nicht um ein Kräftegleichgewicht im mechanischen Sinne handelt. Die in den Zeichnungen angegebenen Kräfte F_1 bis F_3 stellen die von den Kraftsensoren gemessenen Größen dar. Zu nächst wurde zur Umrechnung der Kräfte am Punkt A des Kraftaufnehmers geschnitten.

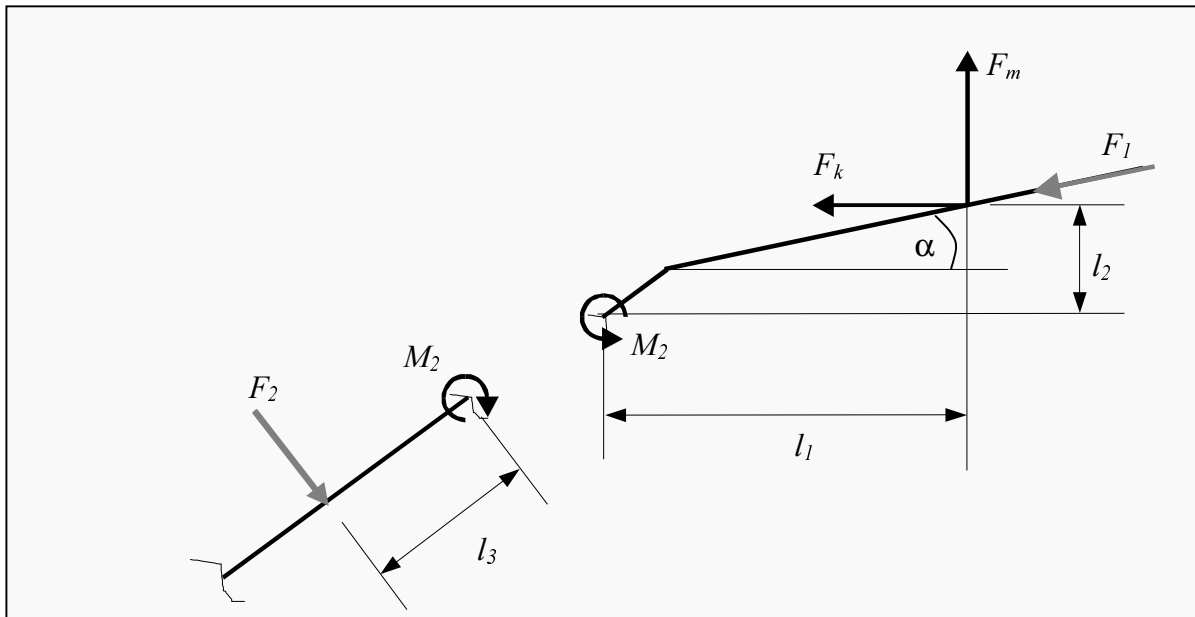


Abbildung 2-16:
Skizze eines Kraftaufnehmers zur Darstellung der Kräfte (F) und Momente (M) sowie der Abmessungen ($l_{1...3}$) für die Umrechnung der Messgrößen F_1 und F_2 in Holm-feste Komponenten F_k und F_m

Bildet man die Summe der Momente um den Punkt A, so ergibt sich für das rechte Schnittufer (rechter Teil der Abbildung 2-16):

$$M_2 + F_m * l_1 + F_k * l_2 = 0 \quad (1)$$

und für das linke Schnittufer:

$$M_2 = F_2 * l_3 \quad (2)$$

Weiterhin kann die Kraft F_1 in Abhängigkeit von F_k und F_m dargestellt werden:

$$F_1 = F_k * \cos \alpha - F_m * \sin \alpha \quad (3)$$

Aus den gemessenen Größen F_1 und F_2 ergeben sich mit Hilfe dieser Gleichungen die Komponenten F_k und F_m :

Wie in Abbildung 2-17 dargestellt, berechnet sich F_1 zu:

$$F_1 = F_3 * l_4 / (l_4 + l_5) \quad (4)$$

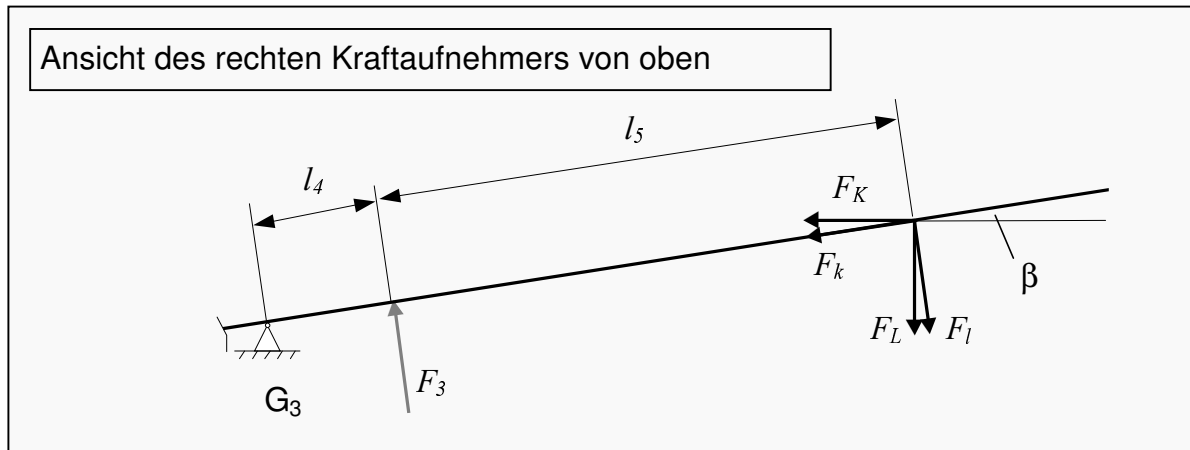


Abbildung 2-17:

Skizze eines Kraftaufnehmers zur Darstellung der Kräfte (F) und der Abmessungen (l_4 , l_5) für die schrittweise Umrechnung der gemessenen Kraft F_3 in die Holm-festen Komponenten F_k und F_l , sowie die Schubkarren-festen Komponenten F_K und F_L .

Bedingt durch die jeweils um den Winkel β nach außen gestellten Holme führt die Drehung der klm-Systeme in die KLM-Systeme zu unterschiedlichen Gleichungen für die bisher zusammengefasst dargestellten Kraftkomponenten F_K , F_L und F_M . Somit gilt für den linken Kraftaufnehmer:

$$F_{Kl} = F_{kl} * \cos \beta + F_{ll} * \sin \beta \quad (5)$$

$$F_{Ll} = - F_{kl} * \sin \beta + F_{ll} * \cos \beta \quad (6)$$

$$F_{Ml} = F_{ml} \quad (7)$$

und für den rechten Kraftaufnehmer:

$$F_{Kr} = F_{kr} * \cos \beta - F_{lr} * \sin \beta \quad (8)$$

$$F_{Lr} = F_{kr} * \sin \beta + F_{lr} * \cos \beta \quad (9)$$

$$F_{Mr} = F_{mr} \quad (10)$$

Nutzt man die Gleichungen (1) bis (4) sowie (5) bis (10), können die sechs Kraftkomponenten des KLM-Systems in Abhängigkeit von den gemessenen Kräften F_1 , F_2 und F_3 mit den folgenden Gleichungen jeweils für die linke und die rechte Seite dargestellt werden:

$$F_{Kl} = \frac{F_{1l} * l_1 - F_{2l} * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \cos \beta + F_{3l} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \sin \beta \quad (11)$$

$$F_{Kr} = \frac{F_{1r} * l_1 - F_{2r} * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \cos \beta - F_{3r} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \sin \beta \quad (11r)$$

$$F_{Ll} = F_{3l} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \cos \beta - \frac{F_{1l} * l_1 - F_{2l} * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \sin \beta \quad (12l)$$

$$F_L = F_3 * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \cos \beta + \frac{F_1 * l_1 - F_2 * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \sin \beta \quad (12r)$$

$$F_{Ml} = - \frac{F_{1l} * l_2 + F_{2l} * l_3 * \cos \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} \quad (13l)$$

$$F_{Mr} = - \frac{F_{1r} * l_2 + F_{2r} * l_3 * \cos \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} \quad (13r)$$

Befindet sich die Schubkarre in der Grundposition (die zeitvarianten Winkel κ , λ und μ sind Null), so haben die KLM-Systeme die gleiche Orientierung wie das in den biomechanischen Modellrechnungen verwendete xyz-System. Wird die Schubkarre allerdings bewegt, verdreht sich das KLM-System gegenüber dem xyz-System um die Winkel κ , λ und μ . Für die Verwendung der Kräfte in den Modellrechnungen ist es daher erforderlich, die im KLM-System angegebenen Kraftkomponenten entsprechend der zeitvarianten Orientierung der Schubkarre in die xyz-Komponenten umzurechnen. Allgemein gilt für die Drehung eines Koordinatensystems uvw ...

1. ... um die u-Achse mit dem Winkel κ
2. ... um die v-Achse mit dem Winkel λ
3. ... um die w-Achse mit dem Winkel μ ,

in ein System rst die Transformationsregel:

$$\begin{aligned} r &= u * \cos \lambda * \cos \mu \\ &+ v * (\cos \kappa * \sin \mu + \sin \kappa * \sin \lambda * \cos \mu) \\ &+ w * (\sin \kappa * \sin \mu - \cos \kappa * \sin \lambda * \cos \mu) \\ s &= - u * (\cos \lambda * \sin \mu) \\ &+ v * (\cos \kappa * \cos \mu - \sin \kappa * \sin \lambda * \sin \mu) \\ &+ w * (\sin \kappa * \cos \mu + \cos \kappa * \sin \lambda * \sin \mu) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 t = & \quad u * \sin\lambda \\
 & - v * (\sin\kappa * \cos\lambda) \\
 & + w * (\cos\kappa * \cos\lambda)
 \end{aligned}$$

Zur Drehung des KLM-Systems in das xyz-System wird diese Transformationsregel angewendet und man erhält in Matrixschreibweise:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\lambda * \cos\mu & \cos\kappa * \sin\mu + \sin\kappa * \sin\lambda * \cos\mu & \sin\kappa * \sin\mu - \cos\kappa * \sin\lambda * \cos\mu \\ -\cos\lambda * \sin\mu & \cos\kappa * \cos\mu - \sin\kappa * \sin\lambda * \sin\mu & \sin\kappa * \cos\mu + \cos\kappa * \sin\lambda * \sin\mu \\ \sin\lambda & -\sin\kappa * \cos\lambda & \cos\kappa * \cos\lambda \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} F_K \\ F_L \\ F_M \end{bmatrix}$$

Für die Komponenten K, L, und M werden die Gleichungen 11_l bis 13_l eingesetzt. Damit erhält man die folgende Matrixgleichung für die Kräfte an der linken Seite:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\lambda * \cos\mu & \cos\kappa * \sin\mu + \sin\kappa * \sin\lambda * \cos\mu & \sin\kappa * \sin\mu - \cos\kappa * \sin\lambda * \cos\mu \\ -\cos\lambda * \sin\mu & \cos\kappa * \cos\mu - \sin\kappa * \sin\lambda * \sin\mu & \sin\kappa * \cos\mu + \cos\kappa * \sin\lambda * \sin\mu \\ \sin\lambda & -\sin\kappa * \cos\lambda & \cos\kappa * \cos\lambda \end{bmatrix}$$

$$* \begin{bmatrix} \frac{F_{1l} * l_1 - F_{2l} * l_3 * \sin\alpha}{l_2 * \sin\alpha + l_1 * \cos\alpha} * \cos\beta + F_{3l} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \sin\beta \\ F_{3l} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \cos\beta - \frac{F_{1l} * l_1 - F_{2l} * l_3 * \sin\alpha}{l_2 * \sin\alpha + l_1 * \cos\alpha} * \sin\beta \\ - \frac{F_{1l} * l_2 + F_{2l} * l_3 * \cos\alpha}{l_2 * \sin\alpha + l_1 * \cos\alpha} \end{bmatrix}$$

Für die rechte Seite ergibt sich analog durch Einsetzen von (11_r) bis (13_r):

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\lambda * \cos\mu & \cos\kappa * \sin\mu + \sin\kappa * \sin\lambda * \cos\mu & \sin\kappa * \sin\mu - \cos\kappa * \sin\lambda * \cos\mu \\ -\cos\lambda * \sin\mu & \cos\kappa * \cos\mu - \sin\kappa * \sin\lambda * \sin\mu & \sin\kappa * \cos\mu + \cos\kappa * \sin\lambda * \sin\mu \\ \sin\lambda & -\sin\kappa * \cos\lambda & \cos\kappa * \cos\lambda \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \frac{F_{1r} * l_1 - F_{2r} * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \cos \beta - F_{3r} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \sin \beta \\ * F_{3r} * \frac{l_4}{l_4 + l_5} * \cos \beta + \frac{F_{1r} * l_1 - F_{2r} * l_3 * \sin \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} * \sin \beta \\ - \frac{F_{1r} * l_2 + F_{2r} * l_3 * \cos \alpha}{l_2 * \sin \alpha + l_1 * \cos \alpha} \end{bmatrix}$$

Mit Hilfe dieser Gleichungssysteme können die beidseits gemessenen Größen F_1 , F_2 und F_3 als Kräfte F_x , F_y und F_z im raumfesten xyz-System des biomechanischen Modells abgebildet werden. Da sich die konkrete Anwendung der beschriebenen Algorithmen für die Systeme „Schubkarre“ und „Schaufel“ im Wesentlichen gleicht, wird diese im Anschluss an das folgende Kapitel für beide Fälle gemeinsam beschrieben.

2.3.3 Kraftaufnehmer am Messsystem „Schaufel“

Für die Erhebung von Aktionskräften beim Schaufeln von Schüttgütern wurde ein Messsystem entwickelt und realisiert, das in eine übliche Schaufel integriert werden konnte, ohne deren geometrischen Eigenschaften wesentlich zu verändern. Zur Ermittlung von Wirbelsäulenbelastungen war es erforderlich, die von der rechten und der linken Hand ausgeübten Aktionskräfte getrennt erfassbar zu machen. Bei der Entwicklung wurde insbesondere auf eine möglichst leichte Konstruktion geachtet, um eine gewichtsbedingte Verfälschung der Untersuchungsergebnisse zu minimieren. Daher wurde als Material im Wesentlichen eine Al-Legierung verwendet und soweit möglich, Hohl- statt Vollmaterial eingesetzt. Im Originalzustand wog die Schaufel 1,6 kg, das Gewicht des Messsystems lag bei 2,4 kg. Während der Untersuchungen betragen die üblichen „Beladungen“ der Schaufel etwa 4,5 kg. Somit erreichte die gefüllte Schaufel ein Gesamtgewicht von etwa 8,5 kg.

Da Untersuchungen mit zwei verschiedenen Schaufelblatttypen durchgeführt wurden, mussten die Schaufelblätter leicht (de-)montierbar sein. Bei den Schaufelblatttypen handelte es sich zum einen um eine sogenannte Sandschaufel nach DIN 20120; zum anderen wurde eine Stechschaufel nach DIN 20121 (auch „Frankfurter“ genannt) verwendet. Die Stechschaufel verfügt im Gegensatz zur geraden Einstechkante der Sandschaufel eine zur Mitte spitz zulaufende Kante, wodurch das Einstechen in grobkörnige Materialien erleichtert werden soll. In der Abbildung 2-18 sind

von oben nach unten ein Schaufelstiel nach DIN 20151 im Originalzustand, ein Schaufelblatt Typ Stechschaufel nach DIN 20121 sowie die entwickelte Messschaufel mit integrierten Kraftaufnehmern dargestellt.

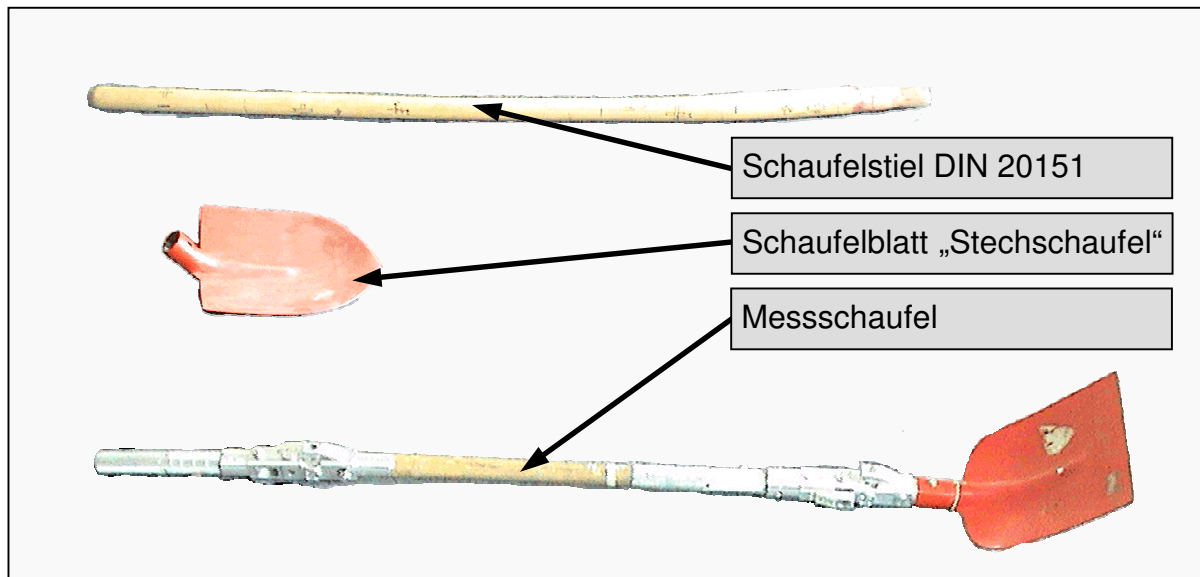


Abbildung 2-18:
von oben nach unten: Schaufelstiel DIN 20151 Ausführung „1300“, Schaufelblatt Typ Stechschaufel, Schaufel mit eingebauten Kraftaufnehmern ohne Kraftsensoren sowie montiertem Schaufelblatt Typ Sandschaufel

2.3.3.1 Erfassung und Registrierung von Kräften

Zur Erfassung der beim Schaufeln von Schüttgütern wirkenden Aktionskräfte wurden zwei Kraftaufnehmer entwickelt, von denen der eine am unteren Ende der Schaufel („blattnah“, Index n) und der andere am oberen Schaufelende („blattfern“, Index f) angebracht ist. Wie in der Abbildung 2-19 exemplarisch anhand des blattnahen Kraftaufnehmers dargestellt, wurden die Kraftaufnehmer zur räumlichen Erfassung von Aktionskräften mit jeweils drei Kraftsensoren des Typs Entran ELF-TC26-2500 ausgestattet (s. Kapitel 2.2.1). Die Messachsen der Sensoren sind so angeordnet, dass sie ein orthogonales System bilden: Der Kraftsensor 1 erfasst direkt die Kraftkomponente in Stielrichtung; der zweite und der dritte Kraftsensor wird jeweils indirekt über einen drehbar gelagerten Hebel mit der seitlichen bzw. der vertikalen Kraftkomponente beaufschlagt (bezogen auf eine waagerechte Schaufelorientierung).

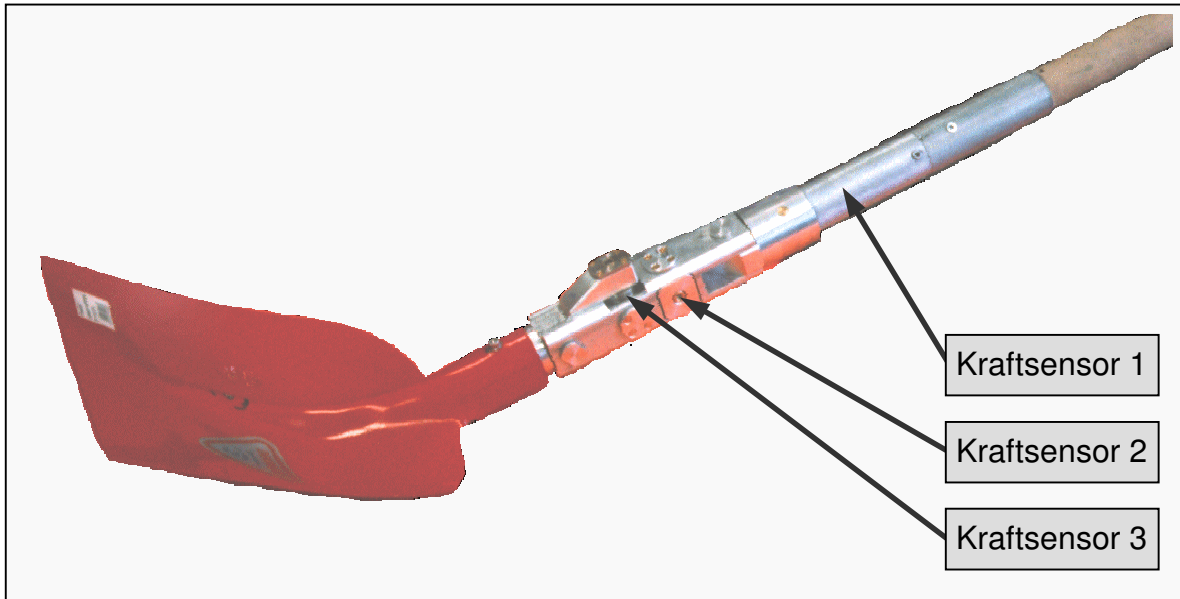


Abbildung 2-19:
Schaufel mit blattnaher Kraftmesseinrichtung und Einbauposition der drei Kraftsensoren

2.3.3.2 Berechnung von Aktionskräften mit dem Messsystem „Schaufel“

Die Berechnung der Aktionskraftkomponenten $(F_x, F_y \text{ und } F_z)_{n,f}$ aus den gemessenen Kräften $(F_1, F_2 \text{ und } F_3)_{n,f}$ wurde sinngemäß zu der in Kapitel 2.3.1.2 beschriebenen Vorgehensweise durchgeführt. Für die Kraftaufnehmer der Schaufel ist die Umrechnung allerdings weniger komplex, da die Messrichtungen der Kraftsensoren bereits ein rechtwinkliges System bilden.

Für jeden Kraftaufnehmer wurde zunächst ein Schaufel-festes Koordinatensystem $(klm)_{n,f}$ eingeführt, dessen Ursprung sich jeweils im Mittelpunkt des Sensors KS_1 befindet (s. Abbildung 2-20). Durch die Messung mit den sechs Kraftsensoren $(KS_1, KS_2 \text{ und } KS_3)_{n,f}$ erhält man für die blattnahe und für die blattferne Kraftmesseinrichtung jeweils drei Kraftkomponenten, die von der Schaufelorientierung unabhängig sind. Mit Hilfe der variierenden Winkel κ, λ, μ wird anschließend die Umrechnung in das raumfeste Koordinatensystem des biomechanischen Modells durchgeführt. Da sich die Kraftangriffspunkte der Hände jeweils im Ursprung der klm -Systeme befinden, ist zur Darstellung der gemessenen Kraftkomponenten im raumfesten System lediglich eine Koordinatendrehung notwendig.

In der Abbildung 2.3-8 sind die gemessenen Kraftkomponenten F_{1m}, F_{2n} und F_{3n} für den blattnahen Kraftaufnehmer sowie die Messgrößen F_{1f}, F_{2f} und F_{3f} für das blattferne Messsystem, die Einbaupositionen der Kraftsensoren und die Abmessungen

der Messschaufel dargestellt. Die Variablen l_1 , n_2 bis n_6 sowie f_2 bis f_5 stellen zeitkonstante Größen dar, die durch die Abmessungen an der Schaufel bedingt sind. Weiterhin sind für jedes System das ortsfeste klm-Koordinatensystem und das raumfeste xyz-System abgebildet.

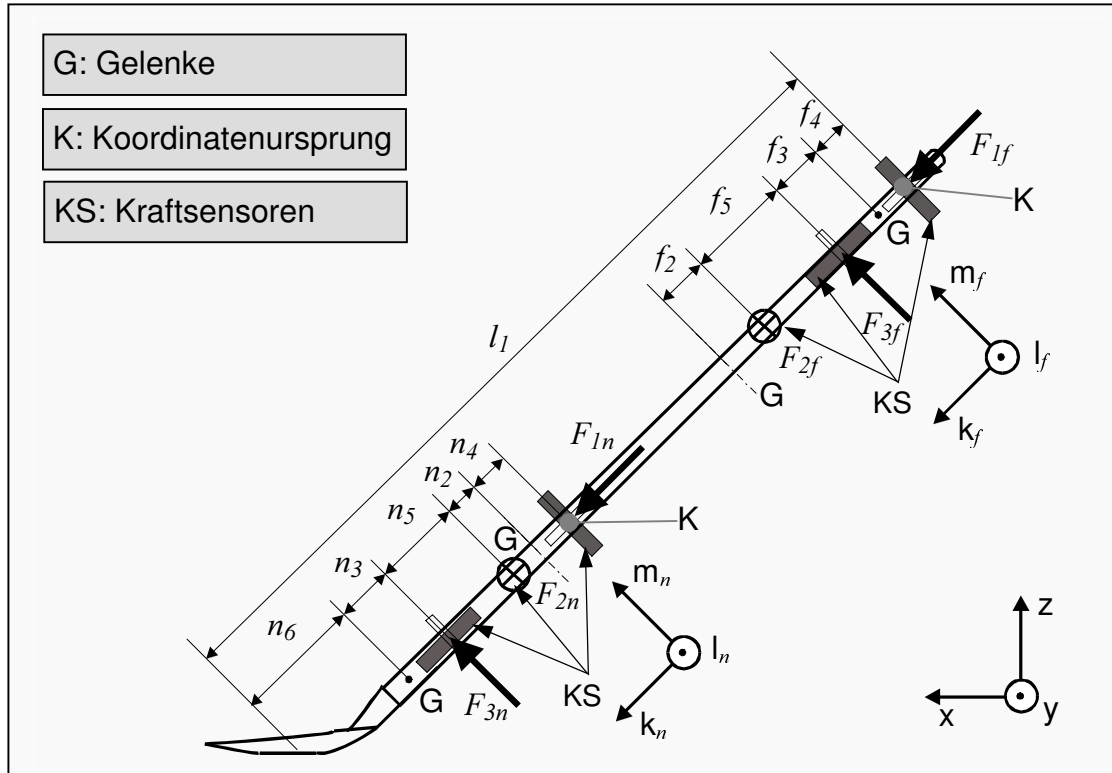


Abbildung 2-20:
Abmessungen der Messschaufel mit skizzierten Kraftsensoren sowie Darstellung der Messgrößen und der verwendeten Koordinatensysteme

In einem ersten Schritt wird zunächst die Umrechnung der an den Kraftsensoren gemessenen Kräfte $F_{1n,f}$ bis $F_{3n,f}$ in das klm-System durchgeführt. Es gilt für den blattnahen Kraftaufnehmer:

$$F_{kn} = F_{1n} - F_{kf}$$

$$F_{ln} = (- F_{2n} * n_2 / n_4 - F_{2f} * l_{2f} * (f_1 - n_1 + n_4)) / (n_4 * (f_2 + f_3 + f_4 + f_5))$$

$$F_{mn} = -(F_{3n} * n_3 + F_{3f} * f_3 / f_4 * (f_1 - l_1)) / (n_2 + n_3 + n_4 + n_5)$$

und für den blattfernen Kraftaufnehmer:

$$F_{kf} = F_{1f}$$

$$F_{lf} = F_{2f} * f_2 / (f_2 + f_3 + f_4 + f_5)$$

$$F_{mf} = F_{3f} * f_3 / f_4$$

Die Drehung der so ermittelten Kraftkomponenten um die zeitvarianten Winkel κ , λ und μ in das raumfeste xyz-System erfolgt analog zu der in Kapitel 2.3.1 erläuterten Koordinatentransformationsgleichung. Somit erhält man die Matrizengleichung für den blattfernen Aktionskraftvektor \vec{F}_f :

$$\begin{bmatrix} F_{xf} \\ F_{yf} \\ F_{zf} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \lambda * \cos \mu & \cos \kappa * \sin \mu + \sin \kappa * \sin \lambda * \cos \mu & \sin \kappa * \sin \mu - \cos \kappa * \sin \lambda * \cos \mu \\ -\cos \lambda * \sin \mu & \cos \kappa * \cos \mu - \sin \kappa * \sin \lambda * \sin \mu & \sin \kappa * \cos \mu + \cos \kappa * \sin \lambda * \sin \mu \\ \sin \lambda & -\sin \kappa * \cos \lambda & \cos \kappa * \cos \lambda \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} F_{1f} \\ * F_{2f} * \frac{f_2}{f_2 + f_3 + f_4 + f_5} \\ F_{3f} * \frac{f_3}{f_4} \end{bmatrix}$$

Der blattnahe Aktionskraftvektor \vec{F}_n wird berechnet mit:

$$\begin{bmatrix} F_{xn} \\ F_{yn} \\ F_{zn} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \lambda * \cos \mu & \cos \kappa * \sin \mu + \sin \kappa * \sin \lambda * \cos \mu & \sin \kappa * \sin \mu - \cos \kappa * \sin \lambda * \cos \mu \\ -\cos \lambda * \sin \mu & \cos \kappa * \cos \mu - \sin \kappa * \sin \lambda * \sin \mu & \sin \kappa * \cos \mu + \cos \kappa * \sin \lambda * \sin \mu \\ \sin \lambda & -\sin \kappa * \cos \lambda & \cos \kappa * \cos \lambda \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} F_{1n} - F_{1f} \\ * -F_{2n} * \frac{n_2}{n_4} - \frac{F_{2f} * f_2 * (f_1 - n_1 + n_4)}{n_4 * (f_2 + f_3 + f_4 + f_5)} \\ -\frac{1}{n_2 + n_3 + n_4 + n_5} * \left[F_{3n} * n_3 + F_{3f} * \frac{f_3}{f_4} * (f_1 - l_1) \right] \end{bmatrix}$$

Aus den sechs messtechnisch erfassten Kräften $(F_1, F_2, F_3)_{n,f}$ an der blattnahen und an der blattfernen Messeinrichtung lassen sich nun mit Hilfe der angeführten Transformationsgleichungen die an den Händen angreifenden Aktionskraftvektoren in dem geforderten raumfesten und orthogonalen Koordinatensystems (xyz) bestimmen.

2.3.4 Kalibrierung der Kraftaufnehmer

Da sich die Kalibrierung der Systeme „Schaufel“ und „Schubkarre“ in den wesentlichen Punkten nicht unterscheidet, wird der Vorgang an dieser Stelle exemplarisch für die Kraftaufnehmer der Messschubkarre dargestellt. Eine Kalibrierung ist erforderlich, um den elektrischen Messwerten entsprechende Kräfte zuordnen zu können. Die Kraftsensoren selbst werden vom Hersteller kalibriert geliefert. Zur Ermittlung von mechanischen Einflüssen durch das Messsystem wurden die Sensoren im eingebauten Zustand noch einmal kalibriert. Zur Kalibrierung wurden auf jeden der sechs Kraftsensoren – einzeln und unabhängig voneinander – bekannte Kräfte (vom erwarteten Mindestwert bis zum Höchstwert in 10 Schritten) in der jeweiligen Messrichtung appliziert. Insgesamt wurde dieser Vorgang 10mal ausgeführt, so dass insgesamt 600 Messwerte (6 Sensoren * 10 Kräfte * 10 Durchgänge) vorlagen. Durch diese Kalibriervorgänge wurden die Messsysteme auf Linearität und Wiederholgenauigkeit geprüft. Die Kraftbeaufschlagung erfolgte dabei entweder direkt (für den Kraftsensor KS_1 , s. Abbildung 2-21 oben) oder über die systemeigenen Hebelarme für die Kraftsensoren KS_2 und KS_3 , s. Abbildung 2-21 links und rechts unten). Für (die beiden letzten Fälle konnten aus den bekannten Kräften F_{kal2} und F_{kal3} die auf die Sensoren wirkenden Kräfte F_2 und F_3 über die Hebelarme aus der proportional zur ausgeübten Kraft abgegebenen Spannung berechnet werden.

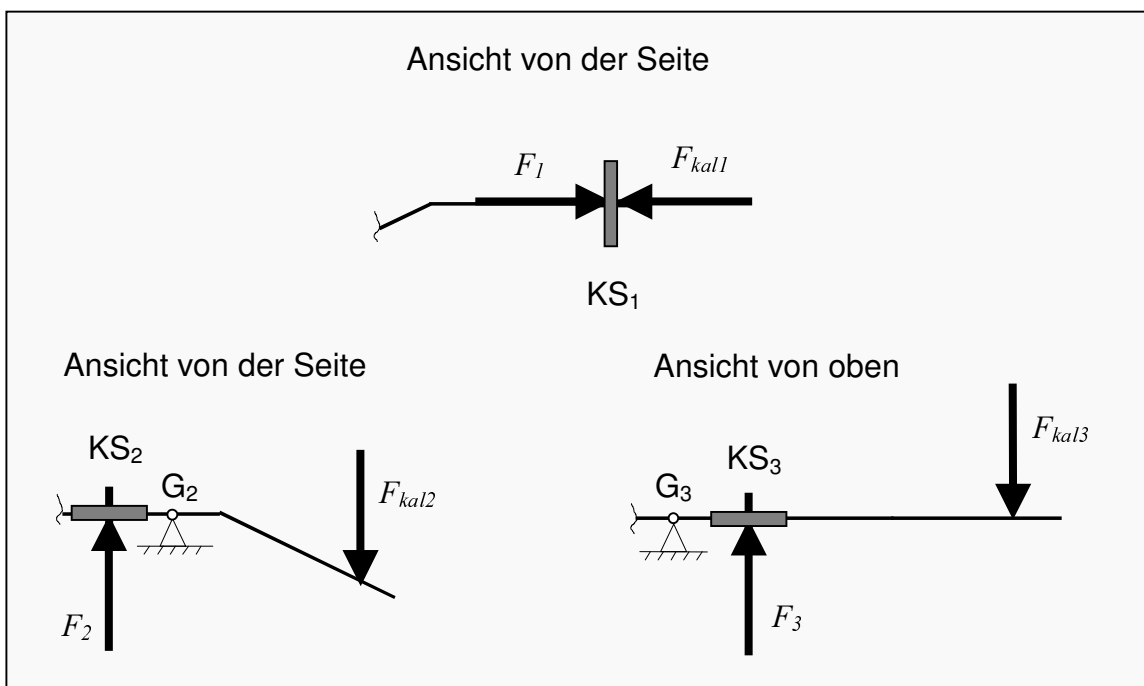


Abbildung 2.3-9:
Schematische Darstellung des Kalibrierungsvorgangs für die Kraftsensoren KS_1 bis KS_3 am Beispiel der Messschubkarre

In der Abbildung 2-22 sind die Kalibrierdaten für die drei Kraftsensoren des am linken Holm der Schubkarre montierten Messsystems exemplarisch für einen Messdurchlauf dargestellt. Das Bestimmtheitsmaß (R^2) zeigt mit Werten $> 0,99$ eine hohe Linearität der gemessenen Werte an. Bei den Wiederholungsmessungen wiesen die erhobenen Spannungswerte eine maximale Abweichung von deutlich unter 1% auf (beispielweise KS_3 [Kalibrierkraft 200 N]: 1,561 V zu 1,570 V). Die Kalibrierung der hier nicht dargestellten Kraftmesseinrichtungen führte zu ähnlichen Ergebnissen in Bezug auf Linearität und Wiederholgenauigkeit.

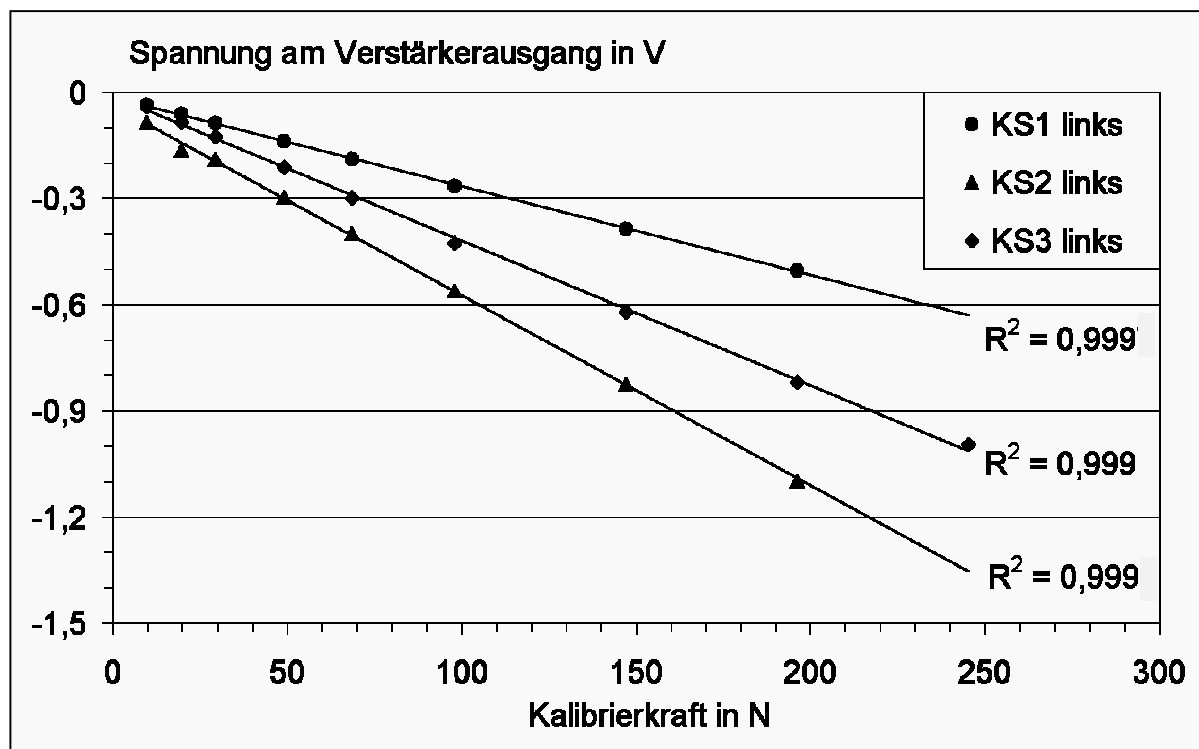


Abbildung 2-22: Kalibrierdaten für die drei Kraftsensoren (KS1 bis KS3) des am linken Holm der Schubkarre montierten Messsystems; jeweils dargestellt mit Ausgleichsgerade und Bestimmtheitsmaß (R^2)

Neben der umfassenden Kalibrierung wurden die Messsysteme unmittelbar vor jeder Felduntersuchung mit einem einfach auszuführenden Verfahren geprüft und – soweit notwendig – so justiert, dass der Messfehler in unteren einstelligen Prozentbereich lag. Beispielsweise wurde zur Prüfung der Schaufel am Schaufelblatt bzw. am Ende des Schaufelstiels eine bekannte Kraft jeweils in Richtung der drei verschiedenen Messachsen appliziert. Ähnlich wie in Abbildung 2-21 dargestellt, wurde durch entsprechende Lagerung (Fixierung) der Schaufel jeweils einer der sechs Sensoren definiert mit einer aus dem zugehörigen Hebelverhältnis resultierenden Kraft beaufschlagt. Da die Temperaturen bei den Felduntersuchungen teilweise von den Tem-

peraturen bei der Kalibrierung unter Laborbedingungen abweichen, konnten so auch mögliche thermische Einflüsse auf das Messsystem kompensiert werden.

2.3.5 Aufbereitung der Daten

Von den jeweils sechs Kraftsensoren in den Messsystemen „Schubkarre“ bzw. „Schaufel“ werden bei Belastung Signale in Form von kraftproportionalen elektrischen Spannungen abgegeben. Zur Erfassung, Umformung und Speicherung dieser Signale dient der im Folgenden beschriebene Geräteaufbau. Die Berechnung von Aktionskräften aus den digitalisierten Signalen erfolgte anschließend durch die rechnergestützte Anwendung der in den obigen Kapiteln beschriebenen Algorithmen.

2.3.5.1 Signalverarbeitung für die Messsysteme Schubkarre und Schaufel

Der für die Untersuchungen entwickelte – modular aufgebaute – Mehrkanal-Kraftmessverstärker (s. Abbildung 2-23) stellt die Versorgungsspannung für die Messbrücken der insgesamt sechs Kraftsensoren bereit. Weiterhin erfasst er die abgegebenen Signale und dient dazu, sowohl einen Offset-Abgleich durchzuführen als auch die Einstellung des Verstärkungsfaktors vorzunehmen.

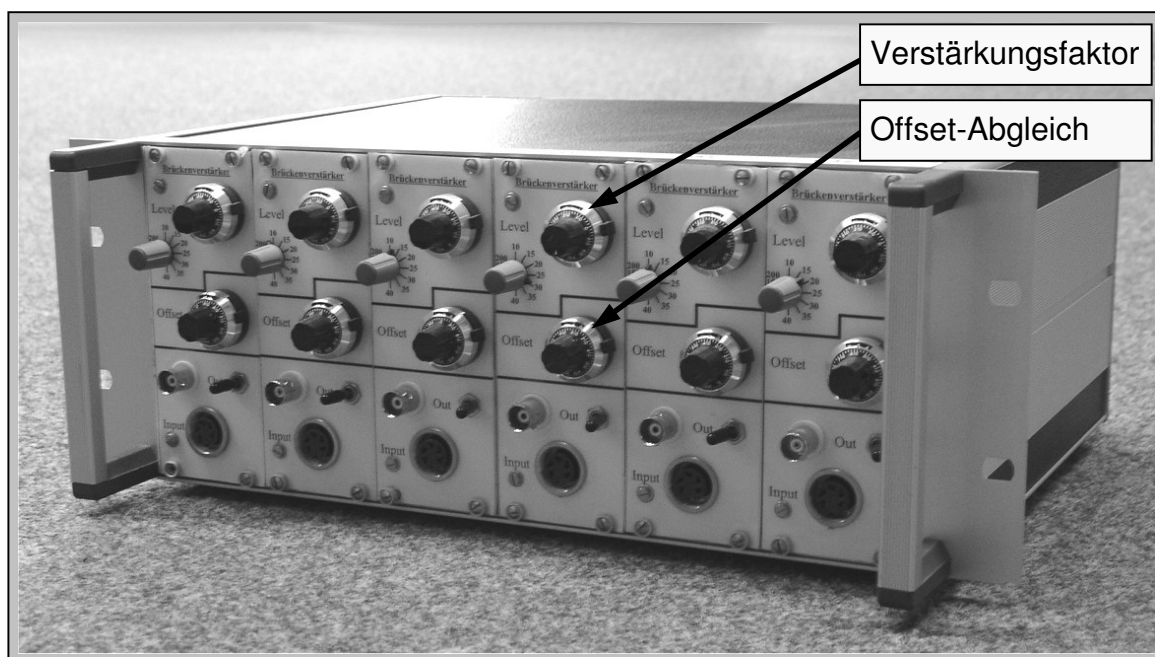


Abbildung 2-23:
Kraftmessverstärker aus sechs gleichen Modulen aufgebaut

Ein parallel zu den Ausgängen des Messverstärkers geschaltetes Oszilloskop erlaubte es, die Signalverläufe direkt zu verfolgen. Weiterhin konnten die Signale während der Versuchsdurchführung auf einem Mehrkanalschreiber (Gould TA 4000) ausgegeben werden. Die Aufzeichnung der verstärkten Signale der sechs Kraftsensoren erfolgte gemeinsam mit einem von einer elektronischen Zeitbasis (Systron-Donner 8154) erzeugten Zeitsignal kontinuierlich auf ein Mehrkanal-Magnetbandgerät (TEAC XR-50). Da die Messungen ortsunabhängig durchgeführt werden sollten, wurden die Geräte in ein fahrbares Regalsystem eingebaut. Das Foto in der Abbildung 2-24 zeigt den kompletten Messaufbau. Da Voruntersuchungen ergeben hatten, dass bei den zu untersuchenden Tätigkeiten auch impulsartige Kraftspitzen auftreten, wurden die Kraftsensoren sowie die zugehörige Hardware zur Aufzeichnung und Verarbeitung der Signale so ausgewählt, dass die Kräfte in einer hohen zeitlichen Auflösung (Messrate 0,02 Sekunden) erfassbar wurden.

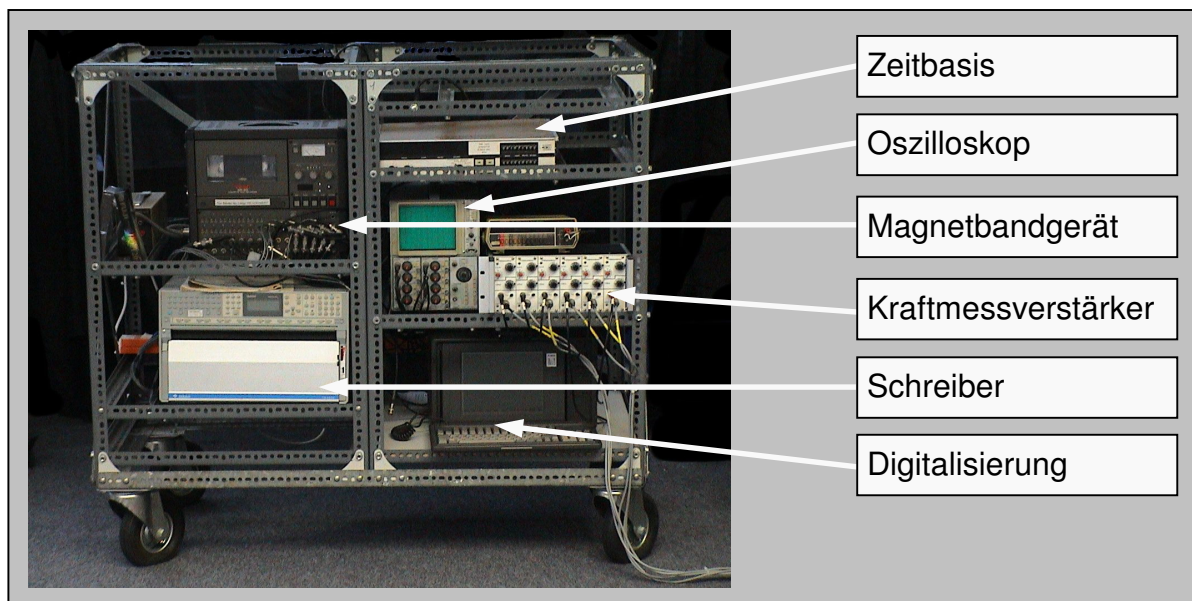


Abbildung 2-24:
Transportabler Messaufbau für die Aufzeichnung der Aktionskräfte

2.3.5.2 Rechnergestützte Aufbereitung der Messdaten

Die während der Versuchsdurchführung analog gespeicherten Signale der sechs Kraftsensoren und das Zeitsignal wurden über ein Digitalisierungsinterface in ein für die computergestützte Verarbeitung geeignetes Format überführt und als Datei gespeichert. In der Datei lagen die sechs Signale als Spannungswerte in tabellarischer Form mit eindeutiger zeitlicher Zuordnung vor. Durch die Analyse der Videodokumentationen wurden die Winkel κ , λ , μ bestimmt und den Spannungswerten zeitlich

zugeordnet. Eine für diesen Fall entwickelte Software (Theilmeier et al. 2001) diente dazu, aus diesen Eingangsdaten unter Verwendung der in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.2 entwickelten Algorithmen die Aktionskraftkomponenten für das biomechanische Modell zu berechnen und grafisch darzustellen (s. Abbildung 2-25, Diagramme rechts). Für die biomechanischen Modellrechnungen muss eine Tätigkeit, wie

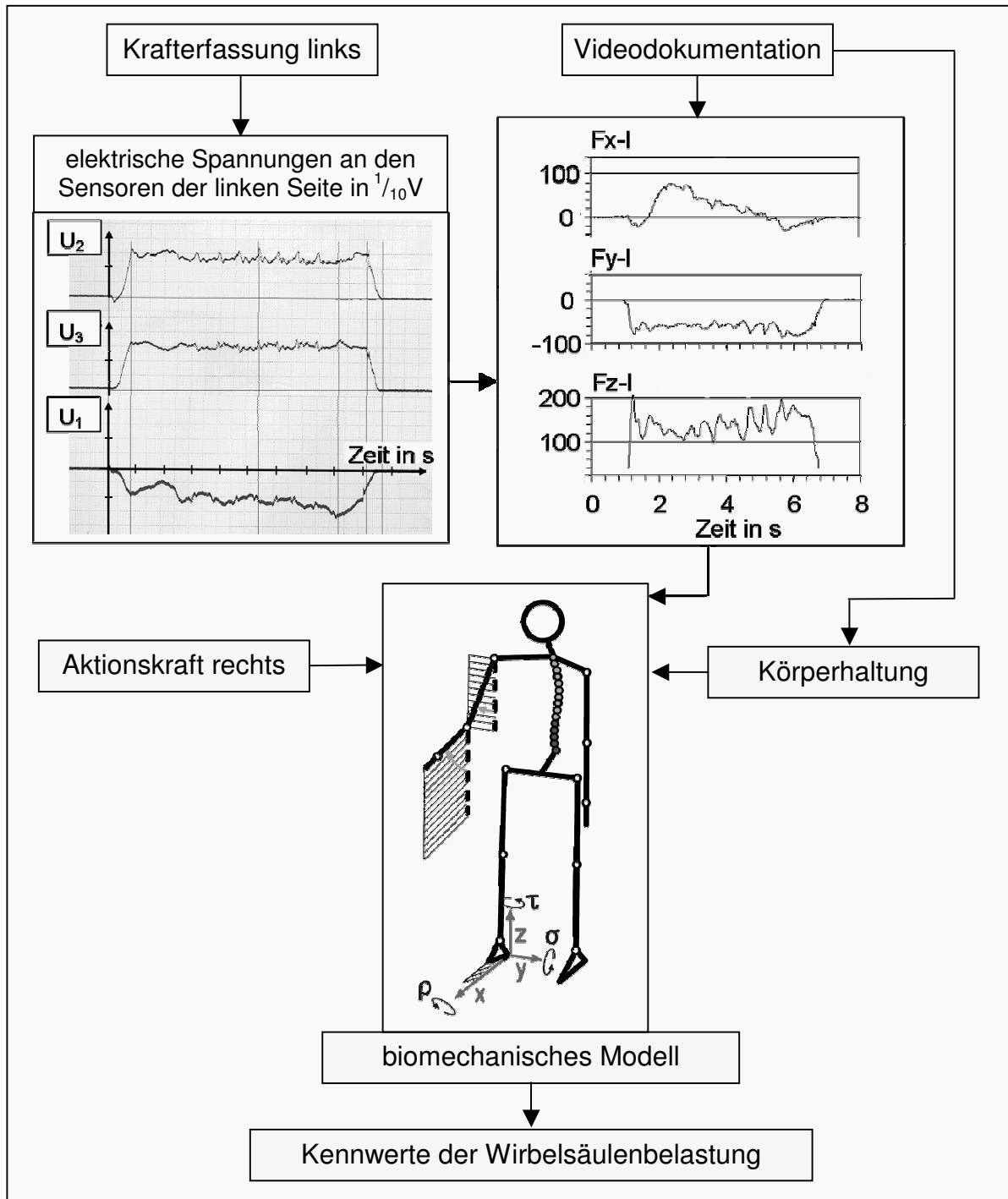


Abbildung 2-25:
Ablaufdiagramm zur direkten Aktionskrafterhebung für die Ermittlung von Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung

beispielsweise das Schieben einer Schubkarre, in einzelne Abschnitte unterteilt werden. Die Abschnitte sind für diesen Fall: das Beugen zur Schubkarre, das Anheben der Schubkarre, das Schieben, das Absetzen und letztendlich das Aufrichten. Neben dieser Segmentierung führte das Programm noch eine umfangreiche Formatkonvertierung der Daten durch. Die gesamte Vorgehensweise wird am Beispiel von Originaldaten (für einen Kraftaufnehmer an der Schubkarre) in der Abbildung 2-25 dargestellt. Oben links ist eine Originalregistrierung der von den drei linken Kraftsensoren abgegebenen Spannungen abgebildet. Die Spannungen U_1 bis U_3 repräsentieren die wirkenden Kraftkomponenten, die mit dem Konvertierungsprogramm in das Koordinatensystem des biomechanischen Modells transformiert werden. Die dafür erforderlichen Winkel κ, λ, μ wurden aus der Videodokumentation bestimmt. Die Berechnung der Aktionskraft der rechten Hand erfolgte analog. Gemeinsam mit den ebenfalls aus Videodokumentationen entnommenen Körperhaltungsdaten wurden diese Kraftdaten dann als Eingangswerte für die biomechanischen Modellrechnungen verwendet (s. Abbildung 2-25, Mitte unten) und somit die gesuchten Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung berechnet.

2.4 Entwicklung der Messsysteme zur „indirekten“ Aktionskraftherhebung

Im Gegensatz zu der in Kapitel 2.3 vorgestellten Methode, bei der zur „direkten“ Kraftmessung Kraftaufnehmer in ein Handhabungsmittel integriert werden konnten, erfolgt die Erfassung der beim Patiententransfer wirkenden Kräfte „indirekt“, da eine Applikation eines hinreichend genau arbeitenden Messsystems an der „Kontaktstelle“ Patient/Pflegeperson kaum realisierbar schien und weiterhin im Pflegebereich in der Regel kein Werkzeug verwendet wird, in das eine Messeinrichtung integriert hätte werden können. Zur Erfassung von Aktionskräften bei unterschiedlichen Pflegehandlungen wurden daher drei Messsysteme entwickelt und realisiert: Ein „Messbett“ für Tätigkeiten im und am Krankenbett, ein „Messstuhl“ für Tätigkeiten wie „Patienten vom Sitzen in den Stand bringen“ sowie ein System zur Erfassung der Aktionskräfte bei Tätigkeiten am Boden.

2.4.1 Konstruktion der Messsysteme

2.4.1.1 Messsystem „Bett“

Für die Konstruktion des Messbetts wurde als Grundlage ein üblicherweise im Klinikbetrieb verwendetes, höhenverstellbares Krankenbett genutzt (s. Abbildung 2-26), da der Aufbau und die Funktionalität des Originals möglichst weitgehend erhalten bleiben sollten. Das Messbett wurde mit Kraftaufnehmern ausgestattet, um die während des Patiententransfers von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräfte in Bezug auf Betrag, Richtung und Angriffspunkt zu bestimmen. Dazu wurde es zunächst parallel zu dem vorhandenen Bettrahmen mit einem zusätzlichen Rahmen ausgestattet, der einerseits auf dem Laborboden abgestützt wird und andererseits an den vier Eckpunkten über dreiachsig messende Kraftaufnehmer (Typ Kistler 9062A3201, s. Kapitel 2.2.2) mit der Liegefläche verbunden ist. Diese Anordnung erlaubt es, auf das Bett wirkende Kräfte nach Betrag, Richtung und Angriffspunkt über die Hebelverhältnisse und die anteilig von den einzelnen Kraftaufnehmern gemessenen Kraftkomponenten zu erfassen.

Zwei zusätzlich eingesetzte Kraftmessplattformen dienen zur Messung der von der Pflegeperson auf den Boden übertragenen Kräfte (Bodenreaktionskräfte) für den Fall, dass der Patient das Bett vollständig verlässt, und eine mit Kraftaufnehmern versehene Abstützleiste dazu, „Anlehnkräfte“ der Pflegeperson zu erfassen. Zur

dreidimensionalen Erfassung der an der Leiste wirkenden Kräfte sind in der Konstruktion ebenfalls Kraftaufnehmer integriert.

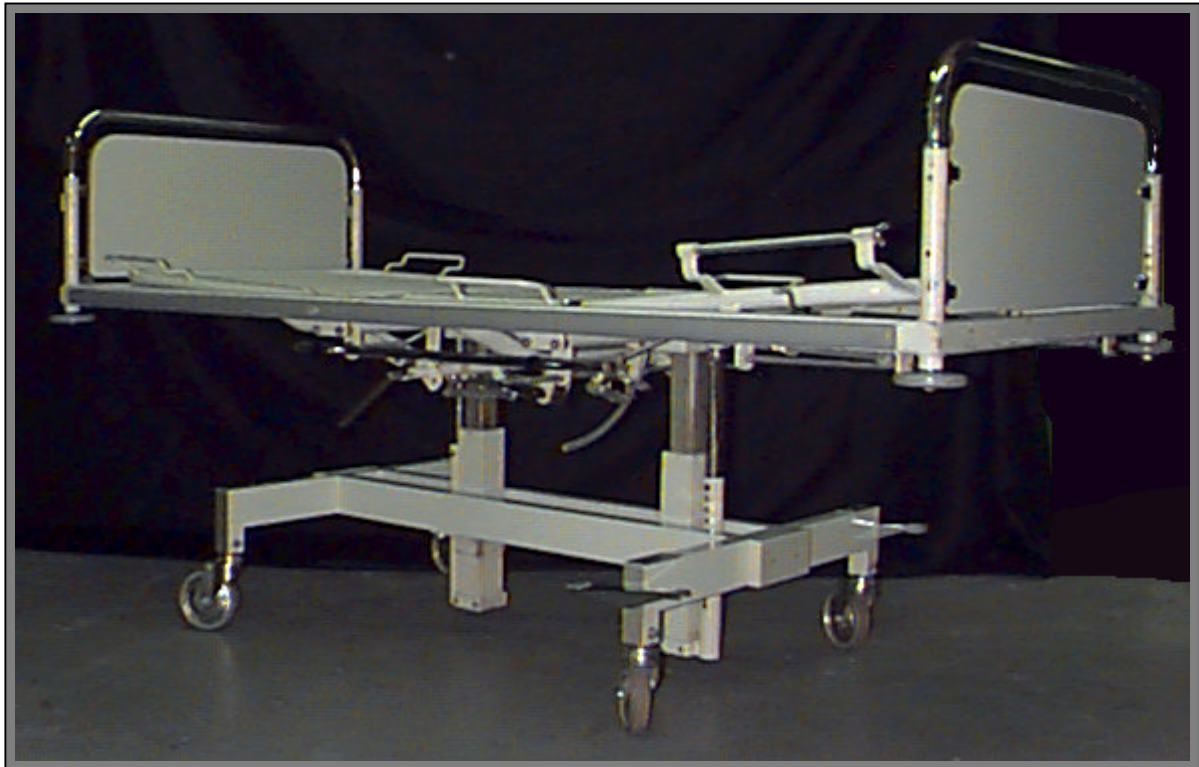


Abbildung 2-26:
Im üblichen Krankenhausbetrieb eingesetztes Bett; Grundlage für die Konstruktion des Messbetts

Nach Herstellerangaben dürfen die für die Kraftmessungen mit dem Messbett ausgewählten Kraftaufnehmer je nach Wirkungsrichtung mit Biegemomenten von maximal 18 Nm bzw. 14 Nm beaufschlagt werden (s. Kapitel 7.2). Eine Überschreitung dieser Werte führt zu Fehlanzeigen der zu messenden Kräfte bzw. zum Ausfall der Kraftaufnehmer. Da schon überschlägige Berechnungen ergaben, dass bei Verwendung eines einfachen Zusatzrahmens insbesondere bei in Bettmitte vertikal wirkenden Kräften ein Vielfaches des vom Hersteller angegebenen maximalen Biegemomentes auf die Kraftaufnehmer ausgeübt würde, war eine zusätzliche Versteifung des oberen Bettrahmens erforderlich.

Mit Hilfe der Programms CAMPUS 4.5 (Dankert und Dankert 2004) wurde daher unter Einsatz der Finite-Elemente-Methode (FEM) ein Rahmentragwerk entwickelt, das die auf die Kraftaufnehmer wirkenden Biegemomente bis zu einem zulässigen Wert reduzieren soll. Das Programm berechnet die Verformungen und die Schnittgrößen räumlicher Tragwerke, die aus biege-, torsions- und dehnsteifen geraden Trägern bestehen.

Als Nebenbedingung für die Konstruktion des Messbetts war zu beachten, dass am Originalbett vorhandene Stellteile, beispielsweise ein Hebel zum Lösen der Kopfteil-arretierung, in ihrer ursprünglichen Funktion und Anordnung nutzbar blieben. Unter diesen Voraussetzungen ergab sich der Ansatz einer Tragwerkkonstruktion, die aus 7 Dreiecken pro Seite gebildet wurde. Ausgangspunkt für die Dimensionierung war eine Konstruktion aus Rechteckstahlrohr DIN EN 10305-1(2003), St 37-2 mit den Außenmaßen 40 mm x 50 mm und einer Wandstärke von 3 mm. In der Abbildung 2-27 sind die für die Berechnungen notwendigen Daten des Profils dargestellt.

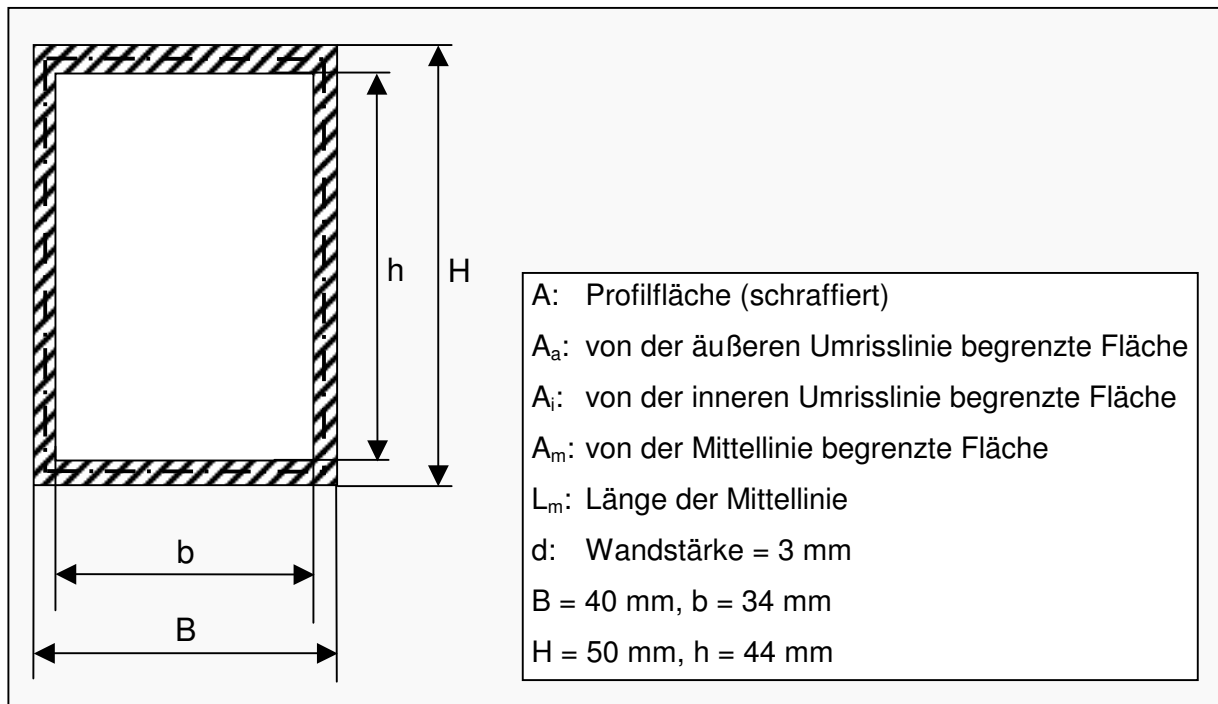


Abbildung 2-27:
Querschnitt des Vierkantrohrs und Angabe der Geometriedaten

Die Biegemomente und die Durchbiegung des Systems werden durch die material-abhängigen Größen Elastizitätsmodul E und Gleitmodul G sowie die geometrie-abhängigen Trägheitsmomente um die x- und die z-Achse (I_{xx} , I_{zz}) und bezüglich der Torsion um die y-Achse (I_t) bestimmt. Die Werte für den Elastizitäts- und Gleitmodul wurden aus der Literatur entnommen (Walter 1984).

$$E = 210000\text{N/mm}^2, G = 81000\text{N/mm}^2$$

Aus der Geometrie des gewählten Profils werden die Trägheitsmomente berechnet mit:

$$I_{xx} = \frac{B * H^3 - b * h^3}{12}, I_{zz} = \frac{H * B^3 - h * b^3}{12} \text{ und } I_t = 2 * (A_a + A_i) * d * \frac{A_m}{L_m}$$

zu:

$$I_{xx} = 175312 \text{ mm}^4, I_{zz} = 122552 \text{ mm}^4 \text{ und } I_t = 434253 \text{ mm}^2$$

Der Einsatz der Finite-Elemente-Methode erforderte die Zerlegung der Rahmenkonstruktion in 58 Stäbe, die an 36 Knoten miteinander verbunden sind. Vorausgesetzt wird dabei, dass die Stäbe bei konstanten Werkstoffkennwerten zum einen gerade und starr sind und zum anderen in den Knoten zentrisch und starr miteinander verbunden sind. Weiterhin dürfen belastende Kräfte und Momente nur in den Knoten angreifen.

In der Abbildung 2-28 ist dargestellt, wie der obere Bettrahmen mit Hilfe von zwei Tragwerkkonstruktionen – angebracht jeweils an der rechten und an der linken Längsseite des oberen Bettrahmens – versteift wurde. Eine Verbindung dieser beiden Tragwerke durch Querstreben an Kopf- und Fußseite des Betts erhöhte zusätzlich die Gesamtsteifigkeit des Systems.

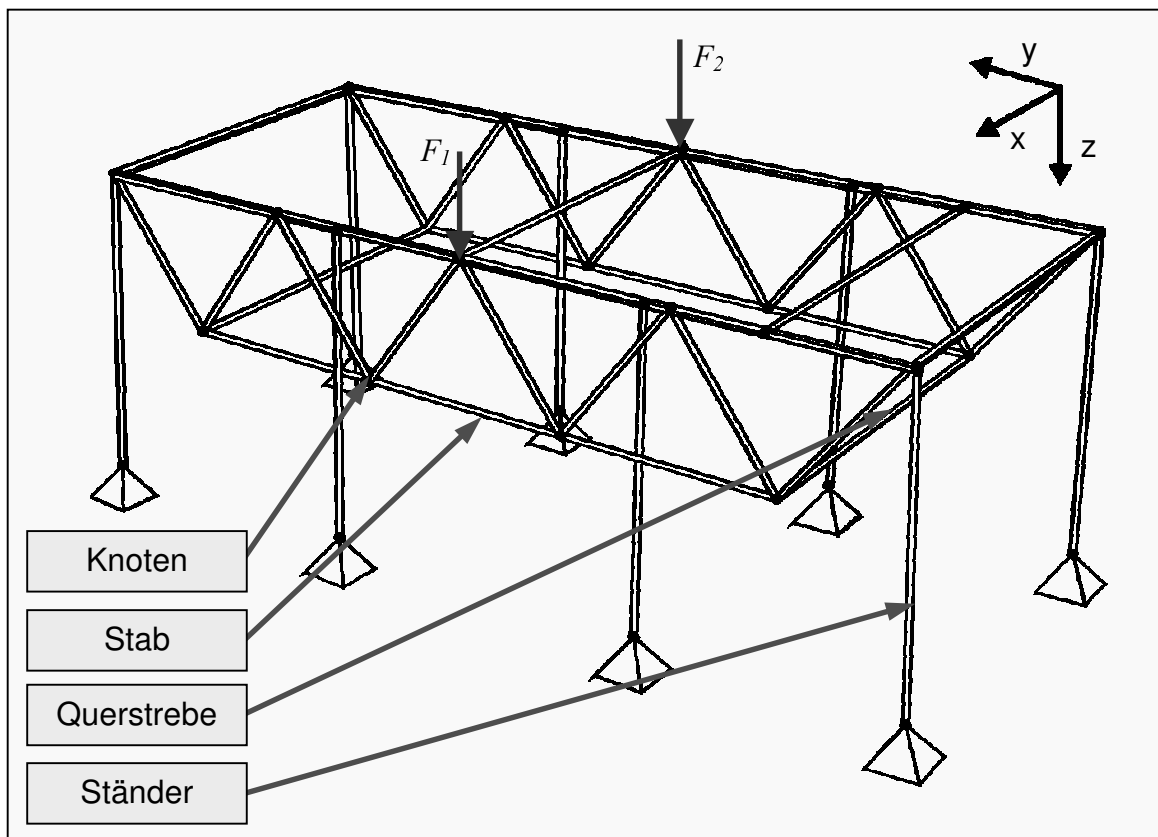


Abbildung 2-28:
Tragwerk-Modell des Messbetts für die Finite-Elemente-Berechnung, aus Knoten und Stäben zusammengesetzt

Der untere Bettrahmen wurde mit Hilfe von acht höhenverstellbaren Ständern, von denen jeweils vier äquidistant an den beiden Längsseiten des Rahmens angebracht waren, auf dem Laborboden abgestützt, um die Durchbiegung auf ein ausreichendes Maß zu reduzieren. Die statischen Nachteile dieser Acht-Punkt-Lagerung mussten akzeptiert werden, da eine höhenverstellbare Dreipunktlagerung nicht zu realisieren war. Über die Möglichkeit der Feinjustierung der Ständerhöhe konnte der Nachteil der statischen Überbestimmtheit allerdings hinreichend ausgeglichen werden.

Zur Beurteilung der statischen Eigenschaften der Konstruktion wurden für verschiedene Belastungsfälle – unter Berücksichtigung realer Bedingungen – FEM-Berechnungen durchgeführt.

Exemplarisch wird im Folgenden ein Fall dargestellt, bei dem jeweils eine Kraft von 1000 N (F_1 , F_2) auf die Mitte der beiden Längsseiten des oberen Messbettrahmens wirkte (s. Abbildung 2-29). Die FEM-Berechnung ergab eine Reduktion der auf die Kraftaufnehmer wirkenden Biegemomente auf etwa 3 Nm. Bei der tolerierbaren Biegebelastung von 14 Nm bis 18 Nm erhält man durch die Versteifung des Messbetts

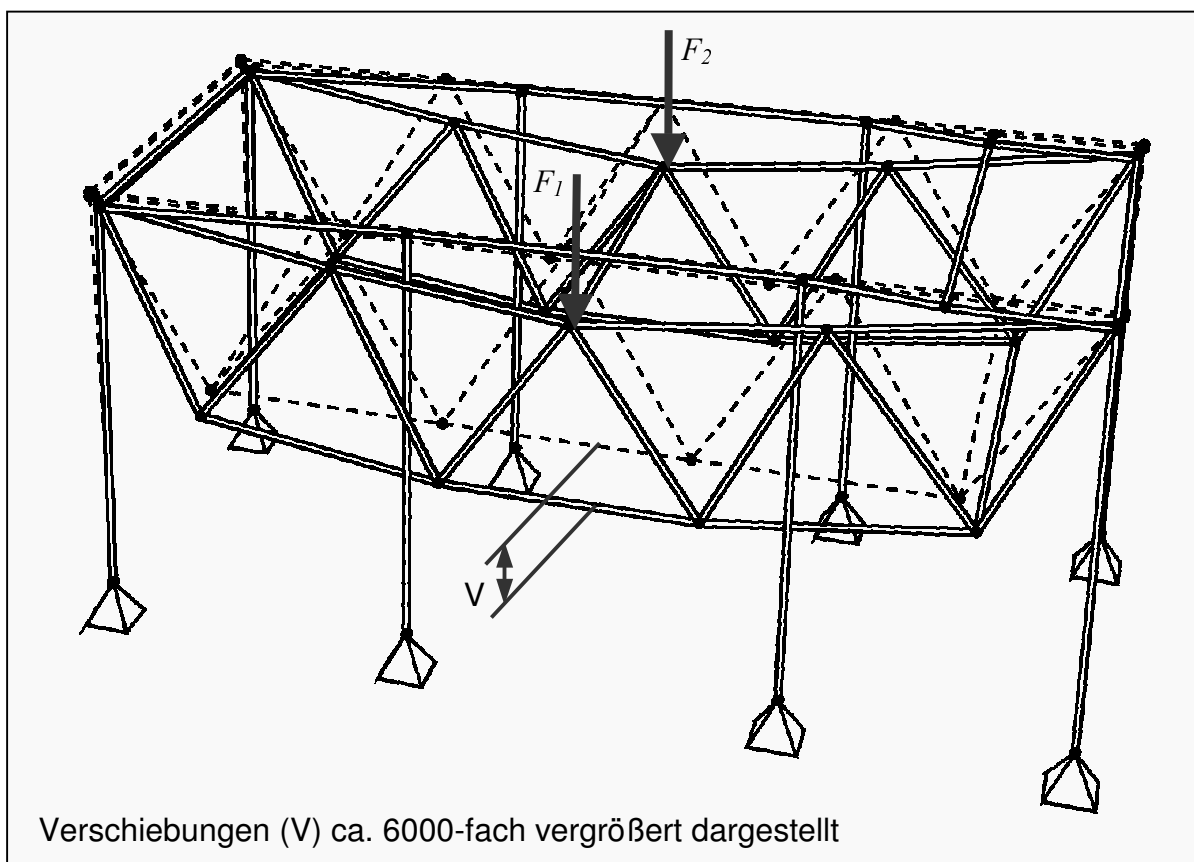


Abbildung 2-29:
Darstellung der Verschiebungen am Messbetts unter Einwirkung von zwei vertikalen Kräften (F_1 , F_2 , je 1 kN); anhand der gestrichelten Linien ist der Rahmen ohne Einwirkung äußerer Kräfte dargestellt

mit Hilfe der Rahmentragwerke einen Sicherheitsfaktor von 5 bis 6. In der Abbildung 2-29 ist für die oben beschriebenen Belastungen die ebenfalls ermittelte Durchbiegung des konstruierten Bettrahmens in etwa 6000-facher Vergrößerung dargestellt. Da auch weitere Berechnungen mit in Vorversuchen ermittelten realitätsnahen Parametern die Eignung der Konstruktion belegten, wurde das Messbett nach dem gewählten Ansatz realisiert.

Damit die gewählten Kraftaufnehmer horizontale Kraftkomponenten messen können, müssen sie unter entsprechender Vorspannung zwischen dem oberen und unteren Bettrahmen eingebaut werden. Bei Ausnutzung des maximalen Messbereichs in horizontaler Richtung ($F_{hmax} = 2,5 \text{ kN}$) ergibt sich unter Annahme eines typischen Reibkoeffizienten zwischen Kraftaufnehmer und Bettrahmen von $\mu = 0,1$ (Stahl auf Stahl) eine Vorspannkraft von:

$$F_V = F_{hmax} / \mu = 2,5 \text{ kN} / 0,1 = 25 \text{ kN}$$

Zur Erzeugung der Vorspannung sollen jeweils Schraubbolzen verwendet werden, mit denen der obere Bettrahmen über die Kraftaufnehmer mit dem unteren Bettrahmen verbunden wird. Randbedingungen für die Auswahl des Bolzens sind der Durchmesser der Befestigungsbohrung der Kraftaufnehmer (8 mm) und die von dessen Hersteller geforderte Ausführung als Dehnbolzen. Unter diesen Voraussetzungen durchgeführte Festigkeitsberechnungen mit dem Schraubentyp M8x1 (Ausführung als Dehnschraube) ergaben, dass die Festigkeitsklasse 12.9 den Anforderungen genügt. Nach Kayser (1991) erlaubt dieser Bolzentyp eine maximale Vorspannkraft von 33 kN – also etwa 30% höher als die geforderten 25 kN.

Schraubbolzen in den erforderlichen Abmessungen und Festigkeitswerten stehen nicht als Normteile zur Verfügung. Daher wurden sie aus dem für Dehnbolzen in dieser Festigkeitsklasse üblicherweise eingesetzten hochlegierten Rundstahl 42CrMo4 (DIN EN 10083-1 1996) eigens hergestellt. Um die erforderliche Festigkeit zu erreichen, wurden die Schraubbolzen nach der spanabhebenden Formgebung entsprechend DIN 267-3 (1983) vergütet. Diese Wärmebehandlung besteht in einem ersten Schritt aus dem Härten, d.h. dem Erwärmen des Werkstoffs bis auf eine Temperatur oberhalb der Austenitisierungstemperatur (die empfohlene Härtungstemperatur von 42CrMo4: zwischen 820 °C und 860 °C, gewählt wurde 840 °C / eine Stunde) und dem anschließenden Abschrecken in einem geeigneten Medium (Härteöl). In einem zweiten Schritt – dem Anlassen – wird der Bolzen bis etwas unter der Austenitisierungstemperatur erwärmt (empfohlene Anlasstemperatur für eine Festigkeit von

1100-1300 N/mm²: 540 °C bis 680 °C, gewählt eine Stunde bei 600 °C). Die technischen Daten des so gefertigten Dehnbolzens sind in der folgenden Tabelle 2-1 zusammengefasst dargestellt.

Tabelle 2-1:
Technische Daten der Schraubbolzen

Kennwerte des Vorspannbolzens	
Material:	42CrMo4, Werkstoffnummer 1.7225
Zugfestigkeit:	$R_m = 850 - 1050 \text{ N/mm}^2$
Bohrung Kraftaufnehmer:	$d = 8,1 \text{ mm}$
Bolzen:	M8x1, $l = 120 \text{ mm}$, Durchmesser des Dehnbereichs 5,9 mm

Für eine gewünschte Vorspannkraft von 25 kN ergibt sich das Anziehmoment

$$M_A = 36 \text{ Nm} * 25 \text{ Nm} / 33 \text{ Nm} = 27,3 \text{ Nm}$$

daraus folgt eine Zugspannung von:

$$\sigma = F / A = 25000 \text{ N} / (5,9 \text{ mm} / 2)^2 * \pi = 914 \text{ N/mm}^2$$

und die Dehnung des Bolzens Δl mit $E = 210 \text{ kN/mm}^2$ (geschätzt) und $l = 120 \text{ mm}$ aus:

$$\varepsilon = \Delta l / l \text{ und } \sigma = \varepsilon * E \text{ zu:}$$

$$\Delta l = \sigma * l / E = 0,5 \text{ mm}$$

Für die Untersuchungen mit dem Messbett muss ein Kompromiss zwischen der Höhe der Vorspannung und dem vertikalen Messbereich gefunden werden, da eine Erhöhung der Vorspannung automatisch die Verringerung des Messbereichs in der axialen Kompressionsrichtung bedeutet. Durch Vorversuche wurde ermittelt, dass ein Messbereich $\pm 4 \text{ kN}$ in horizontaler Richtung als ausreichend betrachtet werden kann. Da vier Kraftaufnehmer verbaut sind, lässt sich die Vorspannung bei einem Kraftreibungskoeffizienten von $\mu_0 = 0,1$ wie folgt berechnen:

$$4 \text{ kN} / (0,1 * 4) = 10 \text{ kN}$$

Die Kraftaufnehmer verfügen über einen maximalen vertikalen Messbereichs von 30 kN; somit kann das Messbett mit den vorgespannt eingebauten Kraftaufnehmern

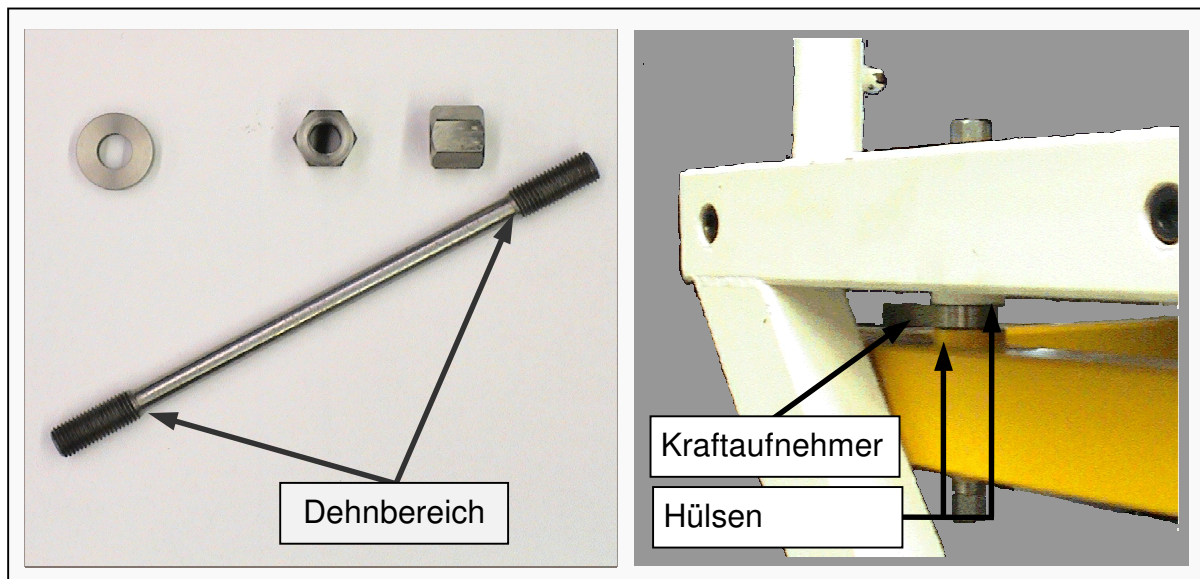


Abbildung 2-30:

Schraubbolzen mit Dehnbereich zur Befestigung der Kraftaufnehmer mit Unterlegscheiben und Muttern (linkes Foto) und zwischen oberem und unterem Bettrahmen vorgespannt eingebauter Kraftaufnehmer (rechtes Foto)

Kräfte bis zu 20 kN in Druckrichtung und bis zu 10 kN in Zugrichtung erfassen. Wie auf dem rechten Foto in der Abbildung 2-30 dargestellt, wurden die Kraftaufnehmer mit Hilfe der eigens gefertigten Schraubbolzen an den vier Eckpunkten des Messbetts montiert. Das linke Foto in der Abbildung zeigt einen fertiggestellten Bolzen mit zugehörigen Scheiben und Muttern.

Nachdem die Berechnungen die Eignung der Konstruktion belegt hatten, wurde diese konkret gefertigt. Die Einzelteile „Tragwerk“ und „Zusatzrahmen“ wurden aus den oben beschriebenen Vierkantprofilen geschweißt; die Stützen und die Abstützleisten wurden aus Vierkantprofil mit den Abmessungen 30 mm * 30 mm * 1 mm gefertigt. Zur Aufnahme des Dehnbolzens an den vier Rahmenecken wurden sowohl in den oberen als auch in den unteren Bettrahmen Hülsen eingeschweißt. Um die erforderliche Planparallelität der Oberflächen zu erreichen, wurden die Rahmen zunächst in ihrer endgültigen Position und Orientierung miteinander verschraubt und die Hülsen anschließend mit Hilfe von Punktschweißungen befestigt.

Die beiden Tragwerke wurden mittels Schraubverbindungen am oberen Bettrahmen montiert, da in diesem Fall eine Schweißverbindung wegen eines wahrscheinlich auftretenden Verzugs der Gesamtkonstruktion weniger geeignet schien. Die weite-

ren Anbauteile wurden ebenfalls mit Schraubverbindungen am Messbett befestigt. Das vollständig montierte Messbett zeigt das Foto in Abbildung 2-31.

Anstatt einer üblicherweise eingesetzten Matratze wurde eine Matratzenauflage Typ „Tempur“ (1800 mm * 2000 mm * 70 mm) mit PU-Schutzbezug verwendet, da diese bei deutlich geringerer Eindringtiefe die Eigenschaften wie Reibungskoeffizient oder Oberflächenstruktur hinreichend genau abbildet.

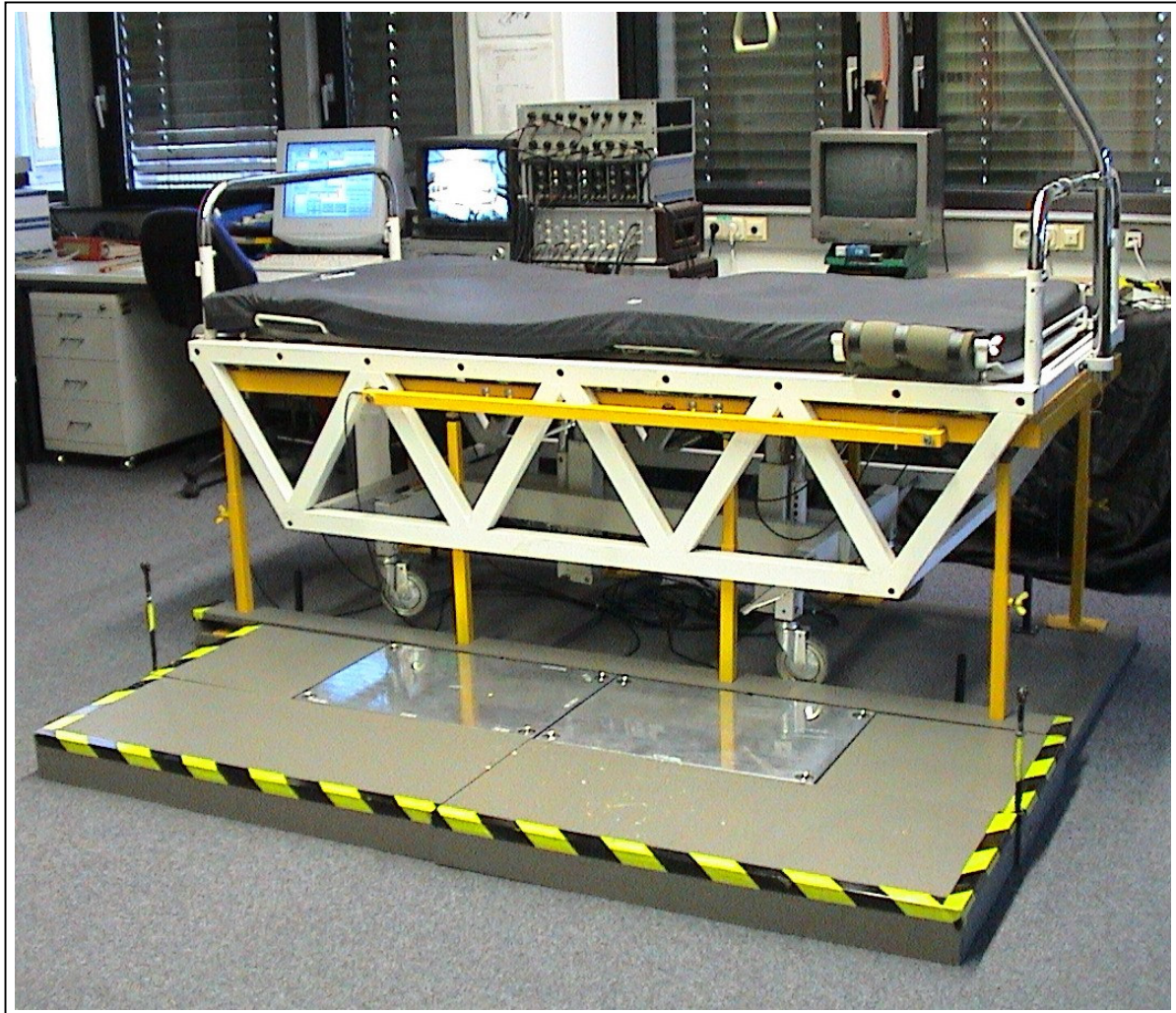


Abbildung 2-31:

Foto des Messbetts mit Zusatzrahmen und acht Stützen (grau) sowie oberer Betrahmen mit Tragwerk (weiß). Im Vordergrund: Auf Betonplatten gelagerte Kraftmessplattformen Typ Kistler 9286AA, umrahmt von Podestelementen zum Ausgleich des Höhenunterschieds

Die von der Pflegeperson ausgeübten Kräfte können mit Hilfe von zwei Kraftmessplattformen (KMP) erfasst werden falls der Patient das Messbett verlässt. Die verwendeten KMP vom Typ Kistler 9286AA (s. Kapitel 2.1.5) sind in der Lage, die drei orthogonalen Kraftkomponenten einer in beliebiger Richtung auf die Deckplatte wirkenden Druckkraft – in der Regel Bodenreaktionskräfte an beiden Füßen des Probanden – mit einer hohen zeitlichen Auflösung zu messen. Zum Ausgleich von Bo-

denunebenheiten wurden die Kraftmessplattformen jeweils auf Betonplatten gelagert. Die durch die Bauhöhe der KMP und der Betonplatten bedingte erhöhte Standfläche der Person wurde mit Hilfe von Podestelementen ausgeglichen. Zur Bestimmung der Position und Orientierung des Messsystems wurden an definierten Positionen Marker des Körperhaltungserfassungssystems OPTOTRAK montiert.

2.4.1.2 Messsystem „Stuhl“

Zur Erhebung von Aktionskräften bei Pflegetätigkeiten wie „Patienten vom Sitzen in den Stand bringen“ oder „Patienten von der Bettkante in den Stuhl bewegen“ wurde ein zweites „indirekt“ messendes System entwickelt. Das Messsystem soll auch artverwandte, bei Ausübung dieser Pflegetätigkeiten verwendete Sitzgelegenheiten adäquat abbilden können. Die Funktionalität und die Abmessungen der im Pflegebetrieb üblicherweise eingesetzten Geräte sollten weiterhin möglichst erhalten bleiben. Als Grundlage für die Konstruktion des Messstuhls wurde daher ein sogenannter Toilettenstuhl gewählt (s. Abbildung 2-32). Dieser wies ähnliche Abmessungen und Eigenschaften eines üblichen Rollstuhls, wie beispielsweise absenkbare Armlehnen oder Material des Sitzpolsters auf; die einfache Stahlrohr-Konstruktion des verwendeten Toilettenstuhls erleichterte zudem den Umbau zum Messstuhl.



Abbildung 2-31:
Toilettenstuhl vor dem Umbau zum Messstuhl

Zur Erfassung der von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräfte wurde die in Kapitel 2.1.5 beschriebene Kraftmessplattform Typ Kistler 9281B13 ausgewählt. In der Nähe der Ecken der Plattform sind vier Kraftaufnehmer eingebaut, wodurch – ähnlich wie beim Messbett – auf die Kraftmessplattform ausgeübte Kräfte nach Betrag, Richtung und Kraftangriffspunkt bestimmt werden können.

Wie in Abbildung 2-33 dargestellt, wurden zunächst die vier Rollen des Toilettenstuhls entfernt und durch eine Rahmen-Konstruktion mit mehreren Querstreben ersetzt. Damit konnte der Stuhl sicher und in definierter Position und Orientierung auf der Kraftmessplattform fixiert werden. An den vier Ecken des Rahmens wurden Hül- sen angeschweißt, die als Aufnahme für vier wechselbare Abstandsbolzen dienen. Damit konnte die Höhe des auf die Bolzen steckbaren Stuhloberteils unkompliziert an die jeweiligen Erfordernisse angepasst werden.

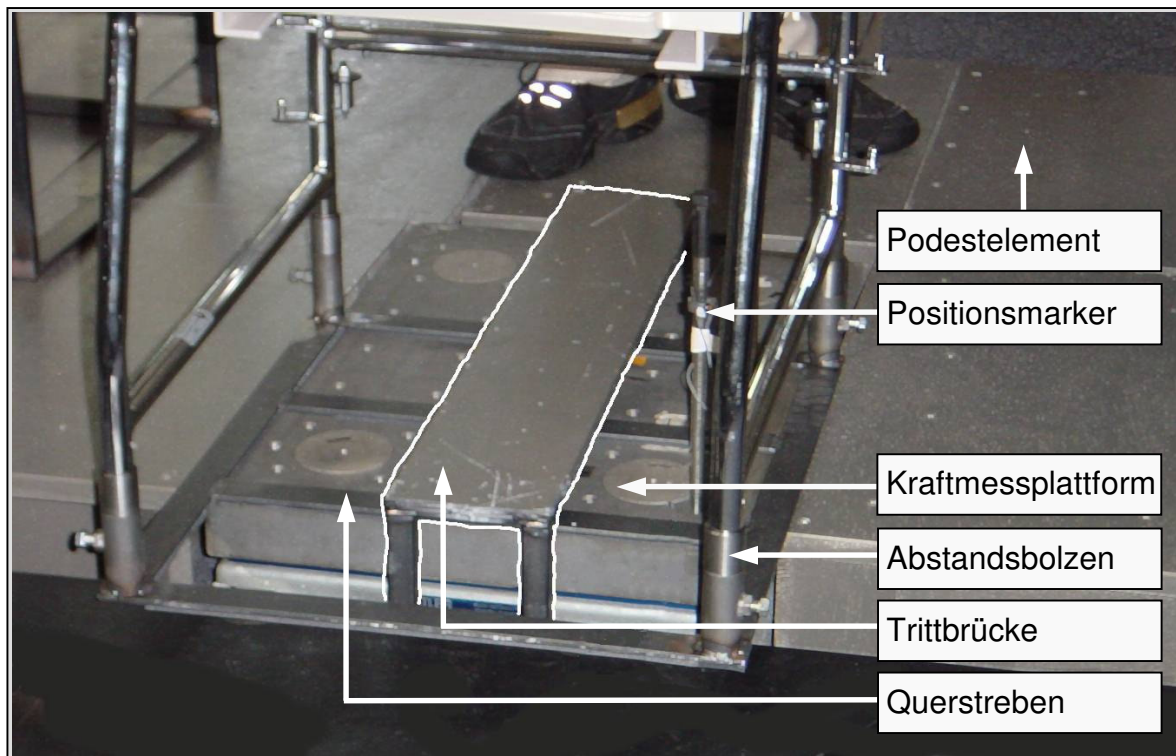


Abbildung 2-33:
Teilansicht des Messstuhls: Positionsmarker und Podeste sowie der untere Teil des umgebauten Toilettenstuhls auf der Kraftmessplattform mit Abstandsbolzen, Trittbücke (umrandet) und Querstreben

Bei einigen Tätigkeiten bzw. Tätigkeitsvarianten war es erforderlich, dass die Pflegeperson ihren Fuß unter die Stuhlkonstruktion platzieren musste. Da diese zusätzliche Kraftausübung auf die Plattform die Messergebnisse verfälschen würde, wurden variabel platzierbare Trittbücken verwendet, die den Kontakt zur Kraftmessplattform verhinderten. Wie auch beim zuvor beschriebenen System „Messbett“ wurden zur

Bestimmung von Position und Orientierung des Messaufbaus Positionsmarker des Körperhaltungs- und -bewegungsanalyse systems OPTOTRAK fest mit der Kraftmessplattform verbunden. Der Höhenunterschied zwischen Kraftmessplattform und Laborboden wurde mit Hilfe von variabel platzierbaren Podestelementen ausgeglichen. Zur Veranschaulichung ist der komplette Messaufbau „Stuhl“ in der folgenden Abbildung 2-34 dargestellt. Das Foto zeigt exemplarisch eine Momentaufnahme der Pflegeperson bei der Ausführung der Tätigkeit „Patienten von der Bettkante in den Stuhl bewegen und zurück“. Der Patient verlässt gerade den Messstuhl; die von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräfte entsprechen dabei der „Entlastung“ des Messsystems.

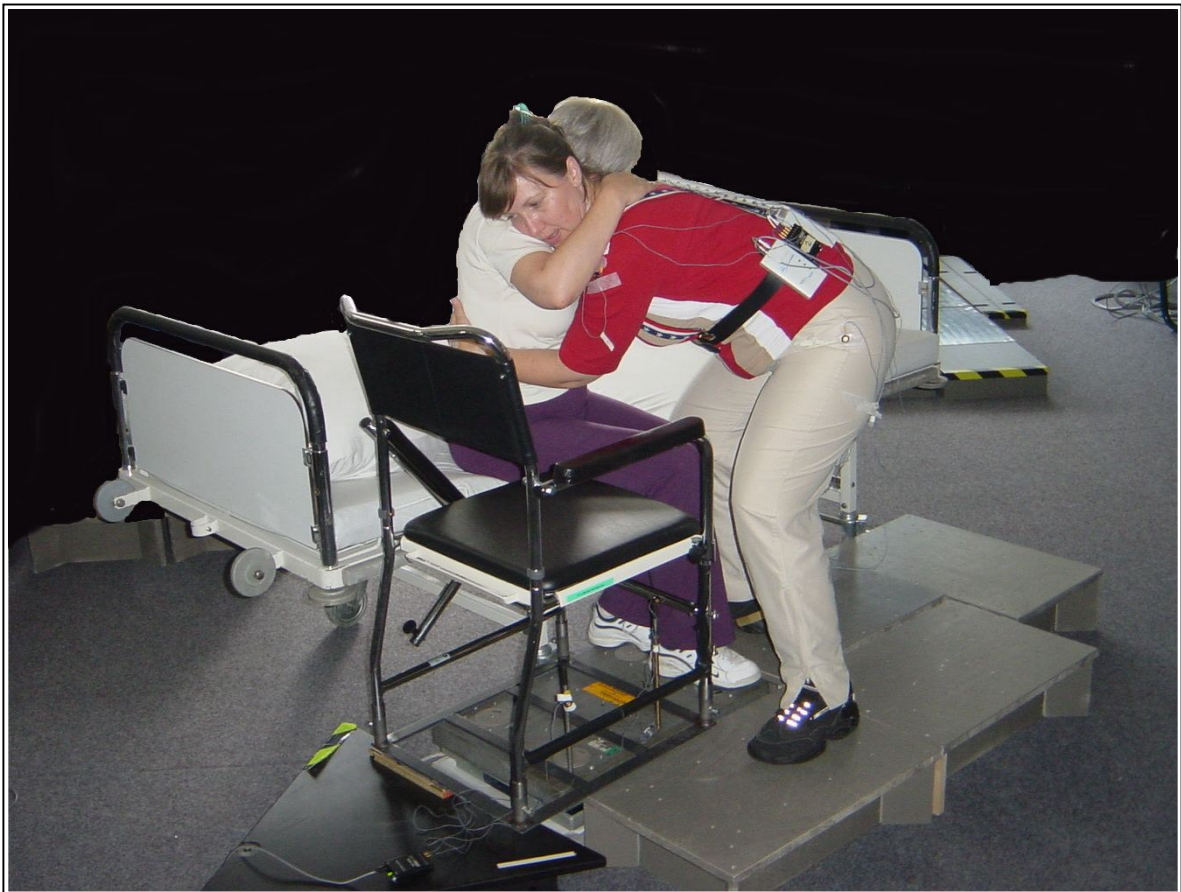


Abbildung 2-34:
Situation am Messplatz „Stuhl“ bei der Ausführung der Tätigkeit „Patienten von der Bettkante in den Stuhl bewegen und zurück“

2.4.1.3 Messsystem „Boden“

Das dritte Messsystem zur „indirekten“ Erfassung von Aktionskräften wurde entwickelt und realisiert, um von einer Pflegeperson ausgeübte Aktionskräfte bei solchen Tätigkeiten zu untersuchen, bei denen sich der Patient auf dem Boden befindet. In der Praxis sind dies Fälle, bei denen beispielsweise ein verunfallter, auf dem Boden liegender Patient aufgerichtet werden soll oder ein Patient von einer niedrigen Trage auf ein Bett umgelagert werden soll.

Die bei diesen Tätigkeiten von der Pflegeperson aufgewendeten Aktionskräfte wurden von zwei Kraftmessplattformen (Kistler 9286AA) erfasst, indem die Veränderung der Bodenreaktionskräfte gemessen wurde. Die in Kapitel 2.1.5 detailliert beschriebenen Kraftmessplattformen können in vertikaler Richtung „Druck“-Kräfte bis zu 10 kN erfassen; für die beiden horizontalen Richtungen gibt der Hersteller einen Messbereich von -2,5 kN bis 2,5 kN an. In Abbildung 2-35 ist die mit Hilfe von Vorversuchen ermittelte, bestmögliche Anordnung der Kraftmessplattformen dargestellt. Zwischen den beiden Kraftmessplattformen (Länge je 0,6 m) wurde ein definierter Zwischenraum von 0,2 m gewählt, da in diesem Bereich keine Bodenreaktionskräfte auftraten. Trotz der insgesamt nutzbaren „Messlänge“ von nur 1,2 m war der Messraum für die geplanten Untersuchungen ausreichend groß. Wie in Abbildung 2-35 dargestellt, konnte durch geeignete Positionierung des Patienten dafür Sorge getragen werden, dass Bodenreaktionskräfte verursachende Körperteile sich stets auf den Kraftmessplattformen befanden.

Zum Ausgleich von Bodenunebenheiten wurden die Kraftmessplattformen auf Betonplatten gelagert. Die dadurch notwendige Erhöhung der Standfläche der Pflegeperson wurde mit Hilfe von Podestelementen realisiert. Die verwendeten Kraftmessplattformen wiesen eine sehr glatte Oberfläche auf. Dies verhinderte die Anwendung von im Pflegebereich üblicherweise angewendeten Techniken zur Patientenmanipulation, da die Reibung zwischen Patienten und Kraftmessplattform sich als nicht ausreichend hoch erwies. Realitätsnahe Verhältnisse konnten durch die Verwendung sogenannter Anti-Rutschmatten geschaffen werden. Die Definition der Position und Orientierung des Messsystems „Boden“ erfolgte mit Hilfe von zwei fest mit dem System verbundenen Positionsmarkern, die von dem Körperhaltungs- und -bewegungsanalysesystem OPTOTRAK (s. Kapitel 3) erfasst werden konnten. Die Einzelteile des Messsystems wurden fest mit einander verbunden, um Verschiebungen während der Untersuchungen zu verhindern.

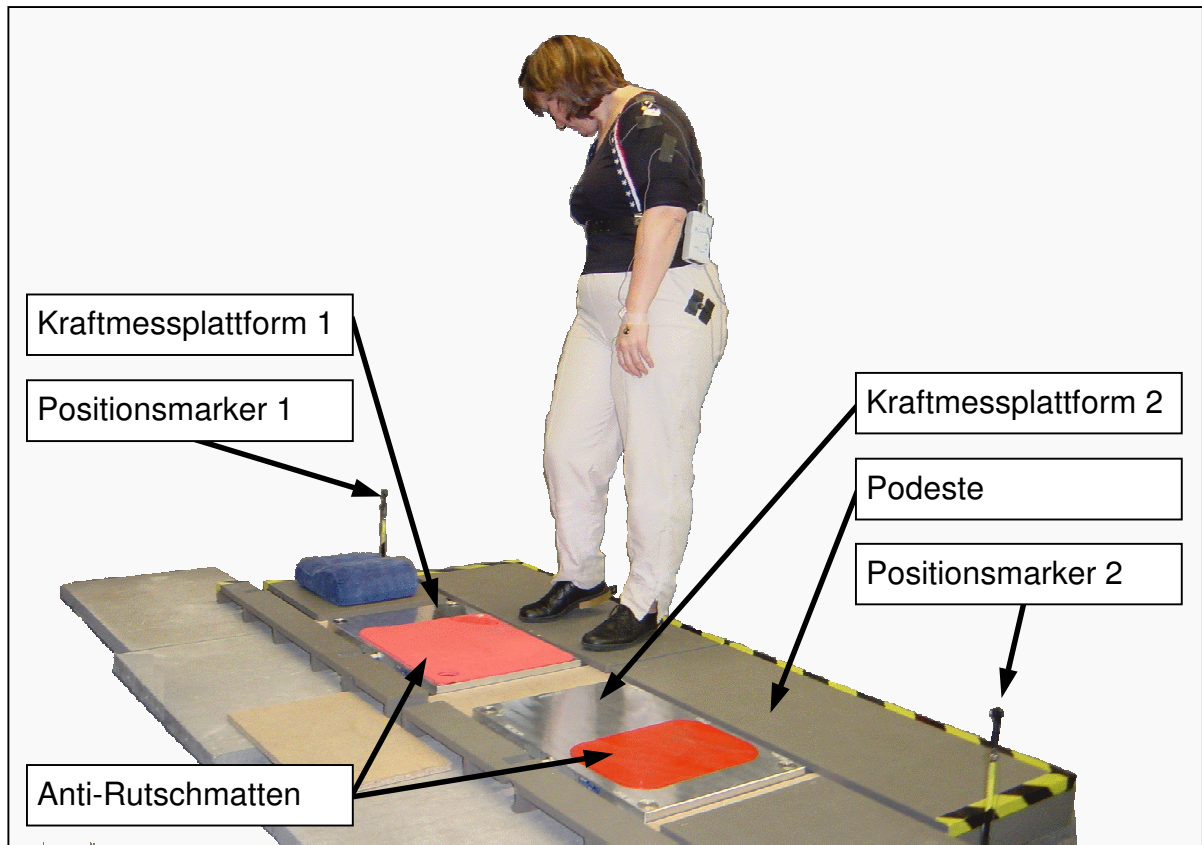


Abbildung 2-35:
Messsystem „Boden“ mit zwei Kraftmessplattformen Typ Kistler 9286AA, aufgelegten Anti-Rutschmatten, umrandet von Podestelementen, und Positionsmarkern

In der Abbildung 2-36 ist anhand der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“ exemplarisch die Anwendung des beschriebenen Systems dargestellt. Zum Zeitpunkt dieser Momentaufnahme werden über das Gesäß des Patienten Kräfte auf die rechte und über die Füße des Patienten Kräfte auf die linke Kraftmessplattform übertragen, die von dem Messsystem als Bodenreaktionskräfte erfasst werden. Die Erfassung dieser Kräfte erlaubt die Berechnung des zeitlichen Verlaufs der von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräfte.



Abbildung 2-36:
Situation während der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“; Erfassung der Aktionskräfte mit dem Messsystem „Boden“

2.4.2 Bestimmung von Aktionskräften mit „indirekten“ Messsystemen

Für die Berechnung der Hand-Aktionskräfte der Kraftmesssysteme „Messbett“ und „Messstuhl“ gelten im Wesentlichen die gleichen Regeln. Beide Systeme verwenden vier in den Eckpunkten eingebaute Kraftaufnehmer, die jeweils Kraftkomponenten in drei Raumrichtungen erfassen. Unterschiede bestehen lediglich in verschiedenen Abständen der Kraftaufnehmer zueinander und zur Messebene. Im folgenden Kapitel wird daher exemplarisch der Berechnungsansatz für das System „Bett“ dargestellt. Anschließend werden die wesentlichen Ansätze für die Bestimmung von Aktionskräften mit dem Messsystem „Boden“ beschrieben.

2.4.2.1 Aktionskräfte - „Bett“ und „Stuhl“

Wie in Abbildung 2-37 dargestellt, wird als Bezugskoordinatensystem ein festes rechtsdrehendes kartesisches Koordinatensystem (x, y, z) eingeführt, dessen Koordinatenursprung (0) sich auf Höhe der Messebene der Kraftaufnehmer in der Mitte des Betts befindet. Die x -Achse des Systems verläuft parallel zur Schmalseite des

Betts, die y-Achse parallel zur Längsseite. Die z-Achse steht senkrecht auf der Bett-oberfläche, ihre positive Richtung zeigt nach unten. Bei den im Folgenden darge- stellten Kräften sowie den Abständen x_A und y_A handelt es sich jeweils um zeitab- hängige Größen. Zur Vereinfachung wird zunächst auf die Darstellung dieser Zeit- abhängigkeit verzichtet.

Voraussetzung für die Berechnung des Ortsvektors einer auf das System wirkenden Kraft ist, dass auf der Oberfläche des Messsystems keine Zugspannungen ($\sigma_z \geq 0$) wirken. Daraus folgt: $F_z = \int \sigma_z \cdot dA \geq 0$; es dürfen somit nur positive z-Komponenten des Kraftvektors \vec{F} auf das System ausgeübt werden. Im Weiteren wird davon aus- gegangen, dass ausschließlich ein Kraftvektor \vec{F} und ein freies Moment M'_z auf das Messsystem wirken. Das Messsystem mit einem schräg im Raum stehenden Kraft- vektor \vec{F} und dem Moment M'_z ist in der Abbildung 2-37 schematisch dargestellt. Der Ortsvektor des auf das System ausgeübten Kraftvektors \vec{F} wird durch die Grö- ßen x_A , y_A und a_z beschrieben. Mit M'_z wird ein freies Moment um eine Achse parallel zur z-Achse bezeichnet.

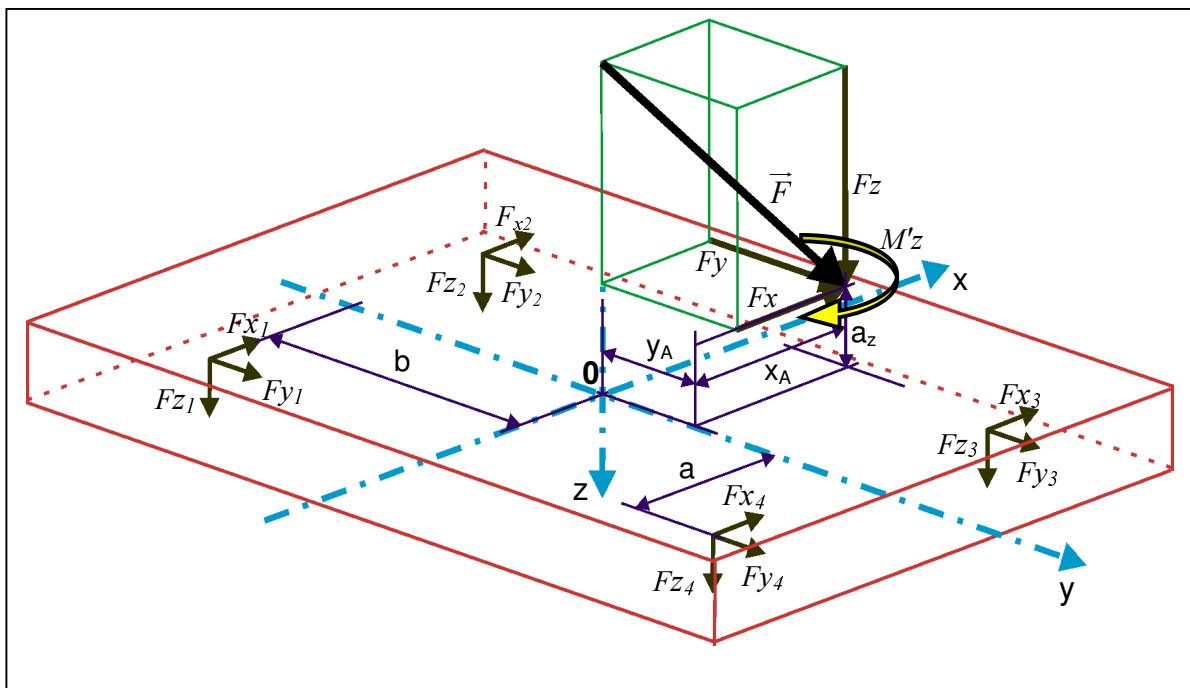


Abbildung 2-37:
Schematische Darstellung ausgewählter Größen der Messsysteme „Bett“ und „Stuhl“

Die Kräfte an den vier Kräfteaufnehmern sind mit F_{x1} bis F_{x4} , F_{y1} bis F_{y4} und F_{z1} bis F_{z4} bezeichnet und haben zum Koordinatenursprung die Abstände a in x-Richtung sowie b in y-Richtung. Die gemessenen Kraftkomponenten die auf einer gemeinsa-

men Wirklinie liegen, gehen in die weiteren Berechnungen nur als Summe ein und werden daher addiert zu:

$$F_{x12} = F_{x1} + F_{x2}$$

$$F_{x34} = F_{x3} + F_{x4}$$

$$F_{y14} = F_{y1} + F_{y4}$$

$$F_{y23} = F_{y2} + F_{y3}$$

Die Komponenten des resultierenden Kraftvektors \vec{F} ergeben sich aus den Summen der gemessenen Kraftkomponenten wie folgt:

$$F_x = F_{x12} + F_{x34} \quad (1)$$

$$F_y = F_{y14} + F_{y23} \quad (2)$$

$$F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4} \quad (3)$$

Der auf den Koordinatenursprung bezogene resultierende Momentenvektor \vec{M} ergibt sich aus dem Produkt der gemessenen Kräfte mit deren jeweiligen Abständen zum Koordinatenursprung. In Komponentendarstellung lauten die Gleichungen:

$$M_x = b * (F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} - F_{z4}) \quad (4)$$

$$M_y = a * (F_{z2} - F_{z1} + F_{z3} - F_{z4}) \quad (5)$$

$$M_z = b * (F_{x34} - F_{x12}) + a * (F_{y14} - F_{y23}) \quad (6)$$

Erzeugt wird dieses „gemessene“ Moment entweder von einem freien Moment \vec{M}' , von einer zum Koordinatenursprung exzentrischen Kraft \vec{F} mit den Komponenten F_x , F_y und F_z oder von einer Kombination der beiden Größen. Die Komponenten M'_x , M'_y und M'_z des freien Momentenvektors \vec{M}' sind zwar in den Komponenten M_x , M_y und M_z des resultierenden Momentenvektors enthalten, ihre Größe ist aber nicht bekannt. Da in z-Richtung keine Zugspannungen auf das Messsystem aufgebracht werden, können keine Momente M'_x und M'_y wirken ($M'_x = M'_y = 0$). Damit lassen sich die Gleichungen für die Bestimmung des resultierenden Momentenvektors \vec{M} aufstellen:

$$M_x = y_A * F_z - a_z * F_y \quad (7)$$

$$M_y = a_z * F_x - x_A * F_z \quad (8)$$

$$M_z = x_A * F_y - y_A * F_x + M'_z \quad (9)$$

Der Ortsvektor (Kraftangriffspunkt) wird durch seinen variablen Abstand x_A und y_A und durch den als konstant angenommenen Abstand a_z zum Koordinatenursprung definiert. Da die Kraft- und Momentenkomponenten vom Messsystem erfasst werden, können die Werte für x_A und y_A aus den Gleichungen (7) und (8) berechnet werden:

$$x_A = (F_x * a_z - M_y) / F_z \quad (10)$$

$$y_A = (F_y * a_z + M_x) / F_z \quad (11)$$

Die Terme mit den gemessenen Kraftkomponenten [(4) und (5)] werden für M_x und M_y eingesetzt:

$$x_A = [F_x * a_z - a * (F_{z2} - F_{z1} + F_{z3} - F_{z4})] / F_z \quad (12)$$

$$y_A = [F_y * a_z + b * (F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} - F_{z4})] / F_z \quad (13)$$

Durch Umstellen der Gleichung (9) lässt sich das freie Moment M'_z bestimmen:

$$M'_z = M_z - F_y * x_A + F_x * y_A \quad (14)$$

Zusammengefasst dargestellt wird eine auf das Messbett einwirkende Kraft \vec{F} mit Hilfe der Gleichungen (1) bis (3), der Ortsvektor zu dieser Kraft aus den Gleichungen (10), (11) und (1) bis (3) sowie das möglicherweise zusätzlich wirkende Moment M'_z aus der Gleichung (14) in Verbindung mit (12), (13) und (1) bis (3) berechnet.

In der bis hier beschriebenen Vorgehensweise wurde der Einfluss des Patienten auf die Messung der Aktionskräfte noch nicht berücksichtigt. Zum einen werden bei Beschleunigungen von Körperteilmassen des Patienten durch ihn selbst auf Grund der Massenträgheit Kräfte auf das Messsystem abgegeben, die nicht von den Aktionskräften der Pflegeperson zu trennen sind. Durch die Analyse von Vorversuchen konnte allerdings gezeigt werden, dass entweder nur geringe Massen mit erhöhter Beschleunigung oder aber größere Massen mit geringer Beschleunigung bewegt wurden. Insgesamt war dieser Einflussfaktor gegenüber den von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräften vernachlässigbar klein. Einen deutlichen Einfluss hatte allerdings die Verlagerung des Patientengewichts in Bezug auf die Position des Kraftangriffspunkts der Aktionskraft. Die Berücksichtigung dieser Einflussgröße wird daher im folgenden Kapitel beschrieben.

2.4.2.2 Kraftangriffspunkt

Der auf das Messsystem wirkende Kraftvektor \vec{F} ergibt sich aus der Addition des vom Pflegepersonal beim Patiententransfer verursachten variablen „äußeren“ Kraftvektors \vec{F}_A und dem durch das Patientengewicht bedingten – in der Regel konstanten – „Gewichts“kraftvektor \vec{G} . In der Abbildung 2-38 sind die beiden Kraftvektoren \vec{F}_A und \vec{G} sowie deren Abstände zum Koordinatenursprung (0) dargestellt. Sie greifen beide in Höhe der oberen Messbettebene an und haben daher den festen Abstand a_z zur Messebene. Die Abstände x_A und y_A sowie x_G und y_G bezeichnen die weiteren Komponenten der jeweiligen Ortsvektoren \vec{OA} und \vec{OG} von \vec{F}_A und \vec{G} . Die Kräfte F_{x1-4} , F_{y1-4} und F_{z1-4} sind die Auflagerkräfte des unteren Messbettrahmens mit den festen Horizontalabständen a und b zum Koordinatenursprung.

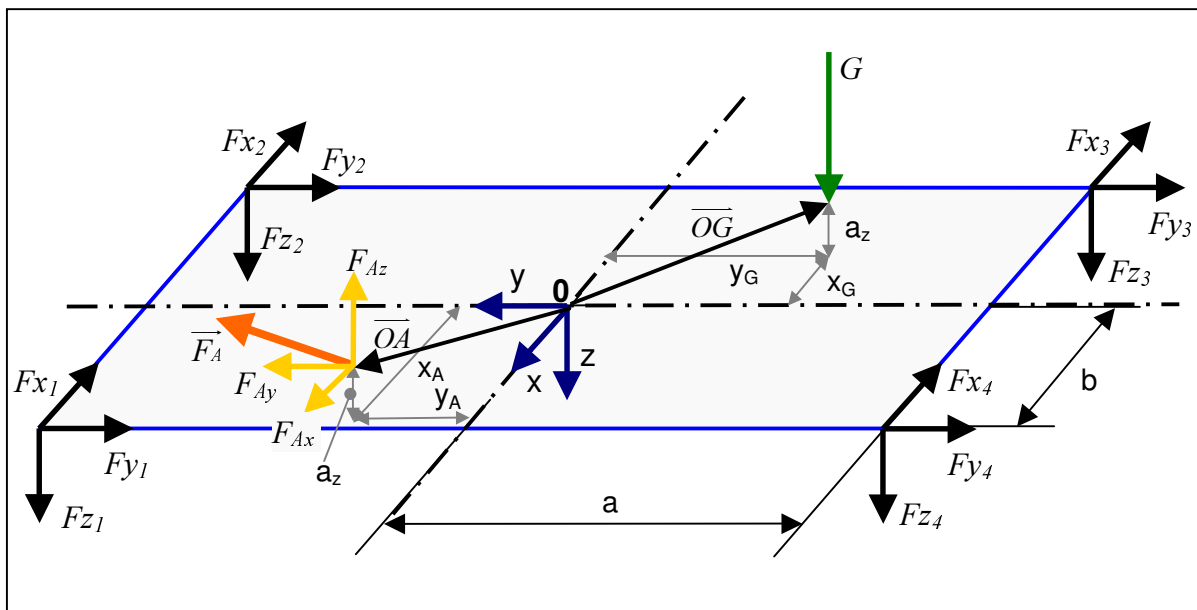


Abbildung 2-38:
Schematische Darstellung der am Messbett wirkenden Kraftvektoren und der Auflagerkräfte

Die zwischen Beginn ($t = 0$) und Ende ($t = T$) eines Patiententransfers angreifenden Kräfte und deren Abstände zum Koordinatenursprung (x_A , x_G , y_A und y_G) stellen zeitabhängige Größen dar. Der gesuchte, vom Pflegepersonal aufgebrachte Kraftvektor wird berechnet mit:

$$\vec{F}_A = \vec{F} - \vec{G} \quad (1)$$

Solange keine äußere Kraft \vec{F}_A auf den Patienten wirkt, können die Koordinaten des Kraftangriffspunkts \vec{OG} der Kraft \vec{G} [$x_G(t=0)$, $x_G(t=T)$, $y_G(t=0)$ und $y_G(t=T)$] mit den im vorherigen Kapitel beschriebenen Gleichungen berechnet werden. Keine äußere Kraft wirkt in der Regel kurz vor und kurz nach einem Transfer, da die Pflegeperson in diesen Situationen keinen Kontakt zum Patienten hat.

Der Anfangs- und Endpunkt der Positionsänderung des Schwerpunktes des Patienten ist damit bekannt; die Position des Ortsvektors während des Transfers kann allerdings mit Hilfe der vom Messsystem erfassten Größen nicht direkt bestimmt werden. Daher müssen für die zeitlich bedingte Veränderung des Ortsvektors \vec{OG} Annahmen getroffen werden. In einer ersten Näherung kann eine lineare Verschiebung des Kraftangriffspunkts zwischen den Orten zur Zeit $t = 0$ und zur Zeit $t = T$ angenommen werden, solange keine großen Massen bewegt werden. Solange Körperteile mit geringer Masse (Beine, Arme) bewegt werden oder wenn der Patient nur über einen kurzen Weg oder langsam verlagert wird, verfügt dieser Ansatz über eine ausreichende Genauigkeit.

Für den Fall, dass schwerere Anteile des Patientenkörpers im Messbett bewegt werden – beispielsweise verursacht durch das Umlagern eines Patienten in Richtung Bettkopfteil –, kann der lineare Ansatz für die Beschreibung der Verschiebung des Kraftangriffspunkts als nicht mehr hinreichend genau angesehen werden. Eine genauere Abbildung einer solchen Bewegung kann erreicht werden, wenn die zur Bewegung von Körpersegmenten notwendige anfängliche Beschleunigung und die Verzögerung zum Ende hin einbezogen wird. Diese Tatsache berücksichtigt das Simulationsmodell *Der Dortmunder*, so dass die Berechnung der „Bewegungskurve“ des Patientenschwerpunktes mit diesem Instrument vorgenommen wurde. Die als Eingangsgröße für die Modellierung benötigten Angaben zur Veränderung der Position der einzelnen Körpersegmente während der Bewegung wurden mit Hilfe eines zusätzlichen Videosystems erhoben. Für den nicht-linearen Ansatz liefert der *Dortmunder 21* zeitlich äquidistante „Stützstellen“ der Bewegungskurve des Schwerpunktes. Diese Koordinaten können mit Hilfe eines Polynoms 6. Ordnung hinreichend genau beschrieben werden. Es lassen sich dann für die x- bzw. y-Komponente des Ortsvektors der Kraft \vec{G} Gleichungen in der Form:

$$x_G(t) = a_0 + a_1 * t + a_2 * t^2 + a_3 * t^3 + a_4 * t^4 + a_5 * t^5 + a_6 * t^6 \quad (2-nli)$$

$$y_G(t) = a_7 + a_8 * t + a_9 * t^2 + a_{10} * t^3 + a_{11} * t^4 + a_{12} * t^5 + a_{13} * t^6 \quad (3-nli)$$

aufstellen; die Polynome werden dabei durch die Koeffizienten a_0 bis a_{14} beschrieben. Für den linearen Ansatz ergeben sich bei einer Transferdauer T (von $t_1 = 0$ bis $t_2 = T$) für die Komponenten x_G und y_G die folgenden Gleichungen:

$$x_G(t) = x_G(t=0) + [x_G(t=T) - x_G(t=0)] * t / T \quad (2\text{-lin})$$

$$y_G(t) = y_G(t=0) + [y_G(t=T) - y_G(t=0)] * t / T \quad (3\text{-lin})$$

Der zeitliche Verlauf der y -Koordinate des Patientenschwerpunktes (in Richtung der Körperlängsachse des Patienten) ist in der Abbildung 2-39 exemplarisch für das Aufrichten des Patientenoberkörpers aus liegender Position dargestellt. Die Körperhaltung des Patienten zu Beginn und zum Ende der Bewegung zeigen die beiden schematischen Körperdarstellungen. Vergleicht man den linearen mit dem nicht-linearen Ansatz, so zeigt sich zum Zeitpunkt $t = 0,5$ s eine maximale Differenz für die y -Koordinaten von $0,07$ m.

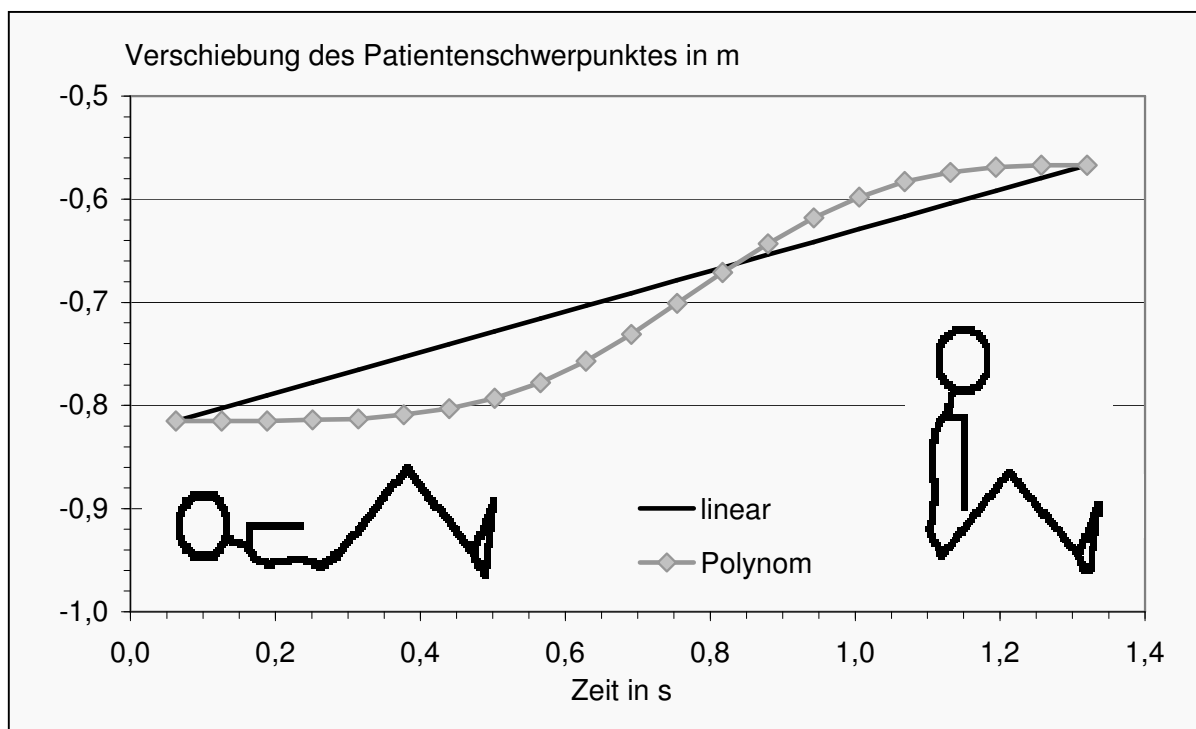


Abbildung 2-39: Vergleich der Abbildungen der Verschiebung des Patientenschwerpunkts zwischen linearem Ansatz und nicht-linearem Ansatz, dargestellt für das Aufrichten eines Patienten

Da der Ortsvektor der Kraft \vec{G} somit zu jedem Zeitpunkt während des Transfers bekannt ist, kann die Berechnung des Ortsvektors \vec{OG} der äußeren Kraft \vec{F}_A über die Addition der Momente um die x - bzw. die y -Achse im Koordinatenursprung (0) des Bettsystems erfolgen. Im Gleichgewichtszustand muss die Summe aus dem gemes-

senen Momentenvektor \vec{M} , dem Momentenvektor \vec{M}_A bedingt durch die Kraft \vec{F}_A und dem Momentenvektor \vec{M}_G der Kraft \vec{G} Null ergeben.

$$\vec{M} + \vec{M}_A + \vec{M}_G = \vec{0} \quad (4)$$

Da die z-Komponente der Momentenvektoren für die Berechnung des Vektors \vec{OA} nicht notwendig ist, wird auf die weitere Darstellung an dieser Stelle verzichtet. Die x- bzw. y-Komponenten der Momentenvektoren bezüglich des Koordinatenursprungs stellen sich wie folgt dar:

$$\vec{M}_x = a * (\vec{F}_{z3} + \vec{F}_{z4} - \vec{F}_{z1} - \vec{F}_{z2}) \quad (5a)$$

$$\vec{M}_y = b * (\vec{F}_{z1} + \vec{F}_{z4} - \vec{F}_{z2} - \vec{F}_{z3}) \quad (5b)$$

$$\vec{M}_{Ax} = y_A * \vec{F}_{Az} - a_z * \vec{F}_{Ay} \quad (6a)$$

$$\vec{M}_{Ay} = a_z * \vec{F}_{Ax} - x_A * \vec{F}_{Az} \quad (6b)$$

$$\vec{M}_{Gx} = - y_G * \vec{G} \quad (7a)$$

$$\vec{M}_{Gy} = - x_G * \vec{G} \quad (7b)$$

Die Gleichungen (5 bis 7) können in das Momentengleichgewicht (4) eingesetzt werden. Durch Umstellen ergeben sich die Komponenten des Kraftangriffspunkts x_A und y_A zu:

$$\sum M_x = 0 = a * (F_{z3} + F_{z4} - F_{z1} - F_{z2}) + y_A * F_{Az} - a_z * F_{Ay} - y_G * G \quad (8)$$

$$\Rightarrow y_A = [y_G * G - a * (F_{z3} + F_{z4} - F_{z1} - F_{z2}) + a_z * F_{Ay}] / F_{Az}$$

und

$$\sum M_y = 0 = b * (F_{z1} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z3}) - x_A * F_{Az} + a_z * F_{Ax} - x_G * G \quad (9)$$

$$\Rightarrow x_A = [-x_G * G + b * (F_{z1} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z3}) + a_z * F_{Ax}] / F_{Az}$$

Die Komponenten des Angriffspunktes der äußeren Kraft \vec{F}_A lassen sich für den linearen Ansatz durch Einsetzen von (2-lin) und (3-lin) in (4) und (5) berechnen:

$$x_A = \{ b * (F_{z1} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z3}) - \{ x_G(t=0) + [x_G(t=T) - x_G(t=0)] * t / T \} * G + a_z * F_{Ax} \} / F_{Az} \quad (10-lin)$$

und

$$y_A = \{ \{y_G(t=0) + [y_G(t=T) - y_G(t=0)] * t / T\} * G - a * (Fz_3 + Fz_4 - Fz_1 - Fz_2) + a_z * F_{Ay} \} / F_{Az} \quad (11\text{-lin})$$

Für bestimmte Patientenbewegungen wird der nicht-lineare Ansatz verwendet, dabei ersetzen (2-nli) und (3-nli) die Terme (2-lin) und (3-lin):

$$x_A = [b * (Fz_1 + Fz_4 - Fz_2 - Fz_3) - (2\text{-nli}) * G + a_z * F_{Ax}] / F_{Az} \quad (10\text{-nli})$$

und

$$y_A = [- (3\text{-nli}) * G - a * (Fz_3 + Fz_4 - Fz_1 - Fz_2) + a_z * F_{Ay}] / F_{Az} \quad (11\text{-nli})$$

2.4.2.3 Kräfte an der Abstützleiste

Das Messbett wurde an einer Längs- und an einer Querseite jeweils mit einer Abstützleiste ausgestattet, um Kräfte zu erfassen, die eine Pflegeperson beim Anlehnen ans Bett ausübte (s. Abbildung 2-40). Die Leisten wurden über dreiachsig messende Kraftaufnehmer (Typ Kistler 9062A3201, s. Kapitel 2.2.2) mit dem unteren Bettrahmen verbunden, so dass die Kraftmessung an der Bettfläche nicht durch die Pflegeperson beeinflusst wird.

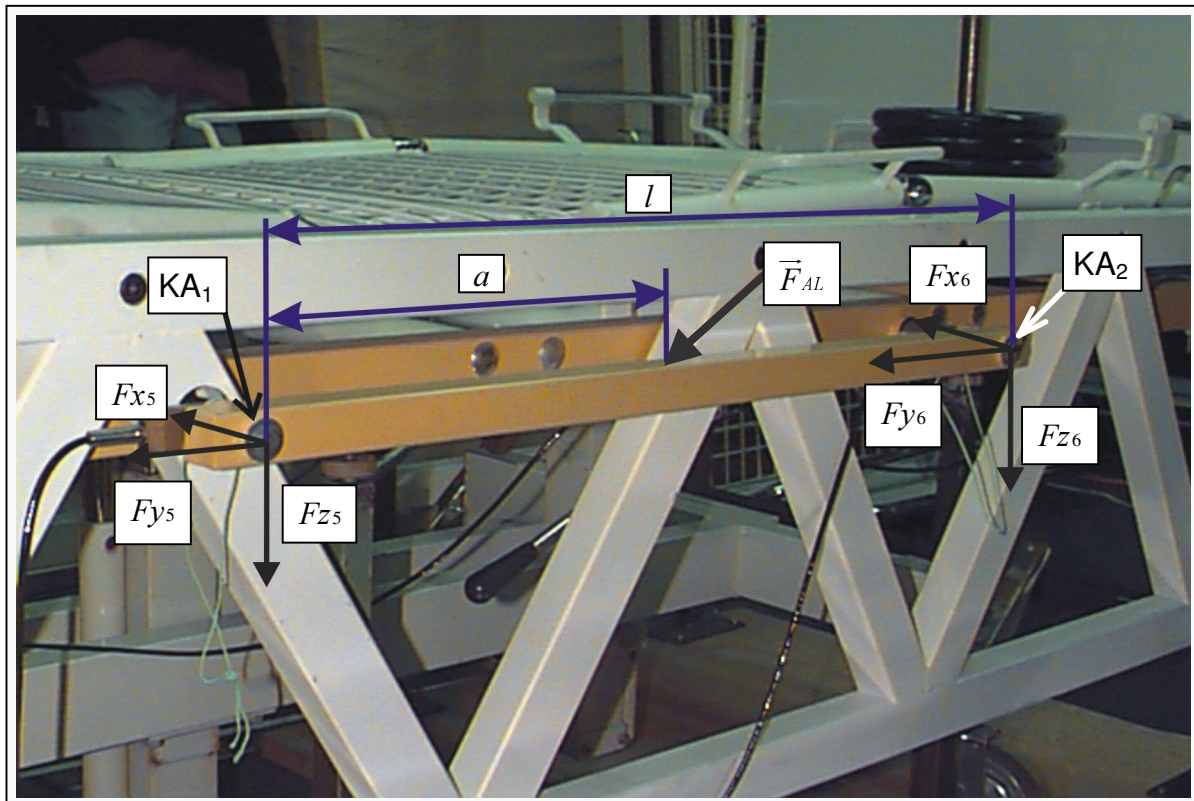


Abbildung 2-40:
Kräfte, Koordinaten und Abmessungen an der Abstützleiste

Kräfte, Momente und der Kraftangriffspunkt an der Leiste lassen sich mit Hilfe der Kraft- und Momentengleichgewichte bestimmen. Die drei Komponenten der wirkenden Kraft \vec{F}_{AL} lassen sich aus den Komponentensummen der von den beiden Kraftaufnehmern gemessenen Kräfte berechnen; die Momente um den Kraftaufnehmer KA₅ lassen sich durch die Multiplikation der mit dem Kraftaufnehmer KA₆ gemessenen Kräfte mit dem Abstand l der beiden Kraftaufnehmer bestimmen:

$$F_{ALx} = F_{x5} + F_{x6} \quad (1) \qquad M_{ALx} = -l * F_{z6} \quad (3)$$

$$F_{ALy} = F_{y5} + F_{y6} \qquad M_{ALy} = 0$$

$$F_{ALz} = F_{z5} + F_{z6} \quad (2) \qquad M_{ALz} = l * F_{x6} \quad (4)$$

Die Momentenkomponente M_{ALx} kann auch durch Multiplikation der z-Komponente der wirkenden Kraft \vec{F}_{AL} mit dem Abstand a des Kraftangriffspunkts bestimmt werden:

$$M_{ALx} = a * F_{ALz} \quad (5) \qquad M_{ALz} = a * F_{ALx} \quad (6)$$

Durch Ersetzen von F_{ALz} durch (2) und „Gleichsetzen“ von (3) und (5) erhält man:

$$a = -l * F_{z6} / (F_{z5} + F_{z6})$$

Werden die Terme (4) und (6) „gleichgesetzt“ und F_{ALx} durch (1) ersetzt, kann der Abstand a in Abhängigkeit von der x-Komponente der Kraft ausgedrückt werden:

$$a = l * F_{x6} / (F_{x5} + F_{x6})$$

Da die Gleichungen für $F_{x5} + F_{x6} = 0$ oder $F_{z5} + F_{z6} = 0$ nicht definiert sind, muss für die Bestimmung des Abstands a eine Kraftkomponente F_{ALx} oder F_{ALz} vorhanden sein.

2.4.2.4 Kräfte an den Kraftmessplattformen

In den bisherigen Darstellungen wurde von Patiententransfers innerhalb des Messbetts ausgegangen. Verlässt der Patient das Messbett, so kann dieses die von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskräfte nicht mehr erfassen. Zur Berücksichtigung solcher Fälle wurde das Messsystem zusätzlich mit zwei Kraftmessplattformen ausgestattet (vgl. Kapitel 2.4.1.3). Die Berechnung der Kräfte, Momente und des Kraftangriffspunkts an diesen beiden Kraftmessplattformen erfolgt im Wesentlichen ana-

log zu den für die Messsysteme „Boden“ bzw. „Bett“ durchgeführten Berechnungen. Daher wird an dieser Stelle auf eine nochmalige Beschreibung der Algorithmen verzichtet.

2.4.2.5 Aktionskräfte - „Boden“

Das Messsystem „Boden“ besteht im Wesentlichen aus zwei hintereinander angeordneten Kraftmessplattformen KMPa und KMPb (vgl. Abbildung 2-35 in Kapitel 2.4.1.3). Die Berechnung der Kräfte, Momente und des Kraftangriffspunkts an den beiden Kraftmessplattformen erfolgt daher weitgehend analog zu den Berechnungen, die im vorangegangenen Kapitel für die Systeme „Bett“ bzw. „Stuhl“ beschrieben wurden. Es wird daher an dieser Stelle auf eine nochmalige detaillierte Beschreibung der Herleitung verzichtet; es werden lediglich der Ansatz und die letztendlich verwendeten Algorithmen dargestellt. In der Abbildung 2-41 ist der Aufbau des Messsystems „Boden“ mit den wirkenden Kräften und Momenten schematisch dargestellt.

Der resultierende Kraftvektor \vec{F} wird durch Addition der gemessenen Kraftkomponenten berechnet:

$$F_x = F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} + F_{x4} + F_{x5} + F_{x6} + F_{x7} + F_{x8} \quad (1a)$$

$$F_y = F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4} + F_{y5} + F_{y6} + F_{y7} + F_{y8} \quad (1b)$$

$$F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4} + F_{z5} + F_{z6} + F_{z7} + F_{z8} \quad (1c)$$

Analog zu Kapitel 2.4.2.1 wird das Momentengleichgewicht zur Bestimmung des Kraftangriffspunkts verwendet:

$$\vec{M} + \vec{M}_A + \vec{M}_G = \vec{0} \quad (2)$$

Aus dem Produkt der gemessenen Kräfte mit deren jeweiligen Abständen zum Koordinatenursprung ergeben sich die Komponenten des auf den Koordinatenursprung 0 bezogenen resultierenden Momentenvektors \vec{M} :

$$M_x = (2 * b + s) * (F_{z1} + F_{z2} - F_{z7} - F_{z8}) + s * (F_{z3} + F_{z4} - F_{z5} - F_{z6}) \quad (3a)$$

$$M_y = a * (F_{z2} + F_{z3} - F_{z1} - F_{z4} + F_{z6} + F_{z7} - F_{z5} - F_{z8}) \quad (3b)$$

$$M_z = (2 * b + s) * (F_{x7} + F_{x8} - F_{x1} - F_{x2}) + s * (F_{x5} + F_{x6} - F_{x3} - F_{x4}) \quad (3c)$$

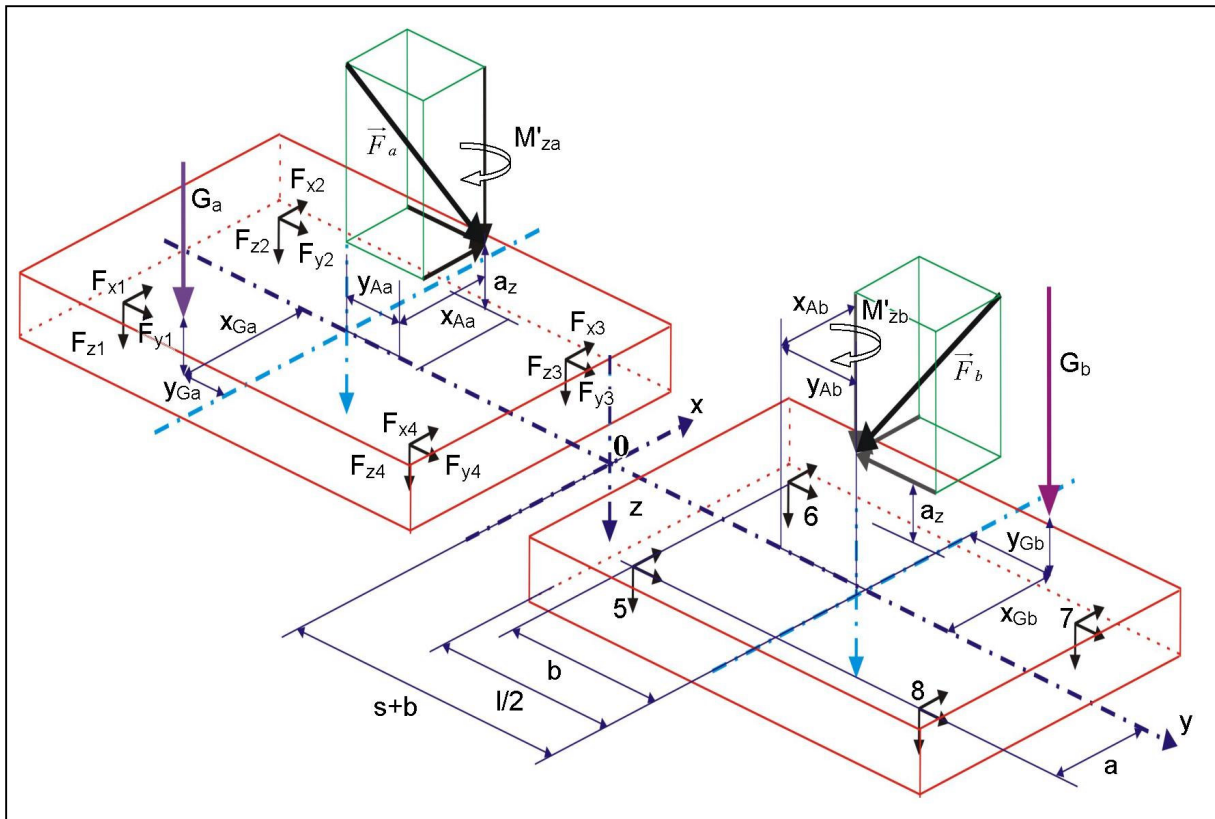


Abbildung 2-41:
Schematische Darstellung des Messsystems „Boden“ mit den beiden Kraftmessplattformen (KMPa und KMPb). Darstellung der „äußeren“ Kraftvektoren (\vec{F} , \vec{G}) und freie Momente (\vec{M}') sowie Komponenten der Kräfte an den Kraftaufnehmern. Mit 5 bis 8 sind die Kraftaufnehmer der KMPb bezeichnet (mit nicht einzeln deklarierten Kraftkomponenten analog zu KMPa)

Die Gleichungen für die Bestimmung des resultierenden Momentenvektors \vec{M}_A lassen sich – vorausgesetzt, dass in z-Richtung keine Zugspannungen auf das Kraftmesssystem aufgebracht werden ($M'_x = M'_y = 0$) – wie folgt aufstellen:

$$M_{Ax} = (y_{Ab} + s + b) * F_{bz} - a_z * F_{by} - (y_{Aa} - s - b) * F_{az} - a_z * F_{ay} \quad (4a)$$

$$M_{Ay} = a_z * F_{ax} + a_z * F_{bx} - x_{Aa} * F_{az} - x_{Ab} * F_{bz} \quad (4b)$$

$$M_{Az} = x_{Aa} * F_{ay} - (y_{Aa} - s - b) * F_{ax} + M'_{za} + x_{Ab} * F_{by} - (y_{Aa} + s + b) * F_{bx} + M'_{zb} \quad (4c)$$

Die folgenden Momentenkomponenten resultieren aus den „Gewichts“kräften G_a und G_b :

$$M_{Gx} = G_b * (y_{Gb} + s + b) - G_a * (y_{Ga} + s + b) \quad (5a)$$

$$M_{Gy} = G_a * x_{Ga} + G_b * x_{Gb} \quad (5b)$$

$$M_{Gz} = 0 \quad (5c)$$

2.4.2.6 Kraftangriffspunkt

Der Kraftangriffspunkt (Ortsvektor des Kraftvektors \vec{F}) für das Messsystem „Boden“ kann analog zu der oben beschriebenen Vorgehensweise beim Messbett bzw. Messstuhl bestimmt werden. Problematisch ist allerdings die Erfassung des zeitlichen Verlaufs der „Gewichts“kräfte G_a und G_b (Verteilung des Patientenengewichts auf den beiden Kraftmessplattformen). Die beiden Größen sind nur zu Zeitpunkten bekannt, an denen keine äußeren Kräfte auf das Kraftmesssystem wirken. Vorversuche ergaben, dass eine Abschätzung des zeitlichen Verlaufs der Patientengewichtsverteilung wie in Kapitel 2.4.2.2 beschrieben, nur zu ungenügenden Ergebnissen führte. Daher wurde geprüft, ob das Verfahren, den Ortsvektor der „Gewichts“-kräfte G_a und G_b aus der Körperhaltung der Pflegeperson zu bestimmen, bessere Ergebnisse lieferte. Dabei wurde der Punkt auf der Mitte der Strecke zwischen dem linken und dem rechten Greifpunkt (in den Händen der Pflegeperson) berechnet. Zur Überprüfung des Verfahrens durchgeführte Vorversuche ergaben, dass die von den Probanden ausgeübten Aktionskräfte in etwa zu gleichen Teilen über die rechte und die linke Hand auf den Patienten übertragen wurden. Weiterhin war bei der Ausführung der Tätigkeiten „am Boden“ der Abstand des rechten zum linken Greifpunkts der Pflegeperson verhältnismäßig klein. Daher wurde die Bestimmung des Kraftangriffspunkts aus der Körperhaltung der Pflegeperson vorgenommen.

2.4.3 Korrektur von Artefakten

Für den Fall eines in der vertikalen z-Richtung unbelasteten Messsystems ($F_{Az} = 0$) sind die Gleichungen für die Berechnung des Kraftangriffspunkts (Kapitel 2.4.2) nicht definiert. Wie in Abbildung 2-42 exemplarisch für die y-Koordinate des Ortsvektors dargestellt, führte dies insbesondere bei den Messsystemen „Bett“ und „Stuhl“ zu einem sprunghaften Anstieg der y-Komponente. Weiterhin reicht die Messgenauigkeit der Systeme dann nicht aus, wenn F_{Ax} bzw. F_{Ay} um ein vielfaches größer sind als F_{Az} – also bei vorwiegend horizontalen Kraftkomponenten – oder wenn die äußere Kraft F_{Az} deutlich kleiner ist als die Kraft, die aus dem Gewicht des Patienten resultiert (G). Die rechnerisch bestimmten Verläufe des Ortsvektors mussten daher auf Plausibilität kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden.

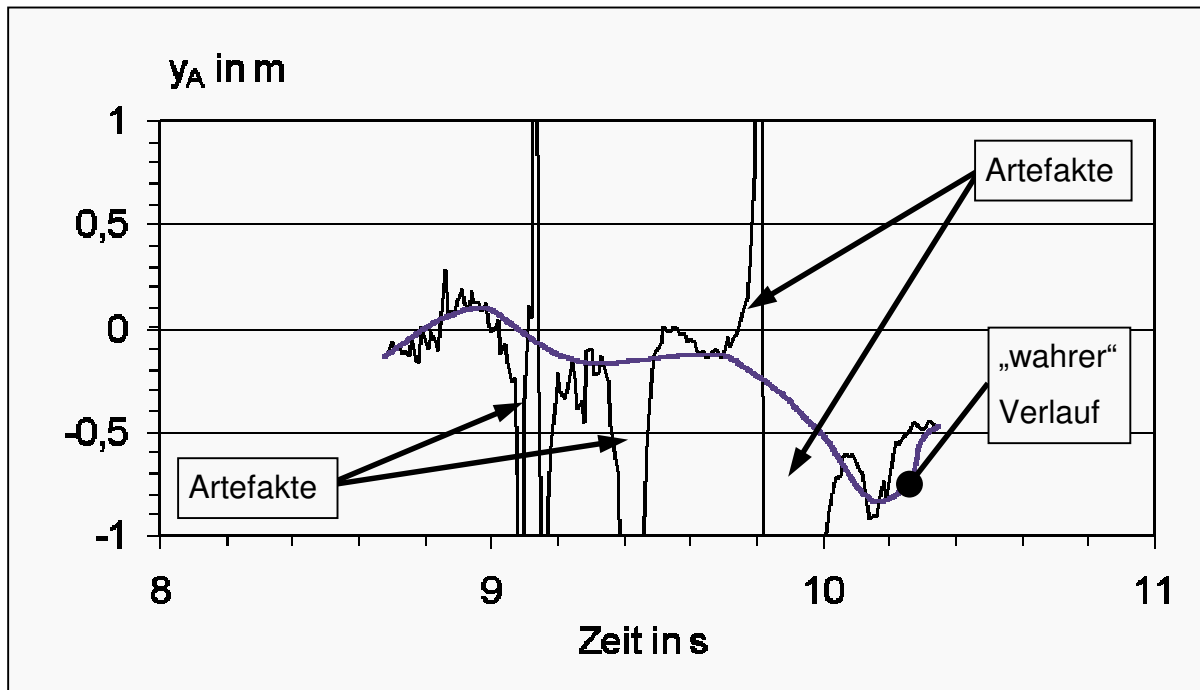


Abbildung 2-42:
Zeitlicher Verlauf der y-Komponente des Kraftangriffspunkts mit Artefakten und vermuteter „wahrer“ Verlauf

Der gesuchte Ortsvektor des Kraftvektors \vec{F} muss sich auf der Geraden g zwischen den Greifpunkten der rechten (\vec{o}) und der linken Hand (\vec{p}) der Person befinden, von der die Kraft ausgeübt wird (s. Abbildung 2-43). Um Artefakte auszugleichen und zu prüfen, ob das System den Anforderungen genügt, wurde daher ein Vergleich des berechneten Kraftangriffspunkts mit der Greifpunktposition in den Händen der Pflegeperson durchgeführt. Die Position der Greifpunkte der Pflegeperson ist in einer sogenannten Körperhaltungsdatei enthalten, die von dem biomechanischen Simulationswerkzeug erstellt wird. Zur Aufstellung einer Geradengleichung dienen die Ortsvektoren der Greifpunkte. Es gilt:

$$g: \vec{x} = \lambda * \vec{q} + \vec{o}$$

mit: \vec{o} = Vektor zum rechten Greifpunkt,

\vec{p} = Vektor zum linken Greifpunkt und

$$\vec{q} = \vec{p} - \vec{o}$$

Der berechnete Kraftangriffspunkt ist identisch mit dem Ortsvektor \vec{r} einer Geraden h mit der Richtung der gemessenen Kraft \vec{F} . Der Kraftvektor \vec{F} darf auf dieser Ge-

raden („Wirkungslinie“) beliebig verschoben werden. Die Geradengleichung lautet damit:

$$h: \vec{x} = \mu * \vec{F} + \vec{r}$$

Die beiden Geraden treffen sich im Idealfall an einem Punkt zwischen den beiden Greifpunkten. Da jede Messung mit Ungenauigkeiten verbunden ist, ist dies aber in der Regel nicht der Fall. Daher wird davon ausgegangen, dass die beiden Geraden windschief zueinander sind. Als Maß für die Exaktheit des gemessenen Kraftangriffspunkts kann der Abstand d der beiden Geraden g und h berechnet werden. Damit findet man die Stelle, an der die Geraden g und h die kleinste Entfernung zueinander aufweisen.

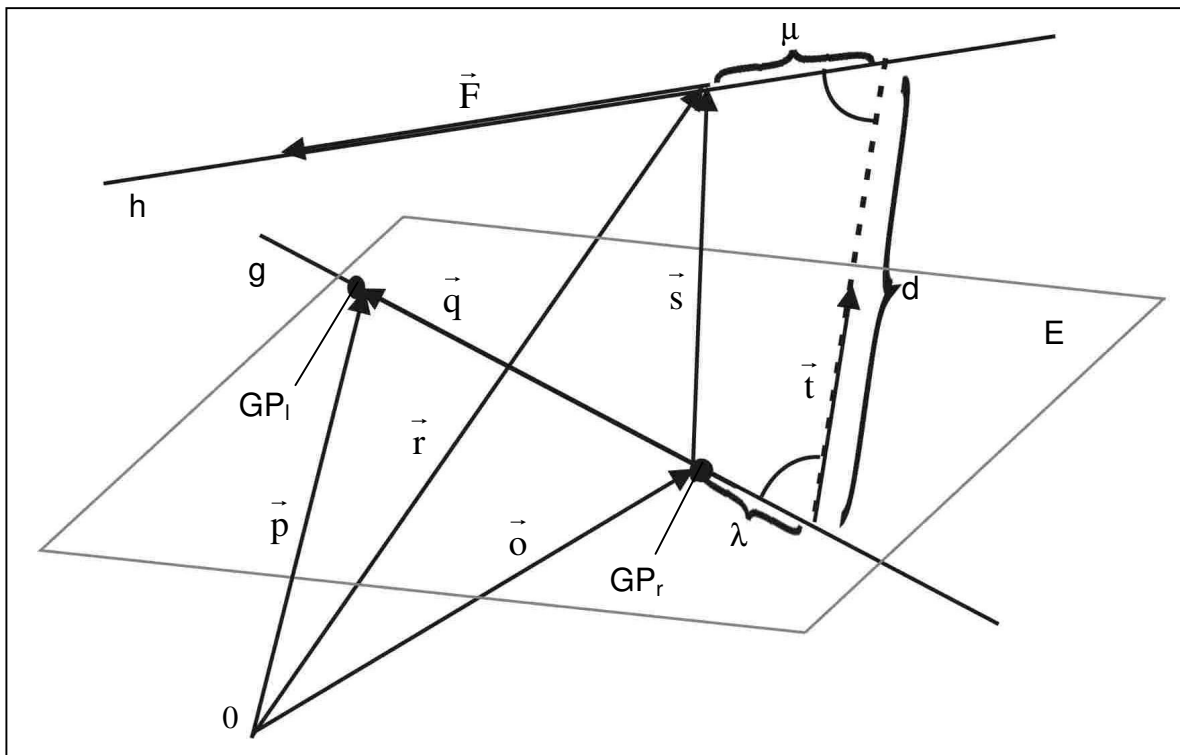


Abbildung 2-43:
Berechnung des Abstands d zweier Geraden, gebildet von rechtem bzw. linkem Greifpunkt sowie von Kraftvektor und errechnetem Kraftangriffspunkt. Erläuterung der Bezeichner im Text.

Das Vektorprodukt der Richtungsvektoren der beiden Geraden ergibt einen Vektor \vec{t} , der auf den beiden Geraden g und h jeweils senkrecht steht. Der Betrag der Vektors \vec{t} entspricht dann dem Abstand d zwischen den Geraden g und h :

$$\vec{t} = \vec{q} \times \vec{F} \text{ und } d = \left| \vec{q} \times \vec{F} \right|$$

Aus der Addition der folgenden Vektoren erhält man ein Gleichungssystem mit der Variablen λ , die den Punkt auf der Geraden g mit dem kleinsten Abstand zur Geraden h bestimmt:

$$\lambda * \vec{q} - \mu * \vec{F} + d * \vec{t} = \vec{s}$$

dargestellt in der Matrix-Schreibweise:

$$\begin{pmatrix} q_x & F_x & t_x \\ q_y & F_y & t_y \\ q_z & F_z & t_z \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \lambda \\ -\mu \\ d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x \\ s_y \\ s_z \end{pmatrix}$$

in einzelnen Komponenten dargestellt:

$$q_x * \lambda - F_x * \mu + t_x * d = s_x \quad (1)$$

$$q_y * \lambda - F_y * \mu + t_y * d = s_y \quad (2)$$

$$q_z * \lambda - F_z * \mu + t_z * d = s_z \quad (3)$$

Zur Berechnung von λ werden die Gleichung (1) mit q_y und die Gleichung (2) mit q_x multipliziert und anschließend von einander subtrahiert:

$$\begin{aligned} & (q_x * \lambda - F_x * \mu + t_x * d = s_x) * q_y - (q_y * \lambda - F_y * \mu + t_y * d = s_y) * q_x \\ \Rightarrow & (-q_y * F_x + q_x * F_y) * \mu + (-q_x * t_y + q_y * t_x) * d = q_y * s_x - q_x * s_y \end{aligned} \quad (4)$$

außerdem werden die Gleichung (2) mit q_z und die Gleichung (3) mit q_y multipliziert und ebenfalls von einander subtrahiert:

$$\begin{aligned} & (q_y * \lambda - F_y * \mu + t_y * d = s_y) * q_z - (q_z * \lambda - F_z * \mu + t_z * d = s_z) * q_y \\ \Rightarrow & (-q_z * F_y + q_y * F_z) * \mu + (-q_y * t_z + q_z * t_y) * d = q_z * s_y - q_y * s_z \end{aligned} \quad (5)$$

aus Gleichung (5) folgt:

$$\mu = \frac{(q_z * s_y - q_y * s_z) + (-q_z * t_y + q_y * t_z) * d}{(q_y * F_z - q_z * F_y)}$$

μ in Gleichung (4) eingesetzt ergibt:

$$d = \frac{(q_y * F_z - q_z * F_y) * (q_y * s_x - q_x * s_y) - (q_z * s_y - q_y * s_z) * (q_x * F_y + q_z * F_x)}{(q_y * F_z - q_z * F_y) * (q_y * \bar{t}_x - q_x * t_y) + (q_y * t_z - q_z * t_y) * (-q_y * F_y + q_x * F_x)}$$

Der Wert λ kann aus drei verschiedenen Termen berechnet werden:

aus Gleichung (1): $\lambda_1 = \frac{(s_x + F_x * \mu - t_x * d)}{q_x}$

aus Gleichung (2): $\lambda_2 = \frac{(s_y + F_y * \mu - t_y * d)}{q_y}$

aus Gleichung (3): $\lambda_3 = \frac{(s_z + F_z * \mu - t_z * d)}{q_z}$

Damit kann λ auch dann berechnet werden, wenn eine der Größen q_x , q_y oder q_z den Wert Null annimmt. Die Höhe des Wertes von λ zeigt an, welcher der berechneten Ortsvektoren dem realen Greifpunkt am nächsten ist:

Bedingung:	Schnittpunkt ...	Kraftkoordinate
$\lambda < 0$:	... liegt rechts vom rechten Greifpunkt	rechter Greifpunkt
$\lambda = 0$:	... im rechten Greifpunkt	rechter Greifpunkt
$0 < \lambda < 1$:	... zwischen rechtem und linkem Greifpunkt	Kraftangriffspunkt
$\lambda = 1$:	... im linken Greifpunkt	linker Greifpunkt
$\lambda > 1$:	... links vom linken Greifpunkt	linker Greifpunkt

Liegt der Wert von Lambda beispielsweise zwischen 0 und 1, so wird der berechnete Kraftangriffspunkt als Ortsvektor der äußeren Kraft verwendet; ist Lambda größer als 1, so bildet der linke Greifpunkt der Pflegeperson den Ortsvektor. Nachteil dieser Methode ist, dass die so ermittelte Kraftkoordinate sich insbesondere dann „sprunghaft“ ändern kann, wenn sie vom rechten zum linken Greifpunkt wandert.

2.4.4 Transformation der gemessenen Kräfte in das biomechanische Modell

Die mit den im vorherigen Kapitel entwickelten Algorithmen erhobenen „äußeren“ Kräfte wurden bislang in raumfesten Koordinaten des jeweiligen Messsystems beschrieben. Für die biomechanischen Modellrechnungen zur Ermittlung der Wirbel-

säulenbelastung der ausführenden Person ist es erforderlich, die Werte durch Translation und Rotation in das körperfeste Koordinatensystem des *Dortmunders* (DD) zu transformieren (s. Abbildung 2-44). Der sich je nach Position der Person ändernde Verschiebungsvektor \vec{V} beschreibt den Abstand des Ortsvektors der Aktionskraft vom Koordinatenursprung des Systems (DD). Entsprechende Winkel beschreiben die Verdrehung zwischen körperfestem und raumfestem Koordinatensystem. Der Verschiebungsvektor und die „Dreh“winkel wurden mit dem Positionserfassungssystem OPTOTRAK ermittelt. Dazu wurden Positionssensoren sowohl am Messsystem als auch an der rechten Ferse der Pflegeperson – dem Koordinatenursprung des Koordinatensystems des biomechanischen Modells – installiert. In der Abbildung 2-44 sind die für die translatorischen Transformationen maßgeblichen Größen dargestellt. Das zur Erfassung der Körperhaltung eingeführte Koordinatensystem (OPT) wurde auch als Bezugssystem für das körperfeste System des biomechanischen Modells (DD) verwendet.

Der Verschiebungsvektor \vec{V} wird über die Addition der Vektoren \vec{V}_A (vom Kraftangriffspunkt zum Ursprung des Kraftmesskoordinatensystems), \vec{V}_{OPT} (vom Ursprung zum Referenzpunkt des Systems zur Erfassung der Körperhaltung (OPTOTRAK) am Kraftmesssystem) und \vec{V}_{DD} (vom Referenzpunkt zum System *Der Dortmunder*) berechnet. Der Vektor $\vec{V} = [x_A, y_A, a_z]$ wird, wie in Kapitel 2.4 beschrieben, über die Verteilung der Kräfte an den Kraftaufnehmern bestimmt. Da der Referenzpunkt (OPT) am Kraftmesssystem nicht verändert wurde, ist der Vektor $\vec{V} = [a, b, c]$ konstant. Der sich während einer Tätigkeit ändernde Vektor $\vec{V}_{DD} = [x_{DD}, y_{DD}, z_{DD}]$ wird durch das System OPTOTRAK gemessen.

Die Vektoraddition $\vec{V} = \vec{V}_A + \vec{V}_{OPT} + \vec{V}_{DD}$ liefert in der Komponentendarstellung die Gleichungen für die Abbildung des Kraftangriffspunktes im System des biomechanischen Modells:

$$\begin{aligned}x_{ADD} &= x_A + x_{OPT} + x_{DD} = x_A + b + x_{DD} \\y_{ADD} &= y_A + y_{OPT} + y_{DD} = y_A + a + y_{DD} \\z_{ADD} &= a_z + z_{OPT} + z_{DD} = a_z - c + z_{DD}\end{aligned}$$

Die Koordinaten des Kraftangriffspunktes können mit den in Kapitel 2.4.2.1 aufgestellten Gleichungen (10) und (11), bezogen auf das Koordinatensystem des biomechanischen Modells, wie folgt ausgedrückt werden (hier exemplarisch dargestellt für den nicht-linearen Ansatz):

$$x_{ADD} = x_A + b + x_{DD} + [b * (F_{Z1} + F_{Z4} - F_{Z2} - F_{Z3}) - (2-nli) * G + a_z * F_{Ax}] / F_{Az}$$

$$y_{ADD} = y_A + a + y_{DD} + [- (3-nli) * G - a * (F_{Z3} + F_{Z4} - F_{Z1} - F_{Z2}) + a_z * F_{Ay}] / F_{Az}$$

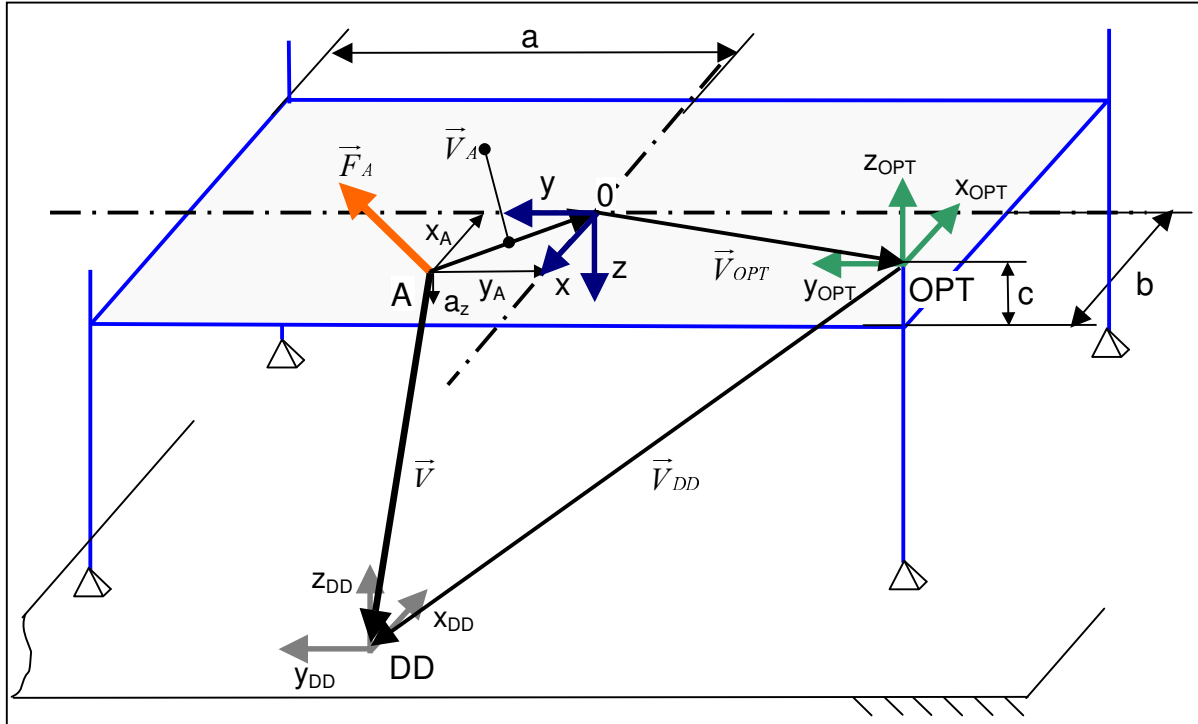


Abbildung 2-44:
Darstellung der Verschiebung des Ortsvektors \vec{V}_A der Aktionskraft \vec{F}_A vom Mess-Koordinatensystem zum Koordinatensystem *Der Dortmunder*

Neben der translatorischen Verschiebung muss weiterhin eine Drehung gegenüber dem Koordinatensystem des *Dortmunders* dann berücksichtigt werden, wenn die Koordinatenachsen der Systeme nicht parallel zueinander sind. Da die vertikale z-Achse in jedem Fall diese Parallelität aufweist, muss auch nur um diese gedreht werden. Anhand des vom Positionerfassungssystem OPTOTRAK ermittelten „Dreh“winkel α können die Komponenten des Aktionskraftvektors \vec{F}_A wie folgt im DD-System dargestellt werden:

$$F_{x_{DD}} = F_{x_A} * \cos \alpha + F_{y_A} * \sin \alpha$$

$$F_{y_{DD}} = F_{y_A} * \cos \alpha - F_{x_A} * \sin \alpha$$

$$F_{z_{DD}} = F_{z_A}$$

Sind die beiden Systeme – wie in Abbildung 2-44 dargestellt – parallel, so stellen sich die Komponenten des Aktionskraftvektors \vec{F}_A : $[F_{x_A}, F_{y_A}, F_{z_A}]$ im DD-System als

$\vec{F}_{DD} : [-F_{x_A}, F_{y_A}, -F_{z_A}]$ dar. In der Abbildung 2-45 ist die Drehung der Kraft \vec{F}_A um den Winkel α aus dem Mess-Koordinatensystem (schwarz) in das DD-Koordinatensystem (grau) dargestellt.

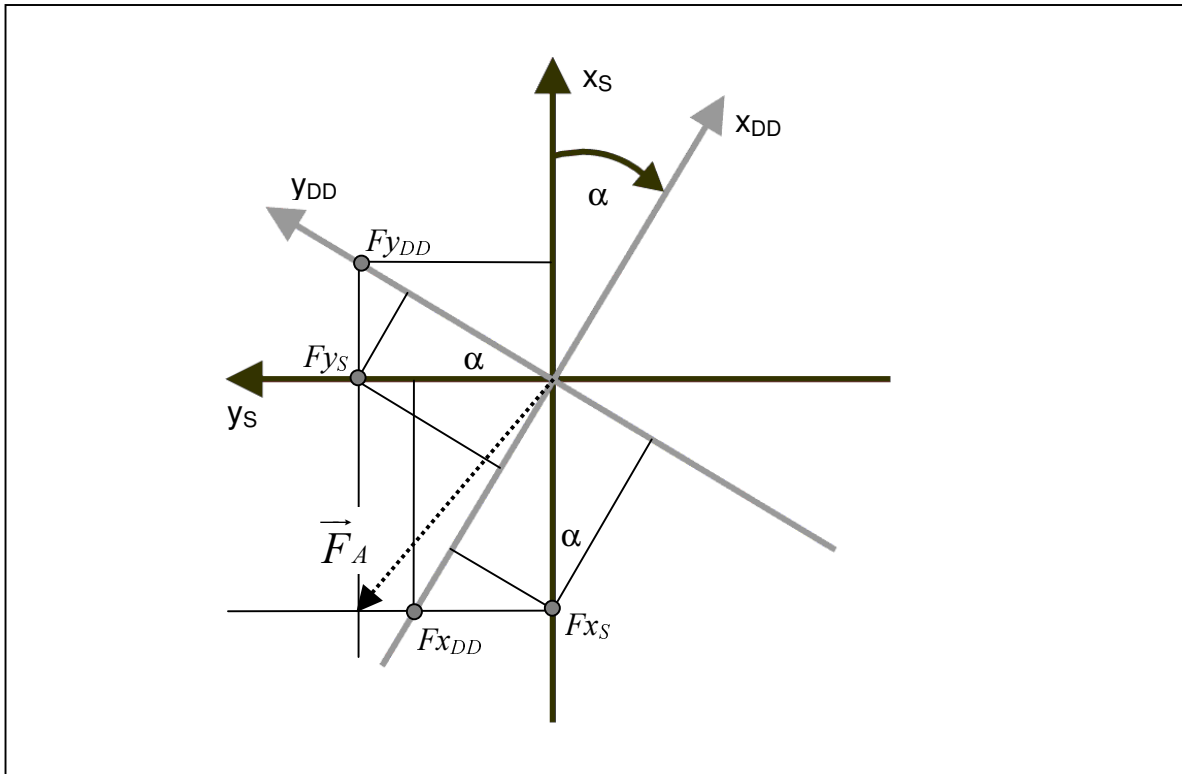


Abbildung 2.4-20:

Darstellung der Kraft \vec{F}_A aus dem Mess-Koordinatensystem (schwarz) im Koordinatensystem *Der Dortmunder* (grau) durch Drehung um den Winkel α

2.4.5 Überprüfung der Genauigkeit der Messsysteme

Da es sich bei den entwickelten Messsystemen um Neukonstruktionen handelt, für die kaum Abschätzungen der Genauigkeit möglich sind, wurden umfassende Test- und Kalibrierarbeiten durchgeführt. Unter anderem wurde die Linearität, die zeitliche Drift und die Wiederholgenauigkeit für die Gesamtsysteme ermittelt und so in die Berechnungsalgorithmen des Systems eingebunden, dass eine rekursive Kalibrierung möglich war. Für die drei Messsysteme zur „indirekten“ Erfassung von Aktionskräften gestalteten sich diese Vorgänge prinzipiell ähnlich. Daher wird im Weiteren exemplarisch das Vorgehen für das Messsystem „Bett“ dargestellt.

a) Zeitliche Drift

Die für die „indirekt“ messenden Systeme verwendeten piezokeramisch aufgebauten Kraftaufnehmer weisen im Vergleich zu piezoelektrischen Kraftaufnehmern eine erhöhte zeitliche Drift der von ihnen bei Krafteinwirkung abgegebenen elektrischen Spannung auf (vgl. Kapitel 2.1.3). In der Abbildung 2-46 ist exemplarisch der zeitliche Verlauf der von einem eingebauten Kraftaufnehmer abgegebenen Spannung bei einer Belastung von 270 N in vertikaler Richtung (z-Richtung) dargestellt. Die Spannung stieg innerhalb von vierzig Minuten von 2,3 V nahezu linear auf 2,4 V an (etwa 2,5 mV/min). Im entlasteten Zustand (ab $t = 40$ min) stieg die Spannung um etwa 4,5 mV pro Minute an. Die Spannungsdrift entspricht einer Kraftveränderung von etwa 0,3 N/min (belastet) und 0,5 N/min (entlastet). Da die Dauer der zu untersuchenden Patiententransfers deutlich unterhalb von einer Minute liegt, können die Effekte durch die zeitliche Drift der Kraftaufnehmerausgangsspannung als vernachlässigbar angesehen werden.

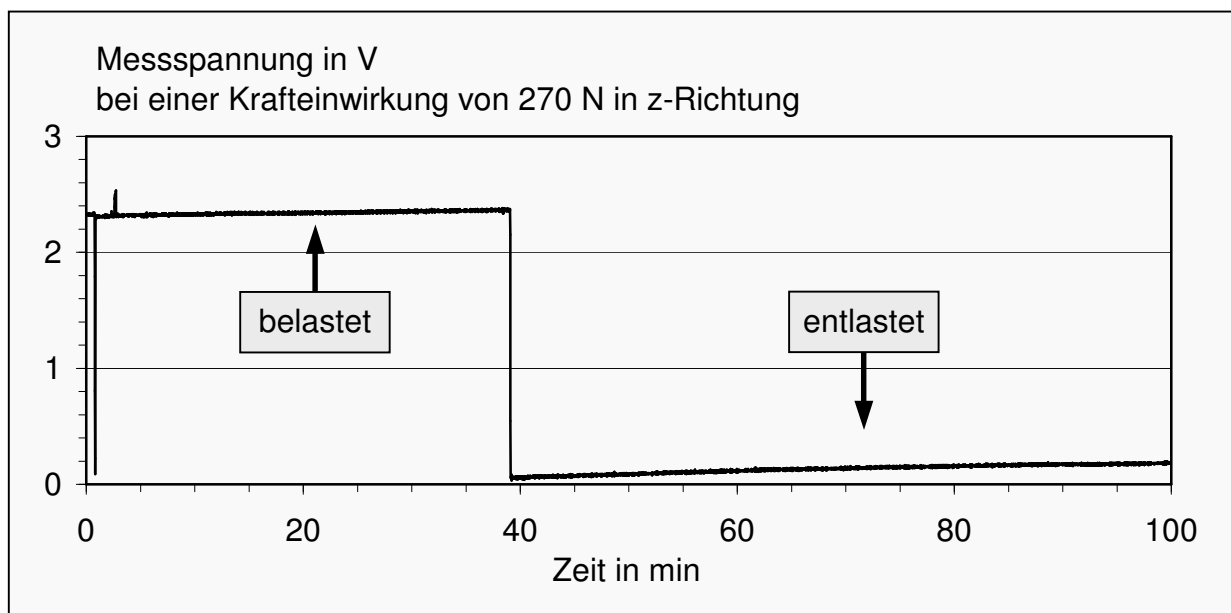


Abbildung 2-46:
Exemplarische Darstellung der zeitlichen Drift der Ausgangsspannung eines im Messbett eingebauten Kraftaufnehmers

b) Kalibrierung

Zur Kalibrierung der Messsysteme wurden Lastgewichte aus Scheibenlasten so zusammengestellt, dass das Gesamtlastgewicht zwischen 6 kg und 30 kg variiert werden konnte (genaue Gewichtsbestimmung mit Mettler ID1-Multirange, Auflösung 0,001 kg). Die Kraftaufnehmer wurden über die in Abbildung 2-47 dargestellten Hal-

tevorrichtungen gezielt mit Kräften in den drei Raumrichtungen beaufschlagt. Die horizontalen „Kalibrierkräfte“ (x-, y-Richtung) wurden mittels eines Zugseils über eine an einem höhenverstellbaren Ständer befestigte Umlenkrolle möglichst nahe an dem jeweiligen Kraftaufnehmer in den oberen Rahmen des Messbetts eingeleitet (s. Abbildung 2-47, rechtes Foto). In der vertikalen z-Richtung wurde die Kalibrierkraft über einen mit der Last verbundenen Hebelarm in den oberen Bettrahmen eingeleitet (s. Abbildung 2-47, linkes Foto). Die Position und Orientierung der Kalibrierkraft stimmte mit der vertikalen Messachse des jeweiligen Kraftaufnehmers überein, so dass diese unabhängig voneinander kalibriert werden konnten. Um eine möglichst punktförmige Einleitung der Kräfte ausschließlich in vertikaler Richtung zu gewährleisten, wurde die Auflage des Hebelarms als Spitze gestaltet.

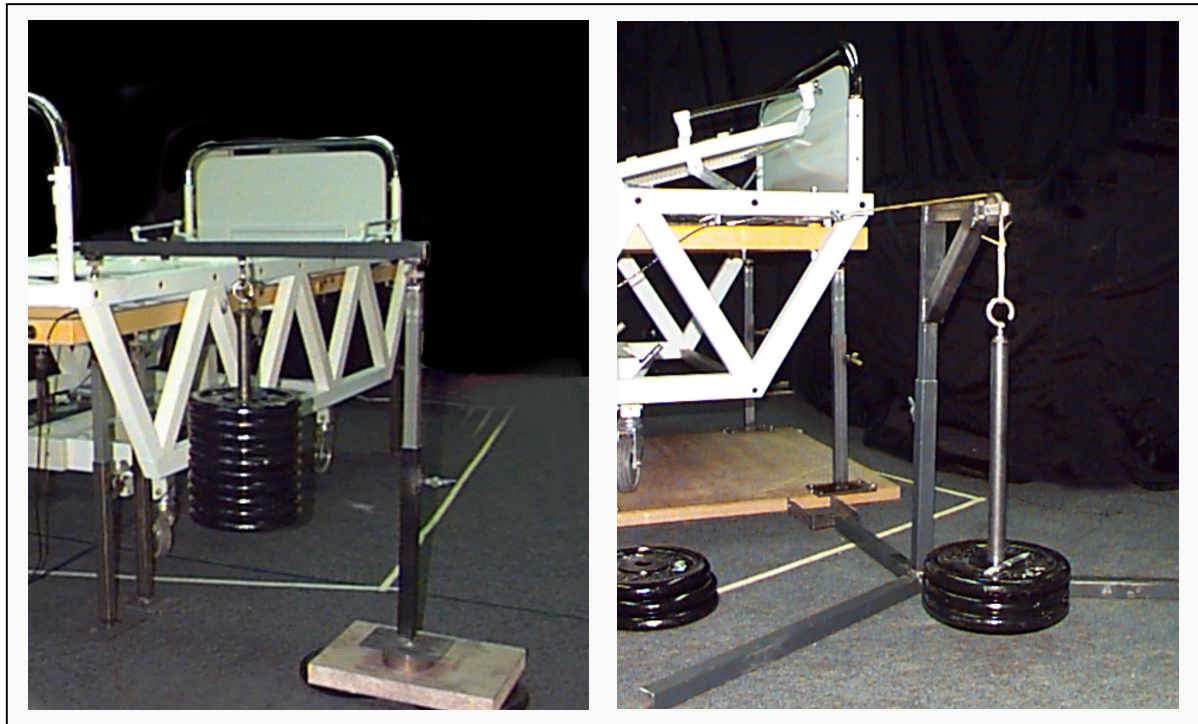


Abbildung 2-47:
Kalibrierung des Messsystems „Bett“ in vertikaler Richtung (linkes Foto) und in horizontaler Richtung (rechtes Foto)

In mehreren Messreihen wurden die Kraftaufnehmer jeweils mit Kräften in unterschiedlicher Höhe beaufschlagt. Mit Hilfe der dabei gemessenen Werte der Ausgangsspannung wurden Kalibrierungsgraphen erstellt, von denen in der Abbildung 2-48 für die Bettlängsrichtung (linkes Diagramm) sowie für die Bettquerrichtung (rechtes Diagramm) zwei Beispiele dargestellt sind. Die auch im eingebauten Zustand hohe Linearität der Kraftaufnehmer belegt das Bestimmtheitsmaß R^2 mit einem Wert

von jeweils größer als 0,99; die hier nicht dargestellten Werte für die übrigen Kraftaufnehmer wiesen eine ähnlich „gute“ Linearität auf. Aus den Geradengleichungen – in Abbildung 2-48 exemplarisch dargestellt – wurden acht Kalibrierungsfaktoren ermittelt und in die entsprechenden Algorithmen der Messdatenverarbeitung eingesetzt. Anhand von insgesamt je 10 Messdurchgängen wurden die Wiederholgenauigkeit der Systeme geprüft. Hierbei wurden durchgängig Werte ermittelt, die eine Abweichung von unter 5% aufwiesen. Bei Untersuchungen zum Übersprechen der einzelnen Kraftkomponenten wurden jeweils Werte unter 3% gemessen. Wurde beispielsweise eine vertikale Kraftkomponente F_z von 850 N auf das System ausgeübt, so zeigte sich ein Übersprechen auf F_x von 25 N (~2,5%) und auf F_y von 10 N (~1%).

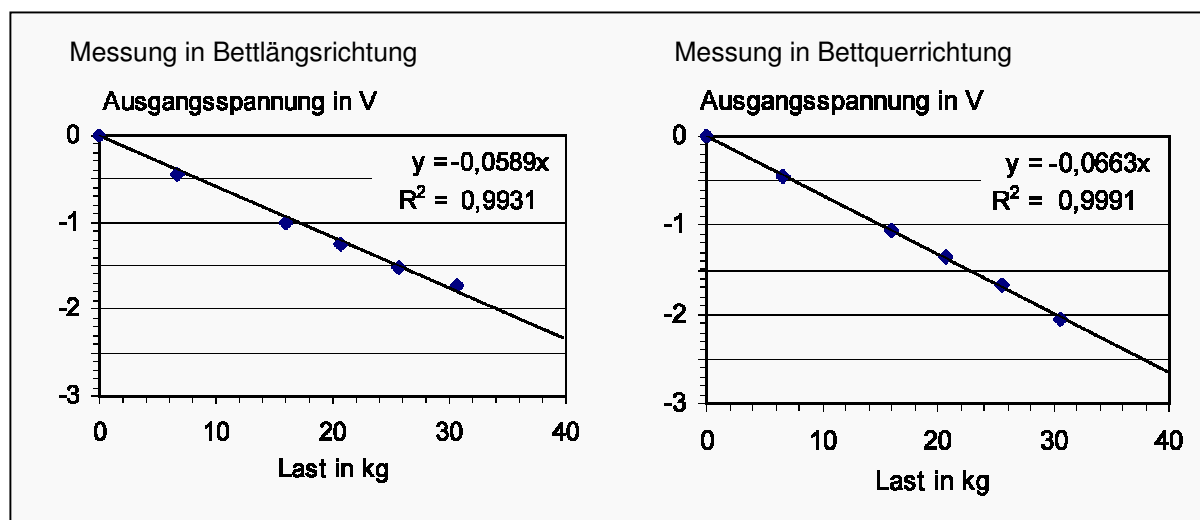


Abbildung 2-48: Darstellung der Überprüfung der Linearität der Messsysteme; linkes Diagramm: Ausgangsspannung der Kraftaufnehmer bei Belastung des Betts in Längsrichtung; rechts desgleichen in Querrichtung

Wie in Abbildung 2-48 exemplarisch dargestellt, können Kräfte mit dem System verhältnismäßig genau erhoben werden. Die Bestimmung des Kraftangriffspunkts erfolgt rechnerisch aus den gemessenen Kräften und aus den geometrischen Daten des Messbetts (s. Kapitel 2.4.2.2). In der Abbildung 2-49 sind 5 Messreihen mit je 11 Messrasterpunkten zur Überprüfung des Kraftangriffspunkts dargestellt. Mit Hilfe von Scheibengewichten wurde ein Patient simuliert (Gesamtgewicht 68 kg), dessen Schwerpunkt sich etwa in der Bettmitte befand. Auf die Messrasterpunkte wurde für den dargestellten Fall jeweils eine vertikale Kraft von 157 N aufgebracht. Die maximale Abweichung von Soll- zu Istwert betrug etwa 100 mm (maximal 91 mm, minimal 15 mm, Mittelwert 37 mm, Standardabweichung 16 mm). Bezogen auf die Strecke vom Nullpunkt zum weitest entfernten Messrasterpunkt (980 mm) lag die maxi-

male Abweichung damit bei etwa 10%. Die weniger präzise Bestimmung des Kraftangriffspunkts resultiert einerseits aus dem Überschneiden der wirkenden Kraftkomponente und andererseits aus einem nicht exakt ermittelbaren Abstand der Kraftangriffsebene zur Messebene (beispielweise durch eine nachgebende Betauflage).

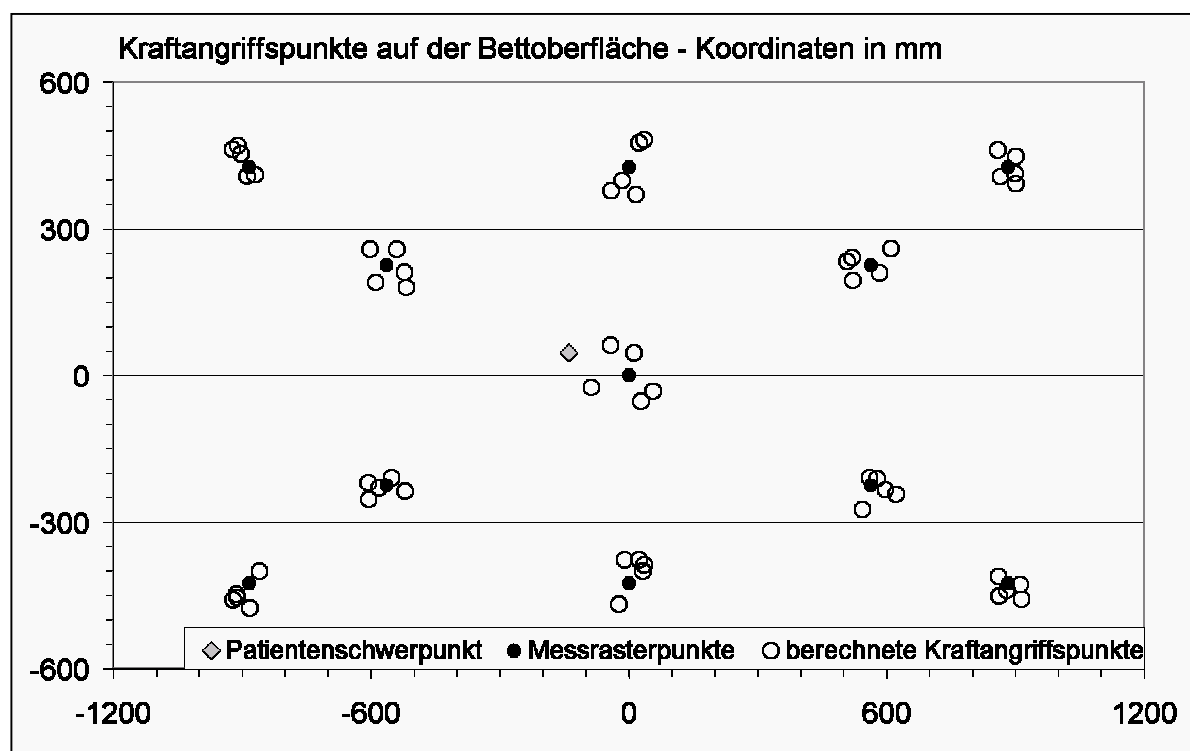


Abbildung 2-49:
Überprüfung des Kraftangriffspunkts – Messraster auf der Bettoberfläche aus 11 Messpunkten und Position der berechneten Kraftangriffspunkte (5 Messreihen)

Vor jedem Messtermin wurde die Genauigkeit des Messsystems mit einem – gegenüber der oben beschriebenen Kalibrierung – vereinfachten Verfahren geprüft und bei Bedarf eine Justierung durchgeführt.

2.4.6 Verarbeitung und Aufbereitung der Messsignale

Von den Kraftaufnehmern werden zu den auf sie wirkenden Kräften proportionale Spannungssignale abgegeben. Bei der hohen Anzahl von bis 42 zeitsynchron zu verarbeitenden Signalen (12* Messbett, 6* Abstützleiste, 24* Kraftmessplattformen) würde der Einsatz einer konventionellen Gerätekombination, wie sie für die Analyse des Lastentransportes mit der Schubkarre und der Schaufel eingesetzt worden ist (s. Kapitel 2.4), zu einem unverhältnismäßig hohen Aufwand führen. Aufgrund dessen wurde die hardwareseitige Signalverarbeitung über eine Steuereinheit, einen Ana-

log/Digital-Wandler (A/D-Wandler) und einen Personalcomputer (PC) realisiert. Ein A/D-Wandler setzt analoge Eingangssignale in digitale Daten um, die dann weiterverarbeitet und gespeichert werden können. Die digitalisierten Daten wurden mit einer Messwertverarbeitungssoftware in Echtzeit verarbeitet und gespeichert. Aus den so gesicherten Daten wurden mit einer eigens entwickelten Software der zeitliche Verlauf der Aktionskräfte berechnet. Diese Daten wurden mit Hilfe von Konvertierungsprogrammen in ein kompatibles Format überführt, um so eine nachfolgende Berechnung der Wirbelsäulenbelastung mit dem biomechanischen Modell *Der Dortmund* durchzuführen. Zur Veranschaulichung wird der komplette Messaufbau zur Erfassung von Aktionskräften bei Pflögetätigkeiten im folgenden Kapitel anhand eines Flussdiagramms (Signallaufplan) beschrieben.

2.4.6.1 Signallaufplan der Messsysteme

Der „Weg“ der Messsignale der Systeme „Bett“, „Stuhl“ und „Boden“ ist in dem Flussdiagramm in Abbildung 2-50 dargestellt. Da die Messsysteme „Bett“ und „Boden“ nicht gleichzeitig eingesetzt wurden, werden die beiden Kraftmessplattformen für beide Systeme genutzt und sind daher in der Abbildung nur einmal beschrieben. In jeden Kraftaufnehmer ist ein Ladungsverstärker (V) integriert, der die von den Sensoren abgegebenen Ladungen in analoge elektrische Spannungen (U_1 bis U_{42}) umsetzt. Die Kraftaufnehmer im Messbett werden mit KB_1 bis KB_4 , die Kraftaufnehmer an der Abstützleiste mit KA_1 und KA_2 bezeichnet. Die jeweils in den beiden Kraftmessplattformen eingebauten vier Messaufnehmer sind intern bereits verschaltet und werden daher zusammengefasst mit KK_1 und KK_2 benannt. Die 6 Kraftaufnehmer im Messbett registrieren jeweils 3 Kraftrichtungen, so dass 18 analoge Messsignale (U_1 bis U_{18}) in die Steuereinheit 1 geführt werden. Die Kraftmessplattformen KK_1 und KK_2 geben je 8 Signale an die Steuereinheiten 2 bzw. 3 ab (U_{19} bis U_{26} bzw. U_{27} bis U_{34}). Die für das Messsystem „Stuhl“ verwendete Kraftmessplattform wird mit KS bezeichnet. Sie liefert ebenfalls 8 analoge Messsignale an die Steuereinheit 4 (U_{35} bis U_{42}).

Die Steuereinheiten werden für die Spannungsversorgung, den Nullpunktgleich und die Bereichswahl der Kraftaufnehmer benötigt. Die insgesamt 42 Signale werden so vorverarbeitet von den Steuereinheiten in einen A/D-Wandler geführt und damit in ein digitales Format umgesetzt. Der mit dem Wandler gekoppelte PC be-

rechnet mit Hilfe einer für das Messsystem eigens entwickelten Software den Betrag, Richtung und Ortsvektor der von einer Pflegeperson ausgeübten Kräfte.

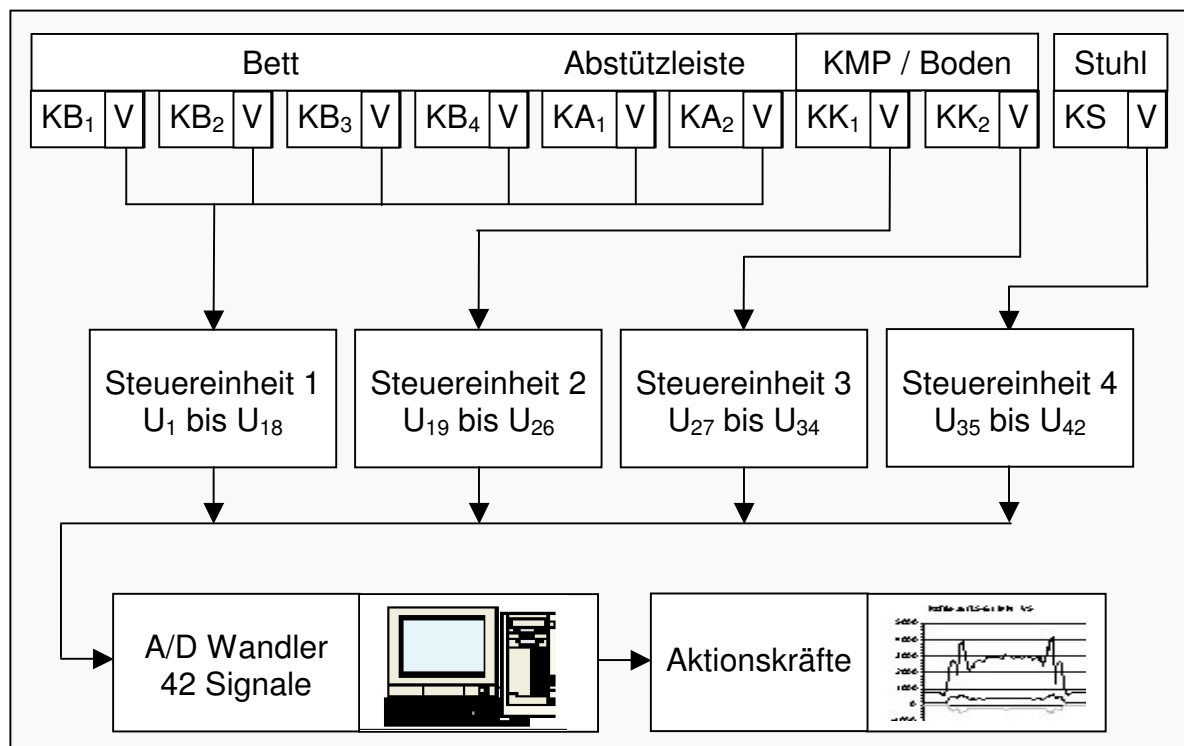


Abbildung 2-50: Signallaufplan der für die Untersuchungen im Bereich „Pflege“ verwendeten Messsysteme „Bett“, „Boden“ und „Stuhl“

2.4.6.2 Steuereinheiten

Die für die Messsystem „Bett“ und „Boden“ eigens entwickelten Steuereinheiten beinhalten die Spannungsversorgung der in den einzelnen Kraftsensoren und den Kraftmessplattformen integrierten Ladungsverstärker (s. Abbildung 2-51). Ebenfalls enthalten ist die Bereichsumschaltung sowie die Funktion Nullabgleich, mit der die Kraftaufnehmer in einen definierten Ausgangszustand versetzt werden können. Für die Messungen mit dem Messstuhl wurde auf eine bereits vorhandene an die verwendete Kraftmessplattform angepasste Steuereinheit zurückgegriffen (s. Abbildung 2-52). Für das System „Bett“ wurden insgesamt acht Module benötigt, die auf drei Einheiten verteilt wurden, um die beiden Kraftmessplattformen und das Messbett jeweils unabhängig voneinander betreiben zu können. Die Anzahl der Module ergibt sich aus der Anzahl der Kraftaufnehmer des Messbetts (KB₁ bis KB₄, KA₁ und KA₂) sowie der beiden Kraftmessplattformen (KK₁ und KK₂).

In der Abbildung 2-51 ist oben die Steuereinheit für das Messbett mit 6 * 3 Signal-
ausgängen und sechs dreifach belegten Eingängen dargestellt. Im Foto links unten
ist die Vorderansicht und rechts unten die Rückansicht der beiden Einheiten für die
Kraftmessplattformen, die wahlweise für den Versuchsaufbau „Boden“ oder „Bett“
eingesetzt werden können, zu sehen.

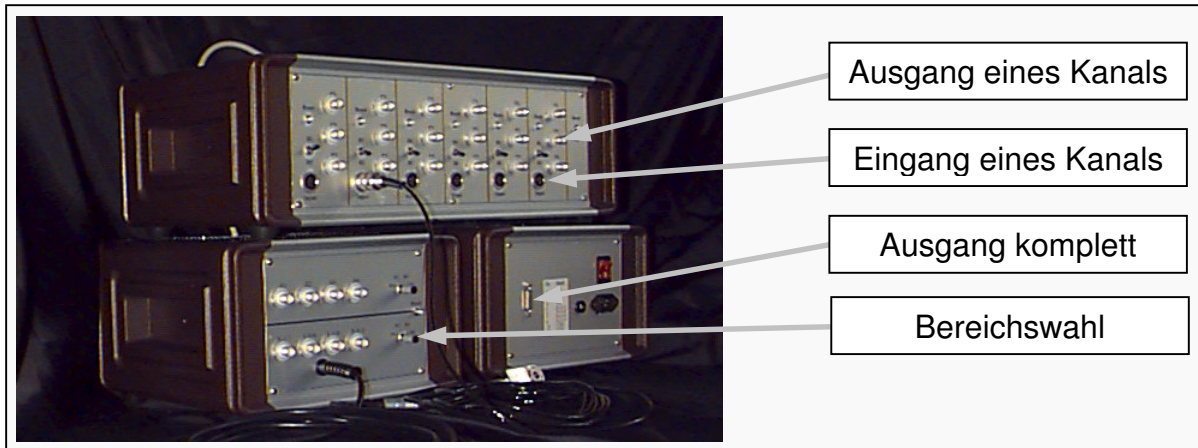


Abbildung 2-51:
Steuereinheiten 1 bis 3 für die Messsysteme „Bett“ und „Boden“ mit Ein- und Ausgängen sowie Null-
abgleich und Bereichsumschaltung

Für das Messsystem „Stuhl“ sind in der Abbildung 2-52 die Steuereinheit (rechts),
verbunden mit einem Oszilloskop (oben links) und einem Datenschreiber (unten
links), dargestellt. Die von der Steuereinheit aufbereiteten Signale der Kraftmess-
plattform wurden ebenfalls in den im Folgenden beschriebenen A/D-Wandler ge-
führt.

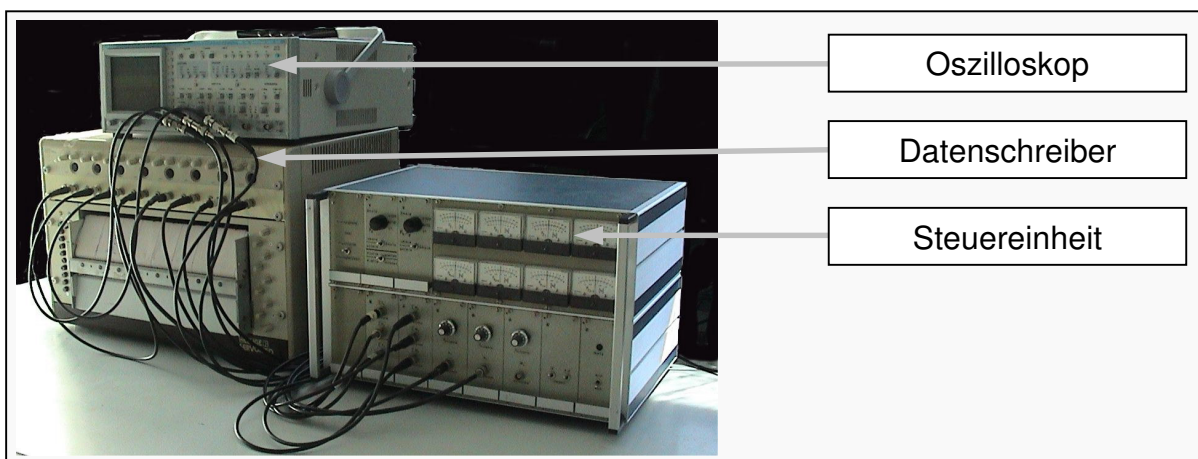


Abbildung 2-52:
Steuereinheit für den Messstuhl (rechts) und Datenschreiber (unten links) sowie Oszilloskop (oben
links)

2.4.6.3 Digitalisierung der Signale

Für die hardwareseitige Signalumwandlung der bis zu 42 zeitsynchron zu verarbeitenden Signale wurde ein Aufbau aus A/D-Wandler und PC verwendet. Die in Tabelle 2-2 beschriebene PC-Einsteckkarte Data Translation DT3003-PGL verfügt über 64 analoge Eingänge und acht digitale Ein- und Ausgänge für Steuerungsaufgaben. Die analogen Eingangssignale werden mit einer vom Verstärkungsgrad (Verstärkung = 1 bis 500) abhängenden Genauigkeit von 0,03% bis 0,1% in einer Auflösung von 12 Bit digitalisiert.

Tabelle 2-2:

Auszug aus den technischen Daten der A/D-Wandlerkarte Data Translation DT3003-PGL (FSR = full-scale range, Vollausschlag)

Kanäle:	64 single ended / 32 differential				
Auflösung:	12 Bit				
Verstärkung:	1	10	100	500	
Eingangsbereich:	± 10	± 1	$\pm 0,1$	$\pm 0,02$	V
Abtastrate (maximal):	100	100	10	2,5	kHz
Genauigkeit (330 kHz):	0,03	0,04	0,05	0,10	%
Linearität (FSR):	0,03				%

Die digitalisierten Daten wurden auf dem PC dem Programmpaket DIADEM® V.7.0 (GfS Systemtechnik, Aachen) während der Versuchsdurchführung in Echtzeit vorbearbeitet. Durch entsprechende Programmierung der Software wurden Maßnahmen wie automatischer Nullpunkt-Abgleich, Messrate, Bereichsumschaltung, Kalibrierung, Wahl von Darstellungsform sowie erste Umrechnungen realisiert. Die so gewandelten Daten wurden in Form von Datenkanälen mit den zugehörigen Eigenschaften in Dateien abgelegt. Die Software erlaubt weiterhin eine graphische Beschreibung der Messaufgabe mit verschiedenen Anzeige- und Eingabeinstrumenten. Aus den gespeicherten Daten wurden mit Hilfe der in Kap 2.4.2 entwickelten Algorithmen durch eine eigens erstellte Tabellenkalkulationssoftware die zeitlichen Verläufe der Aktionskräfte teilautomatisiert ermittelt. Für die nachfolgende Berechnung von Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung mit dem biomechanischen Modell *Der Dortmunder* wurden die Daten mit Hilfe von Konvertierungsprogrammen in ein kompatibles Format überführt.

3 Ermittlung der Körperteilposition und -bewegung

Zur Bestimmung von Wirbelsäulenbelastungen mit Hilfe von biomechanischen Modellrechnungen werden im Wesentlichen zwei Eingangsgrößen benötigt: zum einen die von der Person ausgeübten Kräfte und zum anderen deren Körperhaltung. Da die Körperhaltung in der Regel zeitvariant ist, muss sie mit einer geeigneten Abtastrate bestimmt werden können. Für die Körperteilpositions- und -bewegungserfassung können prinzipiell drei Systeme mit unterschiedlichen Vorgehensweisen und Anwendungsmöglichkeiten unterschieden werden:

- Videoanalysesysteme
- Winkelmesssysteme
- Bewegungsanalysesysteme

Eine häufig angewendete Möglichkeit der Erfassung von Körperhaltungen stellt die *Videoanalyse* dar. Bei dieser Methode werden die Bewegungen der zu analysierenden Personen bei der Ausführung der Tätigkeit mit Hilfe von Videoaufnahmen dokumentiert. Diese Videodokumentation sollte aus mehreren Perspektiven (mindestens zwei) und zur späteren Darstellung zeitlich synchronisierbar erstellt werden. Zur Beschreibung der Körperhaltung wird aus den Videoaufnahmen die Position und Orientierung der einzelnen Körperteile nachträglich analysiert. Die Körperhaltungen können so beispielsweise nach entsprechenden Verfahren kategorisiert (Jäger et al. 1999b, 2001a) Winkelangaben der einzelnen Körpersegmente dokumentiert und in einem für die elektronische Datenverarbeitung geeigneten Format gespeichert werden. Die so ermittelten Körperhaltungsdaten sind dann als Eingabedaten für biomechanische Modellrechnungen nutzbar. Vorteile dieser Vorgehensweise sind die verhältnismäßig niedrigen Kosten, die geringe Störanfälligkeit und die unkomplizierte Anwendung auch bei Felduntersuchungen. Nachteilig ist der sehr hohe zeitliche Aufwand für eine nachträgliche Umsetzung der Videoaufnahmen in eine computergestützte Abbildung der Körperhaltung. Weiterhin hängt die Exaktheit dieses (nicht messtechnisch gestützten) Verfahrens von der Erfahrung des analysierenden Mitarbeiters ab. Untersuchungen haben allerdings gezeigt, dass diese Vorgehensweise durchaus zu für die biomechanische Modellrechnungen gut geeigneten Ergebnissen führen kann (Jordan et al. 1998a).

Eine Möglichkeit zur messtechnischen Erfassung von Körperhaltungen stellen *Winkelmesssysteme* dar. Im Allgemeinen sind diese Systeme aus einzelnen Messwert-

gebern aufgebaut, die von der zu beobachtenden Person am Körper getragen werden und die in der Regel Daten über die relative Winkelstellung bzw. -änderung benachbarter Körperteile erfassen (z.B. Ellegast 1998). Die Messsysteme unterscheiden sich in der Regel durch ihre Komplexität, d.h. durch die Anzahl der erfassten Körpersegmente. Ein System, das alle hinsichtlich der Aufgabenstellung dieser Arbeit benötigten Anforderungen erfüllt, ist noch nicht bekannt geworden. Ein Nachteil derartiger Systeme besteht weiterhin darin, dass sie in der Regel nicht rückwirkungsfrei sind. Die Person trägt in der Regel mehrere Messsensoren, die zu untersuchende Gelenke überspannen und somit die Bewegungsmöglichkeiten deutlich einschränken können (beispielsweise ein Unterschieben des Hand-Arm-Bereichs unter einen liegenden Patienten). Aufgrund der beschriebenen Einschränkungen schien ein Einsatz dieses Systemprinzips für die hier vorliegenden Anwendungsfälle nicht sinnvoll.

Bewegungsanalysesysteme ermitteln die erforderlichen Körperhaltungsdaten durch die Positionsbestimmung von Referenzmarkierungen. Dazu werden diese sogenannten Marker an solchen Stellen der zu beobachtenden Person angebracht (beispielsweise in der Nähe der Gelenke), durch die die Körperhaltung „definiert“ wird. Die Position der Marker kann von entsprechenden Empfängern registriert und ausgewertet werden. Bei diesen Signalquellen handelt es sich je nach verwendetem Messsystem beispielsweise um passive Infrarot-Reflektoren oder aktive „Sender“, die Ultraschall oder Infrarotlicht emittieren. Ein wesentlicher Vorteil solcher Systeme liegt in einer hohen Genauigkeit, mit der Körperteilpositionen und -bewegungen und – mit Einschränkungen – auch die Beschleunigungen eines Markers und somit auch von Körperteilen ermittelt werden können. Nachteilig ist, dass diese Systeme auf Grund von hohen Anforderungen an den mechanischen Aufbau des Messplatzes und möglicher Störeinflüsse (beispielsweise Licht) nur sehr eingeschränkt in Felduntersuchungen eingesetzt werden können.

3.1 Messsystem MacReflex

3.1.1 Beschreibung

Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Körperhaltungsanalysen wurde die Einsatzmöglichkeit von zwei verschiedenen optischen Bewegungsanalysesystemen – MacReflex der Firma Qualisys und OPTOTRAK der Firma Northern Digital – ge-

prüft (Jordan et al. 2002, 2003). Beide Systeme arbeiteten mit Infrarot-Signalen: Das System MacReflex wertet Signale aus, die von halbkugelförmigen „passiven“ Markern reflektiert werden. Als Signalgeber dienen Infrarot-Lichtquellen in der Nähe der die reflektierten Signale empfangenden Infrarot-Kameras. Zur Positionsverfolgung von einem oder mehreren Markern im Raum werden die Signale von zwei Videoprozessoren verarbeitet; anschließend werden über einen Computer mit der entsprechenden Software die räumlichen Marker-Koordinaten berechnet (s. Abbildung 3-1). Zur Erfassung von räumlichen Koordinaten ist ein aus mindestens zwei Einheiten bestehendes System erforderlich. Für den Einsatz der zu untersuchenden Fragestellungen wurde zunächst die Verwendbarkeit des Systems geprüft. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden im Folgenden auszugsweise dargestellt.



Abbildung 3-1:
Optoelektronisches Positionserfassungssystem zur dreidimensionalen Analyse von Körperhaltungen und -bewegungen MacReflex. Links und rechts: Infrarot-Kameras mit integrierten IR-Lichtquellen, mitte-links: Kontrollmonitor, mitte-rechts: Signalprozessoreinheiten, Ausschnitt links: Positionsmarker am Kalibrierungsgestell

3.1.2 Prüfung der Anwendung des Systems MacReflex

Neben grundlegenden Überprüfungen, wie beispielsweise Reichweite und Messgenauigkeit, wurde zur Überprüfung der Eignung des Messsystems eine mit IR-Markern ausgestattete Modellpuppe aus liegender Position im Bett an die Bettkante bewegt. Dabei sollte der Abstand von an der manipulierenden Person befestigten Positionsmarkern zum Ursprung eines festen Koordinatensystems ermittelt werden. In der Versuchsmessung wurden drei Marker verwendet (s. Abbildung 3-2). Der ers-

te Marker wurde an der Außenfläche der linken Hand, der zweite links-seitlich an der Hüfte und der dritte an der linken Schulter befestigt. Mit Hilfe dieser Anordnung war es möglich, die Position der Rumpflängsachse und den Abstand der linken Hand zu dieser Achse grob zu bestimmen. Die drei Fotos zeigen die Perspektive einer IR-Kamera.

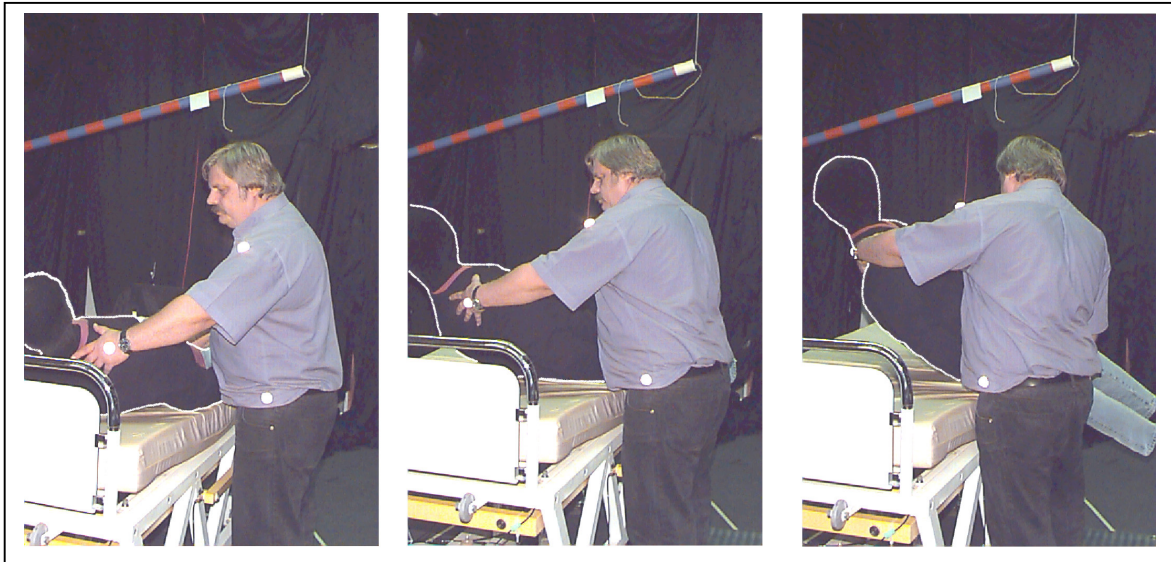


Abbildung 3-2:
Körperhaltungen bei der Tätigkeit „Messpuppe aufrichten und an den Bettrand setzen“

In der folgenden Abbildung 3-3 sind die zeitlichen Verläufe der Koordinaten der Marker an Hand (oberes Diagramm) und Hüfte (unteres Diagramm), bezogen auf den Ursprung des Kalibrierungssystems, über den Messzeitraum von 10 Sekunden dargestellt. Bei den Koordinatenverläufen für die Hand findet man für alle drei Koordinaten mehrfach Unterbrechungen in den Graphen. Dies ist auf die zeitweise „abgerissene“ Erfassung des entsprechenden Markers zurückzuführen. Einen ähnlichen Datenausfall findet man für den Marker an der Hüfte. Richtet der Proband die Messpuppe zum Bettrand auf (rechtes Foto in Abbildung 3-2), verdreht sie ihren Oberkörper deutlich nach rechts, so dass die Marker an Hand und Hüfte nur noch zeitweise von den Kameras erfasst werden und Unterbrechungen in den Koordinatenzeitverläufen auftreten.

An dieser Problematik erkennt man Grenzen der Einsetzbarkeit des hier untersuchten Messsystems. Bei der Handhabung von Lasten oder Personen kann es zu vollständigen Verdeckungen von Markern kommen, so dass die Koordinatenerfassung unterbrochen wird. Auch eine teilweise Verdeckung der Marker, wie in Abbildung 3-2

(rechtes Foto) an der Hand zu sehen, kann dazu führen dazu, dass die von den Markern ausgehenden Reflexionen für das Kamerasystem zu schwach sind und es so zu Messausfällen kommt. Ebenso kann es durch Fremdlicht oder Reflexionen an Gegenständen zu Störungen bei den Messungen kommen. Sind die Messausfälle

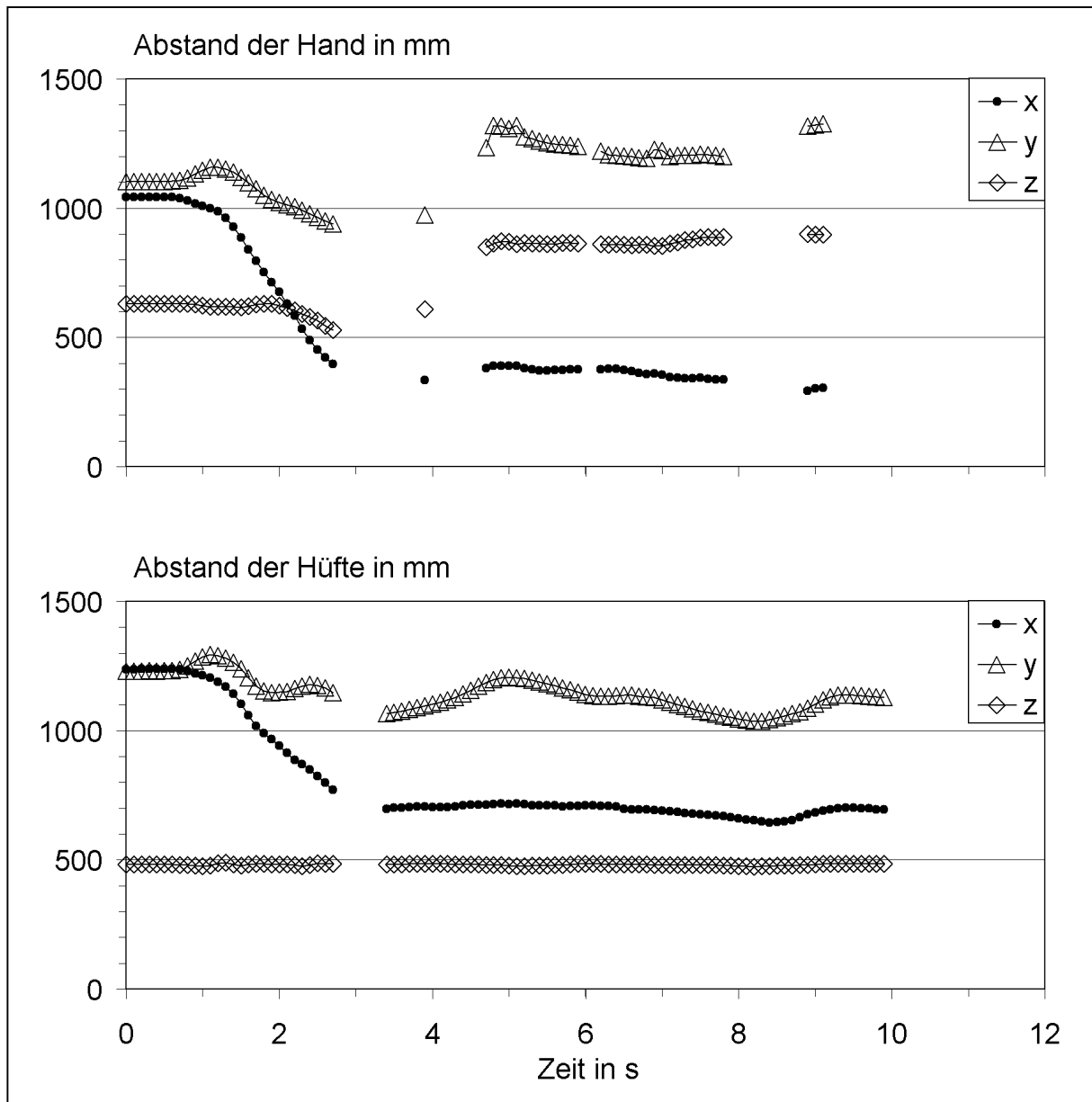


Abbildung 3-3:
Koordinatenverlauf der Marker (System MacReflex) an Hand und Hüfte bei der Tätigkeit „Messpuppe aufrichten und auf den Bettrand setzen“ – Angabe der Koordinaten in mm als Abstand zum Koordinatenursprung

nur geringer Dauer, so ist es über eine manuelle Nachbearbeitung möglich, auf den Gesamtverlauf der Markerkoordinaten zu schließen. Weiterhin hat es sich als besonders problematisch erwiesen, dass nach einem Messausfall infolge einer Verdeckung von Markern eine falsche Zuordnung der Marker zu den jeweiligen Körperpo-

sitionen erfolgen kann, da das Messsystem die Identifizierung der einzelnen Marker nicht mehr ordnungsgemäß vornimmt. Bei längeren Ausfällen ist es notwendig, die Messung zu wiederholen, oder in den Fällen, in denen bei den durchgeführten Tätigkeiten Verdeckungen der Marker unvermeidbar sind, eine andere Lösung für die Bestimmung der Körperhaltung zu finden. Diese Probleme nehmen zu, je weiter die Marker von den Infrarotkameras entfernt sind.

Zusammenfassend lassen die durchgeführten Testmessungen den Schluss zu, dass das System MacReflex aufgrund der oben erläuterten Probleme lediglich bei der Verwendung kleinerer Messvolumen, beispielsweise bei der Analyse von Handbewegungen, sinnvoll einsetzbar ist. Für die räumliche Registrierung von Markern im Zusammenhang einer Ganzkörperbewegung von Personen erscheint das System weniger geeignet. Daher wurde ein weiteres System zur automatischen Erfassung der Körperhaltung untersucht.

3.2 Messsystem OPTOTRAK

3.2.1 Beschreibung

Im Gegensatz zu dem System MacReflex, das mit reflektierenden Markern arbeitet, verfügt das System OPTOTRAK 3020 über aktive Marker, d.h. kleine Infrarot-Leuchtdioden, die nacheinander kurzzeitig aktiviert werden können. In der Abbildung 3-4 sind die wesentlichen Komponenten des OPTOTRAK-Systems dargestellt.

Eine Hauptkomponente des Systems zur Erfassung der von den Leuchtdiodenmarkern ausgehenden optischen Signale ist der „Positionssensor“; er ermöglicht es, jeden einzelnen Marker zu identifizieren, dessen Position im Raum zu bestimmen und zu verfolgen. Der Positionssensor besteht aus drei Infrarotkameras, die in einem festen Abstand und einem festen Winkel zueinander in einem Gehäuse eingebaut sind. Vorteil dieses festen Einbaus ist die Möglichkeit, das vom Hersteller kalibrierte System ohne weitere Einstellungen durch den Anwender einzusetzen. Zur Bestimmung der Position eines Punktes im Raum wären zwei Kameras ausreichend, die dritte eingebaute Kamera dient zur Erhöhung der Genauigkeit des Systems. Die Signale der Infrarotkameras gelangen über eine Kabelverbindung in die Kontrolleinheit. Zur weiteren Datenverarbeitung und -speicherung dient eine Schnittstelle, die als PC-Einsteckkarte realisiert ist. Die Kontrolleinheit erzeugt weiterhin die Signale für die Marker und sendet sie mit Hilfe des Datensenders an den Datenempfänger,

der vom Probanden am Körper getragen wird. Der Empfänger ist mit der Signalkaskadierung (Parallelisierung des seriellen Datenstroms) verbunden, an die mehrere Infrarotmarker angeschlossen werden können. Die Steuerung und die Energieversorgung der Infrarotmarker kann alternativ über eine Kabelanbindung zwischen dem Probanden und dem Messsystem erfolgen. Die elektrische Energie für die Versorgung des kabellosen Datenempfängers und für die Aktivierung der Leuchtdioden stammt bei der in Abbildung 3-4 dargestellten Gerätekonfiguration aus einer Akkumulatorenbatterie, die am Körper des Probanden befestigt werden kann.

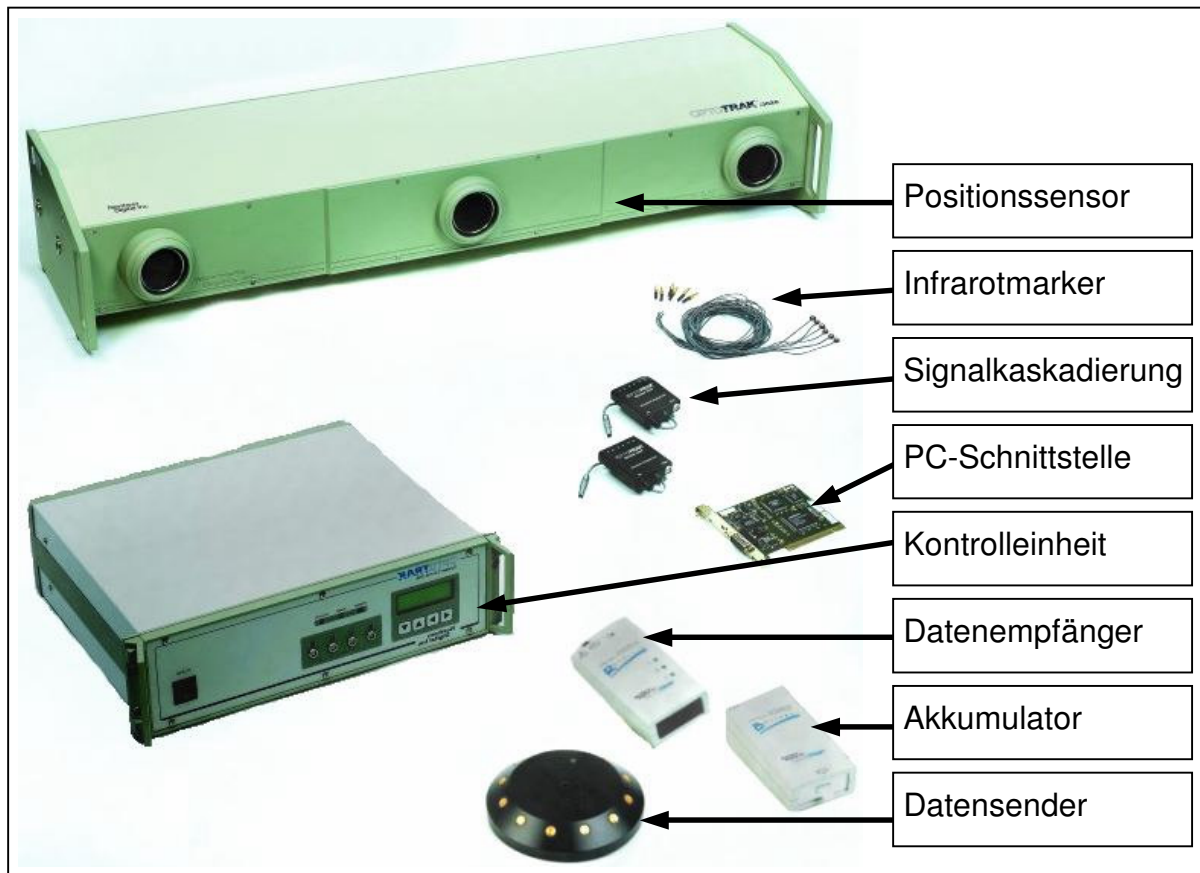


Abbildung 3-4:
Komponenten des optoelektronischen Positionserfassungssystems zur automatischen Erfassung von Körperhaltungen und -bewegungen (nach OPTOTRAK)

3.2.2 Prüfung der Anwendung des Systems OPTOTRAK

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit der eingesetzten Marker innerhalb des Messraums wurden in Vorversuchen systematische Messungen durchgeführt. Auf die Ergebnisse dieser Messungen soll hier exemplarisch eingegangen werden. In der folgenden Tabelle 3-1 sind die erhobenen Daten für zwei Sensoren, die – befestigt auf einer Schiene mit festem Abstand zueinander – im Messraum bewegt wurden, dar-

gestellt. Die Schiene wurde dabei sowohl parallel als auch in einem Winkel von etwa 45 Grad zum Positionssensor bewegt. Der Abstand der Marker sollte zu jedem Zeitpunkt der Messung etwa 0,2 m betragen (genauer Wert 202 mm). In der Tabelle 3-1 sind der Mittelwert und die Standardabweichung für jeweils 100 Messzeitpunkte dargestellt. Die Werte zeigen eine Messgenauigkeit des Systems in einem Bereich von Zehntel-Millimetern.

Tabelle 3-1:
Ergebnisse der Überprüfung der Messgenauigkeit – Werte in mm; Sollwert = 202,0 mm

	Messbedingung	
	parallel	45 Grad
Mittelwert	201,98	201,88
Standardabweichung	0,06	0,11

Die praktische Anwendbarkeit wurde – wie in Kapitel 3.1 beschrieben – anhand einer simulierten Pflgetätigkeit geprüft. Auch hier sollte der Abstand der Modellpuppe zum Körper, also der Abstand des Lastangriffspunkts zur Körperlängsachse, eine für die später durchzuführenden biomechanischen Berechnungen wichtige Größe, ermittelt werden. In der Versuchsmessung wurden drei Infrarotmarker an der Versuchsperson befestigt. Der erste wurde seitlich an der linken Schulter der beobachteten Person angebracht, der zweite an der Außenfläche der linken Hand und der dritte links-seitlich an der Hüfte. In Abbildung 3-5 sind die Zeitverläufe der Koordinaten von zwei Markern während der Durchführung der Tätigkeit „Aufrichten einer Puppe im Bett mit anschließendem Platzieren an der Bettkante“ dargestellt. Das obere Diagramm zeigt den zeitlichen Verlauf der Koordinate des Markers an der Hand und das untere den des an der Hüfte angebrachten Markers. Dargestellt ist der Abstand der einzelnen Komponenten vom Ursprung eines Koordinatensystems im Zentrum des Positionssensors (s. Abbildung 3-5). Unterbrechungen im Verlauf der Koordinaten durch Verdeckungen der Marker oder durch störende Reflexionen traten bei den mit OPTOTRAK durchgeführten Messungen seltener auf als bei den Untersuchungen mit dem System MacReflex. Bei dem in Abbildung 3-5 dargestellten Beispiel einer Messung wurden Ausfälle lediglich für den an der Hand angebrachten Marker registriert, als dieser sich unterhalb der Messpuppe befand. Gegenüber dem MacReflex-System besteht ein weiterer Vorteil darin, dass auch nach der Verde-

ckung eines oder mehrerer Marker keine falsche Zuordnung von Markern auftritt. Diese Zuordnung ist beim OPTOTRAK-System in jedem Fall eindeutig, da die einzelnen Marker von der Kontrolleinheit nur zeitweise aktiviert werden und der Zeitpunkt der Aktivierung für jeden einzelnen Marker bekannt ist.

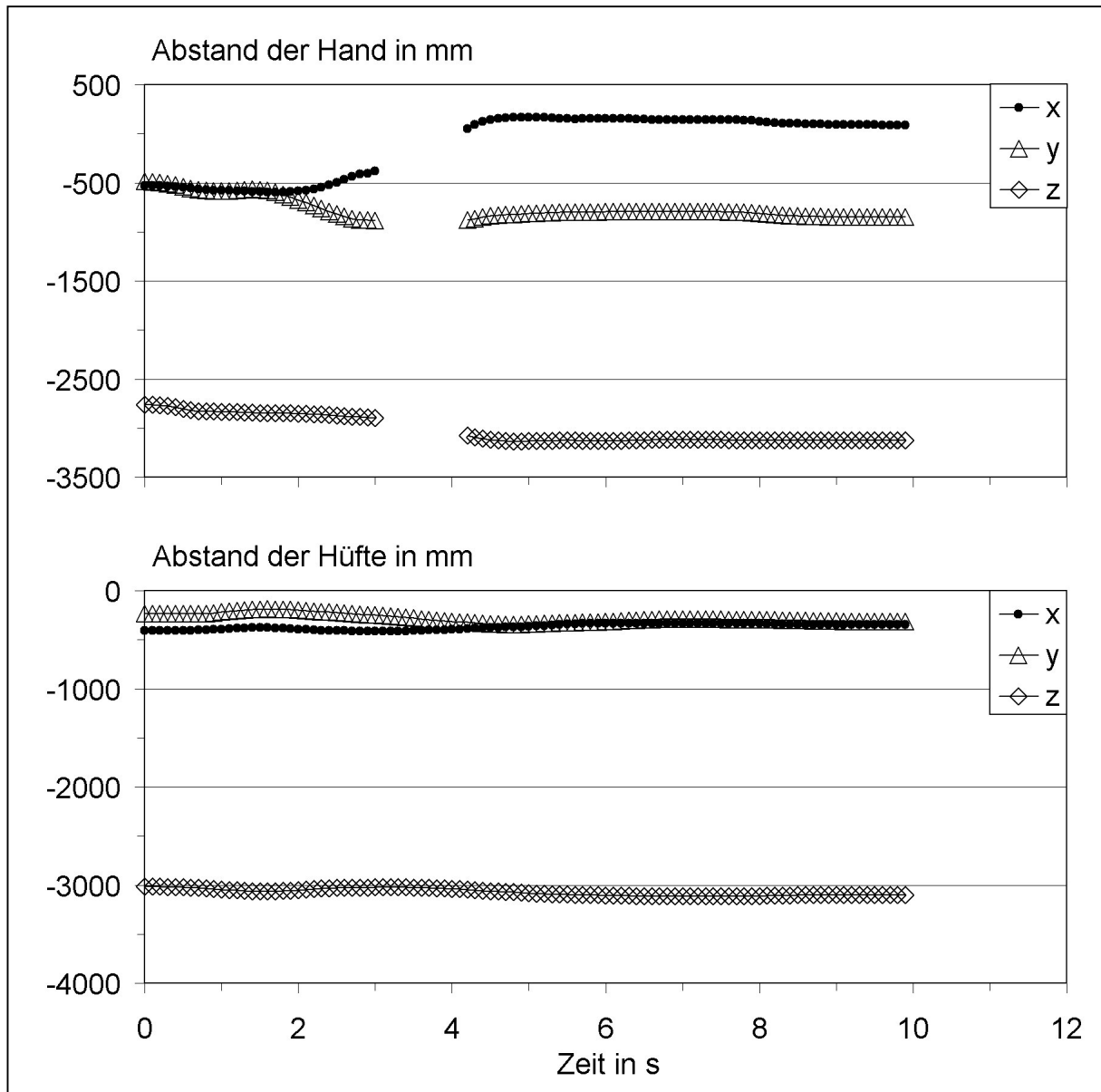


Abbildung 3-5: Koordinatenverlauf der Marker (System OPTOTRAK) an Hand und Hüfte bei der Tätigkeit „Messpuppe aufrichten und auf den Betrand setzen“ – Angabe der Koordinaten in mm als Abstand zum Koordinatenursprung

Bei der Analyse von Körperbewegungen mit Positionserfassungssystemen wirkt sich nachteilig aus, dass die an der zu untersuchenden Person befestigten Marker nicht direkt in den Gelenkpunkten, sondern an der Körperoberfläche in der Nähe des jeweiligen Gelenks angebracht werden können. Weiterhin kann sich die Position der

Marker durch Hautverschiebungen ändern. Über einen längeren Zeitraum verdeckte Marker führen dazu, dass deren Position nicht mehr approximativ ermittelt werden kann. Daraus ergeben sich in der computertechnischen Abbildung der Körperhaltung Abweichungen, die durch geeignete Verfahren korrigiert werden müssen. Für Felduntersuchungen, insbesondere im Freien, ist das System weniger geeignet, da Umweltbedingungen wie beispielsweise die Beleuchtungsverhältnisse die Messungen erheblich beeinflussen.

3.3 Auswahl des Messsystems

Für die Felduntersuchungen zur Belastung der Wirbelsäule bei Tätigkeiten im Baugewerbe wurde zur Ermittlung der Körperhaltung aus oben genannten Gründen ein Video-basiertes Analysesystem eingesetzt. Während der Ausführung der Tätigkeit wurden die Körperteilbewegungen von zwei Videokameras aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen. Die so erfasste Körperhaltung wurde im Nachhinein analysiert und über die Ermittlung der Winkel der einzelnen Körpersegmente für das biomechanische Modell zur Verfügung gestellt.

Die Untersuchungen zur Wirbelsäulenbelastung von Pflegepersonen wurden als Laboruntersuchungen geplant, so dass der Einsatz des Systems OPTOTRAK möglich wurde. Durch die Kombination mit der Videoanalyse konnten die Nachteile dieses Systems ausgeglichen werden. Zur Erfassung beider Körperseiten der Pflegeperson war es notwendig, im Messlabor zwei gegenüberliegend positionierte OPTOTRAK-Systeme zu installieren. In der vom Hersteller angebotenen Konfiguration des Systems ist es vorgesehen, dass jeder Positionssensor durch eine separate, nur ihm zugeordnete Kontrolleinheit gesteuert wird. Da anhand dieser Vorgehensweise die computerunterstützte Abbildung der Körperhaltung nicht möglich war, wurde in einem intensiven Erfahrungs- und Entwicklungsprozess mit dem Hersteller Northern Digital Inc. (Waterloo, Kanada) eine Konstellation erstellt, bei der die erfassten Signale beider Positionssensoren von einer einzigen, zentralen Kontrolleinheit weiterverarbeitet werden (Jordan et al. 2003).

3.4 Anwendung des Systems OPTOTRAK

Wie schon beschrieben ist das System OPTOTRAK in der Lage, die Position von Punkten im Raum mit hoher Präzision zu erfassen und zu verfolgen. Die techni-

schen Spezifikationen belegen, dass Genauigkeit und Abtastrate als Grundlage für eine biomechanische Modellierung mehr als ausreichen (s. Anhang Kapitel 7.1, Tabelle 7-1). Ein wichtiges Kriterium ist der Messraum, der zum einen von den Eigenschaften des Messsystems und zum anderen von der Montage der Positionssensoren abhängt. Der Messraum des OPTOTRAK Positionssensors – dargestellt in der folgenden Abbildung 3-7 – vergrößert sich proportional zur Entfernung. Mit den drei in einem Positionssensor integrierten Kameras kann so beispielsweise bei einem Abstand von 2,25 m eine Fläche von 1,28 m Breite und 1,34 m Höhe erfasst werden. Bei der maximal möglichen Entfernung von 6 m steht ein Messbereich von 2,60 m Breite und 3,54 m Höhe zur Verfügung. Für die Untersuchungen der Bandscheibenbelastung von Pflegepersonal beim Patiententransfer wurde ein Messlabor mit den Abmessungen 12 m * 7 m * 3,5 m (L * B * H) eingerichtet (s. Abbildung 3-8).

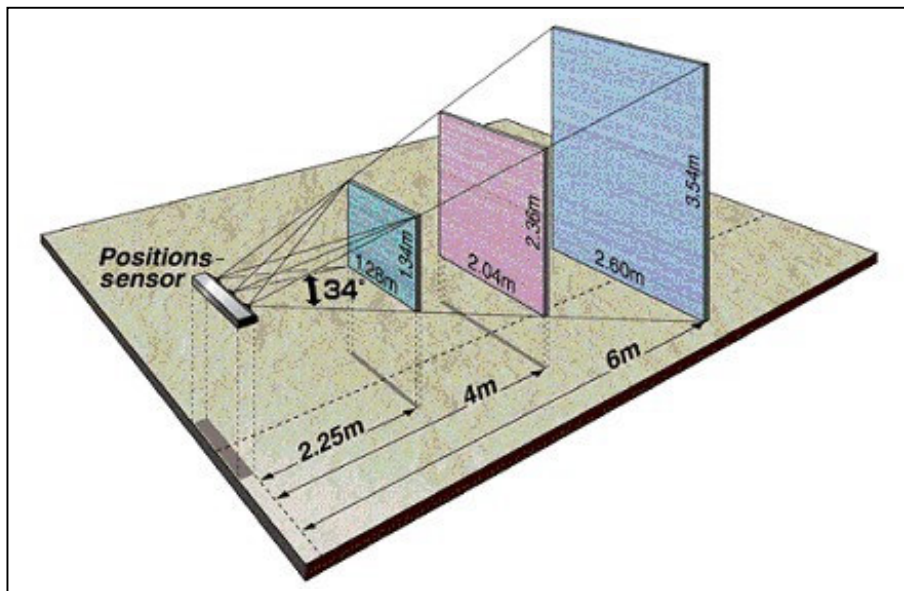


Abbildung 3-7:
Messraum des OPTOTRAK-Systems bei Einsatz eines Positionssensors (OPTOTRAK)

Die Positionssensoren wurden gegenüberliegend an den kurzen Seiten des Labors etwas unterhalb der Labordecke (s. Abbildung 3-8) installiert. Die Kippung der Sensoren um $33,5^\circ$ nach unten ermöglichte die unter den gegebenen Bedingungen bestmögliche Ausnutzung des Messraums. Die Abbildung 3-8 zeigt die Fläche (grau), in der beim Einsatz von zwei Positionssensoren die räumliche Erfassung der Marker möglich ist. Diese Fläche wird durch die erforderliche Höhe des Messraums begrenzt. Bei einer Messraumhöhe von zwei Metern stand ein Messraum mit hexagonaler Grundfläche zur Verfügung; dessen Länge betrug etwa 5 m, die minimale Breite etwa 1,2 m und die maximale Breite etwa 1,6 m.

Zur Erfassung von Körpersegmentpositionen im Raum wurden bis zu 10 Marker verwendet, die an biomechanisch relevanten Positionen wie der Schulter, der Hand, der Hüfte und der Ferse der Versuchsperson befestigt wurden. Zwei Marker wurden dazu verwendet, die Position und Orientierung des jeweils verwendeten Kraftmesssystems zu definieren. Das System OPTOTRAK ermittelte für diese Marker kontinuierlich über die gesamte Messzeit die dreidimensionalen Raumkoordinaten, so dass anschließend eine Transformation in das Koordinatensystem des biomechanischen Modells *Der Dortmunder* möglich war.

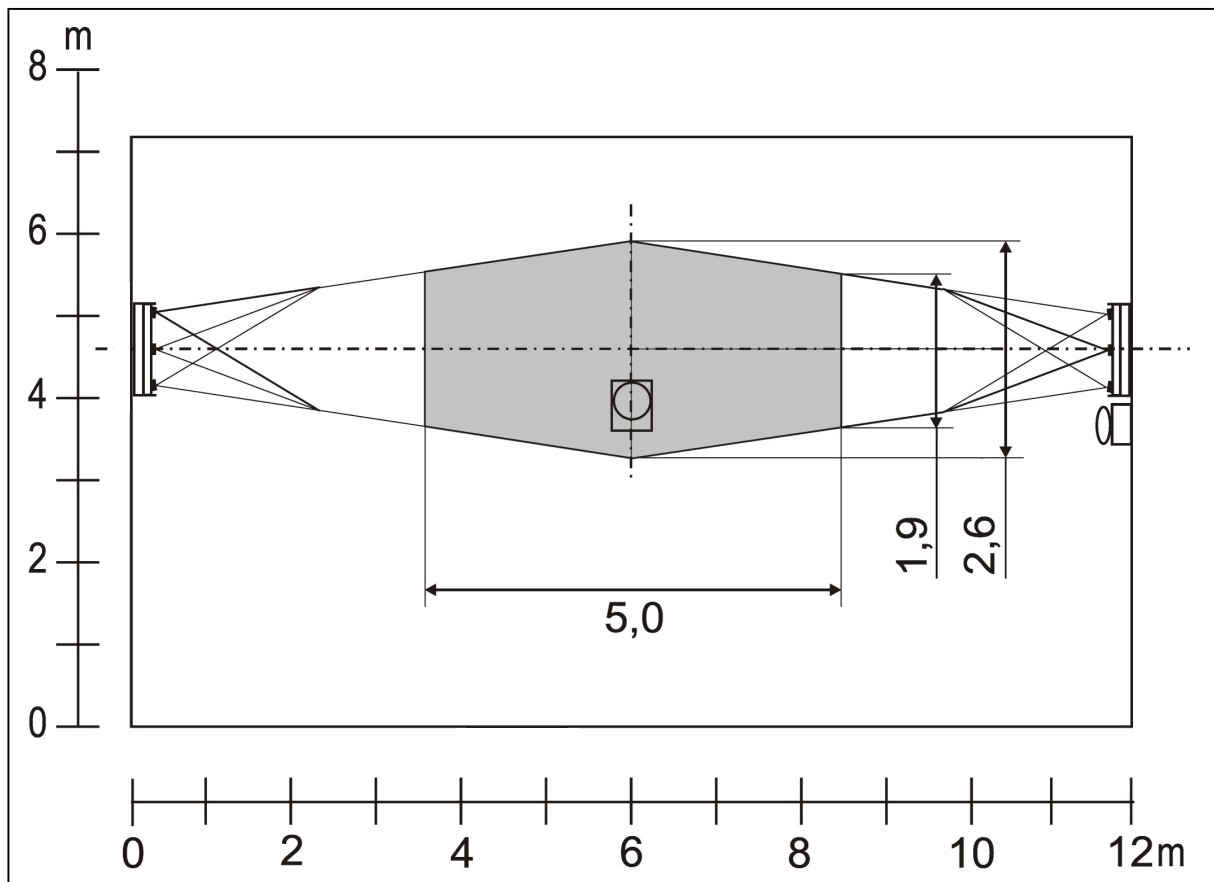


Abbildung 3-8:

Skizze des Messlabors mit Messraumgrundriss (grau) der beiden kombinierten OPTOTRAK-Positionssensoren und der Position der beiden Videokameras (Erläuterung in Kapitel 3.3). Die Kamera 1 ist an der Labordecke befestigt und registriert die Körperhaltung des Probanden „von oben“; die Kamera 2 registriert die Körperhaltung des Probanden aus der seitlichen Perspektive und ist an der Stirnseite der Wand befestigt

3.4.1 Koordinatentransformation

Die im vorangegangenen Kapitel gezeigten Zeitverläufe der Koordinaten der einzelnen Marker beziehen sich auf das Koordinatensystem des OPTOTRAK. Zur weiteren Nutzung von OPTOTRAK-Daten ist eine Transformation der gemessenen Daten in das körperfeste Koordinatensystem des biomechanischen Modells erforderlich.

Das von OPTOTRAK für die Bestimmung der Markerpositionen im Raum verwendete ortsfeste Koordinatensystem (r, s, t) ist in der Abb. 3-9 rechts für einen Positionssensor dargestellt. Ausgehend von dem Koordinatenursprung in der Mitte des Systems wird die Höhe im Raum (Richtung nach oben bzw. unten) durch die r-Koordinate, die Richtung zur Seite durch die s-Koordinate und die Richtung „in den

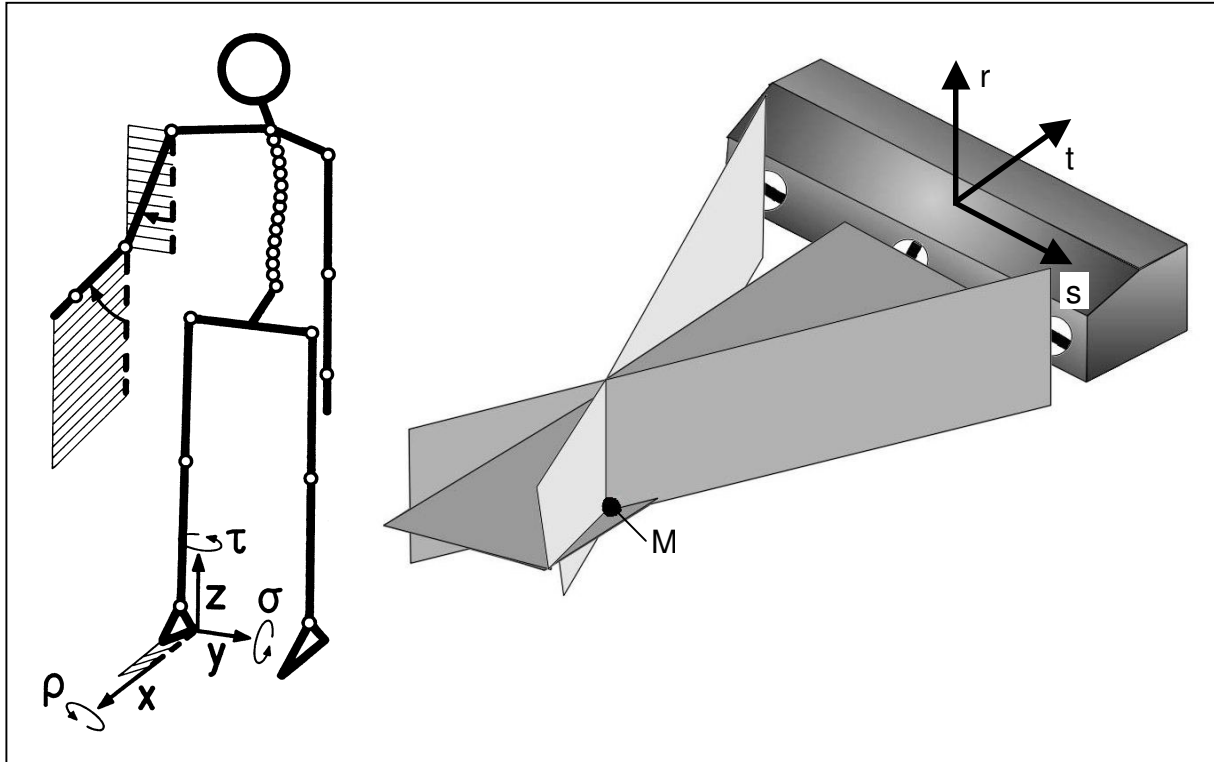


Abbildung 3-9:
Koordinatensystem des biomechanischen Modells *Der Dortmunder* in Bezug auf die Messebenen und das Koordinatensystem des Systems OPTOTRAK (M: Position eines Markers)

Raum hinein“ durch die t-Koordinate angegeben. Die Skizze links zeigt das körperfeste Koordinatensystem des *Dortmunders* mit seinem Ursprung in der rechten Ferse. Ausgehend von der Blickrichtung der Strichfigur bezeichnet „x“ die Richtung „nach vorne“, „y“ die Richtung „nach links“ und „z“ die Richtung „nach oben“. Mit ρ , σ und τ werden die positiven Drehwinkel um die jeweilige Achse bezeichnet. Da die Positionssensoren des Systems OPTOTRAK nach unten geneigt an der Laborwand befestigt waren ($33,5^\circ$), wurde das Koordinatensystem zunächst um diesen Winkel um die s-Achse gedreht. Zur Angleichung an die Grundstellung des biomechanischen Modells wird das Koordinatensystem noch einmal um 90 Grad um die s-Achse und zusätzlich um 90 Grad um die t-Achse gedreht. Das Koordinatensystem des zweiten Positionssensors wurde analog zur oben beschriebenen Vorgehensweise transformiert.

3.4.2 Abgleich von Bewegungserfassungs- und Videoanalyzesystem

Durch die Verwendung einer Kontrolleinheit für beide Positionssensoren wurde es notwendig, den gemeinsamen Messraum zu kalibrieren, da die vom Hersteller durchgeführte Vorkalibrierung diese Konstellation nicht berücksichtigt. Von der Kontrolleinheit können die Signale jedes eingesetzten Markers identifiziert werden, gleichgültig von welchem der Positionssensoren sie erfasst werden. Selbst wenn ein Marker zunächst von dem ersten und später von dem zweiten Sensor erfasst wurde, bereitete die Zuordnung keine Probleme.

Die während der Tätigkeit von der „Pflegerperson“ ausgeführten Körpersegmentbewegungen wurden durch zwei Videokameras erfasst. Durch die Positionierung der einen Videokamera seitlich neben der beobachteten Pflegerperson konnten Körperbewegungen wie Rumpfbeugung besonders deutlich erfasst werden. Die zweite Kamera befand sich direkt über der Pflegerperson und bildete insbesondere Körperdrehungen, Seitwendungen und Torsionen deutlich erkennbar ab. Zur Nachbildung der Körperhaltung konnten die parallel aufgezeichneten Videosignale mittels „Split-screen“-Technik gleichzeitig synchron auf einem Bildschirm dargestellt werden. Die im Folgenden beschriebene, vollständige Nachbildung der Körperhaltung der beobachteten Person zur Vorbereitung der Modellrechnungen zur Wirbelsäulenbelastung bestand im Wesentlichen aus drei Schritten:

Zuerst wurde für die jeweils ausgeführte Tätigkeit die Körperhaltung der Person unter Zuhilfenahme der Videoaufnahmen grob beschrieben und je nach Komplexität in eine unterschiedliche Anzahl von Abschnitten mit jeweils drei zeitlichen Stützstellen (Beginn, Mitte, Ende [der Tätigkeit]) unterteilt.

In einem zweiten Schritt erfolgte die detailgetreue Nachbildung der Körperhaltung aus den Videoaufnahmen mit einem für diese Untersuchungen entwickelten graphisch unterstützten Eingabesystem (Jordan et al. 2003), dessen Eingabemaske in Abbildung 3-10 dargestellt ist. Aus den Angaben zu Winkelstellungen jedes einzelnen Körpersegments erstellt das Modell eine Abbildung als Strichfigur und liefert die dreidimensionalen Koordinaten jedes Körpersegments in Bezug auf den Koordinatenursprung des *Dortmunders*).

Im dritten Schritt wurden die für die Körperhaltung wesentlichen Koordinaten der Strichfigur (Schulter, Greifpunkte in den Händen, Hüfte und Ferse) mit den durch das System OPTOTRAK gemessenen Koordinaten-Zeitverläufen der korrespondierenden Marker durch Änderung der entsprechenden Koordinatenwerte zur Deckung

gebracht. Durch diesen Anpassungsvorgang der Segmentkoordinaten an die gemessenen Markerkoordinaten konnte die Körperhaltung der beobachteten Person detailliert und realitätsnah nachgebildet werden. Durch zusätzliche Marker am jeweiligen Kraftmesssystem war außerdem dessen Position im Raum bekannt.

In der Abbildung 3-10 ist die Körperhaltung der Pflegeperson zu drei Zeitpunkten für den Abschnitt „nach vorn beugen“ der Tätigkeit „Patienten aus Liegen zum Sitzen bewegen“ dargestellt. Die waagerechten Reihen der Strichfiguren entsprechen in der Abfolge den drei Stützstellen (Beginn, Mitte, Ende). In jeder Reihe sind von links nach rechts die Vorderansicht, die Seitenansicht, die Draufsicht und eine Ansicht der Strichfigur schräg von vorne dargestellt. Im oberen Teil der Abbildung sind auf der linken Seite zusätzlich drei Eingabefelder platziert, welche die eingestellten Winkel (r , s , t) des jeweils angewählten Körpersegments in Bezug auf das Koordinatensystem des *Dortmunder* anzeigen. Im mittleren Teil der Kopfzeile wird die Bezeichnung des angewählten Körpersegments angezeigt. Die rechten drei Zahlenfelder geben die Werte der entsprechenden Koordinaten wieder, die eine genaue Angleichung der nachgebildeten Körperhaltung mit der tatsächlich gemessenen ermöglichen.

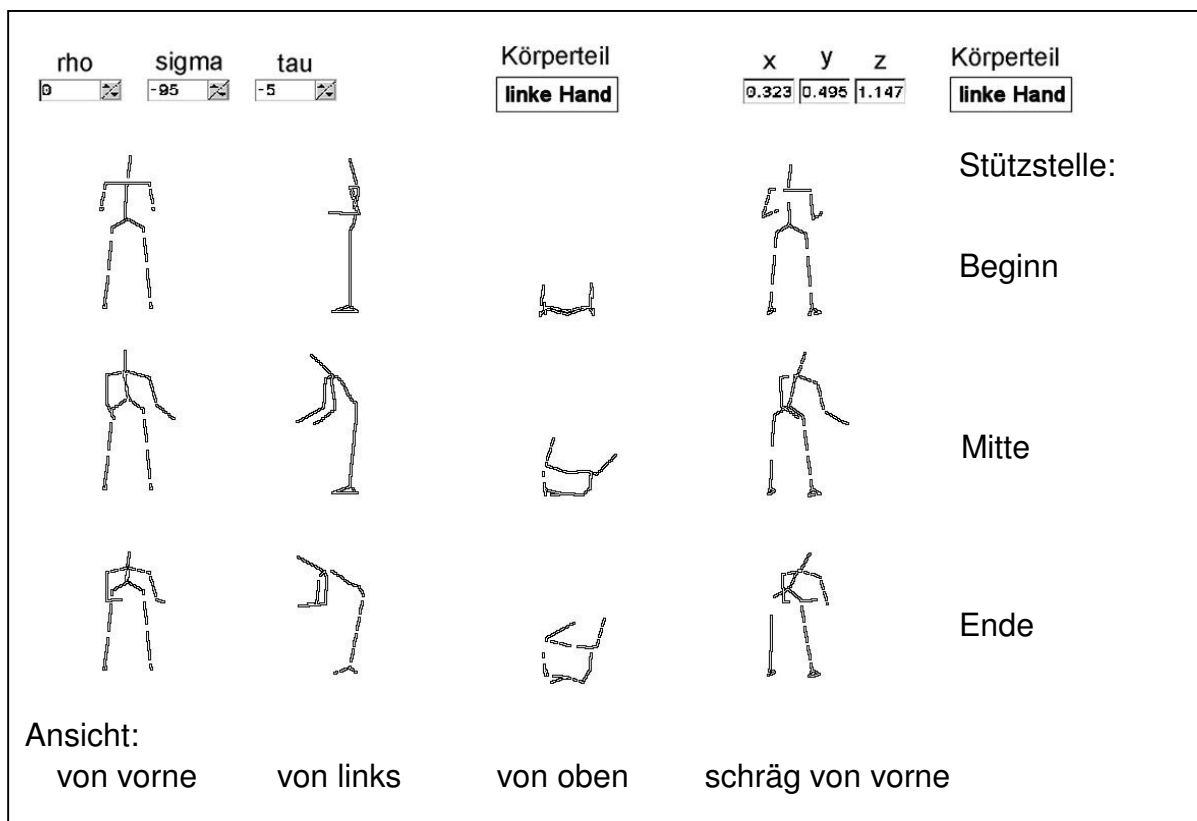


Abbildung 3-10: Eingabemaske des „Graphisch unterstützten Eingabesystems“ des *Dortmunder* zur „Nachbildung“ von Körperhaltung und -bewegung

4 Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung

Im Vergleich zu anderen Körperarealen treten Erkrankungen im unteren Rückenbereich mit erhöhter Häufigkeit insbesondere bei Personen auf, die Hebe- und Tragetätigkeiten mit schweren Lasten über längere Zeitspannen ausüben (z.B. Bolm-Audorff 1993, 1998, Brinckmann et al. 1998). Entsprechende Messungen mit Hilfe von nadelförmigen Drucksensoren, die in den Bandscheibenkern eingebracht wurden, bestätigen hohe Belastungen für die Lendenwirbelsäule für diese Tätigkeiten (z.B. Nachemson und Morris 1964, Wilke et al. 1999). Für routinemäßige Anwendungen verbieten sich derartige invasive Messungen am Menschen allerdings aus ethischen Gründen, so dass „intradiskale Druckuntersuchungen“ auf vereinzelte Referenzerhebungen unter klinischer Kontrolle beschränkt sind. Dies führte in der Vergangenheit zu Entwicklungen, die das Ziel hatten, die Belastung der Lendenwirbelsäule bei der Handhabung von Lasten indirekt über so genannte biomechanische Modelle zu bestimmen. Bei geeigneter Konzipierung sind diese Modelle in der Lage, mit Hilfe von bestimmenden Eingangsgrößen wie Körperabmessungen, Körperhaltung und Last bzw. Kraft die Belastung einer Bandscheibe der Wirbelsäule realitätsnah wieder zu geben.

Ziel einer biomechanischen Modellbildung ist es, ein möglichst genaues Abbild eines Systems – bestehend aus dem Menschen und „von außen“ auf ihn einwirkenden mechanischen Belastungen wie Kräften und Momenten – hinsichtlich seiner mechanischen Belastungsgrößen zu erzeugen. In dieser Arbeit wird die Entwicklung und Erprobung von Messsystemen beschrieben, mit denen solche Größen erfasst werden können. Biomechanische Modelle dienen zur Analyse der aus Lastenhandhabungen und Körperbewegungen bzw. -haltungen resultierenden Belastungen der Lendenwirbelsäule des arbeitenden Menschen.

4.1 Anforderungen an das biomechanische Modell

Zusammenfassend müssen für eine realitätsnahe Abbildung der Lendenwirbelsäulenbelastung die im Folgenden beschriebenen Einflussgrößen durch das biomechanischen Modell berücksichtigt werden. Zur Verbesserung der Übersichtlichkeit wird zwischen „internen“ und „externen“ Einflüssen unterschieden. Dabei gelten als „interne“ Einflüsse diejenigen Bedingungen, die auf das Menschmodell selbst zutreffen, wie die Massenträgheit einzelner Körperteile oder der Bauchrauminnendruck. „Ex-

terne“ Einflüsse sind beispielsweise eine von außen auf den Menschen einwirkende Kraft, ein gehandhabtes Werkzeug oder eine unsymmetrisch manipulierte Last. Im Folgenden sind jeweils die „internen“ Einflüsse und daran anschließend die jeweilige Anforderung dargestellt:

- Körperteilmassen

Das Eigengewicht aller wesentlichen Körperteile und deren Position, bezogen auf den Berechnungspunkt, beispielsweise die unterste Bandscheibe der Lendenwirbelsäule (L5-S1) muss erfasst werden.

- Bauchrauminnendruck

Die Wirkung des Bauchrauminnendrucks ist zu berücksichtigen, da diesem eine gewisse Stützung der Wirbelsäule und somit eine belastungsmindernde Wirkung zugeschrieben wird.

- „schräge“ Kräfte

Als Maß für die Lendenwirbelsäulenbelastung soll nicht nur eine vertikale Kraftkomponente oder der Bandscheibendruck, sondern auch die räumlichen Komponenten der wirkenden Kräfte und Momente berechnet werden. Beispielsweise soll die im Allgemeinen schräg gerichtete Auflagerkraft an der Bandscheibe in Druck- und Scherkraftkomponenten dargestellt werden können.

- zeitvariante Kräfte

Die an der Bandscheibe wirkenden Kräfte und Momente sollen zeitvariant in ausreichender Auflösung bestimmbar sein, um auch die Wirkung schneller Lastenmanipulationen abbilden zu können.

- Vorbeugen des Oberkörpers

Die Änderung der Orientierung sowohl der Bandscheiben als auch der Rückenmuskulatur durch das Vorbeugen des Oberkörpers ist zu berücksichtigen.

- Wirbelsäulenkrümmung

Es ist zu berücksichtigen, dass die als Bezugspunkt gewählte Bandscheibe in Folge der Krümmung der Wirbelsäule eine nicht-horizontale Orientierung aufweist; beispielsweise ist die unterste Bandscheibe der Wirbelsäule (L5-S1) um etwa 30° nach ventral („nach vorne“) gekippt.

- unsymmetrische Körperhaltung

Eine beidseits unsymmetrische Körperhaltung erfordert eine umfassende Modellierung der Muskelkräfte im Lumbalabschnitt, da sowohl ein sagittales, ein laterales als auch ein Torsionsmoment an der Bandscheibe wirkt.

- zeitvariante Körperhaltung

Berücksichtigung der zeitlichen Veränderung der Körperhaltung in ausreichender Auflösung, so dass daraus die resultierende mechanische Belastung an einer Bandscheibe in ihrem zeitlichen Verlauf dargestellt werden kann.

- individuelle Eigenschaften

Unterschiedliche Eigenschaften (beispielsweise Körperhöhe, Körpergewicht, Geschlecht) des Menschen sollen berücksichtigt werden können, soweit sie einen Einfluss auf die resultierende Lendenwirbelsäulenbelastung haben.

Für die „externen“ Faktoren sollen die folgenden Anforderungen an das biomechanische Modell erfüllt sein:

- unsymmetrische Lastverteilung

Eine unsymmetrische Einwirkung der Masse einer gehandhabten Last soll von dem Modell erfasst werden können. Denkbar ist beispielsweise eine Lastverteilung von 30 % in der linken und 70 % in der rechten Hand beim Tragen eines Objektes oder aber das Tragen der Last auf einer Schulter.

- Trägheit der beschleunigten Massen

Im Gegensatz zum statischen Fall ist bei Beschleunigungen von gehandhabten Objekten deren Massenträgheit zu berücksichtigen. Entsprechend der ausgeführten Bewegung können zusätzliche Kräfte und Momente entstehen, die einen nicht vernachlässigbaren Einfluss auf die Lendenwirbelsäulenbelastung haben.

- Werkzeuge

Die Lastenmanipulation mittels Werkzeugen, wie beispielsweise das Handhaben eines Schmiedeguts mit einer entsprechenden Zange oder das Schaufeln von Schüttgütern, soll von dem biomechanischen Modell berücksichtigt werden können.

- Krafteingabe

Das Modell soll die Möglichkeit bieten, nicht nur Lasten, sondern auch äußere Kräfte und deren Angriffspunkt bei unbekanntem oder sich ändernden Lasten und Kräften eingeben zu können. In Anbetracht der sich aus der Forderung einer hohen zeitlichen Auflösung der Kraftkomponenten ergebenden großen Datenmenge erscheint eine computerunterstützte Verarbeitungsmöglichkeit „externer“ Kraftdaten dabei sinnvoll.

- „schräge“ Kräfte

Die Beschränkung auf ausschließlich vertikale Kraftkomponenten, wie sie beim Anheben oder Halten von Lasten auftreten, kann viele berufliche Tätigkeiten nicht hinreichend abbilden. Beim Ziehen oder Schieben von Gegenständen werden deutlich horizontale Kraftkomponenten benötigt. Kompliziertere Tätigkeiten, wie beispielsweise der Patiententransfer in Pflegeberufen, erfordern von dem biomechanischen Modell die Verarbeitungsmöglichkeit eines räumlichen Kraftvektors.

- zeitvariante Kräfte

Die zeitliche Veränderung der äußeren Kräfte und/oder Lasten soll in sinnvoller Auflösung berücksichtigt werden, da viele berufliche Tätigkeiten kurzzeitige Spitzenwerte der Aktionskraft erwarten lassen. Beispiele für solche Tätigkeiten sind das Einstecken einer Schaufel in einen Kieshaufen oder das Aufrichten eines Patienten aus einem Krankenstuhl.

4.2 Auswahl des biomechanischen Modells

Erste biomechanische Modellierungen waren vergleichsweise einfach strukturiert (z.B. Bradford und Spurling 1945, Morris et al. 1961); in modifizierter Form stehen diese inzwischen auch allgemein zur Verfügung (z.B. Chaffin 1969, University of Michigan 1989, Laurig 1995, Schiffmann et al. 1995, Arnold et al. 1996, Zweiling 1996). Diese Analysewerkzeuge können die Wirbelsäulenbelastung bei symmetrischen Körperhaltungen und Lastpositionen sowie bei symmetrischen langsamen Bewegungen von Körper und Last (unter Vernachlässigung der Wirkung der Massenträgheit) berechnen. In dem Modell von Bradford und Spurling ist die Bandscheibe das Auflager mit Gelenkeigenschaften eines Hebelarms gebildet einerseits aus dem Abstand zum Lastobjekt und andererseits aus dem Abstand zur Rückenmuskulatur. Bei einem mit 0,05 m angenommenen Abstand der Rückenmuskulatur von der

Bandscheibe ergibt sich aus den Gleichgewichtsbedingungen für einen Lastabstand von 0,75 m ein Hebelverhältnis von 15 : 1. Wird unter diesen Bedingungen eine Masse der zu haltenden Last von etwa 45 kg angenommen, ergibt sich aus dem Hebelverhältnis eine Kraft von etwa 6700 N an der Rückenmuskulatur und von etwa 7100 N auf die Bandscheibe.

Chaffin erweiterte das Modell von Morris et al., so dass Wirkungen von Körpereingewicht und Bauchrauminnendruck berücksichtigt werden können. Das Chaffin-Modell bildete wiederum eine wesentliche biomechanische Grundlage für ein Verfahren des National Institute for Occupational Safety and Health der U.S.A. (NIOSH 1981) zur Analyse von repetitiven Hebetätigkeiten. Später wurde dieses Verfahren mehrfach revidiert (NIOSH 1991, Waters et al. 1993, 1994, 1999), fand Eingang in die Normung (ISO 11228-1, DIN EN 1005-2) und erlangte dadurch eine gewisse Bedeutung.

Häufig sind im beruflichen Alltag allerdings auch Belastungsfälle mit unsymmetrischen Körperhaltungen, Lastpositionen oder Lastkräften sowie Bewegungen von Körper und Last anzutreffen, so dass die Wirkung von Asymmetrie und Massenträgheit nicht generell vernachlässigt werden sollte. Der Wunsch nach angebrachter Analyse der Fülle möglicher Lastenmanipulationsweisen und nach genauerer Beschreibung der Lendenwirbelsäulenbelastung hat inzwischen dazu geführt, dass vereinzelt auch komplexere Modellbildungen bekannt geworden sind, mit denen zumindest ein Teil der genannten Einschränkungen kompensiert wurde (z.B. McGill und Norman 1986, Kromodihardjo und Mital 1986, Gagnon und Gagnon 1992, Marras und Sommerich 1991, Granata und Marras 1993, 1995, Deuretzbacher und Rehder 1995).

Eine adäquate Erfüllung der beschriebenen Anforderungen können die oben dargestellten Modelle nicht oder nur teilweise leisten. Zur Ermittlung der Bandscheibenbelastung auch bei komplexen beruflichen Tätigkeiten wurde daher am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund (IfADo) ein umfangreiches biomechanisches Computermodell zur Analyse der Belastung der Lendenwirbelsäule mit dem Namen *Der Dortmunder* entwickelt (Jäger et al. 2000).

Eine Übersicht über die schrittweise Erweiterung der Modellbildung ist in Abbildung 4-1 dargestellt. Der erste am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund abgeleitete Ansatz basierte prinzipiell auf dem Modell von Chaffin; es wurde allerdings dahingehend erweitert, dass im Modell die Segmentierung des menschlichen Körpers der anatomischen Realität nachempfunden wurde und weiterhin auch

räumliche Aktionskräfte, wie sie beispielsweise beim Ziehen oder Schieben von Lastobjekten auftreten, analysiert werden konnten (Jäger et al. 1983). Außerdem ermöglichte dieses Modell die Bestimmung der Kompressions- und Scherkräfte an der Bandscheibe L5-S1, allerdings lediglich für beidseits symmetrische Belastungsfälle, die zudem langsam ausgeführt werden mussten, da die Wirkung der Massenträgheit noch keine Berücksichtigung gefunden hatte.

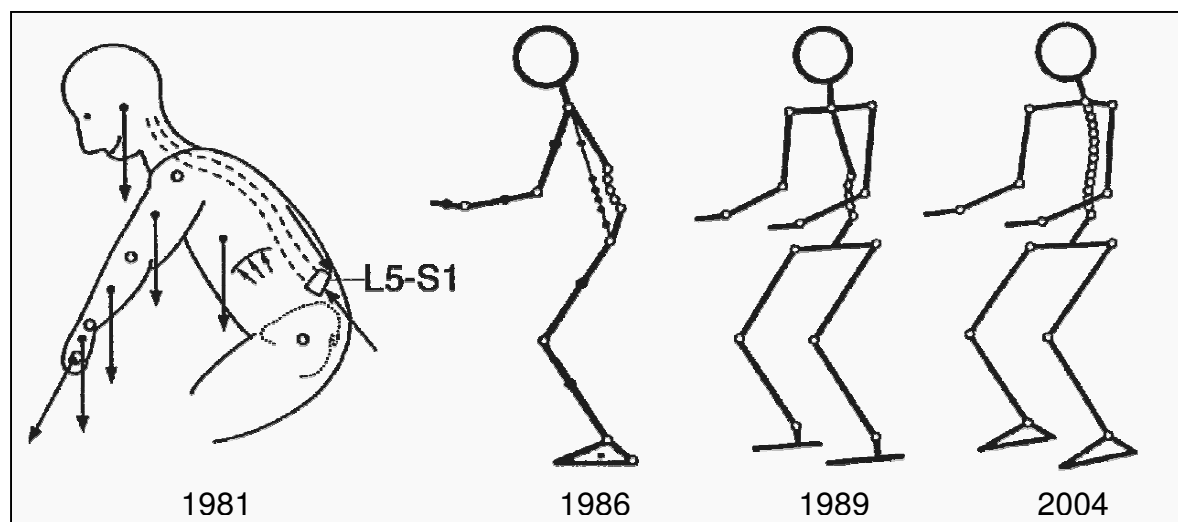


Abbildung 4-1:
Entwicklungsstadien des biomechanischen Modells *Der Dortmunder* (ab 1981) am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund (nach Jäger 2001)

Derartige sagittale Modelle sind weder in der Lage, einhändige – also asymmetrische – Halte- und Hebeaufgaben angemessen abzubilden, noch können solche Tätigkeiten untersucht werden, bei denen die über die Hände auf den Körper einwirkenden Kräfte auch Komponenten quer zur Körperlängsachse enthalten. Solche „schrägen“ Kräfte treten beispielsweise häufig bei Pflegetätigkeiten (Aufrichten des Patienten im Bett) oder im Bauberuf (Schaufeln von Schüttgütern) auf.

Um möglichst alle Ausprägungen der Lastenmanipulation hinsichtlich der resultierenden Lumbalbelastung analysieren zu können, wurde der ursprüngliche Modellansatz entsprechend weiterentwickelt. In dem im mittleren Bereich von Abbildung 4-1 skizzierten dynamischen Ganzkörpermodell (Jäger 1986) wurden im Gegensatz zu einfacheren Modellen die unteren Körperteile einbezogen, da durch die Bewegung der Beine Beschleunigungen auf die oberen Körpersegmente ausgeübt werden können, die bei der Belastungsermittlung berücksichtigt werden sollten. Weiterhin wurde mit diesem Ansatz die Berechnung von Belastungskenngrößen für alle fünf Bandscheiben der Lendenwirbelsäule (L1-L2 bis L5-S1) ermöglicht. Die Anwendung dieses 19 Körpersegmente umfassenden Modells – nebenstehend dreidimensional

skizziert – wurde in der Folgezeit auch auf beidseits unsymmetrische Fragestellungen wie dem einhändigen Umsetzen von Lastobjekten erweitert (Jäger und Luttmann 1989).

Den aktuellen Stand der Modellentwicklung zeigt die Darstellung rechts in Abbildung 4-1. Als Besonderheiten dieses mit dem Namen *Der Dortmunder* bezeichneten Systems können einerseits die Möglichkeit der dreidimensionalen dynamischen Analyse zeitvarianter Körperhaltungen und andererseits die vielgliedrige Skelettstruktur, die relativ umfassende Muskelmodellierung, die Einbeziehung des Bauchrauminnendrucks sowie die Berücksichtigung der individuellen Eigenschaften der zu untersuchenden Person, wie beispielsweise Körperhöhe oder -gewicht, angeführt werden. Durch die Segmentierung des Rumpfes können sagittale und laterale Wirbelsäulenkrümmungen und Torsionen sowie deren Überlagerung realitätsnah nachgebildet werden. Somit sind die „internen“ Anforderungen erfüllt (s. Kapitel 4.1). Neben einer konstanten Lastmasse können zeitvariante, beliebig positionierte und orientierte und/oder beidseits ungleich verteilte Aktionskräfte berücksichtigt werden. Weiterhin können auch Lasten, die mittels Werkzeug manipuliert werden – z.B. bei Schmiedetätigkeiten mit einer Zange – beschrieben und analysiert werden. Die „externen“ Anforderungen (s. Kapitel 4.1) können damit ebenfalls als erfüllt betrachtet werden.

Somit können mit dem biomechanischen Modell *Der Dortmunder* nicht nur standardisierte Tätigkeiten zum Halten, Ziehen und Schieben, Heben, Umsetzen und Absetzen von Lasten, sondern auch komplexere Belastungsfälle wie beispielsweise Lastentransport mit einer Schubkarre, das Schaufeln von Schüttgütern oder aber auch Tätigkeiten wie der Patiententransfer in Pflegeberufen adäquat abgebildet werden.

4.3 Verfahren zur Beurteilung der Lendenwirbelsäulenbelastung

Für die Beurteilung der Gesundheitsgefährdung einer mit Hilfe von biomechanischen Modellrechnungen ermittelten Lendenwirbelsäulenbelastung bei beruflichen Lastenhandhabungen wird in dieser Arbeit hauptsächlich auf drei Verfahren verwiesen:

Mit dem Hintergrund einer hauptsächlich praxisgerechten und wenig zeitaufwendigen Nutzungsmöglichkeit wurde die *Leitmerkmalmethode* entwickelt und vom Länderausschuss für Arbeitssicherheit und Sicherheitstechnik (LASI 2001) und der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Steinberg und Windberg 1997, Cafrier 1999) vorgestellt. Die *Leitmerkmalmethode* berücksichtigt zum einen primäre

Einflüsse, also die Körperhaltung und das Lastgewicht in Zusammenhang mit der Dauer und Häufigkeit von Handhabungsvorgängen, zum anderen werden aber auch die Ausführungsbedingungen (z.B. räumliche Einschränkungen) eingebunden. Aus diesen Faktoren wird eine Punktschme ermittelt, die ein Maß der Belastung für die Hebe- oder Tragetätigkeit darstellt. Mit Hilfe der Punktschme erfolgen die Zuordnung zu Risikostufen sowie die Ableitung von Gestaltungserfordernissen.

Als praxisgerechtes, „orientierendes“ Verfahrens zur Beurteilung und Dokumentation von Arbeitsbedingungen im Sinne des Arbeitsschutzgesetzes (BMA 1996a) beziehungsweise der Lastenhandhabungsverordnung (BMA 1996b) in Zusammenhang mit der entsprechenden Richtlinie der Europäischen Gemeinschaften (EG 1990) repräsentiert die *Leitmerkmalmethode* ein allgemein anwendbares Hilfsmittel für die standardisierte Erfassung der Wirbelsäulenbelastung bei beruflichen Tätigkeiten.

Ein orientierendes Verfahren hat eine Reihe allgemeiner Anforderungen – insbesondere eine ausreichende Genauigkeit bei möglichst geringem Zeitaufwand – zu erfüllen. Die *Leitmerkmalmethode* ist auf die Mehrzahl der Hebe- und Tragetätigkeiten anwendbar und verlangt vom Anwender keine speziellen Fachkenntnisse. Die *Leitmerkmalmethode* ist für präventive Analysen entwickelt worden; für die Bewertung der Wirbelsäulenbelastung im Rahmen eines Berufskrankheiten-Feststellungsverfahrens ist dieses Verfahren nicht anwendbar (LASI 2001).

Die *Richtwerte zur maximalen Kompressionsbelastung lumbaler Segmente* berücksichtigen – im Gegensatz zu dem eher „ganzheitlichen“ Ansatz der *Leitmerkmalmethode* – bei der Beurteilung des Überlastungsrisikos ausschließlich die mechanisch Strukturbelastbarkeit der Lendenwirbelsäule. Dies resultiert aus der epidemiologisch nachgewiesenen erhöhten Schädigungshäufigkeit dieses Areals. Die Wahl der Kenngröße „Kompressionsbelastung“ wird auf die Tatsache zurückgeführt, dass für andere Belastungsformen wie Scherung oder Torsion und insbesondere für deren Überlagerung umfassende Basisdaten nicht zur Verfügung stehen.

Da Messungen der maximalen Kompressionsbelastbarkeit an lebenden Personen nicht möglich sind, basieren die Richtwerte auf Festigkeitsuntersuchungen an isolierten Präparaten der Lendenwirbelsäule. Erste zusammenfassende Darstellungen wurden vom National Institute for Occupational Safety and Health der U.S.A. vorgestellt (NIOSH 1981, Waters et al. 1993, 1994). Die dabei abgeleiteten Richtwerte sollten allerdings wegen einer eher unzureichenden Datenbasis und wegen zahlreicher Widersprüche zu den angeführten Quellen mehr als Setzung und weniger als

wissenschaftlich begründet verstanden werden (Jäger 1996, Jäger und Luttmann 1999). In Analogie zu NIOSH wurden am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund mehrere Kompilierungsstudien zu Festigkeitsuntersuchungen aus der Literatur durchgeführt und aus den Ergebnissen die sogenannten *Dortmunder Richtwerte* (s. Abbildung 4-2) abgeleitet. Im Gegensatz zu NIOSH berücksichtigen diese Empfehlungen zu Belastungsgrenzen empirisch nachgewiesene alters- und geschlechtsspezifische Zusammenhänge: Bei Männern wurde eine höhere Festigkeit der Lendenwirbelsäule festgestellt als bei Frauen, des Weiteren nimmt die Festigkeit von Bandscheibe und Wirbelkörper mit zunehmenden Alter ab (Jäger et al. 2001b).

Alter	Frauen	Männer
20 Jahre	4,4 kN	6,0 kN
30 Jahre	3,8 kN	5,0 kN
40 Jahre	3,2 kN	4,1 kN
50 Jahre	2,5 kN	3,2 kN
≥ 60 Jahre	1,8 kN	2,3 kN

Abbildung 4-2:
Dortmunder Richtwerte für die maximale Bandscheibenkompressionskraft (nach Jäger et al. 2001b)

Da für Belastungsbewertungen einfache Anwendungen dieser Kenngröße – beispielsweise durch Auszählung eventuell auftretender Überschreitungen der Richtwerte während einer Schicht – nicht in allen Anwendungen adäquat schienen, wurden darüber hinaus auch integrative Maße in Form von sogenannten Dosisansätzen abgeleitet (z.B. Kumar 1990, Pangert und Hartmann 1991, Hartung und Dupuis 1994, Norman et al. 1998). Bei diesen Verfahren wird die Belastungskenngröße Bandscheibenkompression in der Regel mit der jeweils korrespondierenden Einwirkungsdauer multipliziert und für alle Tätigkeitsabschnitte aufsummiert.

Entsprechend diesem Gedankengang wurde in der jüngeren Vergangenheit das *Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD)* vorgestellt, das mittlerweile standardmäßig zur Prüfung der arbeitstechnischen Voraussetzungen zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108 (BMA 1992) eingesetzt wird (Jäger et al. 1999a; Hartung et al. 1999).

Die Grundlage für die Entwicklung des MDD bildete eine retrospektive Belastungsschätzung für Personen in beruflichen Tätigkeitsfeldern, denen auf Grund epidemiologischer Studien ein erhöhtes Risiko zur Entwicklung lumbaler Erkrankungen zugeschrieben werden muss, wie Beschäftigten in Pflegeberufen, Betonbauern und Hafenarbeitern (Jäger et al. 1999b, Hartung et al. 1999, Schäfer & Hartung 1999). Für diese Gruppen wurden typische Tätigkeiten identifiziert, die (nach epidemiologischen Studien) ein signifikant erhöhtes Risiko für die Entwicklung von Erkrankungen der Lendenwirbelsäule aufwiesen. Dass hohe Kräfte mit kurzer Einwirkungsdauer ein überproportional höheres Schädigungspotential aufweisen als niedrige, über eine längere Dauer wirkende Kräfte (Brinckmann et al. 1988), wurde durch einen „quadratischen Ansatz“ der Bandscheibenkompressionskraft im MDD berücksichtigt. Zur Beurteilung des Gefährdungspotenzials werden die Dosiswerte von Einzelbelastungen über eine Schicht oder über das Berufsleben aufsummiert und mit Richtwerten verglichen, die auf der Basis der oben beschriebenen quantitativen Untersuchungen zum Zusammenhang zwischen Belastung und erhöhter Erkrankungshäufigkeit abgeleitet wurden.

5 Hypothesen und Erprobung der Messsysteme

Die von einer Person bei beruflichen Tätigkeiten ausgeübten Kräfte haben einen entscheidenden Einfluss auf die Belastung der Lendenwirbelsäule. Im vorangegangenen Kapitel 2 wurde die Entwicklung von Messsystemen zur Erhebung dieser so genannten Aktionskräfte beschrieben. Ein weiterer wesentlicher Einflussfaktor ist die Veränderung der Körperhaltung der Person während einer Tätigkeit; die zur Ermittlung dieser Größe verwendeten Verfahren wurden in Kapitel 3 dargestellt. Aktionskraft- und Körperhaltungsänderung sind die Haupteingangsgrößen für die im Kapitel 4 erläuterte biomechanische Modellrechnung zur Ermittlung von Belastungskennwerten der Wirbelsäule. Mit dem Ziel, die Wirbelsäulenbelastung bei beruflichen Tätigkeiten detailliert zu erfassen, werden die folgenden Hypothesen aufgestellt:

1. Die entwickelten Messsysteme erlauben eine Erfassung der Wirbelsäulenbelastung in allen drei Raumrichtungen. Im Gegensatz zu einer zweidimensionalen Analyse von Wirbelsäulenbelastungen werden auch asymmetrische Aktionskräfte und Körperhaltungen berücksichtigt.
2. Sich kurzfristig ändernde Aktionskräfte und Körperhaltungen können von den Systemen erfasst werden. Somit wird auch eine Analyse von „hochdynamischen“ Tätigkeiten adäquat möglich.

Die Prüfung der Hypothesen erfolgt anhand der Anwendung der entwickelten Messsysteme bei ausgewählten beruflichen Tätigkeitsfeldern. Zunächst wird auf die zur Untersuchung von Aktionskräften beim Lastentransport mit Hilfsmitteln entwickelten „direkt“ messenden Systeme „Schaufel“ und „Schubkarre“ eingegangen (Kapitel 5.1 und 5.2). Anschließend erfolgt die Beschreibung von Untersuchungen der Messsysteme „Bett“, „Stuhl“ und „Boden“ (Kapitel 5.3).

5.1 Messsystem „Schaufel“

Die Tätigkeit „Schaufeln von Schüttgütern“ geht mit einer schnellen und komplexen Veränderung der Körperhaltung und der Lastposition einher. Weiterhin wird eine relativ kleine Last an einem langen Hebelarm manipuliert. Geschaufelte Lasten bestehen häufig aus Schüttgut wie Sand, Kies oder Erde. Da die gehandhabte Last oft schnell und komplex bewegt wird, wurde es als nicht möglich angesehen, die abgegebenen Aktionskräfte mit Hilfe von theoretischen Analysen angemessen genau ab-

zuschätzen. Der zeitliche Verlauf der von einer Person ausgeübten Aktionskräfte wurde daher mit Hilfe eines speziell entwickelten Messsystems erfasst (s. Kapitel 2.3.3). Anhand von biomechanischen Modellrechnungen wurden diese dann – gemeinsam mit der parallel erhobenen Körperhaltung – zur Bestimmung von Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung verwendet.

Innerhalb der Tätigkeit des Schaufelns wurden für die Untersuchungen solche Teiltätigkeiten ausgewählt, für die eine erhöhte Belastung zu erwarten war. Daher wurden Schwerpunkte auf das Anheben einer gefüllten Schaufel in verschiedenen Varianten und auf das Einstechen der Schaufel in unterschiedliches Schüttgut (Sand, Kies, Erde) gelegt. Weiterhin wurden noch die Schaufelblattform (Sandschaufel nach DIN 20120 und Stechschaufel nach DIN 20121, auch „Frankfurter“ genannt) und die Ausführung der Tätigkeit variiert, da vermutet wurde, dass insbesondere die zum Einstechen erforderliche Kraft von der Schaufelform wesentlich beeinflusst wird. Weiterhin wurden die Varianten „ungeführtes Einstechen“ in Vollmaterial und „bodengeführtes Einstechen“ – bei dem die Schaufel unterhalb des zu bewegenden Materials über einen glatten Boden geführt wird – untersucht.

Tabelle 5-1:
Untersuchungsdesign der Tätigkeit „Schaufeln von Schüttgütern“ – Jeweils zehnmal von einem Probanden durchgeführt

Variante \ Material	Sandschaufel			Stechschaufel		
	Sand	Kies	Erde	Sand	Kies	Erde
Einstechen, am Boden geführt	x	x		x	x	
Einstechen, ungeführt	x	x	x	x	x	x
Anheben mit Körperdrehung	x					
Anheben ohne Körperdrehung	x					

Die Teiltätigkeit „Anheben“ wurde mit der Sandschaufel – gefüllt mit 4,5 kg Sand – untersucht, da für diesen Fall keine wesentliche Abhängigkeit von der Schaufelform und dem geschaukelten Material zu erwarten war. Das Anheben der gefüllten Schaufel auf eine bestimmte Höhe wurde in den Varianten „mit“ und „ohne Körperdrehung“ untersucht. Alle Varianten der Tätigkeiten „Schaufeln von Schüttgütern“ wurden von einem Probanden jeweils zehnmal durchgeführt. Aus den so ermittelten Kraftverläu-

fen der jeweiligen Teiltätigkeit wurde eine typische Ausführung ausgewählt und für die anschließende Berechnung der Aktionskräfte verwendet. In der Tabelle 5-1 sind die verschiedenen Kombinationen der Untersuchungsparameter dargestellt.

5.1.1 Aktionskräfte

Der zeitliche Verlauf der Aktionskräfte wurde berechnet, indem die in Kapitel 2.3.3 beschriebenen Algorithmen auf die vom Messsystem ausgegebenen Daten (Zeitverläufe der elektrischen Spannung) angewendet wurden. Aus den gemessenen Spannungswerten der insgesamt sechs Kraftsensoren wurden zunächst Kräfte in einem systemfesten Koordinatensystem (k,l,m) berechnet. Dieses wurde anschließend in das Koordinatensystem des biomechanischen Modells (x,y,z) transformiert. Die dafür benötigten zeitvarianten Winkel (κ, λ, μ) zur Definition der Schaufelorientierung konnten mit Hilfe der Videodokumentation bestimmt werden (s. Abbildung 5-2). In der Abbildung 5-1 ist die Umrechnung der Kräfte für die beiden Kraftaufnehmer exemplarisch für die Tätigkeit „Einstecken mit der Sandschaufel in Sand“ dargestellt. In den beiden unteren Diagrammen ist zu erkennen, dass die größten Kraftkomponenten in y-Richtung ausgeübt werden (Koordinatenursprung im rechten Fuß des Probanden). Diese Richtung entspricht in etwa der im linken Foto der Abbildung 5-2 erkennbaren Einstechrichtung. Weiterhin unterscheidet sich der Betrag der maximalen

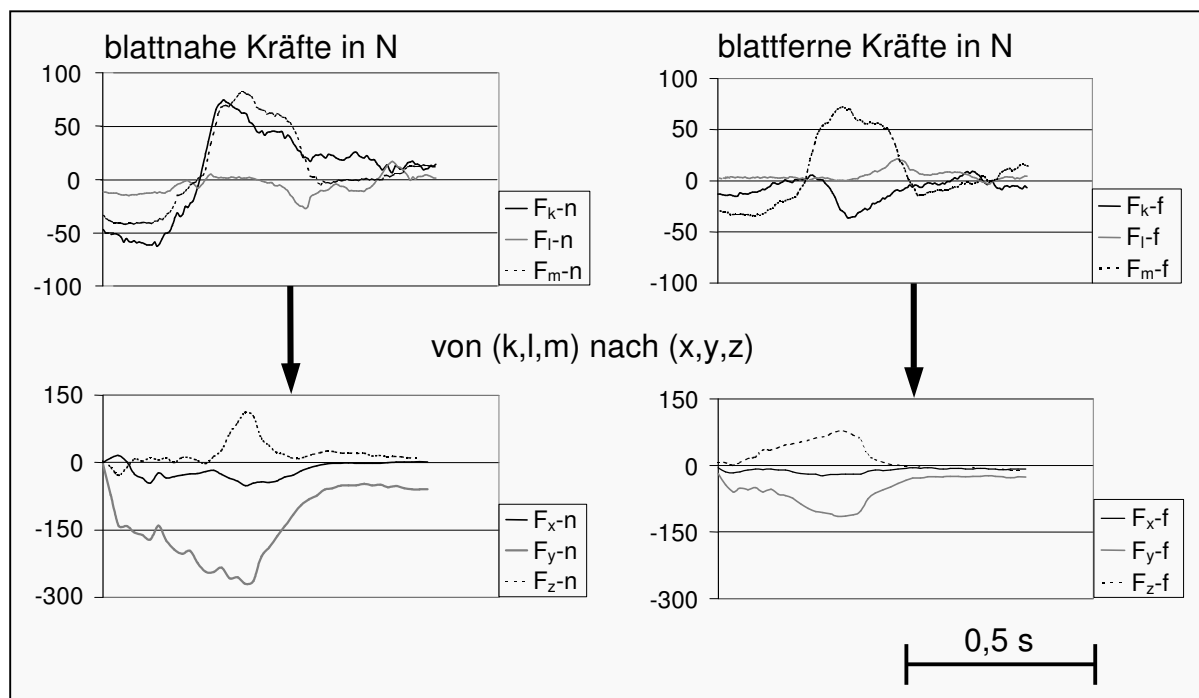


Abbildung 5-1: Transformation der Reaktionskraft-Zeitverläufe aus dem (k,l,m)-System in das (x,y,z)-System (Einstecken der Sandschaufel in Sand, bodengeführt)

Reaktionskraft (entspricht der negativen Aktionskraft) in y-Richtung zwischen den Kraftverläufen am blattfernen (Maximalwert etwa 120 N) und am blattnahen Kraftaufnehmer (Maximalwert etwa 270 N). Dass die Schaufel nicht exakt parallel zur Körperquerachse geführt wurde, zeigt der – verhältnismäßig niedrige – Kraftanteil in x-Richtung. Der Proband übte während des Einstechens ebenfalls Kraftkomponenten „nach unten“ aus. Sie erreichten zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Kraftausübung einem Spitzenwert von etwa 130 N blattnah und etwa 80 N blattfern.

5.1.2 Körperhaltungen

Die Körperhaltung beim Schaufeln von Schüttgütern wurde mit Hilfe von Videodokumentationen erfasst. Exemplarisch sind in der Abbildung 5-2 die Körperhaltungen zu drei Zeitpunkten dargestellt. Der linke Videoprint zeigt den Probanden beim Einstechen der Schaufel (Zeitpunkt 1), im zweiten Bild ist das Anheben der gefüllten Schaufel zu sehen (Zeitpunkt 2), und im rechten Bild ist das Auskippen der Schaufel am Ende der Anhebbewegung dargestellt (Zeitpunkt 3).



Abbildung 5-2:
Videodokumentation der Position der Schaufel und der Körperhaltung bei der Tätigkeit „Anheben der Schaufel ohne Körperdrehung“

Die Videodokumentation wurde aus zwei verschiedenen Perspektiven vorgenommen. Aus den Aufnahmen wurde jeweils die Position und Orientierung einerseits der einzelnen Körpersegmente für die biomechanische Modellierung der Körperhaltung sowie andererseits der Schaufel für die Ermittlung der Aktionskräfte entnommen. In den Abbildungen 5-2 und 5-3 sind die Körperhaltungen der Teiltätigkeit „Anheben ohne Körperdrehung“ als stilisierte Darstellung des biomechanischen Modells *Der Dortmund* in der Vorderansicht dargestellt. Die linke Darstellung zeigt die Körper-

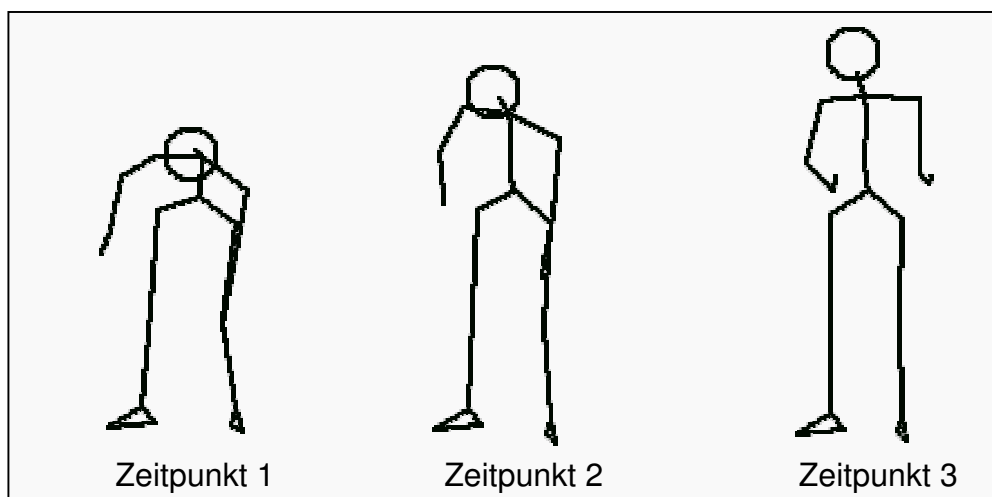


Abbildung 5-3:
Stilisierte Originaldarstellung der Körperhaltungen bei der Tätigkeit „Anheben der Schaufel ohne Körperdrehung“ (*Der Dortmunder*)

haltung des Probanden kurz vor dem Anheben der Schaufel (Zeitpunkt 1). Der Oberkörper des Probanden ist zunächst deutlich nach vorne geneigt, wird aber im Verlauf der Bewegung immer weiter aufgerichtet. Ausgehend von einem Winkel des Schaufelstiels zur Bodenfläche von etwa 60 Grad wird diese Schräge mit der Zeit kontinuierlich kleiner; die Arme des Probanden werden dazu bis zu einem Unterarm-Oberarmwinkel von fast 90 Grad angewinkelt. Am Ende dieses Bewegungsabschnitts befindet sich der Schaufelstiel in einer nahezu waagerechten Position. Zum Entleeren ist die Schaufel zum Zeitpunkt 3 um etwa 90 Grad um ihre Längsachse gedreht.

5.1.3 Belastungskennwerte

Mit Hilfe der biomechanischen Modellrechnungen wurden für die untersuchten Tätigkeiten Zeitverläufe von jeweils sechs Kenngrößen der Lendenwirbelsäulenbelastung bestimmt. Für die Teiltätigkeit „Einstecken der Sandschaufel in Sand“ sind die zeitlichen Verläufe dieser Kennwerte in Abbildung 5-4 dargestellt. Die drei linken Diagramme in der Abbildung zeigen die Druckkraft auf sowie die beiden Scherkräftekomponenten an der untersten Bandscheibe der Lendenwirbelsäule L5-S1. Im rechten Teil der Abbildung sind die drei an dieser Bandscheibe wirkenden Momentenkomponenten (Sagittal-, Lateral- und Torsionsmoment) dargestellt. Die Zeitverläufe weisen einen steilen Anstieg auf, sobald die Schaufel das Material berührt, und zeigen etwa in der Mitte des Abschnitts einen deutlichen Spitzenwert. Dieses ausgeprägte Maximum wird wesentlich durch die Aktionskräfte verursacht. Die nach vorne

geneigte Körperhaltung des Probanden verursacht maßgeblich das im oberen rechten Diagramm dargestellte Sagittalmoment. Im Verhältnis zu den anderen hier dargestellten Verläufen liegt es aufgrund der fehlenden Zeitveränderung der vertikalen Aktionskraft auf einem eher gleichmäßigen Niveau.

Da zum einen der Belastungsindikator „Druckkraft“ die am häufigsten verwendete Kenngröße darstellt und zum anderen die Momente und Kräfte bei allen Einstechtätigkeiten der Schaufel einen ähnlichen Verlauf zeigen, wird diese Kenngröße für die weiteren Beschreibungen der Wirbelsäulenbelastung verwendet.

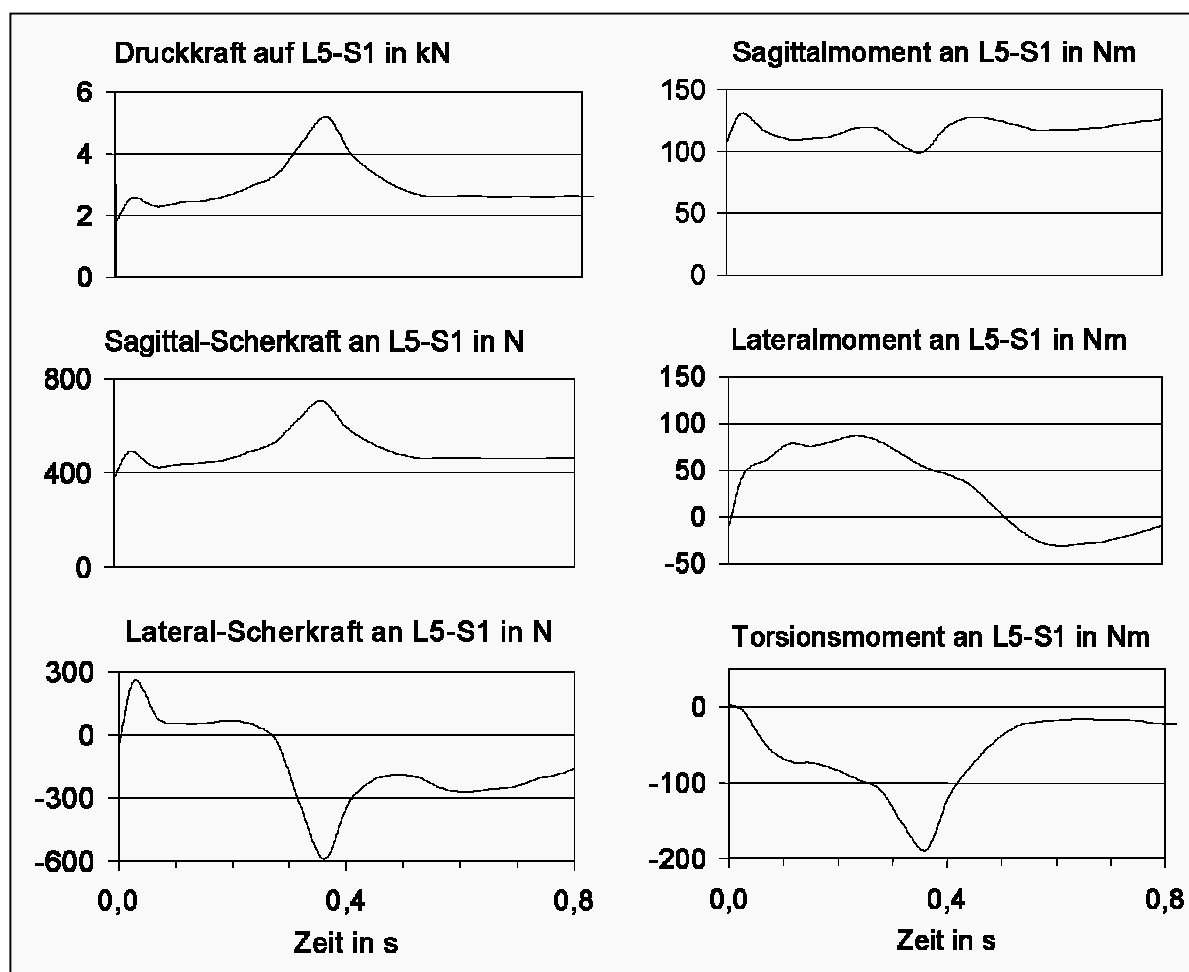


Abbildung 5-4: Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung. Zeitverläufe beim Einstechen mit der Sandschaufel in Sand, bodengeführt

5.1.3.1 Einstechen in unterschiedliche Materialien

Anhand der Teiltätigkeit „Einstechen mit der Sandschaufel“ wurde der Einfluss des zu bewegenden Materials (Sand, Kies oder Erde) auf die Aktionskraft und damit auch auf die Wirbelsäulenbelastung untersucht. Bei den Materialien Sand und Kies

wurde die Schaufel entweder direkt in das geschüttete Material eingestochen („ungeführt“) oder an der Grenzfläche zwischen Schüttgut und Boden „geführt“. Das Einstechen in das Material Erde (verdichtet) wurde nur „ungeführt“ untersucht. Die in der Abbildung 5-5 dargestellten Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 weisen jeweils ein ausgeprägtes Maximum mit Spitzenwerten zwischen 6,3 kN für das Einstechen in Erde und etwa 4,1 kN bei ungeführtem Einstechen in Sand. Das geführte Einstechen in das Material Sand verursachte eine um etwa 1 kN höhere Druckkraft, da aufgrund des höheren Widerstands auch erhöhte Aktionskräfte – vor allem in seitlicher Richtung (y) – von dem Probanden aufgewendet werden mussten (Maximalwert Sand geführt 5,2 kN, ungeführt 4,1 kN). Im Gegensatz dazu zeigt der Vergleich der verschiedenen Einstecharten bei dem Material Kies ein umgekehrtes Verhalten. Durch die grobkörnige Struktur wurden für das geführte Einstechen geringere Aktionskräfte benötigt als für das direkte Einstechen in das volle Material, wodurch sich ein Unterschied in der Höhe der Bandscheibendruckkraft von etwas über $\frac{1}{2}$ kN ergab (Maximalwert Kies geführt 4,6 kN, ungeführt 5,2 kN).

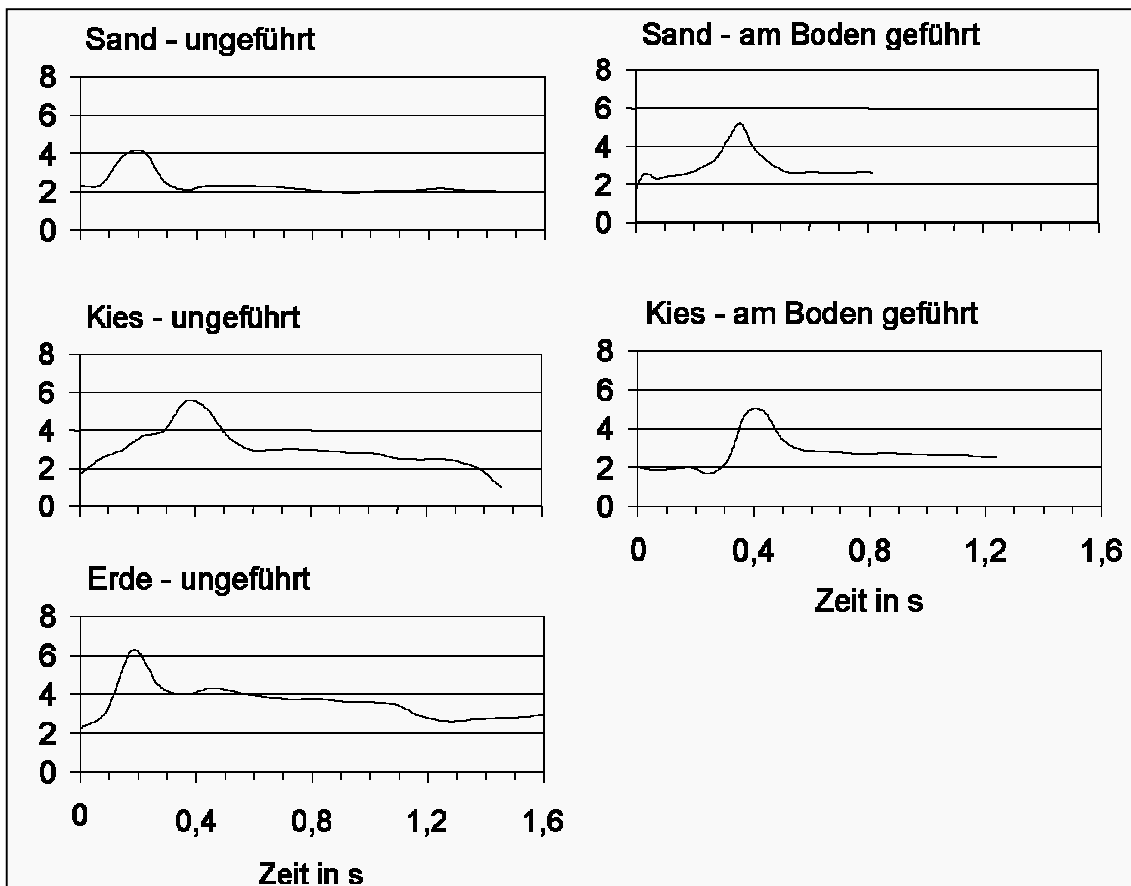


Abbildung 5-5:
Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 bei der Tätigkeit „Einstechen der Sandschaufel“ in unterschiedliche Materialien, am Boden geführt und ungeführt

5.1.3.2 Vergleich von Sandschaufel und Stechschaufel

Die Stechschaufel wird insbesondere für das Schaufeln von grobkörnigen Baustoffen eingesetzt. Daher wurden die beiden Blattformen anhand der Tätigkeit „Einstechen der Schaufel in Kies“ verglichen. Die Unterschiede im Verlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 (s. Abbildung 5-6) sind im Wesentlichen auf die unterschiedlichen Aktionskraftkomponenten zurückzuführen, da die Tätigkeit hinsichtlich

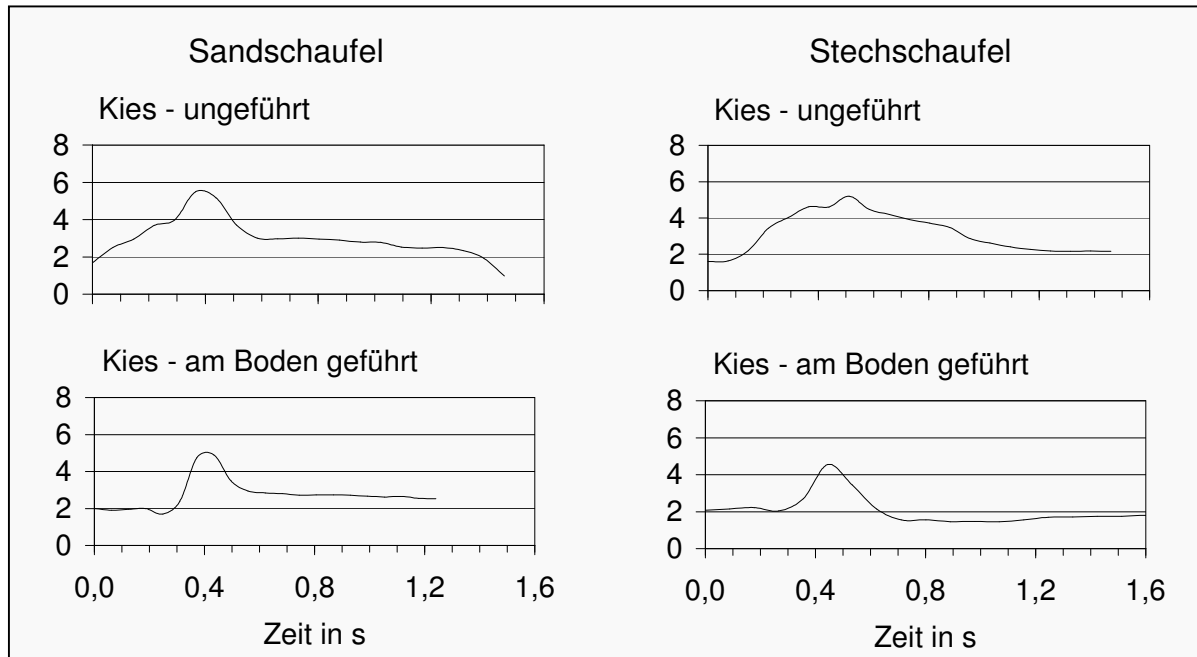


Abbildung 5-6: Vergleich der Wirkung verschiedener Schaufelblattformen: Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Einstechen mit der Sandschaufel und Stechschaufel in Kies

der Veränderung der Körperhaltung in allen vier Fällen nahezu gleich ausgeführt wurde. Die linken Diagramme in Abbildung 5-6 stellen den zeitlichen Verlauf der Druckkraft für die Sandschaufel, die beiden rechten den für die Stechschaufel dar. Die vier Kurvenverläufe weisen jeweils ausgeprägte Maxima auf: Der insgesamt höchste Druckkraftwert (5,5 kN) wurde für das ungeführte Einstechen mit der Sandschaufel erreicht. Durch die Verwendung der Stechschaufel reduzierte sich dieser Wert um 0,3 kN auf 5,2 kN. Das Führen der Schaufel am Boden bewirkte für beide Schaufelformen eine Verringerung des Spitzenwerts der Druckkraft um etwa 0,6 kN. Bei Verwendung der Stechschaufel wurde eine maximale Druckkraft von 4,6 kN ermittelt; bei Einsatz der Sandschaufel wurde ein Höchstwert von 4,9 kN erreicht. Trotz dieser relativ geringen Unterschiede zeigt sich damit aber dennoch der Vorteil des Einsatzes der Stechschaufel beim Schaufeln von grobkörnigen Materialien.

5.1.3.3 Anheben der Schaufel mit und ohne Körperdrehung

Für die Erprobung des Messsystems „Schaufel“ wurde als zweite Teiltätigkeit des Schaufelns von Schüttgütern mit vermutlich erhöhter Wirbelsäulenbelastung das Anheben der Schaufel untersucht. Die Zeitverläufe der Druckkraft auf L5-S1 für das Anheben der gefüllten Schaufel mit und ohne Drehung des Körpers sind anhand der beiden Diagramme in der Abbildung 5-7 dargestellt. Bei gleicher Dauer der beiden Varianten wurde bei der Ausführung mit Körperdrehung eine um etwa 5% höhere maximale Bandscheibendruckkraft ermittelt (4,0 kN zu 4,2 kN). Die Bewegungsanalyse der Tätigkeit „Anheben der Schaufel“ ergab, dass die Ausführung mit Körperdrehung ein schnelleres Anheben der Schaufel und daher auch erhöhte Aktionskräfte erforderte. Ursächlich für das länger anhaltende hohe Niveau der Druckkraft bei der Ausführung ohne Körperdrehung ist das langsamere Aufrichten des Probanden. Um die Wirkung der Aktionskraft zu veranschaulichen, ist im rechten Diagramm zusätzlich der allein aus der Körperbewegung resultierende Verlauf der Druckkraft als gestrichelter Graph dargestellt. Wirkt die Aktionskraft, so führt dies zu einer Erhöhung der Druckkraft von bis zu 2 kN. Das Maximum der Bandscheibendruckkraft wird in diesem Fall zu einem sehr frühen Zeitpunkt ($t = 0,3$ s) erreicht, da hier höhere Kräfte zur Beschleunigung der gehandhabten Last aufgewendet werden müssen.

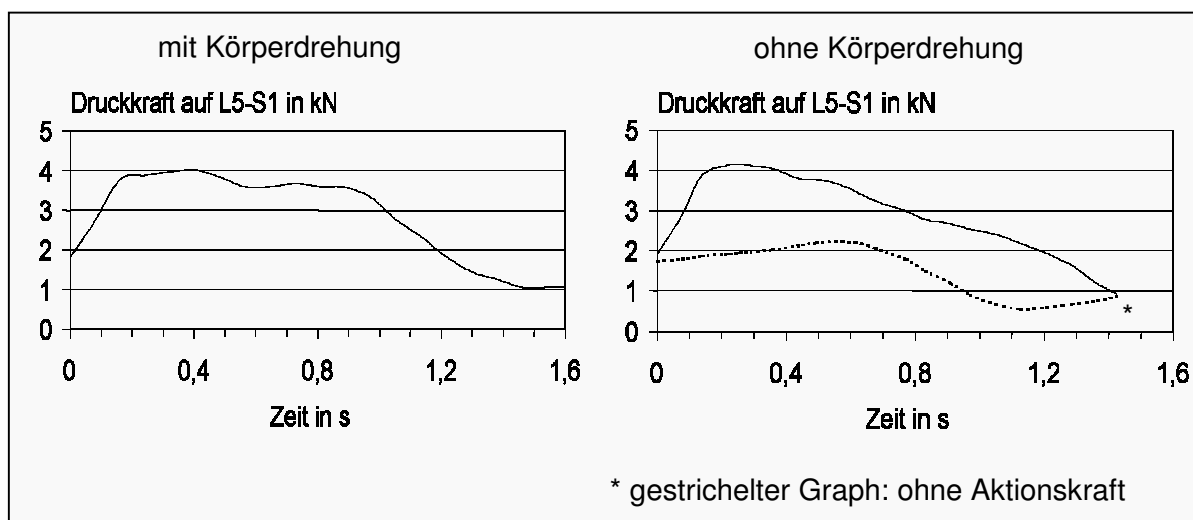


Abbildung 5-7:
Vergleich der Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Anheben der Schaufel mit und ohne Körperdrehung

5.1.4 Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte

Die in den vorherigen Kapiteln beschriebenen exemplarischen Anwendungen des Messsystems „Schaufel“ belegen die angestrebte Verwendbarkeit des Systems zur dreidimensionalen und zeitvarianten Ermittlung von Aktionskräften. Die mit Hilfe der zeitlichen Verläufe der Aktionskraft bestimmten Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung geben Hinweise auf eine mögliche Gefährdung bei der Ausführung derartiger beruflicher Tätigkeiten:

Im Zeitverlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 treten ausgeprägte Belastungsspitzen auf. Sie erreichen Maximalwerte von mehr als 6 kN beim Einstechen in verdichtetes Material und bis etwa 5 kN beim Einstechen in locker geschüttetes Material. Am Boden geführtes Einstechen der Schaufel kann – in Abhängigkeit vom geschaufeltem Material – zu erhöhter oder erniedrigter Belastung führen. Bei grobkörnigem Baumaterial hat die Form des Schaufelblatts einen messbaren Einfluss auf die Aktionskräfte respektive die Wirbelsäulenbelastung. Das Anheben der Schaufel führt mit oder ohne Körperdrehung zu Maximalwerten der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 von etwa 4 kN.

Beim „Einstechen“ wird die hohe Wirbelsäulenbelastung durch stark seitlich wirkende Aktionskräfte und durch deutlich unsymmetrische Körperhaltungen verursacht. Beim Anheben der Schaufel sind die stark unsymmetrische Lastverteilung und Körperhaltung im Wesentlichen ursächlich für eine erhöhte Wirbelsäulenbelastung.

5.2 Messsystem „Schubkarre“

Für den statischen Fall hängen die Aktionskräfte von dem Beladungsgewicht sowie von geometrischen Abmessungen der Schubkarre (Abstand zwischen Greifpunkt und Auflagestelle des Rades, Schwerpunktposition) ab und können hinreichend genau abgeschätzt werden. Wird die Schubkarre allerdings bewegt, treten aufgrund der Beschleunigung von „trägen“ Massen dynamische Kraftanteile auf. Zusätzlich sind Einflüsse durch Schwankungen beim Gehen und durch Unebenheiten des Fahrweges wahrscheinlich. Eine Abschätzung dieser Anteile der Aktionskräfte ist auf theoretischem Wege nicht adäquat möglich. Daher wurde ein Messsystem entwickelt, mit dem auch die oben erwähnten „dynamischen“ Kraftanteile erhoben werden können (s. Kapitel 2.3.1). Die Kenntnis der von dem Probanden auf die beiden an der Schubkarre integrierten Kraftaufnehmer ausgeübten Aktionskräfte und der dabei

eingenommenen Körperhaltungen ermöglichen die messtechnische Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung beim Lastentransport mit einer Schubkarre.

Für die Untersuchungen wurden solche Teiltätigkeiten ausgewählt und dann unter definierten Versuchsbedingungen nachgebildet, bei denen von einer erhöhten Wirbelsäulenbelastung ausgegangen werden konnte. Diese Tätigkeiten ließen sich in die drei in Abbildung 5-8 aufgeführten Hauptgruppen „Schieben auf horizontaler Ebene“, „Schieben auf einer Rampe“ und „Auskippen der Schubkarre“ gliedern. Innerhalb dieser Hauptgruppen wurden hinsichtlich des Bodenbelags und Steigung der Versuchsstrecke verschiedene Ausführungsvarianten zusammengefasst. Die Beladung der Schubkarre wurde anhand von Scheibengewichten aus Metall in 20-kg-Schritten zwischen 20 kg und 80 kg verändert. Die Ausführungsgeschwindigkeit wurde in drei Stufen zwischen etwa 1,2 m/s und 1,5 m/s (langsam, mittel, schnell) variiert.

Der Bodenbelag der Versuchsstrecke (Länge fünf Meter) war aus ebenem Pflaster aufgebaut. Eine Ausnahme bildeten die auf einer Wiese durchgeführten Versuche im unebenen Gelände. Die Versuchsstrecke „Kurvenfahrt“ wurde anhand von vier äquidistanten Markierungen so gestaltet, dass sich zwei Links- und zwei Rechtskurven ergaben. Die Versuchsstrecke „Hindernis“ wies etwa in der Mitte eine quaderförmige Barriere mit einer Kantenhöhe von 0,05 m und einer Länge von einem Meter auf. Für die Erprobung der Messsysteme und zur Erlangung erster Hinweise auf erhöhte Wirbelsäulenbelastung bei diesen Tätigkeiten wurde eine jeweils fünffache Ausführung jeder Variante durch einen Probanden als ausreichend betrachtet.

<ul style="list-style-type: none">- Schieben auf horizontaler Ebene<li style="padding-left: 20px;">- ebener Untergrund<li style="padding-left: 20px;">- unebener Untergrund- Kurvenfahrt- über ein Hindernis	<ul style="list-style-type: none">- Schieben auf einer Rampe<li style="padding-left: 20px;">- aufwärts<li style="padding-left: 20px;">- abwärts<li style="padding-left: 20px;">- aufwärts unebener Untergrund- Auskippen
--	--

Abbildung 5-8:
Teiltätigkeiten des Lastentransports mit der Schubkarre in verschiedenen Varianten

Der gesamte Vorgang des Lastentransports mit einer Schubkarre lässt sich in sechs charakteristische Tätigkeitsabschnitte unterteilen, die in der Tabelle 5-2 aufgeführt sind. Während der Tätigkeitsabschnitte Anheben, Schieben und Absetzen wurden die Aktionskräfte über die Hände übertragen, die Tätigkeitsabschnitte Beugen, Warten und Aufrichten wurden ohne die Ausübung von Aktionskräften durchgeführt.

Tabelle 5-2:
Abschnitte der Tätigkeit Lastentransport mit der Schubkarre mit und ohne Aktionskraft

	Tätigkeitsabschnitt	Aktionskraft
1	Beugen zur Schubkarre	nein
2	Warten	nein
3	Anheben der Schubkarre	ja
4	Schieben der Schubkarre	ja
5	Absetzen der Schubkarre	ja
6	Aufrichten	nein

5.2.1 Aktionskräfte

Die kraftproportionalen Signale, die von den beiden an Stelle der Holme montierten, jeweils dreiaxsig messenden Kraftmesseinrichtungen abgegeben werden, wurden mit Hilfe von Koordinatentransformationen zu zeitlichen Aktionskraftverläufen umgerechnet und im Koordinatensystem des biomechanischen Modells abgebildet. Die dafür erforderliche Kenntnis der Schubkarrenorientierung wurde – wie in Kapitel 2.2.2 ausführlich beschrieben – aus der parallel zur Krafterhebung durchgeführten Videodokumentationen aus zwei Perspektiven bestimmt. In der Abbildung 5.9 sind exemplarisch die sechs Zeitverläufe der während der Teiltätigkeit „Schieben der Schubkarre“ (ebenes Gelände, Beladung 60 kg, mittelschnell) berechneten Aktionskraftkomponenten dargestellt. Den größten Anteil (mit Werten um 150 N) haben die vertikalen z-Komponenten etwa gleich verteilt auf die rechte bzw. linke Hand ($F_{z-r,l}$); die seitlich und entgegengesetzt auf die Holme der Schubkarre ausübten Kraftkomponenten in y-Richtung ($F_{y-r,l}$) liegen bei etwa ± 50 N. Die insbesondere zur Beschleunigung der Schubkarre „nach vorne“ oder „nach hinten“ benötigten x-Komponenten ($F_{x-r,l}$) steigen für beide Seiten zunächst bis auf etwa 50 N an und fallen anschließend im weiteren Verlauf dieser Tätigkeit bis auf Werte unter Null (Abbremsen). In allen Zeitverläufen sind weiterhin deutlich die schrittinduzierten Schwankungen der Kraftkomponenten erkennbar.

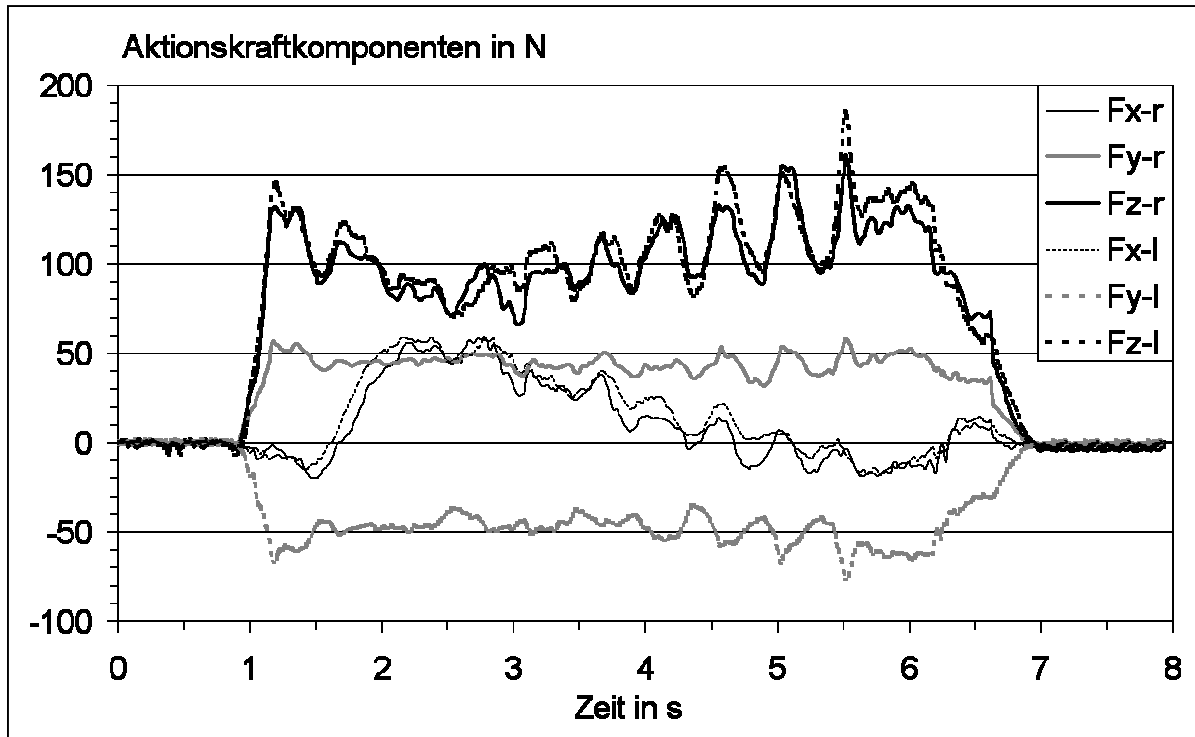


Abbildung 5-9:
Zeitverläufe der Aktionskraftkomponenten der Teiltätigkeit „Schieben der Schubkarre“ (Ebene, 60 kg, mittelschnell)

5.2.2 Körperhaltungen

Wie schon bei der in Kapitel 5.1 beschriebenen Erprobung des Messsystems „Schaufel“ wurden auch hier die Körperhaltungsänderung während der Versuchsdurchführung mit Hilfe von Videodokumentationen aus zwei unterschiedlichen Perspektiven festgehalten. Daraus wurde die Position der einzelnen Körpersegmente



Abbildung 5-10:
Videodokumentation der Körperhaltung beim Lastentransport mit der Schubkarre (exemplarisch für die Ausführung: Ebene, 60 kg, mittelschnell)

ermittelt und in einem für die Eingabe in das biomechanische Modell *Der Dortmunder* geeigneten Format abgelegt. Die Videoprints in der Abbildung 5-10 zeigen die Körperhaltung eines Probanden zu drei typischen Zeitpunkten. Das rechte Bild stellt den Probanden zu Beginn des Abschnitts „Anheben der Schubkarre“ dar, im mittleren Teil der Abbildung ist die typische Körperhaltung beim Schieben der Schubkarre zu sehen und in der linken Darstellung das Ende des Absetzvorgangs.

Die Umsetzung der Bewegungsanalyse in das biomechanische Modell zeigen exemplarisch die Originaldarstellungen der drei Körperhaltungen in Abbildung 5-11. Deutlich erkennbar ist der nach vorne gebeugte Oberkörper des Probanden in den Abschnitten „Anheben“ und „Absetzen“.

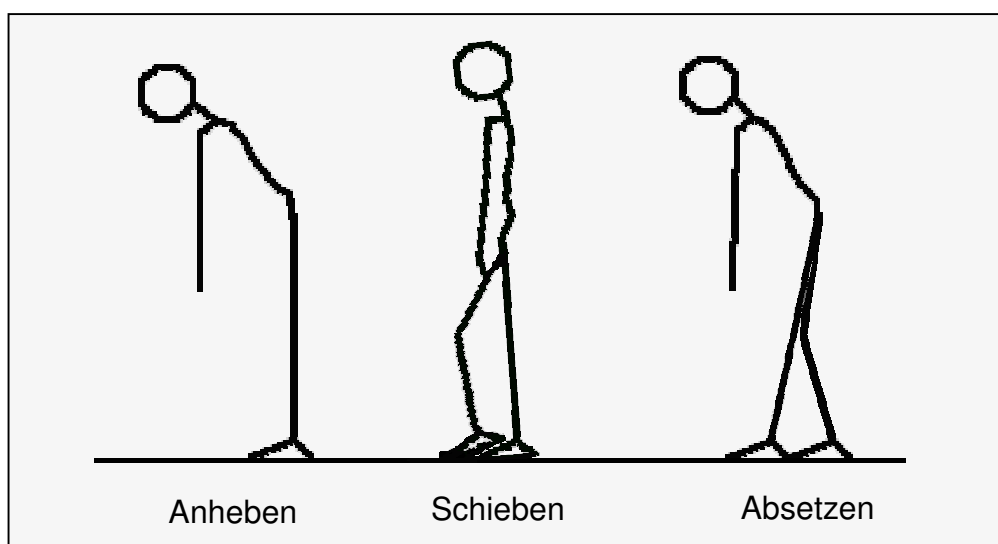


Abbildung 5-11:
Stilisierte Originaldarstellung der Körperhaltungen beim Lastentransport mit der Schubkarre aus dem *Dortmunder* (exemplarisch für die Ausführung: Ebene, 60 kg, mittelschnell)

5.2.3 Belastungskennwerte

Aus den oben beschriebenen Aktionskraft- und Körperhaltungsdaten wurden anhand von biomechanischen Modellrechnungen Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung bestimmt. Da die Körperhaltungsänderungen sich beim Vergleich verschiedener Versuchsvarianten in der Regel kaum unterscheiden, bildet die Bandscheibendruckkraft im Wesentlichen die Aktionskraft ab. Die zeitlichen Verläufe der Kräfte und Momente an der Bandscheibe L5-S1 sind für den Fall des Lastentransports mit der Schubkarre mit einem Ladegewicht von 60 kg bei mittelschneller Ausführung auf ebener Strecke in den Abbildungen 5-12 und 5-13 dargestellt. Im Abschnitt „Anheben“ wird – mit etwas über 4 kN – der höchste Wert für die Bandscheibendruckkraft

erreicht. Bei ähnlichen Aktionskraftwerten wurde im Abschnitt „Absetzen“ mit etwa 2,5 kN ein deutlich geringerer maximaler Druckkraftwert berechnet. Dies resultiert aus dem zu diesem Zeitpunkt weniger nach vorne geneigten Oberkörper des Probanden. Im Abschnitt „Schieben“ zeigen sich im zeitlichen Verlauf sowohl der Druckkraft als auch des Sagittalmoments Schwankungen. Die Videoanalyse zeigte, dass diese aus den Schritten des Probanden resultieren.

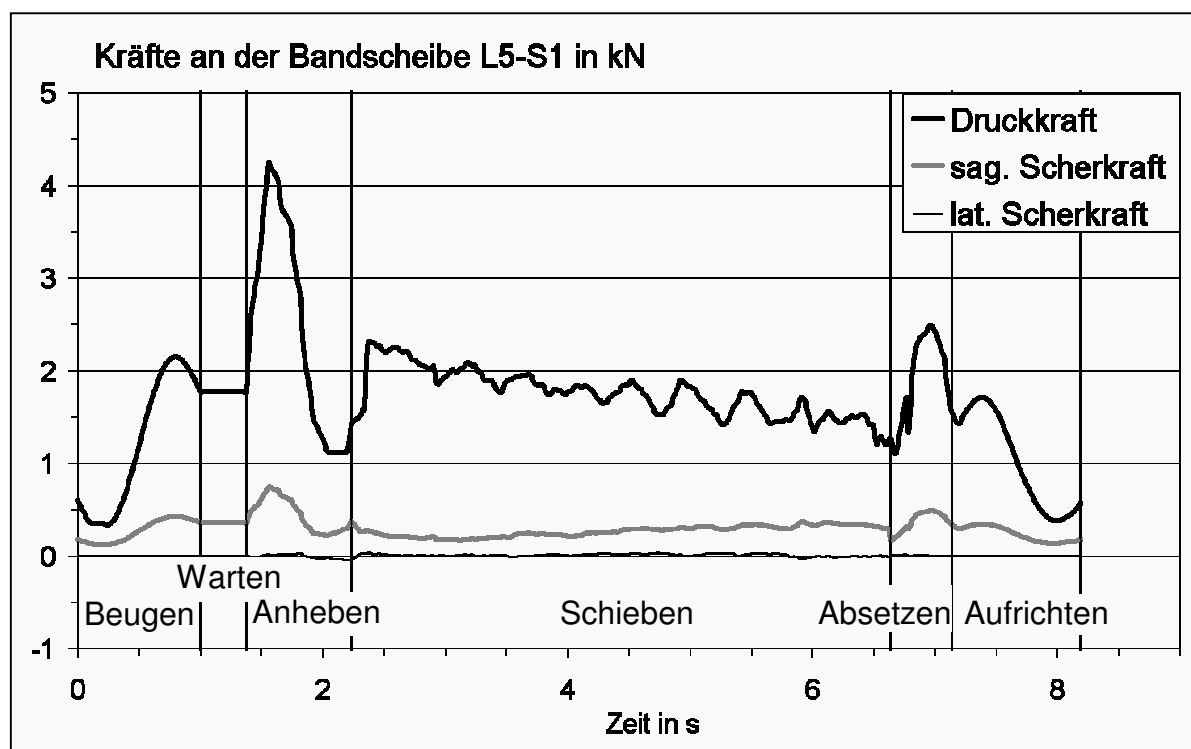


Abbildung 5-12: Kraftverläufe an der Bandscheibe L5-S1 beim Lastentransport mit Schubkarre (exemplarisch für die Ausführung: Ebene, 60 kg, mittelschnell)

Die Belastungskenngrößen Druckkraft und Sagittalmoment erreichen die deutlich höchsten Werte. Dahingegen liegen die laterale und die sagittale Scherkraft sowie das Lateral- und Torsionsmoment aufgrund der weitgehend symmetrischen Kräfteinwirkung und Körperhaltung auf einem deutlich niedrigerem Niveau.

Die entwickelten Messsysteme wurden anhand von exemplarischen Anwendungen dazu genutzt, Hinweise für unterschiedliche Einflussfaktoren (beispielsweise Anhebendauer, Ladegewicht oder Wegbeschaffenheit) auf die Wirbelsäulenbelastung bei der Tätigkeit Lastentransport mit einer Schubkarre zu erhalten. Die Ergebnisse werden in den folgenden Kapiteln kurz beschrieben.

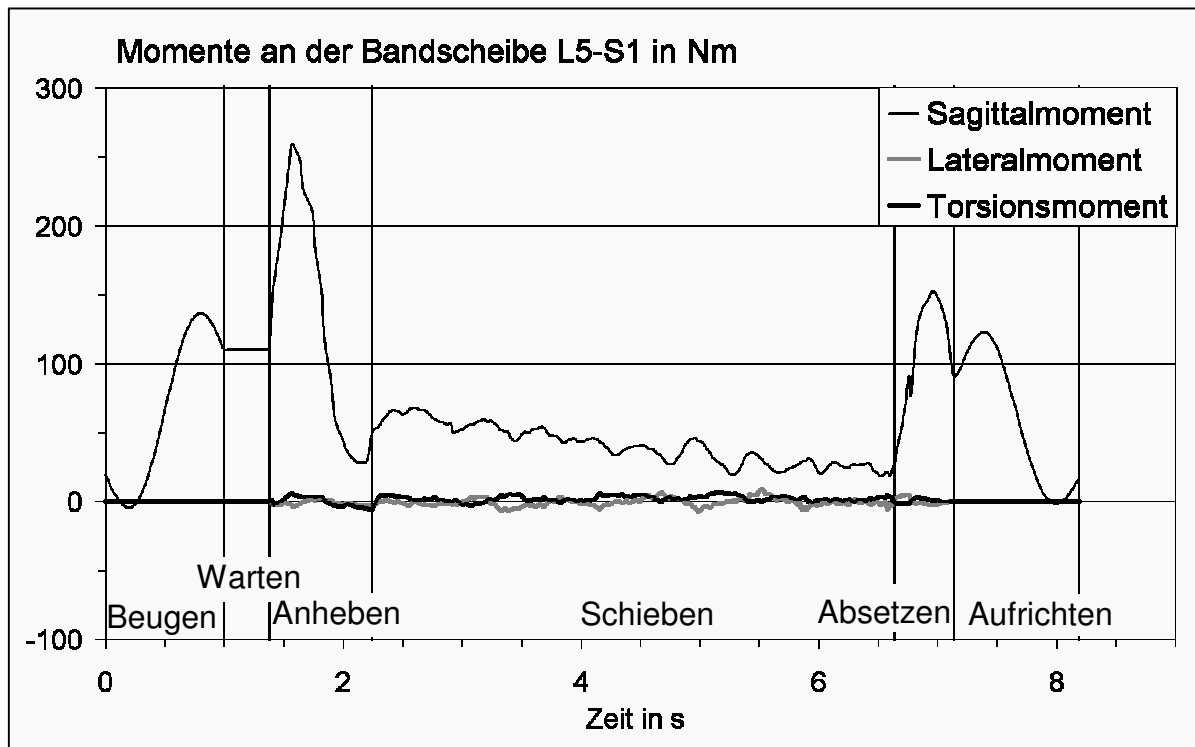


Abbildung 5-13:
Momentenverläufe an der Bandscheibe L5-S1 beim Lastentransport mit Schubkarre (exemplarisch für die Ausführung: Ebene, 60 kg, mittelschnell)

5.2.3.1 Anhebedauer

Die Anhebedauer sollte sich deutlich auf den Verlauf der gemessenen Aktionskräfte auswirken. Je kürzer das Zeitintervall, desto höher muss die Beschleunigung bei gleicher Masse (Masse der Schubkarre aber auch Körpermasse des Probanden) sein. Zur Erprobung des Messsystems wurde diese Tatsache anhand von zwei Anhebevorgängen unterschiedlicher Dauer geprüft.

Das Anheben der Schubkarre erfolgte – unter der Voraussetzung eines Rumpfneigungswinkels von jeweils 40 Grad zu Beginn der Tätigkeit und einer Beladung mit jeweils 60 kg – innerhalb verschiedener Zeitintervalle (0,6 s und 0,8 s). Die beiden Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 sind in der Abbildung 5-14 dargestellt. Der Maximalwert der Druckkraft erreichte bei kurzer Anhebedauer einen Wert von 4,2 kN; bei langer Anhebedauer wurde einen Höchstwert von 3,2 kN erhoben. Die auf die Bandscheibe L5-S1 wirkenden Druckkräfte waren bei der zweiten Bedingung also etwa 20% geringer.

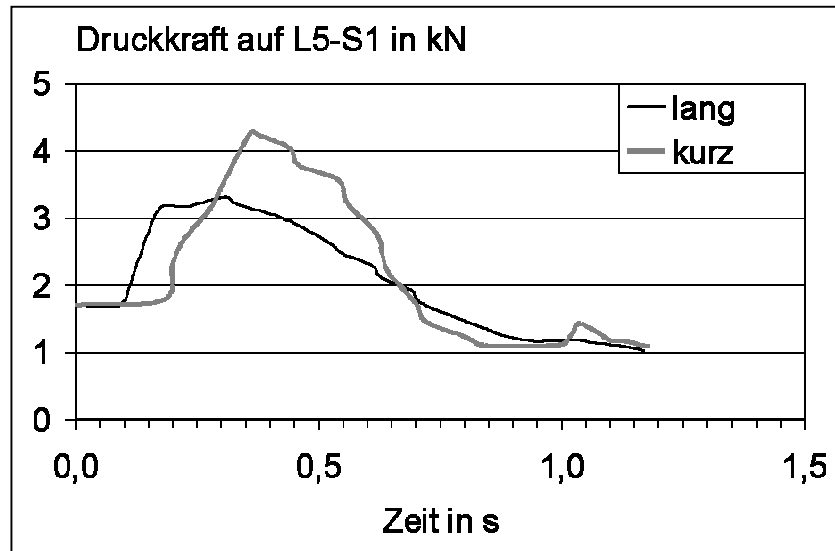


Abbildung 5-14:
Unterschiedliche Anhebedauer – Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Anheben einer Schubkarre (60 kg) unter einer Rumpfeigung bis etwa 40 Grad

5.2.3.2 Ladegewicht

Die von den Probanden aufgewendeten Aktionskräfte – und damit verbunden auch die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 – sollten mit zunehmenden Ladegewicht ansteigen. In der Abbildung 5-15 sind die über einen Zeitraum von etwa 4 Sekunden gemittelten Werte sowie deren Standardabweichungen der während des Abschnitts „Schieben“ beim Lastentransport mit Schubkarre gemessenen vertikalen Aktionskräfte in Abhängigkeit vom Ladegewicht dargestellt. Die mit zunehmendem Ladegewicht ansteigenden Werte wurden bei Ausführung der Variante „Schieben auf ebener Strecke“ für den Tätigkeitsabschnitt „Schieben“ erhoben. Die gemittelte vertikale Aktionskraft betrug bei einem Ladegewicht von 20 kg etwa 110 N. Mit zunehmendem Ladegewicht stieg sie bis auf einen Wert von etwa 270 N (80 kg Ladegewicht) an. Für die Druckkraft bei den Tätigkeitsabschnitten „Anheben“ und „Absetzen“ konnte keine systematische Abhängigkeit vom Ladegewicht nachgewiesen werden; die Ursachen dafür sind unterschiedliche Körperhaltungen und Hebetekniken, die bei den hier beschriebenen Untersuchungen nicht gezielt variiert wurden.

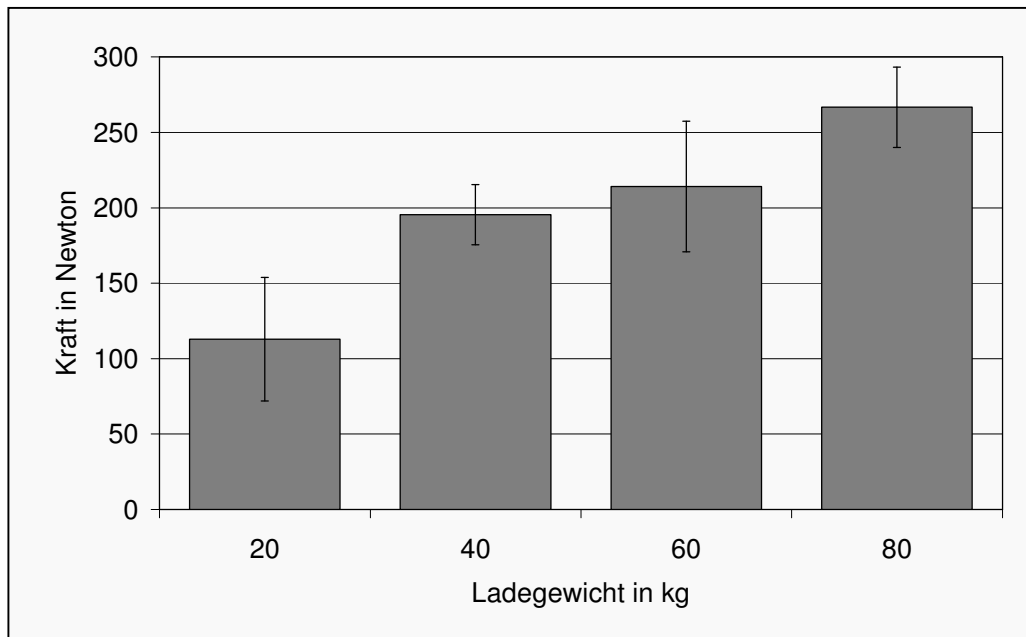


Abbildung 5-15:
Für verschiedene Ladegewichte gemittelte vertikale Aktionskräfte beim mittelschnellen Lastentransport mit der Schubkarre auf ebene Strecke

5.2.3.3 Wegbeschaffenheit

Vergleicht man den Einfluss der Wegbeschaffenheit, so zeigen sich hinsichtlich der Schwankungsamplitude deutliche Unterschiede zwischen den in Abbildung 5-16 dargestellten Zeitverläufen der Aktionskraft in Fahrtrichtung (x-Richtung) beim Schieben auf ebenem Untergrund und im Gelände. Während auf ebener Strecke zur Beschleunigung der Schubkarre nur kurzzeitig eine erhöhte Kraftkomponente in Fahrtrichtung ausgeübt werden muss, ist zur Bewegung der Schubkarre im unebenen Gelände wiederholt eine Kraft in x-Richtung erforderlich.

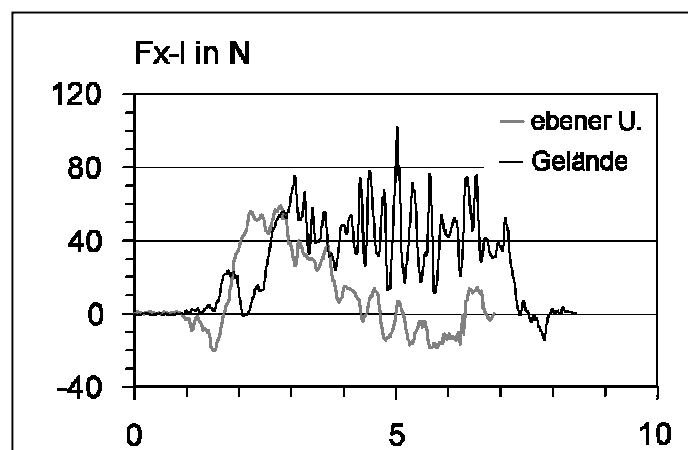


Abbildung 5-16:
Aktionskräfte in Fahrtrichtung der für die Tätigkeiten „Fahren auf ebenem Untergrund“ und „Fahren in unebenem Gelände“ (Kraftverläufe an der linken Hand)

Da sich die Wirkungslinie der nach vorn weisenden Kraft F_x unterhalb der Bezugsbandscheibe L5-S1 befindet, übt die Kraft ein den Oberkörper beugendes Moment aus. Bei erhöhter Kraftausübung in x-Richtung während des Schiebens im Gelände vergrößert sich dieses Moment und damit auch die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 entsprechend. Daher übertragen sich die hohen Schwankungen der horizontalen x-Komponente der Aktionskraft (s. Abbildung 5-16) auch auf den in Abbildung 5-18 rechts unten dargestellten Verlauf der Druckkraft mit im Vergleich zum „ebenen“ Schieben um etwa 1 kN erhöhten Spitzenwerten.

Bei der Kurvenfahrt wurden von den Probanden deutlich unsymmetrische Aktionskräfte ausgeübt. Dies wirkte sich allerdings kaum auf den in Abbildung 5-18 dargestellten Verlauf der Druckkraft aus. Deutlicher wird die Wirkung der ungleich von beiden Händen auf die Schubkarre ausgeübten Aktionskräfte in der Darstellung der lateralen Scherkraft (s. Abbildung 5-17). Verglichen wurden dazu die Tätigkeiten Schieben geradeaus und Kurvenfahrt (ebene Strecke, 60 kg Ladegewicht, mittelschnell).

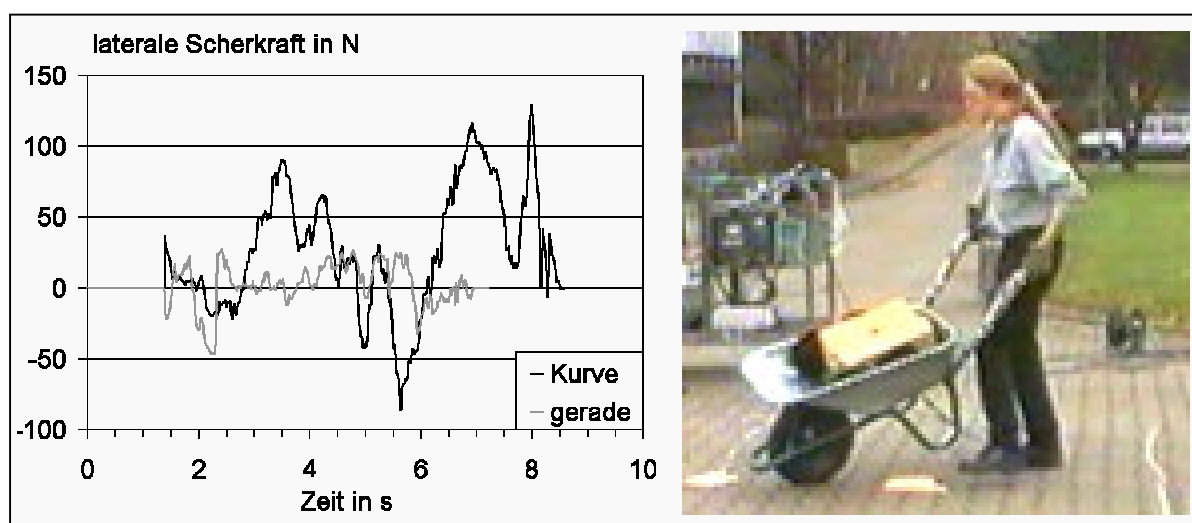


Abbildung 5-17:
Vergleich der lateralen Scherkraft zwischen Kurvenfahrt und geradem Schieben (links) und unsymmetrische Körperhaltung bei der Kurvenfahrt (Videoprint rechts)

Zum Schieben der Schubkarre über ein Hindernis beschleunigte der Proband die Schubkarre vor dem Auftreffen auf das Hindernis zunächst stark und ließ die Schubkarre hauptsächlich anhand ihrer Massenträgheit das Hindernis überwinden und wendete somit zu diesem Zeitpunkt keine erhöhten Aktionskräfte auf. Daraus resultieren die Druckkraftspitze von etwa 2,1 kN zum Zeitpunkt $t = 4$ s und der sich an-

schließende deutliche Abfall des Graphen auf einen Druckkraftwert von etwa 1 kN (Diagramm links unten in Abbildung 5-18).

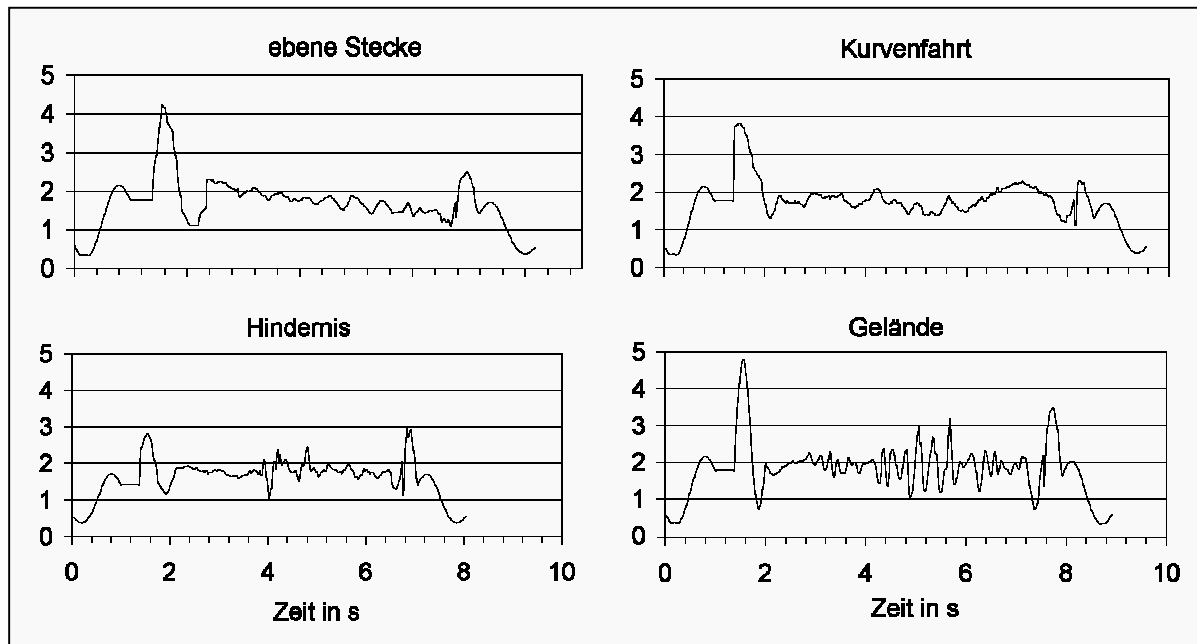


Abbildung 5-18:
Verschiedene Wegbeschaffenheiten – Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Lastentransport mit der Schubkarre (*hier: Ebene, 60 kg, mittelschnell*)

5.2.3.4 Rumpfneigung beim Anheben und Absetzen

Anhand der Analyse der Teiltätigkeit „Schieben in ebenem Gelände“ (mittelschnelle und schnelle Ausführung) wurde der Einfluss der Rumpfneigung beim Anheben bzw. Absetzen der Schubkarre untersucht. Allgemein beeinflussen die Rumpfneigungswinkel bei Hebevorgängen die Druckkräfte auf die Bandscheiben erheblich, da sich der Abstand der Last von der Bandscheibe mit zunehmender Oberkörperverneigung vergrößert. In der Abbildung 5-19 sind zwei Druckkraftverläufe für das Anheben der Schubkarre mit einem Ladegewicht von 80 kg bei Rumpfneigungswinkeln von etwa 20 Grad und 40 Grad, jeweils zum Anfang der Hebebewegung, dargestellt. Bei der Ausführung mit einem Rumpfneigungswinkel von 40 Grad erreicht die Druckkraft bei etwa 4,2 kN ihren Spitzenwert. Für einen Winkel von 20 Grad wird dieser Wert bei einem Druckkraftmaximum von 3,3 kN um etwa 20% unterschritten.

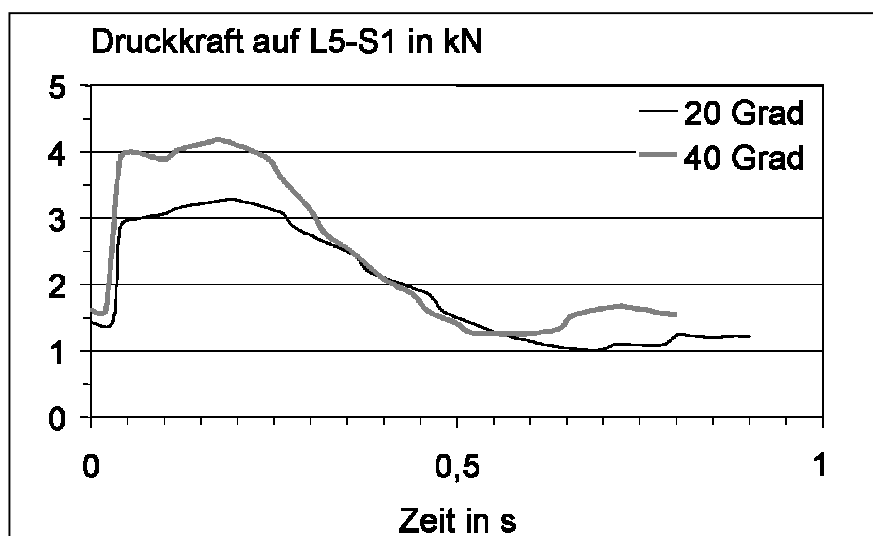


Abbildung 5-19:
Unterschiedliche Rumpfneigungen – Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Anheben der Schubkarre (80 kg)

5.2.3.5 Auskippen der Schubkarre

Der Bewegungsablauf bei der Teiltätigkeit „Auskippen der Schubkarre“ unterscheidet sich von den bisher beschriebenen Teiltätigkeiten dahingehend, dass die Schubkarre zu Beginn bereits angehoben war und sich der Proband daher in einer nahezu aufrechten Körperhaltung befand. Im Weiteren wurde die Schubkarre nach vorne ausgekippt (s. Foto in Abbildung 5-20). Aufgrund der vergleichsweise geringen Aktionskräfte (maximal etwa 80 N pro Seite) in Kombination mit der weitestgehend aufrechten Körperhaltung (s. Abbildung 5-20 links) bleibt die Wirbelsäulenbelastung auch bei höheren Ladegewichten gering und wird an dieser Stelle nicht näher beschrieben.

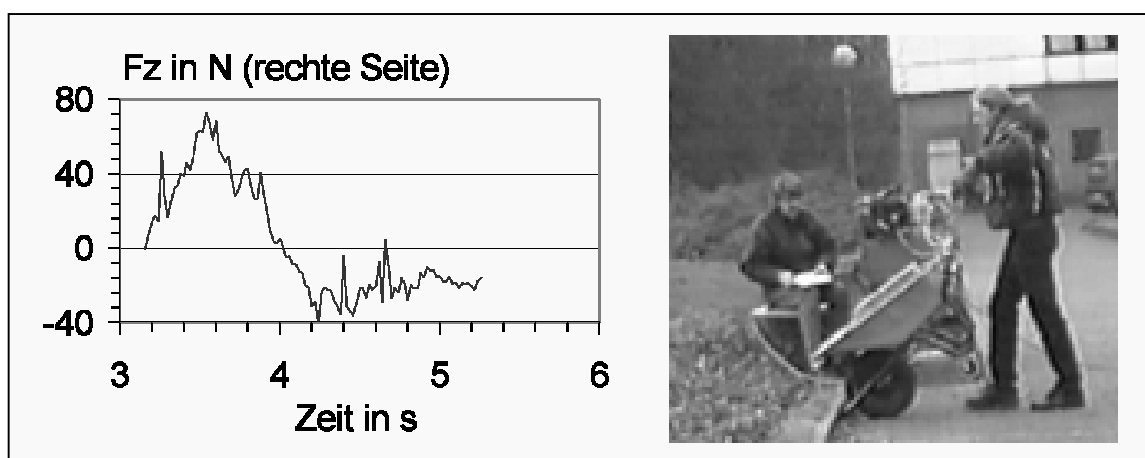


Abbildung 5-20:
Zeitverlauf der vertikalen Kraft F_z (nur rechte Seite) und Videoprint der Körperhaltung beim Auskippen der Schubkarre mit einem Ladegewicht von hier 60 kg

5.2.4 Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte

Stellvertretend für die mit Hilfe der Aktionskraftmessungen ermittelten Kennwerte der Wirbelsäulenbelastung sind die Druckkraftwerte für die Tätigkeitsabschnitte Anheben, Schieben und Absetzen der Schubkarre zusammengefasst in der Tabelle 5-3 dargestellt. Für das Anheben und Absetzen sind jeweils die erhobenen Höchstwerte aufgeführt, für das Schieben wurde zusätzlich der Mittel- und der Minimalwert dargestellt.

Tabelle 5-3:

Zusammenfassung der Druckkraftwerte auf die Bandscheibe L5-S1 bei verschiedenen Teiltätigkeiten des Lastentransports mit Schubkarre auf horizontalen ebenen Wegen (sofern nicht andere Wegbeschaffenheit angegeben).

Untersuchungsbedingung		Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 in kN				
		Anheben	Schieben		Absetzen	
		Max.	Min.	Mittelwert	Max.	Max.
Ladegewicht in kg	20	2,5	1,1	1,3	1,6	3,5
	40	3,2	1,3	1,6	1,9	3,9
	60	4,2	1,4	1,8	2,3	2,4
	80	3,3	1,6	2,0	2,4	3,8
Geschwindigkeit	langsam	3,2	1,4	1,8	2,1	2,4
	schnell	3,4	1,3	1,8	2,2	3,8
Wegbeschaffenheit	im Gelände	4,8	1,1	1,9	3,2	3,5
	Kurvenfahrt	3,8	1,3	1,8	2,3	2,4
	mit Hindernis	2,8	1,0	1,8	2,5	3,0
unterschiedliche Steigungen	Rampe (R.) auf	3,1	1,5	1,8	2,2	1,5
	Rampe ab	2,6	1,3	1,5	1,8	2,3
	R. auf Gelände	4,2	1,7	2,0	2,4	2,1

Zusammengefasst deuten die in den vorhergehenden Zeitverläufen und in der Tabelle 5-3 dargestellten Werte darauf hin, dass die Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 beim Anheben und Absetzen der Schubkarre höher ist als beim Schieben. Weiterhin steigt sie mit zunehmendem Ladegewicht und ist im unebenen Gelände höher als auf ebenem Untergrund. Die schrittsynchronen Schwankungen der Druckkraft steigen mit zunehmender Ausführungsgeschwindigkeit sowie mit zunehmendem Ladegewicht und sind im Gelände höher als auf ebenem Untergrund. Insgesamt bestätigte sich die Vermutung, dass für die ausgewählten Teiltätigkeiten eine

erhöhte Wirbelsäulenbelastung vorliegt, hauptsächlich für die Abschnitte „Anheben“ und „Absetzen“.

Anhand von Beispielen aus verschiedenen beruflichen (bauverwandten) Tätigkeitsfeldern wurde die Erprobung von Messsystemen zur „direkten“ Erhebung von Aktionskräften in den Kapiteln 5.1 und 5.2 beschrieben. Daraus wurden mit Hilfe von biomechanischen Modellrechnungen Belastungskennwerte der Wirbelsäule ermittelt. Sowohl für das Messsystem „Schaufel“ als auch für das Messsystem „Schubkarre“ zeigte sich eine gute prinzipielle Anwendbarkeit der Messsysteme bei verschiedensten Tätigkeitsvarianten. Die ermittelten Belastungskennwerte liegen im erwarteten, mit vereinfachten mechanischen Ansätzen (geschätzte Kraft * geschätzter Hebelarm) geprüften Rahmen. Hinsichtlich einer ausführlichen Diskussion sei an dieser Stelle auf das Kapitel 6 verwiesen.

5.3 Messsystem „Bett“

Zur Erhebung von Aktionskräften im Bereich Kranken- und Altenpflege wurden die Messsysteme „Bett“, „Stuhl“ und „Boden“ entwickelt. Bei diesen Systemen handelt es sich, im Gegensatz zu den im Kapitel 5.1 und 5.2 genutzten „direkten“ Kraftmesseinrichtungen, um Geräte, die von Personen ausgeübte Aktionskräfte „indirekt“ erfassen (s. Kapitel 2.3). Um die Eignung der Messsysteme zu prüfen, wurden im Wesentlichen solche Tätigkeiten ausgewählt, für die eine erhöhte Wirbelsäulenbelastung angenommen wird (s. Tabelle 5-4). Als Entscheidungshilfe wurde der interne Katalog so genannter „sicher gefährdender Pflegetätigkeiten“ mit Patiententransfer der Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW) genutzt.

Tabelle 5-4:

Sicher gefährdende Tätigkeiten in der Pflege – Untersuchungsdesign, die dunkelgrau hinterlegten Fälle werden im Folgenden detailliert beschrieben

Tätigkeit / Variante:	Pflegeperson	Ausführungsart	Mobilitätsgrad
Bein(e) des Patienten anheben und ablegen	1 / 2	konventionell	aktiv / passiv
Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv / passiv
Kopfteil des Betts mit Patienten hochstellen und zurück	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv / passiv
Setzen des Patienten an die Bettkante und zurück	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv / passiv
Patienten im Bett höher lagern	1 / 2	konventionell	Var. 1 / Var. 2
Bettpfanne (Steckbecken) unter den Patienten schieben und entfernen	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv / passiv
Aufrichten des Patienten vom Boden in den Stand	1 / 2	konventionell	aktiv
Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen und zurück	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv
Patienten Umsetzen von der Bettkante in den Stuhl o.ä.	1 / 2	konventionell / optimiert	aktiv / passiv

Als Probanden agierten zwei langjährig berufserfahrene Ausbilderinnen für Pflegepersonal, die sowohl die im üblichen Krankenpflegebetrieb eingesetzte, sogenannte „konventionelle“ als auch die nach heutigem Stand der Pflorgetechnik als rücken-schonender angesehene „optimierte“ Technik beherrschten. Weiterhin wurde hin-

sichtlich des Mobilitätsgrads des Patienten zwischen „aktiver“ (der Patient unterstützt die Pflegeperson so weit wie möglich) und „passiver“ (der Patient hilft nicht mit) Ausführung unterschieden. Die sich daraus ergebenden 93 Varianten wurden von beiden Pflegepersonen zwischen drei und sechs Mal wiederholt. Die untersuchten Varianten wurden zur Ermittlung der zeitlichen Verläufe von 3 Aktionskraftkomponenten und von 6 Wirbelsäulenbelastungskennwerten in 5 bis 13 Abschnitte geteilt, wodurch insgesamt 1489 Einzelauswertungen notwendig wurden.

Für jedes der drei Messsysteme soll im Folgenden jeweils eine Anwendung detailliert beschrieben werden; anschließend werden die Ergebnisse der verbleibenden Tätigkeiten zusammengefasst dargestellt. Die jeweils untersuchte Tätigkeit wird zunächst anhand des zeitlichen Verlaufs der Aktionskraftkomponenten und der Körperhaltung als den wesentlichen Eingangsgrößen für die biomechanische Modellrechnung beschrieben. Abschließend wird der Zeitverlauf daraus resultierender relevanter Belastungskennwerte dargestellt.

5.3.1 Aktionskräfte

Der zeitliche Verlauf der von der Pflegeperson während der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“ (konventionell, Patient passiv, Pflegeperson 1) ausgeübten Aktionskräfte ist in der Abbildung 5-21 dargestellt. Zur Ermittlung der Aktionskraftkomponenten wurde die Tätigkeit in 7 Abschnitte unterteilt. Nach dem anfänglichen Abschnitt „Warten“ in der Grundposition (die Pflegeperson steht aufrecht mit waagrecht nach vorne angehobenen Unterarmen) wurde von dem Probanden im Abschnitt „Beugen der Pflegeperson zum Patienten“ eine hohe vertikale Kraftkomponente bis zu 150 N „nach unten“ ausgeübt, obwohl zu diesem Zeitpunkt keine Patientenbewegung erfolgte. Ursächlich für diese Kraft war ein Abstützen der Pflegeperson im Bett. Zu Beginn des nächsten Abschnitts „Aufrichten des Oberkörpers des Patienten“ änderte sich die Richtung der vertikalen Kraftkomponente, da die Pflegeperson den Oberkörper des Patienten mit einer Kraft von bis zu 80 N anhob. Gleichzeitig schob sie ihn mit einer seitlichen Kraftkomponente von fast 200 N von rechts nach links. Im vierten Abschnitt „Halten des Patienten“ stützte sich der Proband mit einer vertikalen Kraftkomponente „nach unten“ zwischen 50 N und 60 N auf dem Patienten ab. Die von der Pflegeperson im Abschnitt „Oberkörper des Patienten ablegen“ aufgebrauchten Kräfte von jeweils etwa 80 N „nach links“ und „nach oben“ bremsen lediglich die schwerkraftinduzierte Bewegung des Patienten-

oberkörpers ab. Anschließend richtete sich der Proband in die Grundposition auf; dazu stützte er sich zu Beginn des vorletzten Abschnitts mit einer Aktionskraft von 70 N „nach unten“ auf dem Messbett ab. Den Abschluss der Tätigkeit bildet der Abschnitt „Warten“ in der Grundposition.

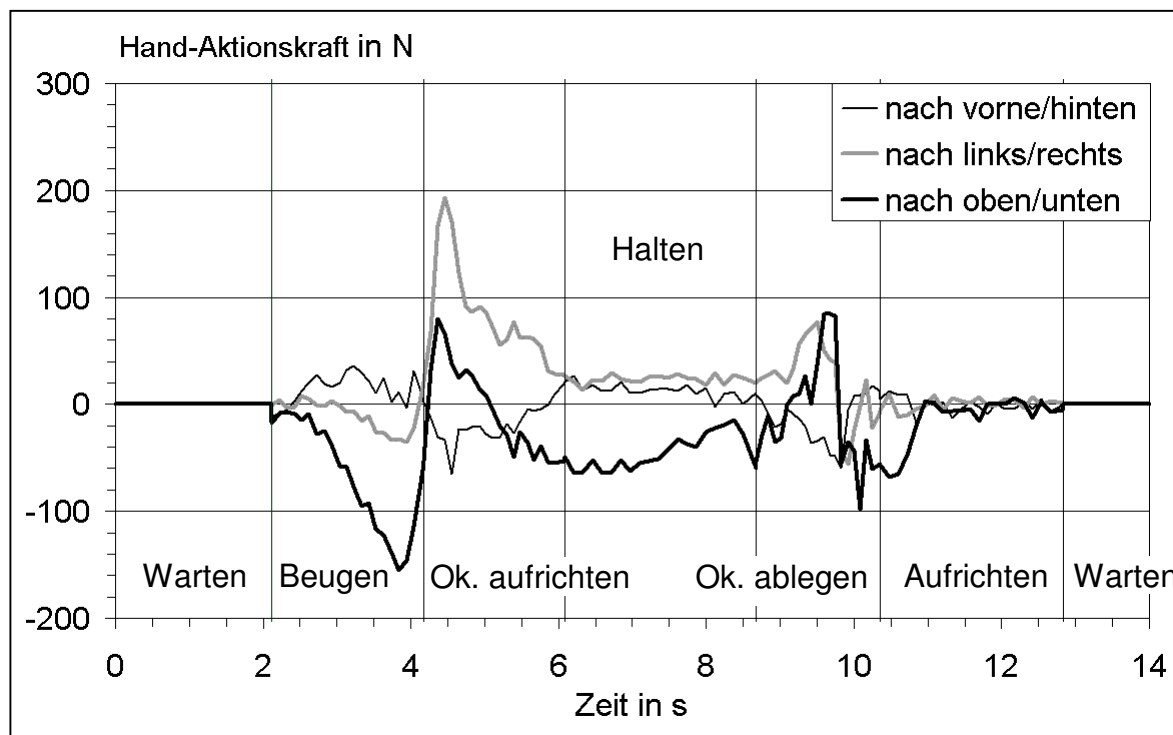


Abbildung 5-21:
Zeitverläufe der Aktionskraftkomponenten der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“, Ausführung konventionell, Patient passiv, Pflegeperson 1; Ok. = Oberkörper

5.3.2 Körperhaltung

Die zweite wesentliche Eingangsgröße für die biomechanischen Modellrechnungen – die Körperhaltung der Pflegeperson – ist anhand von Momentaufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten in der Abbildung 5-22 dargestellt. Ausgehend von der Grundposition im ersten Abschnitt der Tätigkeit (Foto oben links in Abbildung 5-22) folgte anschließend das Beugen des Probanden zum Bett hin mit einem letztendlichen Rumpfneigungswinkel über 45 Grad und das Umfassen der Patientenschulter (Foto oben rechts in Abbildung 5-22). Im nächsten Abschnitt richtet die Pflegeperson den Patientenoberkörper auf und hält ihn in dieser Position (Foto unten links in Abbildung 5-22). Der Oberkörper der Pflegeperson bleibt dabei um etwa 15 Grad nach vorn geneigt. Zum Ablegen des Patienten beugt die Pflegeperson ihren Oberkörper nach vorn und wendet ihn gleichzeitig deutlich nach rechts. Weiterhin ist ihr Oberkörper um die Körperlängsachse verdreht und beide Arme sind angewinkelt. Zum Ende der Pflegetätigkeit richtete sich die Pflegeperson in die Grundhaltung auf.

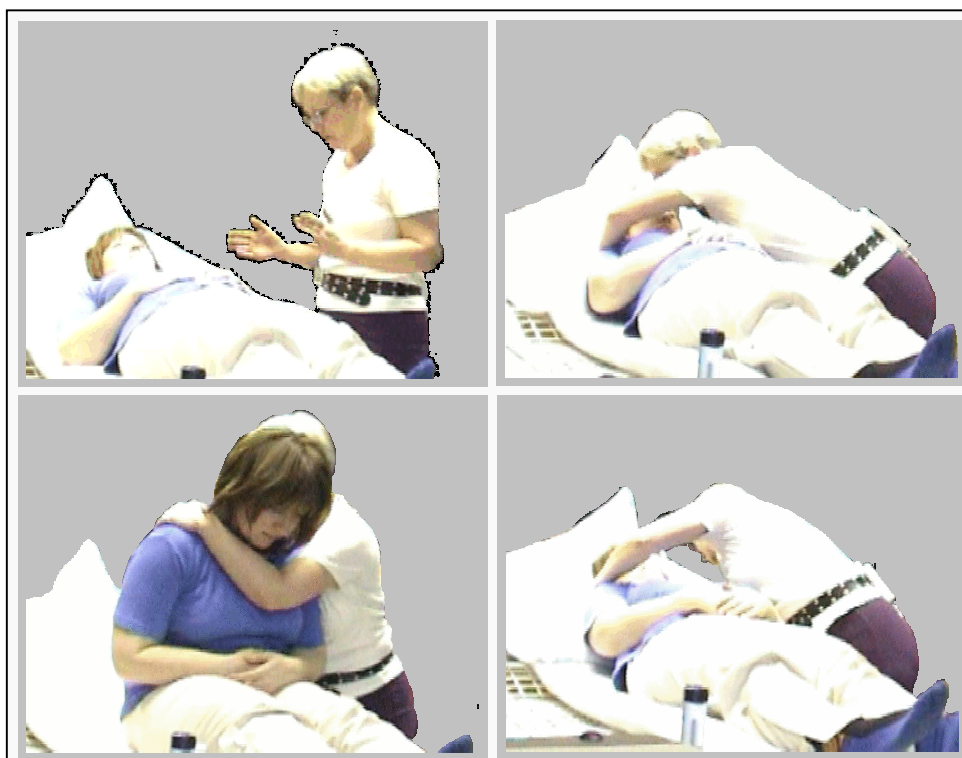


Abbildung 5-22:
Ausschnitte aus der Videodokumentation der Körperhaltung bei der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“, Ausführung konventionell, Patient passiv, Pflegeperson 1

5.3.3 Belastungskennwerte

Aus den zeitlichen Verläufen der Aktionskraftkomponenten und der Körperhaltungen wurden die in Abbildung 5-23 dargestellten Belastungskennwerte der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“ ermittelt. Der Verlauf der Druckkraft zeigt im Vergleich zum sagittalen (sag.) und lateralen (lat.) Scherkraftverlauf deutlich höhere Werte. Die höchsten Werte werden mit jeweils etwa 3,5 kN zu Beginn des Abschnitts „Oberkörper des Patienten aufrichten“ und etwa in der Mitte des Abschnitts „Oberkörper des Patienten ablegen“ erreicht. Zeitgleich weisen hier sowohl die sagittale als auch die laterale Scherkraft mit Beträgen bis zu 0,5 kN ihre Maximalwerte auf, da – wie in Kapitel 5.3.2 beschrieben – der Oberkörper der Pflegeperson um seine Längsachse verdreht war. Gegen Ende des Abschnitts „Beugen“ wirkte das aufrichtende Moment (erzeugt durch das Abstützen der Pflegeperson im Bett) der Belastung durch die Oberkörperverneigung entgegen, so dass die Druckkraft deutlich unter den Wert für das aufrechte Stehen auf etwa 0,2 kN sank. Ebenfalls durch ein Abstützen beeinflusst werden die um etwa 1 kN schwankenden Werte der Druckkraft im Abschnitt „Halten“ und zu Beginn des Ab-

schnitts „Aufrichten“. Durch die nachlassende Abstützkraft bei immer noch deutlich nach vorne geneigtem Oberkörper steigt hier die Bandscheibendruckkraft zunächst bis auf etwa 2 kN an und fällt anschließend wegen der immer aufrechteren Körperhaltung bis auf den Wert für das aufrechte Stehen.

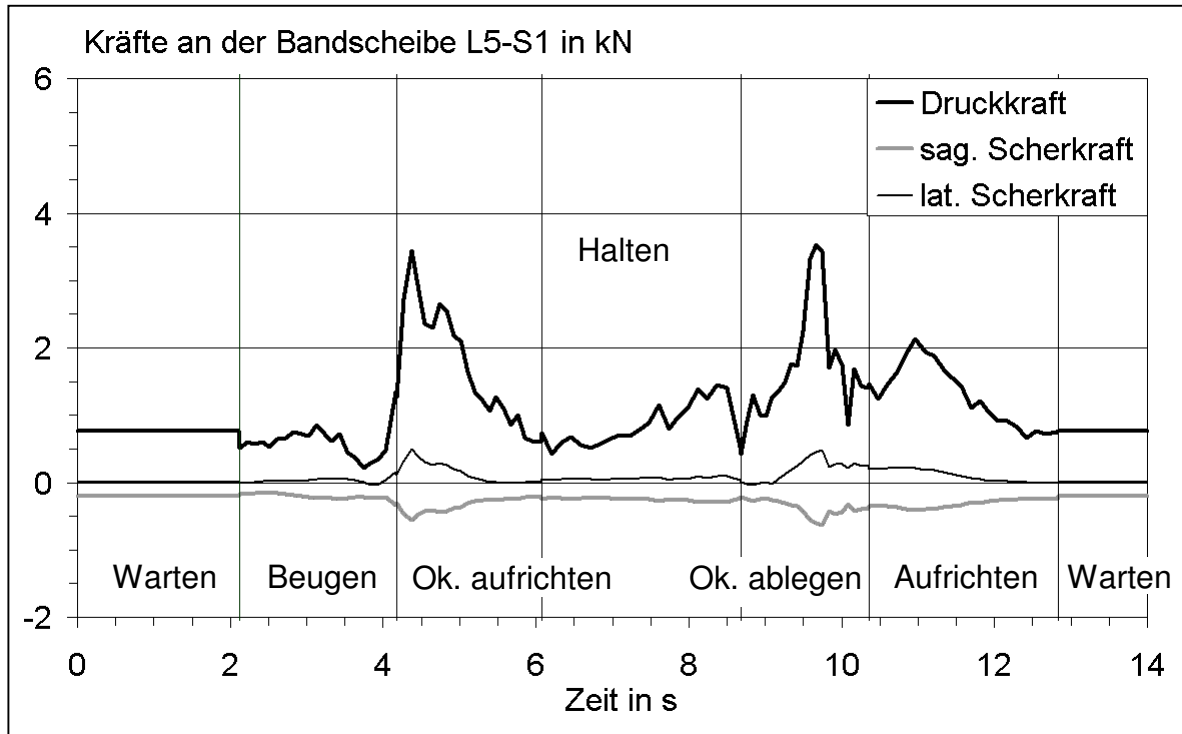


Abbildung 5-23:
Zeitverläufe der Kräfte an der Bandscheibe L5-S1 bei der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“, Ausführung konventionell, Patient passiv, Pflegeperson 1

5.3.4 Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte

Die Maximalwerte der Bandscheibendruckkraft sind anhand eines Vergleichs der konventionellen und der rückengerechteren (optimierten) Ausführung unterschiedlicher mit dem Messsystem „Bett“ untersuchter Varianten in der folgenden Tabelle 5-5 auszugsweise dargestellt. Für die Tätigkeiten „Bein(e) des Patienten anheben und ablegen“ und „Patienten im Bett höher lagern“ existieren keine optimierten Ausführungsvarianten. Bei den konventionellen Varianten der untersuchten Tätigkeiten werden Spitzenwerte der Druckkraft zwischen 3,3 kN und 7,2 kN erreicht. Durch eine rückengerechtere Technik konnten diese hohen Werte teilweise deutlich reduziert werden. Eine ausführlichere Darstellung der erhobenen Belastungskennwerte ist im Anhang 7.2 aufgeführt.

Tabelle 5-5:

Gemittelte maximale Druckkraftwerte der mit dem Messsystem „Bett“ erhobenen Belastungskennwerte. Vergleich der konventionellen (konv.) und der rückengerechteren (optimiert) Ausführung. Für zwei Tätigkeiten ist keine optimierte Ausführung möglich.

Tätigkeit (passiver Patient)	max. Druckkraft in kN konv. / optimiert (n)
Bein(e) des Patienten anheben und ablegen	3,3 (n = 11) / *
Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen u. zurück	4,5 (n = 2) / 2,5 (n = 1)
Kopfteil des Betts mit Patienten hochstellen und zurück	4,8 (n = 2) / 4,6 (n = 2)
Setzen des Patienten an die Bettkante und zurück	5,9 (n = 2) / 3,0 (n = 2)
Patienten im Bett höher lagern	7,2 (n = 4) / *
Bettpfanne unter den Patienten schieben u. entfernen	5,0 (n = 4) / 3,3 (n = 1)

5.4 Messsystem „Stuhl“

Die mit dem Messsystem „Stuhl“ untersuchten Tätigkeiten „Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen und zurück“ und „Bewegen des Patienten aus dem Sitzen in den Stand und zurück“ unterscheiden sich dahingehend, dass bei der ersten Tätigkeit der Patient zusätzlich zum Aufrichten bis zu einem Winkel von etwa 90 Grad um seine Körperlängsachse gedreht wurde.

Der Abschnitt „Anheben“ der im Folgenden näher beschriebenen Tätigkeit „Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen und zurück“ (konventionell, Pflegeperson 1) ist anhand von drei Videoprints in der Abbildung 5-25 beschrieben. Das „Absetzen“ des Patienten erfolgte in etwa umgekehrter Art, so dass auf eine bildliche Darstellung an dieser Stelle verzichtet wird. Aus der Grundposition beugte sich die Pflegeperson zunächst zum Patienten (linkes Foto in Abbildung 5-25) und umfasste ihn mit beiden Armen in Höhe der Lendenwirbelsäule. Aus dieser Körperhaltung hob die Pflegeperson den Patienten bis in den aufrechten Stand, um dann in dieser Position kurzzeitig zu verweilen (Abschnitt „Halten“). Nach dieser Phase wurde der Patient wieder in den Messstuhl zurück gesetzt; danach bewegte sich die Pflegeperson zurück in den aufrechten Stand.

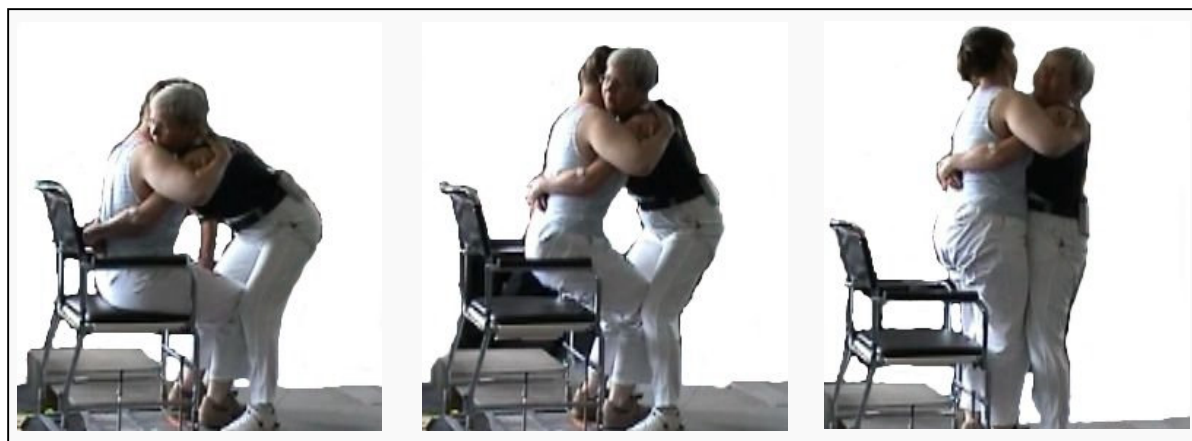


Abbildung 5-25:
Ausschnitte aus der Videodokumentation der Körperhaltung bei der Tätigkeit „Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen und zurück“, Ausführung konventionell, Pflegeperson 1

5.4.1 Aktionskräfte und Belastungskennwerte

Die hinsichtlich der Wirbelsäulenbelastung relevanten Abschnitte der Tätigkeit „Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen und zurück“ sind in der Abbildung 5-26 zusammen mit den zeitlichen Verläufen der beiden, diese Tätigkeit prägenden, Aktionskraftkomponenten „nach vorne/hinten“ und „nach oben/unten“ sowie des Belastungskennwerts Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 dargestellt.

Der Verlauf der Aktionskraft-Graphen im Abschnitt „Aufrichten“ zeigt, dass der Proband den Patienten zunächst mit einer Kraftkomponente „nach vorne/hinten“ „zu sich hin“ zog (bis etwa -150 N), um ihn anschließend mit einer bis auf etwa 360 N steigenden Komponente „nach oben“ in den aufrechten Stand zu bringen. Im anschließenden Abschnitt benötigte die Pflegeperson eine vertikale Aktionskraftkomponente von fast 100 N zum „Halten des Patienten“.

Im Abschnitt „Absetzen des Patienten“ wendete die Pflegeperson eine Aktionskraft von bis zu 200 N „nach oben“ auf, um den Patienten entgegen der Wirkung der Schwerkraft zurückzuhalten. Zum Zeitpunkt 10 s „springt“ die vertikale Aktionskraftkomponente auf einen in der Abbildung angedeuteten Wert von -400 N; dieser Effekt wurde durch die Transfer-untypische Phase – das plötzliche Setzen des Patienten auf die Sitzfläche des Messstuhls – verursacht und ging daher nicht in die Berechnung der Wirbelsäulenbelastung ein.

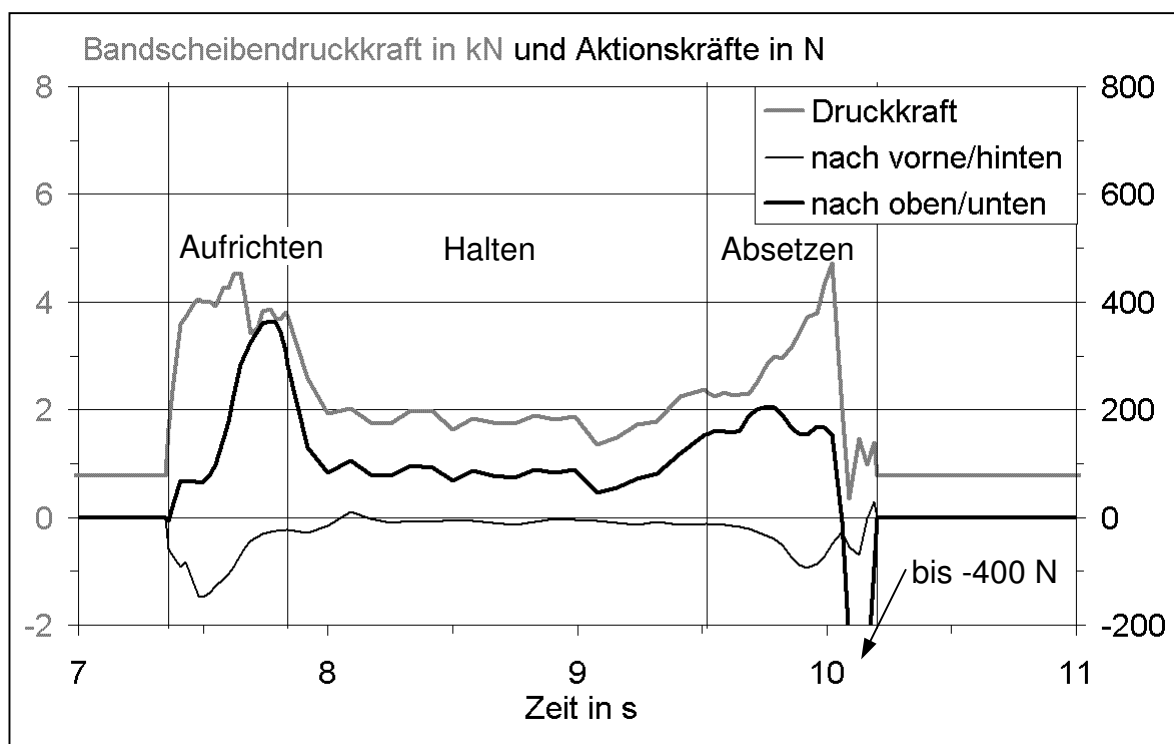


Abbildung 5-26:
Zeitverläufe der Kräfte an der Bandscheibe L5-S1 (linke Skala) und zeitlicher Verlauf der Aktionskraft „nach vorne/hinten“ und „nach oben/unten“ (rechte Skala) an den Händen bei der Tätigkeit „Patienten vom Stuhl in den Stand bewegen und zurück“, Ausführung konventionell, Pflegeperson 1

Die Bandscheibendruckkraft erreicht trotz geringer Aktionskraftkomponenten „nach oben“ schon zu Beginn des ersten Abschnitts hohe Werte, da hier die ungünstigste Körperhaltung zusammen mit dem von der Kraftkomponente „nach hinten“ erzeugten „belastenden“ Moment wirkte. Die im Abschnitt „Absetzen“ ansteigende Druckkraft resultierte – bei einer in etwa gleichbleibenden Kraftkomponente „nach oben“ – aus der immer weiter nach vorne geneigten Körperhaltung der Pflegeperson.

5.4.2 Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte

In der Tabelle 5-6 sind die aus mehreren Versuchen gemittelten maximalen Druckkraftwerte auf die Bandscheibe L5-S1 für die mit Hilfe des Messsystem „Stuhl“ erhobenen Tätigkeiten „Patienten Umsetzen von der Bettkante in den Stuhl“ und „Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen“ – jeweils bei einem aktiven Patienten – dargestellt. Der Vergleich der „konventionellen“ mit der „optimierten“ Ausführung zeigt eine teilweise deutliche Verringerung der Bandscheibendruckkraft. So führte die rückengerechtere Variante beim Umsetzen des Patienten in den Stuhl zu einem Rückgang der maximalen Druckkraft um 0,6 kN auf 3,7 kN. Noch deutlicher ist die Halbierung dieses Belastungskennwerts beim Bewegen des Patienten in den Stand.

Tabelle 5-6:

Gemittelte maximale Druckkraftwerte der mit dem Messsystem „Stuhl“ erhobenen Belastungskennwerte. Vergleich der konventionellen und der rückergerichteren (optimiert) Ausführung.

Tätigkeit	max. Druckkraft in kN
Patienten Umsetzen von der Bettkante in den Stuhl, konventionell	4,3 (n = 3)
Patienten Umsetzen von der Bettkante in den Stuhl, optimiert	3,7 (n = 5)
Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen, konventionell	5,5 (n = 2)
Patienten vom Sitzen in den Stand bewegen, optimiert	2,7 (n = 2)

5.5 Messsystem „Boden“

Zur Erhebung von Aktionskräften bei der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten vom Boden in den Stand“ wurde das in Kapitel 2.4.1.3 beschriebene Messsystem „Boden“ verwendet. Das Aufrichten des Patienten wird anhand von zwei Teiltätigkeiten durchgeführt, dem „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“ (Variante 1: einhändig, Variante 2: zweihändig) und dem „Aufrichten des auf dem Boden sitzenden Patienten in den Stand“. Die Tätigkeit wurde mit „aktiver“ Hilfe des Patienten und in konventioneller Ausführung untersucht, andere Bedingungen werden in der Regel von zwei Pflegepersonen gemeinsam ausgeführt und werden daher hier nicht untersucht. Insgesamt wurden 33 Teiltätigkeiten mit jeweils 5 Abschnitten aufgenommen.

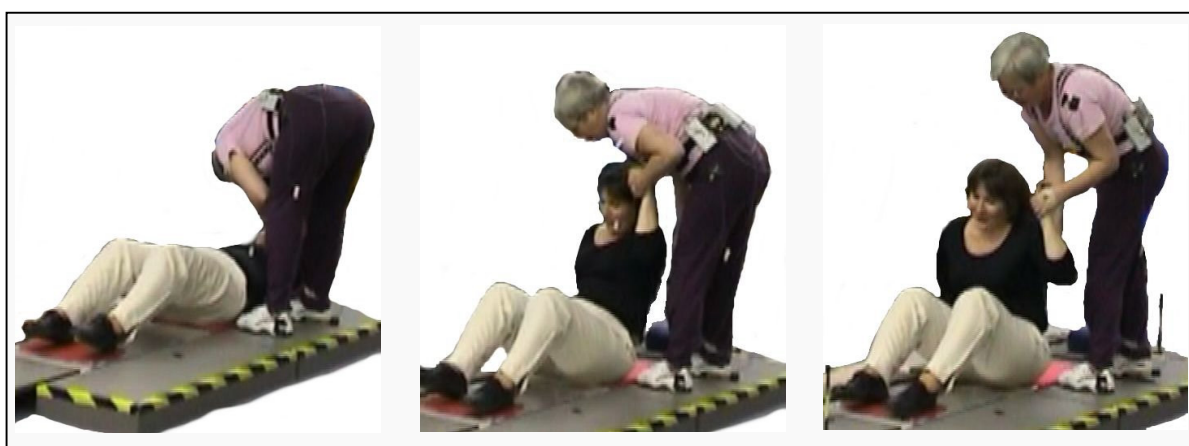


Abbildung 5-27:

Ausschnitte aus der Videodokumentation der Körperhaltung bei der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“, Variante 1, Pflegeperson 1

Aus der Grundstellung beugt sich die Pflegeperson bis zu einem Rumpfneigungswinkel von über 90 Grad zum am Boden liegenden Patienten (linkes Foto in der Ab-

bildung 5-27). Nachdem die Arme zum Patienten gestreckt wurden, wird der Patient von dem Probanden unter Aufrichtung des Oberkörpers bis zu einem Rumpfneigungswinkel von ca. 15 Grad in die sitzende Position gebracht (mittleres und rechtes Foto in der Abbildung 5-27). Anschließend richtet sich die Pflegeperson zur Grundposition auf. Das mittlere Foto in der Abbildung 5-27 zeigt die Körperhaltung von Pflegeperson und Patient zum Zeitpunkt 7 s.

5.5.1 Aktionskräfte und Belastungskennwerte

Bei der Teiltätigkeit „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“ wurden vornehmlich im Abschnitt „Patient aufrichten“ belastungsrelevante Druckkräfte ermittelt. Daher ist in der folgenden Abbildung 5-28 nur für diesen Abschnitt der zeitliche Verlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 und der drei von der Pflegeperson ausgeübten Aktionskraftkomponenten dargestellt. Die Kraft „nach hinten“ lag zunächst relativ konstant bei etwa 70 N und näherte sich ab dem zweiten Drittel des

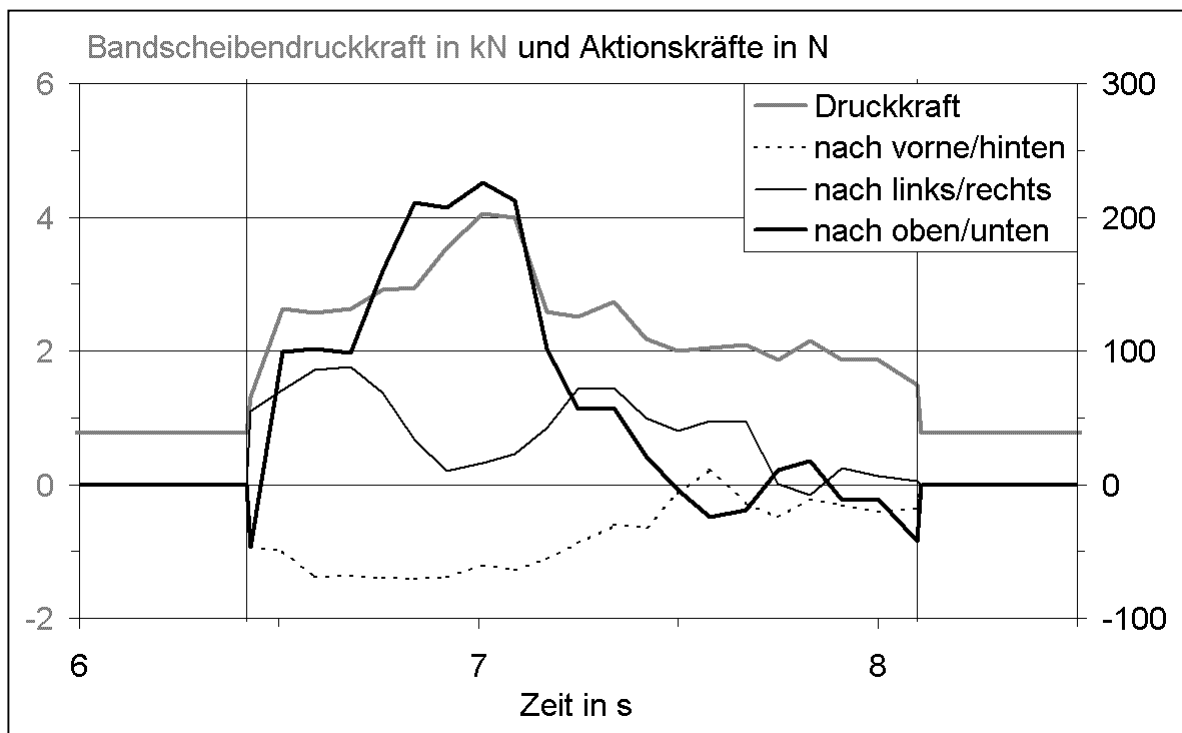


Abbildung 5-28: Zeitverläufe der Kräfte an der Bandscheibe L5-S1 (linke Skala) und zeitlicher Verlauf der Aktionskraft „nach vorne/hinten“ und „nach oben/unten“ (rechte Skala) an den Händen bei der Tätigkeit „Aufrichten des Patienten zum Sitzen“, Variante 1, Pflegeperson 1

Abschnitts immer weiter der Nulllinie. Die Kraftkomponente „nach oben“ steigt bis zu ihrem Maximalwert von 270 N zum Zeitpunkt 7 s kontinuierlich an und fällt anschließend zügig ebenfalls bis auf Werte um die Nulllinie. Eher schwankend ist der Verlauf

der Kraftkomponente „nach links“: erst steigt sie bis auf ihren Spitzenwert von 90 N, fällt anschließend bis zum Zeitpunkt 7 s fast auf den Nullwert, steigt dann noch einmal kurz bis auf 70 N an, um abschließend, wie auch die Komponenten „nach oben“ und „nach hinten“ zum Ende des Abschnitts hin gegen Null zu tendieren.

Trotz einer ungünstigen Körperhaltung zeigt der ebenfalls in der Abbildung 5-28 dargestellte Verlauf der Druckkraft bis zu seinem Maximalwert von etwa 4 kN einen verhältnismäßig flachen Anstieg, da die Kraftkomponente „nach vorne“ etwa in Höhe der Bezugsbandscheibe wirkt und deswegen kaum zur Erhöhung der Bandscheibendruckkraft beiträgt. Der Verlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 folgt daher im Wesentlichen dem Verlauf der Aktionskraftkomponenten „nach oben“.

5.5.2 Zusammenfassende Darstellung der Belastungskennwerte

Die bei den beiden Teiltätigkeiten „Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen“ und „Aufrichten des Patienten vom Sitzen in den Stand“ erhobenen Spitzenwerte der Bandscheibendruckkraft sind in der Tabelle 5-7 dargestellt. Die erste Teiltätigkeit wurde in zwei Varianten ausgeführt, die sich hinsichtlich ihrer Druckkraftbelastung um etwa 0,5 kN unterscheiden. Für den zweiten Teil der Tätigkeit sind in der Tabelle die maximalen Druckkraftwerte für zwei verschiedene Probanden aufgeführt. Die deutlich unterschiedliche maximale Bandscheibendruckkraft resultierte aus der unterschiedlichen Körperhöhe der Pflegepersonen. Dies führte dazu, dass die Wirklinie der Aktionskraft bei der zweiten Pflegeperson deutlich unterhalb der Bezugsbandscheibe L5-S1 lag (im Mittel etwa 0,3 m) und somit ein bandscheibenentlastendes „aufrichtendes Moment“ erzeugte.

Tabelle 5-7:

Gemittelte maximale Druckkraftwerte der mit dem Messsystem „Boden“ erhobenen Belastungskennwerte – Vergleich verschiedener Varianten und Probanden

Tätigkeit	max. Druckkraft in kN
Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen, Variante 1	3,9 (n = 2)
Aufrichten des Patienten vom Boden zum Sitzen, Variante 2	4,4 (n = 2)
Aufrichten des Patienten vom Sitzen in den Stand, Proband 1	4,7 (n = 1)
Aufrichten des Patienten vom Sitzen in den Stand, Proband 2	3,3 (n = 1)

6 Diskussion

In dieser Arbeit wird die Entwicklung von Messsystemen zur Erhebung von Aktionskräften bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten beschrieben. Die dreidimensional in einer hohen zeitlichen Auflösung und Genauigkeit gemessenen Zeitverläufe der Kräfte dienen zur Ermittlung von Kennwerten der Wirbelsäulenbelastung bei der manuellen Handhabung von Lasten. Anhand der so gewonnenen Kenntnis zu Belastungshöhe und -dauer können mit entsprechenden Modellen Dosiswerte der Belastung der Lendenwirbelsäule sowohl für einen kurzen Tätigkeitsabschnitt als auch über ein gesamtes Berufsleben ermittelt und mit Richtwerten zur kumulierten Wirbelsäulenbelastung verglichen werden. Damit wird es einerseits möglich, präventiv Überlastungen zu erkennen und durch Einleitung entsprechender Maßnahmen zu vermeiden; andererseits können auch retrospektiv Belastungen der Wirbelsäule durch berufliche Tätigkeiten erhoben werden.

Zur Ermittlung von Aktionskräften in zwei Berufsfeldern (Baugewerbe, Pflege), die durch Tätigkeiten mit hohen Wirbelsäulenbelastungen gekennzeichnet sind, wurden insgesamt fünf Kraftmesssysteme entwickelt, realisiert und auf ihre Eignung geprüft. Da bei den zu untersuchenden Tätigkeiten neben vertikalen Kraftkomponenten auch hohe seitliche Kraftanteile zu erwarten waren, sollten die Systeme Kräfte in allen Raumrichtungen erfassen können. Viele Tätigkeiten in den zu untersuchenden Berufsfeldern sind von schnellen Kraftwechseln bezüglich Betrag und Richtung geprägt. Daher war es notwendig, die Kraftkomponenten in einer hohen zeitlichen Auflösung zu ermitteln. Diese Vorgaben führten zu einer erheblichen Datenmenge, so dass eine weitestgehend automatisierte Datenverarbeitung erforderlich wurde. Eine weitere Prämisse bei der Entwicklung der Kraftmesssysteme war die Abbildung von bei beruflichen Tätigkeiten ausgeübten Aktionskräften mit einer adäquaten Genauigkeit.

6.1 Zusammenfassung

Mit den in der Literatur beschriebenen Verfahren (s. Kapitel 6.2) können die Anforderungen an die gestellte Aufgabe – die Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Tätigkeiten – nur ansatzweise angemessen erfüllt werden. Daher wurden, individuell für die jeweilige Messaufgabe, Systeme zur Erfassung von Aktionskräften entwickelt, realisiert und auf ihre Eignung zur Ermittlung von Wirbelsäulenbe-

lastungen geprüft. Mit den in dieser Arbeit beschriebenen Messsystemen werden Kräfte, die eine Person bei der Handhabung von Lasten ausübt, entweder „direkt“ mit im Handhabungshilfsmittel eingebauten Messsystemen (Schubkarre, Schaufel) oder „indirekt“ über die Messung der Veränderung der auf das System ausgeübten Kraft (Messsysteme „Pfleger“) bestimmt. In beiden Fällen werden die Kräfte in allen Raumrichtungen und mit einer hohen zeitlichen Auflösung (100 Messwerte/s) erfasst. Damit können die in Kapitel 2.1 beschriebenen Anforderungen an eine adäquate Abbildung der bei der Ausübung einer Tätigkeit auf eine Person wirkenden Kräfte erfüllt werden.

Das aus zwei Baugruppen bestehende Messsystem „Schubkarre“ wurde an Stelle der beiden Holme so in eine handelsübliche Schubkarre integriert, dass deren Form und Funktion erhalten blieb. Zur „direkten“ Erfassung von Aktionskräften in allen Raumrichtungen wurden für jedes der beiden Teilsysteme drei einachsige messende Kraftsensoren eingesetzt. Die von den Sensoren bei Krafteinwirkung abgegebenen Signale wurden, insbesondere unter Berücksichtigung der Schubkarrenorientierung, mit Hilfe entsprechender Algorithmen in orthogonale Aktionskraftkomponenten umgerechnet und in einer hohen zeitlichen Auflösung gespeichert.

Das Messsystem „Schaufel“ wurde ebenfalls aus zwei Teilsystemen – jeweils für die rechte und die linke Hand – aufgebaut. Sie wurden so in den Schaufelstiel integriert, dass die Abmessungen und die Funktion des Originals weitestgehend erhalten blieben. Die Ausstattung mit Sensoren und die Signalverarbeitung erfolgte analog zum Messsystem „Schubkarre“.

Die zweite, neben den Aktionskräften wesentliche Einflussgröße für die Wirbelsäulenbelastung, die Veränderung der Körperhaltung der Probanden während der Tätigkeit, wurde bei den Untersuchungen von Tätigkeiten im Baugewerbe mit Hilfe von Videodokumentationen aus zwei Perspektiven ermittelt, digital in Dateien gespeichert und mit dem zeitlichen Verlauf der Aktionskräfte synchronisiert.

Zur Erfassung von Aktionskräften bei Pflegetätigkeiten wurden drei unterschiedliche Messsysteme entwickelt. Tätigkeiten im und am Patientenbett wurden mit dem System „Messbett“ untersucht. Für ein übliches Krankenbett wurde ein zusätzlicher Rahmen konstruiert, der über höhenverstellbare Träger auf dem Laborboden abgestützt war. Das modifizierte Originalbett war über vier in der Nähe der Eckpunkte der Liegefläche angeordnete Kraftaufnehmer mit dieser Konstruktion verbunden. Aus der Summe der von den einzelnen Kraftaufnehmern registrierten Kraftkomponenten konnte der zeitliche Verlauf eines auf das Messsystem ausgeübten Kraftvektors be-

stimmt werden. Unter Berücksichtigung der Patientenverlagerung wurde der Kraftangriffspunkt – also der Ort, an dem sich der Kraftvektor befand – aus den jeweils an den einzelnen Kraftaufnehmern registrierten Anteilen am resultierenden Kraftvektor berechnet. Mit einem vergleichbaren Ansatz wurden die Untersuchungen mit den Messsystemen „Stuhl“ und „Boden“ durchgeführt. Die Erfassung von Aktionskräften bei Tätigkeiten mit Beteiligung eines sitzenden Patienten erfolgte über einen umgebauten Patientenstuhl, der mit einer Kraftmessplattform verbunden war. Das Messsystem „Boden“ bestand aus zwei nebeneinander angeordneten Kraftmessplattformen, die es ermöglichten, Aktionskräfte bei Transfers mit „am Boden liegenden“ Patienten zu bestimmen.

Beim Einsatz der drei beschriebenen Messsysteme zur Aktionskrafterfassung in Pflegeberufen wurde die Körperhaltung der Pflegeperson durch eine iterative Verknüpfung von Daten eines optoelektronischen Systems zur Körperhaltungserfassung und begleitender Videodokumentationen bestimmt.

Anhand der oben beschriebenen, messtechnisch gestützt erhobenen Einflussgrößen der Wirbelsäulenbelastung (zeitlicher Verlauf von Aktionskraft und Körperhaltung) wurden für verschiedenste berufliche Tätigkeiten biomechanische Modellrechnungen mit dem Simulationswerkzeug *Der Dortmunder* durchgeführt. Insgesamt wurden zur Erprobung der Messsysteme für etwa 900 Tätigkeiten bzw. Tätigkeitsvarianten (Bauberufe: 349, Pflegeberufe: 574) die zeitlichen Verläufe von bis zu 42 Kraft- und 36 auf die Probanden bezogenen Körperhaltungsmesssignale mit einer Abtastrate von 100 Hz erfasst. Für etwa 150 repräsentative Vorgänge (Bauberufe: 52, Pflegeberufe: 93) wurden anschließend je 8 Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung detailliert bestimmt.

Die Erhebungen mit dem Messsystem „Schaufel“ ergaben, dass sowohl beim Einstecken der Schaufel in Schüttgut als auch beim Anheben der Schaufel im Zeitverlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 ausgeprägte Belastungsspitzen auftraten. Es wurden Spitzenwerte bis etwa 5 kN beim Einstecken in locker geschüttetes Material und von mehr als 6 kN beim Einstecken in verdichtetes Material ermittelt. Das Anheben der Schaufel führt zu Spitzenwerten der Druckkraft bis zu 4 kN.

Die hohe Wirbelsäulenbelastung resultiert dabei aus der Kombination von stark seitlich wirkenden Aktionskräften beim Einstecken bzw. einer deutlich unsymmetrischen Lastverteilung beim Anheben und einer jeweils stark unsymmetrischen Körperhaltung. Weiterhin zeigte sich, dass am Boden geführtes Einstecken der Schaufel – in Abhängigkeit vom geschaukeltem Material – zu erhöhter oder erniedrigter Belastung

führen kann und dass ein Anheben der Schaufel mit oder ohne Körperdrehung zu ähnlichen Spitzenwerten für die Bandscheibendruckkräfte führt.

Die mit Hilfe des Messsystems „Schubkarre“ erhobenen Zeitverläufe der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 ergaben mit Spitzenwerten von fast 5 kN beim Anheben und Absetzen der Schubkarre deutlich höhere Werte als beim Schieben (Maximalwerte der Druckkraft von 1,6 kN bis 3,2 kN). Weiterhin zeigten die Untersuchungen, dass die Wirbelsäulenbelastung mit zunehmendem Ladegewicht ansteigt und im unebenen Gelände höher ist als auf ebenem Untergrund. Für das Schieben bergab wurden niedrigere Werte erhoben als für das Schieben auf ebener Strecke. Im Zeitverlauf der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 zeigen sich schritt-synchrone Schwankungen, deren Höhe mit zunehmender Ausführungsgeschwindigkeit und zunehmendem Ladegewicht steigt. Der Lastentransport mit der Schubkarre führt im Gelände zu einer größeren Schwankungshöhe der Belastungswerte als auf ebenem Untergrund.

Betrachtet man die für Tätigkeiten im Pflegebereich erhobenen Spitzenwerte der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1, so reichte das Spektrum von etwa 2 kN („Aufrichten des Patienten aus dem Liegen zum Sitzen und zurück“ sowie „Ein Bein des Patienten anheben und ablegen“) bis zu 8 kN („Patienten im Bett höher lagern“). Die Probanden übten häufig neben einer vertikalen Kraftkomponente auch horizontale Aktionskräfte in beträchtlicher Höhe aus. Beispielsweise wurde bei der Tätigkeit „Kopfteil des Betts mit Patienten hochstellen und zurück“ neben einer Komponente „nach oben“ von 50 N eine Aktionskraftkomponente „nach rechts“ von 150 N gemessen. Die Kraftkomponenten wirken zudem oft nicht gleichmäßig auf beide Hände, so dass die resultierende Aktionskraft ebenfalls mit einer Asymmetrie verbunden ist. Pfl egetätigkeiten – wie beispielsweise das „Setzen des Patienten an die Bettkante und zurück“ – wurden oft mit einer bezüglich der Körpermittenebene deutlich asymmetrischen Körperhaltung ausgeführt. Diese Faktoren verursachen – neben den häufig als Belastungsindikator herangezogenen Druckkräften – auch erhebliche Scherkraftkomponenten an der Bandscheibe L5-S1 sowie Seitbeuge- und Torsionsmomente, deren Vorhandensein die Notwendigkeit einer dreidimensionalen Betrachtungsweise belegt.

6.2 Verfahren zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung

Zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung wurden die in dieser Arbeit beschriebenen Systeme entwickelt, nachdem anhand von Literaturrecherchen zunächst die Anwendbarkeit von bereits bestehenden Verfahren für die Fragestellung geprüft worden war.

Mit einem statischen biomechanischen Modell (Garg und Chaffin 1975) haben beispielsweise Garg et al. (1991) und Owen et al. (1992) verschiedene Patiententransfers untersucht. Die Körperhaltung wurde mit Hilfe von Videoaufnahmen bestimmt, die Handkräfte wurden mit Kräften gleichgesetzt, die aus dem halben Patientengewicht hergeleitet worden waren. Die Berechnungen der Wirbelsäulenbelastung wurden vermutlich mit dem Modell nach Chaffin (1969) durchgeführt, das allerdings nur vertikale Kräfte berücksichtigt.

Verschiedene Tätigkeiten im Pflegebereich untersuchte auch Zweiling (1996), indem er Körperhaltungen durch mit einem Arbeitsplatzanalysesystem (APALYS) nachbearbeitete Videoaufnahmen erfasste und Aktionskräfte an den Händen schätzte. Die biomechanischen Berechnungen wurden mit Hilfe des „Dreiwinkelmodells“ von Pangert und Hartmann (1988) durchgeführt. Dieses vergleichsweise einfach strukturierte Modell lässt lediglich Analysen von symmetrischen Hebevorgängen in der Sagittalebene zu (Jordan et al. 1998b).

Unterschiedliche Pfl egetätigkeiten untersuchte Morlock et al. (1997) mit einem „mobilen Arbeitsplatzmesssystem“. Die Körperhaltung einer Pflegeperson wurde dabei mit einem Winkelmesssystem – unterstützt von Videoaufzeichnungen – ermittelt. Von den Probanden ausgeübte Kräfte wurden mit einer Kombination von Kraftmesssohlen in den Schuhen und Elektromyogramm-Ableitungen erhoben. Zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung wurde ein dreidimensional dynamisches „Bottom-up-Modell“ (s. Kapitel 1.2.1) verwendet; dabei wird es für viele Belastungsfälle des Berufsalltags als kritisch angesehen, mit ausschließlich vertikal messenden Einkomponentensensoren horizontale Bodenreaktionskräfte erfassen zu wollen. Ein ähnliches Methodeninventar (CUELA-HTR) wurde von Kupfer (1996, 1998) und Ellegast (1998) zur Ermittlung von Wirbelsäulenbelastungen bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten eingesetzt.

Deuretzbacher et al. (1997) bestimmte mit Hilfe eines Messbetts und von zwei Kraftmessplattformen die bei Pfl egetätigkeiten ausgeübten vertikalen Komponenten der Aktionskräfte. Die Körperhaltung wurde mit Hilfe des Systems VICON (Erfassung

von Markern an der Pflegepersonen durch sechs Infrarot-Stroboskop-Kameras) durchgeführt. Das verwendete biomechanische Modell (Deuretzbacher und Rehder 1995) nutzt lediglich zwei Kraftresultierende zur Modellierung der Rückenmuskulatur (in Anlehnung an Gagnon und Gagnon 1992), die Aktivierung der Bauchmuskulatur bleibt unberücksichtigt. Diese Voraussetzungen ermöglichen allenfalls adäquate Berechnungen von Belastungen der Wirbelsäule bei Tätigkeiten ohne seitliche Kraftkomponenten.

Bridger (1998) ermittelte von Probanden beim Schaufeln von Schüttgütern ausgeübte Kräfte durch die Messung von Bodenreaktionskräften; für die Körperhaltungsanalyse verwendete er den „Lumbar Motion Monitor“ (Marras et al. 1991). Aus den so erhobenen Daten wurde qualitativ auf die Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen Versuchsbedingungen gefolgert. Die Erhebung von Kräften nach diesem „Bottem-Up“-Prinzip hat methodisch den Nachteil, dass mit einer kurzen „Messstrecke“ (maximaler horizontaler Abstand ist die Strecke vom Reaktionskraft-Resultierenden-Durchstoßungspunkt zur Fußspitze) auf Kräfte mit einem weiten Abstand zur Bandscheibe geschlossen werden muss (beispielsweise wenn eine Last mit einem nach vorne gestreckten Arm gehandhabt wird).

6.3 Kritik der Methoden

Aussagen zur Genauigkeit der eingesetzten Systeme können einerseits durch einen Vergleich der erhobenen Wirbelsäulenbelastungen mit Werten aus veröffentlichten Untersuchungen, andererseits aber auch über die Bewertung der Einzelsysteme (Aktionskraftmessung, Körperhaltungserfassung und biomechanische Modellrechnung) gewonnen werden.

Neben der Erprobung der Messsysteme sollten die in dieser Arbeit beschriebenen Erhebungen dazu genutzt werden, erste Ansätze für eine Hypothesenbildung hinsichtlich der Wirbelsäulenbelastung einzelner Tätigkeitsvarianten zu erhalten. Daher wurde in den explorativ orientierten Untersuchungen vornehmlich Wert auf eine breite Abdeckung der Teiltätigkeiten gelegt; eine strenge Signifikanzprüfung der ermittelten Zeitverläufe der Wirbelsäulenbelastung scheint aufgrund der niedrigen Fallzahl und der vielfältigen Einflussgrößen weniger sinnvoll. Eine vergleichende Betrachtung von wiederholt gemessenen Rohdatenverläufen lässt allerdings eine gute Reliabilität der mit den Messsystemen „Schubkarre“ und „Schaufel“ erhobenen Werte vermuten. Da in der Literatur sowohl für Aktionskraftverläufe als auch für Wirbelsäulenbe-

lastungen beim Lastentransport mit Hilfsmitteln adäquate Vergleichswerte nicht verfügbar sind (bei zeitvarianter und dreidimensionaler Betrachtung), konnten die im Rahmen der hier beschriebenen Untersuchungen ermittelten Ergebnisse nur mit Hilfe von vereinfachten mechanischen Ansätzen (geschätzte Kraft * geschätzter Hebelarm) auf ihre Plausibilität geprüft werden. Hierbei ergab sich eine gute Übereinstimmung der messtechnisch gestützt erhobenen Daten zu den „theoretisch abgeschätzten“ Werten.

Für die im Pflegebereich untersuchten Tätigkeiten liegen hinsichtlich einer dreidimensionalen und zeitvarianten Erfassung von Aktionskräften ebenfalls keine messtechnisch gestützt erhobenen Vergleichsdaten vor; in einer ansatzweise vergleichbaren Untersuchung (Deuretzbacher, Rehder 1997) wurden die Aktionskräfte allerdings nur bezüglich der vertikalen Komponenten bestimmt. Eine Plausibilitätskontrolle erfolgte daher, hauptsächlich aufgrund des ähnlichen Tätigkeitsspektrums, anhand „vorläufiger Belastungswerte“, die von der Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (BGW) auf Basis des Verfahrens „MDD-Pflege/Vorläufige Dosisberechnung“ (Kuhn et al. 2001; im Folgenden als MDDv bezeichnet) verwendet werden. In diesem Verfahren wurde die Druckkraft an der Lendenwirbelsäule retrospektiv abgeschätzt, indem Handhabungsvorgänge im Pflegebereich als „freies Heben“ von Körperteilgewichten eines gemischten Patientenguts definiert wurden, wobei in Ausnahmefällen eine untypische Verteilung der Patientengewichte zu berücksichtigen sei. Die Mehrzahl der verglichenen Spitzenwerte der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 lag in ähnlicher Größenordnung. Beispielsweise wurde für die Tätigkeit „Ein Bein des Patienten anheben und ablegen“ mit der in dieser Arbeit beschriebenen Vorgehensweise ein mittlerer Spitzenwert (MW) von annähernd 3 kN erhoben (2,1 kN bis 4,0 kN, MW = 2,9 kN, n = 18); im Vergleich zum Schätzwert des MDDv-Verfahrens von 3 kN ergibt sich damit eine weitgehende Übereinstimmung.

Durch entsprechende Kalibrierung ist es theoretisch möglich, die Genauigkeit der Messsysteme zur Aktionskraftmessung bis hin zur Grenze unvermeidbarer Störgrößen wie Signalrauschen, Auflösung bei der A/D-Wandlung oder aber auch Schwingungen des Laborbodens (für die Messsysteme „Pflege“) zu erhöhen. In der praktischen Anwendung zeigte sich, dass die Messfehler der Systeme „Schubkarre“ und „Schaufel“ im unteren einstelligen Prozentbereich liegen (s. Kapitel 2.3.4). Für die zur Untersuchung von Wirbelsäulenbelastungen im Pflegebereich eingesetzten Messsysteme gilt, dass mit einer Darstellung von Kräften ab 20 N bei einer Genau-

igkeit besser als 5% (s. Kapitel 2.4.5) ein angemessener Kompromiss zwischen Genauigkeit und Kalibrierungsaufwand gefunden werden konnte. Für den ermittelten Kraftangriffspunkt kann – bezogen auf Messfläche von 1 m * 2 m – von einer Auflösung höher als 0,1 m mit einem Messfehler unter 10% ausgegangen werden.

Die Erhebung der Körperhaltung von Proband bzw. Patient (für den Bereich „Pflege“) sowie Position und Orientierung des Handhabungsmittels (für den Bereich „Bautätigkeiten“) erfolgte durch Videodokumentationen und mit Hilfe eines optoelektronischen Systems. Während messtechnisch erfasste Positionen mit hoher Präzision bestimmt werden können (Messgenauigkeit < 1 mm, s. Kapitel 3.2.2), fällt eine quantitative Bewertung der Genauigkeit der aus Videodokumentationen erhobenen Daten schwer. In diesem Zusammenhang konnte allerdings nachgewiesen werden, dass sich diese Vorgehensweise besonders gut für biomechanische Modellierungen zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastungen eignet (Jordan et al. 1998a).

Die Genauigkeit des verwendeten biomechanischen Modells konnte für relativ einfach strukturierte, mediansymmetrische zeitkonstante Fälle anhand von Vergleichen mit Messungen des Bandscheibeninnendruckes beschrieben werden. In Bezug auf asymmetrische Aktionskräfte und Körperhaltungen liegen keine vergleichbaren Messergebnisse vor, so dass Validierungsversuche nicht durchgeführt werden konnten (Jäger 2001).

Durch die komplexen Messsysteme einerseits und die vielen zu erfassenden Parameter andererseits entsteht ein sehr hoher Auswertungsaufwand. Dieser ließ sich durch eine weitgehend automatisiert gestaltete Datenverarbeitung zwar deutlich reduzieren, es sind allerdings weiterhin noch einige „manuelle“ Anpassungen durch erfahrene Anwender notwendig. Ebenfalls aufwändig gestaltet sich die Erfassung von Position und Orientierung des Probanden bzw. des Handhabungsgerätes oder des Patienten. Hier könnte ein vermehrter Einsatz von gekoppelten optoelektronischen Positionserfassungssystemen Abhilfe schaffen.

Insgesamt zeigte sich, dass die in Kapitel 5 beschriebenen Hypothesen bestätigt werden konnten. Die Messsysteme erlauben eine Erfassung der Wirbelsäulenbelastung in allen drei Raumrichtungen. Im Gegensatz zu einer zweidimensionalen Analyse von Wirbelsäulenbelastungen werden auch asymmetrische Aktionskräfte und Körperhaltungen adäquat abgebildet. Weiterhin können von den Systemen sich kurzfristig ändernde Aktionskräfte und Körperhaltungen erfasst werden. Somit wird auch eine Analyse von „hochdynamischen“ Tätigkeiten adäquat möglich.

6.4 Ausblick

Anhand der Erfahrungen bei der zur Erprobung der Messsysteme durchgeführten Auswertungen konnte der Automatisierungsgrad der Messdatenverarbeitung so weit gesteigert werden, dass bei vertretbarem Aufwand auch Untersuchungen mit einem größeren Probandenkollektiv durchgeführt werden können. Die in dieser Arbeit beschriebenen Messsysteme (mit Ausnahme des Systems „Schubkarre“) werden in zur Zeit laufenden Untersuchungen der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten eingesetzt. Es kann davon ausgegangen werden, dass sich aus diesen Studien statistisch abgesicherte Datensätze ergeben werden.

Die für die Systeme „Schaufel“ und „Schubkarre“ entwickelten Kraftmesseinrichtungen sind so aufgebaut, dass sie mit Hilfe kleinerer Umbauten auch zur Erfassung von Aktionskräften bei anderen beruflichen Tätigkeiten genutzt werden können. Denkbar ist beispielsweise der Einsatz in einer Krankentrage oder in einem Krankentragestuhl zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung bei Tätigkeiten im Rettungsdienst. Die Systeme „Bett“, „Boden“ und „Stuhl“ können ebenfalls ohne großen Aufwand als allgemeine Messplattformen umgestaltet werden. Im Fall des Systems „Bett“ steht dann eine Messfläche von bis zu 2 Quadratmetern (1 m * 2 m) zur dreidimensionalen Erfassung von Kräften in hoher zeitlicher und räumlicher Auflösung zur Verfügung. Wesentlich ist dabei nicht nur die Anpassbarkeit der „mechanischen“ Systeme, sondern insbesondere auch die Abstimmung der Signalverarbeitung und der Auswertungssoftware.

Denkbar ist weiterhin ein Weg hin zu einer Vereinfachung der Nutzung der Messsysteme, um sie einem breiteren Anwenderkreis verfügbar zu machen. Bislang ist insbesondere in der Auswertungsphase vielfältiges Wissen über die spezifischen Eigenschaften der prototypischen Systeme erforderlich. Insbesondere sollte dann die Berücksichtigung des Einflusses der Patientenbewegung auf den Ortsvektor der Aktionskraft – beispielsweise durch eine erweiterte Sensorik – für den Anwender vereinfacht werden.

Insgesamt wurde durch die Entwicklung der Messsysteme zur Erfassung von Aktionskräften bei beruflichen Tätigkeiten die Voraussetzung für weiteren „Erkenntnisgewinn“ geschaffen, durch den ein Teil der menschlichen Arbeitswelt hinsichtlich der Wirbelsäulenbelastung im Sinne der Ergonomie „zum Wohle des Menschen und der Allgemeinheit“, d.h. zur Verringerung der Belastung und zum Erhalt der Leistungsfähigkeit berufstätiger Menschen gestaltet werden kann.

7 Anhang

7.1 Technische Daten des Positionssensors sowie der Kraftsensoren, Kraftaufnehmer und Kraftmessplattformen

Tabelle 7-1:
Technische Spezifikationen des OPTOTRAK 3020 Positionssensors, Bezeichnung der Koordinaten s. Abbildung 3-9

Abmessungen	(L * B * H)	1110 * 315 * 215	mm
Abtastrate (max.)	3D	450	Hz
Genauigkeit (Effektivwert in 2,25 m Abstand)			
	r-, s-Koordinate	0,1	mm
	t-Koordinate	0,15	mm
Auflösung	3D	0,01	mm
Sensor-Auflösung		1:200000	

Tabelle 7-2:
Technische Spezifikationen des für die Messsysteme „Schaufel“ und „Schubkarre“ verwendeten piezoresistiven Kraftsensors Entran ELF-TC26-2500, FSO = Full-scale Output = maximaler Ausgangswert

Abmessungen:	(Körper)	ø 25, H = 6	mm
Messbereich:		± 2500	N
max. Überlast:		± 3750	N
Sensitivität:	typisch	0,08	mV/N
Durchbiegung:	FSO typisch	< 13	mm
Nichtlinearität:	FSO	± 1	%
Hysterese:	FSO	± 1	%
Nullpunktdrift:	FSO bei 50 °C	± 1	%
Empfindlichkeit:	bei 50 °C	± 2,5	%
Nullpunkt:	bei 20 °C, typisch	± 15	mV
Speisung:	DC	15	V
Eingangsimpedanz:	nominell typisch (1000 Ω mindestens)	2000	Ω
Ausgangsimpedanz:	nominell	1000	Ω
Betriebstemperaturbereich:		40 - 120	°C
Temperaturbereich:	(kompensiert)	20 - 80	°C

Tabelle 7-3:

Technische Spezifikationen des für das Messsystem „Bett“ verwendeten Kraftaufnehmers Kistler 9062A3201; z-Richtung = Richtung der Bohrungsachse des Sensors, x-, y-Richtung = dazu senkrechte Richtungen, FSO = Full-scale Output = maximaler Ausgangswert

Abmessungen:	(L * B * H)	56 * 25 * 10	mm
Messachsen:	F_x, F_y, F_z		
Messbereiche:	F_z		
	Bereich I (100% FSO)	-5000...5000	N
	Bereich II (10% FSO)	-500...500	N
	F_x, F_y		
	Bereich I (100% FSO)	-2500...2500	N
	Bereich II (10% FSO)	-250...250	N
Überlast:	mit Vorspannung	6000	N
	ohne Vorspannung	31000	N
Vorspannung:		25000	N
Empfindlichkeit:	F_z		
	Bereich I (100% FSO)	> 1	mV/N
	Bereich II (10% FSO)	> 10	mV/N
	F_x, F_y		
	Bereich I (100% FSO)	> 2	mV/N
	Bereich II (10% FSO)	> 20	mV/N
Linearität:		$\leq \pm 1$	% FSO
Hysterese:		≤ 1	% FSO
Übersprechen:	$F_z \rightarrow F_x, F_y; F_x, F_y \rightarrow F_z$	± 3	%
	$F_x \leftrightarrow F_y$	± 5	%

Tabelle 7-4:

Technische Spezifikationen der für das Messsystem „Bett“ bzw. „Boden“ verwendeten Kraftmessplatten Typ Kistler 9286AA; z-Richtung = vertikale Richtung, x-, y-Richtung = dazu senkrechte Richtungen, FSO = Full-scale Output = maximaler Ausgangswert

Abmessungen:	(L * B * H)	600 * 400 * 35	mm
Messachsen:	F_x, F_y, F_z		
Messbereiche:	4 Bereiche (1:1, 1:2, 1:3, 1:4)		
F_x, F_y :	Bereich I (100% FSO)	-2,5 bis 2,5	kN
F_z :	Bereich I (100% FSO)	0 bis 10	kN
Überlast:	F_x, F_y	± 3	kN
	F_z	12	kN
Ansprechschwelle:	F_x, F_y, F_z (Bereich I)	< 0,250	N
Empfindlichkeit:	F_x, F_y	40	mV/N
	F_z	20	mV/N
Linearität:	F_x, F_y, F_z	< $\pm 0,5$	% FSO
Übersprechen:	$F_x \rightarrow F_y, F_z$	< $\pm 1,5, < \pm 2$	%
	$F_y \rightarrow F_x, F_z$	< $\pm 1,5, < \pm 2$	%
	$F_z \rightarrow F_x, F_y$	< $\pm 0,5, < \pm 0,5$	%
Eigenfrequenz:	x-, y-Achse	350	Hz
	z-Achse	200	Hz

Tabelle 7-5:

Technische Spezifikationen der für das Messsystem „Stuhl“ verwendeten Kraftmessplattform Kistler 9281B13; z-Richtung = vertikale Richtung, x-, y-Richtung = dazu senkrechte Richtungen, FSO = Full-scale Output = maximaler Ausgangswert

Abmessungen:	(L * B * H)	600 * 400 * 100	mm
Messachsen:	F_x, F_y, F_z		
Messbereiche:	F_x, F_y	-10 bis 10	kN
	F_z	-10 bis 20	kN
Überlast:	F_x, F_y	-15 bis 15	kN
	F_z	-15 bis 30	kN
Linearität:		$\leq \pm 0,5$	% FSO
Übersprechen:	$F_z \rightarrow F_x, F_y; F_x \rightarrow F_y$	$\leq \pm 1$	%
	$F_x, F_y \rightarrow F_z$	$\leq \pm 2$	%

7.2 Ergebnistabellen

Tabelle 7-6:

Mit Hilfe der Aktionskraft-Messung erhobene Maximalwerte der Druckkraft auf die Bandscheibe L5-S1 bei verschiedenen Pfl egetätigkeiten

(PP = Pflegeperson (Proband), „hin, rück“ = Mittelwert für Hin- und Rückweg, konv. = konventionell, opt. = optimiert)

Messsystem „Bett“

Untersuchte Tätigkeiten				maximale Druckkraft in kN			
	PP	Variante		gesamt	hin	rück	hin, rück
Ein Bein anheben	1	konv.	passiv	4,0	4,0	3,8	
Ein Bein anheben	1	konv.	passiv	3,2	3,2	2,6	
Ein Bein anheben	1	konv.	passiv	3,0	3,0	2,5	
Ein Bein anheben	1	konv.	passiv	2,9	2,9	2,1	
Ein Bein anheben	1	konv.	passiv	3,4	3,4	2,9	
Ein Bein anheben	2	konv.	passiv	3,5	3,5	2,9	
Ein Bein anheben	2	konv.	passiv	2,6	2,6	2,1	
Ein Bein anheben	2	konv.	passiv	2,8	2,8	2,1	
Ein Bein anheben	2	konv.	passiv	2,8	2,3	2,8	
Mittelwert				3,1	3,1	2,6	2,9
Ein Bein anheben	1	konv.	aktiv	2,0	1,9	2,0	
Beide Beine anheben	1	konv.	passiv	4,5	4,5	3,4	
Beide Beine anheben	2	konv.	passiv	3,5	3,5	3,0	
Mittelwert				4,0	4,0	3,2	3,6
Beide Beine anheben	1	konv.	aktiv	4,0	4,0	3,2	
Beide Beine anheben	2	konv.	aktiv	3,3	3,3	3,0	
Mittelwert				3,7	3,7	3,1	3,4
Mittelwert - alle (aktiv und passiv)				3,8	3,8	3,2	3,5

Untersuchte Tätigkeiten				maximale Druckkraft in kN			
Tätigkeiten im oder am Bett	PP	Variante		gesamt	hin	rück	hin, rück
Aus dem Liegen zum Sitzen	1	konv.	passiv	3,5	3,4	3,5	
Aus dem Liegen zum Sitzen	2	konv.	passiv	5,5	5,5	3,9	
Mittelwert				4,5	4,5	3,7	4,1
Aus dem Liegen zum Sitzen	1	konv.	aktiv	2,0	2,0	1,8	
Aus dem Liegen zum Sitzen	2	konv.	aktiv	3,8	3,8	3,4	
Mittelwert				2,9	2,9	2,6	2,8
Aus dem Liegen zum Sitzen	1	opt.	passiv	2,5	2,0	2,5	
Mittelwert							2,3

Kopfteil anheben	1	konv.	passiv	4,2	4,2	3,8	
Kopfteil anheben	2	konv.	passiv	5,4	5,4	3,9	
Mittelwert				4,8	4,8	3,9	4,3
Kopfteil anheben	1	opt.	passiv	5,2	5,2	3,9	
Kopfteil anheben	1	opt.	aktiv	3,9	3,5	3,9	
Mittelwert				4,6	4,4	3,9	4,1

Setzen an die Bettkante	1	konv.	passiv	5,5	3,3	5,5	
Setzen an die Bettkante	2	konv.	passiv	6,2	5,0	6,2	
Mittelwert				5,9	4,2	5,9	5,0
Setzen an die Bettkante	1	opt.	passiv	3,6	2,5	3,6	
Mittelwert							3,2
Setzen an die Bettkante	1	opt.	aktiv	2,4	2,4	1,4	
Mittelwert							1,9
Mittelwert - alle (optimiert)				3,0	2,5	2,5	2,6

Im Bett höher lagern	1	konv.	Variante 1	5,6	5,6		
Im Bett höher lagern	1	konv.	Variante 2	7,6	7,6		
Mittelwert					6,6		
Im Bett höher lagern	2	konv.	Variante 1	7,7	7,7		
Im Bett höher lagern	2	konv.	Variante 2	8,0	8,0		
Mittelwert					7,9		7,2

Bettpfanne unterschieben	1	konv.	passiv	4,7	2,6	4,7	
Bettpfanne unterschieben	2	konv.	passiv	6,5	2,6	6,5	
Mittelwert				5,6	2,6	5,6	4,1
Bettpfanne unterschieben	1	konv.	aktiv	3,9	3,5	3,9	
Bettpfanne unterschieben	2	konv.	aktiv	4,9	4,9	3,9	
Mittelwert				4,4	4,2	3,9	4,1
Mittelwert - alle (aktiv und passiv)				5,0	3,4	4,8	4,1
Bettpfanne unterschieben	1	opt.	aktiv	3,3	3,3	3,3	

Messsystem „Stuhl“

Untersuchte Tätigkeiten			maximale Druckkraft in kN			
Sitzend im Stuhl zum Stand	1	konv.	4,7	4,5	4,7	
Sitzend im Stuhl zum Stand	2	konv.	6,3	6,3	3,8	
Mittelwert			5,5	5,4	4,3	4,8
Sitzend im Stuhl zum Stand	1	opt.	3,1	3,1	2,8	
Sitzend im Stuhl zum Stand	2	opt.	2,2	2,2	1,9	
Mittelwert			2,7	2,7	2,4	2,5
Mittelwert - alle (konv. und opt.)			4,1	4,0	3,3	3,7

Patienten umsetzen von der Bettkante in den Stuhl o.ä. und zurück						
45_60, hin	1	konv.	passiv	6,2		
45_60, hin	2	konv.	passiv	5,0		
60_45, rück	1	konv.	passiv	6,3		
Mittelwert				5,8		
gleiche Höhe, hin	1	konv.	aktiv	4,0		
gleiche Höhe, hin	2	konv.	aktiv	4,7		
gleiche Höhe, rück	1	konv.	aktiv	4,2		
Mittelwert				4,3		
Mittelwert - alle (passiv und aktiv)				5,1		
gleiche Höhe, rück	2	opt.	aktiv	4,3		
gleiche Höhe, hin	1	opt.	aktiv	3,7		
gleiche Höhe, hin	2	opt.	aktiv	3,9		
60_45, rück	2	opt1.	aktiv	4,4		
60_45, rück	1	opt2.	aktiv	2,3		
Mittelwert				3,7		
Mittelwert - alle (opt. u. konv., aktiv)				3,9		

Messsystem „Boden“

Untersuchte Tätigkeiten			maximale Druckkraft in kN			
Aufrichten des Patienten vom Boden in den Stand	PP	Variante	gesamt	hin	rück	hin, rück
	Zum Sitzen, Variante 1	1		4,0	4,0	
Zum Sitzen, Variante 1	2		3,7	3,7		
Mittelwert				3,9		
Zum Sitzen, Variante 2	1		4,2	4,2		
Zum Sitzen, Variante 2	2		4,6	4,6		
Mittelwert				4,4		
Mittelwert - alle (Variante 1 und 2)				4,1		
Zum Stand	1		4,7	4,7		
Zum Stand	2		3,3	3,3		
Mittelwert				4,0		

8 Literatur

Arnold, J., Kurtz, P., Zweiling, K. (1996) APALYS – Eine Möglichkeit zur Berechnung der Wirbelsäulenbelastung beim Heben von Lasten. In: W. Gens (Hrsg.): 41. Int. wiss. Koll., S. 729-732, Technische Universität Ilmenau

Ayoub M.M. (1998) A 2-D Simulation Model for Lifting Activities. Computers and Industrial Engineering, Vol. 35, Nos. 3-4, pp. 619-622

Bernard, T.M., Ayoub, M.M., Lin, C.J. (1999) Evaluation of a biomechanical simulation model for sagittal plane lifting. Int. J. Indust. Ergonomics 24, 157-171

BGW, Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (1995) BGW Belastungskataster BK 2108, Stand 10/95 [unveröffentlichtes Manuskript]. Mainz

BK 2108, Berufskrankheit Nummer 2108: Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können (in BMA 1992)

BKK Bundesverband (2004) Bundesverband der Betriebskrankenkassen (Hrsg.): Gesundheit und Arbeitwelt, BKK Gesundheitsreport 2003. Essen

BMA, Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung (1992) Zweite Verordnung zur Änderung der Berufskrankheiten-Verordnung. Bundesgesetzblatt I, Nr. 59, 2343-2344

BMA, Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (1996a) Gesetz über die Durchführung von Maßnahmen des Arbeitsschutzes zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes der Beschäftigten bei der Arbeit (Arbeitsschutzgesetz - ArbSchG), Artikel 1 des Gesetzes zur Umsetzung der EG-Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz und weiterer Arbeitsschutz-Richtlinien vom 7.8.1996. Bundesgesetzblatt I, S. 1246

BMA, Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (1996b) Verordnung über Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten bei der Arbeit (Lastenhandhabungsverordnung - LasthandhabV), Artikel 2 der Verordnung zur Umsetzung der EG-Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz vom 4.12.1996. Bundesgesetzblatt I, Nr. 63, S. 1841

Bolm-Audorff, U. (1993) Berufskrankheiten der Wirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten. In: J. Konietzko, H. Dupuis (Hrsg.): Handbuch der Arbeitsmedizin. Kap. IV-7.8.3. ecomed Verlagsgesellschaft, 10. Erg.-Lfg., Landsberg/Lech

Bolm-Audorff, U. (1998) Einfluss arbeitsmedizinisch-epidemiologischer Erkenntnisse auf die Codifizierung der berufsbedingten Bandscheibenerkrankung. In: B. Kügelgen, B. Böhm, F. Schröter (Hrsg.): Neuroorthopädie VII - Lumbale Berufskrankheit. S. 264-276. Zuckschwerdt, München

Bongwald, O., Luttmann, A., Laurig, W. (1995) Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Hrsg.). Sankt Augustin

Bradford, F.K., Spurling, R.G. (1945) The Intervertebral Disc. Springfield, Illinois, Charles C. Thomas

Bridger, R.S., Sparto, P., Marras, W.S. (1998) Spade design, lumbar motion risk of low-back injury and digging posture. *Occup. Ergonomics* 1,157-172

Brinckmann, P., Biggemann, M., Hilweg, D. (1988) Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clin. Biomechanics* 3, Suppl. 1

Caffier, G., Steinberg, U., Liebers, F. (1999) Praxisorientiertes Methodeninventar zur Belastungs- und Beanspruchungsbeurteilung im Zusammenhang mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Forschung - Fb 850, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven

Chaffin, D.B. (1969) A computerized biomechanical model – development of and use in gross body actions. *J. Biomechanics* 2, 429-441

Dankert, H., Dankert, J. (2004) Technische Mechanik. 3. überarbeitete Auflage, Teubner-Verlag Stuttgart

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

Deuretzbacher, G., Rehder, U. (1997) Messung, Modellierung und Simulation von Bauarbeitertätigkeiten. In: E. Schneider (Hrsg.): Hefte zu "Der Unfallchirurg", Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates, Heft 261, S. 356-368. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg

DIN 267-3 (Deutsches Institut für Normung) (1983) Mechanische Verbindungselemente; Technische Lieferbedingungen; Festigkeitsklassen für Schrauben aus unlegierten oder legierten Stählen; Umstellung der Festigkeitsklassen. Beuth, Berlin

DIN 4902 (Deutsches Institut für Normung) (1972) Handfahrzeuge und Anhänger. Beuth, Berlin

DIN 20120 (Deutsches Institut für Normung) (1990) Sandschaufeln. Beuth, Berlin

DIN 20121 (Deutsches Institut für Normung) (1990) Stechschaufeln. Beuth, Berlin

DIN 20151 (Deutsches Institut für Normung) (1984) Schaufelstil 1300, Maße, Anforderungen, Prüfung, Kennzeichnung. Beuth, Berlin

DIN EN 1005-2 (Deutsches Institut für Normung, Europäische Norm) (2003) Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung - Teil 2: Manuelle Handhabung von Gegenständen in Verbindung mit Maschinen und Maschinenteilen. Beuth, Berlin

DIN EN 10083-1 (Deutsches Institut für Normung, Europäische Norm) (1996) Vergütungsstähle - Teil 1: Technische Lieferbedingungen für Edelstähle (enthält Änderung A1:1996); Deutsche Fassung EN 10083-1: 1991; A1: 1996. Beuth, Berlin

DIN EN 10305-1 (Deutsches Institut für Normung, Europäische Norm) (2003) Präzisionsstahlrohre - Technische Lieferbedingungen – Teil 1: Nahtlose kaltgezogene Rohre. Beuth, Berlin

EG, Europäische Gemeinschaften (1990) Über die Mindestvorschriften bezüglich der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes bei der manuellen Handhabung von Lasten, die für Arbeitnehmer insbesondere eine Gefährdung der Lendenwirbelsäule mit sich bringt. Richtlinie 90/269/EWG, Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften vom 21.6.1990, Nr. L 156/9

Ellegast, R. (1998) Personengebundenes Meßsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn. [Zugleich: BIA-Report 5/98, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin 1998]

Ellegast, R., Kupfer, J., Reinert, D. (1998) Personengebundenes Meßsystem zur Registrierung äußerer Belastungsgrößen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. In: D. Wolter, K. Seide (Hrsg.): Berufsbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule, S. 137-145. Springer, Berlin, Heidelberg

Freivalds, A. (1986a) The ergonomics of shovelling and shovel design - A review of the literature. *Ergonomics* 29, 3-18

Freivalds, A. (1986b) The ergonomics of shovelling and shovel design - An experimental study. *Ergonomics* 29, 19-30

Freivalds, A., Kim, Y.J. (1990) Blade size and weight effects in shovel design. *Appl. Ergonomics* 21, 39-42

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

Garg, A., Chaffin, D.B. (1975) A biomechanical computerized simulation of human strength. *AIIE Transactions* 7, 1-15

Garg, A., Owen, B., Beller, B., Banaag, J. (1991) A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed. *Ergonomics* 34, 289-312

Granata, K.P., Marras, W.S. (1993) An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions. *J. Biomechanics* 26, 1429-1438

Granata, K.P., Marras, W.S. (1995) An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *J. Biomechanics* 28, 1309-1317

Hartung, E., Dupuis, H. (1994) Verfahren zur Bestimmung der beruflichen Belastung durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder extremer Rumpfbeugehaltung und deren Beurteilung im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Die Berufsgenossenschaft, 452–458

Hartung, E., Schäfer, K., Jäger, M., Luttmann, A., Bolm-Audorff, U., Kuhn, S., Paul, R., Francks, H.-P. (1999) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 2: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. Arbeitsmed., Sozialmed., Umweltmed. 34, 112-122

Hofmann, F., Michaelis, M., Siegel, A., Stöbel, U., Stroink, U. (1995a) Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Wirbelsäule - Untersuchungen zur Frage der beruflichen Verursachung. In: D. Wolter, K. Seide (Hrsg.): Berufskrankheit 2108, Kausalität und Abgrenzungskriterien, S. 47-61. Springer, Berlin

Hofmann, F., Michaelis, M., Stöbel, U., Siegel, U. (1995b) Belastungsexposition und Lendenwirbelsäulenbeschwerden bei Beschäftigten im Gesundheitsdienst. In: R. Pangert (Red.): Heben und Tragen von Lasten - Verbesserter Arbeitnehmerschutz durch Umsetzung der Europa-Richtlinie 90/269/EWG, S. 67-77. Landesamt für Soziales und Familie, Suhl, und Thüringer Ministerium für Soziales und Gesundheit, Erfurt (Hrsg.)

International Organisation for Standardisation, ISO (2003) Ergonomics - Manual handling - Part 1: Lifting and carrying. ISO 11228-1

Jäger, M. (1986) Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Dissertation, Fachbereich Maschinenbau, Universität Dortmund. [Zugleich: Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf 1987]

Jäger, M. (1996) Biomechanical aspects concerning the assessment of lumbar load during heavy work and uncomfortable postures with special emphasis to the justification of NIOSH's biomechanical criterion. In: Problems and Progress in Assessing Physical Load and Musculoskeletal Disorders, pp. 49-72. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin (Ed.), Tagungsbericht 10, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven

Jäger, M. (2001) Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag - ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Habilitationsschrift, Fakultät Maschinenbau, Universität Dortmund. [Zugleich: Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208. VDI-Verlag, Düsseldorf 2001]

Jäger, M., Luttmann, A. (1989) Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment human model. Ergonomics 32, 93-112

Jäger, M., Luttmann, A. (1999) Critical survey on the biomechanical criterion in the NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks. Int. J. Indust. Ergonomics 23, 331-337

Jäger, M., Luttmann, A., Laurig, W. (1992) Ein computergestütztes Werkzeug zur biomechanischen Analyse der Belastung der Wirbelsäule bei Lastenmanipulationen: „Der Dortmunder“. Med. Orthop. Tech. 112, 305-313

Jäger, M., Luttmann, A., Bolm-Audorff, U., Schäfer, K., Hartung, E., Kuhn, S., Paul, R., Francks, H.-P. (1999a) Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 1: Retrospektive Belastungsermittlung für risikobehaftete Tätigkeitsfelder. Arbeitsmed., Sozialmed., Umweltmed. 34, 101-111

Jäger, M., Luttmann, A., Jordan, C., Laurig, W. (1999b) Ganzschichtige Feldstudien zur Belastung der Lendenwirbelsäule bei berufsbedingten Lastenhandhabungen. Z. Arb. wiss. 53 (25NF), 68-79

Jäger, M., Luttmann, A., Göllner, R., Laurig, W. (2000) Der Dortmunder – Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabungen. In: S. Radandt, R. Grieshaber, W. Schneider (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 6. Erfurter Tage, S. 105-124. Monade-Verlag, Leipzig

Jäger, M., Jordan, C., Theilmeier, A., Luttmann, A. (2001a) Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin

Jäger, M., Luttmann, A., Göllner, R. (2001b) Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten - Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl. Arbeitsmed. 51, 354-372

Jordan, C., Jäger, M., Luttmann, A., Dettmer, U., Bongwald, O., Laurig, W. (1998a) Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten - Dortmunder Lumbalbelastungsstudie. Die Berufsgenossenschaft, 342-348

Jordan, C., Jäger, M., Luttmann (1998b) Vergleich verschiedener Verfahren zur Beurteilung der Wirbelsäulenbelastung bei ausgewählten Packtätigkeiten von Möbelwerkern. Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltungen (BGF), Hamburg

Jordan, C., Theilmeier, A., Jäger, M., Luttmann, A. (2000) Belastung der Lendenwirbelsäule: Analyse ausgewählter beruflicher Lastenhandhabungen - Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2. Die Berufsgenossenschaft, 328-331

Jordan, C., Jäger, M., Theilmeier, A., Luttmann, A. (2001) Wirbelsäulenbelastung bei ausgewählten Tragetätigkeiten. Z. Arb. wiss. 55, 145-153

Jordan, C., Theilmeier, A., Luttmann, A., Jäger, M. (2002) Machbarkeitsstudie zum Einsatz optoelektronischer Systeme zur Körperpositionserfassung beim Patiententransfer. Institut für Arbeitsphysiologie, Dortmund

Jordan, C., Theilmeier, A., Luttmann, A., Jäger, M. (2003) Lumbar load during care-activities with patient transfer. Part 1: Determination of postures and movements. In: D. de Waard, K.A. Brookhuis, S.M. Sommer, and W.B. Verwey (Eds.) Human Factors in the Age of Virtual Reality. Shaker Publishing, Maastricht, pp. 235-238

Kayser, K. (1991) Hochfeste Schraubverbindungen. Verlag Moderne Industrie, Landsberg

Kuhn, S., Baumann, W., Lang, R., Wortmann, N. (2001) MDD-Pflege - Vorläufige Dosisberechnung (Gesundheitsdienst). In: Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege (Hrsg.), Hamburg

Kromodihardjo, S., Mital, A. (1986) Kinetic analysis of manual lifting activities. Part I: Development of a three-dimensional computer model. Int. J. Indust. Ergonomics 1, 77-90

Kumar, S. (1990) Cumulative load as a risk factor for back pain. Spine 15, 1311-1316

Kupfer, J. (1996) Methodisch-praktische Ansätze zur Belastungsermittlung bei BK 2108. In: S. Radandt, R. Grieshaber, W. Schneider (Hrsg.): Prävention von berufs- und arbeitsbedingten Gesundheitsstörungen und Erkrankungen - 2. Erfurter Tage, S. 342-345. Monade, Leipzig

Kupfer, J., Zach, H.-J., Ellegast, R.P. (1998) Wirbelsäulenbelastung - Arbeitswissenschaftliche Instrumentarien der Belastungsermittlung für die Prävention. In: S. Radandt, R. Grieshaber, W. Schneider (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 4. Erfurter Tage, S. 349-363. Monade, Leipzig

LASI, Länderausschuss für Arbeitssicherheit und Sicherheitstechnik (Hrsg.) (2001) Handlungsanleitung zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen beim Heben und Tragen von Lasten, LV 9. Ministerium für Arbeit, Soziales, Gesundheit und Frauen des Landes Brandenburg, Potsdam

Laurig, W. (1992) Grundzüge der Ergonomie – Erkenntnisse und Prinzipien. 4. Aufl. Beuth, Berlin

Laurig, W. (1995) ErgonLIFT. Rechnerunterstützte Methodik zur Gefährdungsbewertung und Prävention beim manuellen Handhaben von Lasten. Erich Schmidt Verlag, Bielefeld

Luttmann, A., Jäger, M., Laurig, W., Schlegel, K.F. (1988) Orthopaedic diseases among transport workers. Int. Arch. Occup. Environ. Health 61, 197-205

Marras, W.S., Sommerich, C.M. (1991) A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine - I. Model structure. Human Factors 33, 123-137

Marras, W.S., Granata K.P. (1997) The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. J. Electromyogr. Kinesiol. 7, 259-268

- McGill, S.M. (1991) Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J. Orthop. Res.* 9, 91-103
- McGill, S.M., Norman, R.W. (1986) Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 11, 666-678
- Mital, A., Kromodihardjo, S. (1986) Kinetic analysis of manual lifting activities: Part II - Biomechanical analysis of task variables. *Int. J. Indust. Ergonomics* 1, 91-101
- Mital, A., Nicholson, A.S., Ayoub, M.M. (1997) A guide to manual materials handling. Taylor & Francis, London
- Montazer, M.A., Ruiz, R.G., Matthew, S.S. (1989) Optimal Position of D-handles on Snow Shovels. Proceedings of the HFS. 33rd annual meeting, pp. 486-489
- Morlock, M., Hansen, I., Bonin, V. (1997) Statistische Untersuchung ausgewählter Aspekte der Begutachtung für BK 2108 und biomechanische Überprüfung des Erfassungsbogens EBO 2108 des technischen Aufsichtsdienstes [unveröffentlichter Projektbericht]. TUHH, AB Biomechanik, Hamburg
- Morris, J.M., Lucas, D.B., Bresler, B. (1961) Role of the trunk in stability of the spine. *J. Bone Joint Surg.* 43A, 327-351
- Nachemson, A., Morris, J.M. (1964) In vivo measurements of intradiscal pressure. *J. Bone Joint Surg.* 46A, 1077-1092
- NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health (1981) Work practices guide for manual lifting, No. 81-122. Dept. Health and Human Services, Cincinnati OH, USA
- NIOSH, National Institute for Occupational Safety and Health (1991) Scientific support documentation for the revised 1991 lifting equation: Technical contract reports. Cincinnati OH
- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., Kerr, M., Ontario Universities Back Pain Study (OUBPS) Group (1998) A comparison of peak vs. cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin. Biomechanics* 13, 561-573
- Northern Digital Inc. (2004) Optotrak, Technical Specifications 3020 Position Sensor. NDI, Waterloo, Ontario
- Owen, B.D., Garg, A., Jensen, R.C. (1992) Four methods for identification of most back-stressing tasks performed by nursing assistants in nursing homes. *Int. J. Indust. Ergonomics* 9, 213-220
- Pangert, R., Hartmann, H. (1988) Bewertung der Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben und Tragen. In: *Arbeitsmedizinische Praxis: Grundsätze der Bewertung der Körperlichen Arbeit*. Zentralinstitut für Arbeitsmedizin der DDR, Berlin

Pangert, R., Hartmann, H. (1991) Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten. Zbl. Arbeitsmed. 41, 193-197

Radovanovic, C.A.T., Alexandre, N.M.C. (2004) Validation of an instrument for patient handling assessment. Appl. Ergonomics 35, 321-328

Riihimäki, H. (1985) Back pain and heavy physical work: a comparative study of concrete reinforcement workers and maintenance house painters. Brit. J. Indust. Med. 42, 226-232

Riihimäki, H., Wickström, G., Hänninen, K., Mattson, T., Waris, P., Zitting, A. (1989) Radiographically detectable lumbar degenerative changes as risk indicators of back pain, a cross-sectional epidemiologic study of concrete reinforcement workers and house painters. Scand. J. Work Environ. Health 15, 280-285

Schäfer, K., Hartung, E. (1999) Mainz-Dortmunder-Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 3: Vorschlag zur Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren bei kombinierter Belastung mit Ganzkörperschwingungen. Arbeitsmed., Sozialmed., Umweltmed. 34, 143-147

Schiffmann, M., Laurig, W., Vedder, J. (1995) ErgonLIFTwin - Rechnerunterstützte Methodik zur Bewertung und Prävention für das manuelle Handhaben von Lasten. Arbeitsmed., Sozialmed., Umweltmed. 30, 101-106

Sherehiy, B., Karwowski, W., Marek, T. (2004) Risk factors for work-related musculoskeletal disorders in nursing profession: A review. Ergonomia, Vol. 26, No. 1, 19-47

Sobotta, J. (2004) Atlas der Anatomie des Menschen. Hrsg. v. Reinhard Putz u. Reinhard Pabst, 21. Neubearb. Aufl., Verlag Urban & Fischer, München

Statistisches Bundesamt (Hrsg.) (2004) Statistisches Jahrbuch 2004 für die Bundesrepublik Deutschland, Stuttgart

Steinberg, U., Windberg, H.-J. (1997) Leitfaden Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Dortmund/Berlin, Sonderschrift 43, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven

Theilmeier, A., Jordan, C., Luttmann, A., Jäger, M. (1999) Machbarkeitsstudie zum Mainz- Dortmund Dosismodell in Pflegeberufen: Dosisermittlung zur Belastung der Lendenwirbelsäule bei ausgewählten Tätigkeiten („MDD-Pflege“). Institut für Arbeitsphysiologie, Dortmund

Theilmeier, A., Jordan, C., Luttmann, A., Jäger, M.: Messtechnische Erfassung von Aktionskräften zur Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule - Entwicklung der Methodik und Anwendung an Schaufel und Schubkarre. In: A. Seeber (Schriftlgt.): Arbeitsgestaltung, Flexibilisierung, Kompetenzentwicklung, S. 151-154. Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), GfA-Press, Dortmund 2001

University of Michigan (1989) 2D Static Strength Prediction Program. The Regents of The University of Michigan

Untersweg, W. (1999) Prüfstand zur Messung mechanischer Größen [unveröffentlichte Diplomarbeit am Institut für elektrische Messtechnik und Messsignalverarbeitung]. TU Graz

Videman, T., Nurminen, T., Tola, S., Kuorinka, I., Vanharanta, H., Troup, J.D. (1984) Low-back pain in nurses and some loading factors of work. *Spine* 9, 400-404

Waters, Th.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., Fine, L.J. (1993) Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36, 749-776

Waters, Th.R., Putz-Anderson, V., Garg, A. (1994) Application manual for the revised NIOSH lifting equation. Dept. Health and Human Services, Cincinnati OH, USA

Waters, Th.R., Baron, S., Piacitelli, L., Anderson, V., Skov, T., Haring-Sweeney, M., Wall, D., Fine, L. (1999) Evaluation of the revised NIOSH lifting equation. *Spine* 24, 386-394

Wilke, H.-J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L.E. (1999) New In Vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24, 755-762

Zweiling, K. (1996) Katalogisierung wirbelsäulenbelastender Tätigkeiten. In: W. Gens (Hrsg.): 41. Int. wiss. Koll., S. 747-750. Technische Universität Ilmenau

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Andreas Theilmeier
Geburtsdatum: 8. Februar 1965
Geburtsort: Lippetal-Hovestadt

Ausbildung:

August 1971 - Juli 1975 St.-Nikolaus Grundschule, Diestedde
August 1975 - Juni 1984 Gymnasium Johanneum, Wadersloh
Oktober 1984 - Juni 1997 Maschinenbaustudium an der Universität
Dortmund, Abschluss als Diplom-Ingenieur

Beruflicher Werdegang:

Oktober 1984 - März 1987 Geschäftsführender Gesellschafter der Firma
VillageTronic-Computertechnik

Oktober 1990 - August 1997 Schichtleiter an der Rettungswache Erwitte nach
Ausbildung zum Rettungsassistenten

seit August 1997 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für
Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund:
Mitarbeit im Projekt: „Visuelle Qualitätsprüfung“
Mitarbeit im Projekt: „Biomechanik“
Entwicklung von Messsystemen zur Erhebung
von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen
Tätigkeiten