

BIA-Report 5/98

Personengebundenes Meßsystem
zur automatisierten Erfassung
von Wirbelsäulenbelastungen
bei beruflichen Tätigkeiten



HVBG

Hauptverband der
gewerblichen
Berufsgenossenschaften

Dieser BIA-Report wurde als Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn vorgelegt. Er wurde im Institut für Angewandte Physik der Universität Bonn in Zusammenarbeit mit dem Berufsgenossenschaftlichen Institut für Arbeitssicherheit – BIA erarbeitet.

Verfasser: Rolf-Peter Ellegast

Herausgeber: Hauptverband der gewerblichen
Berufsgenossenschaften (HVBG)
Alte Heerstraße 111, D-53754 Sankt Augustin
Telefon: 0 22 41 / 2 31 - 01
Telefax: 0 22 41 / 2 31 - 13 33
Internet: www.hvbg.de
– Dezember 1998 –

Satz und Layout: HVBG, Abteilung Öffentlichkeitsarbeit

Druck: DCM – Druck Center Meckenheim

ISBN 3-88383-507-2
ISSN: 0173-0387

Kurzfassung

Mit der Aufnahme von drei neuen Berufskrankheiten, die sich auf die Schädigung der Wirbelsäule beziehen, in die Berufskrankheiten-Verordnung im Jahre 1993 wurden die gesetzlichen Unfallversicherungsträger dazu verpflichtet, berufsbedingte Wirbelsäulenschäden zu entschädigen sowie Präventionsmaßnahmen auf diesem Gebiet zu verstärken.

Das Berufsgenossenschaftliche Institut für Arbeitssicherheit – BIA entschied sich daraufhin, in Zusammenarbeit mit dem Institut für Angewandte Physik der Universität Bonn im Rahmen einer Machbarkeitsstudie ein personengebundenes Meßsystem zur Erfassung von wirbelsäulenrelevanten Belastungsgrößen am Arbeitsplatz zu entwickeln. Die Zielvorstellung war ein praxistaugliches, an möglichst vielen verschiedenen Arbeitsplätzen einsetzbares System, mit dessen Hilfe Meßdaten über die berufsbedingte Wirbelsäulenbelastung gewonnen werden sollten.

In der vorliegenden Arbeit wurde unter Einbeziehung der Ergebnisse dreier Diplomarbeiten [1, 2, 3] ein derartiges Meßsystem entwickelt, welches bereits bei mehreren Praxiseinsätzen erfolgreich eingesetzt werden

konnte und die im Rahmen der Machbarkeitsstudie an das System gestellten Anforderungen erfüllt. Zur Meßdatenauswertung wurde sowohl ein bekanntes arbeitswissenschaftliches Verfahren („OWAS“) automatisiert als auch ein an die Meßgrößen des Systems adaptiertes biomechanisches Modell zur Vorhersage der Bandscheibenkompressionskräfte des lumbosakralen Übergangs entwickelt.

Zur Validierung der Meßdaten wurden Vergleichsmessungen im „Institut National de Recherche et de Sécurité“ (INRS), dem französischen Partnerinstitut des BIA, mit einem Labor-Referenzverfahren durchgeführt.

Mit dem entwickelten Meßsystem ist es möglich, die Berufsgenossenschaften bei der Ermittlung beruflicher Gesundheitsgefährdungen effizient zu unterstützen und insbesondere auch bei nicht stationären Arbeitsplätzen eine konkrete Aussage zur Belastungssituation zu machen.

Derzeit wird eine Firma gesucht, die den praxistauglichen Prototyp des Meßsystems zur Serienreife führt sowie das System herstellt und vermarktet.

Abstract

With the incorporation of three new occupational diseases, related to damage caused to the spinal column, into the Ordinance on Occupational Diseases in 1993, the statutory accident insurance bodies were forced to provide compensation for damage to the spinal column caused through professional activities and to step up preventive measures undertaken in this area.

In response to this, the Berufsgenossenschaft Institute for Occupational Safety of the Accident Insurance Institutions (BIA) decided, in cooperation with the Institute for Applied Physics of the University of Bonn, to develop a personal measuring system to establish the extent of the strain placed on the spinal column at the workplace, in the framework of a feasibility study. The objective set was to devise a system that would work in practice and that could be used at as many different workplaces as possible, with a view to obtaining measurements related to the strain placed on the spinal column as a result of professional activities.

In this study, such a measuring system has been developed, drawing on the findings documented in three dissertations [1, 2, 3]. The system has already been successfully made use of in several real-life situations and

has fulfilled the requirements placed on it within the feasibility study. For the purposes of evaluating the measurements, a wellknown procedure from the field of industrial science (OWAS) was automated and a biomechanical model, adapted to the measurement scale of the system was developed to predict the force of compression acting on the intervertebral discs of the lumbosacral region.

Comparative measurements were carried out using a laboratory reference procedure in the "Institut National de Recherche et de Sécurité" (INRS), the French partner institute of the BIA, in order to validate the measurements taken.

The measuring system developed should provide the Berufsgenossenschaften with efficient support both in establishing occupational health risks and, in particular, in making specific information available on the situation concerning strain for nonstationary workplaces.

Efforts are currently under way to find a firm willing to further develop the prototype, which is workable in practice, into a product suitable for large-scale production, as well as to manufacture and market the system.

Résumé

Avec l'inscription de trois nouvelles maladies professionnelles concernant les lésions de la colonne vertébrale au décret sur les maladies professionnelles en 1993, les organismes légaux d'assurance accident ont été tenus de dédommager les lésions de la colonne vertébrale d'origine professionnelle, ainsi que de renforcer les mesures de prévention dans ce domaine.

Sur ce, l'Institut pour la sécurité du travail des caisses mutuelles d'assurance accident des Berufsgenossenschaften (BIA) a décidé, en coopération avec l'Institut de physique appliquée de l'université de Bonn – dans le cadre d'une étude de faisabilité – de mettre au point un système de mesure individuel pour la saisie de grandeurs de sollicitation de la colonne vertébrale au poste de travail. L'objectif était un système utilisable dans la pratique au plus grand nombre de postes de travail possible, à l'aide duquel des données de mesure concernant la sollicitation de la colonne vertébrale dans l'activité professionnelle devaient être obtenues.

Dans ce travail, un système de mesure de ce type qui a déjà pu être utilisé avec succès plusieurs fois dans la pratique a été mis au point en se servant des résultats de trois mémoires de fin d'études [1, 2, 3] et les exi-

gences auxquelles est soumis le système ont pu être satisfaites. Pour l'analyse des données mesurées, non seulement un procédé d'ergonomie connu («OWAS») a été automatisé, mais encore un modèle biomécanique de prévision des forces de compression des disques intervertébraux à la transition entre les vertèbres lombaires et le sacrum adapté aux grandeurs de mesure du système a été mis au point.

Pour valider les données mesurées, des mesures comparatives ont été effectuées à l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS), l'institut partenaire français du BIA, à l'aide d'un procédé de référence de laboratoire.

Le système de mesure mis au point permet d'apporter un soutien efficace aux Berufsgenossenschaften lors de la détermination de dangers d'origine professionnelle pour la santé et, en particulier, également pour les postes de travail mobiles, de faire une déclaration concrète quant à la situation de sollicitation.

On cherche actuellement une société qui rende le prototype du système de mesure adapté à la pratique mûr pour la série et qui fabrique et commercialise ce système.

Resumen

Con la inclusión en el reglamento sobre las enfermedades profesionales, en el año 1993, de tres nuevas enfermedades profesionales relacionadas con las lesiones de la columna vertebral, se obligó a las entidades aseguradoras legales de accidentes a indemnizar las lesiones de la columna vertebral determinadas por motivos profesionales, y asimismo a reforzar las medidas preventivas en este ámbito.

Como consecuencia de ello y en el marco de un estudio de la factibilidad, el Instituto para la Seguridad Laboral de las Cajas Patronales de Seguros contra Accidentes de Trabajo de las Berufsgenossenschaften – BIA – decidió desarrollar en colaboración con el Instituto de Física Aplicada de la Universidad de Bonn un sistema de medición aplicado a los humanos para la recogida de las magnitudes del esfuerzo al que se somete la columna vertebral en el trabajo. El objetivo era desarrollar un sistema práctico utilizable en el máximo número posible de lugares de trabajo y con el cual se podrían obtener los datos de medición del esfuerzo al que se somete la columna vertebral en el trabajo.

En el presente trabajo fue desarrollado un sistema de medición con estas características, en el cual se tuvieron en cuenta los resultados de tres tesis [1, 2, 3]. Este

sistema pudo ser usado con éxito en varias aplicaciones prácticas y el mismo cumple los requisitos exigidos al sistema en el estudio de la factibilidad. Para valorar los datos de medición se automatizó un conocido procedimiento (OWAS), y además se desarrolló un modelo biomecánico, adaptado a las magnitudes de medición del sistema, para predecir las fuerzas de compresión de los discos intervertebrales de la transición lumbosacro.

Para validar los datos de medición, se realizaron mediciones comparativas en el Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) – el instituto francés colaborador del BIA –, siguiendo el método de laboratorio conocido por medida de referencia.

Con el sistema de medición desarrollado, es posible respaldar de modo eficiente a las Berufsgenossenschaften en la determinación de los riesgos laborales para la salud y, sobre todo, efectuar una afirmación concreta sobre el nivel del esfuerzo sometido también en los puestos de trabajo móviles.

En la actualidad se busca una empresa que prepare para la fabricación en serie el prototipo práctico del sistema de medición, que lo manufacture y lo comercialice.

Inhaltsverzeichnis

	Seite	
1	Einleitung	11
2	Die menschliche Wirbelsäule	
2.1	Anatomie und Funktion.....	13
2.2	Ursachen berufsbedingter Wirbelsäulenbeschwerden und -schädigungen.....	15
3	Erhebungs- und Bewertungsverfahren für äußere Belastungsgrößen	
3.1	Erhebungsverfahren.....	19
3.2	Bewertungsverfahren	23
3.3	Anforderungen an das neu zu entwickelnde Meßsystem.....	25
4	Das Meßsystem	
4.1	Prinzipieller Aufbau	27
4.2	Sensorik	28
4.2.1	Sensorik zur Bestimmung der Oberkörperwinkel	28
4.2.2	Sensorik zur Bestimmung der Beinwinkel.....	34
4.2.3	Sensorik zur Bestimmung der Bodenreaktionskraft	34
4.3	Die Datenspeicherung.....	34
4.4	Anbringung des Meßsystems am Probanden	37

Inhaltsverzeichnis

	Seite
4.5 Meßwertaufnahme und -verarbeitung.....	38
4.5.1 Ablaufschema der Meßwerterfassung	38
4.5.2 Meßwertaufbereitung und -darstellung	40
4.5.3 Erkennung und Darstellung von OWAS-Körperhaltungen	45
4.6 Validierung des Meßsystems.....	53
4.6.1 Validierung der Körperwinkelmessung.....	53
4.6.2 Validierung der Bodenreaktionskraftmessung	57
5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes	
5.1 Biomechanische Kettenmodelle	59
5.2 Die Mechanik einer Kette.....	60
5.3 Modell zur Vorhersage der Bodenreaktionskräfte	63
5.4 Algorithmus zur Ermittlung des gehandhabten Lastgewichtes.....	71
6 Bewertung der Meßdaten	
6.1 Auswertungsverfahren nach der OWAS-Methode	77
6.2 Biomechanische Modellrechnung zur Bestimmung der L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskräfte	84
6.2.1 Modellansätze.....	84
6.2.2 „Bottom-up“-Modell zur Berechnung der externen Bandscheibenbelastung des lumbosakralen Übergangs	86
6.2.3 Beanspruchung der Bandscheibe L5/S1	88

7	Praxismessungen	
7.1	Praxiseinsatz des Meßsystems in unterschiedlichen Tätigkeitsfeldern	95
7.2	Auswertung der Praxismessungen	98
7.2.1	Ergebnisse der OWAS-Analyse für die Messungen im Baugewerbe und in der Forstwirtschaft	98
7.2.2	Ergebnisse der OWAS-Analyse und der biomechanischen Berechnungen für die Messungen der Tätigkeit im Getränkelager	106
8	Ausblick	113
	Literaturverzeichnis	115
	Anhang	123

1 Einleitung

Erkrankungen des Muskel- und Skelettsystems zählen nach den Statistiken der Betriebskrankenkassen zu den am häufigsten genannten Gründen für krankheitsbedingte Fehlzeiten im betrieblichen Alltag [4] (siehe Abbildung 1).

Dies ist mit hohen volkswirtschaftlichen Gesamtkosten verbunden, die sich nach Rehder auf ca. 123 Milliarden DM pro Jahr belaufen [5]. Ein Drittel der Erkrankungen des Muskel- und Skelettsystems wird konkret auf arbeitsbedingte Ursachen zurückgeführt [6].

Dem trägt auch die Novellierung der Berufskrankheiten-Verordnung von 1992 (am 1. Januar 1993 in Kraft getreten) Rechnung. Darin wurden erstmals drei Berufskrankheiten (BK 2108, BK 2109 und BK 2110) aufgenommen, die sich auf die Schädigung der Wir-

belsäule beziehen (siehe Anlage A, [7]). Dies verpflichtete die gesetzlichen Unfallversicherungsträger, berufsbedingte Wirbelsäulenerkrankungen zu entschädigen sowie Präventionsmaßnahmen auf diesem Gebiet zu verstärken. Als Folge der neuen Berufskrankheiten gingen allein im Jahr 1993 26 349 Anzeigen auf Verdacht einer Wirbelsäulenberufskrankheit bei den gewerblichen Berufgenossenschaften ein [8]. Da eine bundeseinheitliche Beurteilungsmethode für die arbeitsbedingte Belastung der Wirbelsäule nicht existierte, brachte die Bearbeitung dieser hohen Zahl von Anträgen Schwierigkeiten mit sich [9].

Das Berufsgenossenschaftliche Institut für Arbeitssicherheit – BIA entschied sich auf-

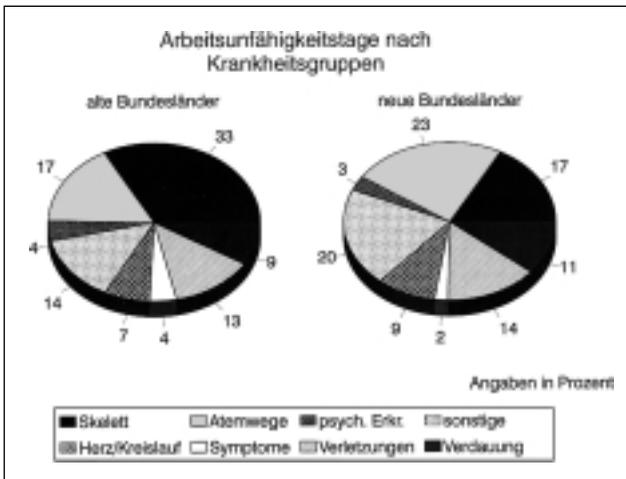


Abbildung 1: Prozentualer Anteil krankheitsbedingter Arbeitsfehlzeiten in Deutschland, aus [4]

1 Einleitung

grund dieser Problematik 1994 für die Entwicklung eines geeigneten Meßsystems zur Erfassung von wirbelsäulenrelevanten Belastungsgrößen am Arbeitsplatz. Diese Zielsetzung wurde in den folgenden Jahren durch eine Machbarkeitsstudie in Zusammenarbeit mit dem Institut für Angewandte Physik der Universität Bonn verfolgt. Im Rahmen von drei Diplomarbeiten [1, 2, 3] und dieser Dissertation wurde im Referat Ergonomie des BIA ein perso-

nungebundenes Meßsystem für die Erfassung wirbelsäulenrelevanter Belastungsgrößen am Arbeitsplatz entwickelt. Mit diesem System konnten erste Meßdaten erhoben und ausgewertet werden.

Unter Einbeziehung der Ergebnisse der drei Diplomarbeiten konnte durch die vorliegende Arbeit die Zielsetzung der Machbarkeitsstudie erreicht werden. Die Resultate sollen im folgenden dokumentiert werden.

2 Die menschliche Wirbelsäule

2.1 Anatomie und Funktion

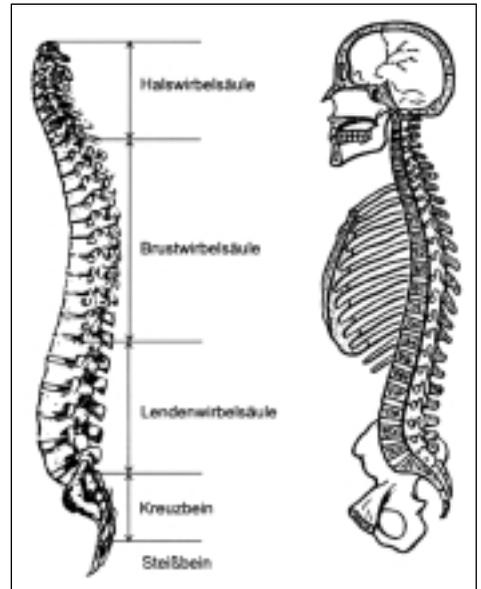
Die menschliche Wirbelsäule (Columna vertebralis) ist eine doppelt S-förmig gekrümmte Knochensäule, zusammengesetzt aus 33 bis 34 Wirbeln. Sie unterteilt sich in:

- ❑ die nach hinten konkave Halswirbelsäule (Vertebrae cervicales)
(7 Halswirbel, C1 - C7)
- ❑ die nach hinten konvexe Brustwirbelsäule (Vertebrae thoracicae)
(12 Brustwirbel, Th1 - Th12)
- ❑ die nach hinten konkave Lendenwirbelsäule (Vertebrae lumbales)
(5 Lendenwirbel, L1 - L5)
- ❑ das Kreuzbein (Os sacrum)
(5 Kreuzbeinwirbel S1....., andere ohne Bezeichnung)
- ❑ das Steißbein (Os coccygis)
(4 - 5 Steißbeinwirbel, ohne Bezeichnung)

In Abbildung 2 ist der Aufbau der Wirbelsäule und deren Lage im menschlichen Körper dargestellt.

Die Wirbel des Steißbeines sind miteinander verwachsen, die Verschmelzung der Kreuzbeinwirbel beginnt in der Pubertät und ist erst mit dem 25. Lebensjahr vollendet [10].

Abbildung 2:
Aufbau der menschlichen Wirbelsäule, aus [11]
und deren Lage im menschlichen Körper, aus [10]



Kreuz- und Steißbein sind etwa bis zum vierten Lebensjahrzehnt gelenkig miteinander verbunden, dann verknöchert auch diese Verbindung. Die konkaven Partien der Wirbelsäule werden auch als Lordosen, der konvexe Teil als Kyphose bezeichnet.

Der einzelne Wirbel besteht aus einem Wirbelkörper, dem eigentlichen Stützelement der Wirbelsäule, und einem Wirbelbogen. Von jedem Wirbelbogen gehen insgesamt sieben Knochenfortsätze ab: ein zum Rücken gerichteter

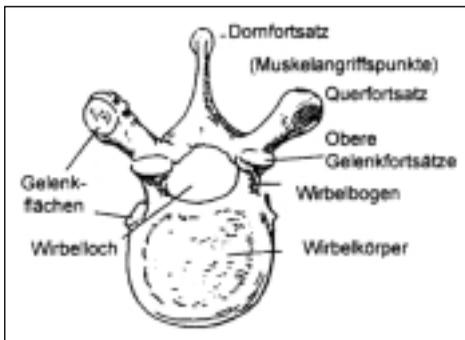
2 Die menschliche Wirbelsäule

terer Dornfortsatz, zwei Querfortsätze, an denen Rückenmuskeln ansetzen, und jeweils zwei obere und untere Gelenkfortsätze, durch welche die gegenseitige bewegliche Verbindung der Wirbel ermöglicht wird. Dabei greifen die oberen Gelenkfortsätze in die unteren des darüberliegenden Wirbels und bilden so kleine Wirbelgelenke (siehe Abbildung 3).

Wirbelbogen und Wirbelkörper umschließen zusammen das Wirbelloch. Die Wirbel sind so übereinander gesetzt, daß die einzelnen Wirbellöcher einen fortlaufenden Kanal (Wirbelkanal) bilden, in dem sich das Rückenmark befindet.

Zwischen den Wirbelkörpern liegen die Bandscheiben, deren Bezeichnung nach den benachbarten Wirbeln erfolgt (z.B. L5/S1 für die fünfte Lendenbandscheibe). Ihr Äußeres

Abbildung 3:
Aufsicht auf einen Brustwirbel, aus [12]



besteht aus starken kollagenen Fasern, die einen linsenförmigen, sehr wasserhaltigen Gallertkern (Nucleus pulposus) umschließen (siehe Abbildung 4). Dieser ist stark verformbar, aber inkompressibel.

Ihre Anatomie ermöglicht der Wirbelsäule zum einen ihre Funktion als elastisches Stützorgan des Körpers. Stöße die vom Rumpfe in Richtung Kopf oder entgegengesetzt auf den Menschen einwirken, werden durch

Abbildung 4:
Horizontalschnitt durch die Bandscheibe, aus [13]

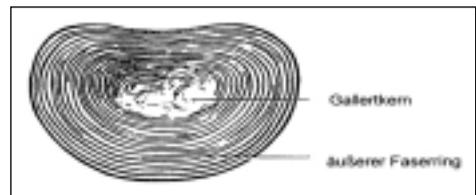
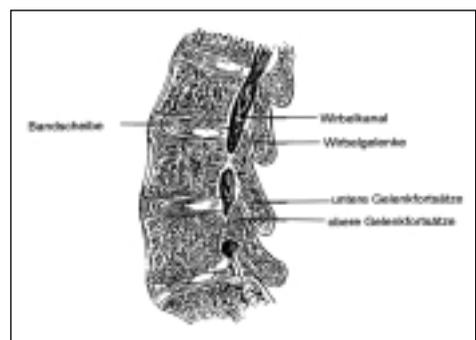


Abbildung 5:
Vertikalschnitt durch die Lendenwirbelsäule, aus [14]



die doppelte S-Form und die polsterartigen Bandscheiben federnd abfangen. Dadurch ist insbesondere ein Schutz des Gehirns gewährleistet. Zum anderen stellt die Wirbelsäule eine Hülle für das im Wirbelkanal befindliche Rückenmark dar, das somit vor äußeren Einwirkungen geschützt ist.

2.2 Ursachen berufsbedingter Wirbelsäulenbeschwerden und -schädigungen

Wie in der Einleitung erwähnt, stellen die Wirbelsäulenerkrankungen einen immer größer werdenden Teil der beruflich bedingten Erkrankungen dar. Die Gefährdungsursachen sind dabei sehr komplex und heterogen. So kann ein fehlender Wechsel von Be- und Entlastung der Wirbelsäule, wie er vor allem bei Tätigkeiten mit hohem statischen Körperhaltungsanteil zu verzeichnen ist, sich negativ auf die Ernährung des Bandscheibengewebes auswirken. Die Zwischenwirbelscheiben werden nicht durchblutet, so daß Stoffwechselvorgänge nur durch Diffusion vonstatten gehen können. Der Wechsel von Be- und Entlastung führt zu einer erhöhten Diffusion in den Bandscheiben und garantiert somit eine ausreichende Ernährung. Eine durch fehlende Bewegung verursachte Mangelernährung kann auf lange Sicht zu irreversiblen Gewebeeränderungen führen [12]. Die Berufskrankheiten-Verordnung von 1992 berücksichtigt andere Gefährdungsursachen bei

den drei sich auf Wirbelsäulenerkrankungen beziehenden Berufskrankheiten: Sie bezieht sich ausschließlich auf Wirbelsäulenerkrankungen, die durch langjährige(s) Heben und Tragen schwerer Lasten, Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung und Einwirkungen von Ganzkörperschwingungen im Sitzen entstehen (siehe Anlage A, [7]).

In zahlreichen epidemiologischen Studien wurden die gesundheitlichen Auswirkungen durch berufsbedingtes Heben und Tragen schwerer Lasten untersucht (Literaturzusammenstellungen finden sich u.a. bei [15]). Die meisten dieser Untersuchungen kommen zu dem Ergebnis, daß eine erhöhte Häufigkeit von Muskel- und Skelettbeschwerden bei Tätigkeiten in ungünstigen Körperhaltungen oder mit hohem Lastenumsatz vorliegt. Die äußeren biomechanischen Belastungsgrößen wie die extern auf den Arbeitnehmer einwirkenden Kräfte und die eingenommenen Körperhaltungen spielen daher eine wesentliche Rolle bei der Beurteilung von Tätigkeiten.

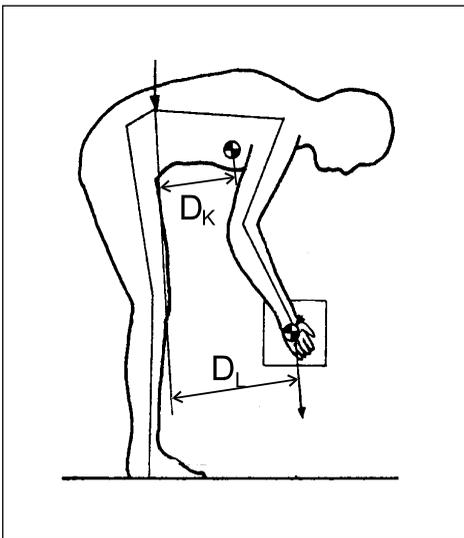
Die aus den Gewicht- und Trägheitskräften der Körperteile (Kopf, Rumpf und Arme) und der gehandhabten Last resultierende Kraft erzeugt am Ort der einzelnen Wirbel bzw. Bandscheiben der Wirbelsäule ein Drehmoment und eine Kraft. Die interne Beanspruchung der Wirbel/Bandscheiben setzt sich somit aus dieser Kraft und den Muskelkräften, welche die Kompensation des äußeren Drehmoments bewirken, zusammen.

2 Die menschliche Wirbelsäule

Der Lendenwirbelsäulenbereich ist von der äußeren Krafteinwirkung besonders gefährdet, weil hier der Hebelarm (Entfernung des gemeinsamen „Kopf-Rumpf-Arme-Last“-Schwerpunktes zum Drehpunkt auf dem Wirbelkörper) am längsten und damit das auf den Wirbelkörper einwirkende Drehmoment am größten ist (siehe Abbildung 6).

Da die Hebelarme der Bauch- und Rückenmuskeln bezüglich der Wirbelkörper bzw. Bandscheiben sehr klein sind (z.B. 5,5 bis 7 cm für die Rückenstrecker Muskeln, siehe

Abbildung 6:
Hebelarme D_K und D_L des „Kopf-Rumpf-Arme-Last“-Schwerpunktes und des Lastgewicht-Schwerpunktes, bezogen auf den Drehpunkt auf einem Lendenwirbelkörper; entnommen aus [16]



Abschnitt 6.2.3), müssen hohe Muskelkräfte aufgewendet werden, um das resultierende äußere Drehmoment zu kompensieren. Diese führen wiederum zu hohen Kompressionskräften auf die Bandscheiben. So entsteht ohne Handhabung eines Lastgewichtes während einer Oberkörpervorbeugung um 90° bei einem 75 kg schweren Mann eine Kompressionskraftbelastung der L5/S1-Bandscheibe von ca. 2,8 kN [12]. Die untersten Bandscheiben der Lendenwirbelsäule (L3/L4, L4/L5, L5/S1) sind daher am anfälligsten gegenüber Bandscheiben-Vorfällen [17].

Daraus folgt, daß für die Beurteilung der Wirbelsäulen-Gefährdung einer Tätigkeit die Kenntnis der eingenommenen Körperhaltungen und gehandhabten Lastgewichte von großer Bedeutung ist.

Neben den biomechanischen Belastungsfaktoren spielen aber auch die individuelle körperliche Konstitution und psycho-soziale Faktoren wie etwa die Zufriedenheit mit dem Arbeitsklima eine wichtige Rolle beim Auftreten von Wirbelsäulen-Beschwerden. Gerade neuere Studien räumen der psychischen Komponente bei der Beurteilung der beruflichen Belastung einen ebenso hohen Stellenwert wie der physischen Komponente ein (siehe z.B. [18, 19]).

Die derzeitige Formulierung der Wirbelsäulen-Berufskrankheiten (siehe Anlage A, [7])

bezieht sich jedoch auf eine Krankheitsentstehung, welche durch die physikalische Einwirkung von Kräften auf die Wirbelsäule gekennzeichnet ist. Das Ziel dieser Arbeit ist daher die Entwicklung einer Methode, mit-

tels der die Erfassung von äußeren biomechanischen Belastungsfaktoren an vielen unterschiedlichen Arbeitsplätzen bei minimalem personellem und organisatorischem Aufwand möglich wird.

3 Erhebungs- und Bewertungsverfahren für äußere Belastungsgrößen

3.1 Erhebungsverfahren

Die bisher entwickelten Verfahren zur Ermittlung von äußeren Belastungsgrößen bei beruflichen Tätigkeiten lassen sich prinzipiell in fünf Kategorien einteilen:

a) Befragungsbögen

Die Befragung des betroffenen Arbeitnehmers ist eine vielfach angewandte Methode zur Ermittlung der berufsspezifischen Wirbelsäulenbelastungen. Auf einem Erhebungsbogen macht der Arbeitnehmer retrospektiv Angaben über die eingenommenen Körperhaltungen, die gehandhabten Lastgewichte und den Tätigkeitsablauf. Das Verfahren ist bei sehr vielen verschiedenen Arbeitsplätzen leicht durchzuführen und bei Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren, bei denen die Ausübung der jeweiligen Tätigkeit meist Jahre zurückliegt, oft die einzige Möglichkeit, die berufliche Belastung zu erheben. In Anlage B ist ein solcher Erhebungsbogen, der von der Süddeutschen Metall-Berufsgenossenschaft im Rahmen von Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren entwickelt wurde, dargestellt.

Nachteilig an dieser Art der Erfassung von Belastungsdaten ist der hohe Anteil an Subjektivität. Da alle Angaben nachträglich geschätzt werden müssen, sind diese oft ungenau und repräsentieren daher nicht das tatsächliche Belastungsprofil.

b) Tätigkeitsanalyse durch Beobachtungspersonen

Bei diesen sogenannten „Papier- und Bleistift“-Methoden werden Arbeitsplatzbeobachter eingesetzt, die in vorher fest definierten Zeitintervallen die Arbeitshaltungen und gehandhabten Lastgewichte auf einem Aufnahmebogen festhalten (siehe zum Beispiel [20]).

Eine derartige international vielfach angewandte Beobachtungsmethode ist das im finnischen Stahlwerk OVAKO entwickelte OWAS-Verfahren (OWAS = OVAKO-Working-Posture-Analysing-System) [21]. Mit Hilfe dieses Verfahrens können Arbeitshaltungen klassifiziert und bezüglich ihrer Gesundheitsgefährdung beurteilt werden. Eine Arbeitshaltung wird bei der OWAS-Methode durch einen vierstelligen Zifferncode beschrieben. Dieser setzt sich zusammen aus:

Ziffer 1:

Vier verschiedene Rückenhaltungen (gerade (1), gebeugt (2), tordiert oder seitlich gebeugt (3) oder tordiert und seitlich gebeugt (4)).

Ziffer 2:

Drei verschiedene Armhaltungen (beide Arme unter Schulterhöhe (1), ein Arm über Schulterhöhe (2) oder beide Arme über Schulterhöhe (3)).

3 Erhebungs- und Bewertungsverfahren für äußere Belastungsgrößen

Ziffer 3:

Zehn verschiedene Beinhaltenungen (Sitzen (1), Stehen (2), einbeinig Stehen, Beine gerade (3), beidbeinig Stehen, Beine gebeugt (4), einbeinig Stehen, Beine gebeugt 5), Knien (6) oder Gehen (7) (+ evtl. auf dem Boden sitzen (8), Liegen (9), Kriechen oder Klettern (10))

Ziffer 4:

Drei verschiedene Lastgewichtsklassen (< 10 kg (1), 10 - 20 kg (2), > 20 kg (3))

Die Beinhaltenungen (8) bis (10) werden als OWAS-Zusatzhaltenungen bezeichnet und gehen nicht in die OWAS-Bewertung mit ein. Bei der Durchführung der OWAS-Analyse ermittelt der Arbeitsplatzbeobachter die Körperhaltung und das gehandhabte Lastgewicht in festen Zeitabständen und notiert diese auf einem OWAS-Aufnahmebogen (siehe Abbildung 7). Die Häufigkeitsverteilung der verschiedenen OWAS-Körperhaltenungen kann später in einen weiteren Vordruck übertragen werden, auf dem mittels Farbkennzeichnungen Maßnahmenklassen zur Beurteilung der Tätigkeit angegeben sind (genaue Beschreibung siehe Abschnitt 6.1).

Durch „Papier- und Bleistift“-Verfahren können in erster Linie statische Arbeitshaltungen erfaßt werden. Dynamische Anteile von Arbeitsvorgängen, die bei der Beurteilung der Wirbelsäulenbelastung nicht unerheblich sind, müssen vernachlässigt werden.

Obgleich sich diese Methode im Vergleich zur ersten durch ein erhöhtes Maß an Genauigkeit auszeichnet, enthält sie immer noch subjektive Elemente. Hinzu kommt, daß bei zeitgleicher Erfassung der schnell ablaufenden Arbeitsvorgänge der Beobachter zum Teil nicht alle Körperhaltenungen vollständig erfassen kann.

c) Video- und Filmanalysen

Die letztgenannte Problematik der zeitgleichen Erfassung der Körperhaltenungen durch „Papier und Bleistift“ wird bei Film- und Videoaufnahmen vermieden. Bei dieser Erhebungsmethode besteht der Vorteil, die aufgezeichneten Arbeitsvorgänge beliebig oft beobachten zu können, wodurch eine vollständige Erfassung aller dabei eingenommenen Körperhaltenungen inklusive der auftretenden Körperwinkel zu realisieren ist. Die Massen der gehandhabten Lastgewichte werden – sofern diese nicht bekannt sind – abgeschätzt.

Zur Registrierung der Körperhaltenungen bzw. -winkel werden zwei verschiedene Verfahren angewendet: Entweder werden diese von einem Betrachter geschätzt (siehe u.a. [23]) oder mittels Computer exakter durch ein an einzelne Videostandbilder schablonenartig angepaßtes Menschmodell ermittelt [24]. Bei der Schätzung insbesondere der Körperwinkel durch den Betrachter ist eine exakte Angabe des Winkelmaßes nicht möglich. Bei der Datenermittlung beim Standbild durch die

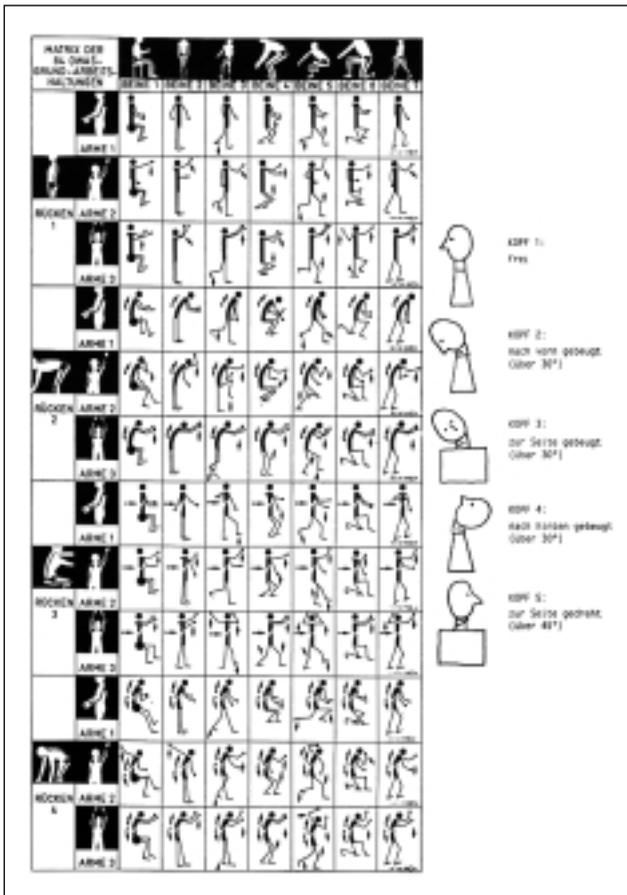


Abbildung 7:
Der OWAS-
Körperhaltungserfassungsbogen,
aus [22]

Menschenschablone des Computers ergibt sich die Schwierigkeit, ein dreidimensionales Modell der zweidimensionalen Ebene des Films anzupassen. Hinzu kommt, daß Video-

analysen mit erheblichem Aufwand verbunden sind, so daß die Auswertung einer Arbeitsschicht eine sehr lange Zeit (bis zu mehreren Wochen) in Anspruch nimmt.

3 Erhebungs- und Bewertungsverfahren für äußere Belastungsgrößen

d) Weitere bildgebende Verfahren

Ein Beispiel für diese meist laborgebundenen Erhebungsverfahren ist die Anbringung von Markern am Probanden, deren IR-Reflexionssignale mit Hilfe von mehreren Infrarotkameras erfaßt werden. Bei vorheriger Kalibrierung des Systems mit einer bekannten Markeranordnung und der Kenntnis der Kamerastandorte kann die absolute räumliche Lage der Marker im Computer rekonstruiert werden.

Mit diesen kommerziell erhältlichen Systemen ist eine sehr genaue, dreidimensionale Bewegungsanalyse möglich. Bei einem Einsatz von bis zu 30 Markern und einer Abtastrate der Meßdatenerfassung von 50 Hz kann die Bewegung aller interessierender Körpergelenke gut erfaßt werden.

Nachteilig an dieser Körperwinkelmeßmethode ist, daß sie unter realen Praxisbedingungen alleine durch den hohen technischen Aufwand schwer einsetzbar ist. Darüber hinaus ist eine Bewegungsanalyse nur in einem sehr kleinen kalibrierten Raumbereich für vergleichsweise kurze Meßzeiten (ca. 1 Minute) möglich, so daß ortsveränderliche Arbeitsplätze nicht untersucht werden können.

Typische Einsatzgebiete der Kamerasysteme sind Laboruntersuchungen, in denen Bewegungsabläufe von ausgesuchten Teilarbeits-

vorgängen nachgestellt werden (siehe z.B. [25]). Die auf den Probanden einwirkenden Kräfte wie z.B. Lastgewichtskräfte werden hier mittels stationärer Kraftmeßplattformen gemessen.

e) Personengebundene Meßsysteme

Bei personengebundenen Meßsystemen wird die Registrierung der Körperkinematik mittels Sensoren (z.B. Winkelsensoren), welche über den zu untersuchenden Körpergelenken des Probanden angebracht werden, realisiert. Zur Messung der Bodenreaktionskraft (d.h. die Kraft, die die Körper- und Lastgewichtskraft zusammen mit der aus der Körperdynamik resultierenden Kraft kompensiert, siehe Kapitel 5) können portable Fußdruckmeßsysteme mit zugehörigen Druckmeßsohlen verwendet werden (siehe Abschnitt 4.2.3). Idealerweise werden die Meßdaten der Sensoren in einer am Probanden tragbaren Rechneinheit zwischengespeichert, so daß diese später im PC ausgewertet werden können.

Personengebundene Meßsysteme sind vielseitig einsetzbar, setzen allerdings voraus, daß die Sensorik den Probanden bei der Ausübung seiner Tätigkeit nicht behindert und über lange Meßzeiten reproduzierbare Daten liefert.

Einige der bisher entwickelten personengebundenen Systeme registrieren nur die

Bewegung eines Körperteils, z.B. nur die des Oberkörpers (siehe u.a. [26, 27, 28]), so daß aus den Meßdaten nicht die gesamte Körperhaltung rekonstruiert werden kann. Andere Systeme sind als „quasi-personengebunden“ zu bezeichnen, da z.B. Datenspeichereinheiten oder die Energieversorgung des Meßsystems nicht am Probanden angebracht wurde und daher auf externe Kabelverbindungen nicht verzichtet werden kann (siehe u.a. [18]). In Anlage C ist eine Auflistung der nach einer Literaturrecherche¹ gefundenen personengebundenen Meßsysteme mit deren Meßgrößen und Eigenschaften zusammengestellt (entnommen aus [29]).

3.2 Bewertungsverfahren

Eine ausführliche Beschreibung der bekannten Bewertungs- und Beurteilungsverfahren von Hebe- und Tragetätigkeiten ist in [30] zusammengestellt. Im folgenden wird kurz auf einige prinzipielle Bewertungsansätze, die z.T. im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden, eingegangen:

Biomechanische Belastungsrechnungen

In biomechanischen Modellen wird der menschliche Körper u.a. durch Massensegmente, die über idealisierte Gelenke mitein-

ander verbunden sind, nachgebildet (siehe Abbildung 8 auf Seite 24).

Die gemessenen Daten der Körperteilbewegungen, der Probandenanthropometrie, der Muskelaktivität sowie der externen Kräfte dienen dem Modell als Eingabegrößen für die Berechnung von Gelenkreaktionskräften und -momenten (ausführliche Beschreibung, siehe Kapitel 5 und 6).

Im Fall der Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung ist es das Ziel der Modellrechnung, die Beanspruchung der Wirbelsäule, welche insbesondere durch die Kompressionskräfte auf die Bandscheibe der Lendenwirbelsäule charakterisiert wird, zu berechnen. Eine derartige Berechnung wird in Abschnitt 6.2 detailliert beschrieben. Für die Bewertung der aus diesen Rechnungen ermittelten Kompressionskräfte gibt es kein einheitliches Verfahren. Meistens werden die in der Literatur oft zitierten, vom amerikanischen „National Institute for Occupational Safety and Health“ (NIOSH) herausgegebenen Grenzwerte für die auf die L5/S1-Bandscheibe wirkende Kompressionskraft herangezogen. Für Männer wird dabei ab einer L5/S1-Kompressionskraft von mehr als 3.4 kN von einer erhöhten Wirbelsäulengefährdung ausgegangen [32].

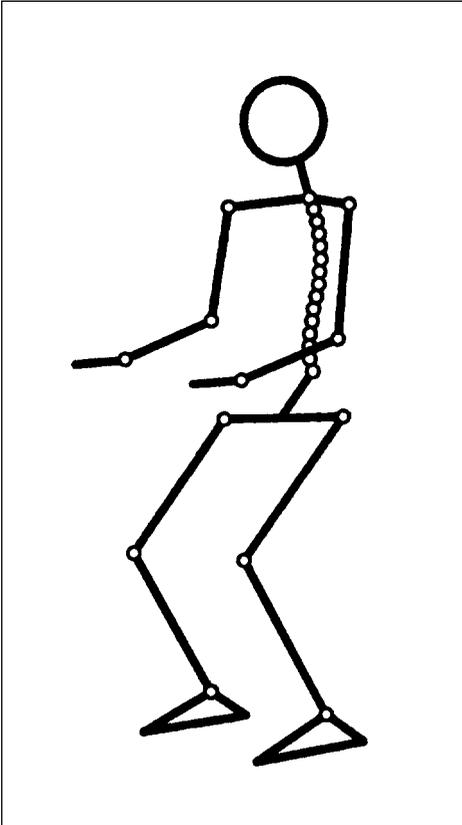
Empirisch gestützte Bewertungsverfahren

Den empirisch gestützten Bewertungsverfahren liegen Ergebnisse von epidemiologischen

¹ Die Literaturrecherche wurde von Herrn Dr. Zach, Mitarbeiter des Referates Ergonomie im BIA, durchgeführt

3 Erhebungs- und Bewertungsverfahren für äußere Belastungsgrößen

Abbildung 8:
Beispiel eines biomechanischen Menschmodells,
aus [31]



Untersuchungen, aus denen Beurteilungskriterien (wie z.B. Grenzwerte) abgeleitet werden, zugrunde.

Die Beurteilung der im letzten Kapitel vorgestellten OWAS-Körperhaltungen basiert auf derartigen Untersuchungen, die in einem finnischen Stahlwerk durchgeführt wurden. Die genaue Beschreibung der OWAS-Auswertung erfolgt in Abschnitt 6.1.

Eine weitere auf epidemiologischen Untersuchungen beruhende Beurteilungsmethode ist der „Dosisansatz“ nach *Pangert* und *Hartmann* [33].

Die Belastungsdosis D wird dabei als Produkt aus der mittels eines einfachen biomechanischen Modells berechneten Kompressionskraft F_K auf die L4/L5-Bandscheibe und ihrer zugehörigen Expositionszeit t berechnet:

$$D = F_K \cdot t$$

Gleichung 1:
Belastungsdosis D
nach [33]

In ihrer Studie vergleichen *Pangert* und *Hartmann* die über Gleichung 1 ermittelte kumulative Wirbelsäulenbelastung mit dem Auftreten von Rückenschmerzen und folgern hieraus eine „kritische Dosis D_K “ für die Belastung der Wirbelsäule eines gesamten Arbeitslebens von $D_K = 12 \cdot 10^{10}$ Ns.

Insgesamt gibt es eine Vielzahl von unterschiedlichen Methoden zur Beurteilung der Wirbelsäulenbelastung. Die Vorgehensweise in Feststellungsverfahren zur Anerkennung von

Wirbelsäulenberufskrankheiten ist in diesem Zusammenhang bisher jedoch nicht einheitlich geregelt. Dies ist nicht zuletzt darin begründet, daß das tatsächliche Belastungsprofil der Hebe- und Tragetätigkeiten in vielen Fällen nicht bekannt ist. Ausgehend von sogenannten „Pflichtparametern“ [34], die mit den gewerblichen Berufsgenossenchaften abgestimmt wurden, entschied sich das BIA daher, ein personengebundenes Meßsystem zur Registrierung von Körperhaltungen und Bodenreaktionskraft im Rahmen einer Machbarkeitsstudie zu entwickeln. Im nächsten Abschnitt sind die Vorgaben, die an dieses neu zu entwickelnde Meßsystem gestellt wurden, zusammengetragen.

3.3 Anforderungen an das neu zu entwickelnde Meßsystem

Die Entwicklung des personengebundenen Meßsystems zur Erfassung äußerer Belastungsgrößen von beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten fand unter folgenden Prämissen statt [35]:

- Die Erfassung von Oberkörper- und Beinhalten soll mit Hilfe einer robusten und einfach anzubringenden Sensorik erfolgen. Synchron zur Körperwinkelermittlung sind die Bodenreaktionskräfte mittels eines portablen Meßsystems aufzunehmen.
- Die Sensoranbringung sollte auf der Arbeitskleidung realisiert werden, damit das System möglichst vielseitig an unterschiedlichen Arbeitsplätzen einsetzbar ist. Die Sensoren sollen den Probanden bei der Ausübung seiner Tätigkeit nicht behindern.
- Das Meßsystem soll sich durch eine hohe Praxistauglichkeit auszeichnen.
- Das gesamte Meßsystem (inklusive Energieversorgung und Meßdatenspeicher) ist am Probanden anzubringen, damit auf externe Kabelverbindungen verzichtet werden kann und somit auch ortsveränderliche Arbeitsplätze untersucht werden können.
- Die Meßdatenerfassung soll mit einer Abtastrate von mindestens 25 Hz erfolgen. Dabei sollte die Speicherdimensionierung der portablen Datenspeichereinheit auf eine Gesamtmeßzeit von bis zu acht Stunden (eine Arbeitsschicht) ausgelegt sein.
- Zur Beurteilung der Meßdaten ist eine automatisierte Erkennung der nach der OWAS-Methode (Abschnitt 3.1) klassifizierten Körperhaltungen nach Abschluß der Messung in einem PC vorgesehen. Es ist ein Verfahren zu entwickeln, mit dessen Hilfe die gehandhabten Lastgewichte aus den gemessenen Bodenreaktionskräften ermittelt werden können. Die gesamte OWAS-Auswertung sollte ebenfalls vollständig automatisiert erfolgen.

4 Das Meßsystem

4.1 Prinzipieller Aufbau

Zur Detektion von OWAS Körperhaltungen (vgl. Abschnitt 3.1) und Registrierung der beschriebenen äußeren Belastungskenngrößen werden die in Abbildung 9 dargestellten Körperwinkel, die einwirkenden Bodenreaktionskräfte sowie deren Kraftangriffspunkte gemessen.

Potentiometersensoren werden eingesetzt, um in der Sagittalebene¹ Hüft- und Kniewinkel zu bestimmen. Die Bewegung des Oberkörpers wird mittels Gyroskop-, Neigungssensoren und inkrementalen Drehgebern in drei Dimensionen vermessen.

Dabei werden die Flexions-/Extensionswinkel (im Lendenwirbelsäulen- und im oberen Brustwirbelsäulenbereich), der Verdrehungswinkel (d.h. Torsionswinkel zwischen Lendenwirbelsäulen- und oberem Brustwirbelsäulenbereich) und der Seitneigungswinkel (Lateralflexionswinkel) des Oberkörpers gemessen.

Die gesamten Winkelinformationen werden in einer Datenspeichereinheit am Probanden gespeichert. Zeitgleich zur Körperwinkelbestimmung werden die Bodenreaktionskräfte mit Hilfe eines für die Orthopädie entwickelten Fußdruckmeßsystems² registriert.

¹ Die Ebenen der räumlichen Orientierung des menschlichen Körpers sind in Anlage D dargestellt.

² novel pedar System, novel GmbH, München

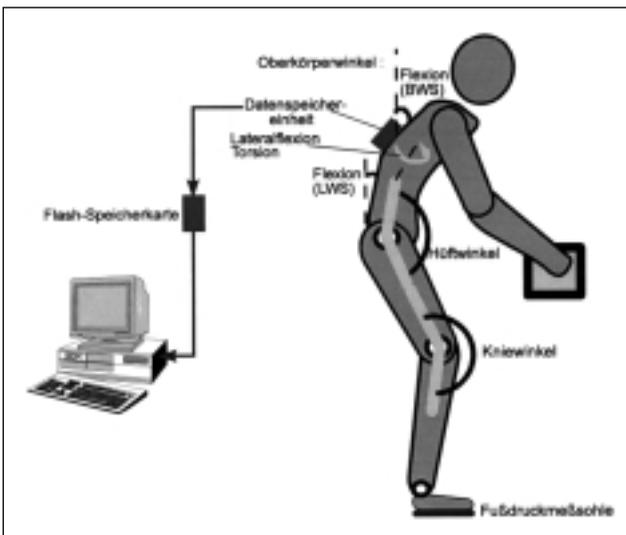


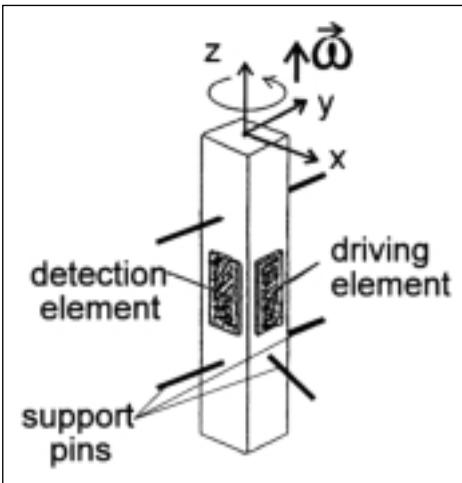
Abbildung 9: Prinzipielle Anordnung zur Körperwinkel- und Bodenreaktionskraftmessung

4.2 Sensorik

4.2.1 Sensorik zur Bestimmung der Oberkörperwinkel

Zur Bestimmung der Oberkörper-Flexions- und Extensionswinkel im Lenden- und im oberen Halswirbelsäulenbereich werden Gyroskope und Neigungssensoren (Inklinometer) verwendet. Dem Sensorprinzip der Gyroskope liegt der physikalische Effekt der Corioliskraft zugrunde [36]. Im Sensorgehäuse befindet sich ein Metallbalken, in dessen Zentrum zwei gleichgroße Piezokristalle aufgeklebt sind (siehe Abbildung 10).

Abbildung 10: Sensoraufbau und Funktionsprinzip des Gyroskops, aus [37]



Einer der Piezokristalle („Driving Element“) ist an einen Oszillator angeschlossen und versetzt den Metallbalken in x-Richtung in Schwingung. Die Aufhängung des Balkens im Sensorgehäuse wird über „support pins“, die sich in den Knotenpunkten des Schwingungsmodus befinden, realisiert. Somit ist eine störungsfreie Vibration des Systems gewährleistet.

Bei einer Rotation des Sensors um seine Längsachse (z-Achse) mit der Winkelgeschwindigkeit ω entsteht durch die in $(\mathbf{v} \cdot \boldsymbol{\omega})$ -Richtung wirkende Corioliskraft im zweiten Kristall („detection element“) eine Spannung, welche proportional zum Betrag von ω ist.

Der Meßbereich der im BIA-System verwendeten Gyroskope¹ beträgt $\pm 150^\circ/\text{s}$ und ist ausreichend für die Erfassung von menschlichen Oberkörperbewegungen [1].

Das Ausgangsspannungssignal des Sensors ist symmetrisch um 2,5 V ($|\omega|=0$). Der Oberkörperflexionswinkel muß dann durch Integration des Meßsignals unter Berücksichtigung des Spannungsoffsets von 2,5 V bestimmt werden. Die Integration wird hierbei durch Digitalisierungsfehler bei der Meßwertaufnahme erschwert, da schon kleinste Fehler immer weiter aufintegriert werden und so zu einer erheblichen Nullpunktsdrift des Winkelsignals führen (siehe Abbildung 12 und [1]).

¹ Murata Gyrostar $\pm 150^\circ/\text{s}$, Firma Murata, Nürnberg

Daher werden zur Oberkörperflexionswinkelbestimmung zusätzlich Neigungssensoren (Inklinometer) eingesetzt. Das Grundprinzip des Inklinometers basiert auf einem Pendel im Sensorinneren, welches sich parallel zum Schwerkraftsvektor im Raum ausrichtet und als Ausgangssignal direkt den Neigungswinkel liefert.

In Abbildung 11 ist eine mögliche Realisierung des Inklinometerprinzips dargestellt.

Bei diesem Aufbau besteht der Sensor aus einem magnetisch veränderlichen Widerstandselement (Feldplatte) und dem in einer Pendelkonstruktion angebrachten Permanentmagneten. Durch eine einfache Spannungsteilerschaltung ist jedem Neigungswinkel

des Sensors bezüglich der Schwerkraftsrichtung ein analoges Ausgangssignal zugeordnet. Um ein Aufschwingen des Pendels zu verhindern, kann das System mit Silikonölen verschiedener Viskositätsgrade gefüllt werden. Dieses Sensorprinzip schließt jedoch eine genaue Wiedergabe von schnellen Bewegungsabläufen aus (siehe Inklinometerwinkelmessung in Abbildung 12 auf Seite 30).

Um die Nachteile beider Sensoren zu umgehen, schlug *Busse* ein Verfahren zur Mischung beider Signale vor [3]:

Der berechnete Oberkörperflexionswinkel ergibt sich demnach aus der Summe eines Anteiles K_1 des numerisch integrierten

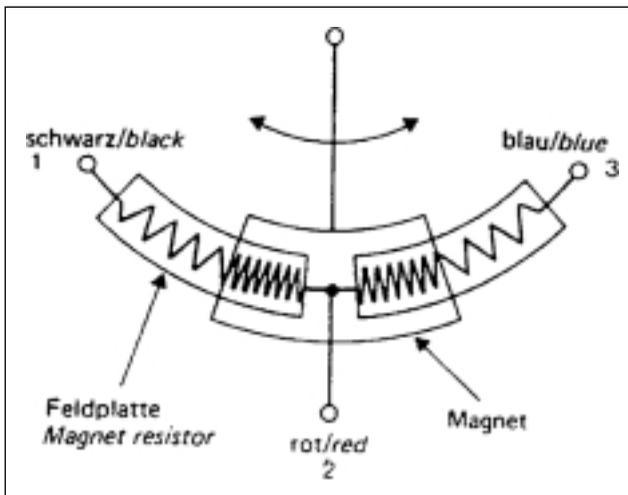


Abbildung 11:
Sensoraufbau und Funktionsprinzip
des Inklinometers, aus [38]

4 Das Meßsystem

$$\varphi(i) = (\varphi(i-1) + \frac{\omega_{\text{Gyro}}(i)}{f_A}) \cdot K_1 + \varphi_{\text{Inklinometer}}(i) \cdot K_2,$$

mit $i \geq 1, \varphi(0) = 0$ und

f_A : Abtastrate der Meßwert erfassung in Hz

$\varphi(i)$: berechneter Flexionswinkel zum Zeitpunkt $t = \frac{i}{f_A}$

$\varphi(i-1)$: berechneter Flexionswinkel zum Zeitpunkt $t = \frac{i-1}{f_A}$

$\varphi_{\text{Inklinometer}}(i)$: Meßwert Inklinometer zum Zeitpunkt $t = \frac{i}{f_A}$

$\omega_{\text{Gyro}}(i)$: Meßwert Gyroskop zum Zeitpunkt $t = \frac{i}{f_A}$

K_1 : Mischanteil Gyroskop, K_2 : Mischanteil Inklinometer, $K_1 + K_2 = 1$,

hier: $K_1 = 0,9$ und $K_2 = 0,1$

Gleichung 2:
Berechnungsverfahren der
Oberkörperflexionswinkel

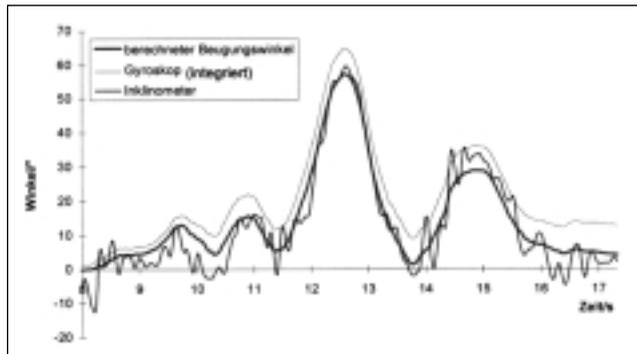


Abbildung 12:
Oberkörperflexionswinkelmessung:
Inklinometersignal, integriertes
Gyroskopsignal und nach Gleichung 2
berechnetes Mischsignal, aus [3]

Gyroskopsignals und eines Anteiltes K_2 des Inklinometermeßwertes. Dabei wurden die Misch-konstanten K_1 und K_2 empirisch ermittelt. Durch dieses Verfahren werden die Nachteile beider Sensortypen eliminiert, während die Vorzüge erhalten bleiben: Das berechnete Signal zeigt das gute dynamische Verhalten des Gyroskops und die Langzeit-nullpunktstabilität des Inklinometers (siehe Abbildung 12).

Der Meßbereich der zur Messung der Flexionsbewegung des Oberkörpers verwendeten Inklinometer beträgt $\pm 70^\circ$ bei einer Auflösung von $0,01^\circ$ [39]. Dabei ist der Nullpunkt φ_0 des Sensors frei wählbar, d.h., bei -70° können Flexionswinkel in einem Meßbereich von $0^\circ \leq \varphi \leq 140^\circ$ gemessen werden. Für die Bewegungsmöglichkeit des Oberkörpers reicht dieser Meßbereich aus (Beispiel: $\varphi_0 = -40^\circ \rightarrow -30^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$). Da die Sensorkombination aus Gyroskop und Inklinometer jedoch auch genutzt werden soll, um eine absolute Raumorientierung bezüglich der vertikalen Raumachse zu erhalten, wird ein Winkelmeßbereich von mindestens 180° benötigt. So können auch Körperhaltungen wie „Liegen auf dem Bauch“ (Raumwinkel des Oberkörpers $\varphi' = +90^\circ$) und „Liegen auf dem Rücken“ (Raumwinkel des Oberkörpers $\varphi' = -90^\circ$) unterschieden werden. Aus diesem Grund werden an jedes Gyroskop zwei Inklinometer mit verschiedenen Nullpunkten φ_{0A} und φ_{0B} angeschlos-

sen. Je nach Winkelbereich wird dann später bei der Auswertung im PC das entsprechende Inklinometersignal zum Gyroskopsignal nach Gleichung 2 dazugemischt. Dadurch wird der gesamte Raumbereich erfaßt.

Für die Messung des Oberkörperseitigungswinkels (Lateralflexionswinkel) wird ein Inklinometer der Firma Pewatron eingesetzt. Dieses zeichnet sich insbesondere dadurch aus, daß es sehr unempfindlich auf Bewegungen außerhalb seiner sensitiven Bewegungsachse reagiert. Bei einer Rumpfvorbeugung ohne Oberkörperseitneigung wird der Lateralflexionsmeßwert daher wenig beeinflusst. Das Signal des Lateralflexionsinklinometers wird nicht mit einem Gyroskopsignal gemischt, da hier der Einfluß von Dynamikeffekten weniger stark ist. Bei der Meßdatenaufbereitung im PC wird später lediglich eine Filterung des Meßsignals vorgenommen.

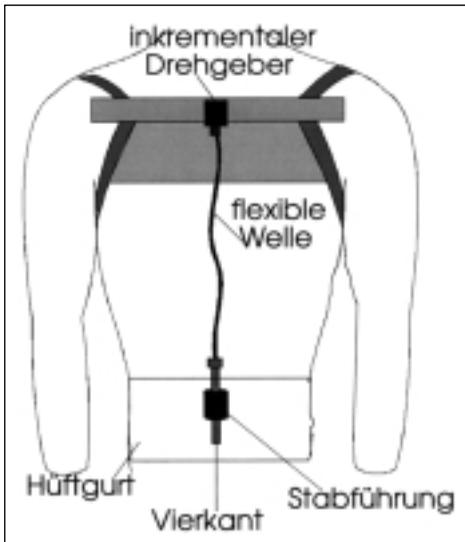
Die Oberkörper torsion wurde ursprünglich mit einer Anordnung aus zwei Gyroskopsensoren gemessen (siehe [1] und [3]). Die Bestimmung des Torsionswinkels erwies sich jedoch bei längeren Meßzeiten als schwierig, da die bereits erwähnten Integrationsprobleme zu einer erheblichen Nullpunktsdrift führten. Busse schlug daraufhin vor, den Torsionssensornullpunkt mit Hilfe eines Inklinometers während der Messung immer wieder zu korrigieren [3]. Diese

4 Das Meßsystem

Anordnung funktionierte insbesondere unter rauen Praxisbedingungen nicht immer zuverlässig, so daß ein vollständig neues Meßkonzept entworfen wurde: Eine mechanische Konstruktion, die in Abbildung 13 skizziert ist, überträgt die Oberkörper torsionsbewegung auf einen inkrementalen Drehgeber.

Dabei ist der Sensor, der äußerlich einem Potentiometer ähnelt, im oberen Brustwirbelsäulenbereich auf einer vom Probanden getragenen Weste fixiert. An die Sensorwelle

Abbildung 13:
Mechanische Anordnung zur Messung
der Oberkörpertorsion



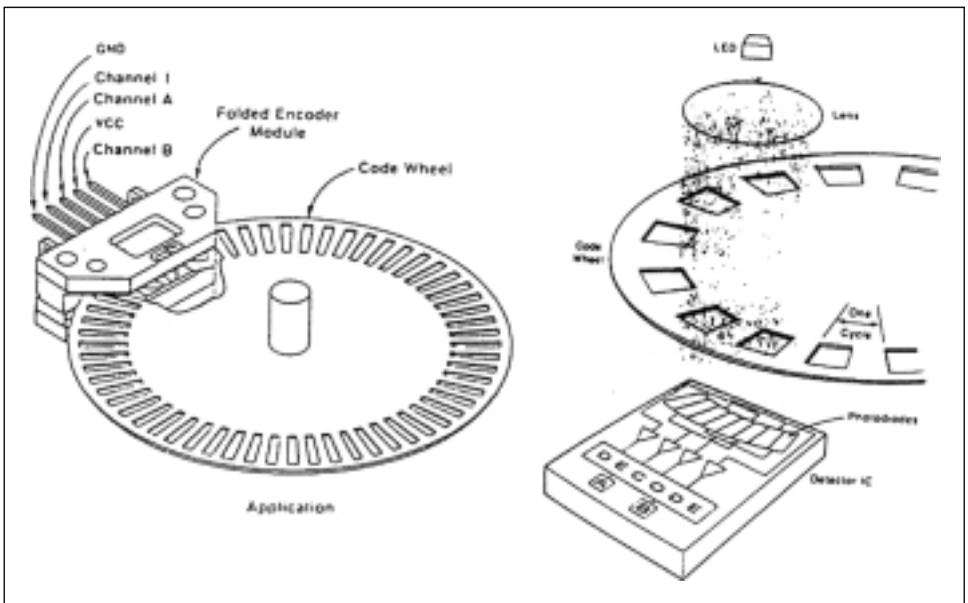
wird eine flexible Welle¹, die in sich selbst nicht tordierbar ist, angeschlossen. Die Welle geht im Lendenwirbelsäulenbereich in einen Vierkantmetallstab über, der in einer an einem Hüftgurt befestigten Führung bezüglich der vertikalen Raumachse frei beweglich bleibt. Bei einer Torsionsbewegung des Oberkörpers wird der Vierkantstab im Lendenwirbelsäulenbereich in der Führung festgehalten, während die relative Torsionsbewegung (oberer Brustwirbelsäulen- gegenüber Lendenwirbelsäulenbereich) über die Welle auf den Sensor übertragen wird. Der Proband wird durch diese Konstruktion in seiner Bewegung nicht eingeschränkt, da durch die Flexibilität der Welle und die Vierkantführungs konstruktion, die bei Oberkörperflexionen einen Längenausgleich zuläßt, eine freie Beweglichkeit des Oberkörpers gewährleistet bleibt. Diese spezielle mechanische Meßkonstruktion wurde im BIA entwickelt. Ähnliche Meßprinzipien wurden jedoch bereits in anderen Studien angewendet [28, 40, 27].

Der inkrementale Drehgeber ist ein digitaler Sensor. Die Drehbewegung wird über eine Welle auf eine Scheibe übertragen, auf deren Rand sich Löcher in äquidistanten Abständen befinden (siehe Abbildung 14).

Ein Teil der Lochscheibe wird durch ein Linsensystem geführt, welches fest mit dem Sen-

¹ Tachowelle der Firma Husqvarna/Cagiva

Abbildung 14:
Aufbau eines inkrementalen Drehgebers



sorgehäuse verbunden ist. In diesem System befindet sich oberhalb der Scheibe eine Lichtquelle (LED) und unterhalb ein Empfängersystem, bestehend aus Photodioden und Auswerteelektronik.

Bei Drehung der Lochscheibe wird der Lichtstrahl zerhackt, so daß die Photodioden unterhalb der Scheibe lediglich Lichtpulse registrieren und diese in Spannungsimpulse umwandeln. Die räumliche Anordnung der Photodioden in der Empfängerebene bewirkt eine Phasenverschiebung der beiden Impuls-

kanäle (A, B), die je nach Drehrichtung $\pm 90^\circ$ beträgt. Über die Anzahl der gezählten Impulse und die Phasenverschiebung zwischen beiden Kanälen kann der zeitliche Winkelverlauf rekonstruiert werden. Diese Winkelrekonstruktion wird im hier entwickelten System von einem Zählbaustein (IC) der Firma Megatron, welcher von der Mikrocontrollereinheit (siehe Abschnitt 4.3) gesteuert wird, übernommen.

Der Vorteil des Einsatzes eines inkrementalen Drehgebers gegenüber herkömmlichen Potentiometern bei der Torsionsmessung liegt im

4 Das Meßsystem

geringen mechanischen Widerstand, den der inkrementale Drehgeber der Drehbewegung entgegengesetzt. Dadurch reagiert der Sensor schon auf geringe einwirkende Torsionsmomente und ist damit für die Torsionsmessung besonders geeignet.

4.2.2 Sensorik zur Bestimmung der Beinwinkel

Hüft- und Kniewinkel werden in der Sagittalebene mit Hilfe von Potentiometern bestimmt. Es werden Präzisionspotentiometer des Sensorherstellers Megatron verwendet, die sich durch Leichtgängigkeit, geringen Verschleiß, robuste Gehäuse bei niedrigem Eigengewicht (20 g) und eine hohe Genauigkeit auszeichnen.

4.2.3 Sensorik zur Bestimmung der Bodenreaktionskraft

Neben dem selbst entwickelten Körperhaltungsmeßsystem wird ein kommerzielles, portables Bodenreaktionskraftmeßgerät der Firma novel¹ eingesetzt, welches aus drucksensitiven Einlegesohlen und einer Datenspeichereinheit besteht. Das für die Orthopädie entwickelte Druckverteilungsmeßsystem besitzt pro Sohle 99 kapazitive Drucksensoren,

so daß neben der Bodenreaktionskraftmessung auch die Messung der aus der Druckverteilung resultierenden Kraftangriffspunkte möglich ist (siehe Abbildung 15).

Die Drucksensoren sind Kondensatoren, bei denen als Dielektrikum ein Elastomer verwendet wird (siehe Abbildung 15 b) [41]. Das Einwirken einer vertikal auf den Kondensator angewendeten Kraft bewirkt eine Erhöhung seiner Kapazität. Dies führt wiederum zu einer Änderung des Blindwiderstandes. Durch Anlegen einer Wechselspannung wird diese nach Verstärkung als Spannungsänderung gemessen, analog-digital gewandelt und steht dann einem Computer zur Weiterverarbeitung zur Verfügung.

4.3 Die Datenspeicherung

Eine Grundanforderung an das Meßsystem ist, daß es am Probanden ohne Kabelverbindungen zu externen Datenspeichern oder Batterien einsetzbar ist. Daher muß eine tragbare Speichereinheit zur Erfassung und Verarbeitung der anfallenden Meßdaten verwendet werden.

Die Bodenreaktionskraftmeßdaten des Fußdrucksystems wurden ursprünglich on line über eine Kabelverbindung auf der Festplatte eines externen PCs gespeichert. In einer zweiten, personengebundenen Version ent-

¹ novel pedar mobile box, novel GmbH München

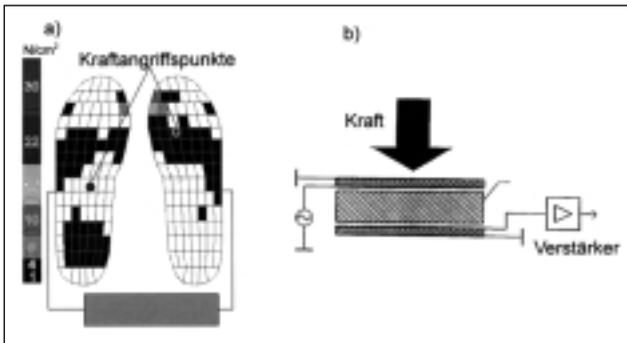


Abbildung 15:
 a) Meßsohlen und Datenspeicher
 b) kapazitives Sensorprinzip, aus [41]

fiel diese Kabelverbindung, da hier ein am Proband tragbarer Miniatur-PC zur Steuerung und Datenaufnahme eingesetzt werden konnte. Bei der derzeitigen Bodenreaktionskraftmeßanordnung wird eine Datenspeichereinheit auf Mikrocontrollerbasis verwendet, bei der die Meßdaten auf einer Flash-EPROM Speicherkarte abgelegt werden¹.

Für die Körperwinkeldatenspeicherung und -vorverarbeitung wurde im Rahmen dieser Arbeit und zweier Diplomarbeiten [1, 3] eine eigenständige Speichereinheit entwickelt, deren Kernstück aus einem 8-Bit-Mikrocontroller der Firma Siemens (Typ 80C517) besteht.

Ein Mikrocontroller ist ein „Ein-Chip-Computer“, bestehend aus einem Mikroprozessor, Speichereinheiten und Ein-/Ausgabeelemen-

ten. In Abbildung 16 (siehe Seite 36) ist das Funktionsschaltbild des 80C517-Mikrocontrollers dargestellt.

Die Ports P0 bis P8 sind 8-Bit-breite digitale Ein- und Ausgabeschnittstellen des Mikrocontrollers. Davon sind zwölf Eingänge (P 7.0 bis P 8.3) über einen Multiplexer (MUX) an einen A/D-Wandler angeschlossen, der mit einer Auflösung von 10 Bit arbeitet.

Alle analogen Winkelsensoren sind nach dem Belegungsplan der Tabelle 1 (siehe Seite 36) mit dem A/D-Wandler verbunden. Die Kommunikation des Mikrocontrollers mit dem digitalen Torsionssensor erfolgt über die Ports P4 und P5 und den in Abschnitt 4.2.1 erwähnten Zähl-IC. Die übrigen Ports werden zur Steuerung von Bedienelementen (Taster, Schalter) und Anzeigen (LEDs) des Datenspeichers genutzt.

1 novel pedar mobile box, novel GmbH München

4 Das Meßsystem

Tabelle 1:
Belegungsplan (Analogensensoren)

Port	Meßsignal
7.0	Gyroskop LWS
7.1	Gyroskop BWS
7.2	Inklinometer BWS (-)
7.3	Inklinometer Lat.flex.
7.4	Poti (Knie rechts)
7.5	Poti (Hüfte rechts)
7.6	Poti (Hüfte links)
7.7	Poti (Knie links)
8.0	Inklinometer BWS (+)
8.1	Inklinometer LWS (+)
8.2	Inklinometer LSW (-)
8.3	-

Weitere Bausteine des Mikrocontrollers sind zwei serielle Schnittstellen, zwei Timer zur Steuerung von zeitabhängigen Prozessen und interne sowie externe Speicherbausteine. Eine Besonderheit der hier verwendeten scheckkartengroßen Controllerplatine der Firma Phytec ist die Möglichkeit des Zugriffs auf Flash-Speicherkarten des PCMCIA-Standards mit einer Speicherkapazität von bis zu 16 MByte. Bei einer Abtastrate der Meßwerte von 20 Hz und einem Meßwertspeicherplatzbedarf von 2 Byte pro Sensor ergibt sich eine maximale Meßzeit von 9,5 Stunden. Die Speicherdimensionierung erlaubt die Körperhaltungsmessung einer gesamten Arbeitsschicht.

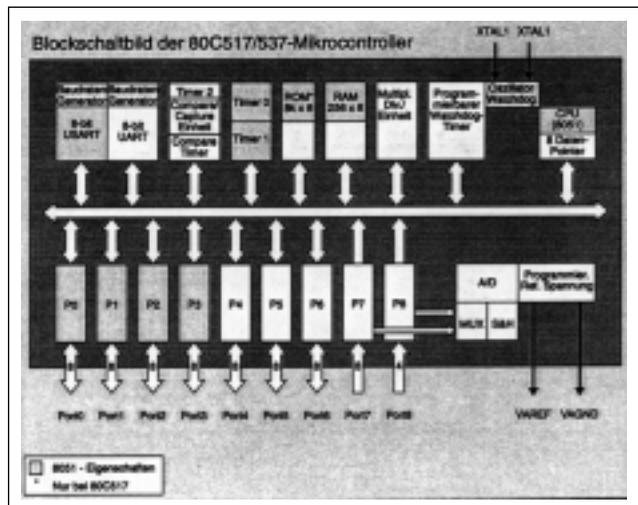


Abbildung 16:
Blockschaltbild der
80 C517/537
Siemens-Mikrocontroller,
aus [42]

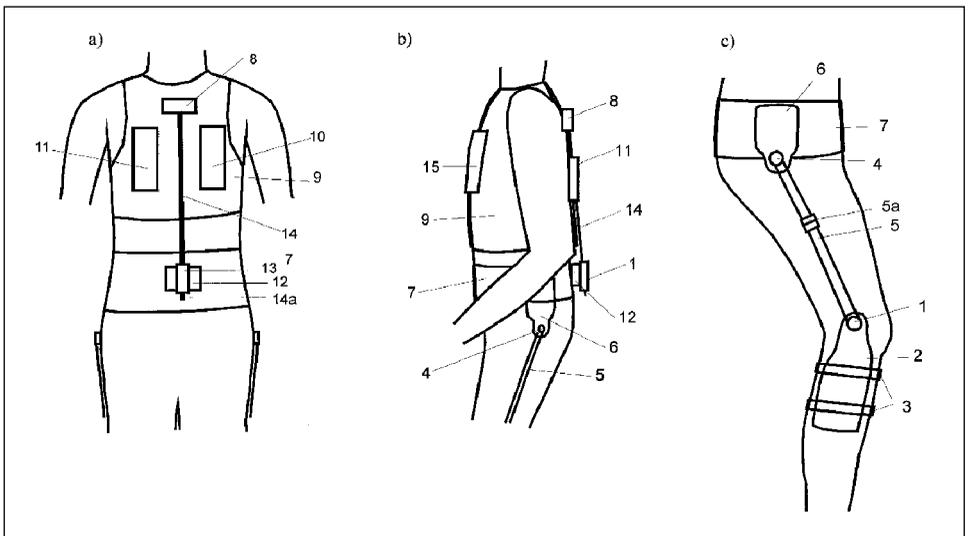
4.4 Anbringung des Meßsystems am Probanden

Gefordert war, daß die leichten und robusten Sensoren sowie die Datenspeichereinheiten schnell und gegen Verrutschen gesichert auf der Arbeitskleidung befestigt werden können. Ferner sollte das Meßsystem individuell auf den Probanden einstellbar sein und ihn bei der Ausführung seiner Tätigkeit nicht behindern. Diese Anforderungen sind in der in Abbildung 17 skizzierten Anbringung des Meßsystems weitestgehend realisiert. In Abbildung 17 ist die Anbringung der Ober-

körpersensorik am Probanden in Rücken- (Abbildung 17 a) und Seitenansicht (Abbildung 17 b) dargestellt.

Der Proband trägt eine Oberkörperweste (9), auf deren Rückseite die Datenspeichereinheiten des Fußdruckmeßsystems (11) und des Körperhaltungsmeßsystems (10) angebracht sind. Im oberen Brustwirbelsäulenbereich befindet sich eine Sensoreinheit (8), in der die Sensorik zur Messung der Oberkörper torsion, -lateralflexion und -flexion (Brustwirbelsäulenbereich) untergebracht ist. Die flexible Welle der Torsionsmeßeinheit (14) geht in einen

Abbildung 17:
Meßsystemanbringung auf der Arbeitskleidung/Erklärungen im Text



4 Das Meßsystem

Vierkantmetallstab (14a) über, der wiederum in eine Führung (13) geschoben wird und dort in vertikaler Richtung beweglich bleibt. Die Torsionmeterführung (13) ist über ein Scharniergelenk mit einer weiteren Sensorbox (12), welche auf der Rückseite eines Hüftgürtels (7) im Lendenwirbelsäulenbereich befestigt ist, verbunden. Diese untere Sensorbox (12) beinhaltet die Sensoren für die Oberkörperflexionsmessung (Lendenwirbelsäulenbereich) und Anschlüsse für die Beinwinkelpotentiometer. Auf der Vorderseite sind die Energieversorgungsquellen (Bleigel-Akkus, 12 V, mit einer Kapazität von 2 Ah) beidseitig in die Weste integriert.

In Abbildung 17 c ist die Anbringung der Knie- und Hüftwinkelpotentiometer veranschaulicht. Bei der Anordnung sind die Kniewinkelpotentiometer (1) an Schienen (2) befestigt, die in der Form dem Unterschenkel angepaßt sind und ihrerseits mit Klettbindern (3) am Unterschenkel über der Kleidung befestigt werden. Knie- und Hüftwinkelsensoren (4) sind über flexible, der Länge des Oberschenkels anpaßbare und mittels Schnellverschluß (5 a) leicht trennbare Gummibänder verbunden [3]. Bei dieser Anordnung vereinfacht sich eine korrekte Einstellung der Sensoren auf die individuellen Hüft- bzw. Kniegelenkpunkte, da sich die Lage der Potentiometer dann gut mit den Gelenkpunkten deckt, wenn das Gummiband bei allen Bewegungen parallel zum Oberschenkel ver-

läuft. Die Hüftwinkelsensoren (4) sind an Formplatten (6) befestigt, die ihrerseits auf dem anpaßbaren Hüftgürtel (7) angebracht sind.

Die oben beschriebene Meßanordnung wurde inzwischen bei Messungen an über 30 Probanden und Probandinnen, deren anthropometrische Körpermaße stark variierten, eingesetzt. Dabei funktionierte das System auch unter besonders rauen Praxisbedingungen (vgl. Kapitel 7) zuverlässig, so daß die gewünschte hohe Praxistauglichkeit und vielseitige Einsatzmöglichkeit als realisiert betrachtet werden kann.

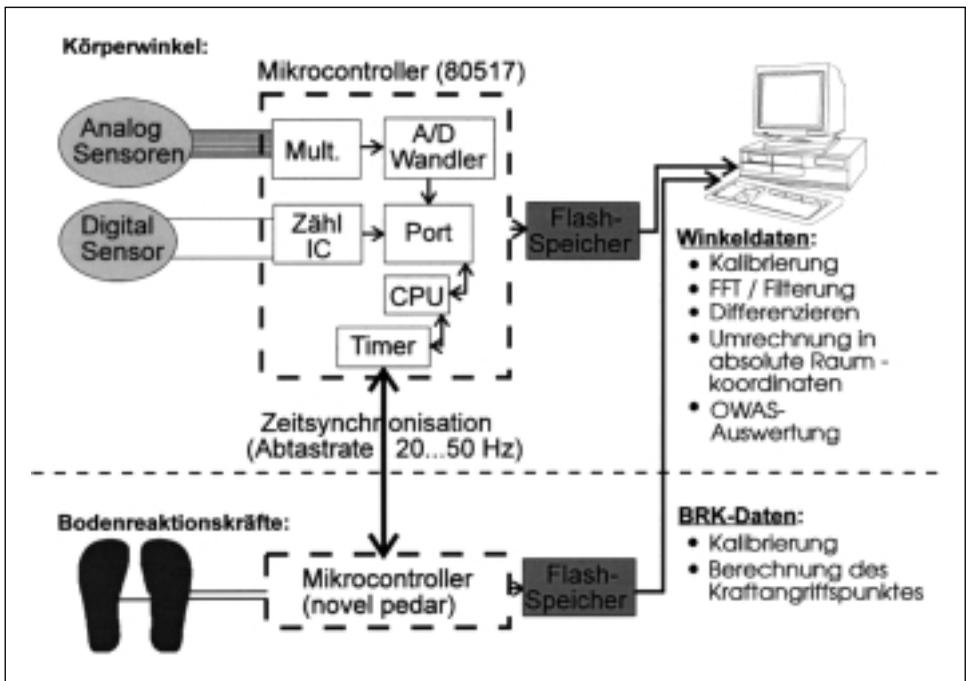
4.5 Meßwertaufnahme und -verarbeitung

4.5.1 Ablaufschema der Meßwerterfassung

In Abbildung 18 ist die Meßdatenerfassung und -aufbereitung schematisch dargestellt. Das Körperhaltungsmeßsystem kann sowohl eigenständig als auch in Verbindung mit dem Fußdruckmeßsystem eingesetzt werden. Im letzteren Fall wird das Körperwinkelsystem von einem Synchronisationssignal des *novelpedar*-Systems getriggert.

Dabei dient eine fallende Spannungsflanke (5 V nach 0 V) am Anfang jedes Abtastintervalls zur externen Taktung von einem der zwei 80C517-Timerbausteine. Die Meßwert-

Abbildung 18:
Ablaufschema der Meßwertaufnahme und -weiterverarbeitung



erfassung erfolgt mit einer zwischen 20 Hz und 50 Hz frei wählbaren Abtastrate, welche auch zur Registrierung von hochdynamischen Arbeitsabläufen ausreicht (vgl. „Frequenzspektrum einer Oberkörperbewegung“, Abbildung 20 a).

Die Signale der Analogwinkelsensoren werden über einen Multiplexer auf einen Analog/Digitalwandler geleitet und danach

unkalibriert auf einer Flash-Speicherkarte abgelegt (Speicherbedarf: 2 Byte pro Sensor-meßwert). Das digitale Torsionsmeßsignal steht nach der Auswertung durch einen Zähl-IC einer parallelen Schnittstelle (Port P5) des Mikrocontrollers zur Verfügung und wird ebenfalls auf der Flashkarte gespeichert.

Die Meßwernerfassung der Bodenreaktionskräfte erfolgt mit einem separaten Mikro-

4 Das Meßsystem

controllersystem der Firma novel (novel mobile box), welches auch Flash-Speicherkarten des PCMCIA-Standards als Datenträger verwendet.

Nach der Messung werden die Daten beider Speicherkarten mit Hilfe eines PCMCIA-Laufwerkes gelesen und stehen somit einem PC zur weiteren Auswertung zur Verfügung. Die einzelnen Stufen der Datenverarbeitung werden in den folgenden Kapiteln genauer beschrieben.

4.5.2 Meßwertaufbereitung und -darstellung

Zur Meßdatenbearbeitung und -darstellung wurde im Rahmen dieser Arbeit und einer Praktikumsarbeit¹ eine Software in der objektorientierten Programmiersprache Visual C++ unter dem Betriebssystem MS Windows 3.11 (bzw. 95/NT) entwickelt.

Diesem Programm stehen die Körperwinkel-daten in unkalibrierter und die Meßdaten des Fußdrucksystems in kalibrierter Form als Ausgangsdatensatz zur Verfügung. Dabei wurden die Kalibrierung der Sohlensensorwerte, die Berechnung der idealisierten Kraftangriffspunkte (linker und rechter Fuß) und das Ab-

speichern der Ergebnisse in einer Textdatei vorher mit einer Software der Firma novel durchgeführt. Bei der Kalibrierung der Meßsohlen werden diese in einer speziellen Kalibriervorrichtung zwischen zwei Membranen eingespannt und dort einem über die Sohlenfläche gleichmäßig verteilten Druck (zwischen 0,2 und 6 bar) ausgesetzt. Dadurch läßt sich für jeden der 198 Drucksensoren ein Kalibrierungsgraph erstellen, der in einer zugehörigen Eich-tabelle abgespeichert wird.

Bei allen verwendeten Winkel- und Winkelgeschwindigkeitssensoren ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem Sensorausgangssignal und der physikalischen Meßgröße. Zur Kalibrierung der Gyroskope wurden diese auf einem Drehteller, der wiederum an einen Schrittmotor angeschlossen war, befestigt [1]. In Abbildung 19 ist der lineare Zusammenhang zwischen der eingestellten Schrittmotorgeschwindigkeit und dem digitalisierten Sensorausgangssignal dargestellt.

Mit ähnlichen Verfahren wurde die Kalibrierung der anderen Sensoren durchgeführt, so daß alle Körperwinkel und -winkelgeschwindigkeiten mit den entsprechenden Kalibrier-vorschriften rekonstruiert werden können.

Im nächsten Verarbeitungsschritt werden die Oberkörperflexionswinkel im Lendenwirbel-säulen- und oberen Brustwirbelsäulenbereich

¹ Ingo Küper (FH Fulda), Betriebspraktikum Informatik, 10/96 bis 2/97 im BIA

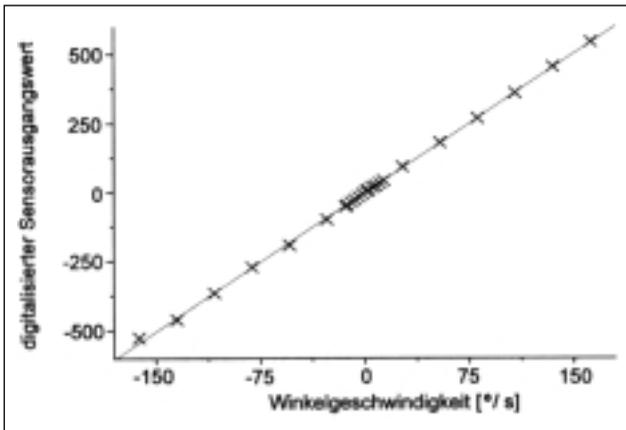


Abbildung 19:
 Linearer Zusammenhang zwischen Winkelgeschwindigkeit und digitalisiertem Sensorausgangssignal beim Murata Gyroskop [1]

durch Mischung der kalibrierten Gyroskop- und Inclinometermeßwerte berechnet (nach Gleichung 2, Abschnitt 4.2.1). Danach können die der Bewegung zugrundeliegenden Winkelgeschwindigkeiten bzw. -beschleunigungen der Körperteile durch einfache bzw. zweifache Differenzierung der zeitlichen Meßwinkelverläufe ermittelt werden. Bevor jedoch die Ableitungen der Meßsignale gebildet werden, ist es notwendig, daß das das Meßsignal überlagernde und durch Digitalisierungsfehler hervorgerufene Rauschen unterdrückt wird. Die entwickelte Analysesoftware ermöglicht daher die Berechnung der diskreten Fouriertransformation (DFT) jedes Sensordatensatzes über einen effektiv implementierten Fast-Fourier-Transform-(FFT)-Algorithmus (übernommen aus [43]).

Zur Tiefpaßfilterung der Meßwertdatensätze werden diese zunächst mit dem FFT-Algorithmus in den Frequenzraum transformiert und das Meßwertspektrum dort mit einer geeigneten Tiefpaßfilterfunktion (Fenster) multipliziert. Das geglättete Meßwertsignal erhält man durch Rücktransformation des Spektrums in den Zeitraum.

In Abbildung 20a (siehe Seite 42) ist das Spektrum einer menschlichen Oberkörperbewegung dargestellt (entnommen aus [1]).

Die für die Bewegung relevanten Frequenzen liegen im Bereich 0 Hz bis 5 Hz. Als Filterfunktion wurde deshalb ein Hanning-Fenster (Abbildung 20b) verwendet, dessen Tiefpaßgrenzfrequenz f_C per Software variabel zwischen 1 Hz und 10 Hz gewählt werden

4 Das Meßsystem

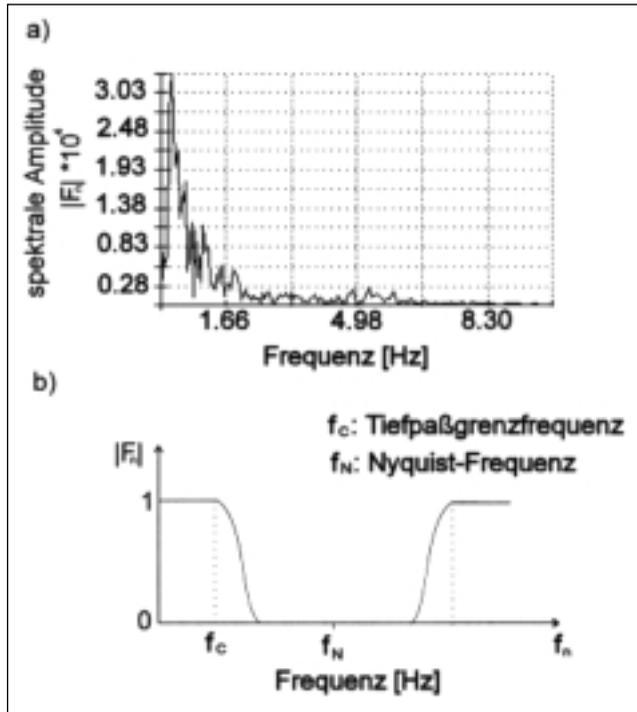


Abbildung 20:

a) Frequenzspektrum einer menschlichen Oberkörperbewegung, aus [1]

b) Hanning-Tiefpaßfilterfunktion, aus [44]

kann (Filterdesign aus [44]). Da das Hanning-Fenster alle Frequenzen f mit $f > f_c$ nicht abrupt abschneidet, wird ein fließender Übergang von Signal und Rauschen berücksichtigt. Die Filterfunktion ist symmetrisch bezüglich der Nyquist-Frequenz f_N , welche die Grenzfrequenz des Spektrums ist. Nach dem Abtasttheorem muß die Abtastfrequenz f_A mindestens gleich der doppelten Nyquist-Frequenz f_c sein, damit durch die Abtastung

keine Informationen des Meßsignals verloren gehen. Dies dürfte bei der Erfassung von menschlichen Bewegungen (mit wenigen Ausnahmen: z.B. Bewegungen im Hochleistungssport) mit einer Abtastrate von $f_A = 20 \text{ Hz} \dots 50 \text{ Hz}$ erfüllt.

Die erhaltenen Körperwinkeldaten sollen in einem weiteren Bearbeitungsschritt zur Steuerung einer Computerfigur („Vektormann“) ge-

nutzt werden, damit der gemessene Bewegungsablauf mit synchron aufgezeichneten Videoaufnahmen verglichen werden kann. Dazu ist es erforderlich, daß die Orientierung der Körpersegmente bezüglich eines äußeren, raumfesten Koordinatensystems bekannt ist.

Für die Lage des Oberkörpers kann dies durch den hier entwickelten Meßaufbau geleistet werden, da sich die verwendete Sensorik (Gyroskop und Inklinometer) an der Richtung der an den Körpersegmenten angreifenden Gewichtskraft orientiert und daher einen direkten Raumbezug mißt. Die Knie- und Hüftwinkel werden hingegen als relative Winkel gemessen, welche die relative Position zweier Körperteile beschreiben und keine Aussage darüber zulassen, wo sich diese im Raum befinden. Zur Veranschaulichung stelle man sich die Messung an einer aufrecht stehenden Person und an einer Person, die sich in Rückenlage befindet, vor. Beide Messungen liefern die gleichen Hüft- und Kniewinkelmeßwerte, obwohl die Körperhaltungen sehr verschieden sind. Daher ist es notwendig, daß die relativen Körperwinkel in absolute Raumwinkel umgerechnet werden.

In Abbildung 21 ist die Umrechnung der relativen Hüft- und Kniewinkel ($\vartheta_{2R/L}$, $\vartheta_{1R/L}$) in raumfeste Modellwinkel ($\varphi_{2R/L}$, $\varphi_{1R/L}$) in der Sagittalebene dargestellt (siehe hierzu auch [2]). Aus den Umrechnungen (Glei-

chung 3a/b) wird direkt ersichtlich, daß mindestens ein Winkel bezüglich einer raumfesten Achse gemessen werden muß, um einen Zusammenhang zu einem äußeren, raumfesten Koordinatensystem herstellen zu können.

$$\varphi_{2R/L} = 180^\circ - \varphi_3 - \vartheta_{2R/L}$$

$$\dot{\varphi}_{2R/L} = -\dot{\varphi}_3 - \dot{\vartheta}_{2R/L}$$

$$\ddot{\varphi}_{2R/L} = -\ddot{\varphi}_3 - \ddot{\vartheta}_{2R/L}$$

Gleichung 3 a):
Umrechnung Kniewinkel

$$\varphi_{1R/L} = 180^\circ - \vartheta_{1R/L} - \varphi_{2R/L}$$

$$\dot{\varphi}_{1R/L} = -\dot{\vartheta}_{1R/L} - \dot{\varphi}_{2R/L}$$

$$\ddot{\varphi}_{1R/L} = -\ddot{\vartheta}_{1R/L} - \ddot{\varphi}_{2R/L}$$

Gleichung 3 b):
Umrechnung Kniewinkel

Mit dem Ergebnis der Koordinatenumrechnung werden die zeitlichen Meßwinkelverläufe zur Animation einer dreidimensionalen Computerfigur¹ herangezogen, die eine Wiederholung der aufgezeichneten Bewegungsabläufe aus beliebiger Perspektive zuläßt (siehe Abbildung 22).

¹ Die grafische Programmierung der Computerfigur wurde von Ingo Hermanns (FH Gießen) und Ingo Küper (FH Fulda) realisiert.

4 Das Meßsystem

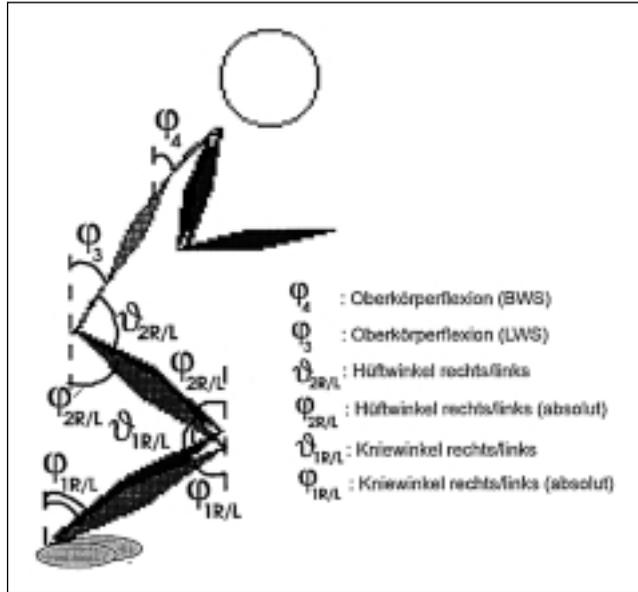


Abbildung 21:
Umrechnung der
Hüft- und Kniewinkel in
absolute Winkel

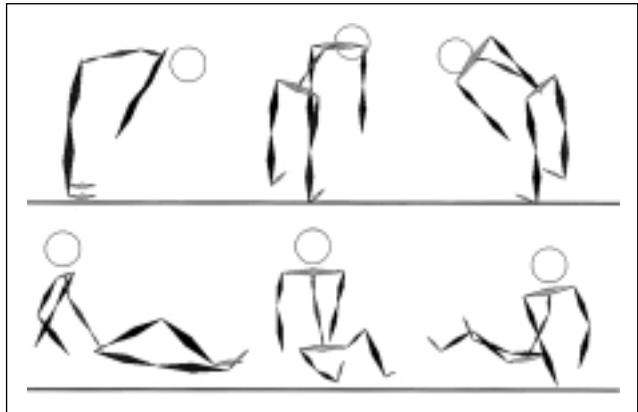


Abbildung 22:
Animation einer Computerfigur aus
den gemessenen Winkelwerten:
Zwei Körperhaltungen,
aufgenommen zu festen
Zeitpunkten aus drei Perspektiven

In Abbildung 22 sind die Computerfiguranimationen von zwei unterschiedlichen Körperhaltungen aus jeweils drei verschiedenen Perspektiven dargestellt. Dabei wurden die Armhaltungen der Figur zunächst simuliert, da diese im Meßkonzept noch keine Berücksichtigung finden.

Neben der Computerfiguranimation ermöglicht die entwickelte Analysesoftware eine Darstellung der Zeitgraphen aller Meßwinkel, deren Winkelgeschwindigkeiten und Beschleunigungen sowie der Meßwerte des Fußdrucksystems. Die Software bietet aufgrund der anschaulichen, graphischen Benutzeroberfläche des Betriebssystems MS Windows vielfältige Anwendungsmöglichkeiten bei der späteren Meßdatenanalyse.

In Abbildung 23 (siehe Seite 46) sind die Zeitgraphen des Kniewinkels, dessen Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung sowie der zugehörigen Bodenreaktionskräfte eines kurzen Meßausschnittes dargestellt. Die Daten werden in voneinander unabhängigen Graphikfenstern dargestellt und können somit gut miteinander verglichen werden.

Die Nullpunkte beider Kniewinkel werden beim aufrecht stehenden Probanden zu Beginn jeder Messung bei 180° festgelegt. Über die Scrollbars der einzelnen Fenster kann jeder beliebige Zeitausschnitt einer Messung dargestellt werden.

Die große anfallende Datenmenge erwies sich allerdings bei der Programmierung als Problem, da MS Windows 3.11 zusammenhängende Speicherblöcke, die eine Größe von 64 KByte überschreiten, nicht mehr verwalten kann. Dieses Problem wurde im Rahmen der bereits erwähnten Praktikumsarbeit von *Ingo Küper* gelöst, der mit der Entwicklung einer neuen C++-Klasse namens CBuffer die Verwaltung von Datensätzen mit einer Größe von bis zu 4 Gbyte realisierte. Dabei werden „Puffer-Speicher“ von variabler Größe (derzeit 4 KByte) angelegt, in denen ein Teil der in Dateien abgespeicherten Meßdaten eingelesen wird. Der Inhalt der Pufferspeicher wird dann aktualisiert, wenn durch das Programm ein Zugriff auf den Dateinhalt außerhalb des Pufferbereiches erfolgt.

Mit diesem System ist eine schnelle und effektive Datenverwaltung der Meßwerte einer gesamten Arbeitsschicht problemlos möglich.

4.5.3 Erkennung und Darstellung von OWAS-Körperhaltungen

Die erhaltenen Kraft- und Winkelmeßdaten sollen im folgenden zur Erkennung von den nach OWAS klassifizierten Körperhaltungen – ausgenommen der OWAS-Armhaltungen – herangezogen werden (siehe Abschnitt 3.1). Die Kenntnis der Häufigkeit der verschiedenen OWAS-Arbeitshaltungen wird dann in Abschnitt 6.1 für eine Bewertung der unter-

4 Das Meßsystem

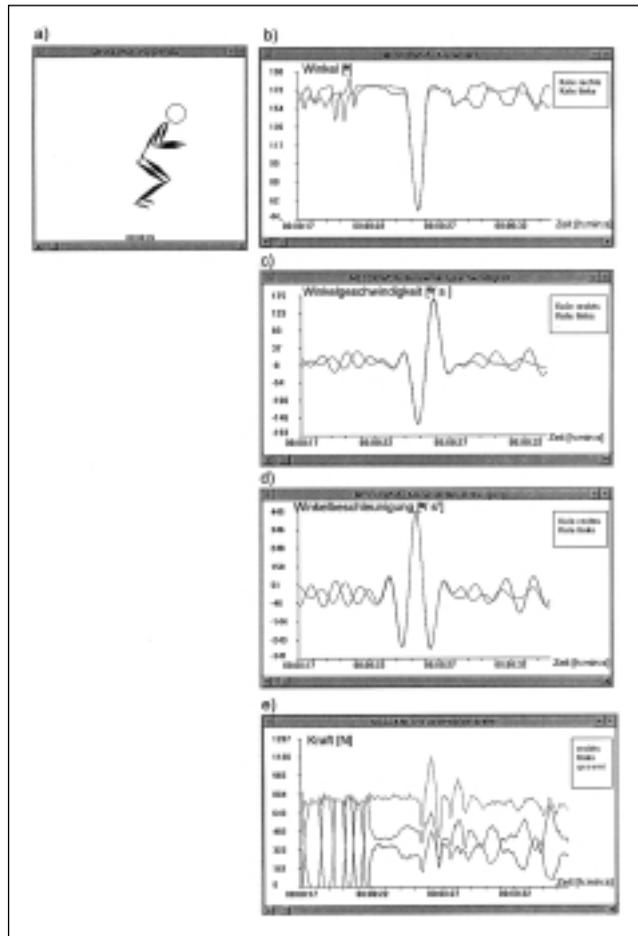


Abbildung 23:
Darstellung eines Messungsausschnittes:

a) Vektormann, b) Kniewinkel,
c) Kniewinkelgeschwindigkeit,
d) Kniewinkelbeschleunigung,
e) Bodenreaktionskraft
(rechter Fuß, linker Fuß, Summe)
Bewegungsablauf:
Gehen (00:00:17 – 00:00:21),
Kniebeuge (00:00:24 –
00:00:27),
Rumpfvorbeugung (00:00:24 –
00:00:29)

suchten Tätigkeit herangezogen. Die meisten der zwölf verschiedenen OWAS-Oberkörper- und -Beinhaltungen können durch ein einfaches Schwellwinkelkriterium detektiert

werden. Dabei ist zur Zuordnung der OWAS-Körperteilhaltung lediglich eine Softwareschalterfunktion notwendig, die das Über- oder Unterschreiten der für das Hal-

tungsmerkmal charakteristischen Meßwinkelschwellen überprüft.

Die Beine gelten z.B. dann als gebeugt, wenn die Beträge beider Kniemeßwinkel eine Winkelgrenze von 155° unterschreiten. Der Oberkörper wird als „gerade“ bezeichnet, wenn der Betrag des absoluten Lendenwirbelsäulen-(LWS)-Flexionswinkels kleiner als 30° ist und der Proband sich nicht in Rücken- oder Bauchlage befindet.

In Tabelle 2 sind weitere OWAS-Körperteilhaltungen mit deren Schwellwinkel-Erkennungskriterien aufgelistet.

Zur Erkennung der OWAS-Beinhaltenungen „Knien“ und „Sitzen“ ist die Kenntnis der absoluten Hüft- und Kniewinkel erforderlich:

„Knien“

Bei der Körperhaltung „Knien auf einem oder beiden Knien“ hat mindestens ein Knie Bodenkontakt.

Mit den Bezeichnungen der Gleichungen 3 gilt hierfür folgendes Auswahlkriterium für die Haltung der Beine:

$$(\varphi_{1R} > 80^\circ \text{ oder } \varphi_{1L} > 80^\circ) \text{ und } (\varphi_{2R} > -45^\circ \text{ und } \varphi_{2L} > -45^\circ)$$

Dabei sind die und/oder-Verknüpfungen als entsprechende logische Operatoren aufzufassen.

Tabelle 2: Schwellwinkelkriterien zur Erkennung von OWAS-Körperteilhaltungen

OWAS-Körperteilhaltung	Erkennungskriterium
Beinhaltenungen:	
Beine gerade	Beide Kniewinkel $> 155^\circ$
Einbeinig, Standbein gerade	Kniewinkel des Standbeines $> 155^\circ$, Meßsohle des anderen Beines entlastet
Beine gebeugt	Beide Kniewinkel $< 155^\circ$
Einbeinig, Standbein gebeugt	Kniewinkel des Standbeines $< 155^\circ$, Meßsohle des anderen Beines entlastet
Liegen in a) Rückenlage und b) Bauchlage	a) LWS-Flexionswinkel $< -70^\circ$ b) LWS-Flexionswinkel $> +70^\circ$ und beide Hüftwinkel $> 160^\circ$
Oberkörperhaltungen:	
Oberkörper gerade	LWS-Flexionswinkel $< 30^\circ$ und Proband nicht in Rücken- oder Bauchlage
Oberkörper gebeugt	LWS-Flexionswinkel $> 30^\circ$ und Proband nicht in Rücken- oder Bauchlage
Oberkörper tordiert oder zur Seite geneigt	Betrag des Torsionswinkels $> 10^\circ$ oder Betrag des Seitneigungswinkels $> 25^\circ$
Oberkörper gebeugt und (tordiert oder zur Seite geneigt)	(LWS-Flexionswinkel $> 30^\circ$ und Proband nicht in Rücken- oder Bauchlage) und (Betrag des Torsionswinkels $> 10^\circ$ oder Betrag des Seitneigungswinkels $> 25^\circ$)

4 Das Meßsystem

Mit der Bedingung an φ_1 wird der Bodenkontakt mindestens eines Knies ausgedrückt, wohingegen die φ_2 -Bedingung für eine Unterscheidung zur Körperhaltung „Liegen auf dem Bauch“ erfüllt sein muß (siehe Abbildung 24).

„Sitzen“

Die Beinhaltung „Sitzen auf einem Stuhl“ wird registriert, wenn beide Fußdruckmeßsohlen entlastet sind und sich beide absoluten Hüftwinkel $\varphi_{2R/L}$ für mindestens zwei Sekunden im Winkelbereich $(90 \pm 15)^\circ$ befinden (Abbildung 25a).

Zur Erkennung der OWAS-Beinhaltung „Sitzen auf dem Boden“ wird der Differenzwinkel $(\varphi_{2R/L} - \varphi_{1R/L})$ herangezogen. Das Auswahlkriterium ist (siehe Abbildung 25 b):

$$[(\varphi_{2R} - \varphi_{1R}) = (180 \pm 15)^\circ] \text{ und} \\ [(\varphi_{2L} - \varphi_{1L}) = (180 \pm 15)^\circ]$$

Im Gegensatz zu den bisher betrachteten statischen OWAS-Beinhalten handelt es sich beim „Gehen“ um einen dynamischen Prozeß, dessen Erkennung einen aufwendigen Algorithmus erfordert. In Abbildung 26 (siehe Seite 50) ist das Ablaufdiagramm des verwendeten Algorithmus zur Erkennung der OWAS-Beinhaltung „Gehen“ dargestellt.

Das Erkennungskriterium für die einzelnen Schritte ist dabei das abwechselnde Be- und Entlasten der Fußdruckmeßsohlen. Ein Gehvorgang umfaßt mindestens drei Schritte und gilt dann als abgeschlossen, wenn dem letzten Schritt innerhalb von zwei Sekunden kein weiterer Schritt nachfolgt.

Der Bewegungsvorgang „Gehen“ kann jedoch auch ohne Einsatz des Fußdruckmeßsystems detektiert werden. Dazu ist in Ab-

Abbildung 24:
Erkennung der OWAS-Beinhaltung „Knien“

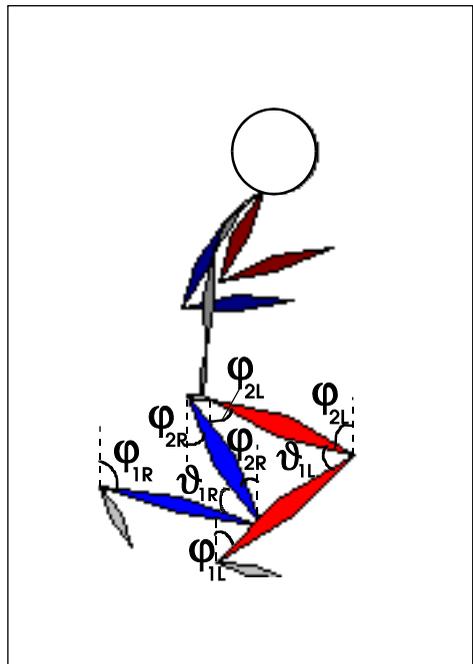


Abbildung 25:

a) OWAS-Beinhaltung „Sitzen“

b): OWAS-Beinhaltung „Sitzen auf dem Boden“

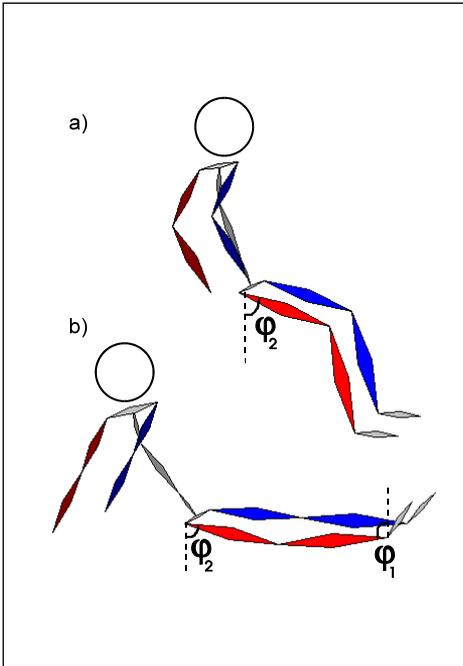


Abbildung 27 (siehe Seite 51) der normale Gangzyklus des Menschen dargestellt.

Während eines Doppelschrittes, d.h. der Zeitperiode zwischen zwei Fersenaufritten desselben Fußes, beträgt der zeitliche Anteil jedes Beines an der Standphase 65 % und an der Schwungphase 35 %. Beim Wechsel von der Stand- zur Schwungphase entsteht ein Zeitanteil von 12 % mit beidbeinigem

Bodenkontakt, währenddessen das Gewicht von einem auf das andere Bein verlagert wird [45]. Während eines Schrittes existiert immer ein Zeitabschnitt, in dem das Knie des Schwungbeines stärker als das des Standbeines gebeugt ist (siehe Abbildung 27). Dieses periodische Schwanken der Differenz der Kniewinkel kann zur Detektion des Bewegungsmusters „Gehen“ ausgenutzt werden. Der Algorithmus zur Geh-Erkennung (Abbildung 26) bleibt dabei erhalten. Statt der Entlastung eines Beines wird nun die Differenz zwischen Schwungbein- und Standbeinwinkel als Kriterium für die Schritterkennung verwendet [3]. Mit beiden Algorithmen wurde der Bewegungsvorgang „Gehen“ sowohl bei Labor- als auch bei Praxismessungen zuverlässig erkannt.

Mit den beschriebenen Entscheidungskriterien ist eine Detektion aller OWAS-Körperhaltungen – ausgenommen der Armhaltungen – möglich. Aus Gründen der Datenreduktion sah das ursprüngliche Meßkonzept vor, die Erkennung und Speicherung von OWAS-Körperhaltungen on line im Mikrocontroller vorzunehmen und auf eine Abspeicherung der Körperwinkeldaten zu verzichten [46]. Da die Meßdaten aber neben der OWAS-Auswertung auch für aufwendigere biomechanische Modellrechnungen genutzt werden (siehe Kapitel 5 und 6), werden diese derzeit vollständig gespeichert, und die OWAS-Analyse erfolgt nach Abschluß der

4 Das Meßsystem

Messung im PC. Dort werden die OWAS-Körperhaltungen codiert und in Form eines 2-Byte-Wertes abgespeichert.

Um den zeitlichen Bewegungsablauf anschaulich wiederzugeben, sind den verschiedenen OWAS-Beinhaltungen und -Oberkörperhaltungen Farben¹ zugeordnet. Die

¹ Die Darstellung erfolgt hier in Graustufen.

Darstellung des zeitlichen Verlaufes der Körperteilhaltungen erfolgt daher mit Hilfe von Farbbalken (siehe Abbildung 28, Seite 52).

Die Abbildung 28 zeigt einen Ausschnitt eines Bewegungsablaufes in der OWAS-Farbbalkendarstellung. Die Darstellung der Armhaltungen ist bereits in der Software vorgesehen, auch wenn diese im derzeitigen Meßaufbau noch nicht gemessen werden.

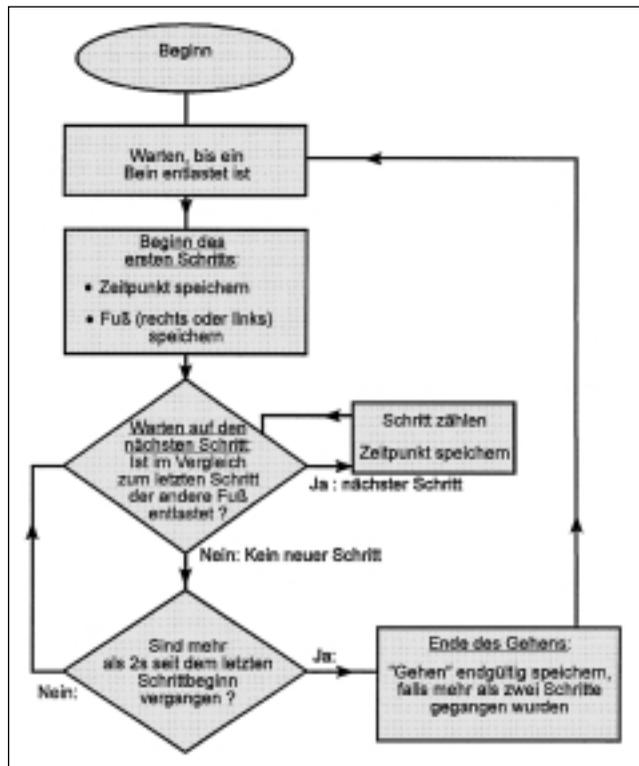


Abbildung 26: Ablaufschema des Erkennungsalgorithmus „Gehen“, aus [3]

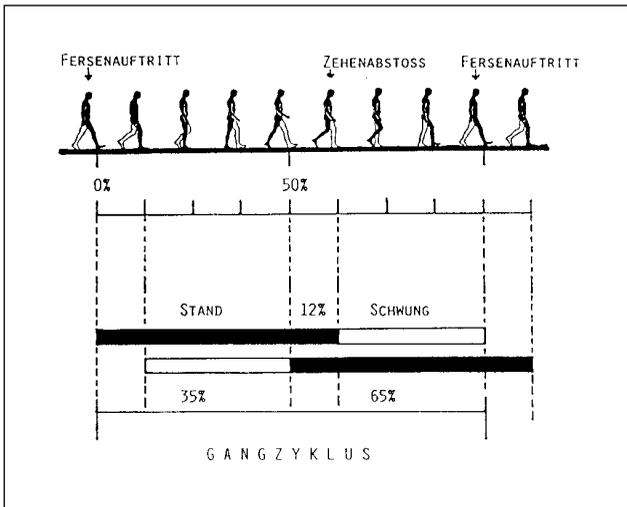


Abbildung 27:
Der normale Gangzyklus
des Menschen, aus [45]

Unterhalb des OWAS-Oberkörperfarbbalkens befinden sich zwei dünnere Schwarz-/Grau-Balken zur Darstellung der Oberkörperlateralflexion und der Rückenkrümmung. Über- oder unterschreitet der Betrag der Oberkörperlateralflexion einen Grenzwinkel von 25° , so wird dies durch einen schwarzen (grauen) Balken dargestellt.

Für die Rückenkrümmung, also die Differenz von BWS- und LWS-Flexionswinkel, gilt eine ähnliche Darstellung: Der graue (schwarze) Balken entspricht einem Differenzwinkel von weniger (mehr) als 12° .

Das in Abschnitt 3.3 formulierte Projektziel einer vollständig computerisierten Erfassung

von OWAS-Körperhaltungen ist an dieser Stelle erreicht. Der OWAS-Erfassungsbogen (siehe Abbildung 7, Abschnitt 3.1), aus dem die Häufigkeitsverteilung der OWAS-Körperhaltungen abgeleitet wird, wird nun maßtechnisch ausgefüllt und liegt zusammen mit seiner Auswertung direkt nach Abschluß der Messung vor.

In Abbildung 29 ist die Häufigkeitsverteilung der OWAS-Matrix (Bein- und Oberkörperhaltungen) als prozentualer Anteil der Gesamtmeßzeit für eine in Kapitel 7 näher beschriebene Praxismessung im Baugewerbe dargestellt. Um aus dieser Häufigkeitsverteilung eine Bewertung der Tätigkeit sowie eine Einteilung in die verschiedenen OWAS-

4 Das Meßsystem

Abbildung 28:
Ausschnitt eines
Bewegungsvorgangs in OWAS-
Farbbalken-Darstellung

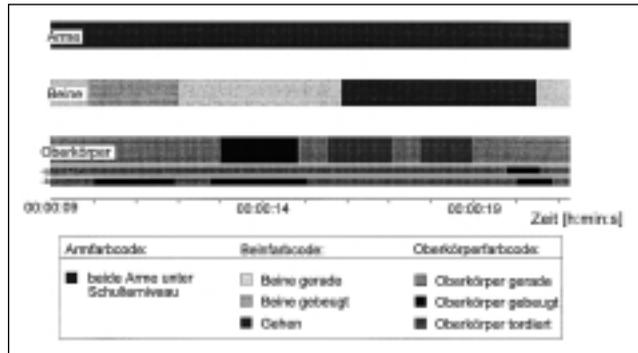
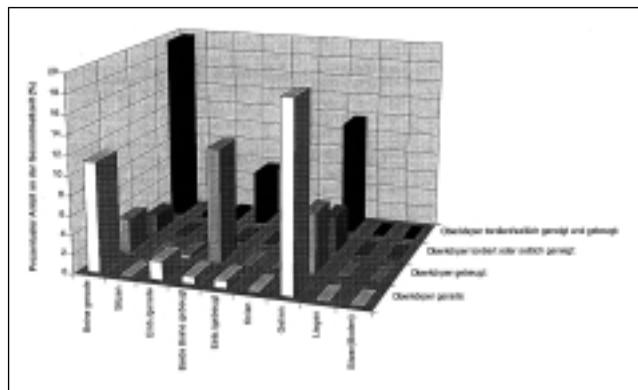


Abbildung 29:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Körperhaltungen
(OWAS-Matrix) für eine
zweistündige Messung
einer Tätigkeit beim Pflastern



Belastungsgruppen ableiten zu können, fehlt nun noch die Kenntnis der in Verbindung mit den eingenommenen Arbeitshaltungen gehandhabten Lastgewichte. Bevor dies näher

erläutert wird, soll im folgenden Kapitel auf die Abschätzung der Genauigkeit der Körperwinkel- und Bodenreaktionskraftmessung eingegangen werden.

4.6 Validierung des Meßsystems

4.6.1 Validierung der Körperwinkelmessung

Nach den Herstellerangaben haben alle verwendeten Winkelsensoren eine Auflösung von $0,1^\circ$ und besser. Die Langzeitstabilität (Temperaturverhalten, Nullpunktsdrift) jedes Sensors wurde in Laborversuchen im BIA und später in Praxismessungen getestet und führte zu keinen meßbaren Abweichungen.

Um Ungenauigkeiten, die z.B. durch die Sensoranbringung auf der Arbeitskleidung entstehen, bei der Körperwinkelmessung abzuschätzen, wurden Vergleichsmessungen im Biomechaniklabor des französischen BIA-Partnerinstituts (INRS) mit einem kommerziellen Infrarot-Kamerasystem (VICON¹) durchgeführt.

Das VICON-System ist eines der in Abschnitt 3.1 erwähnten stationären Labor-Bewegungsanalysesysteme, welches aus mehreren Infrarotkameras und hochreflektierenden Markern, die am Körper des Probanden angebracht werden, besteht. In Abbildung 30 ist der Meßaufbau, der zur Validierung des BIA-Meßsystems verwendet wurde, skizziert.

Am Probanden werden sowohl die hochreflektierenden Marker (siehe Abbildung 31 b)

als auch die Winkelsensoren des personengebundenen Meßsystems angebracht. Das VICON-System besteht in der hier verwendeten Anordnung aus vier Infrarotkameras, mit denen die Reflektionen der Marker erfaßt werden. Eine Voraussetzung für die spätere dreidimensionale Rekonstruktion der Marker-Raumkoordinaten im PC ist die Kalibrierung des Systems mit einer bekannten Markeranordnung und vorher festgelegten Kamerastandorten.

Die Bewegungen des Probanden können dann in einem kleinen Raumbereich (ca. 6 m^2 Bodenfläche) rekonstruiert werden. Bei der Durchführung der Messungen wurde darauf geachtet, daß die Probandenbewegungen – ausgenommen Torsions- und Lateralflexionsbewegungen des Oberkörpers – parallel zur xz-Ebene des durch die Kalibrierung festgelegten Koordinatensystems ausgeführt wurden. Dadurch ist ein Vergleich der Beinwinkel, welche vom BIA-Meßsystem nur in der Sagittalebene erfaßt werden, durch Projektion der zugehörigen VICON-Winkel in diese Ebene einfach möglich.

Zur Triggerung beider Systeme wurde mit dem Synchronisationssignal des VICON-Systems ein Funktionsgenerator angesteuert, welcher wiederum das für das BIA-System erforderliche Synchronisationssignal (siehe Abschnitt 4.5.1) generierte.

¹ Hersteller: Firma Oxford Metrics, England

4 Das Meßsystem

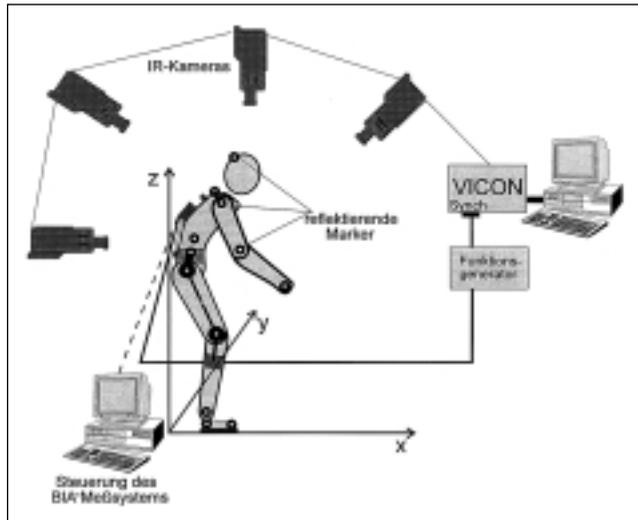


Abbildung 30:
Meßaufbau zur Validierung
des personengebundenen
BIA-Systems mit dem
Labor-Kamerasystem VICON

Insgesamt führten fünf Probanden vier verschiedene Bewegungsabläufe (Hebevorgang, Rumpfbeugung, -torsion und -lateralflexion, Kniebeuge) mit jeweils drei Wiederholungen aus. In Abbildung 31a ist ein Ausschnitt einer synchron aufgezeichneten Messung der Oberkörperflexionswinkel dargestellt. Die Abbildung 31b zeigt das Foto einer mit beiden Meßsystemen instrumentierten Probandin.

Jeder Bewegungsablauf enthielt charakteristische Winkelverläufe für mindestens einen der sechs Meßwinkel (Knie rechts, Hüfte rechts, Oberkörperflexion (LWS und BWS), Oberkörper torsion und -lateralflexion), so daß pro Proband und Meßwinkel jeweils

drei Vergleichsmessungen ausgewertet werden konnten. Dabei wurde die mittlere relative Abweichung der Meßwinkelverläufe beider Meßsysteme ermittelt.

Die VICON-Körperwinkelverläufe werden nach der Messung aus den Positionen von jeweils drei Markern berechnet. Schwierigkeiten bei der Winkelrekonstruktion treten dann auf, wenn Marker während der Messung durch den Probanden kurzzeitig verdeckt waren oder der Proband sich nicht mehr ganz im kalibrierten VICON-Meßbereich befand (siehe Abbildung 31a, VICON Flexion BWS, Zeitpunkt $t = 1,4$ bis 2 Sekunden und $t = 3,6$ bis 4 Sekunden).

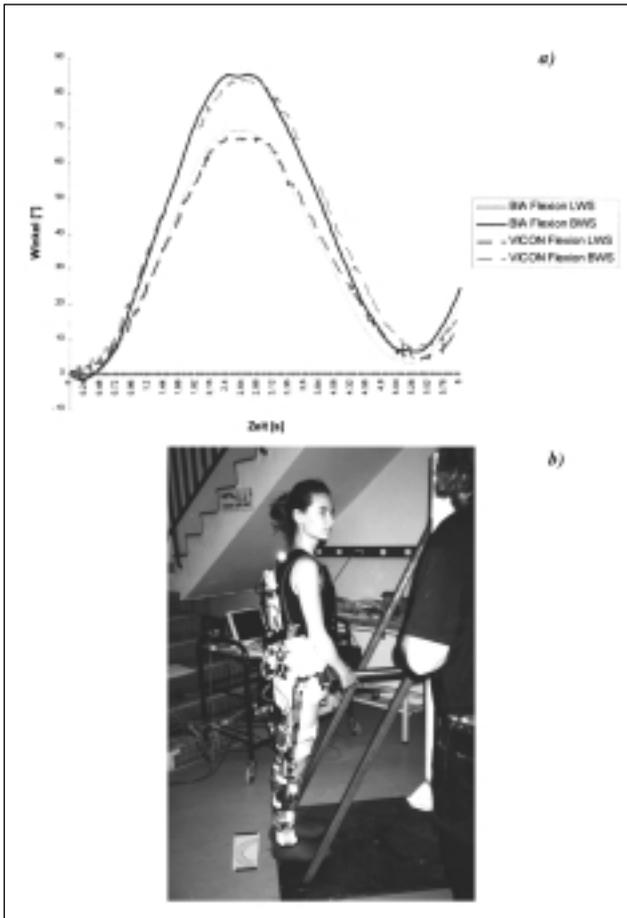


Abbildung 31:

a) Ausschnitt einer mit VICON- und BIA-System synchron aufgenommenen Messung der Oberkörperflexionswinkel

b) Probandin mit BIA-Meßsystem und reflektierenden VICON-Markern

Die Ergebnisse der prozentualen Abweichungen der Winkelverläufe sind für jede Einzelmessung in Tabelle E 1 in der Anlage E zusammengestellt.

Die Tabelle 3 zeigt eine Zusammenfassung der Meßergebnisse. Hier sind für jeden Meßwinkel die über alle Messungen gemittelten mittleren Abweichungen und Maximalabwei-

4 Das Meßsystem

Tabelle 3:
Ergebnisse der vergleichenden Winkelmessungen (BIA-VICON-System)

Winkel	gemittelte Abweichung (BIA – VICON) in [%]	Maximalabweichung (BIA – VICON) in [%]
Knie rechts	(3,8 ± 1,8)	(8,0 ± 4,6)
Hüfte rechts	(3,9 ± 1,5)	(10,2 ± 4,2)
Oberkörper-Flexion (BWS)	(3,6 ± 1,1)	(9,7 ± 5,8)
Flexion (LWS)	(3,4 ± 1,2)	(8,9 ± 6,0)
Lateralflexion	(23,5 ± 13,6)	(49,2 * 24,7)
Torsion	(39,8 ± 21,1)	(88,5 ± 23,1)

chungen des BIA-Systems vom VICON-System aufgelistet.

Es ergeben sich gute Übereinstimmungen bei den vergleichbaren Kniewinkel-, Hüftwinkel- und Oberkörperflexionswinkelmessungen mit Abweichungen deutlich unter 10 %.

Beim Vergleich der Torsions- und Lateralflexionswinkel des Oberkörpers treten größere Unterschiede der Meßgraphen auf. Dies wird im Fall der Torsionsmessung u.a. dadurch verursacht, daß das BIA-System die Torsion der Wirbelsäule (d.h. oberer Brustwirbelsäulen- gegenüber Lendenwirbelsäulenbereich) direkt mißt, während vom VICON-System die absolute Torsionsbewegung inklusive Beckendrehung erfaßt wird. Bei der Durchführung der Messung wurde

deshalb darauf geachtet, daß das Becken während der Torsionsbewegung nicht mitrotiert. Trotzdem unterscheiden sich die Amplituden der Torsionsgraphen bis zu 80 %.

Eine weitere Fehlerquelle, die auch für die Messung der Oberkörperlateralflexion gilt, liegt in der Berechnung der Winkel aus den absoluten VICON-Markerkoordinaten. Diese führte auch in anderen Studien bei VICON-Messungen von Oberkörperbewegungen außerhalb der Flexions-/ Extensionsrichtung zu erheblichen Abweichungen [18, 47].

Insgesamt liefert das BIA-Winkelmeßsystem reproduzierbare und gute Ergebnisse, welche auch durch die Güte der biomechanischen Modellrechnungen zur Vorhersage der

Bodenreaktionskräfte (siehe Abschnitt 5.3) bestätigt werden.

4.6.2 Validierung der Bodenreaktionskraftmessung

Bei der Suche nach einem geeigneten portablen Meßsystem zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte wurden drei kommerzielle pedographische Systeme auf deren Genauigkeit hin getestet [2]. Folgende Anforderungen an die Systeme standen bei den Untersuchungen im Vordergrund:

- ❑ Die Meßsohlen sollten eine möglichst hohe Sensordichte haben, damit der „Druckbypass“, also der auf die sensorfreien Flächen ausgeübte und dadurch meßtechnisch nicht erfaßte Druck, vernachlässigbar klein bleibt.
- ❑ Eine hohe Meßgenauigkeit jedes einzelnen Sensors ist erforderlich. Die Sensoren sollten insbesondere gegenüber Wärme- und Feuchtigkeitseinflüssen im Schuh unempfindlich sein.
- ❑ Die Meßergebnisse sollten gut reproduzierbar sein.
- ❑ Die Materialien der Meßsohlen sollten ebenfalls beständig gegenüber Wärme und Feuchtigkeit sowie auf Druck, Biegung und Scherkräfte belastbar sein.

Das *novel-pedar*-System entsprach den oben genannten Anforderungen am ehesten. Bei statischen Körperhaltungen waren Lastgewichtsaufnahmen in 5-kg-Schritten unterscheidbar, und der Fehler lag im Bereich der Herstellerspezifikationen ($\pm 5\%$ bei Belastungen von mehr als 5 N/cm^2 pro Sensor).

Morlock untersuchte ebenfalls die Genauigkeit des *novel-pedar*-Systems u.a. durch Gewichtsmessungen bei einem Probandenkollektiv unter verschiedenen Belastungsbedingungen [18]. Im ruhigen Stand sind einige Sensoren der Sohle mit einem geringeren Druck als 3 N/cm^2 belastet. Daher wurde hier ein höherer mittlerer Fehler von $12,4\%$ bei der Bodenreaktionskraftmessung ermittelt.

Um eine Aussage über die Meßgenauigkeit der *pedar*-Sohlen während dynamischer Belastungen machen zu können, wurden die *pedar*-Meßwerte zeitlich synchron mit denen einer geeichten hochauflösenden Fußdruckmeßplattform der Firma Kistler aufgenommen (siehe [2]).

In Abbildung 32 ist der mit beiden Systemen synchron aufgenommene Bodenreaktionskraftverlauf für die Messung einer Kniebeuge dargestellt.

Die Meßsohlen zeigen ein gutes dynamisches Verhalten. Probleme treten jedoch dann auf, wenn das Schuhwerk, in das die Sohlen eingelegt werden, während der Bewegung geknickt wird. Bei der Messung einer Knie-

4 Das Meßsystem

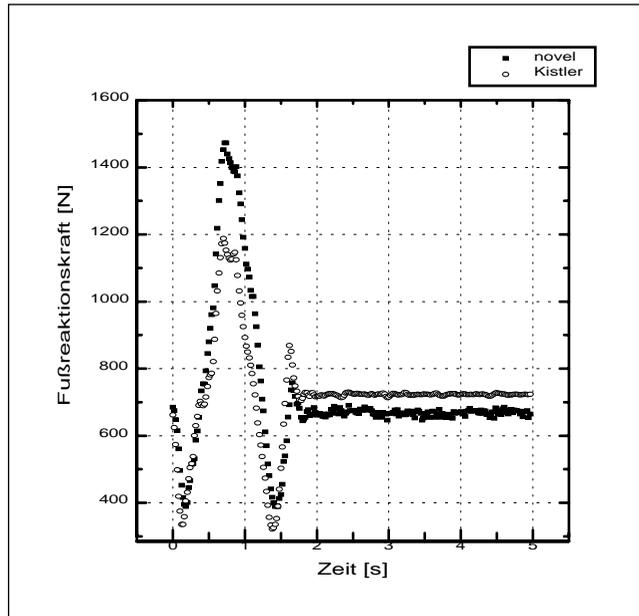


Abbildung 32:
Synchron aufgenommene
Bodenreaktionskraftmessungen
während einer Kniebeuge, aus [2]

Kniebeuge (siehe Abbildung 32) liegt in diesem Fall das Belastungsmaximum des novel-Meßgraphen weit über dem der Kistler-Meßkurve. Dies rührt daher, daß die Schuhkappe des geknickten Schuhs zusätzlich auf die Sohle drückt und somit die Bodenreaktionskraftmessung verfälscht. Dieser Effekt kann durch weiches Schuhwerk verringert werden. Dies ist allerdings keine Lösung für Praxismessungen, bei denen gewöhnlich Arbeitssicherheitsschuhe mit Stahlkappen getragen werden. Hier ist es notwendig, entweder die Meßwerte bei

geknicktem Schuhwerk zu verwerfen oder den zusätzlichen Druck unter der Schuhkappe zur Kompensation des überhöhten Sohlendrucks zu messen.

Als ein weiteres Problem stellten sich Ruhegewichtsschwankungen heraus, die auftreten, wenn der Nullpunkt der Sohlen über mehrere Stunden nicht nachkalibriert wurde. Aus diesem Grund sollte bei Praxismessungen öfter eine Nullpunktnachkalibrierung der Sohlen vorgenommen werden.

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

5.1 Biomechanische Kettenmodelle

Die Bodenreaktionskraft \vec{R} ist die Kraft, die die Körper- und Lastgewichtskraft ($\vec{G}_{\text{Körper}} + \vec{G}_{\text{Last}}$) zusammen mit der aus der Körper- und Lastdynamik resultierenden Kraft \vec{F}_D kompensiert. Es gilt: $\vec{R} = -(\vec{G}_{\text{Körper}} + \vec{G}_{\text{Last}} + \vec{F}_D)$. Zur Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes ist deshalb neben der Bodenreaktionskraft auch die Kenntnis der Dynamik der Körperteilmassen notwendig, um auf das der Bewegung zugrundeliegende Ruhegewicht schließen zu können [2]. Das Ziel der folgenden Kapitel ist es, den aus dieser Dynamik resultierenden Anteil \vec{F}_D der Bodenreaktionskraft mit Hilfe eines mechanischen Menschmodells zu ermitteln.

In der Biomechanik werden mechanische Kettenmodelle (englisch: link segment models) des menschlichen Körpers zur Beschreibung und Analyse von menschlichen Bewegungen herangezogen. Muskelkräfte, äußere Kräfte und die Gravitationskraft wirken auf die menschlichen Körperteile und sind für deren Bewegung verantwortlich. Da die direkte Messung von den zwischen Körperteilen wirkenden Reaktionskräften oder -momenten schwer zu realisieren ist, bietet die mechanische Modellierung eine gute Möglichkeit zu deren indirekter Berechnung. Dabei hat man sich die Körperteile, die über die Körpergelenke relativ zueinander beweglich sind, als Kettenglieder einer aus starren Massen beste-

henden Kette vorzustellen. Wie bei der Bewegung der einzelnen Kettenglieder einer Kette hängen auch die Bewegungen der Körperteile voneinander ab.

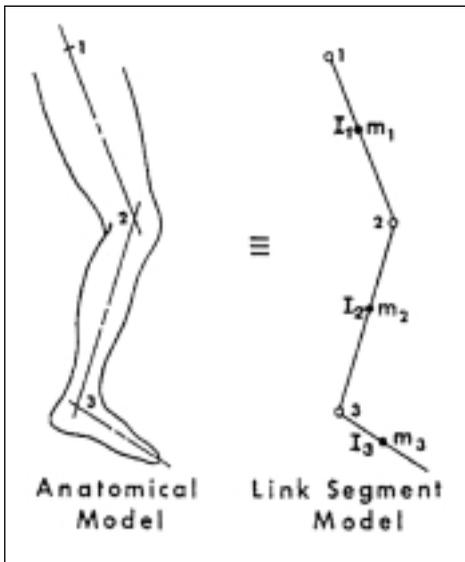
Bei der Entwicklung eines biomechanischen Kettenmodells des Menschen wird meist von folgenden vereinfachenden Annahmen ausgegangen (siehe Abbildung 33 auf Seite 60) [48]:

- Jedes Kettenglied hat eine feste Masse, die als konzentriert in dessen Schwerpunkt angenommen wird.
- Die Verbindungen der einzelnen Körperteile/Kettenglieder werden durch idealisierte Scharnier- oder Kugelgelenke realisiert.
- Die Massenträgheitsmomente ändern sich während der Bewegung nicht (keine „Schwabbelmassen“).
- Die Länge der Körperteile und damit die Abstände der Gelenkpunkte sind konstant.

Wenn die auf das mechanische System einwirkenden externen Kräfte, die Bewegung der Kettenglieder (Kinematik) sowie deren Abmessungen und mechanischen Eigenschaften (Trägheitsmomente, Lage der Schwerpunkte) bekannt sind, können die auf die Gelenke wirkenden Reaktionskräfte und -momente berechnet werden (inverse Mechanik).

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Abbildung 33:
Prinzip eines biomechanischen Kettenmodells, m_i :
Masse, I_i Trägheitsmoment, aus [48]



Im Fall des Menschmodells kann das BIA-Meßsystem die kinematischen Informationen des Körpers und die Bodenreaktionskräfte, die – sofern sich der Proband nicht abstützt – die von außen einwirkenden Kräfte beinhalten, liefern.

Die Längen, Trägheitsmomente, Massen und Lagen der Schwerpunkte der einzelnen Körperteile müssen entweder meßtechnisch bestimmt (zugehörige Methoden, siehe [49]) oder anthropometrischen Atlanten (z.B. [50]), in denen die Ergebnisse von anthropometri-

schen Studien zusammengefaßt sind, entnommen werden.

Je nach Rasse, Geschlecht und Körperbau variieren die anthropometrischen Daten erheblich. In dieser Arbeit wurden für die Körperteillängen, -massen und Lage der Schwerpunkte anthropometrische Durchschnittswerte aus Studien von *Drillis* und *Contini* verwendet [51].

In Abbildung 34 sind die mittleren Länge-, Masse- und Schwerpunktsdaten als Prozentanteil der gesamten Körperlänge bzw. -masse in der Sagittalebene dargestellt. Die in den späteren Rechnungen verwendeten, dreidimensionalen Koordinaten der Körperteilgelenke und -schwerpunkte sind in den Tabellen der Anlage F aufgelistet.

Für die Trägheitsmomente der Körperteile bezüglich der Gelenkpunkte wurden ebenfalls mittlere Werte aus [52] und [53] verwendet, welche als Funktion der Körperteillänge und -masse berechenbar sind.

5.2 Die Mechanik einer Kette

Bevor im nächsten Kapitel das konkrete mechanische Modell des Menschen vorgestellt wird, soll hier zunächst auf die Mechanik einer aus starren Körpern zusammengesetzten Kette näher eingegangen werden.

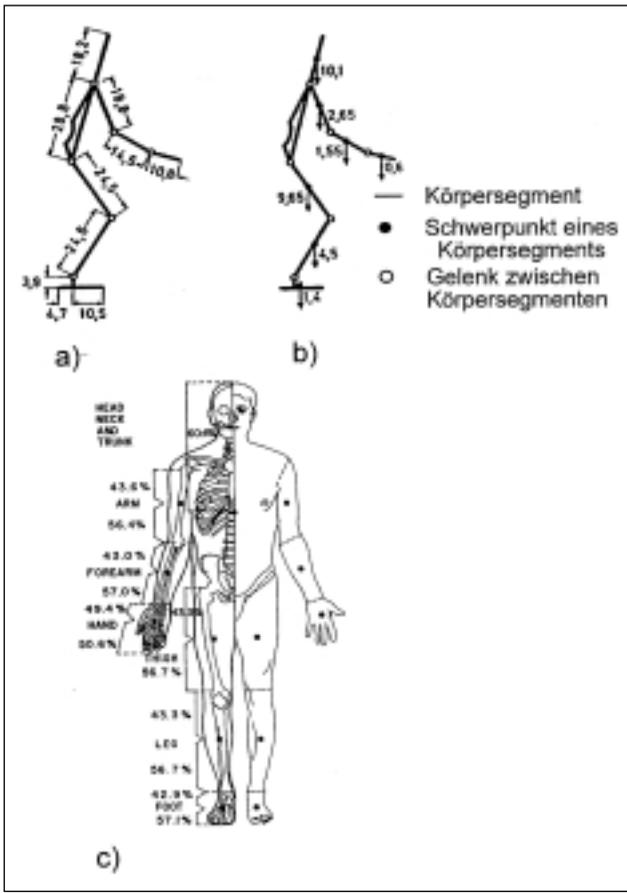


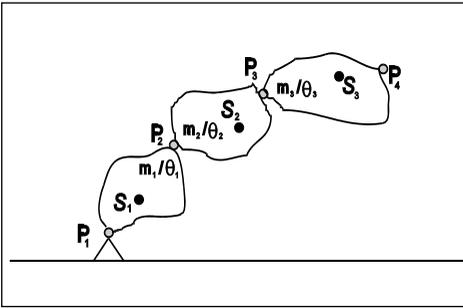
Abbildung 34:
 a) Länge der Körperteile als prozentualer Anteil an der Gesamtkörperhöhe
 b) Gewichte der Körperteile als prozentualer Anteil des Gesamtkörpergewichtes (Werte aus [51], Zeichnung aus [54])
 c) Lage der Gelenkpunkte und Körperteilschwerpunkte als prozentualer Anteil der Körperteillänge (Werte aus [53], Zeichnung aus [49])

In Abbildung 35 ist eine aus mehreren Gliedern zusammengesetzte Kette, deren erstes Kettenglied am unteren Gelenkpunkt fest mit dem Boden verbunden ist, dargestellt.

Zur Beschreibung der Kinematik der Kette sollen im folgenden die Beschleunigungen der Kettengliederschwerpunkte S_i und Gelenkpunkte P_i berechnet werden. Diese setzen

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Abbildung 35:
Kette aus starren Körpern mit Gelenkpunkten P_i ,
Schwerpunkten S_i , Massen m_i und Trägheits-
momenten (φ_i) , skizziert nach [54]



sich aus der Überlagerung von Translations-
und Rotationsbewegung zusammen. Für die
Beschleunigungsvektoren $\vec{a}_{P_i}(t)$ der Gelenk-
punkte P_i gilt (übernommen aus [54]):

$$\begin{aligned} \vec{a}_{P_1}(t) &= 0 && \text{, da hier } P_1 \text{ ruhmfest ist.} \\ \vec{a}_{P_2}(t) &= \vec{a}_{P_1} + (\vec{\omega}_1 \times \overline{P_1 P_2}) \\ &= \vec{a}_{P_1} + (\vec{\omega}_1) \times \overline{P_1 P_2} + \vec{\omega}_1 \times (\vec{\omega}_1 \times \overline{P_1 P_2}) \\ \vec{a}_{P_3}(t) &= \vec{a}_{P_2} + (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 P_3}) \\ &= \vec{a}_{P_1} + (\vec{\omega}_1 \times \overline{P_1 P_2}) + (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 P_3}) \end{aligned}$$

Allgemein:

$$\begin{aligned} \vec{a}_{P_i}(t) &= \vec{a}_{P_{i-1}} + (\vec{\omega}_{i-1} \times \overline{P_{i-1} P_i}) \\ &= \vec{a}_{P_1} + \sum_{k=1}^{i-1} (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}}) \end{aligned}$$

mit $i > 1$ und
 $\vec{\omega}_k$: Winkelgeschwindigkeit der Drehbewegung
des k -ten Kettengliedes um den Gelenkpunkt P_k
 $\overline{P_k P_{k+1}}$: Vektor vom Gelenkpunkt P_k zum Gelenkpunkt P_{k+1}
des k -ten Kettengliedes
Gleichung 4: Beschleunigung der Gelenkpunkte

Die Berechnung der Beschleunigungen der
Schwerpunkte \vec{a}_{S_i} erfolgt analog:

$$\begin{aligned} \vec{a}_{S_1} &= \vec{a}_{P_1} + (\vec{\omega}_1 \times \overline{P_1 S_1}) \\ \vec{a}_{S_2} &= \vec{a}_{P_2} + (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 S_2}) \\ \vec{a}_{S_3} &= \vec{a}_{P_3} + (\vec{\omega}_3 \times \overline{P_3 S_3}) \end{aligned}$$

Allgemein:

$$\vec{a}_{S_k} = \vec{a}_{P_k} + (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k S_k})$$

mit $k \geq 1$ und

$\vec{\omega}_k$: Winkelgeschwindigkeit der Drehbewegung
des k -ten Kettengliedes um den Gelenkpunkt P_k

$\overline{P_k S_k}$: Vektor vom Gelenkpunkt P_k zum Schwerpunkt S_k
des k -ten Kettengliedes

Gleichung 5: Beschleunigung der Kettengliederschwerpunkte

Zur Veranschaulichung der Kinetik einer
Kette, also der Kräfte, welche der Kinematik
der einzelnen Kettenglieder zugrunde liegen,
sind in Abbildung 36 die Kräfte- und Dreh-
momentenverhältnisse eines herausgeschnitte-
nen Kettengliedes dargestellt.

Für jedes herausgeschnittene Kettenglied wer-
den die Kräfteverhältnisse durch den Schwer-
punktsatz beschrieben:

$$m_i \cdot \vec{a}_{S_i} = \vec{G}_i + \vec{R}_i + (-\vec{R}_{i+1})$$

Gleichung 6: Schwerpunktsatz

Die Bewegung des Schwerpunktes S_i des
 i -ten Kettengliedes wird durch seine Ge-

wichtskraft \vec{G}_i und die Reaktionskräfte \vec{R}_i und \vec{R}_{i+1} bestimmt. Dabei bezeichnet \vec{R}_i (\vec{R}_{i+1}) die Reaktionskraft, die vom vorhergehenden (i-1-ten) auf das i-te Kettenglied (vom i-ten auf das nachfolgende (i+1-te) Kettenglied) wirkt. Die Gleichung 6 kann für jedes Kettenglied aufgestellt werden, so daß mit Kenntnis der kinematischen Daten und der Kettengliedermassen und -abmessungen die zwischen den Gliedern auftretenden Reaktionskräfte bestimmt werden können.

Für die Drehmomentverhältnisse eines herausgeschnittenen Kettengliedes gilt (siehe Abbildung 36):

Mit den vorgestellten Gleichungen 4 bis 7 ist eine Berechnung der an beliebigen Gelenken der Kette auftretenden Kräfte und Momente möglich. Im nächsten Kapitel wird

die Mechanik der Kette auf ein Menschmodell übertragen, um aus der gemessenen Körperkinematik und den anthropometrischen Daten des Probanden eine Vorhersage der Bodenreaktionskräfte treffen zu können.

$$(\vec{\theta}_{S_i} \cdot \vec{a}_i) = \vec{M}_i + (-\vec{M}_{i+1}) + (\vec{S}_i \vec{P}_i \times \vec{R}_i) + (\vec{S}_i \vec{P}_{i+1} \times (-\vec{R}_{i+1}))$$

Gleichung 7: Drehimpulsatz

5.3 Modell zur Vorhersage der Bodenreaktionskräfte

Nachdem in den letzten Kapiteln die biomechanischen Grundlagen und die Mechanik einer Kette vorgestellt wurden, erfolgt nun die Umsetzung der Kettenmodellidee auf den menschlichen Körper (siehe Abbildung 37).

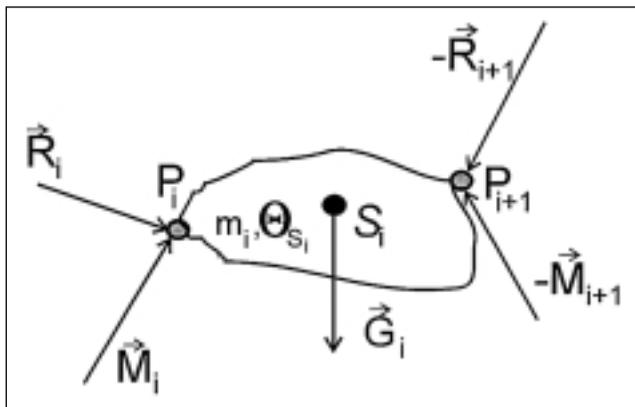


Abbildung 36:
 Einwirkende Kräfte und Drehmomente bei einem herausgeschnittenen Kettenglied
 \vec{R}_i, \vec{R}_{i+1} : Reaktionskräfte
 \vec{M}_i, \vec{M}_{i+1} : Reaktionsmomente
 \vec{G}_i : Gewichtskraft
 P_i, P_{i+1} : Gelenkpunkte
 S_i : Schwerpunkt
 m_i : Masse und
 θ_{S_i} : Trägheitsmoment bzgl. des Schwerpunktes
 skizziert nach [54]

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

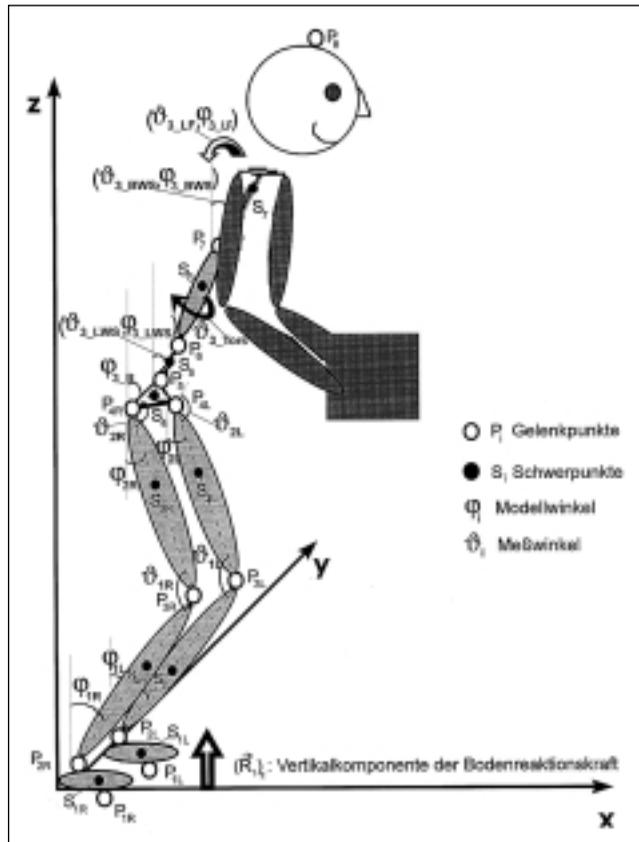


Abbildung 37:
Kettenmodell des Menschen
zur Vorhersage von
Gelenkreaktionskräften
und -momenten

Das in Abbildung 37 dargestellte Modell
besteht aus insgesamt zehn Kettengliedern:

Kettenglieder $1_R, 1_L$:
rechter/linker Fuß

Kettenglieder $2_R, 2_L$:
rechter/linker Unterschenkel

Kettenglieder $3_R, 3_L$:
rechter/linker Oberschenkel

Kettenglied 4:
Becken

Kettenglied 5:
Lendenwirbelsäule (L1 - L5)¹

Kettenglied 6:
Brustwirbelsäulenbereich (Th12 - Th6)

Kettenglied 7:
Rumpf oberhalb des oberen Brustwirbel-
säulenbereichs, Hals, Kopf, Arme

Die Kettenglieder sind über idealisierte Scharnier- oder Kugelgelenke (Gelenkpunkte P_i), welche nur rotatorische Bewegungen zulassen, miteinander verbunden. Mit ϑ_i sind die Winkel bezeichnet, die mit Hilfe der in Kapitel 4 beschriebenen Sensorik gemessen werden:

$\vartheta_{1R}/\vartheta_{1L}$:
rechter/linker Kniewinkel in der Sagittalebene

$\vartheta_{2R}/\vartheta_{2L}$:
rechter/linker Hüftwinkel in der Sagittalebene

ϑ_{3-LWS} :
Oberkörperflexionswinkel, gemessen im LWS-Bereich

ϑ_{3-BWS} :
Oberkörperflexionswinkel, gemessen im BWS-Bereich

ϑ_{3-LF} :
Oberkörperseitigungswinkel

ϑ_{3-Tors} :
Oberkörperpertorsionswinkel, gemessen zwischen BWS- und LWS- Bereich

Sofern die Meßwinkel ϑ_i einen Bezug zum äußeren, festen Koordinatensystem haben, sind sie identisch mit den Modellwinkeln φ_i ($\vartheta_{3-LWS} = \varphi_{3-LWS}$, $\vartheta_{3-BWS} = \varphi_{3-BWS}$, $\vartheta_{3-LF} = \varphi_{3-LF}$). Andernfalls werden sie in absolute Winkel φ_i umgerechnet (siehe Umrechnung der Beinwinkel in Abschnitt 4.5.2). Der Flexionswinkel des Beckens φ_{3-B} wird zu Anfang jeder Messung aus der Differenz des LWS-Flexionswinkels und der Hüftwinkel bei Oberkörperflexionsbewegungen mit durchgestreckten Beinen bestimmt. Bis zu einem Grenzflexionswinkel des Oberkörpers stimmen Hüftwinkel und LWS-Flexionswinkel φ_{3-LWS} überein. Bei größeren Flexionswinkeln des Oberkörpers nimmt φ_{3-LWS} in stärkerem Maße zu als φ_{3-B} . Daher wird eine individuelle Kalibrierung durchgeführt, so daß φ_{3-B} später aus dem Verlauf des LWS-Flexionswinkels φ_{3-LWS} rekonstruiert werden kann.

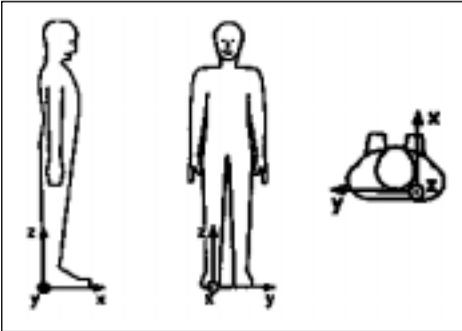
In Abbildung 38 (siehe Seite 66) ist das hier verwendete Koordinatensystem dargestellt.

Es ist ein raumfestes, kartesisches Koordinatensystem, dessen Nullpunkt in der rechten Ferse liegt (übernommen aus [54]). In den Tabellen der Anlage F sind die zugehörigen,

¹ Die Bezeichnungen von Wirbelkörpern und Zwischenwirbelscheiben sind in Abschnitt 2.1 beschrieben

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Abbildung 38:
Raumfestes, kartesisches Koordinatensystem, aus [54]



dreidimensionalen Koordinaten der Körpergelenke und Körperteilschwerpunkte einer aufrecht stehenden Person zusammengestellt.

Das Kettenmodell dient im folgenden dazu, aus der gemessenen Körperkinematik zusammen mit den bekannten Körperteilmassen und -abmessungen den zu erwartenden Bodenreaktionskraftverlauf vorherzusagen. Im zweiten Schritt wird die Vorhersage mit dem über die Fußdrucksohlen gemessenen Bodenreaktionskraftverlauf verglichen, um so eine Aussage über die äußeren Kräfte, die auf den Probanden eingewirkt haben (wie z.B. Lastgewichtskräfte), machen zu können.

Zur Herleitung einer Gleichung, die eine Vorhersage der Bodenreaktionskräfte ermöglicht, wird zunächst für jedes Kettenglied die Schwerpunktsatzgleichung (Gleichung 6) aus Abschnitt 5.2 aufgestellt.

Die insgesamt zehn Gleichungen 8 a) bis j) enthalten elf Reaktionskräfte ($\vec{R}_{1R}, \vec{R}_{1L}, \vec{R}_{2R}, \vec{R}_{2L}, \vec{R}_{3R}, \vec{R}_{3L}, \vec{R}_{4R}, \vec{R}_{4L}, \vec{R}_5, \vec{R}_6, \vec{R}_7$) als Unbekannte. \vec{R}_8 ist gleich $\vec{0}$, da kein Kettenglied über dem Gelenkpunkt P_8 existiert, auf das eine Reaktionskraft wirken könnte.

Von diesen Unbekannten ist zunächst die gesamte Reaktionskraft \vec{R}_1 (mit $\vec{R}_1 = \vec{R}_{1R} + \vec{R}_{1L}$) unter den Füßen von Interesse. Daher werden die Gleichungen 8 a) bis j) ineinander eingesetzt und nach der Bodenreaktionskraft \vec{R}_1 umgestellt:

Die Beschleunigungen \vec{a}_{Si} , welche die kinematischen Informationen der einzelnen Kettenglieder enthalten, berechnen sich nach Gleichung 5 (Abschnitt 5.2).

Zur Vorhersage der Bodenreaktionskraft muß mindestens ein Bein Bodenkontakt haben. Die Schwerpunktbeschleunigung des Fußes \vec{a}_{SFuss} des Bodenkontaktbeines ist somit gleich $\vec{0}$, während die des Beines ohne Bodenkontakt nach den Gleichungen (4/5) der Kettenmechanik berechnet werden kann.

Die Rotationsbewegung des Fußes bezüglich des Fußknöchels ($\vec{\omega}_{1R}, \vec{\omega}_{1L}$) wird nicht gemessen und ist in den folgenden Rechnungen vernachlässigt. Bei der Berechnung einer Drehmomentkette ist die Lage des Fußknöchels P_2 bezüglich des Kraftangriffspunktes

- a) $m_{2R} \cdot \vec{a}_{22R} = \vec{G}_{2R} + \vec{R}_{2R} - \vec{R}_{2L}$
- b) $m_{1L} \cdot \vec{a}_{11L} = \vec{G}_{1L} + \vec{R}_{1L} - \vec{R}_{1C}$
- c) $m_{2R} \cdot \vec{a}_{22R} = \vec{G}_{2R} + \vec{R}_{2R} - \vec{R}_{1R}$
- d) $m_{2L} \cdot \vec{a}_{22L} = \vec{G}_{2L} + \vec{R}_{2L} - \vec{R}_{1L}$
- e) $m_{3R} \cdot \vec{a}_{33R} = \vec{G}_{3R} + \vec{R}_{3R} - \vec{R}_{2R}$
- f) $m_{3L} \cdot \vec{a}_{33L} = \vec{G}_{3L} + \vec{R}_{3L} - \vec{R}_{2L}$
- g) $m_4 \cdot \vec{a}_{24} = \vec{G}_4 + \vec{R}_{4R} + \vec{R}_{4L} - \vec{R}_3$
- h) $m_5 \cdot \vec{a}_{25} = \vec{G}_5 + \vec{R}_5 - \vec{R}_4$
- i) $m_6 \cdot \vec{a}_{26} = \vec{G}_6 + \vec{R}_6 - \vec{R}_5$
- j) $m_7 \cdot \vec{a}_{27} = \vec{G}_7 + \vec{R}_7 - \vec{R}_6$

mit:

Index R/L: rechts/links

- m_1 : $m_{Fu\beta}$ - Masse des Fußes
- m_2 : $m_{Unterschenkel}$ - Masse des Unterschenkels
- m_3 : $m_{Oberschenkel}$ - Masse des Oberschenkels
- m_4 : m_{Becken} - Masse des Beckens
- m_5 : $m_{Lendenwirbels\ddot{a}ule}$ - Masse der Lendenwirbels\ddot{a}ule
- m_6 : $m_{Brustwirbels\ddot{a}ulenkorb}$ - Masse des Brustwirbels\ddot{a}ulenkorb (Th12 - Th6)
- m_7 : $m_{O.K.}$ - Masse des Rumpfes oberhalb des oberen BWS-Bereichs + Masse des Kopfes + Masse der Arme

\vec{G}_i : Gewichtskraft, $|\vec{G}_i| = m_i \cdot g$

\vec{R}_i : Reaktionskraft des i-ten Kettengliedes

\vec{a}_{2i} : Beschleunigung des Schwerpunktes des i-ten Kettengliedes

Gleichung 8:
Schwerpunktsatz für
jedes Kettenglied

$$\vec{R}_1 = \vec{R}_{1R} + \vec{R}_{1L} = \sum_{i=1}^7 ((m_i \cdot \vec{a}_{2i} - \vec{G}_i)_R + (m_i \cdot \vec{a}_{2i} - \vec{G}_i)_L) + \sum_{i=1}^7 (m_i \cdot \vec{a}_{2i} - \vec{G}_i)$$

Gleichung 9:
Bodenreaktionskraft

P_1 der Fußdruckme\ddot{a}\ddot{u}rsohlen von gr\ddot{o}\ddot{B}erem Interesse (siehe Abschnitt 6.2.2).

Im Spezialfall des beidbeinigen Bodenkontaktes ($\vec{a}_{S1R} = \vec{a}_{S1L} = \vec{0}$) berechnet sich die Bodenreaktionskraft \vec{R}_1 nach Gleichung 10 (siehe Seite 68).

Dabei gelten f\ddot{u}r die Winkelgeschwindigkeiten $\vec{\omega}_i$ und die Gewichtskraft \vec{G}_{ges} in Gleichung 10 die in der Legende aufgef\ddot{u}hrten Beziehungen.

Wenn keine Bewegung stattfindet $\vec{\omega}_i = \vec{0}$, so folgt aus Gleichung 10, da\ddot{B} die

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Gleichung 10: Vorhersage der Bodenreaktionskraft \vec{R}_1

$$\begin{aligned}
 \vec{R}_1 &= -\vec{G}_{\text{ges}} + \\
 & (m_{\text{Linsack}})_R \cdot (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 S_2} + \vec{\omega}_2 \times (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 S_2}))_R + \\
 & (m_{\text{Linsack}})_L \cdot (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 S_2} + \vec{\omega}_2 \times (\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 S_2}))_L + \\
 & (m_{\text{Obersch.}})_R \cdot ((\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 P_3}) + \vec{\omega}_3 \times \overline{P_3 S_3} + \vec{\omega}_3 \times (\vec{\omega}_3 \times \overline{P_3 S_3}))_R + \\
 & (m_{\text{Obersch.}})_L \cdot ((\vec{\omega}_2 \times \overline{P_2 P_3}) + \vec{\omega}_3 \times \overline{P_3 S_3} + \vec{\omega}_3 \times (\vec{\omega}_3 \times \overline{P_3 S_3}))_L + \\
 & (m_{\text{Deckel}}) \cdot \left(\sum_{k=2}^7 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_R + (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_L \right] + (\vec{\omega}_4 \times \overline{P_4 S_4}) \right) + \\
 & (m_{\text{LWS}}) \cdot \left(\sum_{k=2}^3 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_R + (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_L \right] + (\vec{\omega}_4 \times \overline{P_4 P_5}) + (\vec{\omega}_5 \times \overline{P_5 S_5}) \right) + \\
 & (m_{\text{Bench}}) \cdot \left(\sum_{k=2}^5 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_R + (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_L \right] + \sum_{k=4}^5 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}}) \right] + (\vec{\omega}_6 \times \overline{P_6 S_6}) \right) + \\
 & (m_{\text{O.L.}}) \cdot \left(\sum_{k=2}^7 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_R + (\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}})_L \right] + \sum_{k=4}^6 \left[(\vec{\omega}_k \times \overline{P_k P_{k+1}}) \right] + (\vec{\omega}_7 \times \overline{P_7 S_7}) \right) \\
 & = -\vec{G}_{\text{ges}} + \vec{F}_D
 \end{aligned}$$

Legende zu Gleichung 10: Winkelgeschwindigkeiten und Gewichtskraft

$$\vec{G}_{\text{ges}} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -m_{\text{Körper}} \cdot g \end{pmatrix}, \quad g: \text{Erdbeschleunigung, } m_{\text{Körper}}: \text{Körper Ruhegewicht}$$

Winkelgeschwindigkeiten:

$$\vec{\omega}_{2R/L} = \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\varphi}_{1R/L} \\ 0 \end{pmatrix}, \quad \vec{\omega}_{3R/L} = \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\varphi}_{2R/L} \\ 0 \end{pmatrix}, \quad \vec{\omega}_4 = \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\varphi}_{3,R} \\ 0 \end{pmatrix},$$

$$\vec{\omega}_5 = \vec{\omega}_6 = \begin{pmatrix} \dot{\varphi}_{3,LF} \\ \dot{\varphi}_{3,LWS} \\ \dot{\varphi}_{3,TotL} \cdot \cos(\varphi_{3,LWS}) \cdot \cos(\varphi_{3,LF}) \end{pmatrix}, \quad \vec{\omega}_7 = \begin{pmatrix} \dot{\varphi}_{3,LF} \\ \dot{\varphi}_{3,LWS} \\ \dot{\varphi}_{3,TotL} \cdot \cos(\varphi_{3,LWS}) \cdot \cos(\varphi_{3,LF}) \end{pmatrix}$$

Bodenreaktionskraft \vec{R}_1 vom Betrag her gleich der Körperruhegewichtskraft des Probanden ist. Im Fall von zusätzlicher Körperdynamik beschreiben die $\vec{\omega}_i$ - und $\dot{\vec{\omega}}_i$ -Terme in Gleichung 10 eine gegenüber der Ruhebodenreaktionskraft erhöhte bzw. verminderte Bodenreaktionskraft (Be- bzw. Entlastung).

Nach Berechnung der in Gleichung 10 erhaltenen Vektorprodukte ist die z-Komponente von \vec{R}_1 , welche sich allgemein in Form von Gleichung 11 ausdrücken läßt, für die weitere Analyse von Interesse.

Mit den in Abschnitt 4.2.3 vorgestellten Fußdruckmeßsohlen wird die Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft (\vec{R}_{1mess}) gemessen. Im Gegensatz zu der mit dem Modell vorhergesagten vertikalen Bodenreaktionskraft (\vec{R}_1) enthält $(\vec{R}_{1mess})_z$ die äußeren Kräfte, die zusätzlich auf den Probanden eingewirkt haben. Zur Lastgewichtsbestimmung werden deshalb beide Kraftverläufe miteinander verglichen, um das Ruhegewicht, welches der

Bewegung zugrunde gelegen hat, zu ermitteln.

In Abbildung 39 (siehe Seite 70) ist ein Ausschnitt einer Bodenreaktionskraftmessung mit der zugehörigen Kraftvorhersage dargestellt.

Der Messung in Abbildung 39 lag folgender Bewegungsablauf zugrunde:

Zeitintervall/ Zeitpunkt [min:s]	Probandenbewegung
01:48 - 01:49	Ruhiger Stand
01:49 - 01:52	Kniebeuge
01:52 - 01:54	Rumpfvorbeugung
01:54 - 01:56	Ruhiger Stand
01:56 - 01:57	Aufnahme eines 10-kg-Lastgewichtes
01:57 - 02:00	Ruhiger Stand mit Lastgewicht
02:00 - 02:02	Gehen (2 Schritte)



Gleichung 11:
Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft

$$(\vec{R}_1)_z = m_{Körper} \cdot g + f(\varphi_1, \dot{\varphi}_1, \ddot{\varphi}_1, J_{Körper}, m_{Körper})$$

mit $f(\varphi_1, \dot{\varphi}_1, \ddot{\varphi}_1, J_{Körper}, m_{Körper})$: Funktion der Modellwinkel, des Körperruhegewichtes und der Probandengröße $J_{Körper}$

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Zeitintervall/ Zeitpunkt [min:s]	Probandenbewegung
02:02 - 02:03	Absetzen des Lastgewichtes
02:03 - 02:06	Bewegung ohne Lastgewicht
02:07 - 02:10	Während des Gehens: Erneute Lastgewichtsaufnahme (10 kg)
02:10 - 02:11	Ruhiger Stand mit 10-kg-Lastgewicht

Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen dem gemessenen und dem mittels Modell vorhergesagten Verlauf der Bodenreaktionskraft, so daß eine hohe Güte des biomechanischen Modells und der Winkelmeßwerte bestätigt wird. Sobald der Pro-

band ein Lastgewicht aufnimmt, wird dies an der Differenz beider Graphen sichtbar (siehe Abbildung 39).

Bei näherer Betrachtung der Graphen in Abbildung 39 fällt jedoch auf, daß die Extrema des Modellrechnungsgraphen teilweise gegenüber dem Meßwertgraphen zeitlich verschoben sind. Dabei können die Extrema der Modellvorhersage sowohl zeitlich vor denen der Messung (siehe z.B. Belastungsmaximum zum Zeitpunkt $t = 1:51$ [min:s]) als auch zeitlich nach denen der Messung (siehe z.B. Belastungsmaximum zum Zeitpunkt $t = 1:53$ [min:s]) auftreten. Die Ursache dieser nicht systematisch auftretenden Abweichungen könnte in den Unterschieden zwischen den vereinfachten

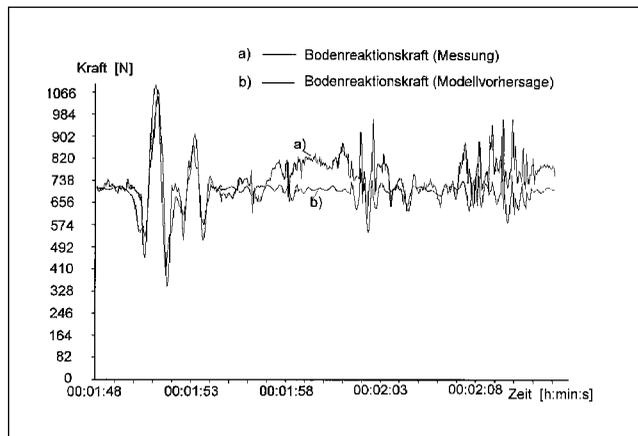


Abbildung 39:
Messung und Modellvorhersage
der Bodenreaktionskraft

Modellannahmen (idealisierte Gelenke, starre Massen) und den tatsächlichen mechanischen Eigenschaften des menschlichen Körpers begründet sein.

Im nächsten Kapitel wird ein Computeralgorithmus vorgestellt, der mit Hilfe der gemessenen und vorhergesagten Bodenreaktionskräfte eine automatisierte Erkennung der gehandhabten Lastgewichte ermöglicht.

5.4 Algorithmus zur Ermittlung des gehandhabten Lastgewichtes

Bei statischen Körperhaltungen erhält man die Lastgewichtskraft sehr einfach aus der Differenz der gemessenen Bodenreaktionskraft und der bekannten Körperruhegewichtskraft des Probanden. Im Fall von zusätzlicher Körperdynamik sind erhöhte Bodenreaktionskräfte, die aufgrund von Lastgewichtsaufnahmen entstehen, schwer von den durch die Körperbewegung verursachten Kraftspitzen zu unterscheiden, da beide betragsmäßig in der gleichen Größenordnung liegen (siehe Abbildung 39). Daher wird neben der gemessenen auch die mittels Kettenmodell vorhergesagte Bodenreaktionskraft (Abschnitt 5.3) zur Ermittlung des gehandhabten Lastgewichtes herangezogen. In der Modellrechnung werden Lastgewichtskräfte nicht berücksichtigt, so daß die Differenz aus gemessener $(\vec{R}_{1mess})_z$ und vorhergesagter $(\vec{R}_1)_z$

Bodenreaktionskraft eine Aussage über das gehandhabte Lastgewicht zuläßt.

In Abbildung 40 (siehe Seite 72) ist die Differenz $((\vec{R}_{1mess})_z - (\vec{R}_1)_z)$ für die in Abbildung 39 gezeigte Messung dargestellt.

Durch die in Abschnitt 5.3 erwähnten Zeitverschiebungen zwischen Modell- und Meßkraftverlauf ist das Differenzsignal in Abbildung 40 stark verrauscht, so daß hieraus eine Lastgewichtserkennung nicht direkt möglich ist. Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher ein Verfahren zur Rekonstruktion der Gesamtgewichtskraft einfach aus der Differenz der gemessenen Bodenreaktionskraft und der Gewichtskraft $(\vec{G}_{Koerper} + \vec{G}_{Last})$, die der Bewegung zugrunde gelegen hat, entwickelt:

Dazu dienen zunächst die Nullstellen der Dynamikfunktion f aus Gleichung 11, um die Zeitpunkte, in denen die Lastgewichtskraft einfach aus der Differenz der gemessenen Bodenreaktionskraft und der Gewichtskraft des Probanden ermittelt werden kann, zu bestimmen.

Zeitintervalle Δt , in denen die Körperbewegungen des Probanden gering waren, werden als „Statikintervalle“ bezeichnet und mit Hilfe der Bedingung $|f(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i, I_{Koerper}, m_{Koerper})| \leq 20 \text{ N}$ über eine Meßzeit Δt von mindestens 0,5 Sekun-

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

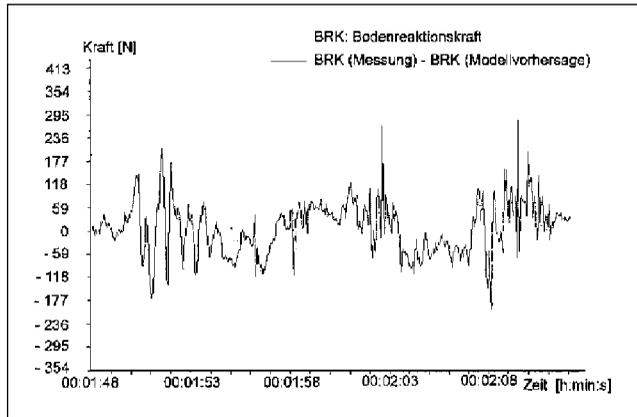


Abbildung 40:
Differenz der Bodenreaktionskraft-
messung und Modellvorhersage
($(\bar{R}_{1mess})_z - (\bar{R}_1)_z$)

den“ detektiert. Innerhalb der Statikintervalle wird eine Mittelung der gemessenen Bodenreaktionskraft vorgenommen (siehe Abbildung 41). Sofern die Standardabweichung der Mittelung nicht zu groß ist, gilt für diese Bereiche:

$$\bar{G}_{\text{stat}} = \text{mittlere gemessene Bodenreaktionskraft} - \bar{G}_{\text{dyn}}$$

Gleichung 12: Lastgewichtskaufberechnung in Statikintervallen

Auch in hochdynamischen Teilen der Messung besitzt die Funktion f von Gleichung 11 Nullstellen, da Beschleunigungs- und Bremsphasen in einem Bewegungsablauf immer in Folge auftreten.

Folgen mindestens drei Nullpunktdurchgänge in kurzen Zeitabständen hintereinander, so

wird das Intervall als Dynamikintervall bezeichnet und eine Mittelung der gemessenen Bodenreaktionskräfte in den Nullstellen vorgenommen (siehe Abbildung 42, Seite 74).

Für die dann noch verbleibenden Zeitintervalle, die weder als Statik- noch als Dynamikintervall erkannt wurden, wird $(\bar{R}_{1mess})_z$ ebenfalls gemittelt. Ist die Standardabweichung der Mittelung klein, so wird der Mittelwert als Gesamtgewichtskraftwert übernommen. Andernfalls wird das Intervall in Untereinheiten, bei deren $(\bar{R}_{1mess})_z$ -Mittelwertbildung die Standardabweichung geringer ist, unterteilt. Dadurch bleibt z.B. der Zeitpunkt einer Lastgewichtsaufnahme im rekonstruierten Gesamtgewichtskraftgraphen erkennbar.

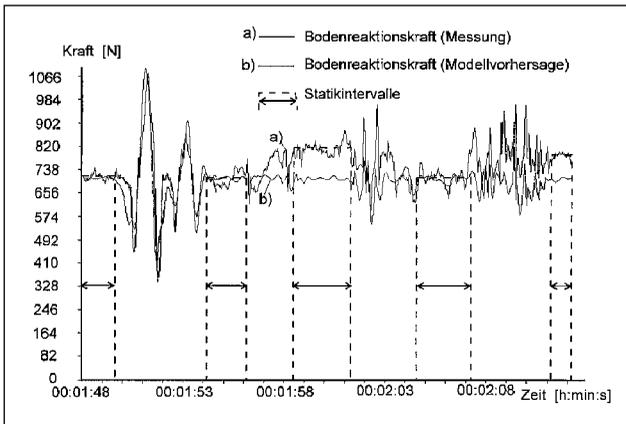


Abbildung 41:
Mittelwertbildung bei
der Detektion von
„Statikintervallen“

Den gewünschten Lastgewichtskraftverlauf erhält man aus der Differenz der rekonstruierten Gesamtgewichtskraft und der Körpergewichtskraft des Probanden.

Damit sind die Zeitintervalle $\Delta t'$, in denen die Aufnahme eines Lastgewichtes detektiert wurde, bekannt. Als Kontrollmechanismus wird eine Mittelung der in Abbildung 40 dargestellten Differenzkräfte $(\vec{R}_{1mess})_z - (\vec{R}_1)_z$ innerhalb der Zeitintervalle $\Delta t'$ durchgeführt und mit den Lastgewichtskräften der rekonstruierten Gesamtgewichtskraft verglichen. Stimmen die Differenzkraftmittelwerte mit den erkannten Lastgewichtskräften in einem Toleranzbereich von ± 30 N überein, so wird das ermittelte Lastgewicht akzeptiert.

Zusammenfassend ist in in Abbildung 43 (siehe Seite 75) ein Ablaufdiagramm des beschriebenen Lastgewichts-Erkennungsalgorithmus und in Abbildung 44 (siehe Seite 76) das Ergebnis der Rekonstruktion des Gesamtgewichtskraftverlaufes für die besprochene Messung dargestellt.

Das vorgestellte Verfahren ist sowohl in Laborversuchen als auch bei einer Praxismessung (siehe Kapitel 7) erfolgreich angewendet worden. Unter Laborbedingungen wurde weiches Schuhwerk verwendet, um die Meßfehler, die durch die in Abschnitt 4.6.1 beschriebenen Drucküberhöhungen entstehen, zu vermeiden. Die gehandhabten Lastgewichte wurden auch bei hochdynamischen Messungen in 5-kg-Abstufungen zuverlässig erkannt.

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

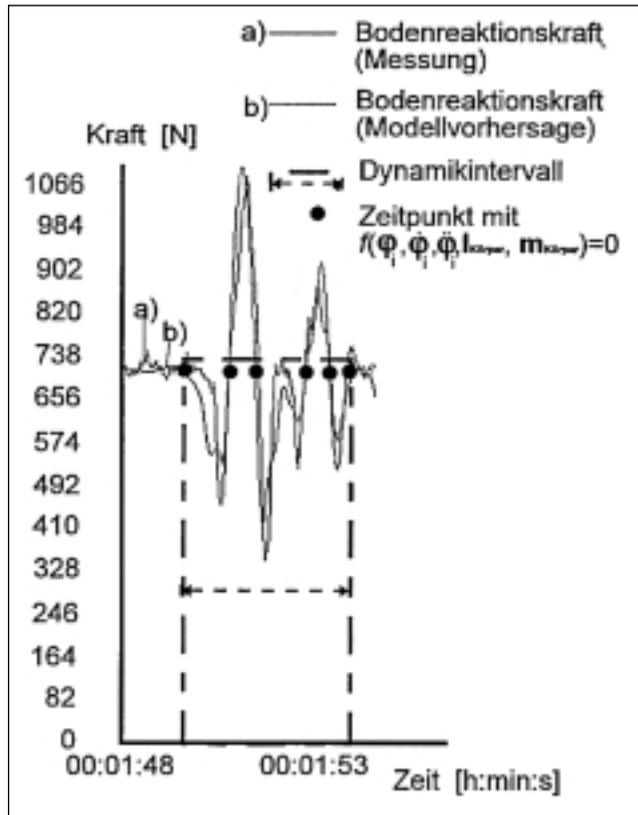


Abbildung 42:
Mittelwertbildung bei
Dynamikintervallen

Bei der Praxismessung erfolgte die Bodenreaktionskraftmessung in Sicherheitsschuhen. Die gehandhabten Lastgewichte konnten hier in 10-kg-Abstufungen unterschieden werden, was für eine Bewertung der Tätigkeit nach der OWAS-Methode (siehe Abschnitt 6.1) ausreicht.

Mit der Lastgewichtserkennung ist nun die vollständige Analyse der Tätigkeit nach dem OWAS-Verfahren möglich. Der gesamte Tätigkeitsablauf kann mit Hilfe der Farbballkendarstellung einfach wiedergegeben werden. In Abbildung 45 (siehe Seite 76) ist dies für einen kurzen Hebevorgang dargestellt.

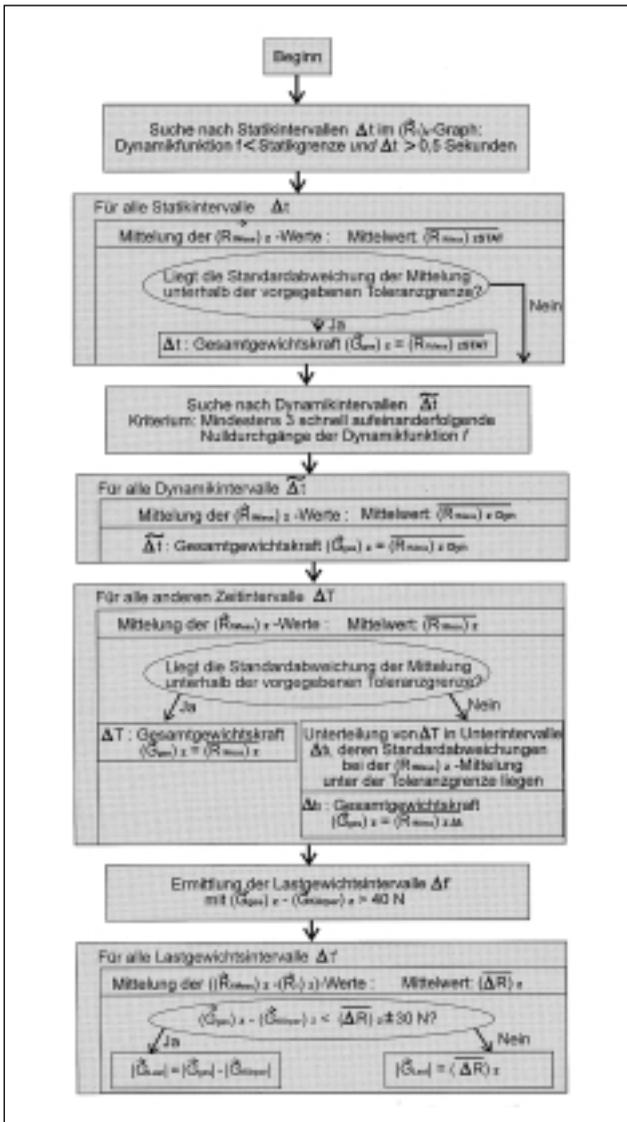


Abbildung 43:
Ablaufdiagramm der
Lastgewichtsermittlung,
Erklärung im Text

5 Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes

Abbildung 44:
Rekonstruktion der Gesamtgewichtskraft $\vec{G}_{\text{Koerper}} + \vec{G}_{\text{Last}}$, die der Bewegung zugrunde gelegen hat

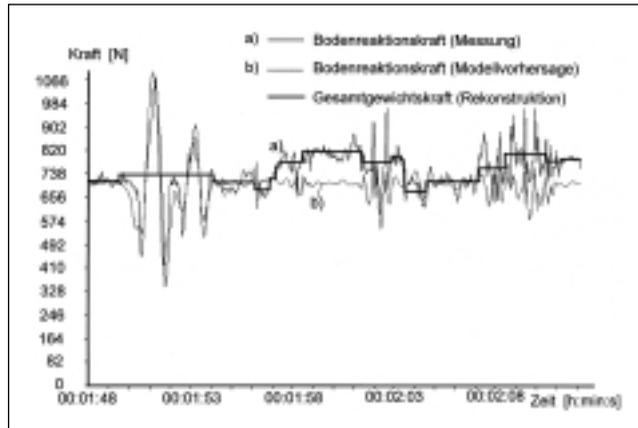
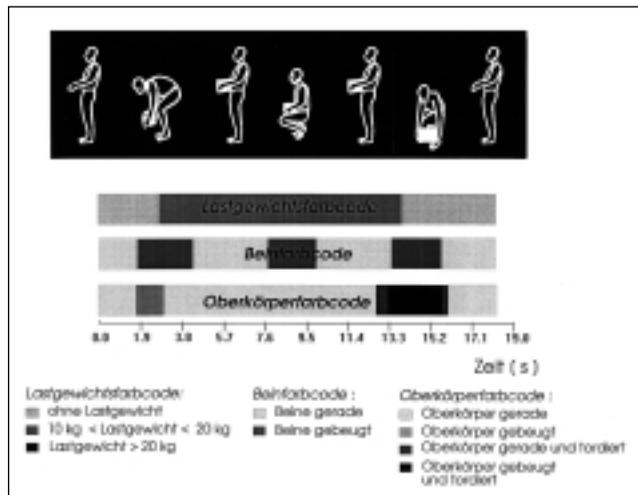


Abbildung 45:
OWAS-Farbcodedarstellung für einen Tätigkeitsablauf (ab Zeitpunkt $t = 0$ s in der Reihenfolge: Stehen, Aufnahme eines Lastgewichtes (12 kg) mit gebeugtem Oberkörper und gebeugten Beinen, Last halten, Kniebeuge mit Last, Last halten, Last mit gebeugtem und tordiertem Oberkörper sowie gebeugten Beinen absetzen, Stehen)



6 Bewertung der Meßdaten

6.1 Auswertungsverfahren nach der OWAS-Methode

Die Meßdaten der äußeren Belastung des Probanden sollen im folgenden dazu verwendet werden, eine Beurteilung hinsichtlich der körperlichen Beanspruchung bei der Ausführung der Tätigkeit vorzunehmen. Dazu dienen zwei unterschiedliche Herangehensweisen: In diesem Kapitel erfolgt eine Beurteilung nach der arbeitswissenschaftlichen OWAS-Methode (siehe Abschnitt 3.1, [21]), und in Abschnitt 6.2 werden die Belastungsmeßdaten für eine biomechanische Modellrechnung zur Bestimmung der Beanspruchung einer Lendenwirbelsäulen-Bandscheibe herangezogen.

Die finnische OWAS-Methode ist ein arbeitswissenschaftliches Verfahren zur Klassifizierung und Beurteilung von Arbeitshaltungen, welches schon oft in der Praxis für sehr verschiedene Tätigkeiten erfolgreich angewendet wurde (z.B. im Baugewerbe [55], in Autowerkstätten [56] und im Krankenhaus [57]).

Die in Abschnitt 4.5.3 beschriebene Erkennung von OWAS-Körperhaltungen führte zu der in Abbildung 29 dargestellten OWAS-Häufigkeitsverteilung, welche die prozentualen Anteile der Arbeitshaltungstypen an der Gesamtmeßzeit angibt. Zusammen mit der Ermittlung der gehandhabten Lastgewichte (Abschnitt 5.4) wird im fol-

genden eine Bewertung der Tätigkeit hinsichtlich ihrer möglichen Gesundheitsgefährdung durchgeführt. Dazu werden die Häufigkeiten der OWAS-Codes (Körperhaltung und Lastgewicht) in einen Vordruck übertragen, auf dem durch Farbkennzeichnungen Belastungsgruppen zur Beurteilung und Dringlichkeitsanweisungen zur Umgestaltung der Tätigkeit angegeben sind. In Abbildung 46 (siehe Seite 78) ist der OWAS-Auswertungsvordruck, der vom Aufbau her dem OWAS-Erfassungsbogen (Abbildung 7, Abschnitt 3.1) ähnelt, dargestellt.

Jedem Eintrag der Basis-OWAS-Matrix (ausgenommen sind die OWAS-Zusatzhaltungen) ist eine der folgenden vier empirisch ermittelten Belastungsgruppen (Maßnahmenklassen) zugeordnet [22]:

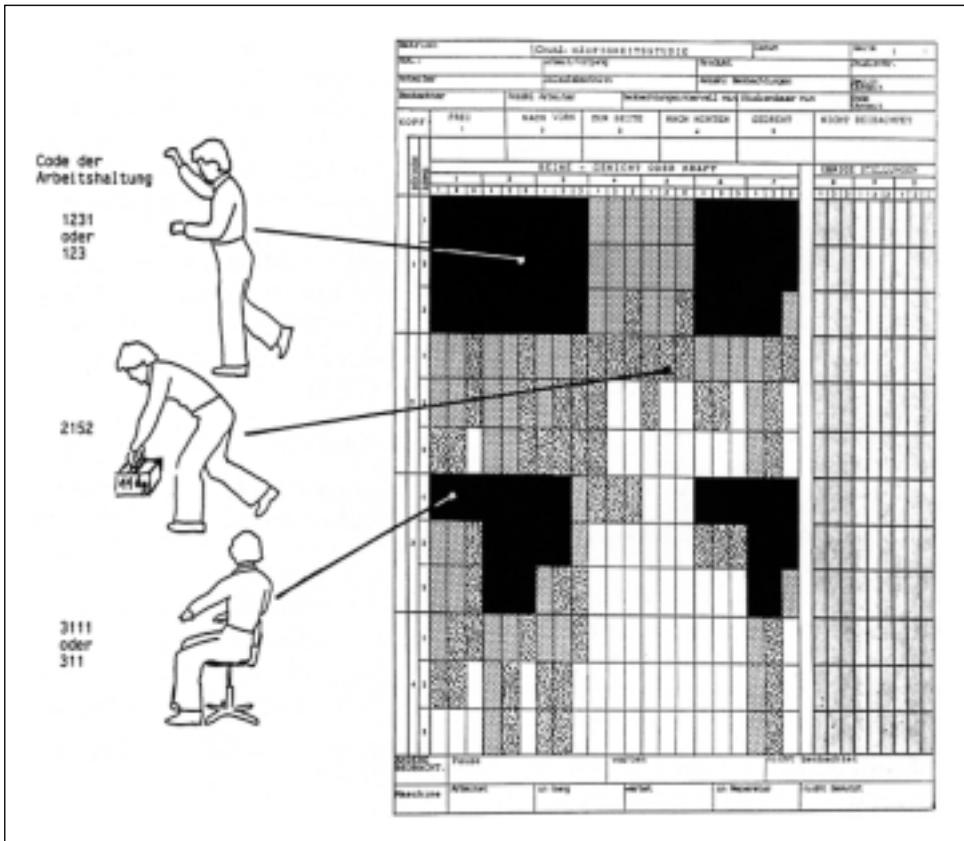
Maßnahmenklasse 1 (schwarze Felder):
„Die Körperhaltung ist normal. Maßnahmen zur Arbeitsgestaltung sind nicht notwendig.“

Maßnahmenklasse 2 (gepunktete Felder):
„Die Körperhaltung ist belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, sind in der nächsten Zeit durchzuführen“.

Maßnahmenklasse 3 (marmorierte Felder):
„Die Körperhaltung ist deutlich belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, müssen so schnell wie möglich vorgenommen werden“.

6 Bewertung der Meßdaten

Abbildung 46:
OWAS-Auswertungsvordruck, aus [22]



Maßnahmenklasse 4 (weiße Felder):

„Die Körperhaltung ist deutlich schwer belastend. Maßnahmen, die zu einer besseren Arbeitshaltung führen, müssen unmittelbar getroffen werden“.

Die Zuordnung der Arbeitshaltungen zu den Maßnahmenklassen basiert auf den Untersuchungen von Experten [58].

Das Auswertungsschema der Abbildung 46 bringt die Erkennung von OWAS-Körperhal-

tungen und der zugehörigen Einteilung in die OWAS-Lastgewichtsklassen direkt mit einer Beurteilung hinsichtlich der Gesundheitsgefährdung der Tätigkeit in Verbindung. Aus der in Abbildung 29 (Abschnitt 4.5.3) dargestellten Häufigkeitsverteilung der gemessenen Körperhaltungen einer Tätigkeit im Baugewerbe kann daher zusammen mit der zugehörigen Lastgewichtsverteilung und den Beurteilungsvorschriften der Abbildung 46 eine Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen abgeleitet werden (siehe Abbildung 47).

Die Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen in Abbildung 47 stellt ein übersichtliches Belastungsprofil der untersuchten Tätigkeit dar. Hieraus kann eine Verbesserung der Arbeitshaltungen in der durch die

Maßnahmenklassen festgelegten Dringlichkeitsreihenfolge abgeleitet werden.

In einer weiteren Beurteilungsstufe wird die Häufigkeit des Vorkommens von OWAS-Körperteilhaltungen getrennt ausgewertet. Dazu wird jede Ziffer des OWAS-Codes statistisch gesondert behandelt. So werden z.B. alle registrierten Rückenhaltungen gleich 100 % gesetzt und die einzelnen OWAS-Rückenhaltungstypen (1 bis 4) in Prozenten der gesamten Rückenhaltungen ausgedrückt. Die Ergebnisse der Körperteilanalysen werden in einen „Änderungsempfehlungsvordruck“ (siehe Abbildung 48 auf Seite 80), der eine Beurteilung nach dem oben beschriebenen Maßnahmenklassenschema vorsieht, eingetragen. Die Maßnahmenklassen in jeder Zeile der einzelnen Körperteilhaltung-

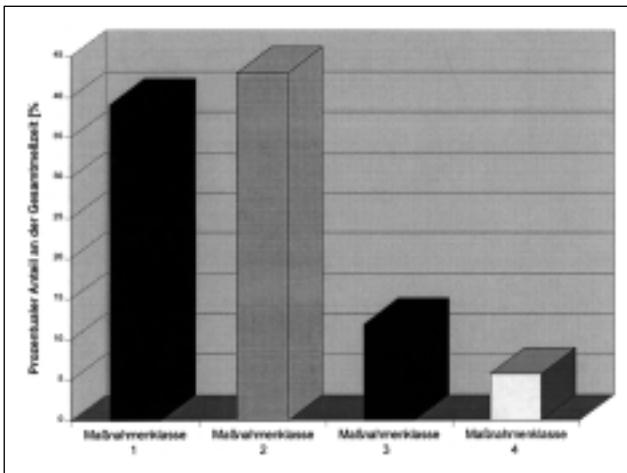
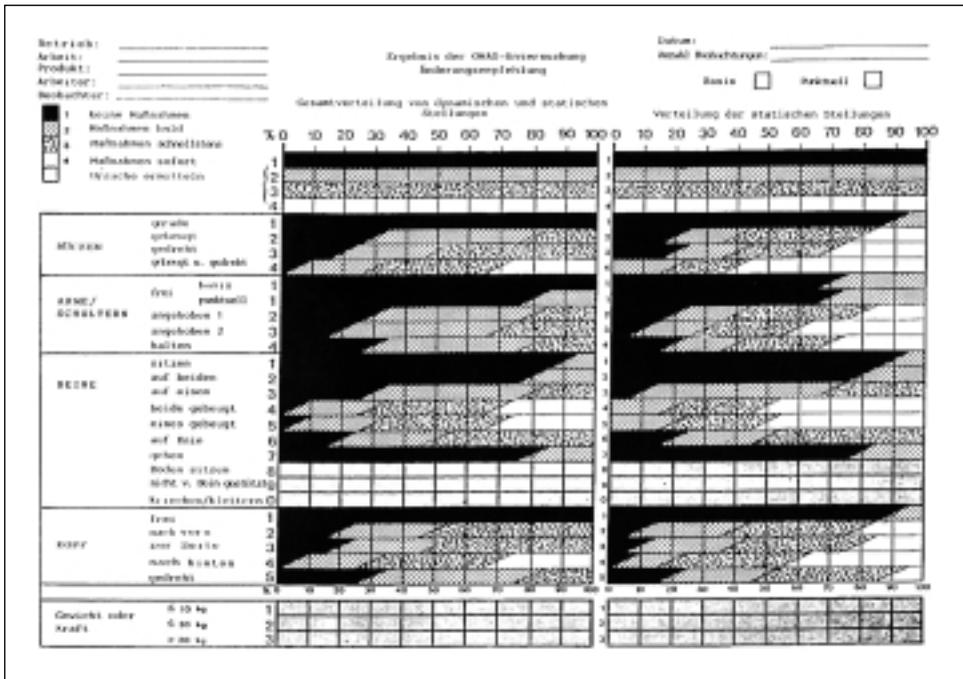


Abbildung 47: Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen für Praxismessung „Pflasterer“, bezogen auf die gesamte Körperhaltung, aus [59]

Abbildung 48:
OWAS-Änderungsempfehlungsvordruck, aus [22]



gen sind mit einem Schrägstrich getrennt. Damit soll angedeutet werden, daß die Grenzen zwischen den einzelnen Maßnahmenklassen fließend sind.

Im Änderungsempfehlungsvordruck der Abbildung 48 sind die Ergebnisse der OWAS-Untersuchung zusammengetragen. Die Ver-

teilung der Maßnahmenklassen, bezogen auf die gesamte Körperhaltung mit Lastgewicht (Abbildung 47), wird im Vordruck über der Körperteilbewertung eingetragen (siehe Abbildung 48).

In Abbildung 49 ist das Ergebnis der OWAS-Körperteilbewertung für eine mit

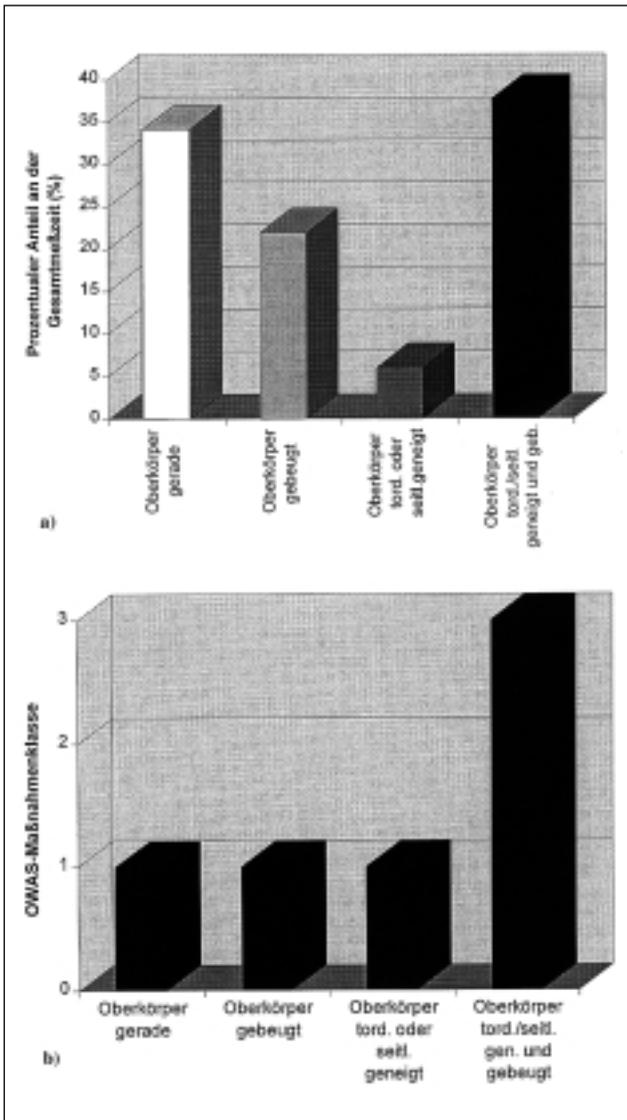


Abbildung 49:

a) OWAS-Oberkörperhaltungsauswertung für Praxismessung „Pflasterer“

b) zu Abbildung 49 a zugehörige OWAS-Maßnahmenklasseneinteilung

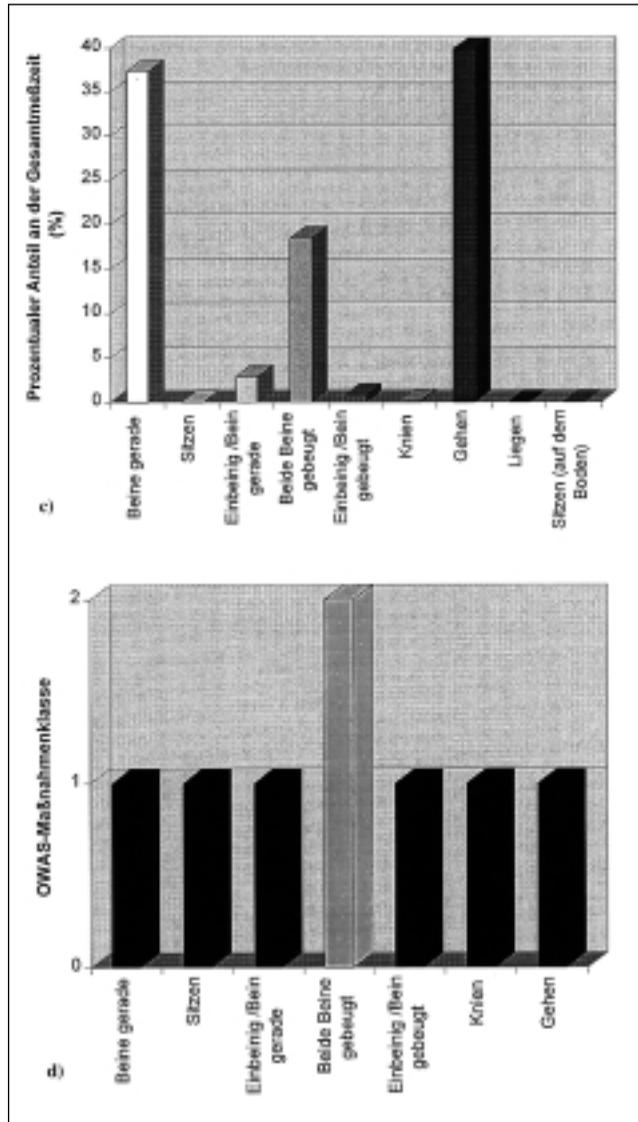


Abbildung 49:

c) OWAS-Beinhaltungsauswertung für Praxismessung „Pflasterer“

d) zu Abbildung 49 c) zugehörige OWAS-Maßnahmenklasseneinteilung

dem BIA-Meßsystem durchgeführte Praxis-messung im Baugewerbe („Pflasterer“) dar-gestellt.

Bei der Beurteilung der Tätigkeit fällt der verhältnismäßig hohe prozentuale Anteil der Körperhaltungen mit gebeugtem und tordier-tem Oberkörper auf (OWAS-Maßnahmen-klasse 3).

Insgesamt bietet die OWAS-Auswertungs-methode ein schnell durchführbares Ver-fahren zur Ermittlung von belastenden Arbeitshaltungen. Die Ergebnisse der OWAS-Untersuchung können zur Um-gestaltung des Arbeitsplatzes und/oder der Arbeitsorganisation herangezogen werden und dienen damit dem Gesund-heitsschutz des Menschen.

Die Entwicklung des in Kapitel 4 beschrie-benen Meßsystems erlaubt eine vollstän-dig automatisierte OWAS-Analyse. Neben der Meßdatenaufnahme, der Körperhal-tungs- und Lastgewichtserkennung läuft auch das in diesem Kapitel beschriebene Auswertungsverfahren rechnergestützt ab, so daß direkt nach Beendung der Messung eine komplette OWAS-Beurtei-lung der Tätigkeit vorliegt. Gegenüber der herkömmlichen OWAS-Methode, bei der ein Arbeitsplatzbeobachter für die Meßdatenerfassung ständig mit hoher Aufmerksamkeit anwesend sein muß und

allenfalls eine computerunterstützte Aus-wertung der Messung durchgeführt wird (siehe COWAS – Computerized OWAS, [54]), wird durch das entwickelte System ein erheblicher Fortschritt bezüglich des Zeit- und Personalaufwandes bei der Durchführung der arbeitswissenschaftlichen Studie erzielt.

Ein Nachteil der OWAS-Methode be-steht darin, daß lediglich statische Körper-haltungen erfaßt werden und die Körper-dynamik nicht in die Bewertung mitein-bezogen wird. Für die Beurteilung von be-rufsbedingten Wirbelsäulenbelastungen sind aber auch Körperbewegungen und Informationen über deren Dauer und Geschwindigkeit von besonderer Bedeu-tung. Des weiteren wird die Rumpfnei-gung, eine für die Beurteilung der Be-lastung der Wirbelsäule sehr wichtige Größe, bei OWAS nur sehr grob klassi-fiziert (Unterteilung in Oberkörper „gerade“ und „gebeugt“). Deswegen wurde die Aussagekraft der OWAS-Analyse für die Beurteilung von Wirbelsäulenbelastungen in einer Studie von Jäger in Frage gestellt [23]. Ergänzend wird daher im nächsten Kapitel eine biomechanische Berechnung zur Bestimmung der Kompressionskräfte, die auf eine Lendenwirbelsäulen-Band-scheibe wirken, durchgeführt, bei der die gemessene Körperdynamik berücksichtigt wird.

6.2 Biomechanische Modellrechnung zur Bestimmung der L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskräfte

6.2.1 Modellansätze

Bei der Beurteilung der Gesundheitsgefährdung für die Wirbelsäule sind die während der Ausführung einer Tätigkeit auf die Bandscheiben wirkenden Druckkräfte von besonderem Interesse. Eine direkte In-vivo-Messung des intradiskalen Drucks wurde bisher nur in wenigen Studien durchgeführt (z.B. [60, 61]). Dabei wird eine Nadel, auf der ein Drucksensor angebracht ist, in die Bandscheibe des Probanden eingeführt. Derartige Messungen sind zur Feststellung von berufsbedingten Wirbelsäulenbelastungen nicht geeignet. Neben dem hohen medizinisch-klinischen Aufwand sind sie auch aus ethischen Gründen für größere Studien mit hoher Probandenzahl nicht vertretbar.

Daher werden überwiegend Modellrechnungen zur Abschätzung der auf die Bandscheiben wirkenden Kompressionskräfte verwendet (siehe u.a. [54, 25, 18, 62, 63, 64, 65]).

Bei den Modellen handelt es sich um Kettenmodelle, in denen der menschliche Körper durch starre Kettenglieder, die über idealisierte Gelenke miteinander verbunden sind,

modelliert wird (siehe Kapitel 5). Die auf die Bandscheibe wirkende Kompressionskraft hängt von den Gewichts- und Dynamikkräften der Körperteile oberhalb der Bandscheibe ab. Das durch diese Kräfte verursachte Drehmoment, welches bezogen auf das Bandscheibenzentrum wirkt, wird von Muskeln kompensiert. Die zur Kompensation des Drehmoments benötigten Muskelkräfte wirken zusätzlich als Druckkraft auf die Bandscheibe. Daher ist neben der resultierenden Kraft auch die Kenntnis des an der Bandscheibe wirkenden Drehmoments für die Berechnung der Bandscheibenkompressionskräfte erforderlich.

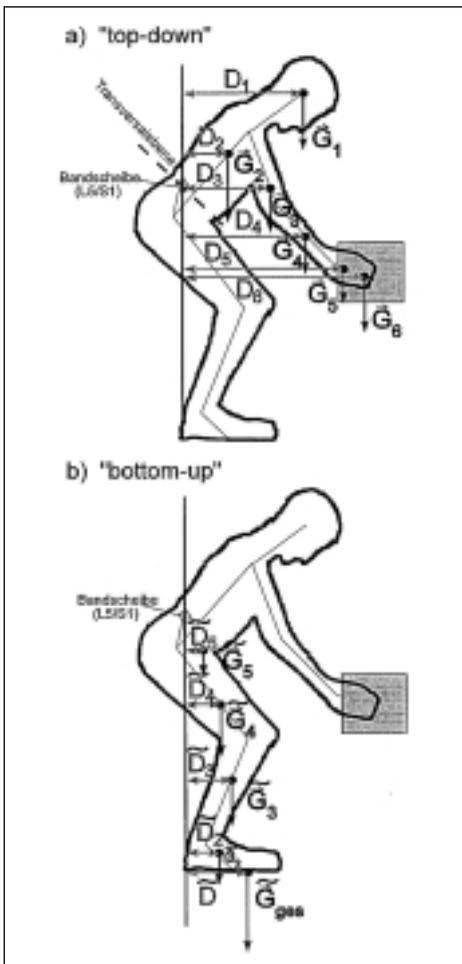
Zur Bestimmung dieses resultierenden Drehmoments gibt es prinzipiell zwei Ansätze („top-down“- und „bottom-up“-Modell), die in Abbildung 50 für den zweidimensionalen, statischen Fall veranschaulicht sind.

Das „top-down“-Modell berücksichtigt alle Körperteile oberhalb einer Schnittebene (Transversalebene¹) durch den Mittelpunkt der zu untersuchenden Bandscheibe (hier: lumbosakraler Übergang L5/S1). Im statischen Fall berechnet sich das am Ort des Bandscheibenzentrums wirkende Dreh-

¹ Die Ebenen der räumlichen Orientierung des Menschen und deren Bezeichnungen sind in der Anlage D dargestellt.

Abbildung 50:

- a): Statischer 2D-„top-down“-Modellansatz zur Berechnung des Drehmoments am Übergang L5/S1
- b): Statischer 2D-„bottom-up“-Modellansatz zur Berechnung des Drehmoments am Übergang L5/S1



moment $|\vec{M}_{L5/S1}TD|$ aus der Summe der Produkte von Körperteilgewichtskräften $|\vec{G}_i|$ oberhalb der Schnittebene und deren horizontalen Abständen D_i zum Bandscheibenmittelpunkt (siehe Abbildung 50 a):

$$|\vec{M}_{L5/S1}TD| = \sum_{\text{über alle Körperteile (i) oberhalb der Schnittebene durch L5/S1}} (D_i \cdot |\vec{G}_i|)$$

Gleichung 13: Berechnung des Drehmoments am lumbosakralen Übergang („top-down“-2D-Statik-Modell)

Im Gegensatz dazu fließen beim „bottom-up“-Modell (Abbildung 50 b) alle Körperteile unterhalb der durch das Bandscheibenzentrum verlaufenden Transversalebene bei der Berechnung des resultierenden Schnittmomentes $|\vec{M}_{L5/S1}BU|$ mit ein. Zur Bestimmung von $|\vec{M}_{L5/S1}BU|$ werden alle Drehmomentanteile der Körperteile unterhalb der Schnittebene vom „Gesamtmoment“ $(|\vec{G}_{ges}| \cdot \vec{D})$ abgezogen. Dabei ist der Hebelarm \vec{D} gleich dem horizontalen Abstand von Kraftangriffspunkt zum Bandscheibenzentrum. Beim BIA-Meßsystem kann die Meßgröße \vec{D} aus der Druckverteilungsmessung der Fußdrucksohlen gewonnen werden (siehe Kraftangriffspunkt, Abschnitt 4.2.3).

Es gilt:

$$|\vec{M}_{L5/S1}BU| = \vec{D} \cdot |\vec{G}_{ges}| - \sum_{\text{über alle Körperteile (i) unterhalb der Schnittebene durch L5/S1}} (\vec{D}_i \cdot |\vec{G}_i|)$$

Gleichung 14: Berechnung des Drehmoments am lumbosakralen Übergang („bottom-up“-2D-Statik-Modell)

Prinzipiell liefern beide Modellansätze für die Berechnung des am Ort der Bandscheibe wirkenden Momentes dieselben Ergebnisse [66]. Das „bottom-up“-Modell ist für die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Meßanordnung besser zur Momentvorhersage geeignet, da das BIA-Meßsystem die Bewegung der Arme z.Z. noch nicht erfaßt (siehe Kapitel 4). Im folgenden Abschnitt 6.2.2 wird daher ein auf die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Meßanordnung adaptiertes dynamisches „bottom-up“-Modell vorgestellt, mit dem eine Vorhersage des Reaktionsmomentes am lumbosakralen Übergang (L5/S1) möglich wird. Diese Vorhersage wird in Abschnitt 6.2.3 zu einer Berechnung der Kompressionskraft, die auf die L5/S1-Bandscheibe wirkt, herangezogen.

6.2.2 „Bottom-up“-Modell zur Berechnung der externen Bandscheibenbelastung des lumbosakralen Übergangs

Die Ergebnisse mehrerer medizinischer Studien zeigen, daß das Verletzungsrisiko für die untersten beiden Bandscheiben L4/L5 und L5/S1 am höchsten ist (z.B. [67, 68, 69, 70]). Insbesondere die Beanspruchung des lumbosakralen Übergangs L5/S1, der bei der Handhabung von Lasten im Vergleich zur Lage der anderen Bandscheiben dem größten Hebelarm bezüglich des Lastschwer-

punktes ausgesetzt ist, wird oft als repräsentative Größe der Wirbelsäulenbelastung herangezogen [49]. Daher bezieht sich die folgende Modellrechnung zur Bestimmung von auf die Bandscheibe wirkenden Kräften und Momenten speziell auf den lumbosakralen Übergang L5/S1.

In Abbildung 51 ist das verwendete „bottom-up“-Modell, welches zur Bestimmung der an der L5/S1-Bandscheibe wirkenden Reaktionsmomente und -kräfte herangezogen wird, dargestellt. Es entspricht dem in der Abbildung 37 (Abschnitt 5.3) dargestellten Kettenmodell unterhalb einer Schnittebene durch den lumbosakralen Übergang (Gelenkpunkt P_5).

Für die an den Gelenkpunkten P_i wirkenden Reaktionskräfte \vec{R}_i gelten die in den Gleichungen 8 a) bis g) aufgestellten Schwerpunktsätze (Abschnitt 5.3). Zur Bestimmung der Reaktionsmomente \vec{M}_i wird bei jedem Kettenglied der Drehimpulssatz (Gleichung 7, Abschnitt 5.2) angewendet. Es gilt Gleichung 15.

Das Reaktionsmoment ($\vec{M}_5 = \vec{M}_{L5/S1}$) des Gelenkpunktes P_5 wird durch Ineinandersetzen der Gleichungen 15 a) bis d) ermittelt. Dies führt zu Gleichung 16 (siehe Seite 88).

Im statischen Fall ($\dot{\vec{a}}_{Si} = \vec{0}$, $\vec{\omega}_i = \vec{0}$, \vec{R}_{FussR}
 $\vec{R} + \vec{R}_{FussL} = -\vec{G}_{ges}$) entspricht Gleichung 16

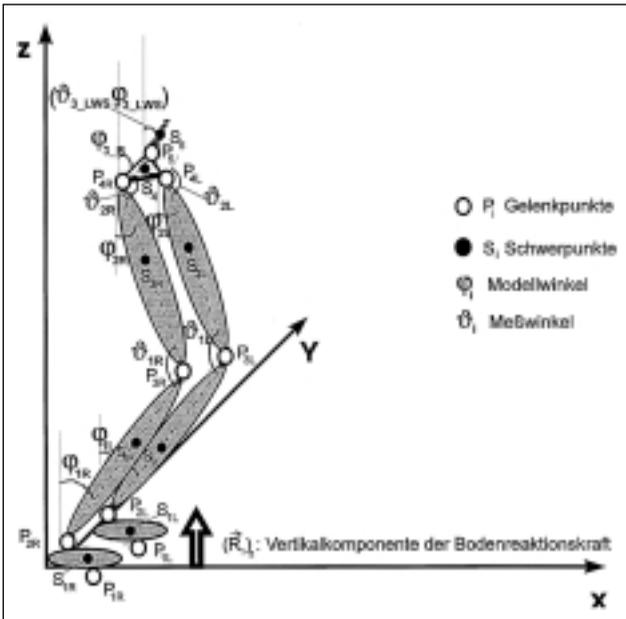


Abbildung 51:
 Bottom-up-Modell zur
 Berechnung der externen
 Belastung am lumbosakralen
 Übergang L5/S1,
 Bezeichnungen und Abkürzungen
 siehe Abschnitt 5.3

$$\begin{aligned}
 a) & \left[(\vec{\omega}_{\text{L5/S1}} \cdot \vec{\omega}_{\text{L5/S1}}) = -\dot{M}_2 + (\vec{S}_1 \vec{P}_1 \times \vec{R}_1) + (\vec{S}_2 \vec{P}_2 \times (-\vec{R}_2)) \right]_{\text{L5}} \\
 b) & \left[(\vec{\omega}_{\text{L4/L5}} \cdot \vec{\omega}_{\text{L4/L5}}) = \dot{M}_2 - \dot{M}_3 + (\vec{S}_2 \vec{P}_2 \times \vec{R}_2) + (\vec{S}_3 \vec{P}_3 \times (-\vec{R}_3)) \right]_{\text{L4}} \\
 c) & \left[(\vec{\omega}_{\text{L3/L4}} \cdot \vec{\omega}_{\text{L3/L4}}) = \dot{M}_2 - \dot{M}_4 + (\vec{S}_2 \vec{P}_2 \times \vec{R}_2) + (\vec{S}_4 \vec{P}_4 \times (-\vec{R}_4)) \right]_{\text{L3}} \\
 d) & \left[(\vec{\omega}_{\text{L2/L3}} \cdot \vec{\omega}_{\text{L2/L3}}) = \dot{M}_{\text{L5/S1}} + \dot{M}_{\text{L4}} - \dot{M}_3 + (\vec{S}_3 \vec{P}_3 \times \vec{R}_3)_x + (\vec{S}_4 \vec{P}_4 \times \vec{R}_4)_y + (\vec{S}_4 \vec{P}_4 \times (-\vec{R}_4))_z \right]
 \end{aligned}$$

Index BL: rechts, links

\vec{R}_{BL} : gemessene Bodenreaktionskraft (rechter, linker Fuß)

\vec{R}_i : Gelenkreaktionskräfte, siehe Gleichungen 5.5, Kapitel 5.3

\dot{M}_i : Reaktionsmomente

$\vec{\omega}_i$: Winkelgeschwindigkeit

$\vec{S}_i \vec{P}_i$: Vektor vom Schwerpunkt des Kettenglieds (i) zum Gelenkpunkt P_i

θ_{BL} : Trägheitsmoment des Kettenglieds (i)

Gleichung 15:
 Drehimpulssatz für
 jedes Kettenglied

6 Bewertung der Meßdaten

$$\begin{aligned}
 \vec{M}_5 = \vec{M}_{(L5/S1)} &= \sum_{i=1}^5 \left[\overline{S_i P_i} \times \vec{R}_i \right]_x + \left(\overline{S_i P_i} \times \vec{R}_i \right)_z + \left(\overline{S_i P_{i+1}} \times (-\vec{R}_{i+1}) \right)_x + \left(\overline{S_i P_{i+1}} \times (-\vec{R}_{i+1}) \right)_z \\
 &+ \left[\overline{S_i P_i} \times \vec{R}_i \right]_x + \left(\overline{S_i P_i} \times \vec{R}_i \right)_z + \left(\overline{S_i P_i} \times (-\vec{R}_i) \right)_x \\
 &- \sum_{i=1}^5 \left[\overline{\Theta_{L5/S1}} \cdot \vec{\omega}_i \right] \\
 &= \vec{P}_1 \vec{P}_2 \\
 \text{Gleichung 8} \\
 \text{abgeleitet} &= - \left(\overline{P_1 P_2} + \overline{P_2 P_3} + \overline{P_3 P_4} + \overline{P_4 P_5} \right)_x \times \vec{R}_{L5/S1} - \left(\overline{P_1 P_2} \right)_z \times \vec{R}_{L5/S1} \\
 &- \sum_{i=1}^5 \left[\overline{\Theta_{L5/S1}} \cdot \vec{\omega}_i + \left(\overline{G_i} - m_i \cdot \vec{\omega}_i \right) \right]
 \end{aligned}$$

Gleichung 16:
Drehimpulsatz für
jedes Kettenglied

dem „bottom-up“-Modellansatz von Gleichung 14 (siehe Abschnitt 6.2.1).

Wird der Einfluß von Beschleunigungskräften vernachlässigt ($\vec{a}_{S_i} = \vec{0}$ und $\vec{\omega}_i = \vec{0}$), die Dynamik der Bodenreaktionskraftmessung aber mitberücksichtigt, so spricht man von einem „quasi-statischen“ Ansatz [71]. Dieser liefert bereits eine sehr gute Näherung bei der Berechnung des Drehmoments $\vec{M}_{L5/S1}$ [72, 73].

Da die Körperteilbeschleunigungen bei der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Meßanordnung registriert werden, werden sie auch in den weiteren Berechnungen berücksichtigt.

Mit Hilfe der Gleichungen 16 und 8 ist es somit möglich, die externe Belastung (Kraft und Drehmoment) auf der Höhe des lumbosakra-

len Übergangs L5/S1 zu bestimmen. Um im nächsten Schritt eine Aussage über die Bandscheibenkompressionskräfte machen zu können, müssen die Muskelgruppen, die eine Kompensation des am Ort der Bandscheibe wirkenden externen Drehmoments bewirken, mit einbezogen werden.

6.2.3 Beanspruchung der Bandscheibe L5/S1

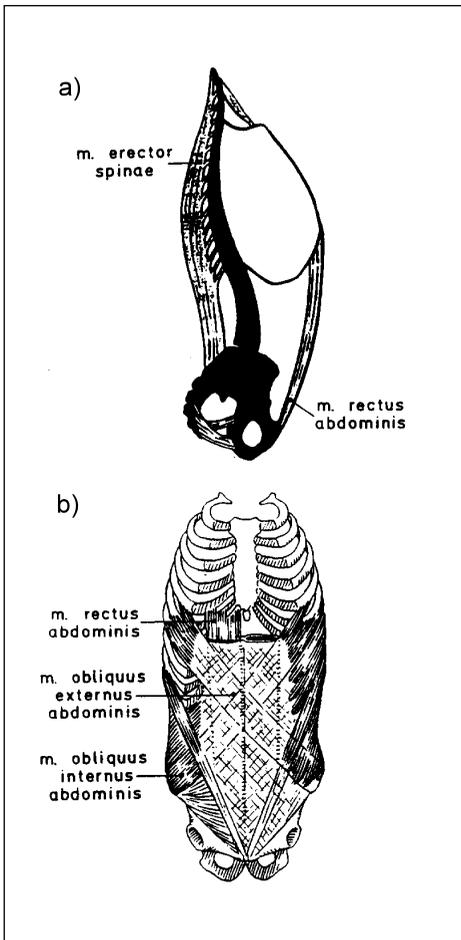
An der Kompensation der Drehmomente, die durch die Gewichtskräfte und Bewegungen der Körperteile und gehandhabten Lasten am Ort der Lendenwirbelsäulen-Bandscheiben wirken, ist im wesentlichen die Rücken- und Bauchmuskulatur beteiligt.

In Abbildung 52 ist die anatomische Lage folgender Muskeln der Rücken- und Bauchmuskulatur dargestellt:

Abbildung 52:

a): Lage der Rumpfmuskulatur in Höhe der Lendenwirbelsäule in Seitenansicht, aus [74], zitiert nach [30]

b): Lage der Rumpfmuskulatur in Höhe der Lendenwirbelsäule in Frontalansicht, aus [75], zitiert nach [30]



- ❑ *musculus erector spinae* (Rückenstrecker Muskel): Die linken und rechten „*erector spinae*“-Muskelgruppen verlaufen parallel zur Wirbelsäule (siehe Abbildung 52a).
- ❑ *musculus obliquus externus abdominis* (äußerer Teil der schrägen Bauchmuskeln),
- ❑ *musculus obliquus internus abdominis* (innerer Teil der schrägen Bauchmuskeln), (jeweils linke und rechte Gruppe): Bei der schrägen Bauchmuskulatur ist jeweils der äußere Anteil der einen Seite mit dem inneren Anteil der anderen Seite verbunden. Dadurch entsteht ein in bezug auf die Körperlängsachse schräg verlaufender Muskelzug, welcher insbesondere bei tordierten Oberkörperhaltungen aktiviert ist (siehe Abbildung 52b).
- ❑ *musculus rectus abdominis* (gerader Bauchmuskel): Die beiden Muskelstränge des *musculus rectus abdominis* befinden sich unterhalb der schrägen Bauchmuskulatur und verlaufen parallel zur Körperlängsachse (siehe Abbildungen 52a und 52b)

Die in Abbildung 52a) und b) dargestellten Muskelgruppen stellen nur einen Teil der bei der Drehmomentkompensation beteiligten Muskeln dar. Insgesamt muß sich die Summe

6 Bewertung der Meßdaten

aller Drehmomente \vec{M}_i , die auf das Bandscheibenzentrum wirken, aufheben:

$$\sum_i \vec{M}_i = \vec{0}$$

Gleichung 17: Die Summe aller Drehmomente \vec{M}_i , die auf das Bandscheibenzentrum wirken, hebt sich auf.

Unter der vereinfachenden Annahme, daß nur Muskeln an der Kraftübertragung auf die Bandscheibe L5/S1 beteiligt sind und die Kräfte in Weichgeweben wie Bändern, Haut, Nerven etc. vernachlässigt werden [18], besteht Gleichung 17 aus folgenden Summanden:

$$(\vec{M}_{L5/S1})_{\text{extern}} + \sum_{k=1}^n [\vec{r}_{Lk} \times \vec{F}_{Lk}] = \vec{0}$$

mit:
 $(\vec{M}_{L5/S1})_{\text{extern}}$: externes Moment, siehe Kapitel 6.2.2
 n : Anzahl der an der Kompensation beteiligten Muskeln
 r_{Lk} : Hebelarm des k-ten Muskels bzgl. des (L5/S1)- Bandscheibenzentrums
 F_{Lk} : Muskelkraft des k-ten Muskels

Gleichung 18: Muskelkompensation des externen Drehmoments

In Gleichung 18 wird das durch Körperteile und manipulierte Last an der Bandscheibe wirkende Moment $(\vec{M}_{L5/S1})_{\text{ausser}}$ über Kettenmodellrechnungen bestimmt (siehe Abschnitt 6.2.2). Die Länge der Hebelarme der an der Kompensation beteiligten Muskeln

können der Literatur entnommen werden (Computer-Tomographie-Untersuchungen, siehe z.B. [76]). Die zeitabhängigen Muskelkräfte \vec{F}_{Mk} in Gleichung 18 sind jedoch unbekannt.

Werden bei der Drehmomentkompensation mehrere Muskeln berücksichtigt ($m > 1$), so ist Gleichung 18 unterbestimmt, d.h., es stehen weniger Gleichungen als Unbekannte zur Verfügung. Zur Lösung von Gleichung 18 muß daher entweder die Anzahl der kraftübertragenden Strukturen reduziert werden (z.B. Reduzierung auf die *erector-spinae*-Muskeln), oder eine Auswahl von geeigneten Nebenbedingungen muß hinzugezogen werden. Diese Nebenbedingungen können sowohl auf physiologischen Annahmen beruhen – wie z.B., daß Muskelkräfte Zugkräfte sind und daher positiv und daß das zentrale Nervensystem die Muskeln derart aktiviert, daß die Summe der Muskelkräfte minimal wird (siehe z.B. [54, 77, 78]) – als auch aus der Messung der elektrischen Muskelaktivität (Elektromyogramm, EMG) gewonnen werden (z.B. [18]).

Bei der Erregung eines Muskels breitet sich entlang der Muskelfaser ein elektrisches Signal (Aktionspotential) als Erregungsfront aus. Aufgrund der Potentialunterschiede zwischen dem erregten und dem nicht erregten Teil der Faser kommt es zu einem Stromfluß. Zur Registrierung der Muskelaktivität werden

bei der Elektromyographie daher Oberflächenelektroden mit Klebefolie auf der Haut über dem zu untersuchenden Muskel befestigt.

Dieses Meßverfahren hängt stark vom Ort der Anbringung der Elektroden und deren Hautkontakt ab, so daß es sehr anfällig gegenüber Schweißbildung und Verrutschen der Elektroden auf der Haut ist. Es schien daher für die mit dem BIA-System geplanten Messungen unter rauen Praxisbedingungen nicht geeignet.

Um den Rechenaufwand zunächst gering zu halten, wurde ein Ein-Muskelkompensationsansatz (*erector-spinae*-Kompensation) gewählt. Bei symmetrischen Bewegungen stellt dieser eine gute Näherung dar [49]. Ferner lieferte dieser beim biomechanischen Modell von *Deuretzbacher* und *Rehder* [79] beim Vergleich zwischen den mittels Modell vorhergesagten und in vivo gemessenen Bandscheibendrücken [80] für verschiedene statische Körperhaltungen eine gute quantitative Übereinstimmung.

In Abbildung 53 (siehe Seite 92) ist die Wirkungsweise der Drehmomentkompensation durch den *erector-spinae*-Muskel anschaulich dargestellt.

Der Hebelarm H des Muskels zum Bandscheibenmittelpunkt in der Sagittalebene wird in

der Literatur mit einer Länge zwischen 5,5 cm und 7 cm angegeben ([81, 82] u.a.). In den folgenden Rechnungen wurden die Ergebnisse einer CT-Studie von *Nemeth* und *Ohlsen* verwendet [83]:

H (Männer): (71 ± 2) mm

H (Frauen): (65 ± 2) mm

Unter Verwendung des Ein-Muskel-Kompensationsmodells reduziert sich Gleichung 18 zu (m = 1 in Gleichung 18):

$$(\bar{M}_{L5/S1})_{\text{extern}} + [\vec{r}_{L5} \times \vec{F}_{ES}] = \vec{0}$$

mit:

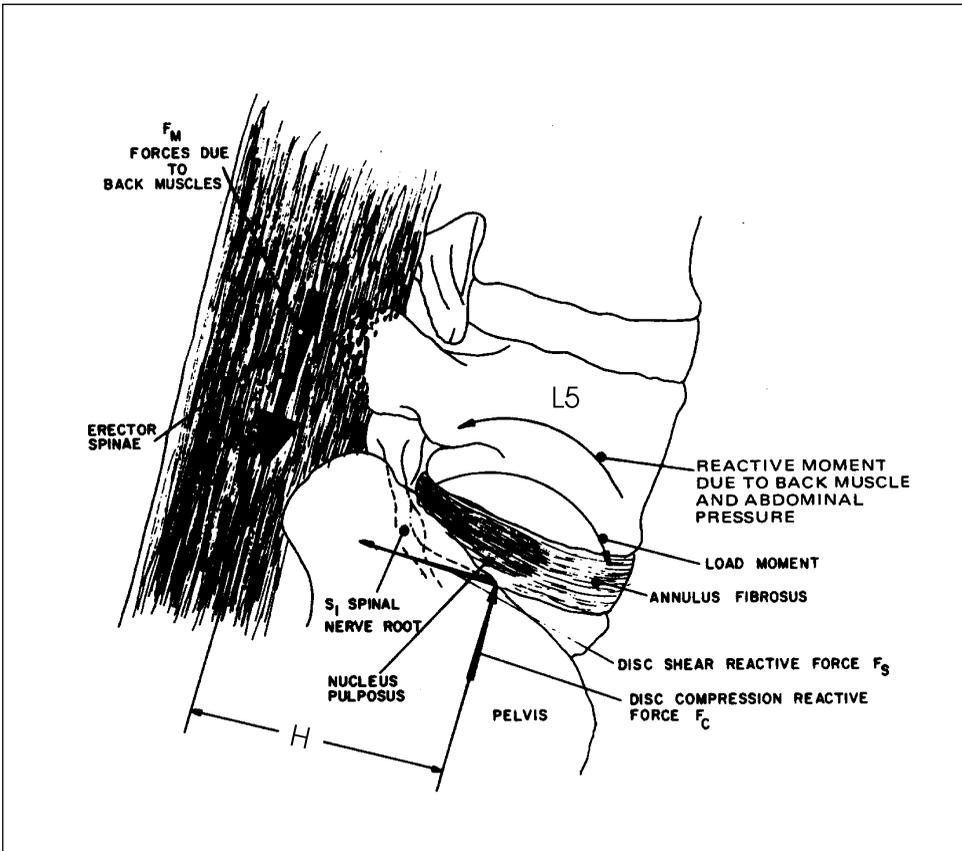
- \vec{r}_{L5} : Hebelarm der *erector-spinae*-Muskeln bezgl. des (L5/S1)- Bandscheibenmittelpunkts
- \vec{F}_{ES} : Muskelkraft der *erector-spinae*-Muskeln

Gleichung 19: Ein-Muskelkompensation (*erector-spinae*-Muskel) des externen Drehmoments

Einige Modellrechnungen (z.B. [65, 54]) berücksichtigen bei der Aufstellung der Momentensumme die entlastende Wirkung des Bauchrauminnendrucks (Intraabdominaldruck). Bei dieser sogenannten „Bauchpresse“ wird der Inhalt der Bauch- und Beckenhöhle durch Anspannung der Wandmuskulatur im unteren Teil des Rumpfes unter Druck gesetzt, was eine Entlastung der Wirbelsäule zur Folge hat [54]. Die Messung des Intraabdominaldrucks kann mit Hilfe einer präparierten Kapsel, die mit einem Drucksensor und einem Sender versehen ist und

6 Bewertung der Meßdaten

Abbildung 53:
Kompensation des äußeren Drehmoments durch den „erector-spinae“-Muskel, aus [49]



vom Probanden geschluckt wird, erfolgen. Durch systematische Druckmessungen wurde für die Abdominalkraft, die aus dem Bauchrauminnendruck und der Fläche des Zwerch-

fels berechnet wird, ein empirisch begründeter Zusammenhang gefunden [49, 54]. Über den wirksamen Hebelarm \vec{r}_{Abdom} bezüglich der Wirbelsäule wird die Abdominal-

kraft \vec{F}_{Abdom} in ein abdominales Moment \vec{M}_{Abdom} umgerechnet.

$$|\vec{F}_{Abdom}| = 10^{-3} \cdot (20,39 - 0,2206 \cdot \theta) \cdot (|\vec{M}_{H\ddot{u}ft}|)^{1/3}$$

$$\vec{M}_{Abdom} = F_{Abdom} \times \vec{F}_{Abdom}$$

mit:

- F_{Abdom} : Kraft infolge des Abdominaldrucks [N], die Richtung von F_{Abdom} wird kopfwärts, parallel zur Körperlängsachse angenommen
- θ : Sagittaler Hüftwinkel
- $\vec{M}_{H\ddot{u}ft}$: Moment in der Sagittalebene um die Hüfte erzeugt durch oberhalb liegende Körperanteile und die gehandhabten Lasten
- \vec{M}_{Abdom} : Moment infolge des Abdominaldrucks, es besitzt eine stützende Wirkung für die Wirbelsäule in der Sagittalebene
- F_{Abdom} : Hebelarm der Abdominalkraft bezüglich der Bandscheibe L5/S1

Gleichung 20: Empirisch begründeter Zusammenhang zur Bestimmung der Abdominalkraft/Von Abdominalmomenten

Wird der Bauchrauminnendruck in Gleichung 19 berücksichtigt, so erhält man:

$$(\vec{M}_{L5/S1})_{ext} + [\vec{r}_{L5} \times \vec{F}_{L5}] + \vec{M}_{Abdom} = \vec{0}$$

Gleichung 21: Momentengleichung 19 unter Berücksichtigung des Abdominalmoments, Berücksichtigung siehe Gleichung 19 und 20

Mittels Gleichung 21 kann nun die „erector spinae“-Muskelkraft \vec{F}_{ES} bestimmt werden. Die Kraft $\vec{F}_{L5/S1}$, welche auf die lumbosakrale Bandscheibe L5/S1 wirkt, berechnet sich dann wie folgt:

$$\vec{F}_{L5/S1} = -\vec{R}_2 + \vec{F}_{L5} + \vec{F}_{Abdom}$$

mit

- \vec{R}_2 : L5/S1-Bandscheibenreaktionskraft

Gleichung 22: Die auf die Bandscheibe L5/S1 wirkende Kraft $\vec{F}_{L5/S1}$

$\vec{F}_{L5/S1}$ wird bezüglich eines körperbezogenen Koordinatensystems, dessen Ursprung im lumbosakralen Bandscheibenzentrum liegt, beschrieben (siehe Abbildung 54a, siehe Seite 94). Wegen der Neigung der Bandscheibe in der Sagittalebene wird zur Berechnung der Bandscheibenkompressionskräfte das körperbezogene Koordinatensystem (u,v,w) um den Neigungswinkel α gekippt (r,s,t-System), so daß die Bandscheibenkompressionskraft F_{Komp} der t-Komponente von $\vec{F}_{L5/S1}$ entspricht [54] (siehe Abbildung 54 b).

$$F_{Komp} = (\vec{F}_{L5/S1})_t$$

Gleichung 23: L5/S1-Bandscheibenkompressionskraft

In Abbildung 55 (siehe Seite 94) ist die berechnete Kompressionskraft F_{Komp} des lumbosakralen Übergangs L5/S1 für den Ausschnitt einer Bewegung dargestellt. Die Körperhaltungen und gehandhabten Lastgewichte werden durch entsprechende Piktogramme über dem Kompressionskraftgraphen verdeutlicht.

Bei statischen Körperhaltungen entsprechen die vorhergesagten Bandscheibenkompressionskräfte in der Größenordnung den von Nachemson gemessenen [60]. Die Abbildung 55 verdeutlicht, daß neben der Masse der gehandhabten Last die Körperhaltung bei der Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule eine gleichberechtigte Rolle spielt.

6 Bewertung der Meßdaten

Die in diesem Kapitel vorgestellten Verfahren werden im folgenden Kapitel für die Bewertung von Praxismessungen, die mit dem BIA-System durchgeführt wurden, verwendet.

Abbildung 54:

- a): Körperbezogenes Koordinatensystem, aus [54]
- b): Auf die Neigungsebene der Bandscheibe bezogenes Koordinatensystem, aus [54]

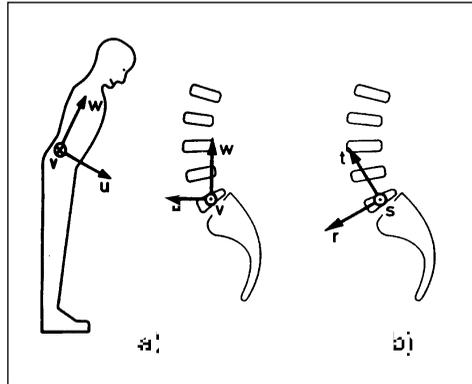
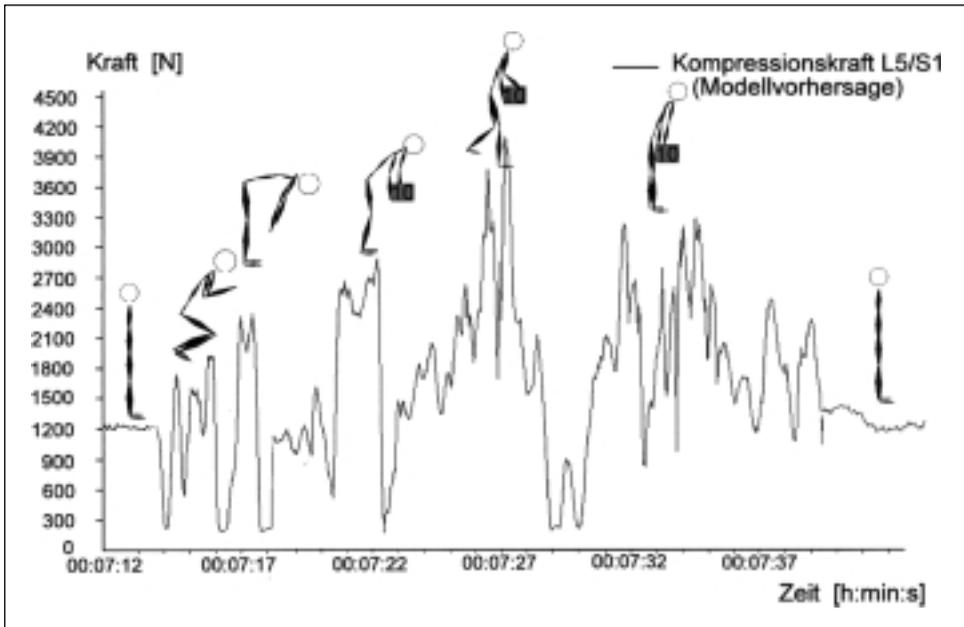


Abbildung 55:
Vorhersage der L5/S1-Bandscheibenkompressionskräfte



7 Praxismessungen

7.1 Praxiseinsatz des Meßsystems in unterschiedlichen Tätigkeitsfeldern

Zum Nachweis der Praxistauglichkeit wurde das in Kapitel 4 beschriebene Meßsystem in unterschiedlichen Tätigkeitsfeldern unter Praxisbedingungen eingesetzt. Primäres Ziel der Messungen war die Überprüfung der Funktionstüchtigkeit des Meßsystems. Die Untersuchungen wurden in Zusammenarbeit mit den zuständigen Berufsgenossenschaften durchgeführt. Die folgenden vier Tätigkeiten, die durch ein erhöhtes Gesundheitsrisiko für die Wirbelsäule bei den Berufsgenossenschaften aufgefallen waren, wurden analysiert:

Tätigkeit 1:

Pflasterer, Baugewerbe
(siehe Abbildung 56a/b)

Proband:

männlich, Alter: 25 Jahre, Körpergröße: 1,85 m, Körpergewicht: 74 kg, Arbeits-
erfahrung: 2 Jahre

Tätigkeit:

Während der Messung wurde ein Fußweg angelegt. Die Tätigkeit bestand im wesent-

lichen aus dem Verlegen von Pflastersteinen (Gewicht: ca. 5 kg) und den zugehörigen Vorbereitungen (Schaffung eines ebenen Kiesuntergrundes; Körperhaltung siehe Abbildung 56a/b).

Messung:

Dauer: 2 Stunden, nur Körperhaltungsmessung, ohne Einsatz der Fußdruckmeßsohlen.

Tätigkeit 2:

Maurer, Baugewerbe (siehe Abbildung 56c)

Proband:

männlich, Alter: 38 Jahre, Körpergröße: 1,76 m, Körpergewicht: 85 kg, Arbeits-
erfahrung: über 10 Jahre

Tätigkeit:

Auf einer Großbaustelle wurde eine Innenwand in einem Bürogebäude vom Bodenniveau bis auf eine Höhe von ca. 1,70 m gemauert. Dabei wurden Kalksandsteine mit einem Gewicht von ca. 8 kg vermauert.

Messung:

Dauer: 1,5 Stunden, nur Körperhaltungsmessung, ohne Einsatz der Fußdruckmeßsohlen.

7 Praxismessungen

Tätigkeit 3:

Waldarbeiter, Forstwirtschaft
(siehe Abbildung 56d)

Proband:

männlich, Alter: 19 Jahre, Körpergröße:
1,74 m, Körpergewicht: 69 kg, Auszu-
bildender

Tätigkeit:

In einem dicht bewachsenen Waldstück
(Hanglage) wurden geschädigte Bäume, die
bereits vorher markiert waren, mit einer Ket-
tensäge gefällt und entastet.

Messung:

Dauer: 8,5 Stunden (inklusive Arbeitspau-
sen), Messung der Körperhaltung und der
Herzschlagfrequenz. Die Herzschlagfre-
quenzmessung wurde mit einem kommer-
ziellen Meßsystem der Firma Polar durchge-
führt. Es gibt Aufschluß über die Arbeits- und
die Ruhephasen während des Meßtages.
In einem Vorversuch hielt das Fußdruck-
meßsystem den rauen Bedingungen nicht
stand und wurde daher nicht eingesetzt.

Tätigkeit 4:

Lagerist in einem Getränkelager
(siehe Abbildung 56e)

Proband:

männlich, Alter: 25 Jahre, Körpergröße:
1,92 m, Körpergewicht: 80 kg, Arbeits-
erfahrung: erst 3 Monate

Tätigkeit:

Die Messung fand in einem großen Getränke-
lager statt. Die Tätigkeit des Probanden be-
stand darin, vorbestellte Getränkekisten im
Lager auf Paletten zu verladen und diese für
den LKW-Abtransport bereitzustellen.

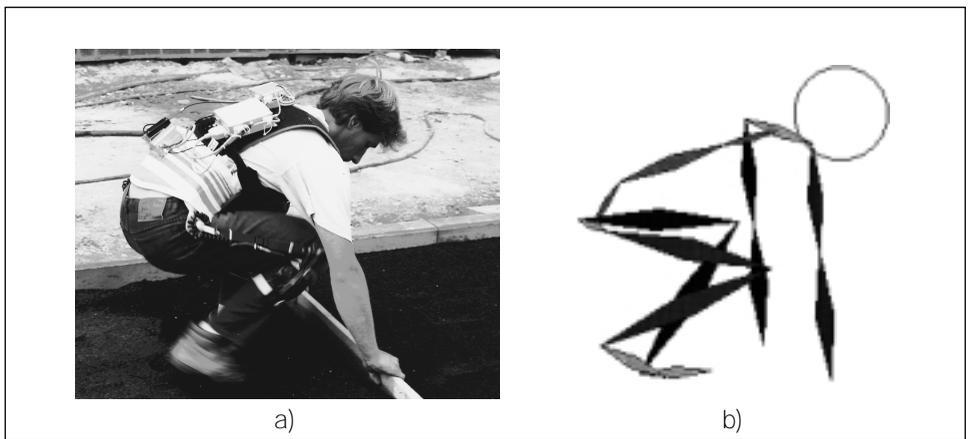
Messung:

Dauer: 2 ca. einstündige Messungen, Mes-
sung der Körperhaltung und der Bodenreak-
tionskraft.

Das Körperhaltungssystem erfüllte bei allen
Praxismessungen die in Abschnitt 3.3 gefor-
derten Anforderungen:

Die Winkelsensoren und deren Anbringung
auf der jeweiligen Arbeitskleidung hielt auch
den rauhesten Praxisbedingungen stand. Eine
Analyse von ortsveränderlichen Arbeitsplät-
zen war über eine Meßzeit von über acht
Stunden (beim Waldarbeiter) möglich. Die
Probanden fühlten sich durch die Meßappa-
ratur in der Ausübung ihrer Tätigkeit nicht be-
hindert und gaben an, am Meßtag ein „nor-
males Arbeitspensum“ absolviert zu haben.

Abbildung 56 a/b:
Praxismessung „Pflasterer“ und zugehörige Vektormann-darstellung (siehe Abschnitt 4.5.2)



Die Körperhaltungen der Probanden wurden bei allen Messungen mit Videokameras begleitend gefilmt. Ein späterer Vergleich des Videofilms mit der „Vektormann-darstellung“ der Meßdaten (siehe Abschnitt 4.5.2 und Abbildung 56b) ergab eine gute Übereinstimmung.

Das Fußdruckmeßsystem war als personenbezogenes Meßsystem erst bei den letzten beiden Messungen (Waldarbeiter und Lagerist) einsatzbereit. Bei der Waldarbeiter-Messung hielten die Steckverbindungen der ursprünglich für die Orthopädie entwickelten Druckmeßsohlen den rauen

Abbildung 56 c:
Praxismessung „Maurer“



7 Praxismessungen

Abbildung 56 d:
Praxismessung „Waldarbeiter“



Abbildung 56 e:
Praxismessung „Getränkelagerist“



Versuchsbedingungen nicht stand, so daß das Fußdruckmeßsystem bei der Acht-Stunden-Messung nicht eingesetzt werden konnte. Im Getränkelager wurde die Bodenreaktionskraftmessung jedoch synchron zur Körperwinkelmessung durchgeführt. Insgesamt besteht für den Einsatz der Druckmeßsohlen unter Praxisbedingungen noch Entwicklungsbedarf.

Die Auswertung der Meßdaten erfolgte mit den in Kapitel 6 beschriebenen Methoden.

Die Ergebnisse sind in den folgenden Kapiteln dargestellt.

7.2 Auswertung der Praxismessungen

7.2.1 Ergebnisse der OWAS-Analyse für die Messungen im Baugewerbe und in der Forstwirtschaft

Die Messungen im Baugewerbe und in der Forstwirtschaft wurden ohne Fußdruckmeß-

system durchgeführt (siehe Abschnitt 7.1). Daher wird in der folgenden OWAS-Auswertung das gehandhabte Lastgewicht als kleiner 10 kg angenommen. Bei der Pflasterer- und Maurer-Tätigkeit ist diese Annahme weitestgehend gerechtfertigt, während bei der Waldarbeitertätigkeit die einwirkenden externen Kräfte berücksichtigt werden sollten. Die Armhaltungen, welche vom BIA-Meßsystem nicht erfaßt werden, wurden bei allen Messungen der OWAS-Klassifikation „beide Arme unter Schulterniveau“ zugeordnet. Diese Vereinfachung stellt für alle Messungen (nach einem Vergleich mit den zugehörigen Videofilmen der Tätigkeit) eine sehr gute Näherung dar.

Die Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Pflasterer-Tätigkeit wurden bereits in den Abbildungen 29 (Abschnitt 4.5.3), 47 und 49 (Abschnitt 6.1) dargestellt. Für die Messung der Maurer-Tätigkeit sind die Ergebnisse der OWAS-Analyse in Abbildung 57 zusammengestellt.

Bei den Häufigkeitsverteilungen der OWAS-Maßnahmenklassen, welche auf die gesamte Körperhaltung bezogen sind (Pflasterer: Abbildung 47, Maurer: Abbildung 57b), liegt der Anteil der unbedenklichen Körperhaltungen (OWAS-Maßnahmenklasse 1 und 2) für beide Tätigkeiten in der gleichen Größenordnung.

	Pflasterer	Maurer
Maßnahmenklasse 1	39,2 %	40,9 %
Maßnahmenklasse 2	43,0 %	47,6 %
Summe	82,2 %	88,5 %

Bei der Pflasterer-Tätigkeit ergibt sich der Anteil der gesundheitsgefährdenden Körperhaltungen (OWAS-Maßnahmenklassen 3 und 4) hauptsächlich aus den Arbeiten in der Hocke mit vorgebeugtem Oberkörper (OWAS-Maßnahmenklasse 3, insgesamt 11,8 %) und den Tätigkeiten mit gebeugter Beinhaltung bei gleichzeitig vorgebeugtem und tordiertem Oberkörper (OWAS-Maßnahmenklasse 4, insgesamt 5,7 %). Der Anteil an der Gesamtmeßzeit, in dem beide Beine gebeugt sind, ist bei der Maurertätigkeit geringer (10,2 % gegenüber 18 %). Dafür ist der Zeitanteil der Arbeitshaltungen mit tordiertem und vorgebeugtem Oberkörper beim Maurer höher (40,9 % gegenüber 38,1 %), so daß der prozentuale Anteil der Körperhaltungen des Maurers, die der OWAS-Maßnahmenklasse 4 zugeordnet werden, über dem entsprechenden des Pflasterers liegt (9,1 % gegenüber 5,7 %).

Sowohl die OWAS-Maßnahmenklassenverteilung der Beinhaltungen als auch die der Oberkörperhaltungen sind für beide

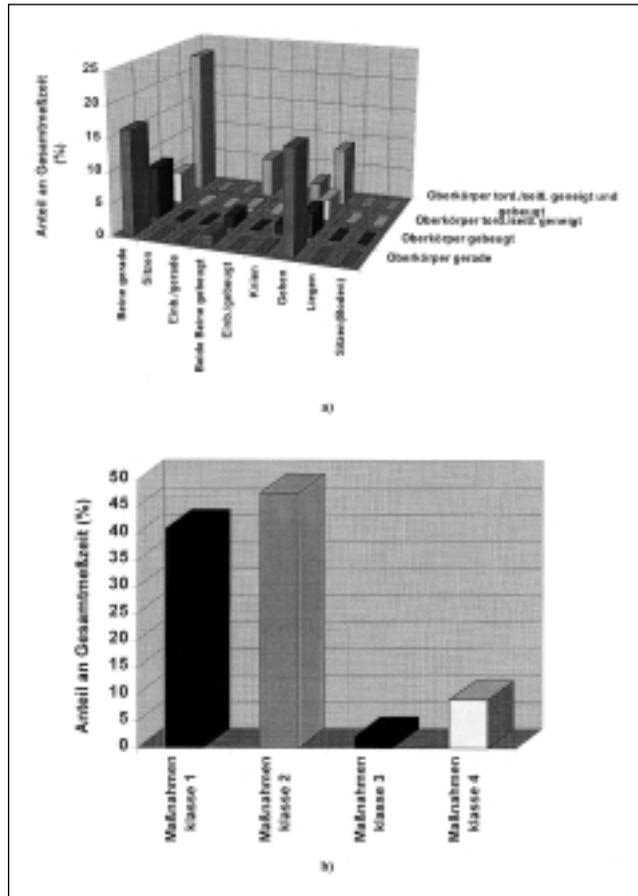


Abbildung 57:

a): Häufigkeitverteilung der OWAS-Körperhaltungen für die Praxismessung „Maurer“

b). Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen, bezogen auf die gesamte Körperhaltung

Tätigkeiten identisch (vgl. Abbildung 57d mit 49b und Abbildung 57f mit Abbildung 49d).

zu hoch und stellt nach OWAS ein gesundheitsgefährdendes Risiko dar.

Demnach ist beim Maurer und beim Pflasterer der zeitliche Anteil der Tätigkeiten in gebeugter und tordierter Oberkörperhaltung

In Abschnitt 6.1 wurde bereits die für die Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule sehr grobe OWAS-Rumpfeignungsklassifizierung

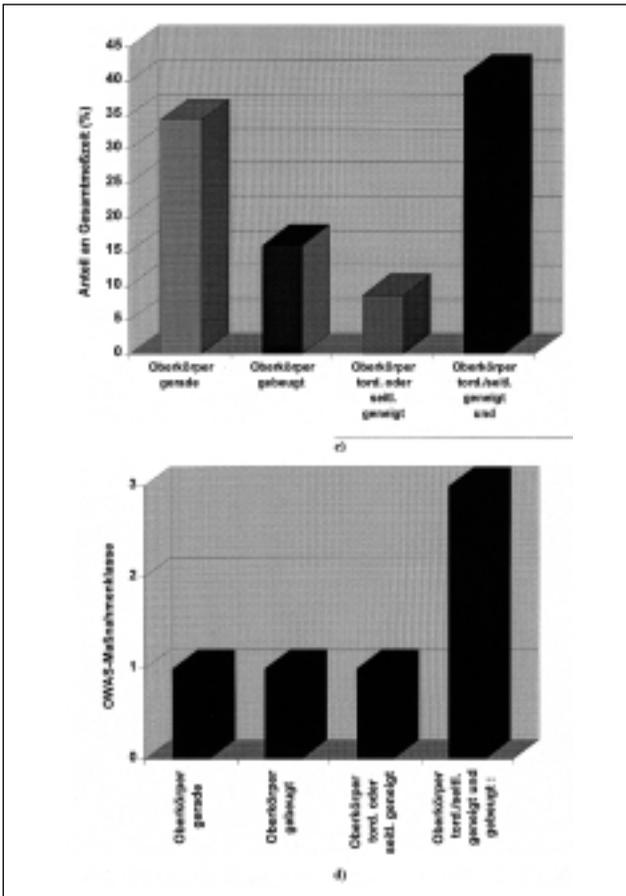


Abbildung 57:

c): OWAS-Oberkörperhaltungsauswertung für die Praxismessung „Maurer“

d): zu Abbildung 57 c) zugehörige OWAS-Maßnahmenklassenverteilung

in „gerade“ und „gebengt“ kritisiert. Daher wird im folgenden eine Häufigkeitsverteilung der Winkelbereiche des Rumpfeigungswinkels im Lendenwirbelsäulen(LWS)- und oberen Brustwirbelsäulen(BWS)-Bereich (siehe

Abbildungen 58a-d) für beide Tätigkeiten untersucht.

Die Einteilung der Winkelbereiche in 15°-Abstufungen in den Abbildungen 58 a bis d

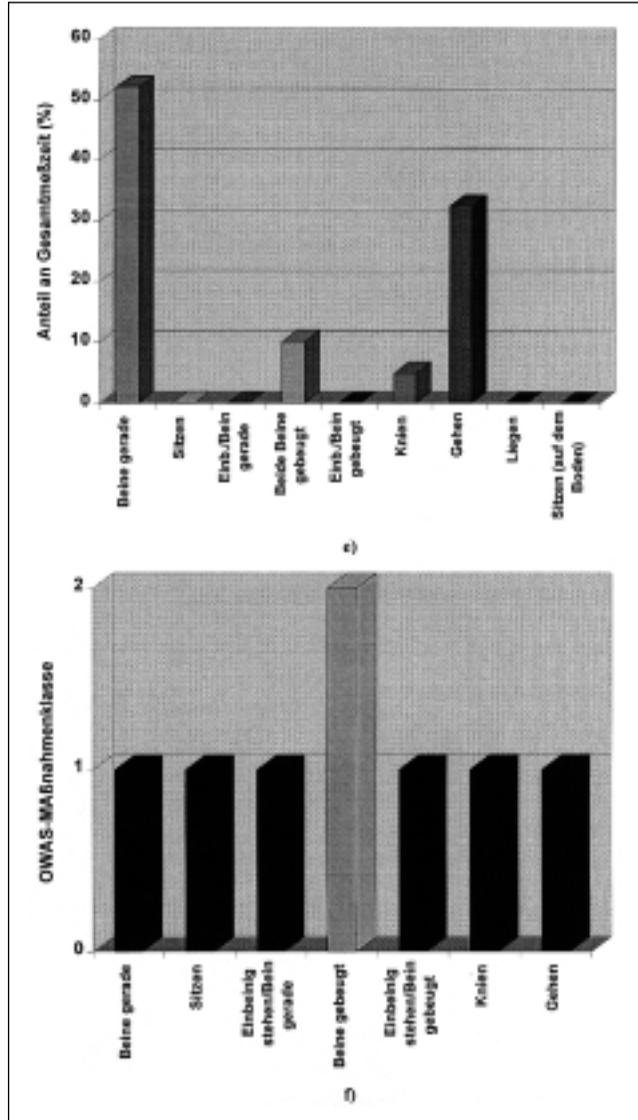


Abbildung 57:

e): OWAS-Beinhaltungsauswertung für die Praxismessung „Maurer“

f): zu Abbildung 57 e zugehörige OWAS-Maßnahmenklassenverteilung

entspricht der in der Literatur oft verwendeten Einteilung (u.a. [28, 34]).

Hier zeigt sich ein wesentlicher Unterschied bei der Pflasterer-Tätigkeit. Diese kann als ein

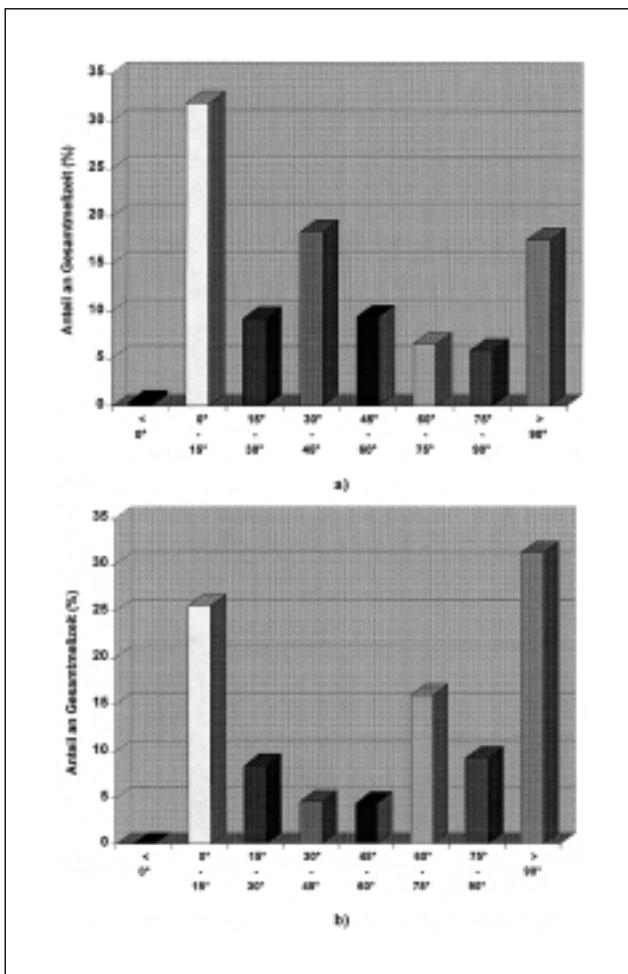


Abbildung 58:

a): Häufigkeitsverteilung der Rumpfeigungswinkelbereiche (LWS) für Messung „Pflasterer“

b): Häufigkeitsverteilung der Rumpfeigungswinkelbereiche (BWS) für Messung „Pflasterer“

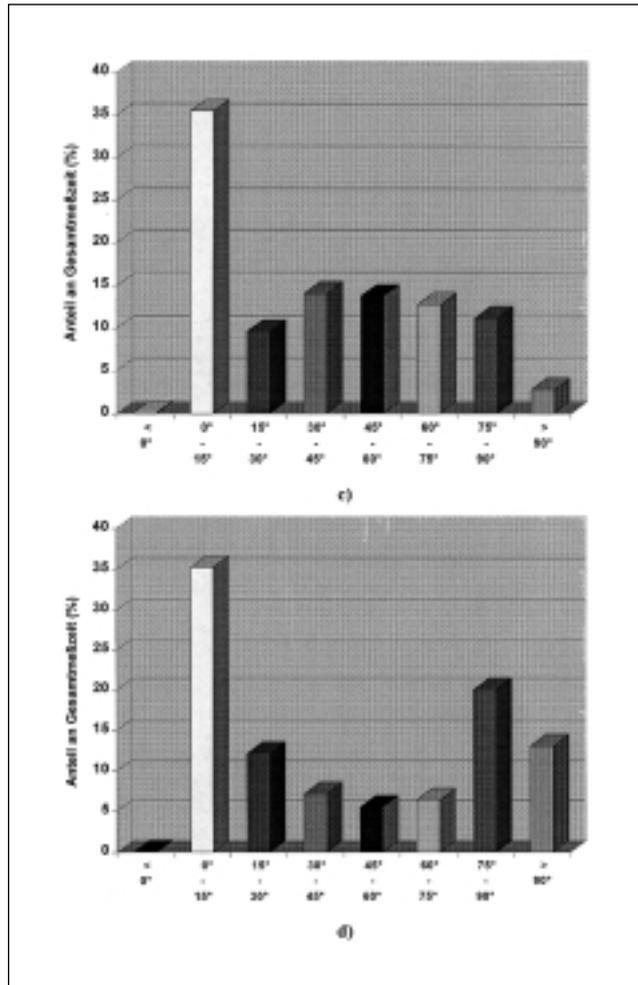


Abbildung 58:

c): Häufigkeitsverteilung der Rumpfneigungswinkelbereiche (LWS) für Messung „Maurer“

d): Häufigkeitsverteilung der Rumpfneigungswinkelbereiche (BWS) für Messung „Maurer“

typisches Beispiel für das „Arbeiten in extremer Rumpfvorbeugehaltung“ gesehen wer-

den, da der Anteil mit stark vorgebeugtem Oberkörper (Flexionswinkel > 90°) sehr

hoch ist. Mit einem Anteil an der Gesamtmeßzeit von 17,6 % (LWS-Flexion) und 31,3 % (BWS-Flexion) liegt dieser um ein Vielfaches höher als bei der Messung der Maurer-Tätigkeit (2,8 % bzw. 13,1 %), so daß die Messung der Pflasterer-Tätigkeit im Sinne der BK 2108 (siehe Anhang A, [7]) als gesundheitsgefährdender eingestuft werden kann. In der Anlage G sind zum Vergleich die Histogramme der Rumpfnieigungswinkel einer Körperhaltungsbeobachtungsstudie bei einem Maurer von Jäger [23] dargestellt. Die Häufigkeitsverteilungen der Rumpfflexionswinkel stimmen gut mit den Messungen des BIA-Systems überein. Eine Ausnahme bildet der Winkelbereich „> 90°“, bei dem in der BIA-Messung ein höherer prozentualer Anteil registriert wurde. Dieser liegt wahrscheinlich darin begründet, daß die BIA-Messung die Vorbereitungen der eigentlichen Maurertätigkeit (Vermessungen etc.), welche in extremer Rumpfbeugehaltung ausgeführt wurden, beinhaltet.

Die Ergebnisse der OWAS-Analyse der achtstündigen Körperhaltungsmessung des Waldarbeiters sind in Anlage H zusammengestellt. Im Gegensatz zur Pflasterer- und Maurer-Tätigkeit ergeben sich bei dieser Auswertung keine gravierenden OWAS-Änderungsempfehlungen für die untersuchten Arbeitshaltungen. In der Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen,

bezogen auf die gesamte Körperhaltung, sind über 90 % der Körperhaltungen den unbedenklichen Maßnahmenklassen 1 und 2 zugeordnet (Maßnahmenklasse 1: 65,4 %, Maßnahmenklasse 2: 28,4 %). Die zeitlichen Anteile der Tätigkeiten mit vorgebeugtem bzw. tordiertem und vorgebeugtem Oberkörper sind verhältnismäßig gering (12,8 % bzw. 10,1).

Da beim Waldarbeiter die Messung auch in den Arbeitspausen nicht unterbrochen wurde, enthält die OWAS-Matrix und -Beinhaltungsverteilung einen Anteil von ca. 14 % an der Gesamtmeßzeit, in dem die Beinstellung „Sitzen“ bzw. „Sitzen auf dem Boden“ registriert wurde.

Die Häufigkeitsverteilungen der Rumpfnieigungswinkel (siehe Abbildungen H g/h, Anlage H) zeigen, daß die Anteile der Arbeiten in extremer Rumpfvorbeugehaltung vernachlässigbar klein sind.

Zur Bewertung der Tätigkeit sollten aber keinesfalls die extern auf den Waldarbeiter einwirkenden Kräfte, die bei dieser Messung nicht registriert wurden, vernachlässigt werden. Insbesondere Bäume, die sich nach dem Fällen in anderen umstehenden Bäumen verhaken, erfordern einen sehr hohen Kraft Einsatz vom Waldarbeiter, der bei der Belastungsbewertung berücksichtigt werden muß.

7.2.2 Ergebnisse der OWAS-Analyse und der biomechanischen Berechnungen für die Messungen der Tätigkeit im Getränkelager

Da bei der Praxismessung im Getränkelager sowohl Körperhaltungen als auch Bodenreaktionskräfte gemessen wurden, konnte in diesem Fall eine OWAS-Auswertung unter Berücksichtigung des gehandhabten Lastgewichtes und die in Abschnitt 6.2 beschriebene Modellrechnung zur Vorhersage der Bandscheiben-Kompressionskräfte durchgeführt werden. Die Meßdaten von zwei ca. einstündigen Messungen, die im folgenden mit „Lager 1“ und „Lager 2“ bezeichnet werden, wurden nach beiden Verfahren ausgewertet. Die Ergebnisse der OWAS-Auswertung sind in der Anlage I grafisch dargestellt.

Bei beiden Messungen ist der prozentuale Anteil der Körperhaltungen mit gebeugtem Oberkörper sehr gering (Lager 1: 6,9 %, Lager 2: 6,6 %), während der Anteil mit tordiertem oder seitlich geneigtem Oberkörper hoch ist (Lager 1: 25,1 %, Lager 2: 30,4 %). Ein gebeugter und tordierter Oberkörper wurde zu 11,7 % bzw. 6,1 % der Gesamtmeßzeit detektiert.

Bei den Beinhaltungen überwiegt bei beiden Messungen der Anteil der OWAS-Klassifikation „Gehen“ mit 67,6 % (Lager 1) bzw. 70,4 % (Lager 2). Die Häufigkeitsverteilung

für die OWAS-Maßnahmenklassen der Körperteilhaltungen sind für beide Messungen identisch und enthalten nur die Maßnahmenklassen 1 und 2, so daß nach OWAS kein akutes Gesundheitsrisiko in bezug auf die untersuchte Tätigkeit besteht.

Mit Hilfe des Lastgewicht-Algorithmus (siehe Abschnitt 5.4) wurde eine Häufigkeitsverteilung der gehandhabten Lastgewichte ermittelt. Diese ist in Abbildung 59 dargestellt.

Bei der Messung Lager 1 überwiegt der prozentuale Anteil an der Gesamtmeßzeit, in dem ein Lastgewicht ≥ 10 kg detektiert wurde. Ansonsten ähneln beide Häufigkeitsverteilungen einander. Die Masse einer Getränkekiste liegt im Lastgewichtsbereich von 10 bis 15 kg, so daß diese Lastgewichts-kategorie, abgesehen vom „<10-kg“-Bereich, überwiegt (Lager 1: 40,6 %, Lager 2: 35,6 %). Die Lastgewichtsbereiche „15 bis 20 kg“ und „> 20 kg“ entsprechen den Tätigkeiten, bei denen mehrere Kisten gleichzeitig bewegt bzw. Fässer transportiert wurden (siehe Foto der Abbildung 56e).

Zur Illustration der Rolle des Lastgewichtes bei der OWAS-Beurteilung der Tätigkeit ist in Abbildung 60 (siehe Seite 108) die OWAS-Maßnahmenklassenverteilung, bezogen auf die gesamte Körperhaltung, unter Berücksichtigung (Abbildung 60a) und bei Vernachlässigung (Abbildung 60b) der gehandhabten

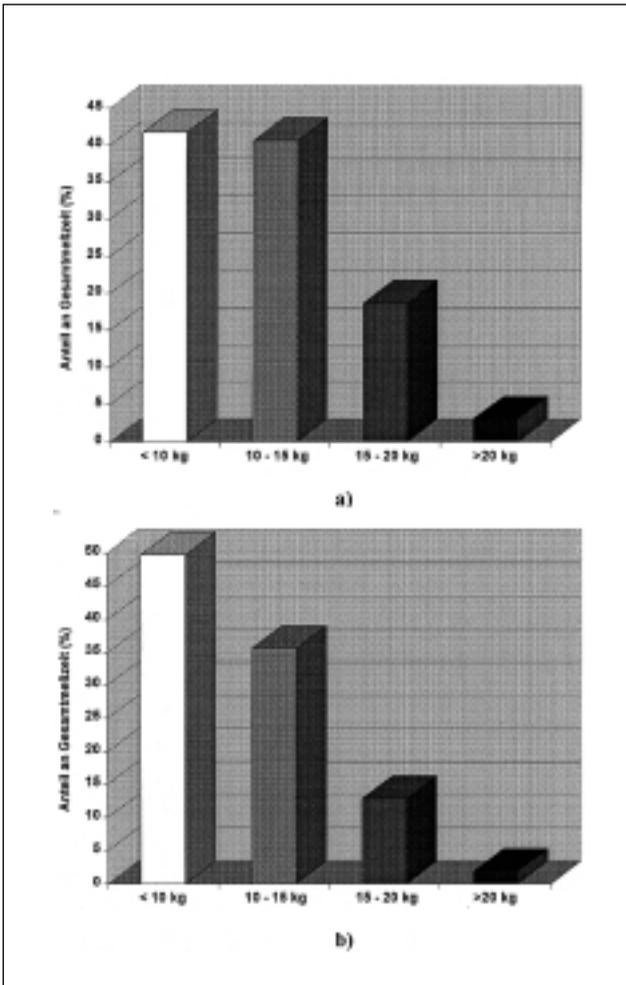


Abbildung 59:

a): Häufigkeitsverteilung der gehandhabten Lastgewichte für Messung „Lager 1“

b): Häufigkeitsverteilung der gehandhabten Lastgewichte für Messung „Lager 2“

Lastgewichte für die Lager-1-Messung dargestellt.

Wie erwartet ist in Abbildung 60a der Anteil der Maßnahmenklassen 3 und 4 höher als

7 Praxismessungen

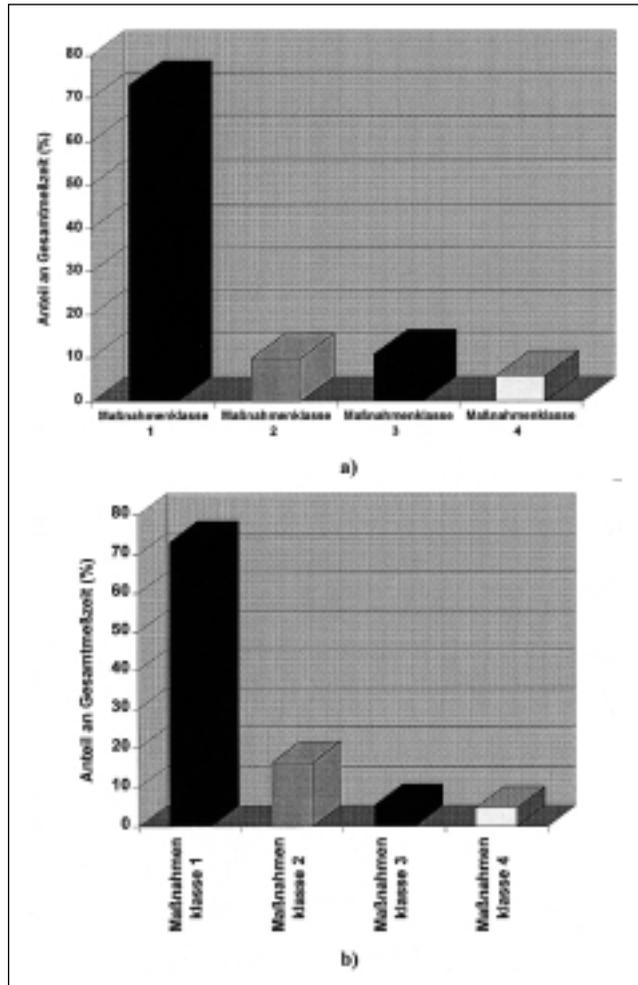


Abbildung 60:

a): Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen, bezogen auf die gesamte Körperhaltung, unter Berücksichtigung der gehandhabten Lastgewichte für Messung „Lager 1“

b): Häufigkeitsverteilung der OWAS-Maßnahmenklassen, bezogen auf die gesamte Körperhaltung, bei Vernachlässigung der gehandhabten Lastgewichte für Messung „Lager 1“

der von Abbildung 60b [(10,9 + 5,9 %) gegenüber (5,4 + 4,9 %)].

Zur Bestimmung der am lumbosakralen Übergang L5/S1 wirkenden Kompressionskräfte

wurden für beide Messungen die in Abschnitt 6.2 vorgestellten biomechanischen Berechnungen durchgeführt. In Abbildung 61

sind die entsprechenden Häufigkeitsverteilungen der Bandscheiben-Kompressionskräfte dargestellt.

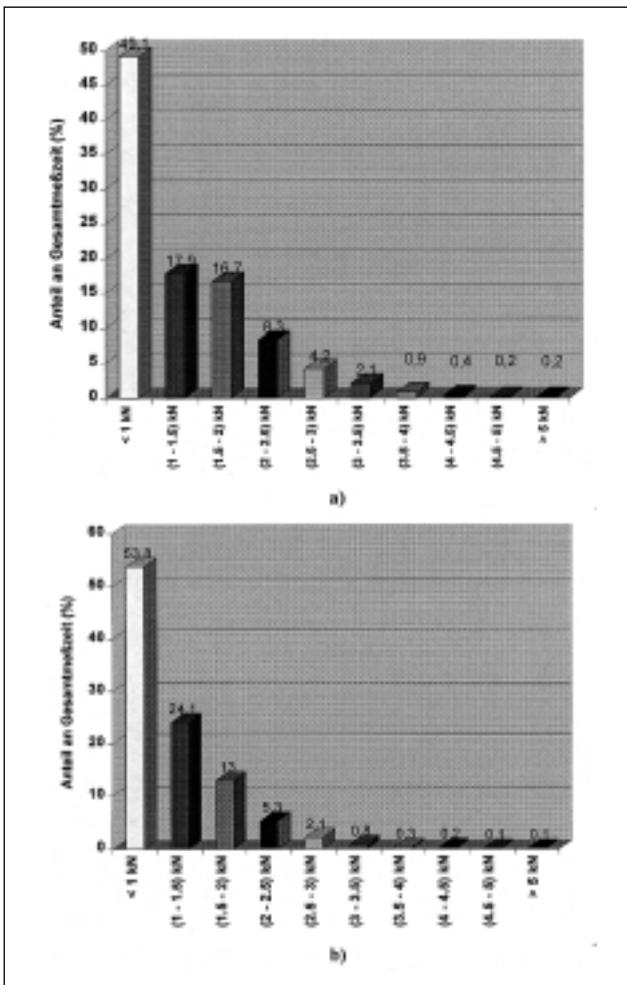


Abbildung 61:

a): Häufigkeitsverteilung der berechneten L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskräfte für Messung „Lager 1“

b): Häufigkeitsverteilung der berechneten L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskräfte für Messung „Lager 2“

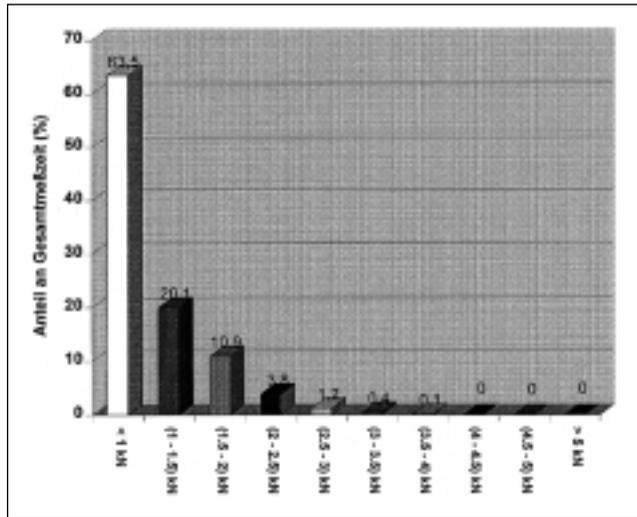


Abbildung 62:
Häufigkeitsverteilung der berechneten L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskräfte (Simulation ohne Lastgewichte) für Messung „Lager 1“

Der Zeitanteil, für den die L5/S1-Bandscheiben-Kompressionskraft einen Wert von 3 kN überschreitet, ist bei der Lager-1-Messung höher als bei der Lager-2-Messung (3,8 % gegenüber 1,5 %). Dies kann auf den erhöhten Lastenumsatz der Lager-1-Messung zurückgeführt werden (siehe Abbildung 59). Der vom amerikanischen „National Institute for Occupational Safety and Health“ (NIOSH) vorgegebene Grenzwert der Bandscheiben-Kompressionskraft von 3,4 kN für Männer [32] wird zu Anteilen von 1,7 % (Lager 1) bzw. 0,7 % (Lager 2) überschritten. Dieses sogenannte „Action Limit“ wird von NIOSH als noch akzeptabel für die meisten jungen und gesunden Personen angesehen.

Um den Einfluß des gehandhabten Lastgewichtes auf die Bandscheiben-Kompressionskraftverteilung zu untersuchen, wurden anstelle der gemessenen die mittels Modell vorhergesagten Bodenreaktionskräfte, welche keine extern auf den Probanden einwirkenden Kräfte enthalten (siehe Abschnitt 5.3), in der biomechanischen Berechnung berücksichtigt. Die Häufigkeitsverteilung der Bandscheiben-Kompressionskräfte dieser Simulation sind in Abbildung 62 für die Lager-1-Messungen dargestellt.

Bei dieser Verteilung ist der Zeitanteil, bei dem die Bandscheiben-Kompressionskräfte 3,5 kN überschreiten, verschwindend ge-

ring. Dies entspricht den Ergebnissen der OWAS-Beurteilung, nach der die Gesundheitsgefährdung durch die eingenommenen Körperhaltungen als gering eingestuft wurde.

Die Ermittlung der in diesem Kapitel vorgestellten Auswertungsergebnisse erfolgte vollständig automatisiert. Im Gegensatz zu Videofilmanalysen, deren Auswertung

für eine Arbeitsschicht oft mehrere Monate in Anspruch nimmt, liegen hier die Ergebnisse innerhalb von wenigen Stunden (abhängig von der Datenmenge und der Computer-Rechenleistung) nach Messungsende vor. Dies verdeutlicht den entscheidenden Vorteil der hier entwickelten Methode gegenüber den herkömmlichen Beobachtungsmethoden.

8 Ausblick

Bei den Messungen in der Praxis hat sich das entwickelte Meßsystem als robust und praxistauglich bewährt. Darüber hinaus wurden alle an das System gestellten Anforderungen, welche in Abschnitt 3.3 zusammengefaßt sind, realisiert, so daß die mit der Machbarkeitsstudie verbundenen Ziele erreicht wurden. Zur Meßdatenauswertung wurde sowohl ein bekanntes arbeitswissenschaftliches Verfahren (OWAS) automatisiert als auch ein an die Meßgrößen des Systems adaptiertes biomechanisches Modell zur Vorhersage der Bandscheibenkompressionskräfte des lumbosakralen Übergangs entwickelt.

Auf der internationalen Messe für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (A+A'97 in Düsseldorf) stieß das Meßsystem bei den Besuchern auf großes Interesse. Dabei ergaben sich auch neue Anregungen für alternative Einsatzgebiete des Meßsystems wie z.B. in der Rehabilitation.

Derzeit laufen die Bestrebungen dahin, eine Firma dafür zu gewinnen, den praxistauglichen Prototyp des Meßsystems zur Serienreife zu führen und das System später herzustellen und zu vermarkten. In einem kommerziellen System sollten die bisher getrennten Steuerungs- und Datenspeichereinheiten des Fußdruckmeßsystems und des Körperwinkelmeßsystems zusammengefaßt werden, um Gewicht einzusparen und den Energiever-

brauch des Gesamtsystems zu reduzieren. Für den Einsatz der Fußdruckmeßsohlen unter rauen Praxisbedingungen sollten insbesondere deren Kabelverbindungen überarbeitet werden.

Die bisherigen Messungen hatten in erster Linie die Erprobung der Funktionstüchtigkeit des Meßsystems zum Ziel. Um repräsentative Aussagen über die Belastungen einer bestimmten Berufsgruppe machen zu können, müssen breit angelegte Studien mit entsprechend hoher Probandenzahl durchgeführt werden. Die so gewonnenen Belastungsprofile der verschiedenen wirbelsäulengefährdenden Tätigkeiten können in einer Datenbank abgelegt und für epidemiologische Studien, Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren sowie für die Prävention genutzt werden.

Bei Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren kann das Meßsystem zur effizienteren Ermittlung wesentlicher physischer Belastungsgrößen herangezogen werden. Diese stellen jedoch nur einen Teil der für die Berufskrankheiten-Beurteilung notwendigen Informationen dar. So bleibt die Begutachtung der individuellen physischen Konstitution des Antragstellers durch einen Arzt unverzichtbar. Ferner sollte der Einfluß der eingangs erwähnten psycho-sozialen Faktoren ebenfalls Berücksichtigung finden.

- [1] *Reis, W.*: Entwicklung eines portablen Meßsystems zur Registrierung und Analyse von Körperwinkeln. Diplomarbeit, Institut für Angewandte Physik, Universität Bonn 1995
- [2] *Ellegast, R.P.*: Entwicklung eines biomechanischen Modells zur Bestimmung des gehandhabten Lastgewichtes während dynamischer Arbeitsvorgänge. Diplomarbeit, Institut für Angewandte Physik, Universität Bonn 1995
- [3] *Busse, S.*: Automatisierte Erfassung von Körperhaltungen bei beruflichen Tätigkeiten. Diplomarbeit, Institut für Angewandte Physik, Universität Bonn 1996
- [4] BKK (Bundesverband der Betriebskrankenkassen): Krankheitsarten- und Arbeitsunfallstatistik 1992. RGA-Druck J.F. Ziegler KG, Remscheid 1993
- [5] *Rehder, U., et al.*: Die Hamburger Bauarbeiter-Studie. Eine orthopädische, epidemiologische, arbeitswissenschaftliche und biomechanische Längsschnittuntersuchung des Universitäts-Krankenhauses Eppendorf, Orthopädische Klinik, Hamburg 1997
- [6] *Steinberg, U., Windberg, H.-J.*: Leitfaden Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Wirtschaftsverlag, Bremerhaven 1997
- [7] Berufskrankheitenverordnung (BeKV) vom 20. Juni 1968, BGBl. I, S.721 i.d.F.d. 2. Verordnung zur Änderung der Berufskrankheitenverordnung v. 18. Dezember 1992, BGBl. I, S.2343
- [8] Geschäfts- und Rechnungsergebnisse der gewerblichen Berufsgenossenschaften im Jahre 1993. Hrsg. Hauptverband d. gew. BGen, Sankt Augustin 1993
- [9] Anonym: Die neuen Berufskrankheiten – erste Erfahrungen aus der Praxis. *Gesund+ Sicher* 10 (1994), S. 314-316
- [10] *Mörike, K.D., Betz, B., Mergenthaler, W.*: Biologie des Menschen. Quelle & Meyer, Heidelberg 1981
- [11] *Benninghoff, A.*: Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen. Bd. 1, 14. Auflage Urban & Schwarzenberg 1985
- [12] *Tittel, K.*: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 9. Auflage VEB Gustav Fischer Verlag, Jena 1981
- [13] *Bertolini, R., Leutert, G., Rother, P., Schemer, G., Wendler, D.*: Systematische Anatomie des Menschen. VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1979
- [14] *Leutert, G., Bertolini, R.*: Atlas der Anatomie des Menschen/ Bd. 2: Rumpf und Ein-

geweide. 1. Auflage VEB Verlag Georg Thieme, Leipzig 1979

[15] *Bolm-Audorff, U.*: Berufskrankheiten der Wirbelsäule durch Heben und Tragen schwerer Lasten. In: Konietzko, H., und Dupuis, H. (Hrsg.): Handbuch der Arbeitsmedizin. Arbeitsphysiologie – Arbeitspathologie – Prävention, Kap. IV-7.8.3, S. 1-24, ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg 1989, 10. Erg. Lfg. 7/93

[16] *Ayoub, M.M., Mital, A.*: Manual Materials Handling. Taylor & Francis Verlag, London, 1989, S. 52

[17] *Kelsey, J.L., et al.*: Acute prolapsed intervertebral disc. An epidemiologic study with special reference to driving automobiles and cigarette smoking. Spine 9, 6, (1984), S. 608-613

[18] *Morlock, M., Hansen I., Bonin, V.*: Statistische Untersuchungen ausgewählter Aspekte der Begutachtung für BK 2108 und Biomechanische Überprüfung des Erfassungsbogens EBO2108 des Technischen Aufsichtsdienstes. Abschlußbericht zum Projekt „Wirbelquant“, Technische Universität Hamburg-Harburg, Arbeitsbereich Biomechanik, Hamburg 1997

[19] *Bigos, S., et al.*: A longitudinal, prospective study of industrial back injury reporting. Clin. Orth. and Rel. Res. 279, (1992), S.21-34

[20] *Rohmert, W., Landau, K.*: AET-Das arbeitswissenschaftliche Erhebungsverfahren zur Tätigkeitsanalyse. Hans Huber Verlag, Bern 1979

[21] *Karhu, O., Kansil, P., Kuorinka, I.*: Correction working postures in industry: A practical method for analysis. Appl. Ergonomics, 8 (1977), Nr. 4, S.199-201

[22] *Stoffert, G.*: Analyse und Einstufung von Körperhaltungen der Arbeit nach der OWAS-Methode. In: Z. Arb.Wiss. 39(11NF) (1985), Nr.1, S.31-38

[23] *Jäger, M., Jordan, C., Luttmann, A., Dettmer, U., Bongwald, O., Laurig, W.*: Ermittlung der Belastung der Wirbelsäule bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten. Wissenschaftlicher Schlußbericht des gleichnamigen Forschungsvorhabens, Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund 1997

[24] *Backhaus, C.*: Apalys Sicherheitspartner. Mitteilungsblatt der Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltungen 1 (1997), S. 6-7

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

- [26] Marras, W.S., et al.: Accuracy of a three-dimensional lumbar monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. Int. Journal of Ind. Erg. 9 (1992), S. 75-87
- [27] Janik, H.: Mobile Vorrichtung zur kontinuierlichen Messung des sagittalen Rumpfhöpfungswinkels auf Mikrorechnerbasis. Vorträge der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, 22. - 24. September, Rostock, Bd. 39 1994, S. 139-140
- [28] Snijders, C. J., van Riel, M.P.J.M., Nordin, M.: Continuous spine movements in normal working situations over periods of 8 hours or more. Ergonomics 30 (1987), S. 639-653
- [29] Kupfer, J., Zach, H.-G., Ellegast, R.: Wirbelsäulenbelastung – Arbeitswissenschaftliche Instrumentarien der Belastungsermittlung für die Prävention. Erfurter Tage 1997 – Prävention arbeitsbedingter Gesundheitsgefahren, 12. - 13. Dezember 1997. Kongreßband Erfurt 1998, im Druck
- [30] Bongwald, O., Luttmann, A., Laurig, W.: Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Hrsg.), Sankt Augustin 1995
- [31] Jäger, M., Luttmann, A.: The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. Ergonomics 35 (1992), Nr. 7/8, S.783-805
- [32] NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) (1981): Work practices guide for manual lifting. In: U.S. Department of Health and Human Services (Hrsg.): NIOSH technical report, Publication No. 81-122, Cincinnati 1981
- [33] Pangert, R., Hartmann, H.: Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastung der Lendenwirbelsäule beim Heben von Lasten. Zbl. Arbeitsmedizin 41 (1991), S. 193-197
- [34] Kupfer, J., Christ, E.: Ergonomische Kennwerte als Grundlage der Prävention. Die BG 2 (1996), S. 166-169
- [35] Kupfer, J., Christ, E.: Lifting and carrying heavy loads, working in an extreme body bending position: A concept for investigating physical strain at the workplace. Abstract zur „From Research to Prevention. Managing Occupational and Environmental Health Hazards“- Konferenz, Helsinki, Finnland, 22. -23. März 1995
- [36] Nakamura, T.: Piezoelectric Free-Free-Bar Vibration Gyroscope. Proc. Spie. 1847 (1992), S.275-279
- [37] Murata Electronic: Schriftliche Informationen zum Gyrostar. Nürnberg 1993

- [38] Messring Systembau: Kontaktlose Pendelpotentiometer. Firmenprospekt München 1995
- [39] Seika Mikrosystemtechnik: Neigungssensoren. Firmenprospekt Kempten 1994
- [40] *van Riel, M.P.J.M., et al.*: Simultaneous measurements of posture and movement of head and trunk by continuous three-dimensional registration. *Ergonomics* 38 (1995), S. 2563-2575
- [41] Fa. novel: Technical Specifications, Capacitive Sensors for Pressure Measurements. novel München 1994
- [42] *Heesel, N., Reichstein, W.*: Mikrocontroller Praxis. Friedr. Vieweg & Sohn Braunschweig 1993
- [43] *Press, H. P., et al.*: Numerical Recipes in C. 2. Auflage, Cambridge Univ. Press, Cambridge 1992, S.537-606
- [44] ASYST: A brief introduction to ASYST. HP-IB/IEEE-488 Handbücher zur Software der Firma Macmillan Software Company, 1. Aufl. New York 1985
- [45] *Knüsel, O., Wiedmer, L.*: Die Ganganalyse. Geschichten, Methoden, Grundlagen. Zeitschrift für Physik. Medizin 3 (1990), Nr. 9, S. 110-123
- [46] *Ellegast, R., et al.*: Work-induced professional diseases of the spine-development of a portable stress measuring system. *Contemporary Ergonomics* 1996, Taylor & Francis London 1996, S. 433 - 438
- [47] *Morlock, M., et al.*: A System to Measure the Loading of the Lumbar Spine at the Workplace – System Validation. eingereicht bei Spine (1997)
- [48] *Winter, D.A.*: Biomechanics and motor control of human movement. 2. Auflage John Wiley & Sons, New York 1990
- [49] *Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J.*: Occupational Biomechanics. 2. Auflage John Wiley & Sons, New York 1991
- [50] Webb Associates: Anthropometric Source Book. Bd.1, NASA 1024, National Aeronautics and Space Administration, Washington D.C. 1978
- [51] *Drillis, R., Contini, R.*: Body Segment Parameters. BP174-954, Tech. Rep. No. 1166.03, School of Engineering and Science. New York University, New York 1966
- [52] *Miller, D.I., Nelson, R.C.*: Biomechanics of Sport. Lea and Febiger, Philadelphia 1976, S. 48-53 und 88-110

- [53] *Dempster, W.T.*: Space Requirements of the Seated Operator. WADC-TR-55-159. Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio 1955
- [54] *Jäger, M.*: Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Dissertation, VDI-Verlag, Düsseldorf 1987
- [55] *Kivi, P., Mattila, M.*: Analysis and improvement of work postures in the building industry: Application of computerised OWAS method. *Applied Ergonomics* 22 (1991), Nr. 1, S. 43-48
- [56] *Kant, I.J., Notermans, J.H.V., Borm, P.J.A.*: Observations of working postures in garages using OWAS and consequent workload reduction recommendations. *Ergonomics* 33 (1990), Nr. 2, S.209-220
- [57] *Engels, J.A., Landeweerd, J.A., Kant, Y.*: An OWAS-Based Analysis of Nurses Working Postures. *Ergonomics* 37 (1994), S. 909-919
- [58] *Mattila, M., Karwowski, W., Vilkki, M.*: Analysis of working postures in hammering tasks on building construction sites using OWAS. *Applied Ergonomics* 24 (1993), Nr. 6, S.405-412
- [59] *Ellegast, R., Kupfer, J., Reinert, D.*: Personengebundenes Meßsystem zur Registrierung äußerer Belastungsgrößen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. Internationales Symposium „Berufsbedingte Wirbelsäulenerkrankungen“, 17. - 21. März 1997, Hamburg, Veranstalter: Berufsgenossenschaftl. Unfallkrankenhaus, Hamburg, Allgemeines Krankenhaus St.Georg, Hamburg, in Zusammenarbeit mit dem European Surgical Institute, Norderstedt und der Gesellschaft für Wirbelsäulen Chirurgie. Berichtsband (im Druck)
- [60] *Nachemson, A., Morris, J. M.*: In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 46-A, (1964) Nr.5
- [61] *Wilke, H.-J.*: Lassen neue in vivo Messungen des intradiskalen Drucks neue Schlußfolgerungen zu?. Internationales Symposium „Berufsbedingte Wirbelsäulenerkrankungen“, 17. - 21. März 1997, Hamburg, Veranstalter: Berufsgenossenschaftl. Unfallkrankenhaus, Hamburg, Allgemeines Krankenhaus St. Georg, Hamburg in Zusammenarbeit mit dem European Surgical Institute, Norderstedt und der Gesellschaft für Wirbelsäulen Chirurgie. Berichtsband (im Druck)
- [62] *Brüggemann, G.-P., Arampatzis, D., Arndt, A.N., Gao, J., Kersting U.G., Steppat, C.*: Quantifizierung arbeitsinduzierter Belastungen am Arbeitsplatz unter besonderer Berücksichtigung des Bäckereigewerbes. Erfurter Tage. Prävention von arbeits-

bedingten Gesundheitsstörungen und Erkrankungen, BGN Erfurt 1994

[63] *Gagnon, D., Gagnon, M.*: The influence of dynamic factors on triaxial muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering. *Journal of Biomechanics* 25 (1992), S. 891-901

[64] *Leskinen, T.P.J., Stalhammar, H.R., Kuorinka, I.A., Troup, J. D.*: A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. *Ergonomics* 26 (1983), S.595-604

[65] *Chaffin, D.B.*: A computerized biomechanical model – development and use in studying gross body actions. *Journal of Biomechanics* 2 (1969), S.429-441

[66] *Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P.*: Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics* 11 (1996), S. 101-110

[67] *Junghanns, H.*: Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin. Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. In: *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis*, Bd. 78, Hippokrates Verlag Stuttgart 1979

[68] *Krusen, F., Ellwood M.C., Kottle, F. J.*: *Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation*. Saunders Verlag Philadelphia 1965

[69] *Smith, A., Deery, M., Hagman, G. L.*: Herniations of the nucleus pulposus: A study of 100 cases treated by operation. *J. Bone Jt. Surg.* 26 (1944), S. 821-833

[70] *Armstrong, J.R.*: *Lumbar Disc Lesions*. Williams and Wilkins Baltimore 1965

[71] *McGill, S., Norman, R.*: Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomech.* 18 (1985), S. 877-885

[72] *Tsuang, Y.H., et al.*: Influence of body segment dynamics on loads of the lumbar spine during lifting. *Ergonomics*, 35 (1992), S. 437-444

[73] *Lindbeck, L., Arborelius, U.P.*: Inertial effects from single body segments in dynamic analysis of lifting. *Ergonomics* 34 (1991), S. 421-433

[74] *Tittel, K.*: *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. VEB Gustav Fischer Verlag, Jena 1978 zitiert nach [30]

[75] *Mollier, G.*: *Plastische Anatomie*. 2. Auflage, Bergmann Verlag München 1938, zitiert nach [30]

[76] *Kumar, S.*: Moment Arms of Spinal Musculature Determined from CT Scans. *Clinical Biomech.* 3 (1988), S. 137-144

[77] *Schultz, A.B., Haderspeck, K., Warwick, D., Portillo, D.*: Use of the Lumbar Trunk

- Muscles in Isometric Performance of Mechanically Complex Standing Tasks. *Journal Orth. Res.* 1 (1983), S. 77-91
- [78] Zetterberg, C., Andersson, G.B.J., Schultz, A.B.: The Activity of Individual Trunk Muscles During Heavy Physical Loading. *Spine* 12 (1987), Nr. 10, S. 1035-1040
- [79] Deuretzbacher, G., Rehder, U., Kemptendorf, O., Michaelis, H., Molatta, S.: Wirbelsäulenbelastung beim Patiententransfer. Abschlußbericht einer Studie des Universitäts-Krankenhauses Hamburg Eppendorf. Orthopädische Klinik 1997
- [80] Nachemson, A.: The load on the lumbar disks in different positions of the body. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 45 (1966), S.107-122
- [81] McGill, S.M., Patt, N., Norman, R.W.: Measurement of the trunk musculature of active males using CT Scan Radiography implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint. *Journal Biomech.* 21 (1988), Nr. 4, S. 329-341
- [82] Chaffin, D.B., Redfern, M.S., Erig, M., Goldstein, S.A.: Lumbar Muscle Size and Location Measurements from CT Scans of 96 Older Women. *Clin. Biomech.* 5 (1990), Nr.1, S. 9-16
- [83] Nemeth, G., Ohlsen, H.: Moment Arm Lengths of Trunk Muscles to the Lumbosacral Joint obtained In Vivo with Computed Tomography. *Spine* 11 (1986), Nr.2, S. 158-160
- [84] Hartung, H., Dupuis, H.: Verfahren zur Bestimmung der beruflichen Belastung durch Heben und Tragen schwerer Lasten oder extreme Rumpfbeugehaltungen und deren Beurteilung im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren. *Die BG* 7 (1994), S. 452-458
- [85] Ellegast, R.P., et al.: A concept for recording stress parameters during the performance of occupational tasks. Canadian Society for Biomechanics. IXth Biennial Conference, Burnaby, Canada, Hoffer, J.A., et al. (Hrsg.). *Berichtsband 1996*, S. 326-327
- [86] Seo, A., et al.: Development of a system for analysing working postures. *Industrial Health* 31 (1993), S.69-77
- [87] Premed as: Physiometer PHY-400. Firmenprospekt Oslo Norwegen 1997.
- [88] Anderson, G., Örtengren, R: Device for registration of motions or positions of a body or a body portion. PCT-Patent SE 80/00303, 1979, und *Spine* 9 (1984), S. 465-469
- [89] Boocock, M.G., et. al.: Continuous measurement of lumbar posture using flexible electrogoniometers. *Ergonomics* 37 (1994), S.175 - 185

- [90] *Asterland, P., et al.*: New data logger system for work-load measurements based on PCMCIA memory cards. Department of Occupational & Environmental Medicine, University Hospital and Department of Electrical Measurements, Lund Institute of Technology, Lund Schweden 1996
- [91] Fa. BTE: Vector Analysis System for the Low Back. Baltimore Therapeutic Equipment, Co., Hanover, Maryland, USA. Firmenprospekt 1997
- [92] Fa. Noromed Inc.: Norotrack 360. Seattle WA USA. Firmenprospekt 1997
- [93] *Kendall, F.P., Kendall McCreary, E.*: Muskeln – Funktionen und Test. 2. Auflage Gustav Fischer Verlag Stuttgart 1988, zitiert nach [23]
- [94] *Jürgens, H.W.*: Anthropometrische Grundlagen der Arbeitsgestaltung. In: H. Schmidtke (Hrsg.): Lehrbuch für Ergonomie. 2. Auflage. Hanser Verlag, München, Wien 1981, S. 377-386, zitiert nach [54]

Anhang

Anlage A:

Berufsbedingte Erkrankungen der Wirbelsäule nach der Berufskrankheiten-Verordnung [7]

BK Nr. 2108:

Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder 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 könnten.

BK Nr. 2109:

Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Halswirbelsäule durch langjähriges Tragen schwerer Lasten auf der Schulter, die zur

Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein könnten.

BK Nr. 2110:

Bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjährige, vorwiegend vertikale Einwirkung von Ganzkörperschwingungen im Sitzen, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein könnten.

Anlage C:

Vergleich personenbezogener Meßsysteme zur Erfassung von biomechanischen Belastungsgrößen, aus [29]

Vergleich personenbezogener Systeme		Kupfer/Ellegast	Seo	Fa. Premed as*	Brüggemann	van Riel	Morlock	Anderson	Marras	Boocock	Asterland	Janik	BTE	Noromed*
allgemeine Angaben	Sensoren auf der Kleidung	x	x	x	x			x	x		x	x		x
	Feldmessungen ohne Schleppkabel	x				x		x	x	x	x	x		
	Abtastrate ≥ 20 Hz	x			x		x		x	x	x			
	Meßzeit ≥ 8 h	x		x		x	x				x			
Meßgrößen	Fußgelenk		x				x							
	Kniewinkel	x	x		x		x							
	Hüftgelenk	x	x		x		x	x	x					
	Rumpf – Flexion (LWS)	x			x	x	x	x	x				x	x
	Rumpf – Flexion (BWS)	x	x	x		x				x	x	x		
	Rumpf – Lateralflexion	x			x	x	x	x	x		x	x	x	
	Rumpf – Torsion	x			x	x	x		x			x	x	
	Oberarmstellung			x										
	Ellenbogengelenk													
	Fußreaktionskraft	x			x		x		x					
	EMG bereits einbezogen		x	x	x		x	x			x			

Entwickler: Literatur

Ellegast/Kupfer [85]; Seo [86]; Fa. Premed as [87]; Brüggemann [62]; van Riel [28]; Morlock [18]; Anderson [88]; Marras [26]; Boocock [89]; Asterland [90]; Janik [27]; BTE [91]; Noromed [92]

Anlage D:

Ebenen der räumlichen Ordnung des menschlichen Körpers

Ausgewählte Oberkörperhaltungen und deren Bezeichnungen

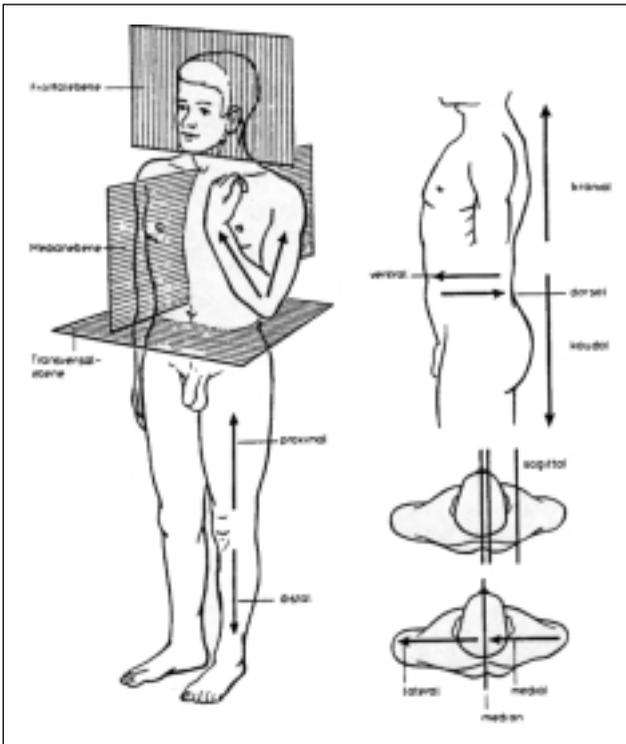


Abbildung D 1:
Darstellungen der Ebenen
und Richtungen am
menschlichen Körper, aus [13]

Anlage D:
Ebenen der räumlichen Ordnung des menschlichen Körpers
Ausgewählte Oberkörperhaltungen und deren Bezeichnungen

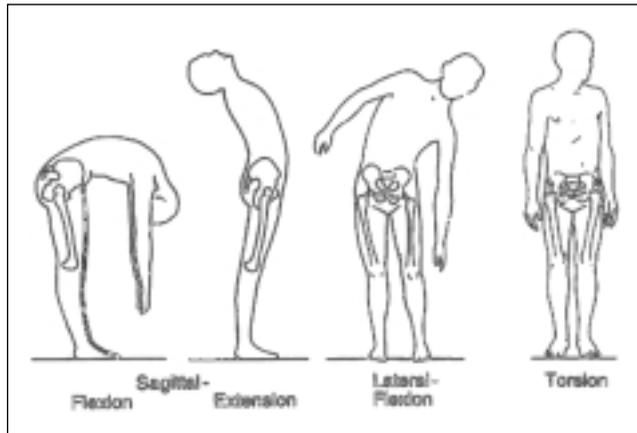


Abbildung D 2:
Schematische Darstellung
ausgewählter Oberkörperhaltungen, aus [93], zitiert nach [23]

Anlage E: Ergebnisse der Körperwinkelvergleichsmessungen (BIA- und VICON-Meßsystem)

Tabelle E 1:
Meßergebnisse der Vergleichsmessungen BIA- und VICON-Meßsystem

Proband/in	Messung 1 mittlere Abweichung [%]	Messung 2 mittlere Abweichung [%]	Messung 3 mittlere Abweichung [%]	Mittelwert [%]
1. Stéphanie				
Knie rechts	(3,2 ± 0,8)	(4,1 ± 1,2)	(3,7 ± 0,5)	(3,7 ± 0,9)
Hüfte rechts	(2,7 ± 0,4)	(3,2 ± 0,7)	(2,8 ± 0,6)	(2,9 ± 0,6)
OK-Flexion (LWS)	(5,2 ± 1,0)	(4,2 ± 0,8)	(3,7 ± 0,9)	(4,4 ± 1,2)
OK-Flexion (BWS)	(3,5 ± 0,4)	(4,1 ± 0,8)	(4,2 ± 0,8)	(3,9 ± 0,7)
OK-Torsion	(35,4 ± 21,3)	(38,9 ± 17,0)	(42,2 ± 22,5)	(38,8 ± 20,5)
OK-Lateralflexion	(24,2 ± 10,8)	(25,2 ± 10,7)	(29,6 ± 8,3)	(26,3 ± 10,3)
2. Christoph				
Knie rechts	(2,4 ± 0,3)	(2,7 ± 0,7)	(3,5 ± 0,4)	(2,9 ± 0,7)
Hüfte rechts	(4,2 ± 0,8)	(3,2 ± 0,7)	(3,9 ± 0,9)	(3,8 ± 0,9)
OK-Flexion (LWS)	(2,7 ± 1,2)	(2,6 ± 0,7)	(3,0 ± 1,0)	(2,8 ± 1,0)
OK-Flexion (BWS)	(3,2 ± 0,5)	(4,4 ± 0,5)	(4,7 ± 0,9)	(4,1 ± 1,0)
OK-Torsion	(40,7 ± 17,2)	(42,2 ± 20,8)	(42,2 ± 23,4)	(41,7 ± 20,5)
OK-Lateralflexion	(27,6 ± 11,6)	(24,2 ± 10,8)	(32,9 ± 17,4)	(28,2 ± 14,0)
3. André				
Knie rechts	(7,2 ± 0,9)	(6,8 ± 1,2)	(5,9 ± 0,9)	(6,6 ± 1,2)
Hüfte rechts	(5,4 ± 0,6)	(6,7 ± 0,9)	(6,3 ± 1,0)	(6,1 ± 1,1)
OK-Flexion (LWS)	(3,2 ± 0,8)	(4,2 ± 0,8)	(3,6 ± 0,8)	(3,7 ± 1,0)

Anlage E: Ergebnisse der Körperwinkelvergleichsmessungen (BIA- und VICON-Meßsystem)

Tabelle E 1:
Meßergebnisse der Vergleichsmessungen BIA- und VICON-Meßsystem

Proband/in	Messung 1 mittlere Abweichung [%]	Messung 2 mittlere Abweichung [%]	Messung 3 mittlere Abweichung [%]	Mittelwert [%]
OK-Flexion (BWS)	(3,0 ± 1,0)	(3,4 ± 1,2)	(2,7 ± 0,7)	(3,0 ± 1,0)
OK-Torsion	(52,4 ± 14,2)	(45,7 ± 19,4)	(43,6 ± 21,2)	(47,2 ± 21,1)
OK-Lateralflexion	(18,1 ± 14,8)	(22,2 ± 10,6)	(21,7 ± 13,6)	(20,7 ± 13,2)
4. Cu				
Knie rechts	(2,2 ± 0,4)	(2,4 ± 0,3)	(2,7 ± 0,5)	(2,4 ± 0,5)
Hüfte rechts	(3,0 ± 0,7)	(3,1 ± 0,6)	(3,0 ± 0,7)	(3,0 ± 0,7)
OK-Flexion (LWS)	(4,2 ± 0,6)	(2,7 ± 0,7)	(3,8 ± 0,6)	(3,6 ± 1,0)
OK-Flexion (BWS)	(3,5 ± 1,0)	(2,9 ± 1,2)	(2,9 ± 0,8)	(3,1 ± 1,1)
OK-Torsion	(34,5 ± 14,3)	(37,2 ± 22,4)	(34,8 ± 19,4)	(35,5 ± 18,8)
OK-Lateralflexion	(18,0 ± 12,1)	(16,8 ± 14,9)	(22,3 ± 14,0)	(19,0 ± 14,0)
5. Laurent				
Knie rechts	(3,7 ± 1,2)	(2,9 ± 0,8)	(3,6 ± 0,9)	(3,4 ± 1,1)
Hüfte rechts	(3,6 ± 0,7)	(3,6 ± 0,6)	(4,0 ± 0,9)	(3,7 ± 0,8)
OK-Flexion (LWS)	(2,3 ± 0,6)	(2,6 ± 0,6)	(3,0 ± 0,6)	(2,6 ± 0,7)
OK-Flexion (BWS)	(3,4 ± 0,8)	(3,9 ± 0,7)	(4,2 ± 0,8)	(3,8 ± 0,9)
OK-Torsion	(29,7 ± 22,8)	(38,2 ± 21,3)	(39,6 ± 20,6)	(35,8 ± 22,2)
OK-Lateralflexion	(20,0 ± 9,8)	(26,5 ± 13,7)	(23,8 ± 17,4)	(23,4 ± 14,0)

Anlage F:

Koordinaten der im biomechanischen Modell berücksichtigten Körpergelenke (Tabelle F 1) und Schwerpunkte der Körpersegmente (Tabelle F 2), aus [94], zitiert nach [54]

Tabelle F 1:
Koordinaten der Körpergelenke*)

	Körpergelenke (Person stehend)		x-Koordinate in		y-Koordinate in		z-Koordinate in	
			mm	% KH	mm	% KH	mm	% KH
Bein	Ferse	rechts	0	0,0	0	0,0	0	0,0
		links	0	0,0	331	19,1	0	0,0
	Fuß- spitze	rechts	263	15,2	0	0,0	0	0,0
		links	263	15,2	331	19,1	0	0,0
	Fuß- knöchel	rechts	81	4,7	0	0,0	68	3,9
		links	81	4,7	331	19,1	68	3,9
	Knie	rechts	81	4,7	0	0,0	494	28,5
		links	81	4,7	331	19,1	494	28,5
	Hüft- gelenk	rechts	81	4,7	0	0,0	918	53,0
		links	81	4,7	331	19,1	918	53,0
Rumpf	LWS	L5/S1	25	1,5	166	9,5	1016	58,6
		L4/L5	37	2,1	166	9,5	1054	60,8
		L3/L4	41	2,4	166	9,5	1095	63,2
		L2/L3	40	2,3	166	9,5	1134	65,4

*) Die Tabellenwerte sind für eine Person mittlerer Körperhöhe in Prozent der Körperhöhe unter Voraussetzung eines kartesischen Koordinatensystems, dessen Ursprung in der rechten Ferse liegt (x-Achse zur Fußspitze, y-Achse nach links und z-Achse in Richtung Kopf), zusammengestellt.

Anlage F:
 Koordinaten der im biomechanischen Modell
 berücksichtigten Körpergelenke (Tabelle F 1) und
 Schwerpunkte der Körpersegmente (Tabelle F 2),
 aus [94], zitiert nach [54]

Tabelle F 1:
 Koordinaten der Körpergelenke*)

Körpergelenke (Person stehend)			x-Koordinate in		y-Koordinate in		z-Koordinate in	
			mm	% KH	mm	% KH	mm	% KH
		L1/L2	34	2,0	166	9,5	1171	67,6
	Hals		81	4,7	166	9,5	1418	81,8
	Schulter	rechts	81	4,7	-59	-3,4	1418	81,8
		links	81	4,7	390	22,5	1418	81,8
Arm	Ellenbo- gen	rechts	81	4,7	-59	-3,4	1092	63,0
		links	81	4,7	390	22,5	1092	63,0
	Hand- gelenk	rechts	81	4,7	-59	-3,4	841	48,5
		links	81	4,7	390	22,5	841	48,5
Arm	Hand- spitze	rechts	81	4,7	-5,9	-3,4	653	37,7
		links	81	4,7	390	22,5	653	37,7
Kopf	Scheitel		81	4,7	166	9,5	1733	100,0

*) Die Tabellenwerte sind für eine Person mittlerer Körperhöhe in Prozent der Körperhöhe unter Voraussetzung eines kartesischen Koordinatensystems, dessen Ursprung in der rechten Ferse liegt (x-Achse zur Fußspitze, y-Achse nach links und z-Achse in Richtung Kopf), zusammengestellt.

Tabelle F 2:
Koordinaten der Schwerpunkte der Körpersegmente*)

	Körperteilschwerpunkte (Person stehend)		x-Koordinate in		y-Koordinate in		z-Koordinate in	
			mm	% KH	mm	% KH	mm	% KH
Bein	Fuß	rechts	123	7,1	0	0,0	23	1,3
		links	123	7,1	331	19,1	23	1,3
	Unter- schenkel	rechts	81	4,7	0	0,0	309	17,8
		links	81	4,7	331	19,1	309	17,8
	Ober- schenkel	rechts	81	4,7	0	0,0	735	42,4
		links	81	4,7	331	19,1	735	42,4
	Becken		81	4,7	166	9,5	962	55,5
Rumpf	Bauch- raum	L5/S1- L4/L5	81	4,7	166	9,5	1035	59,7
		L4/L5- L3/L4	81	4,7	166	9,5	1074	62,0
		L3/L4- L2/L3	81	4,7	166	9,5	1114	64,3
		L2/L3- L1/L2	81	4,7	166	9,5	1153	66,5
		Brust- raum	81	4,7	166	9,5	1282	74,0

*) Die Tabellenwerte sind für eine Person mittlerer Körperhöhe in Prozent der Körperhöhe unter Voraussetzung eines kartesischen Koordinatensystems, dessen Ursprung in der rechten Ferse liegt (x-Achse zur Fußspitze, y-Achse nach links und z-Achse in Richtung Kopf), zusammengestellt.

Anlage F:
 Koordinaten der im biomechanischen Modell
 berücksichtigten Körpergelenke (Tabelle F 1) und
 Schwerpunkte der Körpersegmente (Tabelle F 2),
 aus [94], zitiert nach [54]

Tabelle F 2:
 Koordinaten der Schwerpunkte der Körpersegmente*)

	Körperteilschwerpunkte (Person stehend)		x-Koordinate in		y-Koordinate in		z-Koordinate in	
			mm	% KH	mm	% KH	mm	% KH
Arm	Ober- arm	rechts	81	4,7	-59	-3,4	1276	73,6
		links	81	4,7	390	22,5	1276	73,6
	Unter- arm	rechts	81	4,7	-59	-3,4	982	56,7
		links	81	4,7	390	22,5	982	56,7
	Hand	rechts	81	4,7	-59	-3,4	747	43,1
		links	81	4,7	390	22,5	747	43,1
Kopf	Hals		81	4,7	166	9,5	1575	90,9

*) Die Tabellenwerte sind für eine Person mittlerer Körperhöhe in Prozent der Körperhöhe unter Voraussetzung eines kartesischen Koordinatensystems, dessen Ursprung in der rechten Ferse liegt (x-Achse zur Fußspitze, y-Achse nach links und z-Achse in Richtung Kopf), zusammengestellt.

Anlage G:
Ergebnisse der Körperhaltungsbeobachtungsstudie „Maurer“, aus [23]

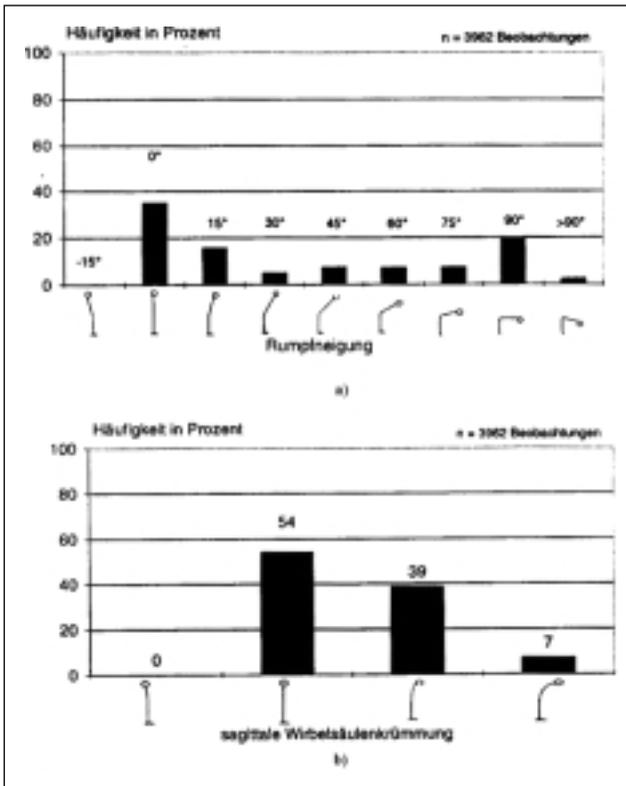


Abbildung G a:
Häufigkeitsverteilung der Rumpfeigungswinkelbereiche eines Maurers über eine Arbeitsschicht, aus [23]

Abbildung G b:
Häufigkeitsverteilung der sagittalen Wirbelsäulenkrümmung der zu Abbildung G a zugehörigen Messung, aus [23]

Anlage H:
 Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Waldarbeiter“

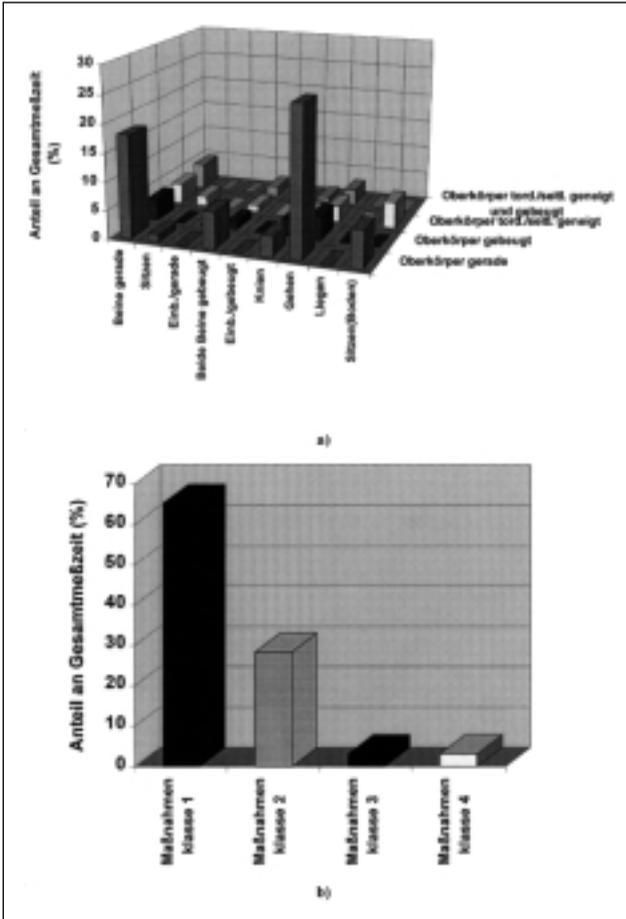


Abbildung H a:
 Häufigkeitsverteilung der
 OWAS-Körperhaltungen für
 Praxismessung „Waldarbeiter“

Abbildung H b:
 Häufigkeitsverteilung der
 zugehörigen OWAS-
 Maßnahmenklassen,
 bezogen auf die gesamte
 Körperhaltung

Anlage H: Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Waldarbeiter“

Abbildung H c:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Oberkörperhaltungen
für Praxismessung „Waldarbeiter“

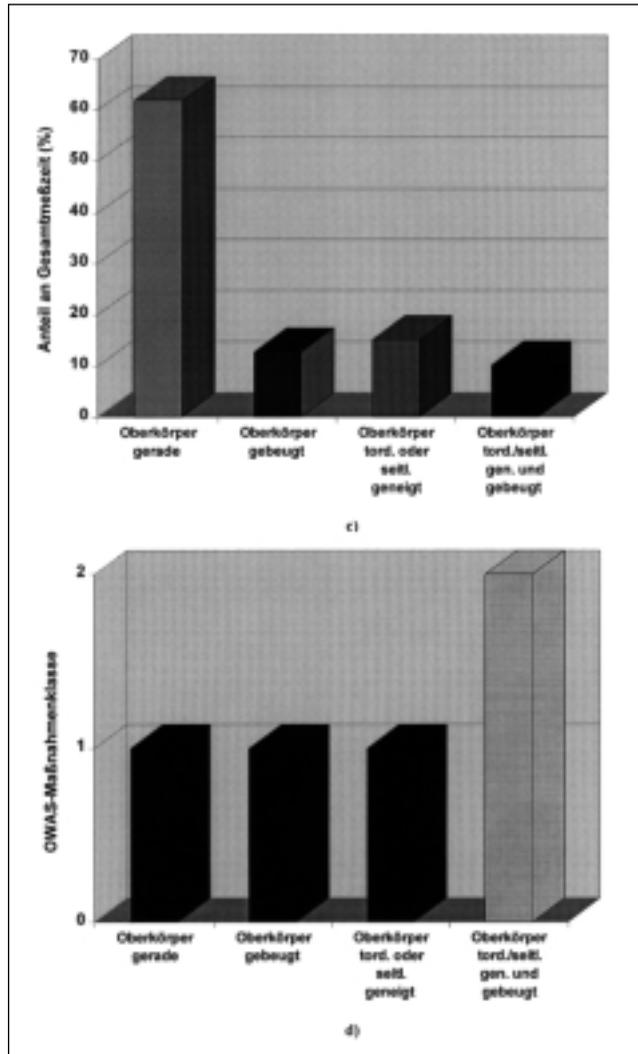


Abbildung H d:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Oberkörper-Maßnahmenklassen

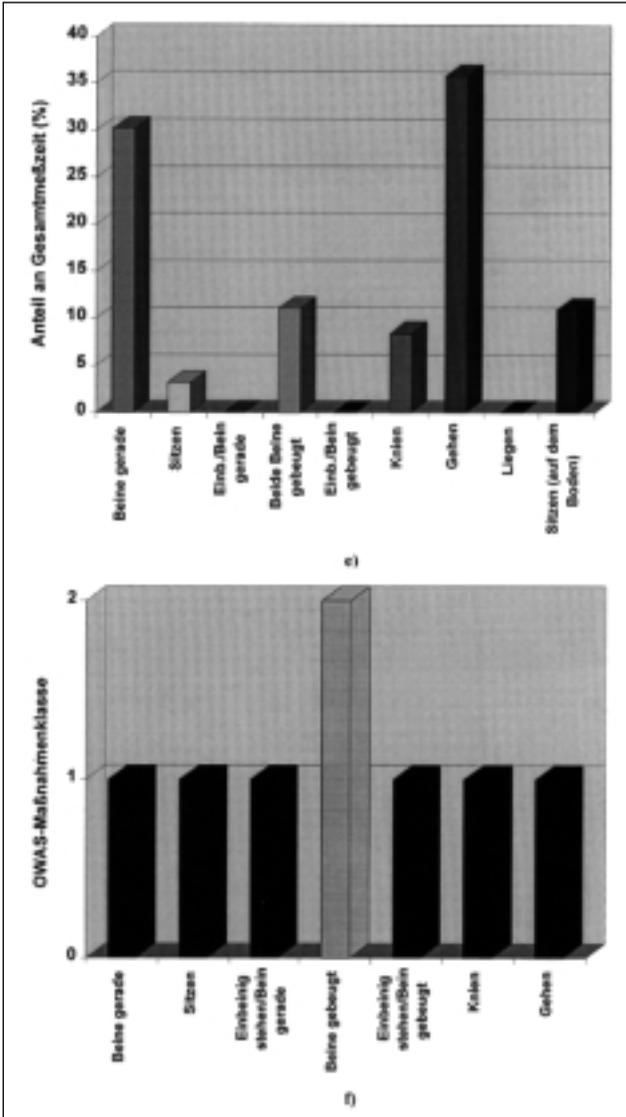


Abbildung H e:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Beinhaltungen für
Praxismessung „Waldarbeiter“

Abbildung H f:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Beinhaltungs-Maßnahmenklassen

Anlage H:
Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Waldarbeiter“

Abbildung H g:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfneigungswinkelklassen
(Lendenwirbelsäule)
für Praxismessung „Waldarbeiter“

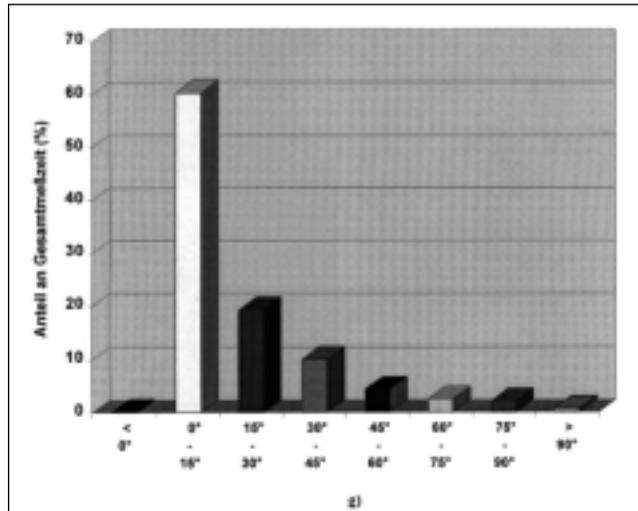
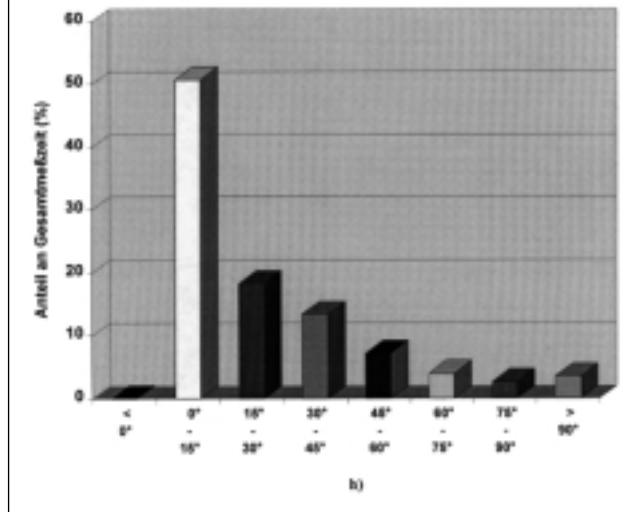


Abbildung H h:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfneigungswinkelklassen
(Brustwirbelsäule)
für Praxismessung „Waldarbeiter“



Anlage I:
 Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Getränkelergerist“

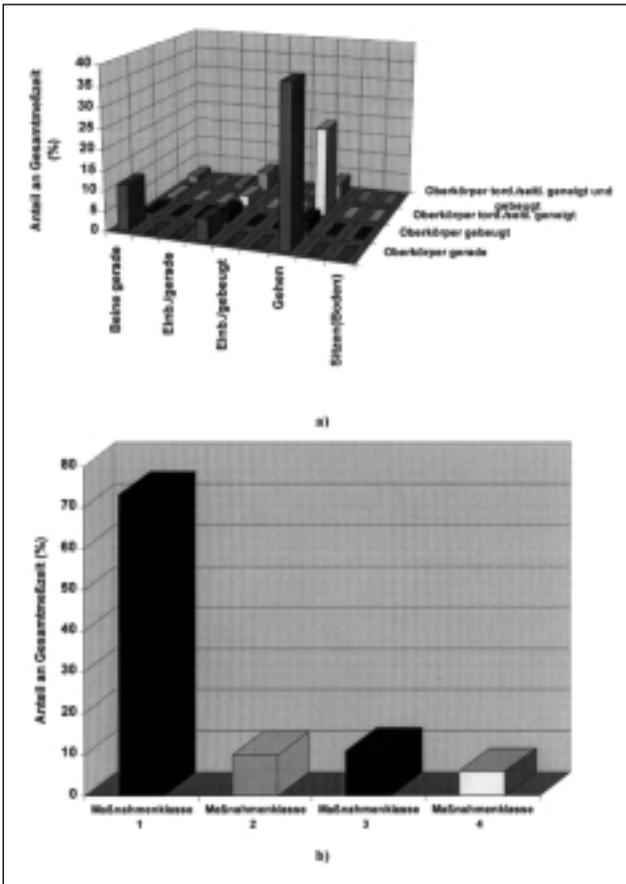


Abbildung I 1a:
 Häufigkeitsverteilung der
 OWAS-Körperhaltungen
 für Praxismessung „Lager 1“

Abbildung I 1b:
 Häufigkeitsverteilung der
 zugehörigen OWAS-
 Maßnahmenklassen, bezogen
 auf die gesamte Körperhaltung

Anlage I: Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Getränkelergerist“

Abbildung I 1c:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Oberkörperhaltungen
für Praxismessung „Lager 1“

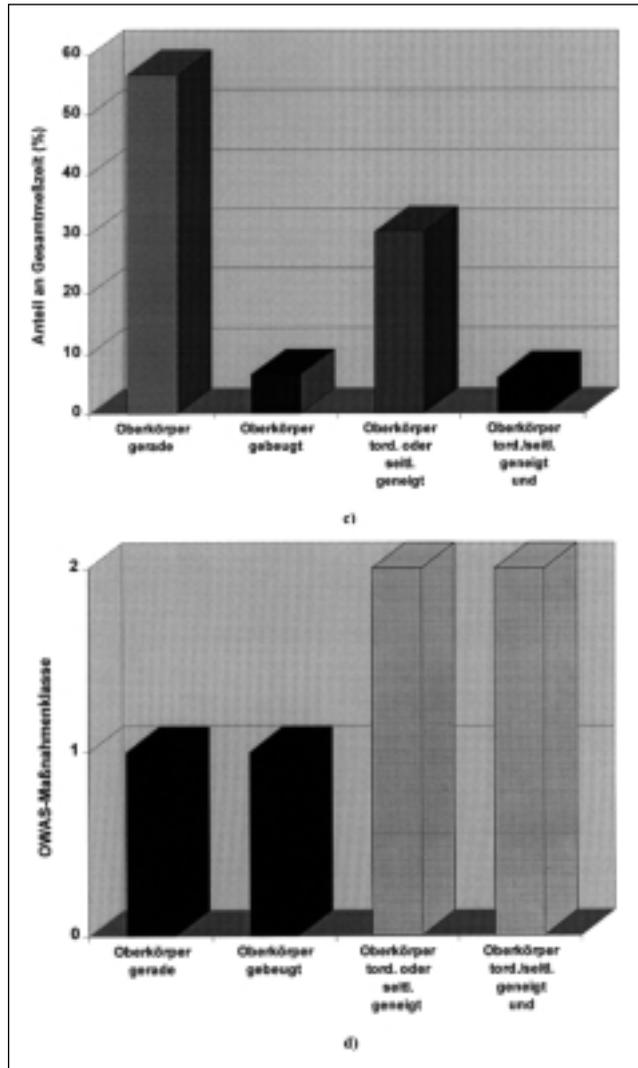


Abbildung I 1d:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Oberkörper-Maßnahmenklassen

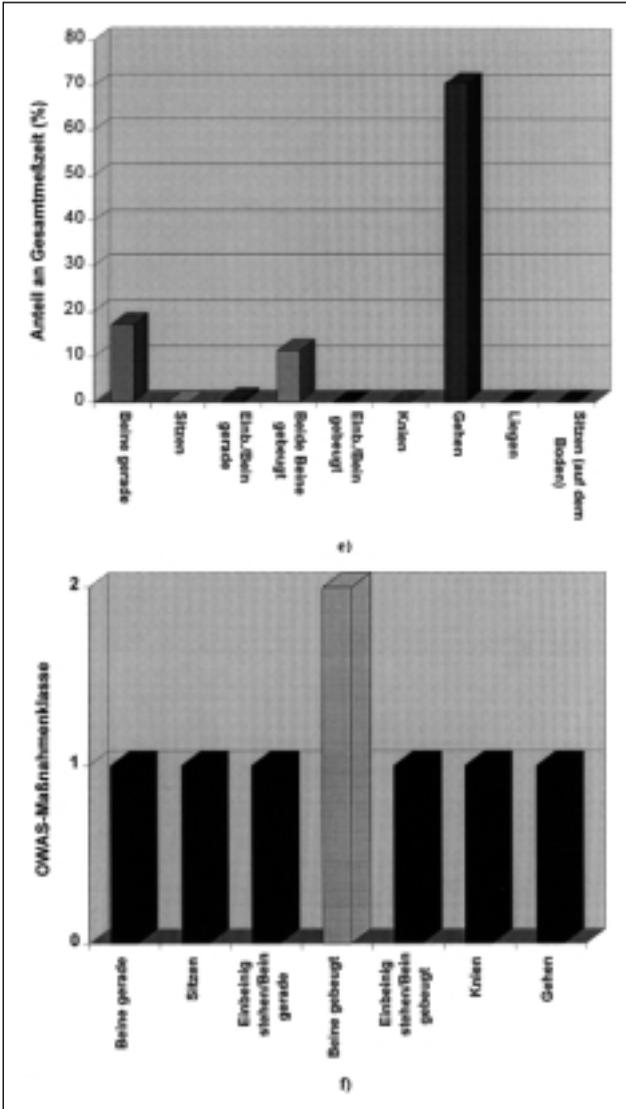


Abbildung I 1e:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Beinhaltungen für
Praxismessung „Lager 1“

Abbildung I 1f:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Beinhaltungs-Maßnahmenklassen

Anlage I: Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Getränkelagerist“

Abbildung I 1g:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfeigungswinkelklassen
(Lendenwirbelsäule)
für Praxismessung „Lager 1“

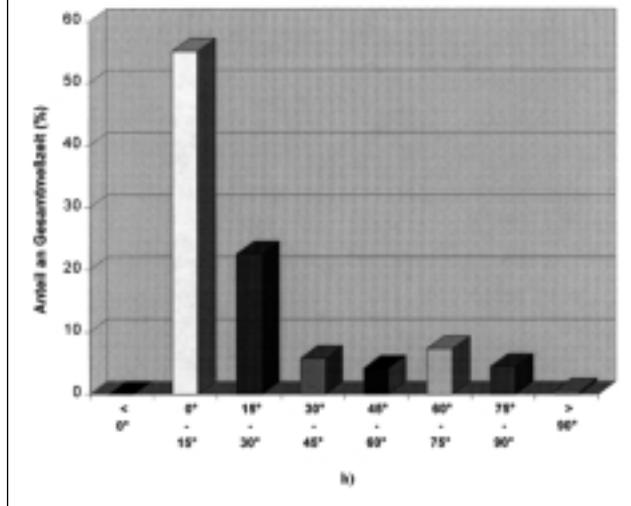
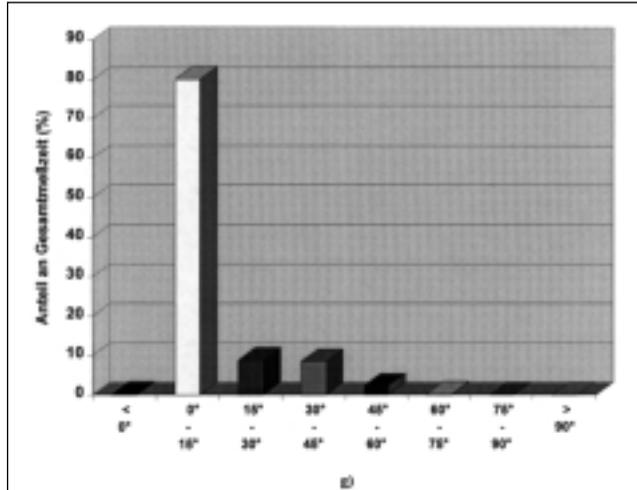


Abbildung I 1h:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfeigungswinkelklassen
(Brustwirbelsäule)
für Praxismessung „Lager 1“

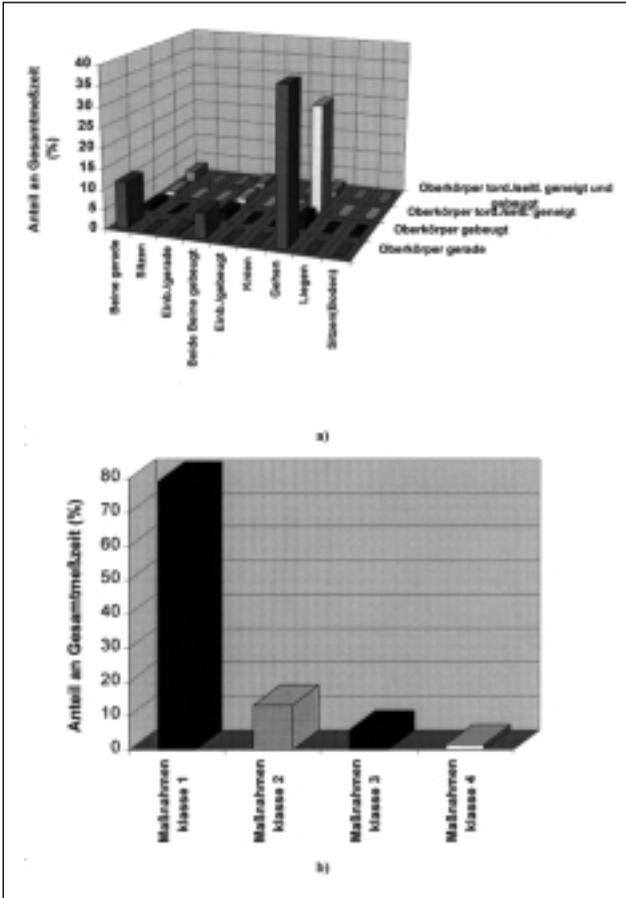
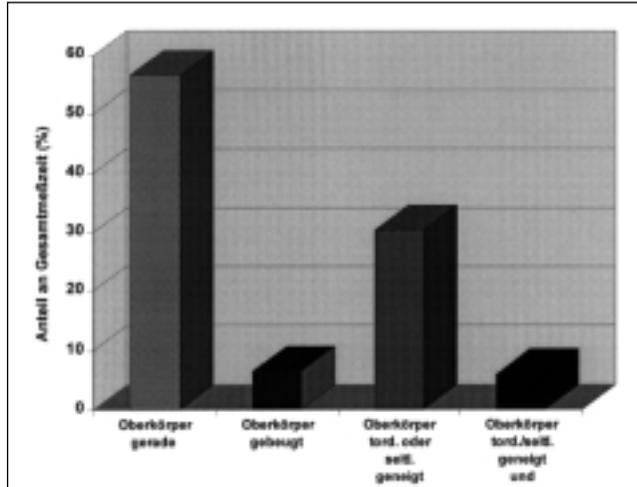


Abbildung I 2a:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Körperhaltungen für
Praxismessung „Lager 2“

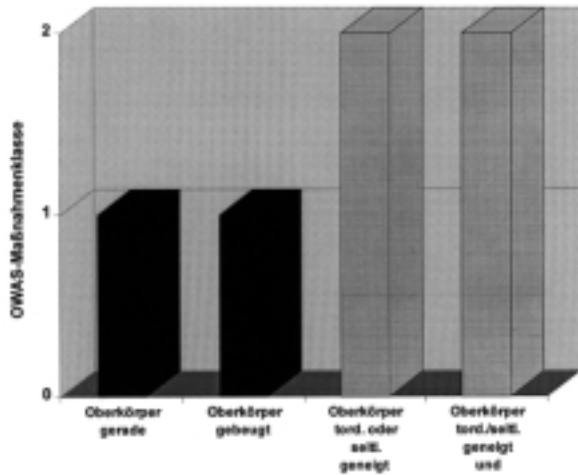
Abbildung I 2b:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Maßnahmenklassen,
bezogen auf die gesamte
Körperhaltung

Anlage I: Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Getränkelergerist“

Abbildung I 2c:
Häufigkeitsverteilung der
OWAS-Oberkörperhaltungen
für Praxismessung „Lager 2“



c)



d)

Abbildung I 2d:
Häufigkeitsverteilung der
zugehörigen OWAS-
Oberkörper-Maßnahmenklassen

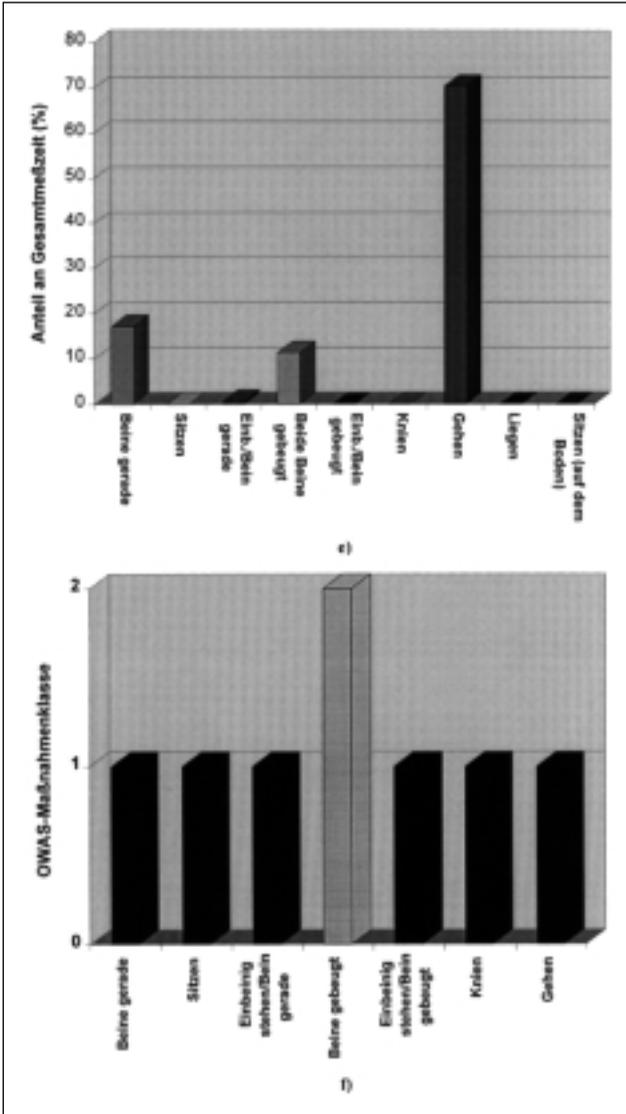
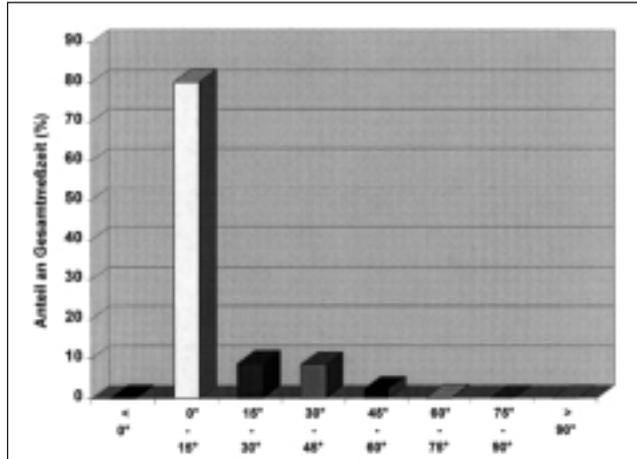


Abbildung I 2e: Häufigkeitsverteilung der OWAS-Beinhaltungen für Praxismessung „Lager 2“

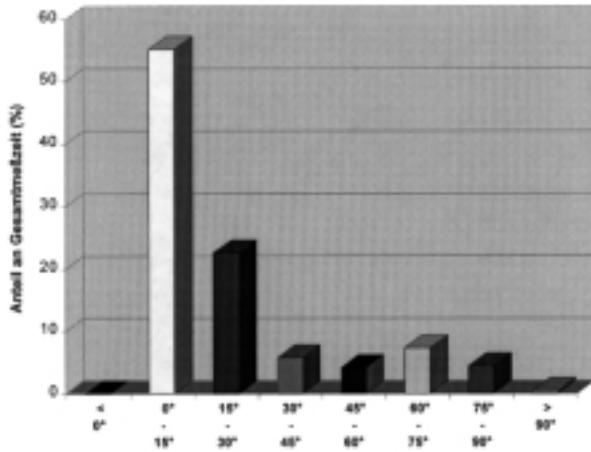
Abbildung I 2f: Häufigkeitsverteilung der zugehörigen OWAS-Beinhaltungs-Maßnahmenklassen

Anlage I: Ergebnisse der OWAS-Auswertung der Praxismessung „Getränkelergerist“

Abbildung I 2g:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfneigungswinkelklassen
(Lendenwirbelsäule)
für Praxismessung „Lager 2“



g)



h)

Abbildung I 2h:
Häufigkeitsverteilung der
Rumpfneigungswinkelklassen
(Brustwirbelsäule)
für Praxismessung „Lager 2“