

Friedrich-Schiller-Universität Jena  
Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften  
Institut für Sportwissenschaft  
Bewegungswissenschaften

3-D-Bewegungsorganisation der lumbalen Wirbelsäule  
beim Heben

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Falk Mörl MA

geboren am 16. Januar 1975 in Rudolstadt

Gutachter

1. Prof. Dr. Reinhard Blickhan
2. Prof. Dr. Hartmut Witte
3. Prof. Dr. Alwin Luttmann

Tag des Kolloquiums: 24. September 2004

## Lebenslauf

- geboren am 16. Januar 1975 in Rudolstadt
- 1981 bis 1991 Besuch der Staatlichen Regelschule Neusitz mit Realschulabschluss
- 1991 bis 1993 Abitur am Staatlichen Gymnasiums Rudolstadt
- 1994 bis 1999 Magisterstudium Sportwissenschaft, Psychologie und Erziehungswissenschaft an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
- Studentische Hilfskraft im Projekt »Autonomes Laufen«, Magisterarbeit mit dem Thema »Rumpf-Becken-Torsions-Schwingung um die Körperlängsachse beim Laufen«
- 1999 bis 2003 Promotionsstudent
- 01/2000 bis 12/2001 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Sportwissenschaft, Bewegungswissenschaften unter Prof. Dr. Reinhard Blickhan
- seit 2000 Mitarbeit am interdisziplinären Wirbelsäulenprojekt des Kompetenzzentrum für interdisziplinäre Prävention (KIP)
- seit 01/2002 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Forschungsgesellschaft für angewandte Systemsicherheit und Arbeitsmedizin mbH

## Danksagung

Besonderer Dank gilt Prof. Dr. Reinhard Blickhan und Dr. Wolfgang Schneider, da ohne ihre Organisation und Vertrauen diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Für übergreifende wissenschaftliche Ratschläge gilt Prof. Blickhan und Prof. Witte weiterer Dank.

Direkte fachliche Hilfe holte ich mir bei Michael Günther, Heiko Wagner, Sergio Lesduarte, Roland Graßme, Ingo Bradl und Daniel Hanf. Vor allen denjenigen, denen ich regelmäßig die Zeit stahl, gilt mein Dank. Hervorgehoben sei nochmals Michael Günther, da er mich nachhaltig zum selbständigen, wissenschaftlichen Arbeiten anleitete.

Ich danke den studentischen Hilfskräften, welche mich bei routinierten Arbeiten unterstützten oder sich als Versuchsperson zur Verfügung stellten. Genannt sein sollen Nora Marsch, Katrin Raudszus, Michael Bogusch und Matthias Haun.

Letztlich gilt meinen Eltern, insbesondere meiner Mutter, Dank, da sie mit ihrer Unterstützung meinen Weg ins Leben ebneten.

## Zusammenfassung

Heben von Lasten als Belastung im alltäglichen Arbeitsprozess wird in engen Zusammenhang mit Schmerzen und Schädigungen der Lendenwirbelsäule gebracht, woraus die Motivation erwuchs, Bewegungen der Lendenwirbelsäule beim Heben genauer zu beobachten. Derzeit existieren nicht viele Daten von Relativ-Bewegungen der Lendenwirbel zueinander, dreidimensionale Daten sind generell rar, und wurden bei alltäglichen Bewegungen segmental noch nicht gemessen.

Mit einem Infrarot-3-D-Kamerasystem wurden die Koordinaten von 19 Markern auf der Haut der lumbalen Wirbelsäulen von 11 Versuchspersonen beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben gemessen. Die Koordinaten wurden in segmentale 3-D-Winkel (Cardan-Winkel) transformiert und für Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion dargestellt. Die Güte der Repräsentation von Skelettbewegungen durch Hautmarker wurde mittels offenem MRT evaluiert. Es konnte ein hoch signifikanter, linearer Zusammenhang zwischen Positionen und Bewegungen von Hautmarkern und den markierten Dorn- und Querfortsätzen sowie Winkeln an der Oberfläche und Winkeln der Wirbelkörper nachgewiesen werden.

Die Hauptbewegungen der LWS beim Heben sind bei Flexion/Extension zu finden, die Bewegungsumfänge in Lateralflexion und Torsion sind vergleichsweise klein. Das Bewegungssegment L5-Becken kann durch die Hebetechnik nicht beeinflusst werden, da die diskriminierten Gruppen *Knie-* und *Rückenheber* keine statistisch nachweisbaren Unterschiede an dieser Stelle zeigen. Die verwendeten Gewichtsstufen hatten keinen Einfluss auf die lumbale Performance der Versuchspersonen, jedoch zeigt sich, dass Rückenheber durch die Belastung größere Bewegungsbereiche nutzen als ohne Belastung, wogegen Knieheber unter Belastung die Bewegungsamplituden reduzieren. Die räumliche Koordination unterscheidet sich ebenfalls zwischen den Gruppen: Während Rückenheber ein simples Beugen und Strecken der Bewegungssegmente praktizieren, führen Knieheber die Hebebewegungen mit einem komplexen Bewegungsmuster aus, wobei die LWS nur wenig im Vergleich zur globalen Gesamtbewegung in die Bewegung einbezogen wird. Zusammengefasst benutzen die Rückenheber das Bewegungssystem Lendenwirbelsäule deutlich mehr, die Hubarbeit wird großteils mit der LWS geleistet. Die Belastungssituation ist bei den Rückenhebern als kritisch einzuschätzen, was auch an Winkelbeschleunigungen und den Belastungszeiten zu erkennen ist. - Die Flexion/Extensionsamplituden zeigen ein von oben nach unten zunehmendes Muster. Die zeitliche Koordination erfolgt sequentiell von oben nach unten. Hinsichtlich der

Bewegungsamplituden existiert eine dritte Gruppe, welche keiner der beiden anderen Gruppen zuzuordnen ist.

Methoden mit externen Hautmarkern stellen ein Bindeglied zwischen hochgradig aufwendigen klinischen Untersuchungen und Untersuchungen von alltäglichen Bewegungen dar. Um an Daten von Bewegungen unter alltäglichen Bedingungen zu gelangen oder im klinischen Bereich als Screening, ist die Markermethode sehr effizient.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation . . . . .	2
1.1.1	Attraktion lumbaler Bewegungen . . . . .	2
1.1.2	Komplexität von Hebebewegungen . . . . .	4
1.1.3	Epidemiologie und Ätiologie . . . . .	5
1.1.4	Wissenschaftlicher Stand der Kennzeichnung lumbaler Bewegungen . . . . .	7
1.2	Biomechanisch relevante Anatomie der LWS . . . . .	8
1.2.1	Facetgelenke . . . . .	8
1.2.2	Bandscheiben . . . . .	10
1.2.3	Bandapparat . . . . .	10
1.2.4	Muskulatur . . . . .	11
1.3	Aufgaben dieser Arbeit . . . . .	12
<b>2</b>	<b>Methoden</b>	<b>13</b>
2.1	Verwendetes Material . . . . .	14
2.1.1	Probanden . . . . .	14
2.1.2	Das Infrarot-Kamerasystem . . . . .	14
2.1.3	Zu hebende Kisten . . . . .	16
2.2	Versuchsaufbau . . . . .	17
2.2.1	Markermuster . . . . .	17
2.2.2	Kameraanordnung . . . . .	19
2.3	Versuchsablauf . . . . .	19
2.3.1	Einstellungen . . . . .	19
2.3.2	Kalibrierung . . . . .	20
2.3.3	Durchführung . . . . .	21
2.4	Berechnung der Cardan-Winkel . . . . .	22

2.4.1	Auswahl der Berechnungsmethode . . . . .	22
2.4.2	Cardan-Winkel zur Beschreibung der räumlichen Lage zweier Starrkörper . . . . .	24
2.5	Datenbearbeitung und statistische Tests . . . . .	34
2.5.1	Vom Bild zur Zahl . . . . .	34
2.5.2	Winkelberechnung . . . . .	37
2.5.3	Behandlung von Messfehlern und Winkelsprüngen . . . . .	38
2.5.4	Filtern . . . . .	41
2.5.5	Kalkulation von Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung	42
2.5.6	Einfluss des Filterns auf den zeitlichen Verlauf der Winkelbe- schleunigungen . . . . .	43
2.5.7	Stapelverarbeitung . . . . .	44
2.5.8	Statistik . . . . .	46
<b>3</b>	<b>Validierung der Methoden</b>	<b>48</b>
3.1	Vergleich von Markerbewegungen und Wirbelstellungen der lumbalen Wirbelsäule mit offener Magnet-Resonanz-Tomografie . . . . .	49
3.1.1	Einleitung . . . . .	49
3.1.2	Methoden . . . . .	50
3.1.3	Ergebnisse . . . . .	54
3.1.4	Diskussion . . . . .	61
3.1.5	Schlussfolgerungen . . . . .	64
3.2	Variable Muskelspannung und Markermuster . . . . .	64
3.2.1	Einleitung . . . . .	64
3.2.2	Methoden . . . . .	65
3.2.3	Ergebnisse . . . . .	67
3.2.4	Schlussfolgerungen . . . . .	74
3.3	Fehlerrechnung . . . . .	76
3.3.1	Kardanwinkel als eine Funktion von Koordinaten . . . . .	76
3.3.2	Elemente der Rotationsmatrix . . . . .	77
3.3.3	Numerische Bestimmung von Fehlern der Rotationsmatrix . . .	79
3.3.4	Analytische Fehlerberechnung der Kardanwinkel aufgrund der Fehler in der Rotationsmatrix . . . . .	83
3.3.5	Schlussfolgerungen . . . . .	85
3.4	Betrachtung von Messfehlern . . . . .	85



3.4.1	Vorbemerkungen . . . . .	85
3.4.2	Methoden . . . . .	86
3.4.3	Ergebnisse . . . . .	87
3.4.4	Schlussfolgerungen . . . . .	93
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>95</b>
4.1	Überblick und Vorbemerkungen . . . . .	96
4.2	Bewegungsamplituden . . . . .	97
4.2.1	Unterschiede der Amplituden in den Bewegungsebenen . . . . .	97
4.2.2	Die vier Phasen des Hebezyklus . . . . .	100
4.2.3	Hebetechnik: Rückenheber vs. Knieheber . . . . .	102
4.2.4	Das Bewegungssegment L5-Becken . . . . .	105
4.2.5	Belastete und unbelastete Bewegungen . . . . .	106
4.2.6	Einfluss der Hebeaufgabe . . . . .	114
4.2.7	Einfluss des zu hebenden Gewichtes . . . . .	116
4.3	Zeitlich und räumlicher Verlauf . . . . .	117
4.3.1	Zeitlicher Verlauf einer Hebebewegung . . . . .	117
4.3.2	Wirbelbewegungen im Konfigurationsraum: Individuelle Bewegungsstrategien . . . . .	119
4.4	Winkelbeschleunigungen . . . . .	128
4.4.1	Winkelbeschleunigungen im zeitlichen Verlauf . . . . .	128
4.4.2	Unterschiede der Beschleunigungen zwischen den Hebetypen . . . . .	131
4.4.3	Unterschiede der Extremwerte der Beschleunigungen in den Teilbewegungen . . . . .	137
4.4.4	Unterschiede der einzelnen Bewegungsebenen . . . . .	140
4.4.5	Der Einfluß des zu hebenden Gewichtes . . . . .	144
4.5	Zeitliches Regime segmentaler Bewegungen . . . . .	145
4.5.1	Unterschiede zwischen den Teilbewegungen . . . . .	146
4.5.2	Einfluss der Hebetechnik auf das zeitliche Regime . . . . .	149
4.5.3	Einfluss der Hebetechnik auf das zeitliche Regime beim unsymmetrischen Heben . . . . .	151
4.5.4	Einfluss des zu hebenden Gewichtes auf das zeitliche Regime . . . . .	158
4.6	Zeitschemata der Teilbewegungen . . . . .	159
4.6.1	Zeitliche Unterschiede der Teilbewegungen . . . . .	159
4.6.2	Unterschiede zwischen den Hebetypen . . . . .	160

4.6.3	Einfluss des zu hebenden Gewichtes . . . . .	162
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>164</b>
5.1	Bewegungsbereiche . . . . .	165
5.1.1	Einflussfaktoren auf die Bewegungsbereiche . . . . .	165
5.1.2	Sonderstellung des Bewegungssegmentes L5-Becken . . . . .	169
5.1.3	Bewegungsstrategien und Bewältigungsmuster . . . . .	171
5.1.4	Bewegungsanteile der Bewegungssegmente . . . . .	173
5.2	Winkelbeschleunigungen . . . . .	177
5.2.1	Beschleunigungen mit und ohne Belastung durch die Kiste . . .	178
5.2.2	Unterschiede zwischen den Hebetypen . . . . .	179
5.3	Beurteilung einer guten Hebetechnik . . . . .	179
5.3.1	Mythos des besseren Kniehebens? . . . . .	180
5.3.2	Hebetechnik und Belastung . . . . .	180
5.3.3	Koordination und ungünstige Situationen . . . . .	182
5.4	Phasenbeziehungen . . . . .	184
5.4.1	Zeitliche Ordnung durch Belastung . . . . .	185
5.4.2	Unterschiede zwischen den Hebetypen . . . . .	186
5.4.3	Lateralflexion und Torsion . . . . .	188
5.5	Weichteilproblematik . . . . .	189
5.6	Zuverlässigkeit der Daten . . . . .	190
5.7	Methoden zur Winkelberechnung . . . . .	191
5.8	Fragen und Ausblick . . . . .	192

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Markermuster . . . . .	17
2.2	Kameraanordnung . . . . .	18
2.3	Elementardrehungen eines Würfels . . . . .	23
2.4	Definition des kartesischen Koordinatensystems . . . . .	25
2.5	Bewegungsbeschreibung von Punkten im Raum . . . . .	26
2.6	Erzeugung eines körperfesten Koordinatensystems . . . . .	27
2.7	Elementardrehungen . . . . .	30
2.8	Hebeversuch in QTrac . . . . .	35
2.9	Hebeversuch in QView . . . . .	36
2.10	Koordinaten und Winkel eines Hebeversuches . . . . .	38
2.11	Beseitigung eines Winkelsprunges . . . . .	39
2.12	Interpolation von Lücken in den Datenreihen . . . . .	40
2.13	Auswirkungen des Filterns auf die Rohdaten . . . . .	41
2.14	Einfluss der Ordnung des Polynoms beim Filtern . . . . .	43
3.1	MRT-Markermuster . . . . .	51
3.2	Landmarken auf einem Fortsatz . . . . .	53
3.3	Korrelation der Koordinaten von Markern und Wirbeln . . . . .	56
3.4	Korrelation Translationen von Markern und Wirbellandmarken . . . . .	57
3.5	Zusammenhang der Kardanwinkel im Raum . . . . .	58
3.6	Markerverschiebung . . . . .	60
3.7	Abweichungen des Markermusters im entspannten Zustand . . . . .	68
3.8	Dreieckinnenwinkel bei variabler Muskelspannung . . . . .	69
3.9	Markermuster bei definierter Muskelspannung . . . . .	71
3.10	Koordinatensprünge beim Verdecken einer Kamera . . . . .	88
3.11	Koordinatensprünge beim Verdecken von zwei Kameras . . . . .	89

3.12	Geschwindigkeitseinfluß auf die Koordiantensprünge . . . . .	90
3.13	Geschwindigkeitseinfluß auf die negativen Koordiantensprünge . . . . .	92
3.14	Winkelsprünge beim Verdecken einer Kamera . . . . .	93
4.1	Bewegungsbereiche beim Absetzen einer Kiste (12kg) . . . . .	97
4.2	Bewegungsbereiche beim Absetzen einer Kiste (12kg) nach rechts . . . . .	99
4.3	Bewegungsbereiche einer Versuchsperson innerhalb der 4 Phasen . . . . .	100
4.4	Bewegungsbereiche von belasteten und unbelasteten Teilbewegungen . . . . .	107
4.5	Bewegungsbereiche von belasteten und unbelasteten Teilbewegungen beim unsymmetrischen Heben . . . . .	110
4.6	Zeitlicher Verlauf einer Hebebewegung . . . . .	118
4.7	Winkelschleifen der Flexion eines Rückenhebers . . . . .	119
4.8	Winkelschleifen der Flexion eines Kniehebers . . . . .	120
4.9	Winkelschleifen der Flexion eines Kniehebers beim unsymmetrischen He- ben . . . . .	123
4.10	Winkelschleifen der Lateralflexion eines Rückenhebers beim unsymme- trischen Heben . . . . .	124
4.11	Winkelschleifen der Lateralflexion eines Rückenhebers . . . . .	125
4.12	Winkelschleifen der Lateralflexion eines Kniehebers beim unsymmetri- schen Heben . . . . .	126
4.13	Winkelschleifen der Torsion eines Rückenhebers beim unsymmetrischen Heben . . . . .	127
4.14	Winkelschleifen der Torsion eines Kniehebers beim unsymmetrischen He- ben . . . . .	128
4.15	Zeitlicher Verlauf der Winkelbeschleunigungen . . . . .	129
4.16	Extrema der Winkelbeschleunigungen eines Kniehebers beim symmetri- schen Heben . . . . .	131
4.17	Extrema der Winkelbeschleunigungen eines Rückenhebers beim symme- trischen Heben . . . . .	132
4.18	Extrema der Winkelbeschleunigungen eines Kniehebers beim unsymme- trischen Heben . . . . .	134
4.19	Extrema der Winkelbeschleunigungen eines Rückenhebers beim unsym- metrischen Heben . . . . .	135
4.20	Extrema der Winkelbeschleunigungen aller Versuchspersonen beim sym- metrischen Heben . . . . .	141

4.21	Extrema der Winkelbeschleunigungen aller Versuchspersonen beim unsymmetrischen Heben . . . . .	142
4.22	Zeitliche Abfolge der Teilbewegungen in den vier Phasen aller Versuchspersonen . . . . .	146
4.23	Zeitliche Abfolge der Teilbewegungen in den vier Phasen . . . . .	148
4.24	Zeitliche Abfolge der Flexion/Extension gruppiert nach Hebetypen . . .	150
4.25	Zeitliche Abfolge der Flexion gruppiert nach Hebetypen beim unsymmetrischen Heben . . . . .	152
4.26	Zeitliche Abfolge der Lateralflexion gruppiert nach Hebetypen beim unsymmetrischen Heben . . . . .	154
4.27	Zeitliche Abfolge der Torsion gruppiert nach Hebetypen beim unsymmetrischen Heben . . . . .	157
4.28	Bewegungszeiten der Teilbewegungen beim symmetrischen Heben . . .	160
4.29	Bewegungszeiten der Teilbewegungen beim unsymmetrischen Heben . .	161
5.1	Bewegungsbereiche eines aus der Rolle fallenden Hebers . . . . .	166
5.2	Amplitudenvergleich Flexion mit WHITE&PANJABI . . . . .	174
5.3	Zeitliche Abfolge eines aus der Rolle fallenden Hebers . . . . .	186
5.4	Winkelschleifen der Torsion beim symmetrischen Heben . . . . .	191

# Tabellenverzeichnis

1.1	Segmentale Beweglichkeit . . . . .	8
3.1	Voxelgrösse . . . . .	52
3.2	Regression Parameters . . . . .	55
3.3	t-Test Markermusterunterschiede bei definierter Belastung 15°-Extension	72
3.4	t-Test Markermusterunterschiede bei definierter Belastung 30°-Extension	73
3.5	t-Test Markermusterunterschiede bei definierter Belastung 10°-Lateral- flexion . . . . .	74
3.6	t-Test Markermusterunterschiede bei definierter Belastung 20°-Lateral- flexion . . . . .	74
3.7	Koordinatenfehler Qualisys® . . . . .	80
3.8	Fehler der Rotationsmatrix beim Messen mit QUALISYS® . . . . .	81
3.9	Koordinatenfehler MRT . . . . .	83
3.10	Fehler der Rotationsmatrix beim Messen mit MRT . . . . .	84
3.11	Winkelfehler QUALISYS® . . . . .	84
3.12	Winkelfehler MRT . . . . .	85
3.13	Correlation, Regression Koordinatensprünge und Pendelgeschwindigkeit	91
3.14	Correlation, Regression Koordinatensprünge und Pendelgeschwindigkeit bei 2 verdeckten Kameras . . . . .	91
4.1	ANOVA Bewegungsebenen der LWS beim Absetzen 12 kg . . . . .	98
4.2	ANOVA Bewegungsebenen der LWS beim Absetzen 12 kg nach rechts .	98
4.3	ANOVA Hebetypen beim symmetrischen Heben 12 kg . . . . .	102
4.4	Bewegungsbereiche beim Absetzen 12 kg . . . . .	103
4.5	Bewegungsbereiche beim Absetzen 12 kg . . . . .	104
4.6	ANOVA Hebetypen beim unsymmetrischen Heben 12 kg . . . . .	106
4.7	ANOVA von belasteten und unbelasteten symmetrischen Hebebewegungen	108

---

4.8	ANOVA von belasteten und unbelasteten symmetrischen Hebebewegungen der Knieheber . . . . .	108
4.9	ANOVA von belasteten und unbelasteten unsymmetrischen Hebebewegungen aller Hebeversuche . . . . .	111
4.10	ANOVA von belasteten und unbelasteten unsymmetrischen Hebebewegungen der Knieheber . . . . .	112
4.11	ANOVA von belasteten und unbelasteten unsymmetrischen Hebebewegungen der Rückenheber . . . . .	113
4.12	ANOVA Hebeaufgabe symmetrisch oder unsymmetrisch . . . . .	115
4.13	ANOVA der positiven Flexions-Beschleunigungen beim symmetrischen Heben der 12-kg-Kiste . . . . .	132
4.14	ANOVA der negativen Beschleunigungen beim symmetrischen Heben der 12-kg-Kiste . . . . .	133
4.15	ANOVA der positiven Beschleunigungen beim unsymmetrischen Heben der 12-kg-Kiste . . . . .	136
4.16	ANOVA der negativen Beschleunigungen beim unsymmetrischen Heben der 12-kg-Kiste . . . . .	137
4.17	ANOVA Beschleunigungen der symmetrischen Teilbewegungen . . . . .	138
4.18	ANOVA Beschleunigungen der unsymmetrischen Teilbewegungen . . . . .	139
4.19	ANOVA positive Beschleunigungen bezüglich Faktor Bewegungsebene . . . . .	143
4.20	ANOVA negative Beschleunigungen bezüglich Faktor Bewegungsebene . . . . .	143
4.21	ANOVA der negativen Beschleunigungen beim symmetrischen Abstellen hinsichtlich des Faktors Gewicht . . . . .	144
4.22	ANOVA der Bewegungszeiten bezüglich Hebetyp . . . . .	161
4.23	ANOVA der Bewegungszeiten bezüglich Gewichtseinfluss . . . . .	162

# Kapitel 1

## Einleitung



## 1.1 Motivation

### 1.1.1 Attraktion lumbaler Bewegungen

Im Gegensatz zu technischen Gelenken zeigen biologische Gelenke eine bedeutend komplexere Kinematik. Während die Gelenke eines Industrieroboters hinsichtlich Drehzentrum und Freiheitsgraden eindeutig definiert sind, wandern die Drehzentren biologischer Gelenke während der Bewegung und die Anzahl der Freiheitsgrade ist vom jeweiligen Gelenkwinkel abhängig. Dies macht Bewegungen biologischer Gelenke und Bewegungssysteme äußerst interessant. Es kann aber auch zu einem erheblichen Problem werden, wenn man versucht, ein biologisches Gelenk nachzubilden und z.B. als Prothese bei einem Patienten einzusetzen. Im medizinischen Bereich aber auch in der Robotik, wenn es darum geht, komplexe und langlebige Gelenkfunktionen zu konstruieren, scheinen die biologischen Vorbilder die bessere Wahl zu sein [118].

Die vielgelenkige Wirbelsäule nimmt in der Reihe biologischer Bewegungssysteme eine Sonderstellung ein. Neben den anatomischen Besonderheiten (Kapitel 1.2, Seiten 8ff.) zeichnen sich Bewegungssegmente der Wirbelsäule bis auf wenige Ausnahmen durch Nutzung aller sechs Freiheitsgrade aus [121]. Es existiert auf fast jeder Segmenthöhe die Möglichkeit, um alle drei Achsen eines dreidimensionalen Koordinatensystems zu rotieren, in anatomischer Terminologie Flexion und Extension, Lateralflexion nach links und rechts, sowie Torsion nach links und rechts durchzuführen. Andererseits ist es Wirbelkörpern möglich, sich entlang der drei Achsen translatorisch zu bewegen. Diese Translationen sind im Vergleich zu rotatorischen Bewegungen recht gering und für den Fall, dass bestimmte Grenzen überschritten werden, hochgradig pathologisch (*degenerative spondylolisthesis*) [122, 73, 101]. Die Rotationszentren der Bewegungssegmente wandern während der Bewegung und liegen für Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion unterschiedlich. Dies kann einerseits auf den komplexen Bandapparat zurück geführt werden, ist aber auch durch die Gestalt der Wirbel, insbesondere der Facetgelenke erklärbar [121].

Diese Eigenschaft läßt es möglich erscheinen, dass jedes Bewegungssegment ein individuelles Bewegungsverhalten an den Tag legen könnte, wären die knöchernen Strukturen losgelöst von Bandapparat und Muskulatur. Somit können in verschiedenen Höhen der Lendenwirbelsäule vollkommen konträre Bewegungen erwartet werden, während ein Segment nach links gebeugt wird, kann es auftreten, dass ein benachbartes Bewegungssegment nach rechts beugt. In der Tat sind verschiedene Bewegungsrichtungen in-

nerhalb der LWS nachweisbar [116, 66]. Hier stellt sich die Frage, warum diese verschiedenen Bewegungen stattfinden, welche Mechanismen hinter ihnen stecken und welchen Nutzen sie haben. Der Möglichkeit, jedes Bewegungssegment nahezu losgelöst von den benachbarten Segmenten bewegen zu können, scheint eine komplexe Anatomie zugrunde zu liegen. Auch die Bewegungskoordination dieser entgegen gesetzten Bewegungen scheint recht komplex, da es sicher weniger aufwendig wäre, benachbarte Bewegungssegmente harmonisch in eine Richtung zu bewegen. Großteils existieren hinsichtlich dieser Informationen jedoch nur wenige Daten von cineradiografischen Untersuchungen [30, 70, 102]. Es existiert Muskulatur, welche von Wirbelkörper zu Wirbelkörper zieht, jedoch gibt es wegen der hochgradigen »statischen Unbestimmtheit« (mehr Aktionen als mechanische Beschreibungsgleichungen) keine eindeutigen Zuschreibungen der Funktionen verschiedener lumbaler Muskulatur, die diese Aufgabe zu bewältigen hat. In der neueren präventiven und rehabilitativen Forschung wird die Rückenmuskulatur in *lokales* und *globales* System unterteilt, wobei beiden Systemen unterschiedliche Aufgaben zugeschrieben werden [6, 15, 25].

Generell unbekannt ist die lumbale Koordination beim Heben.

Bewegungen der Lendenwirbelsäule unterliegen mechanischen Zwängen, so dass Bewegungen aufgrund dieser und aus Erfahrungen zumindest grob abschätzbar sind. Es existieren sogenannte *gekoppelte Bewegungen*, eine Lateralflexion ist immer mit einer Torsion verbunden und vis versa [121, 72, 100]. Dies kann anhand der Anatomie der Facetgelenke erklärt werden (Seiten 8ff). Diese Eigenschaft wurde sehr genau anhand *in-vitro*-Untersuchungen festgestellt aber auch *in-vivo*, hier jedoch hoch invasiv. Es stellt sich die Frage, in welchem Ausmaß gekoppelten Bewegungen unter alltäglichen Belastungen zu finden sind.

Trotz all dieser Eigenschaften, welche die Lendenwirbelsäule in ihren Bewegungsmöglichkeiten sehr reichhaltig macht, funktioniert sie, so lang keine Schädigungen auftreten, welche die Reichhaltigkeit dieser Möglichkeiten beschneidet. Selbst wenn eines der Bewegungssegmente in der Beweglichkeit eingeschränkt ist, können über benachbarte Segmente die Bewegungen kompensiert werden. Diese Strategie kann allerdings zu erheblichen Fehlbelastungen führen. Allein die hier untersuchte lumbale Kette mit 5 Bewegungssegmenten hat 15 rotatorische Freiheitsgrade, die theoretische Bewegungsvielfalt ist groß und es besteht die Frage, ob und wie diese Vielfalt beschränkt wird. Es bleibt zu untersuchen, welche Mechanismen zu den unterschiedlichen Bewegungsmustern führen, welche Strukturen dafür verantwortlich sind, damit eine bestimmte Bewe-

gung erfolgt. Ein Ziel dieser Arbeit ist es, die Reichhaltigkeit der Bewegungsmöglichkeiten, beim Heben von Kisten, zu beleuchten.

Die Fragestellungen und Besonderheiten des Bewegungssystems Lendenwirbelsäule zeigen, dass Bewegung der Lendenwirbelsäule nicht nur planar betrachtet werden dürfen, sondern die gesamte Dreidimensionalität untersucht werden sollte. Segmentale Bewegungen wurden großteils im klinischen Bereich mit radiologischen oder invasiven Methoden untersucht. Unter alltäglichen Bedingungen wurden meist globale Rumpfwinkel zwischen Thorax und Becken beobachtet, um einen Eindruck lumbaler Bewegungen zu erhalten. Die segmentale Beweglichkeit der LWS wurde mittels Hautmarkern in zwei Ebenen an großen Personengruppen untersucht [28]. Bewegungen einzelner Bewegungssegmente in der sagittalen Ebene wurden mit Flouroskopie beim Heben extrem schwerer Gewichte beobachtet [10]. Dreidimensionale, segmentale Bewegungsuntersuchungen der gesamten Lendenwirbelsäule unter alltäglichen Bedingungen sind dagegen nicht vorhanden.

### 1.1.2 Komplexität von Hebebewegungen

Das Heben von Lasten von Bodennähe auf Hüfthöhe zieht neben der Wirbelsäule auch andere große Gelenke in die Bewegung ein, insbesondere die Hüfte, Knie und Schultern, und kann als Belastung für den gesamten Körper beschrieben werden. Das Hauptproblem des Hebens ist der Kräfte- und Momententransfer zwischen dem Schultergürtel mit den Armen, welche das zu hebende Gewicht greifen und dem Becken mit den Beinen, mit welchen, insbesondere dem Hüftgelenk, der Großteil der Arbeit geleistet wird. Die Wirbelsäule stellt das Bindeglied zwischen Schultergürtel und Beckengürtel dar und hat die Aufgabe, Kräfte und Momente zwischen beiden zu transferieren. Das Zusammenspiel von Schultern und Armen, Wirbelsäule, Becken und Beinen ist eine komplexe Bewegung, welche zeitlich als auch räumlich koordiniert werden muss. Beachtet man hierbei die Vielfältigkeit an Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule, so ist die Funktion der Wirbelsäule alles andere als einfach zu realisieren. Von erfahrenen Personen (z.B. Trainer oder Ergotherapeuten) kann dieses Bewegungsmuster bereits durch Beobachtung beschrieben und beurteilt werden: Hier spielen Knie- und Rumpfwinkel eine zentrale Rolle, so dass recht einfach *Knieheber* und *Rückenheber* unterschieden werden können. Das Koordinationsmuster der beiden Hebetypen ist unterschiedlich. Anhand einer Reihe von Untersuchungen wurde nachgewiesen, dass auch die Belastungssituation bei gleichem Gewicht, jedoch mit verschiedener Hebetechnik, unterschiedlich ist

[64, 112]. Dem Autor sind jedoch keine Daten bekannt, welche die segmentalen Bewegungen der Lendenwirbelsäule dokumentieren. Genau diese scheinen interessant, da der Krafttransfer der Lendenwirbelsäule von Bewegungen - welche interindividuell breit variieren - und damit von unterschiedlichen Hebellängen, beeinflusst wird.

Heben und Manipulation von Lasten stellen vor allem im industriellen Arbeitsprozess aber auch in der Freizeit eine alltägliche Belastung dar. Vor allem durch hohe Gewichte wirken hohe Belastungen auf die Wirbelsäule und die Gefahr einer Schädigung wird durch große Rumpfbeugewinkel erhöht [21]. Da Hebebewegungen aus dem Alltag nicht wegzudenken sind, besteht das Problem, die Belastung durch die Hebetchnik zu reduzieren, um Schädigungen zu vermeiden. Es ist jedoch fraglich, was unterschiedliche Hebetchniken bewirken, welches Koordinationsmuster zu welcher Hebetchnik führt, welche Ursachen zu einer bestimmten Hebetchnik führen. Bekannt ist, dass bei höheren externen Belastungen eher die Technik des Rückenhebens angewandt wird [20, 89, 99, 97]. Dies wird meist am Rumpfwinkel, dem Winkel zwischen Thorax und Becken, fest gemacht, welcher beim Rückenheben größer als beim Knieheben ist. Keine Daten sind bekannt hinsichtlich der segmentalen Unterschiede zwischen Kniehebern und Rückenhebern. Es wurde noch nicht untersucht, in welchem Umfang lumbale Bewegungssegmente ihren Beitrag zum Gesamtwinkel leisten. Somit sind auch Unterschiede zwischen den Hebetypen auf segmentaler lumbaler Ebene nicht dokumentiert. Neben dem Beitrag der einzelnen lumbalen Bewegungssegmente scheint auch die Koordination zwischen den Bewegungssegmenten und die zeitliche Abfolge der einzelnen Bewegungen von großem Interesse. Es konnte gezeigt werden, dass beim Beugen der LWS synchrone als auch von oben nach unten sequentielle Bewegungen erfolgen können [70, 30]. Diese koordinativen Parameter wurden bei alltäglichen Bewegungen, insbesondere dem Heben, noch nicht untersucht.

### 1.1.3 Epidemiologie und Ätiologie

Heben und Bewältigen von Lasten wird aufgrund der damit verbundenen Belastungen aber auch bezüglich der Häufigkeit des Hebens in Verbindung mit Rückenschmerzen und Schädigungen der Wirbelsäule gebracht. In Großbritannien war bereits im Jahre 1965 bekannt, dass bei körperlich schwerer Arbeit bei 18.5% der Verletzungen der Rücken betroffen ist [106]. Der Großteil der Schmerzen und Schädigungen wurde mit Heben in Verbindung gebracht. Dem entgegen kann nur ein geringer Anteil der Beschwerden auf Unfälle zurück geführt werden. Es wurde aber auch festgestellt, dass

der Anteil von Schädigungen bei Gewichthebern im Vergleich zu Personen mit leichter Arbeit nicht höher ist. Schon damals wurde ein enger Zusammenhang von Hebetechnik und Belastung vermutet und mit Experimenten nachgewiesen.

Inzwischen sind Rückenschmerzen zu einem erheblichen volkswirtschaftlichen Problem postmoderner Industriegesellschaften geworden. Im Jahre 1998 wurden in der BRD 30% der Arbeitsausfälle mit Rückenschmerzen in Verbindung gebracht und verursachten 15 Mrd € an Kosten. Hierbei stellt den Löwenanteil der Arbeitsausfall dar, da auf Therapiekosten »nur« 490 Mio € entfielen ([www.rueckenschmerzen.de](http://www.rueckenschmerzen.de)). Bemerkenswert ist hierbei, dass von allen Rückenbeschwerden nur 15% auf spezifische Probleme zurück geführt werden können, der Großteil der Kosten wird durch unspezifischen Rückenschmerz verursacht. Rückenschmerzen führen zu großen Zahlen an Arbeitsausfall. Statistisch liegt Großbritannien mit 30 Arbeitstagen pro Patient und Jahr vorn, gefolgt von den Niederlanden mit 25, dann Kanada mit 20, 10 in der BRD und 9 in den USA. In Deutschland führt dies zu einem Produktivitätsverlust von 4%! Eine weitere erstaunliche Zahl liefert die AOK Sachsen: Im Jahre 2001 kam es zu 12.210.468 Tagen Arbeitsausfall durch Rückenschmerzen, wobei 6.981.648 auf Männer fallen und 5.228.820 auf Frauen. Beachtlich ist hierbei, dass die mittlere Dauer eines Arbeitsausfalles bei etwa 11 Tagen liegt, so dass die hohe Summe der Arbeitsausfalltage nur von 323.915 Personen (186.764 Männern und 137.151 Frauen) verursacht wird. Zusammengefasst sind Rückenschmerzen in den Industrieländern das zweithäufigste Symptom, welches Menschen zu einem Arztbesuch bewegt. Beängstigend ist, dass ein jährlich steigender Trend zu verzeichnen ist [26].

Bei der Frage nach Ursachen findet man multikausale Korrelationen von pathologischen Befunden, Belastungen am Arbeitsplatz sowie sozialen und psychischen Faktoren [16]. Selbst Zigarettenrauchen hat einen Einfluss auf Rückenschmerzen sowie den Erholungsprozess von Rückenschmerzen, wobei die Interpretation hierbei recht schwierig erscheint [71]. Die Untersuchung der Bewegungen der Lendenwirbelsäule kann weitere Informationen zum biomechanischen Belastungszustand liefern, so dass diese Komponente im Vordergrund dieser Arbeit steht. Zusammenhänge von Belastungen im Alltag und Rückenbeschwerden werden häufig dargestellt: In den USA wurden im Jahre 1997 530.000 Fälle von Arbeitsausfall gezählt, welche im Zusammenhang mit schwerer körperlicher Arbeit standen. Hier betreffen 60% den Rücken. Durch Zusammenfassung verschiedener Studien konnte gezeigt werden, dass ungünstige Bedingungen beim Heben, wie ein hohes zu hebendes Gewicht, der Abstand zum zu hebenden Gewicht,

gebeugter Rumpf, die Häufigkeit von Hebungen, die Geschwindigkeit einer Hebebewegung und die Assymetrie einer Hebebewegung als Risikofaktoren bezeichnet werden können [45]. Abgesehen vom Gewicht und der Häufigkeit von Hebebewegungen können alle Risikofaktoren durch die Hebetechnik beeinflusst werden.

#### 1.1.4 Wissenschaftlicher Stand der Kennzeichnung lumbaler Bewegungen

Haltungen und Bewegungen der lumbalen Wirbelsäule wurden auf verschiedenen Wegen untersucht:

- *In vitro*-Untersuchungen an funktionellen Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule grenzen dreidimensionale Bewegungsbereiche ein. Es wurde festgestellt, dass das maximal mögliche Bewegungsausmaß bei Flexion/Extension von oben nach unten zunimmt, bei Lateralflexion von oben nach unten mit einem abnehmenden Trend zu beschreiben ist. Die Torsion ist im lumbalen Bereich verglichen mit Flexion/Extension und Lateralflexion vom Ausmaß gering [120, 125, 72]. Schwierig erscheint bei diesen Untersuchungen die Verbindung zu Bewegungen im alltäglichen Leben.
- Eine weitere direkte Methode, Bewegungen der Wirbelkörper am lebenden Menschen zu untersuchen, sind Knochennadeln (*Bone Pins*). Hierbei werden Drähte, Nägel oder Schrauben durch Haut und Muskulatur geführt, um diese in den Wirbelkörpern starr zu verankern, womit von außen Bewegungen der Wirbelkörper erfasst werden können. Es existieren die dünnen *Kirschner-Drähte*, die festeren *Steinmann-Nägel* als auch die massiven *Schanz-Schrauben*. Es können unter Laborbedingungen hoch präzise dreidimensionale Bewegungen gemessen werden. Nachteilig ist, dass diese Untersuchungen *invasiv* sind [100].
- Teilweise sehr aufwendige Methoden der Bildgebung untersuchten maximal mögliche Bewegungen bei lebenden Menschen. Es können ebenfalls dreidimensionale Daten erfasst werden, mit Cineradiografie ist es möglich, den zeitlichen Verlauf der Bewegungen aufzuzeichnen und Aussagen über die Bewegungsreihenfolge der einzelnen Bewegungssegmente zu treffen. Aufgrund der aufwendigen Messgeräte sind die Untersuchungen meist auf Beweglichkeitsmessungen beschränkt, welche

Studie	Methode	Bedingungen	Ebenen	Parameter
PEARCY, 1982,1985	bipl.Röntg.	statisch	3-D	ROM, gekopp. Bew.
OKAWA, 1998	videofl.	dyn. 5 Hz	sagittal	ROM, Bew.-Koord.
HARADA, 2000	cineradiogr.	dyn. 5 Hz	sagittal	ROM, Bew.-Koord.
VITZTHUM, 2000	offenes MR	statisch	sagittal	ROM, Haltungsmuster
MCGREGOR, 2002	offenes MR	statisch	sagittal	ROM, Ruderhaltungen

**Tabelle 1.1:** Radiologische und bildgebende Untersuchungen der segmentalen Beweglichkeit der LWS: Dynamische, dreidimensionale Daten sind nicht vorhanden.

durch Zwänge der Geräte teilweise auch eingeschränkt sind. Auch die zeitliche Auflösung dieser Untersuchungen ist gering [79, 85, 70, 30, 60] (Tabelle 1.1).

- Letztlich sollen oberflächliche Messungen mit Hautmarkern genannt sein. Großteils wird hier einzig der globale Winkel zwischen Thorax und dem Becken erfasst. Viele Untersuchungen wurden nur zweidimensional erhoben. Der Vorteil dieser Messungen sind die zeitlich hohe Auflösung und die Möglichkeit, alltägliche Bewegungen zu untersuchen [28]. Mit Hautmarkern erhobene dreidimensionale, segmentale Daten sind dem Autor nicht bekannt.

Die verschiedenen Methoden haben Vor- und Nachteile. Um einen Gesamteindruck lumbaler, segmentaler Bewegungen zu erhalten, müssen Informationen aus allen Bereichen heran gezogen werden. Die verschiedenen Methoden ergänzen sich somit und liefern die Daten im jeweiligen Einsatzbereich.

Ein Problem beim Vergleich der Daten sind nicht nur die verschiedenen Methoden, auch verschiedene Berechnungsmöglichkeiten von Winkeln bringen unterschiedliche Ergebnisse. Vor allem bei dreidimensionalen Winkeln führen unterschiedliche Rechenvorschriften und Methoden zu vollkommen verschiedenen Ergebnissen, so dass Vergleiche zwischen den Messungen schwierig sind [27].

## 1.2 Biomechanisch relevante Anatomie der LWS

### 1.2.1 Facetgelenke

Die Facetgelenke der Wirbelsäule unterscheiden sich deutlich von herkömmlichen Synovialgelenken. Während die Struktur von Synovialgelenken (Gelenkflächen, Bänder) die Kinematik des Gelenkes steuern, stellen die Facetgelenke der Wirbelsäule einzig

eine die Bewegung begrenzende Struktur dar. Betrachtet man ein herkömmliches Synovialgelenk, so besteht bei allen physiologischen Bewegungen Kontakt zwischen den Gelenkflächen. Die Facettgelenke dagegen öffnen und schließen sich bei der Hauptbewegung der Wirbelsäule, der Flexion und Extension: Wenn man eine funktionelle Wirbelsäuleneinheit beugt, werden die Gelenkflächen voneinander entfernt, wird die Wirbelsäule extendiert, nähern sich die Gelenkflächen der Facettgelenke zunächst an, um bei starker Extension einer funktionellen Wirbelsäuleneinheit<sup>1</sup> in Kontakt zu treten und miteinander zu artikulieren. Dies zeigt, dass die Hauptfunktion der Facettgelenke nicht der Krafttransfer zwischen den Wirbelkörpern ist.

Dieses Öffnen und Schließen der Facettgelenke ist in diesem Ausmaß jedoch nur bei Flexion/Extension zu beobachten. Bei reiner Lateralflexion oder Torsion treten auch hier die Gelenkflächen in Kontakt. Bei der Lateralflexion tritt der Fall ein, dass die der Seitneigung entgegen gesetzte Seite der funktionellen Wirbelsäuleneinheit geöffnet wird, auf der Seite, zu der die Seitbeugung erfolgt, wird das Facettgelenk angenähert, die Gelenkflächen treten in Kontakt. - Beim Verdrehen zweier Wirbelkörper zueinander funktionieren die Facettgelenke mit ihren Gelenkflächen: Beim Verdrehen werden die Gelenkflächen aneinander vorbei geschoben [121].

Vor allem bei der Torsion zweier Wirbelkörper wirkt die bewegungssteuernde Funktion der Facettgelenke: In den unterschiedlichen Ebenen von Halswirbelsäule, Brustwirbelsäule und Lendenwirbelsäule zeigen sich die Facettgelenke in unterschiedlicher geometrischer Anordnung relativ zu den Wirbelkörpern: Betrachtet man einen Halswirbel in der sagittalen Ebene, so ist zu erkennen, dass die Facettgelenke innerhalb dieser Ebene um 45° gedreht gelegen sind. Im Bereich der Brustwirbelsäule sind die Facettgelenke in zwei Ebenen verdreht. Einerseits sind sie innerhalb der sagittalen Ebene um 60° verdreht. Dazu kommt, dass die Lage der Facettgelenke innerhalb der transversalen Ebene um 20° nach innen verdreht ist. Im Bereich der Lendenwirbelsäule schließlich stehen die Facettgelenke senkrecht in der sagittalen Ebene, sind jedoch in der transversalen Ebene um 45° verdreht. Dies hat zur Folge, dass Flexion/Extension und Lateralflexion nicht großartig behindert werden, die Torsion jedoch schon aufgrund der Architektur der Gelenkflächen stark beschränkt ist [121].

Die Anordnung der Facettgelenke in den einzelnen Ebenen der Lendenwirbelsäule ist nicht gleich: Während im oberen Bereich eine Verdrehung innerhalb der transversalen

---

<sup>1</sup>FSU: *functional spinal unit* bestehend aus zwei benachbarten Wirbeln, welche bei Leichenversuchen von Bindegewebe und Muskulatur, jedoch nicht vom Bandapparat frei präpariert wurden [120, 121].



Ebene von durchschnittlich  $25^\circ$  gefunden werden kann, wird dieser Winkel nach caudal größer, so dass auf Ebene L5-S1 Winkel von durchschnittlich  $53^\circ$  gefunden werden können [121]. Dies hat zur Folge, dass auch unterschiedliche Bewegungen in den Ebenen gefunden werden können.

Die geschilderten Eigenschaften der Facetgelenke machen klar, dass die Bewegungen nicht allein durch die Strukturen der Facetgelenke bestimmt werden. So liegen die Drehzentren der Bewegungssegmente nicht in den Bereichen der Gelenkflächen, sondern in den Wirbelkörpern in der Nähe der Deckplatten im Übergangsbereich zu den Bandscheiben [121]. Dies verdeutlicht, dass hinsichtlich der Bewegungsmöglichkeiten Facetgelenke nicht losgelöst von den Bandscheiben betrachtet werden können.

### 1.2.2 Bandscheiben

Auch die Zwischenwirbelscheiben kann man als eine Struktur betrachten, welche Bewegungen funktioneller Wirbelsäuleneinheiten bestimmen, so lange sie physiologisch arbeiten. Der anatomische Aufbau einer Bandscheibe mit Faserring und Kern und die mechanischen Eigenschaften gewährleisten unter physiologischer Belastung den Abstand zwischen benachbarten Wirbelkörpern unter Bewegung und bei Lastaufnahme. Die Steifigkeit des Faserrings in verschiedene Belastungsrichtungen trägt einerseits zur »Kissenfunktion« der Bandscheibe unter normaler Kompression bei, beschränkt aber auch das Bewegungsausmaß zwischen zwei benachbarten Wirbelkörpern, so lange keine Kräfte auftreten, welche den Faserring zerstören [121].

Die Bandscheiben zeichnen sich weiterhin dadurch aus, dass in ihrer Nähe die Rotationszentren der Hauptbewegungen eines Bewegungssegmentes liegen. Dies hat den Grund, dass Beanspruchungen des Gewebes gering gehalten werden. Lägen die Rotationszentren eines Bewegungssegmentes weit entfernt der Bandscheibe, würden diese durch starke Zug-, Kompressions- und Scherkräfte belastet [121].

### 1.2.3 Bandapparat

Die verschiedenen Bänder der Lendenwirbelsäule sind komplex angeordnet und bestimmen Bewegungen und Haltungen der Wirbelsäule erheblich: Es existieren Haltungen, in denen die oberflächliche Muskulatur nicht aktiv ist, so dass Bewegungen und Haltungen der LWS großteils passiv durch Bänder festgelegt werden (*Flexion Relaxation*) [42, 105, 121].

Aber auch das physiologische Spannungs-Dehnungsverhalten der Bänder bestimmt das Bewegungsverhalten der Wirbelsäule. Innerhalb der *Neutralen Zone*<sup>2</sup> der Bänder kann einzig die Muskulatur Bewegungen der Wirbelkörper steuern. Es ist zu beachten, dass bei Präparaten mit vergrößerter *Neutraler Zone* auch eine heftigere Degeneration der Bandscheiben vorgefunden wurde, so dass von einer höheren mechanischen Belastung dieser ausgegangen werden kann [73].

Hervor gehoben seien die *Ligg.flava*. Dieses Band zeichnet sich neben seiner Lage nahe dem Wirbelkanal dadurch aus, dass es den höchsten Anteil an Elastin hat [87]. Weiterhin ist zu beachten, dass dieses Band im normalen Stehen unter Spannung steht.

#### 1.2.4 Muskulatur

Den Haupteinfluss auf Bewegungen der Wirbelsäule hat letztlich die Muskulatur, welche als Aktuator wirkt, wenn Kräfte und damit verbundene Bewegungen erzeugt werden sollen. Die detaillierte Funktion der lumbalen Muskulatur bei verschiedenen Bewegungen ist nicht hinreichend untersucht. Seit der Klassifizierung von BERGMARK sind die Muskeln des lokalen Systems ins Interesse präventiver und rehabilitativer Forschung gerückt [6]. Insbesondere der *M.multifidus* wird als wichtiger Muskel zur intersegmentalen Stabilisation von Bewegungen der Lendenwirbelsäule erachtet. Es konnte festgestellt werden, dass der *M.multifidus* bei Patienten mit undefiniertem unteren Rückenschmerz einseitig atrophiert ist [33, 32]. Aber auch die Bauchmuskulatur, insbesondere der *M.transversus abdominis* scheint einen erheblichen Einfluss auf die Performance lumbaler Bewegungen und Stabilisation zu haben. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Aktivierung dieses Muskels bei Schmerzpatienten bei einer Segmentbewegung erheblich verzögert ist, wogegen bei schmerzfreien Personen die Aktivierung dieses Muskels vor allen anderen untersuchten Muskeln geschieht [36, 37, 38, 39, 41, 40]. Bewegungen oder Haltungen der Lendenwirbelsäule wurden bei diesen Untersuchungen nicht erfasst. Jedoch konnte nachgewiesen werden, dass Personen mit Rückenschmerzen bedeutend variabelere Bewegungsmuster zeigen als Kontrollgruppen [117].

---

<sup>2</sup>Die *neutrale Zone* im Spannungs-Dehnungsbereich eines Bandes liegt vor dem physiologischem Bereich. Die Strukturen werden gespannt und ausgerichtet, es wirken nur geringe Kräfte [121].

## 1.3 Aufgaben dieser Arbeit

Das segmentale Bewegungsverhalten der Lendenwirbelsäule ist zur Zeit nicht hinreichend untersucht. Segmentale, dynamische Daten sind bei Laboruntersuchungen unter restriktiven Bedingungen erhoben worden [30, 70]. Eine einzige dem Autor bekannte Studie beschäftigte sich mit lumbalen, segmentalen Bewegungen, welche ebenfalls mit einer Hautmarkermethode gemessen wurden, dies jedoch nur in zwei Ebenen [28]. Alle anderen verfügbaren segmentalen oder dreidimensionalen Daten wurden statisch oder *in vitro* erfasst. Mit dieser Arbeit sollen dreidimensional segmentale Bewegungen der Lendenwirbelsäule unter alltäglichen Bedingungen, beim Heben, untersucht werden.

Segmentale Bewegungen der Lendenwirbelsäule beim Heben sind noch nicht untersucht. Die Literaturrecherche zeigte, dass lumbale Bewegungen beim Heben einzig global erfasst wurden, als Winkel zwischen Thorax und Becken. Das segmentale Bewegungsverhalten ist aber sehr wichtig, will man die lumbale Performance beurteilen und Aussagen bezüglich der Belastungssituation treffen. Es stellen sich Fragen nach zeitlich und räumlicher Koordination. Können ebenfalls wie beim einfachen Beugen und Strecken der LWS sequentielle und synchrone Bewegungsmuster gefunden werden? Wie verhalten sich die einzelnen Anteile der Lendenwirbelsäule beim Heben? Gibt es individuelle Unterschiede oder lassen sich gar Gruppen nach ihrem Bewegungsmuster einteilen? Wie werden die einzelnen Bewegungssegmente untereinander koordiniert? Existieren Segmente, welche eine besondere Eigenschaft haben? Kann das räumliche Koordinationsmuster zwischen Personen oder Gruppen unterschieden werden?

Der Zusammenhang von mit Hautmarkern an der Oberfläche gemessenen Bewegungen und den Bewegungen der darunter liegenden Wirbelkörper ist nicht hinreichend untersucht. Die hier verwendete Methode mit Hautmarkern soll gegenüber tatsächlichen Bewegungen der Wirbelkörper evaluiert werden (offenes MRT). Existiert ein Zusammenhang zwischen oberflächlichen Bewegungen und Bewegungen der Wirbelkörper? Wie kann dieser Zusammenhang beschrieben werden? Wie weit reichen Aussagen von oberflächlichen Markermethoden, um Bewegungen der knöchernen Strukturen beurteilen zu können?

# Kapitel 2

## Methoden

## 2.1 Verwendetes Material

### 2.1.1 Probanden

Es wurden elf Personen (4 weibliche und 7 männliche) im Alter von 22 bis 32 ( $26.3 \pm 2.5$ ) Jahren untersucht. Die Körpermaße der vier Damen betragen  $58 \text{ kg} \pm 3.6 \text{ kg}$  und  $1.72 \text{ m} \pm 0.06 \text{ m}$ . Die Herren wogen  $77.3 \text{ kg} \pm 5.5 \text{ kg}$  und waren durchschnittlich  $1.83 \text{ m} \pm 0.05 \text{ m}$  groß.

Alle Personen waren zum Zeitpunkt der Messungen Studenten oder Angestellte der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Bezüglich der Konstitution können alle Personen als schlank eingeschätzt werden, hinsichtlich der Kondition gingen alle Personen einer regelmäßigen sportlichen Betätigung nach und zeichneten sich daher durch ein sportliches Erscheinungsbild aus (geringer Körperfettanteil).

Keine der Personen hatte zum Zeitpunkt der Messung akute Rückenschmerzen. Vielmehr kann über den Großteil der Versuchspersonengruppe ausgesagt werden, dass bis dahin im Leben der Personen gar keine Rückenbeschwerden aufgetreten waren. Eine Ausnahme bilden jedoch zwei weibliche Versuchspersonen, welche auf Perioden von akutem, auf eine bestimmte Region der Lendenwirbelsäule begrenzten Rückenschmerz zurück blicken können.

Vor den Hebeversuchen wurden die Probanden durch den Versuchsleiter in mündlicher als auch schriftlicher Form nach Richtlinien der Ethik-Kommission der FSU Jena über Gefahren und Nutzen der Untersuchung informiert. Alle Versuchspersonen führten die Versuche freiwillig durch. Die Durchführung der Versuche wurde von der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät und der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften als wenig gefährdend eingestuft und genehmigt (Bearbeitungs-Nr. 0525-08/00).

### 2.1.2 Das Infrarot-Kamerasystem

Um die Bewegungen der lumbalen Wirbelsäule zu messen, wurde ein Infrarot-Kamerasystem des Herstellers QUALISYS® verwendet ([www.qualisys.se](http://www.qualisys.se), Qualisys AB, Gothenburg, Sweden). Herzstück des Systems sind die digitalen Kameras (MCU: Motion Capture Unit), welche nicht nur das Infrarot-Licht aussenden und aufnehmen, sondern auch sofort rechnerisch verarbeiten. Jede Kamera misst den Ort eines infrarotlicht-reflektierenden Objektes und berechnet die 2-dimensionale Projektion der Koordinaten des Punktes. Durch Kombination von mindestens zwei Kameras können 3-D-

Informationen des gemessenen Punktes generiert werden. Das von der Deutschen Forschungsgemeinschaft dem Institut Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie bereit gestellte System umfasst sechs Kameras (Motion Capture Units), von welchen bei dem unter Punkt 2.2 beschriebenen Versuchsaufbau bis zu fünf zum Einsatz kamen.

Jede Motion Capture Unit sendet bis zu drei verschiedene Infrarotlichtblitze aus, welche vom zu untersuchenden Objekt reflektiert werden. Die drei Blitzlichter sind um das Objektiv der Kamera herum angeordnet und können einzeln aktiviert oder deaktiviert werden. Je weiter ein Untersuchungsgegenstand von der Kamera entfernt ist, um so mehr Licht wird benötigt. Beim hier recht kurzen verwendeten Abstand reichte wenig Licht, so dass nur der innere oder der innere und der mittlere Blitz zur Anwendung kamen.

Die Kameras sind mit einem Prozessor ausgerüstet, welche die gemessenen Informationen der Lichtreflexe sofort für jede Kamera einzeln in 2-D-Koordinaten des kameraeigenen Koordinatensystems umwandeln. Über das Netzwerk werden die Daten der einzelnen Kameras zum Mess-Rechner übertragen. Mit Hilfe der Informationen der Kalibrierung (Kapitel 2.1.2 und 2.3.2) und den 2-D-Daten der einzelnen Kameras können am Rechner anschließend aus der Verrechnung der Datensätze der Kameras die dreidimensionalen Koordinaten der untersuchten Objekte kalkuliert werden.

Es ist möglich, mit dem System mit einer zeitlichen Auflösung von bis zu 1000 Hz zu arbeiten. Mit zunehmender Messfrequenz wird jedoch die örtliche Auflösung geringer. Bis zu 240 Hz arbeitet jede Kamera mit der vollen Auflösung des CCD-Chips von 658 (horizontal)  $\times$  496 (vertikal) Pixel. Über 240 Hz wird nur noch ein Drittel des Chips zur örtlichen Auflösung verwendet. Jedoch verfügt QUALISYS<sup>®</sup> über eine patentierte Subpixel-Technik zur Kalkulation der Marker-Zentroiden, mit welcher eine sehr hohe Auflösung von 60000  $\times$  45000 Subpixel erreicht wird. Somit kann eine sehr hohe interpolierte räumliche Auflösung erreicht werden. Bei der vom Hersteller angegebene Auflösung von 1:60000 kann unter optimalen Bedingungen in einem Raum von 2 $\times$ 2 $\times$ 2 m eine Auflösung von  $\pm$ 0.06 mm erreicht werden.

### Marker

Von der Firma QUALISYS<sup>®</sup> werden Marker hergestellt, welche das von den Kameras entsandte Licht mit hohem Reflexionsgrad reflektieren. Diese Marker sind, da mehrere Kameras einen Marker im Raum erkennen müssen, kugelförmig und haben nur an einer Stelle eine kleine flache Fläche, die dazu dient, den Marker am Untersuchungsobjekt

zu fixieren. Um das Infrarotlicht zu reflektieren, sind die Marker mit einer speziell angefertigten Farbe beschichtet. Diese Farbe enthält grobe, metallisch glänzende Glaskugeln, welche das Infrarotlicht gleichmäßig stark reflektieren. Die verwendeten Marker hatten einen Durchmesser von 7 mm.

### Kalibriergegenstände

Um die dreidimensionalen Koordinaten von Punkten im Raum ermitteln zu können, benötigt das System die Information, wie die Kameras zueinander aufgestellt sind als auch über die Lage des Inertialsystems. Dies erfolgt durch den Vorgang des Kalibrierens. Dazu sind spezielle Werkzeuge notwendig, welche in der hier verwendeten Größenordnung vom technischen Personal des Instituts für Sportwissenschaften angefertigt wurde<sup>1</sup>:

- Das **Kalibrier-Gitter** selbst ist ein rechter Winkel, bestehend aus vier Markern, welche in definierten Abstand auf dem Winkel und den entsprechenden Schenkeln des Winkels angebracht sind. Der Scheitelpunkt des Winkels definiert den Koordinaten-Ursprung des Mess-Koordinatensystems. Vom Ursprung aus hat der hier verwendete Winkel eine Seitenlänge von 285 mm in  $x$ -Richtung. Ebenfalls auf dieser Achse liegt bei 76 mm ein weiterer Marker. Auf der somit definierten  $y$ -Achse liegt der letzte der vier Marker in einem Abstand von 209 mm zum Ursprung des Koordinatensystems bzw. dem Scheitelpunkt des Winkels.
- Der **Kalibrier-Stab** ist ein Stab mit 285.1 mm Länge, an dessen Enden ebenfalls je ein Marker befestigt ist. Mittels eines Griffes ist eine einfache Handhabung gesichert. Der Kalibrier-Stab wird beim Kalibrieren im Bereich des Kalibrier-Gitters bewegt, um dem System die notwendigen Informationen zur Kalkulation der  $z$ -Dimension zu geben.

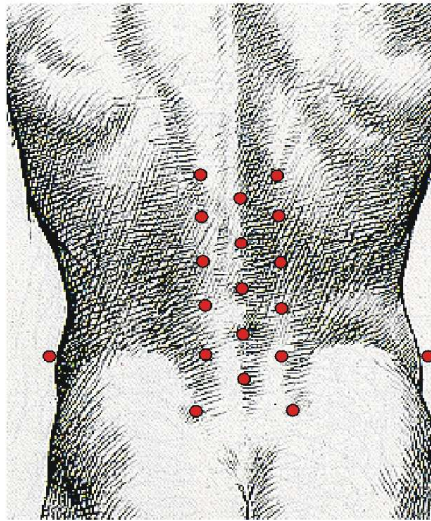
### 2.1.3 Zu hebende Kisten

Als Belastung wurden genormte Holzkisten des EFL-Bundesverbandes verwendet (EFL-Akademie, Braunschweig<sup>2</sup>). Diese Kisten haben 31 cm Seitenlänge und 27 cm Höhe. In der Mitte jeder Seitenwand sind am oberen Ende der Kiste handliche Griffe ins Holz eingearbeitet, mit welchem die Kisten gut gehandhabt werden können. Das Gewicht

---

<sup>1</sup>Peter Fackelmayer

<sup>2</sup>EFL: Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit



**Abbildung 2.1:** Applikationsorte der 19 infrarotlicht-reflektierenden Marker (siehe Text).

der Kisten wurde zwischen 2 kg (Das Gewicht der leeren Kiste), 6 kg und 12 kg variiert. Zu bemerken ist hierzu, dass ein handelsüblicher Bierkasten im gefüllten Zustand ein Gewicht von nicht ganz 20 kg aufweist, so dass das Manipulieren der hier gewählten Kisten durchaus als alltägliche Belastung beschrieben werden kann.

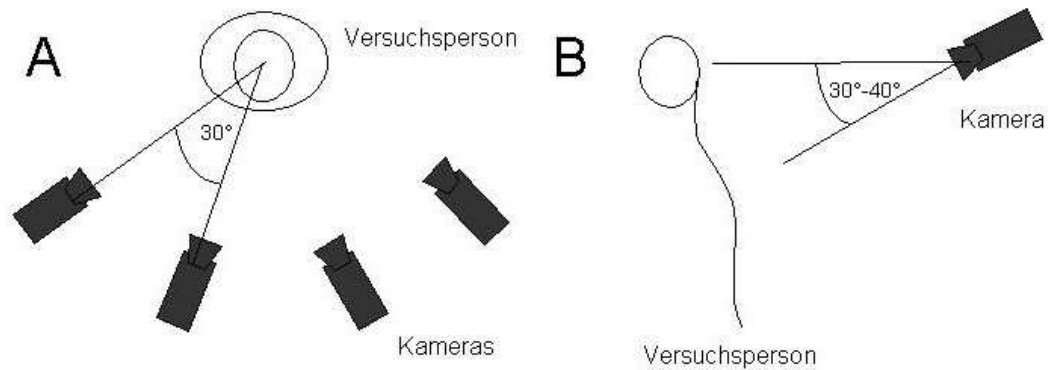
## 2.2 Versuchsaufbau

### 2.2.1 Markermuster

Die zu untersuchenden Personen wurden mit 19 der infrarotlicht-reflektierenden Markern versehen, welche wie folgt an den lumbalen Rücken der jeweiligen Versuchsperson appliziert wurden:

- Mit fünf Markern wurden die *Processi spinosi* der Lendenwirbel markiert. Hierzu wurde der jeweilige Proband gebeten, sitzend sich nach vorn zu beugen. Nun tastete der Versuchsleiter am Rücken der Versuchsperson nach der *Crista iliaca* an linker und rechter Seite des Beckens. Von dort wurde der Mittelpunkt zwischen beiden *Crista iliaca* gesucht, um den *Processus spinosus* des vierten oder fünften Lendenwirbels zu palpieren. Von dort konnten bei entspannter Extensorenmuskulatur leicht alle lumbalen Dornfortsätze gefunden werden, welche schließlich je mit einem Marker versehen wurden.





**Abbildung 2.2:** Aufbau der Kameras in Aufsicht (A) und Seitenansicht (B). Ein halbkreisförmiger Aufbau wurde gewählt, um so viel wie möglich Marker mit einer Kamera detektieren zu können (A). Durch die Kippung der Kameras in der sagittalen Ebene sind die Marker über den gesamten Hebevorgang messbar (B).

- Zehn weitere Marker wurden links und rechts neben den Dornfortsatzmarkern auf den Muskelbäuchen des *M. longissimus* platziert. Hierbei wurde in etwa ein Abstand - je nach Größe der jeweiligen Versuchsperson - von 2 bis 3 cm nach außen und auch 2 bis 3 cm nach oben eingehalten.
- Je ein Marker wurde auf die linke und rechte *Spina iliaca posterior superior* geklebt.
- Die letzten beiden Marker wurden auf gut tastbare Stellen der linken und rechten *Crista iliaca* so appliziert, dass diese von den Armen nicht verdeckt wurden (Abb. 2.1).

Zusammengefasst wurde ein lumbaler Wirbel von drei Markern, einem auf dem Dornfortsatz und zwei weiteren auf den Muskelbäuchen repräsentiert. Das Becken wurde von vier Markern gekennzeichnet. Zur Befestigung der Marker auf der Haut der Versuchspersonen wurde doppelseitiges Klebeband verwendet.

### 2.2.2 Kameraanordnung

Zur Ermittlung der 3-D-Koordinaten eines Markers im Raum benötigt das QUALISYS<sup>®</sup>-System die Informationen zweier Kameras für einen Marker. Sehr günstig ist es, wenn jedoch soviel Kameras wie möglich den jeweiligen zu detektierenden Marker aufnehmen. Daher wurden die Kameras hinter der Versuchsperson in etwa auf Kopfhöhe der gleichen in einem Halbkreis auf Stativen fixiert aufgestellt. Der Abstand von Kamera zum Untersuchungsobjekt betrug ca. 1 bis 1.5 m. Der Winkel zwischen den Kameras betrug in etwa 30° (Abb. 2.2 A). Nun bestand weiterhin das Problem, dass innerhalb jedes Teiles des Hebezyklus die Marker von den Kameras erkannt werden sollten, da beim Heben die Versuchsperson einerseits gerade steht, somit die Marker sehr weit oben im Untersuchungsraum sind, andererseits die Person beim Bücken und Absetzen des Gewichtes nach vorn gebeugt ist und den Rumpf im Raum absenkt, die Marker somit entlang der  $z$ -Achse des globalen Koordinatensystems nach unten bewegt werden. Hinzu kommt, dass der Blickwinkel der Kameras zum Markermuster auf dem Rücken durch gerades Stehen und Bücken als Bestandteile des Hebezyklus veränderlich ist und trotzdem alle Marker gesehen werden sollten. Daher wurden die Kameras auf dem Stativ mit dem Blickwinkel nach unten innerhalb der sagittalen Ebene um etwa 20° bis 40° gekippt (Abb. 2.2 B).

Zum Einsatz kamen vier bis fünf Kameras. Mit dem beschriebenen Versuchsaufbau war es möglich, pro Kamera mindestens 18 der 19 Marker zu detektieren. Die inneren Kameras des Halbkreises waren meist dazu in der Lage, alle Marker zu erkennen. Bei den äußeren Kameras wurden die Marker auf dem Becken vom Körper verdeckt, so dass die linken Kameras den Marker rechts auf dem Becken und die rechten Kameras den Marker links auf dem Becken nicht aufzeichnen konnten.

## 2.3 Versuchsaufbau

### 2.3.1 Einstellungen

Die Aufzeichnung der Hebevorgänge, welche durchschnittlich pro Versuch 7 Sekunden in Anspruch nahmen, wurden durchgeführt mit

- einer Frequenz von 100 Hz, was eine ausreichende zeitliche Auflösung zur Aufnahme der Rückenbewegungen gewährleistet,

- einer örtlichen Auflösung von  $658 \times 496$  Pixel (genaue Beschreibung der Ortsauflösung auf Seite 14ff)
- und mit 7 bis 10 Sekunden Messzeit. Bei vereinzelt Versuchspersonen musste eine längere Messzeit eingestellt werden. Es gab jedoch keine Person, die deutlich weniger als 7 Sekunden für einen Hebezyklus benötigte.

### 2.3.2 Kalibrierung

Die Kalibrierung definiert die Lage des raumfesten Koordinatensystems und gibt die Information über die Lage der Kameras zueinander, damit aus den 2-D-Daten der einzelnen Kameras die dreidimensionalen Koordinaten der Messpunkte berechnet werden können. Mit dem QUALISYS®-Pro-Reflex System ist der Kalibriervorgang sehr komfortabel: Das Kalibrier-Gitter wurde so in Position gebracht, dass alle Kameras es beobachten konnten. Bei den hier beschriebenen Versuchen war dies in der Mitte des Kamera-Halbkreises (Abb. 2.2 A), in etwa da wo die Versuchsperson stand auf Höhe der Oberschenkel. Der Schenkel des Gitters mit den drei Markern wurde - orientiert an der Versuchsperson aus Abbildung 2.2 A - von rechts nach links mit offenem Schenkel weisend in den Aufnahmebereich gelegt. Der Schenkel mit nur zwei Markern wies in Richtung der Kameras. Nach Start der Kalibrierung wurde der Kalibrier-Stab im Bereich des Kalibrier-Gitters bewegt, so dass alle sechs Marker (vier auf dem Gitter und zwei auf dem Stab) von allen Kameras gesehen wurden. Ein Kalibriervorgang benötigt, vorausgesetzt alles funktioniert, etwa 5 Sekunden Zeit.

Der beschriebene Kalibrieraufbau bewirkte, dass das erstellte Bezugs-Koordinatensystem mit der  $x$ -Achse von rechts nach links, mit der  $y$ -Achse von vorn nach hinten (*ventral* nach *dorsal*) und mit der  $z$ -Achse von unten nach oben (*caudal* nach *cranial*) wies, wenn man sich am Körper einer Versuchsperson orientiert. Das hat zur Folge, dass man bereits an den Positionsmatrizen der drei Marker pro Wirbelkörper erkennen kann, wie diese im Raum liegen. Somit ist es recht einfach, die Bewegungen der Versuchsperson nachzuvollziehen, da eine Kippung der körpereigenen  $z$ -Achse nach vorn immer eine Flexion verdeutlicht, eine Neigung dieser nach links immer eine Lateralflexion nach links und eine Neigung der körpereigenen  $x$ -Achse nach rechts immer eine Torsion nach links darstellt.

Die Güte des Versuchsaufbaus und der Kalibrierung ergab letztlich eine dynamische örtliche Auflösung von 0.333 mm.

### 2.3.3 Durchführung

Nachdem die Versuchspersonen mit den Markern versehen waren, das Kamerasystem kalibriert und aktiviert wurde als auch die Kiste vor die Versuchsperson abgestellt wurde, konnten die Versuche des Hebens durchgeführt werden. Das Gewicht der jeweiligen Kiste betrug 2 kg, 6 kg oder 12 kg und wurde randomisiert. Mit jedem Kistengewicht und jeder Hebeaufgabe sollten 5 aufeinander folgende Versuche durchgeführt werden, so dass von jeder Person 30 Hebeversuche zu absolvieren waren.

#### Symmetrisches Heben

Beim symmetrischen Heben der Kiste wurde die Kiste direkt vor die Füße der jeweiligen Versuchsperson abgestellt. Die Versuchsperson sollte sich mit für sie angenehmen Fußabstand zur Kiste positionieren. Die Abstand zwischen den Füßen konnte ebenfalls frei gewählt werden. Nachdem das Kamerasystem aktiviert wurde, wurde die Versuchsperson aufgefordert, sich nach der Kiste zu bücken, diese zu packen und so, wie es ihr beliebte, bis auf Hüfthöhe vor den Körper zu heben, einen Moment zu halten und dann wieder direkt vor dem Körper abzusetzen. Nach dem Absetzen sollte sich die Versuchsperson wieder aufrichten und stehen bleiben, bis das Kamerasystem die Messung beendet hatte.

Es ist zu beachten, dass bezüglich der Hebetechnik keine Anweisungen des Versuchsleiters an die Versuchsperson gegeben wurden. Daraus erfolgte, dass die Personen alle so hoben, wie sie es für richtig und angenehm erachteten.

#### Unsymmetrisches Heben

Beim unsymmetrischen Heben wurde die Kiste nicht direkt vor die Versuchsperson gestellt, sondern in etwa  $45^\circ$  links vor den linken Fuß der Versuchsperson. Auf ein Zeichen des Versuchsleiters sollte die Versuchsperson sich nach links zur Kiste bücken, diese vor den Körper auf Hüfthöhe heben, dort kurzzeitig halten und dann nach rechts neben den Körper, auch wieder in etwa  $45^\circ$ -Winkel nun vor dem rechten Fuss wieder abstellen. Nach dem Abstellen sollte die Versuchsperson sich wieder gerade hinstellen und stehen bleiben, bis die Messung vom Kamerasystem beendet war. Auch hier wurden keine weiteren Anweisungen durch den Versuchsleiter hinsichtlich Hebetechnik gegeben.

## 2.4 Berechnung der Cardan-Winkel

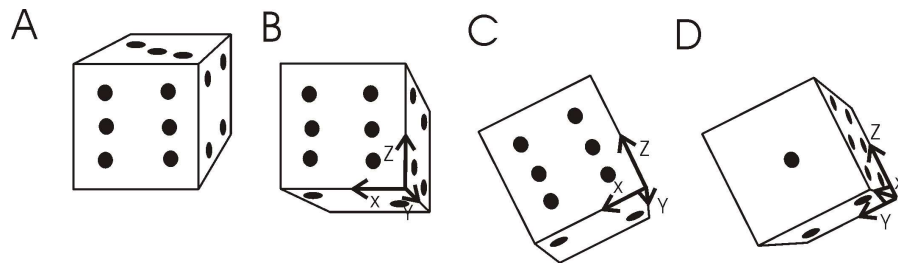
### 2.4.1 Auswahl der Berechnungsmethode

Es gibt eine Reihe von Möglichkeiten, dreidimensionale Winkelverläufe zu berechnen, wobei die Anhänger der jeweiligen Methode der Meinung sind, ihre Methode wäre die beste [124]. Zusammenfassend können jedoch bei allen mathematischen Methoden zur Beschreibung dreidimensionaler Winkelveränderungen Vor- und Nachteile festgestellt werden. So sollte es immer vom Vorhaben abhängig gemacht werden, was und welche Bewegungen beschrieben werden sollen, um die jeweilige Methode auszuwählen. Von vorn herein sollte man einschätzen, welche Teilbewegung einer dreidimensionalen Bewegung entscheidend ist und danach die Methode auswählen.

#### Projektionswinkel

Eine in biomechanischen Untersuchungen oft angewandte Methode zur Beschreibung der dreidimensionalen Lage von Starrkörpern im Raum sind Projektionswinkel. Bei dieser Methode wird die Änderung der Lage eines Starrkörpers bezüglich der drei Bewegungsebenen betrachtet. Unabhängig davon, dass der Starrkörper um mehrere Achsen verdreht wurde und die betrachteten Achsen nicht mehr in der ursprünglichen Ebene liegen, werden z.B die Winkel zwischen der projizierten  $x$ -Achse von Ausgangszustand und Endzustand des Starrkörpers in der  $xy$ -Ebene des raumfesten Koordinatensystems berechnet. Um die vollständige Lage mittels der Projektionswinkel zu beschreiben, wird dieser Schritt für die beiden anderen Achsen wiederholt.

Projektionswinkel sind nicht so wie Euler- und Cardanwinkel sequenzabhängig, da die projizierten Vektoren in den Ebenen immer betrachtet werden können. So lange man einzelne Starrkörper im Raum betrachtet, liefert die Methode der Projektionswinkel hinreichende Ergebnisse. Werden jedoch zwei Körper betrachtet und der Winkel zwischen den beiden Körpern, so können erhebliche Fehler auftreten: Wird z.B. der Winkel zwischen zwei Starrkörpern während Rotation der beiden nicht geändert, so wird mittels der Methode der Projektionswinkel ein anderer Winkel zwischen den Starrkörpern in Ausgangsposition als in Endposition berechnet. Weiterhin ist zu beachten, dass Ungenauigkeiten mit der Methode der Projektionswinkel auftreten, wenn der projizierte Vektor nicht parallel zu der Ebene verläuft, in die er projiziert wird [124, 14].



**Abbildung 2.3:** Einzelrotationen eines Würfels um alle drei Achsen: Ausgangssituation (A). Der Würfel nach negativer Rotation um die  $x$ -Achse, um  $y$ - und  $z$ -Achse wurde nicht rotiert (B). Die Position des Würfels nach weiterer negativer Rotation um die bereits einmal gedrehte  $y$ -Achse (C). Die Position des Würfels nach positiver Rotation um die  $z$ -Achse (D). Es wird deutlich, dass die Reihenfolge der Einzelrotationen nicht kommutativ ist.

### Euler-Winkel

Eulerwinkel beschreiben mit drei Winkeln die dreidimensionale Lage eines Starrkörpers im Raum. Euler- als auch Cardanwinkel werden durch Koordinatentransformationen eines körperfesten Systems in das Bezugssystem kalkuliert. Hierbei erfolgt eine Abfolge von Elementardrehungen des Systems um je eine feste Achse, wobei diese Abfolge der Elementarrotationen nicht kommutativ ist. Bei Eulerwinkeln wird in der Regel um eine Achse zweimal gedreht. Dies bedeutet z.B., man dreht zunächst um die  $x$ -Achse, dann um die bereits gedrehte  $y$ -Achse und zuletzt ein weiteres mal um die  $x$ -Achse.

Gegenüber Cardanwinkeln haben Eulerwinkel den Nachteil, dass Singularitäten innerhalb der Neutralposition auftreten. Bei Cardanwinkeln treten diese Singularitäten nur im Falle auf, wenn der um die  $y$ -Achse gedrehte Winkel  $\beta = \pm\pi/2$  gross ist [124].

### Cardan-Winkel

Cardanwinkel werden auf dem selben Weg wie Eulerwinkel berechnet. Hier besteht nur der Unterschied der Abfolge der Rotationen, wobei um jede Achse des Koordinatensystems gedreht wird. Auch hier ist die Reihenfolge der Elementarrotationen nicht kommutativ. Als ein Beispiel soll genannt werden, dass die erste Rotation um die  $x$ -Achse erfolgt, dann die Rotation um die einmal gedrehte  $y$ -Achse und zuletzt um die bereits zwei Mal gedrehte  $z$ -Achse. In der einschlägigen Literatur werden Cardanwinkel auch als *Bryant*winkel bezeichnet. Oft, ohne den Unterschied der Rotationsreihenfolge zu erwähnen, werden Cardan- oder Bryantwinkel auch einfach als Eulerwinkel bezeichnet

[124].

Euler und Cardanwinkel haben den Vorteil, dass Bewegungen durch die Einzelrotationen auch am anatomischen Modell leicht veranschaulicht werden können, was auch in der Literatur breit zur Anwendung kam [72, 120, 121, 27, 119, 51, 5, 13, 77, 74, 76]. Bezogen auf die Wirbelsäule ist es von großem Vorteil, Cardanwinkel mit Rotation um jede Achse zu verwenden, da in der Tat ein Bewegungssegment von zwei benachbarten Wirbelkörpern genau diese drei rotatorischen Freiheitsgrade mit Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion aufweist. Ebenfalls von Vorteil ist, dass einzig die Koordinaten von drei Punkten benötigt werden.

Cardan- als auch Eulerwinkel haben durch ihre Kalkulation durch Matrizen immer zwei Lösungen: So ergeben sich einerseits die Winkel  $\alpha$ , als um die  $x$ -Achse gedrehter Wert,  $\beta$ , als der Winkel, welcher um die  $y$ -Achse gedreht wurde und  $\gamma$ , welcher um die  $z$ -Achse gedreht wurde. Andererseits erhält man aber auch die Winkel  $\alpha \pm \pi$ ,  $\pi \pm \beta$  und  $\gamma \pm \pi$ . Bezüglich Vielfachen von  $\pi$  sind die Winkel unbestimmt (Abb. 2.3).

## 2.4.2 Cardan-Winkel zur Beschreibung der räumlichen Lage zweier Starrkörper

### Grundlagen: Inertialsystem

Um Bewegungen im dreidimensionalen Raum beschreiben zu können, ist ein dreidimensionales Koordinatensystem notwendig. Hier wurde ein kartesisches Rechtssystem verwendet, welches global durch die Kalibrierung (Kapitel 2.3.2) definiert wurde. Die  $x$ -Achse weist - bezogen auf den Untersuchungsgegenstand - von lateral rechts nach lateral links. Die  $y$ -Achse verläuft von vorn nach hinten, von *ventral* nach *dorsal*. Die vertikale Achse ist die  $z$ -Achse, welche von unten nach oben, von *caudal* nach *cranial* verläuft.

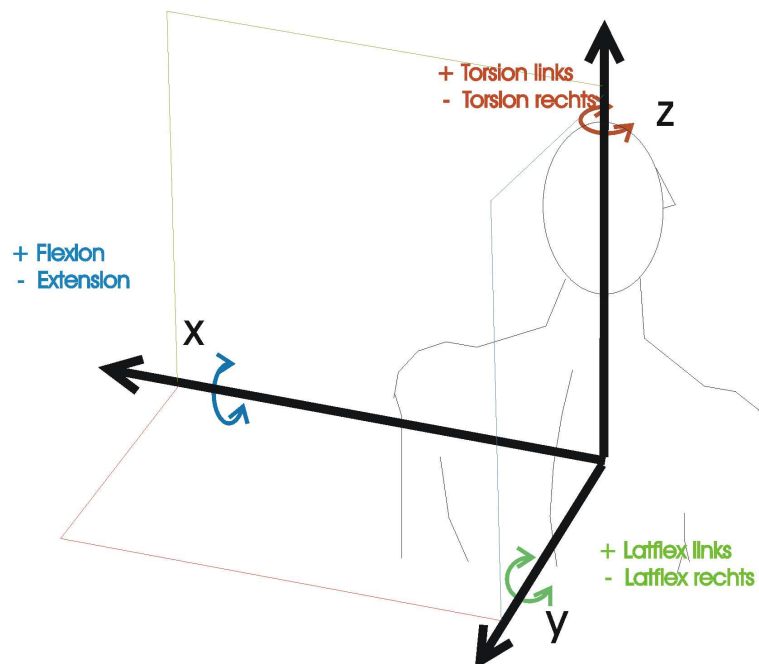
Mit jedem 3-D-Inertialsystem sind 6 Freiheitsgrade beschreibbar: Die drei Translationen entlang der Achsen und drei Rotationen um die Achsen. Somit definiert - wiederum medizinisch auf den menschlichen Körper bezogen - die  $y$ - $z$ -Ebene des beschriebenen Inertialsystems die sagittale Ebene, in welcher um die  $x$ -Achse alle Rotationen der Flexion und Extension ablaufen, wobei alle positiven Verläufe eine Flexion ergeben, alle negativen Verläufe eine Extension. Die  $x$ - $z$ -Ebene beschreibt die Frontale Ebene, oder auch *coronare* Ebene bezeichnet, in welcher die Rotationen um die  $y$ -Achse ablaufen, welche in positive Richtung eine Lateralflexion nach links beschrei-

ben, in negative Richtung eine nach rechts. Die dritte und letzte Ebene, die  $x$ - $y$ -Ebene beschreibt die transversale Ebene, in welcher um die  $z$ -Achse, oder auch longitudinale Achse genannt, die Rotationen der Torsion ablaufen. Auch hier beschreiben alle positiven Verläufe eine Torsion nach links, alle negativen eine nach rechts (Abb. 2.4).

Aufgrund der Hauptbewegung Flexion/Extension der Wirbelsäule ( $x$ -Rotation) wurde die Lage des Inertialsystems in der beschriebenen Art gewählt, um die Bewegungen einfach nachzuvollziehen und darzustellen.

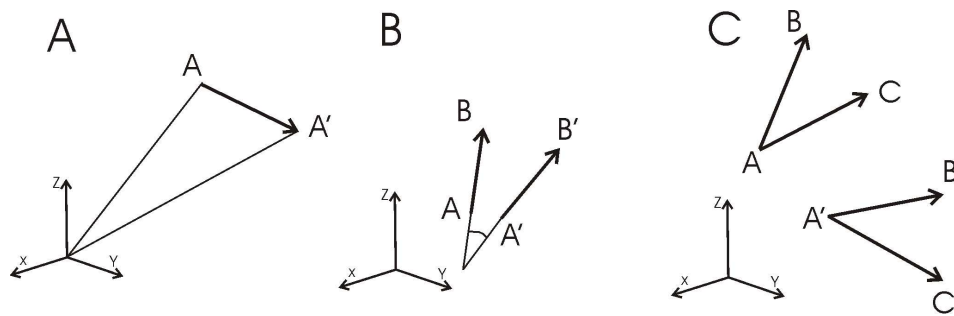
### Grundlagen: Zwei Starrkörper mit je drei Punkten

Um einen Starrkörper hinsichtlich seiner Lage im dreidimensionalen Raum beschreiben zu können, sind drei nicht auf einer Geraden liegende Punkte auf dem Starrkörper notwendig: Mit einem einzelnen Punkt können einzig Translationen eines Körpers beschrieben werden, da mittels Ortsvektoren die Position des Starrkörpers zu jedem beliebigen Zeitpunkt bestimmt werden kann. Mit zwei Punkten auf dem Körper kann darüber hinaus die Lage des Körpers bezüglich zweier Ebenen beschrieben werden, die



**Abbildung 2.4:** Lage des kartesischen Koordinatensystems relativ zur Versuchsperson. An den Achsen sind in verschiedenen Farben die jeweiligen Rotationen erläutert, wobei die Farben mit den in Kapitel 4 dargestellten Winkeln übereinstimmen.



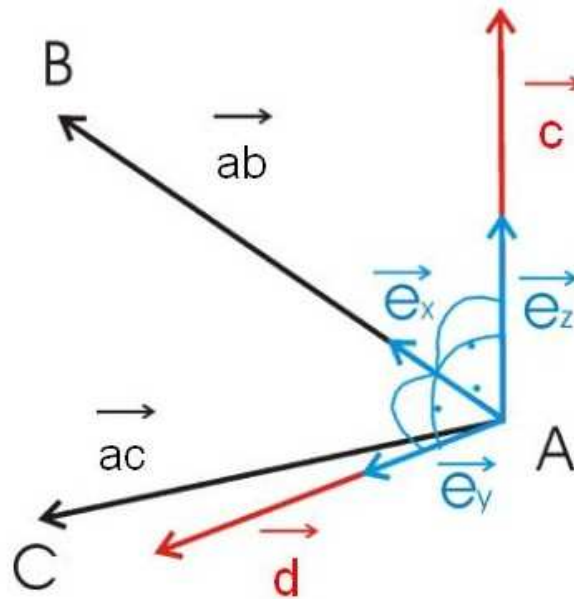


**Abbildung 2.5:** Verschieden komplexe Möglichkeiten zur Beschreibung von Bewegungen: Die Bewegung des Punktes  $A$  nach  $A'$  beschreibt der Vektor  $\vec{AA'}$  ( $A$ ). Die Bewegung eines Vektors wird über Projektionswinkel in den Ebenen, dem Winkel zwischen Ursprung und Endzustand als auch den translatorischen Komponenten beschrieben. Die Rotation des Vektors um sich selbst kann nicht kalkuliert werden (B). Mit drei Punkten erhält man zwei Vektoren, womit Translation und Rotationen um drei Achsen berechnet werden können (C).

Winkel zwischen der ursprünglichen Lage und der aktuellen Lage des erhaltenen Vektors können kalkuliert werden. Dies ist jedoch keine dreidimensionale Abbildung der Bewegung dieses Vektors, Informationen über die Rotation um die Vektorachse liefert der Vektor nicht. Mit einem dritten Punkt auf dem Körper erhält man alle notwendigen Informationen, die dreidimensionale Lage des Körpers im Raum zu beschreiben, da nun auch die Rotation des Körpers um jeden Vektor (oder jede körpereigenen Koordinatenachse) mit Hilfe des zweiten sich ergebenden Vektors beschrieben werden kann (Abb. 2.5).

### Erstellung der körpereigenen Koordinatensysteme

Es besteht nun die Frage, wie die mathematische Lösung zur Berechnung dreidimensionaler Winkel zu bewerkstelligen ist. Wie bereits unter 2.4.1 erklärt wurde, kam in dieser Arbeit die mathematische Methode der Cardan- oder Euler Winkel zur Anwendung. Die Grundlage dieser Methode sind Transformationen von Koordinaten aus körpereigenem System in das System, aus welchem die Winkel betrachtet werden sollen. Hier wurden jeweils die Koordinaten eines Wirbels in das körpereigene System des Wirbels darunter transformiert. Um dies bewerkstelligen zu können, sind demnach körpereigene, genormte Koordinatensysteme notwendig.



**Abbildung 2.6:** Es werden die gemessenen Punkte  $A$ ,  $B$  und  $C$  sowie die sich ergebenden Vektoren (schwarz) dargestellt. Die roten Vektoren  $\vec{c}$  und  $\vec{d}$  erhält man durch die Bildung des Kreuzproduktes. Die Einheitsvektoren (blau) werden über Division mit den Werten der Vektoren erzeugt.

Gemessen werden drei Punkte auf jeder Wirbelebene oder der des Beckens (Kapitel 2.2.1). Über die drei Punkte

$$A = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} \quad C = \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

erhält man sofort die Vektoren

$$\vec{ab} = \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

und

$$\vec{ac} = \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

Diese Vektoren definieren bereits eine Ebene. Um ein orthogonales, körpereigenes Koordinatensystem zu erhalten, sollten rechtwinklig zueinander stehende Vektoren benutzt

werden. Diese werden mittels des Kreuzproduktes erzeugt. So wurde der Vektor  $\vec{c}$  durch

$$\vec{c} = \begin{pmatrix} ab_x \\ ab_y \\ ab_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} ac_x \\ ac_y \\ ac_z \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

erzeugt. Nun fehlt noch ein weiterer orthogonaler Vektor, um das Koordinatensystem vollständig zu erstellen. Im Beispiel soll der Vektor  $\vec{a}$  die Richtung der  $x$ -Achse definieren, demnach soll die Richtung erhalten bleiben. Somit wird ein zweites Mal das Kreuzprodukt gebildet, diesmal von den Vektoren  $\vec{a}$  und  $\vec{c}$ , womit der Vektor  $\vec{d}$  erzeugt wird:

$$\vec{d} = \begin{pmatrix} ab_x \\ ab_y \\ ab_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

Somit sind die Richtungen der Koordinatenachsen festgelegt, wobei der Vektor  $\vec{a}$  die  $x$ -Richtung, der Vektor  $\vec{d}$  die  $y$ -Richtung und der Vektor  $\vec{c}$  die  $z$ -Richtung definiert. Um die Erstellung der Rotationsmatrizen zu vereinfachen, empfiehlt es sich, Einheitsvektoren zu erzeugen. Hierzu müssen die einzelnen Vektoren durch den eigenen Betrag dividiert werden:

$$\vec{e}_x = \frac{\begin{pmatrix} ab_x \\ ab_y \\ ab_z \end{pmatrix}}{\left| \begin{pmatrix} ab_x \\ ab_y \\ ab_z \end{pmatrix} \right|} \quad (2.6)$$

$$\vec{e}_y = \frac{\begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix}}{\left| \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} \right|} \quad (2.7)$$

$$\vec{e}_z = \frac{\begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix}}{\left| \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix} \right|} \quad (2.8)$$

Damit haben alle drei Vektoren den Betrag 1. Die Komponenten der Einheitsvektoren haben dann Werte in der Spanne von -1 bis 1. Ist z.B. die Komponente  $e_{x_y}$  genau 1, zeigt der Vektor  $\vec{e}_x$  genau in die positive Richtung der  $y$ -Achse des raumfesten Koordinatensystems, ist diese Komponente genau -1, weist der Vektor genau in negative  $y$ -Richtung. Erreicht diese Komponente den Wert 0, so ist die Lage des Vektors zu mindestens einer der orthogonal zur  $y$ -Achse stehenden Ebenen parallel (Abb. 2.6).

Die drei pro Starrkörper erhaltenen Vektoren werden nun in eine Positionsmatrix übernommen, welche das körpereigene Koordinatensystem des jeweiligen Körpers beschreibt.

$$M_P = \begin{pmatrix} e_{x_x} & e_{y_x} & e_{z_x} \\ e_{x_y} & e_{y_y} & e_{z_y} \\ e_{x_z} & e_{y_z} & e_{z_z} \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

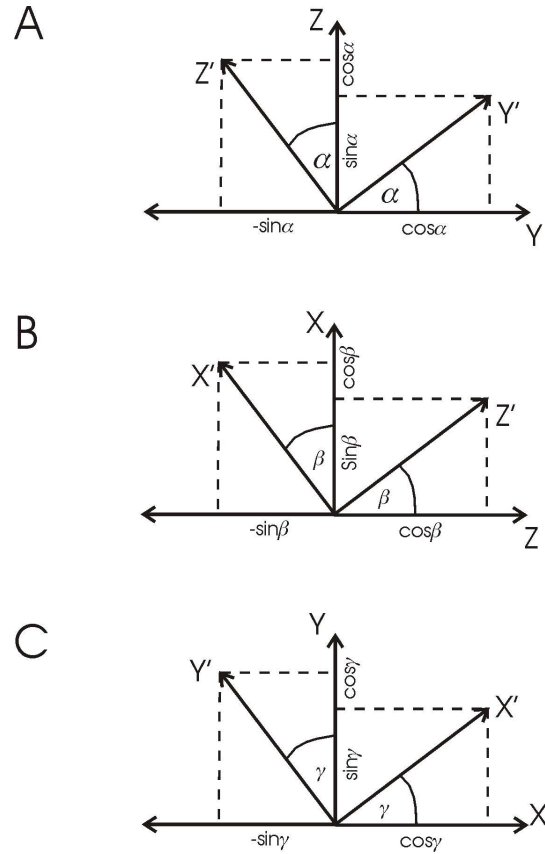
### Grundlagen: Elementardrehungen

Wie unter 2.4.1 bereits angesprochen, besteht ein Cardan-Winkel aus drei einzelnen Elementarrotationen des Koordinatensystems um die einzelnen Achsen. Diese Rotationen können mit Matrizen beschrieben werden. Die Rotation um die  $x$ -Achse wird mit

$$\mathbf{R}_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_x & -\sin \alpha_x \\ 0 & \sin \alpha_x & \cos \alpha_x \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

die Rotation um die  $y$ -Achse mit

$$\mathbf{R}_y = \begin{pmatrix} \cos \beta_y & 0 & \sin \beta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta_y & 0 & \cos \beta_y \end{pmatrix} \quad (2.11)$$



**Abbildung 2.7:** Elementardrehungen um je eine fixe Achse des Koordinatensystems: A zeigt eine positive Drehung um die  $x$ -Achse, die  $y$ -Achse wird in Richtung der  $z$ -Achse gedreht. Die Koordinaten des neuen Systems können im nicht verdrehten System abgelesen werden. Ähnlich verhält es sich in B und C, wobei die  $y$ -Achse bzw. die  $z$ -Achse fix gehalten werden.

und die Rotation um die  $z$ -Achse mit

$$\mathbf{R}_z = \begin{pmatrix} \cos \gamma_z & -\sin \gamma_z & 0 \\ \sin \gamma_z & \cos \gamma_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

beschrieben, wobei  $\alpha_x$  der Winkel der Drehung um die  $x$ -Achse ist,  $\beta_y$  der Winkel der Drehung um die  $y$ -Achse und  $\gamma_z$  der Winkel der Drehung um die  $z$ -Achse.

Diese Elementardrehungen ergeben sich aus zweidimensionalen Abbildungen eines Koordinatensystems in ein anderes, wobei die Abbildung um eine feste Achse gedreht wurde. Betrachtet man die Rotation um die  $x$ -Achse, so wird die  $y$ -Achse nach  $y'$  verdreht, die  $z$ -Achse nach  $z'$ , wobei die  $x$ -Achse erhalten bleibt. Die Koordinaten

des gedrehten Systems können nun im nicht gedrehten System abgelesen werden und können in die Matrix aus 2.10 übernommen werden. Hierbei ist der Spaltenvektor der abgebildeten  $x$ -Achse gleich dem Spaltenvektor im nicht gedrehten System, die Komponenten der Achsen des gedrehten Systems können als cos- und sin-Werte des gedrehten Winkels im Ursprungssystem abgelesen werden (Abb. 2.7 A).

Die Rotation um die  $y$ -Achse erfolgt auf die gleiche Art und Weise, nur dass nun diese Achse konstant bleibt und sofort in die Matrix 2.11 übernommen werden kann. Die Komponenten für die gedrehte  $x'$ -Achse und die gedrehte  $z'$ -Achse ergeben sich wieder aus den cos- und sin-Werten des um die  $y$ -Achse gedrehten Winkels  $\beta$  (Abb. 2.7 B).

Die Drehung um die  $z$ -Achse unterscheidet sich nur dadurch, dass nun die  $z$ -Achse konstant gehalten wird, die  $x$ -Achse nach  $x'$  und die  $y$ -Achse nach  $y'$  verdreht wird. Somit kann auch hier die  $z$ -Achse sofort in die Matrix 2.12 übernommen werden. Die Komponenten der gedrehten  $x'$ - und  $y'$ -Achsen können ebenfalls als cos- und sin-Werte des um die  $z$ -Achse gedrehten Winkels  $\gamma$  im nicht gedrehten System abgelesen und in die Matrix 2.12 übernommen werden (Abb. 2.7 C).

### Matrixmultiplikation zur Erstellung der Rotationsmatrix

Mit den drei Elementarrotationen hat man alle Informationen, um die Drehmatrix des Starrkörpers im Raum zu kalkulieren. Hierbei werden die Matrizen der Elementarrotationen aus 2.10, 2.11 und 2.12 nacheinander mittels Matrixmultiplikation verknüpft. Somit ergibt sich die Drehmatrix  $\mathbf{M}_W$  aus

$$\mathbf{M}_W = \mathbf{R}_x \times \mathbf{R}_y' \times \mathbf{R}_z'' \quad (2.13)$$

wobei hier die Reihenfolge der Einzelrotationen  $x$ ,  $y$  und dann  $z$  definiert wurde. In Komponentenschreibweise sieht dieser Algorithmus folgendermaßen aus:

$$\mathbf{M}_W = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

Wie bereits erwähnt, ist dieser Rechenschritt nicht kommutativ, die Faktoren können nicht vertauscht werden. So muss zunächst  $\mathbf{R}_x$  mit  $\mathbf{R}_y'$  multipliziert werden und dieses

Produkt dann mit  $\mathbf{R}_z''$ . Dieser erste Schritt ergibt folgende Schreibweise:

$$\mathbf{M}_W = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ -\sin \alpha \cdot -\sin \beta & \cos \alpha & -\sin \alpha \cdot \cos \beta \\ \cos \alpha \cdot -\sin \beta & \sin \alpha & \cos \alpha \cdot \cos \beta \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Nach Multiplikation der Rotation um die  $z$ -Achse ergibt sich die Matrix:

$$\mathbf{M}_W = \begin{pmatrix} \cos \beta \cdot \cos \gamma & -\cos \beta \cdot \sin \gamma & \sin \beta \\ \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma + \cos \alpha \cdot \sin \gamma & -\sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma + \cos \alpha \cdot \cos \gamma & -\sin \alpha \cdot \cos \beta \\ -\cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma + \sin \alpha \cdot \sin \gamma & \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma + \sin \alpha \cdot \cos \gamma & \cos \alpha \cdot \cos \beta \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

### Berechnung der Drehmatrix

Nun liegt jedoch der Fall vor, dass die Positionsmatrix nicht berechnet werden muss, sondern dass diese bereits gemessen und in Koordinaten als körpereigenes Koordinatensystem im Weltkoordinatensystem vorliegt. Berechnet werden sollen jedoch die Winkel  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$ , welche um die  $x$ -,  $y'$ - oder  $z''$ -Achse verdreht wurden. Gemessen wurden jedoch die Koordinaten und somit kalkuliert die Positionsmatrizen der einzelnen Wirbelkörper im Inertialsystem. Dies verlangt die Transformation des zu betrachtenden körpereigenen Koordinatensystems in das Koordinatensystem, aus welchem die Bewegung betrachtet werden soll. Im speziellen Fall dieser Arbeit sollte der jeweilige Wirbelkörper im Koordinatensystem des direkt darunter liegenden Wirbelkörpers bzw. des Beckens betrachtet werden, um die Bewegungen dieses Bewegungssegments zu beschreiben. Gegeben sind die Positionen und Lagen von Starrkörpern im Raum in Koordinaten, gesucht werden jedoch die räumlichen Lagen der Starrkörper zueinander in Winkeln.

Hierzu sind einige Überlegungen nachzuvollziehen: Mit der Inversen einer Matrix gelangt man zur Einheitsmatrix: Bildet man also mit

$$\mathbf{M}_P \times \mathbf{M}_P^{-1} = \mathbf{M}_P^{-1} \times \mathbf{M}_P = E \quad (2.17)$$

die Inverse  $\mathbf{M}_P^{-1}$  der Positionsmatrix  $\mathbf{M}_P$ , so gelangt man zu der Drehmatrix, welche  $\mathbf{M}_P$  in  $\mathbf{E}$  abbildet, wobei

$$\mathbf{E} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

ist, was nichts anderes als das raumfeste Inertialsystem beschreibt. Die Inverse der Positionsmatrix  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}}$  ist somit die Abbildung, die Drehung oder das Verhältnis, welches die Lage von  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}}$  in  $\mathbf{E}$  beschreibt. Da jedoch die Lage eines Starrkörpers im Koordinatensystem eines anderen Starrkörpers betrachtet werden soll, muß nun dieses Verhältnis berechnet werden. Über die Matrixmultiplikation der Inversen des Starrkörperkoordinatensystems, aus welcher der jeweilige Körper betrachtet werden soll, mit der Positionsmatrix des zu betrachtenden Starrkörpers erhält man letztlich die gesuchte Matrix, aus der die gesuchten Winkel berechnet werden können.

$$\mathbf{M}_{\mathbf{W}} = \mathbf{M}_{\mathbf{P}_{\mathbf{U}}}^{-1} \times \mathbf{M}_{\mathbf{P}_{\mathbf{O}}} \quad (2.19)$$

Hierbei beschreibt - um die ganze Angelegenheit auf den Spezialfall der Lendenwirbelsäule zu beziehen -  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}_{\mathbf{U}}}^{-1}$  die Inverse der Positionsmatrix eines beliebigen Lendenwirbels und  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}_{\mathbf{O}}}$  die Positionsmatrix des darüber liegenden Wirbelkörpers [23, 55, 56, 78, 76].

Nun besteht nur noch das Problem, die Winkel, um welche um die einzelnen Achsen gedreht wurde, aus den Informationen der Drehmatrix zu berechnen. Betrachtet man hierzu die Matrix 2.16, so erkennt man, dass an bestimmten Stellen die Winkel um verschiedene Achsen einfach ausgerechnet werden können: So ist in der ersten Zeile und der dritten Spalte dieser Matrix der  $\sin$  des Winkels  $\beta$  enthalten, der sofort ausgerechnet werden kann.

$$\beta = \arcsin \mathbf{M}_{\mathbf{W}_{1/3}} \quad (2.20)$$

<sup>3</sup>Mit dieser Information können über Lösung von Gleichungssystemen mit der Information anderer Elemente dieser Matrix die anderen Winkel berechnet werden. Für den Winkel  $\alpha$  existieren die Stellen  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{2/3}}$  und  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{3/3}}$ , so dass man zu den Gleichungen

$$\sin \alpha = -\frac{\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{2/3}}}{\cos \beta} \quad (2.21)$$

$$\cos \alpha = \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{3/3}}}{\cos \beta} \quad (2.22)$$

gelangt. Der Winkel  $\gamma$  kann mit recht einfachen Ausdrücken an den Stellen  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{1/2}}$  und  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{1/1}}$  gefunden werden, so dass die Gleichungen

$$\sin \gamma = -\frac{\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{1/2}}}{\cos \beta} \quad (2.23)$$

---

<sup>3</sup>Mit den Indizes der Matrizen werden Zeilen und Spalten der einzelnen Elemente der Matrix gekennzeichnet. Der Ausdruck  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}_{1/3}}$  kennzeichnet somit das Element in der ersten Zeile und der dritten Spalte der Matrix  $\mathbf{M}_{\mathbf{W}}$ .



$$\cos \gamma = \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/1}}}{\cos \beta} \quad (2.24)$$

aufgestellt werden können. Durch Division der Gleichungen 2.21 und 2.22 eliminiert man den ungenauen  $\cos$ -Wert des Winkels  $\beta$  und gelangt zu der Gleichung

$$\alpha = -\arctan \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{2/3}}}{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{3/3}}} \quad (2.25)$$

Hier ist zu beachten, dass es sich um den inversen  $\arctan$  des vierten Quadranten des Einheitskreises handelt. Letztlich wird der Winkel  $\gamma$ , welcher um die bereits zweimal gedrehte  $z$ -Achse gedreht wurde, durch Division der Gleichungen 2.23 und 2.24 mit der Formel

$$\gamma = -\arctan \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/2}}}{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/1}}} \quad (2.26)$$

berechnet, wobei auch hier der  $\arctan$  des vierten Quadranten des Einheitskreises zur Anwendung kam [54, 23].

## 2.5 Datenbearbeitung und statistische Tests

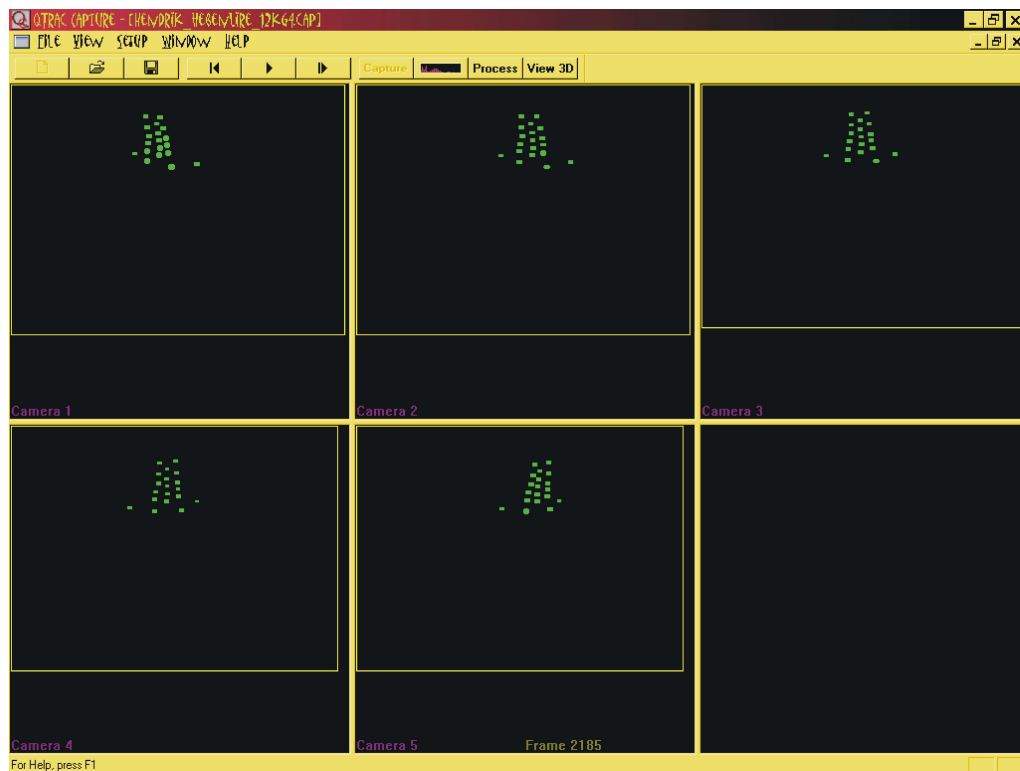
Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, handelt es sich bei der Berechnung der Cardanwinkel um eine recht aufwendige Methode. Dazu kommt, dass bei der Betrachtung von fünf Bewegungssegmenten eine große Datenmenge zustande kommt, allein wenn man nur einen Versuch betrachtet.<sup>4</sup> Die Daten der 30 Hebeversuche pro Person wurden mit MATLAB<sup>®</sup>-Routinen (The Math Works, Inc., Natick, USA) nach Export aus dem QUALISYS<sup>®</sup>-Format bearbeitet [103].

### 2.5.1 Vom Bild zur Zahl

#### Erstellung eines 3-D-Datensatzes im visuellen Format

Nach einer Messung mit QUALISYS<sup>®</sup> liegt eine `*.cap` der entsprechenden Messung und eine Kalibrierdatei im Format `*.cal` vor (Die `*.cal`-Datei wird durch den unter 2.3.2 beschriebenen Kalibriervorgang erzeugt). Mittels der `*.cal`-Datei kann die jeweilige `*.cap`-Datei mit dem Programm QTRAC kalibriert werden. Ein Beispiel der Darstellung einer `*.cap`-Datei ist in Abbildung 2.8 ersichtlich.

<sup>4</sup>19 gemessene Markern mit einer Abtastrate von 100 Hz bei einer Messzeit von 7 Sekunden ergeben ein Datenfeld von 700 Zeilen und 57 Spalten. Nach Berechnung der Cardanwinkel reduziert sich die Spaltenzahl auf 18.



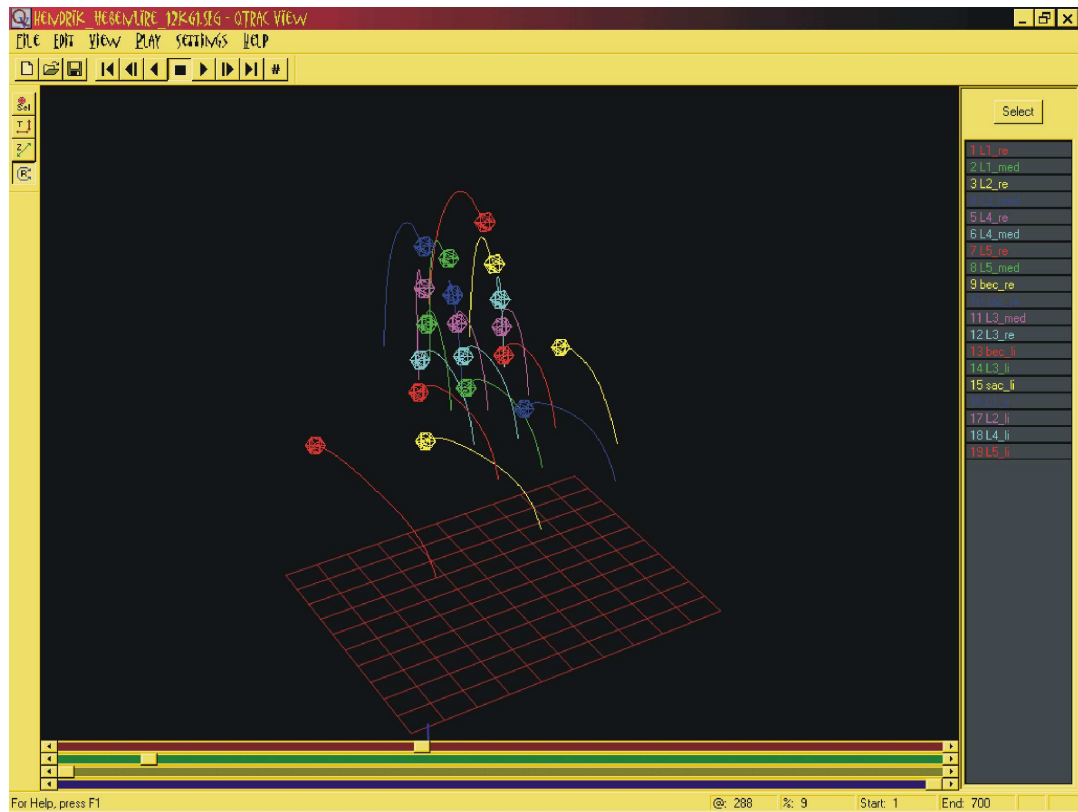
**Abbildung 2.8:** Beispiel eines unsymmetrischen Hebeversuches als Darstellung im QUALISYS®-Trac. Die fünf einzelnen Bilder zeigen die momentanen 2-D-Aufnahmen der fünf bei diesem Versuch verwendeten Kameras. Die grünen Punkte kennzeichnen die Marker auf dem Rücken der Versuchsperson.

Der zweite Schritt ist das Finden der optimalen Parameter zur Kalkulation der 3-D-Segmente. Hier wurden folgende Parameter eingestellt, was sich als optimal für das verwendete Messsetup erwies:

- Predictor error: 5
- Maximum residual: 5
- Acceleration factor: 500
- Noise factor: 10
- Max frame gap:  $10^5$

---

<sup>5</sup>Mit den genannten Parametern wird das automatische Tracking beeinflusst: Predictor Error gibt an, wie groß der Bereich ist, in dem zum neuen Zeitpunkt der aktuelle Marker gesucht werden soll.



**Abbildung 2.9:** Ein unsymmetrischer Hebeversuch als Darstellung im QUALISYS®-View. Marker werden durch bunten Punkte dargestellt. Linien zeigen die Trajektorien der Marker. Rechts in der Liste sind die Namen dargestellt, mit welchen die einzelnen Marker grafisch bezeichnet werden müssen.

Nach Einstellung dieser Parameter konnten die Informationen der 2-D-Daten mit einem einfachen Mausklick in 3-D-Informationen gewandelt werden, da das QUALISYS®-System über automatisches Tracking verfügt. Hierbei wird eine \*.seg-Datei erzeugt. Ein Beispiel ist in Abbildung 2.9 dargestellt.

## Segmentzuordnung, Exportieren in ASCII-Format

Gut durchgeführte Messungen lieferten 19 Marker. Nun bestand die Aufgabe, die Segmente mit den richtigen Markernamen zu versehen, was grafisch mit dem Programm QVIEW möglich war.

Nach der Namensgebung wurden die 3-D-Koordinaten in ASCII-Format exportiert.

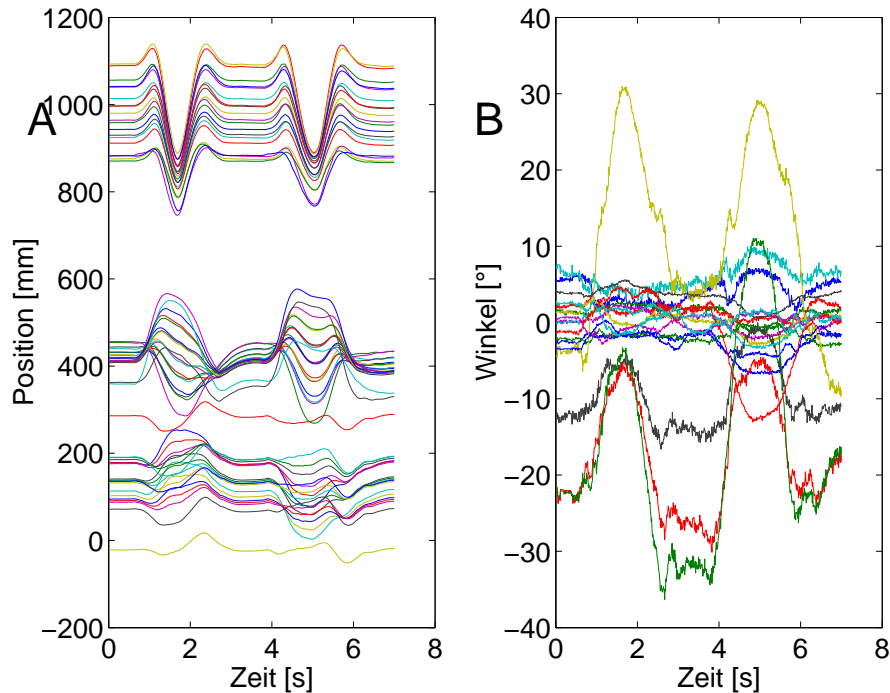
Alle weiteren Berechnungen wurden mit MATLAB<sup>®</sup> durchgeführt, weswegen das ASCII-Format in MATLAB<sup>®</sup>-Format übertragen werden musste. Hierzu wurde die MATLAB<sup>®</sup>-Funktion namens *tsv2mat* programmiert, welche pro angegebenen Ordner alle \*.tsv-Dateien in \*.mat-Dateien konvertiert.

### 2.5.2 Winkelberechnung

Nun lagen die Koordinaten der Hebeversuche in Zahlen vor, womit alle weiteren Berechnungen durchgeführt werden konnten. Abbildung 2.10 A zeigt ein Beispiel der 57 Koordinaten der 19 beim Heben aufgenommenen Marker. Nachdem die Daten in das von MATLAB<sup>®</sup> lesbare Format konvertiert wurden, konnten die Berechnungen der Cardanwinkel erfolgen. Hierzu wurde die Funktion *bigwinkel* erstellt, welche die unter 2.4.2 beschriebenen Berechnungen durchführte. Mittels der Funktion *filec2filewin* und unter Verwendung der Bibliothek SPACELIB wurden die Berechnungen so organisiert, dass alle Koordinaten-Dateien eines Ordners mit einem Aufruf der Funktion verrechnet wurden [54]. Durch die Algorithmen der Funktion *bigwinkel* werden Felder mit nur noch 18 Spalten erzeugt, in denen nun die Cardanwinkel der LWS stehen. Hierbei wurden jeweils drei Winkel, je einer für Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion für die sechs Bewegungssegmente L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-Becken und L1-L5 erstellt (pro Bewegungssegment 3 Winkel, daher 18 Spalten). Das Beispiel in Abbildung 2.10 B zeigt die aus Abbildung 2.10 A verrechneten Koordinaten. Da zur Berechnung der Cardanwinkel sechs Marker notwendig waren, andererseits Messungen immer mit Fehlern behaftet sind, präsentieren sich die Winkel in einem stark verrauschten Zustand.

---

Bei kleinen Predictor Error kann es zu stark segmentierten Dateien kommen, ein Markerverlauf wird durch viele grafische Objekte dargestellt. Maximum residual definiert den Bereich, welcher zur Kalkulation des 3-D-Objektes aus den 2-D-Daten der einzelnen Kameras genutzt wird. Acceleration factor definiert, ob konstante Geschwindigkeiten zu erwarten sind oder starke Beschleunigungen. Noise factor definiert das angenommene Rauschen der Daten. Max frame gap definiert, wieviele Messzeitpunkte übersprungen werden, wenn keine Daten vorhanden sind, um einen Marker zu finden.

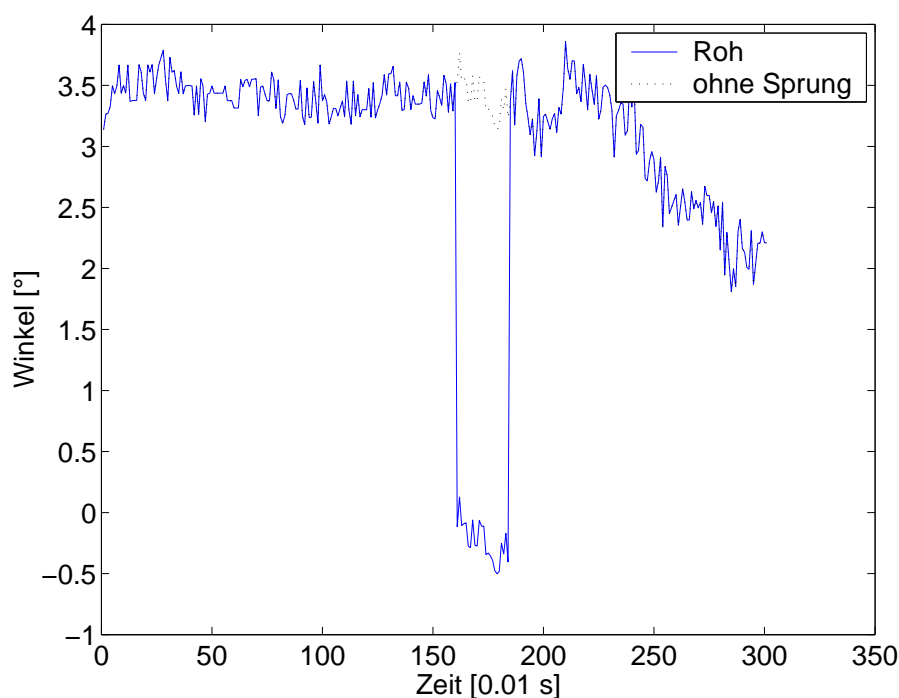


**Abbildung 2.10:** Ein Beispiel der Koordinaten eines unsymmetrischen Hebeversuchs: Eine erhebliche Datenmenge (A). Der Winkelverlauf nach Bearbeitung der Koordinaten mit dem Programm *bigwinkel* (B).

### 2.5.3 Behandlung von Messfehlern und Winkelsprüngen

#### Behandlung der Winkelsprünge

Wenn man nach Berechnung der Cardanwinkel die Daten betrachtete, so fiel auf, dass bei einigen Winkelverläufen durch das Messsystem hervorgerufene Fehler auftraten, wie sie in Abbildung 2.11 im Verlauf *Roh* dargestellt sind. Ein solcher Datensprung kann zustande kommen, wenn eine von drei Kameras den zu beobachtenden Marker verliert oder wenn zunächst zwei Kameras den Marker aufnehmen und dann zwei andere. Es liegt auf der Hand, dass eine solche Bewegung physiologisch nicht durchgeführt werden konnte, weswegen die MATLAB®-Funktionen *sprungweg* und *sprungweg2* entwickelt worden. Hierbei handelt es sich um einfachste Filter, welche alle Differenzen zwischen den einzelnen Datenpunkten untersuchen. Vom Benutzer kann die minimale Differenz definiert werden, welche als physiologisch bezeichnet werden kann. Tritt eine Datenänderung von einem zum nächsten Zeitschritt auf, welche diesen definierten Wert überschreitet, so wird der Sprung aus dem Datenverlauf durch Subtraktion bzw.



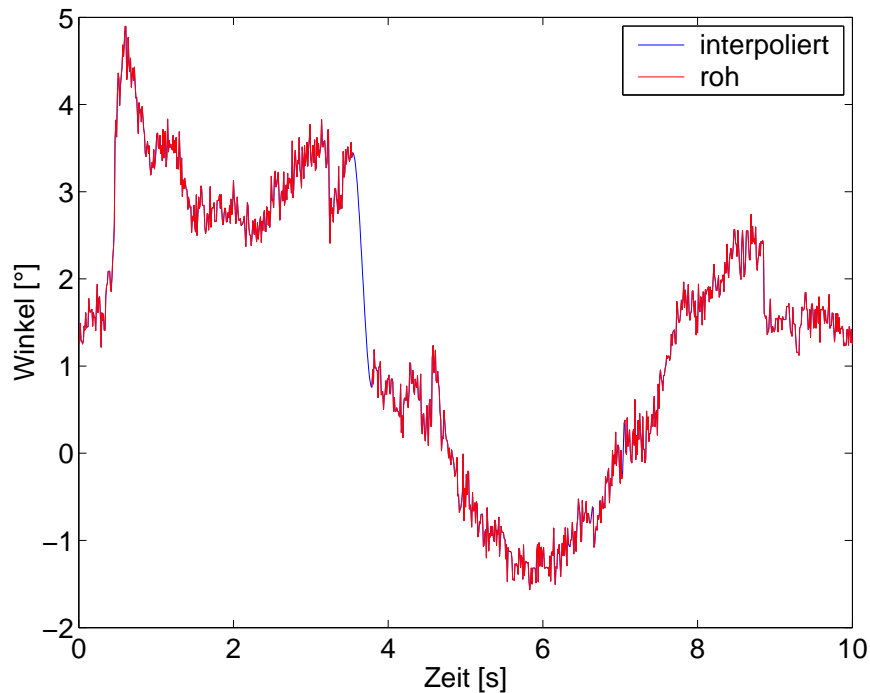
**Abbildung 2.11:** Darstellung eines Winkelverlaufes vor (Roh) und nach Beseitigung eines Winkelsprunges (ohne Sprung) mit den Funktionen *sprungweg* und *sprungweg2*.

Addition eliminiert. Das Ergebnis der Wirkungsweise von *sprungweg* und *sprungweg2* ist in der Kurve *ohne Sprung* in Abbildung 2.11 zu erkennen.

Das Beseitigen der Winkelsprünge war die zeitintensivste Bearbeitung der Daten, da die Algorithmen nicht automatisiert werden konnten. Vielmehr musste jeder Datensatz einer Messung visuell untersucht werden und gegebenenfalls mit den beiden Funktionen bearbeitet werden. Hierbei werden bei der Funktion *sprungweg* alle Daten zeitlich vor dem definierten Sprung als wahr angenommen, durch den Filter werden alle nach dem Sprung folgenden Daten auf das Niveau der Daten vor dem Sprung gebracht. Die Funktion *sprungweg2* nimmt die Daten zeitlich nach dem Sprung als wahr an, funktioniert also in zeitlich entgegengesetzter Richtung.

### Füllen von kleineren Lücken in den Datenreihen

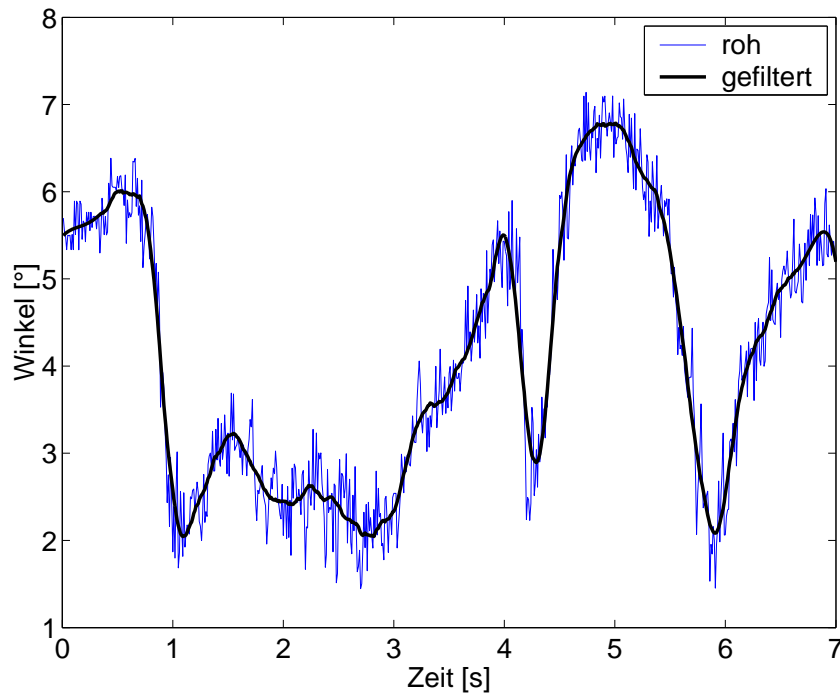
Natürlich kam es auch vor, dass einer der sechs Marker, welche zur Kalkulation der Cardanwinkel pro Bewegungssegment notwendig waren, beim Messen durch die Kamera verloren ging und nicht als 3-D-Objekt erstellt wurde. In solch einem Fall entsteht



**Abbildung 2.12:** Es wird ein Winkelverlauf mit Lücken durch Messfehler (rot) und nach Interpolation dargestellt (blau).

eine Lücke in der jeweiligen Datenreihe (Abb. 2.12). Beim Filtern als auch beim Ableiten (Kapitel 2.5.4 und 2.5.5) können derartige, mit Lücken behafteten Datenreihen jedoch nicht verwendet werden, weswegen diese Lücken durch Interpolation aufgefüllt wurden. Es wurde eine eindimensionale Dateninterpolation durchgeführt, wobei die Methode der fallweisen cubisch-hermetischen Interpolation zur Anwendung kam. Hierbei werden die fehlenden Datenpunkte über die Erstellung von Funktionen, welche die vorhandenen Daten beschreiben, gefunden.

Dies wurde jedoch nur durchgeführt, wenn die zeitlichen Lücken zwischen den vorhandenen Daten nicht zu groß waren. War die Lücke größer als ein Zehntel der gesamten Datenmenge (vollständiges Feld), so wurde diese Lücke nicht interpoliert. - Um die Stellen mit den Lücken zu finden und die Interpolation durchzuführen, wurde die Funktion *interpolation* entwickelt, welche auf die MATLAB<sup>®</sup>-Funktion *interp1* zurück greift [103].



**Abbildung 2.13:** Ein Beispiel von Rohdaten (*roh*) und mit dem Savitzky-Golay-Filter bearbeiteten Daten (*gefiltert*). Die höchste Ordnung der zu verwendeten Polynome wurde mit 4 definiert, die Anzahl der zur Filterung einbezogenen Datenpunkte betrug 69 (34 zeitlich vor und 34 zeitlich nach dem neu zu berechnenden Datenpunkt).

### 2.5.4 Filtern

Wie bereits unter 2.5.2 bemerkt wurde, zeigen sich die Winkeldaten verrauscht, weswegen mit einem digitalen Filter die Daten geglättet wurden. Ausgewählt wurde der *Savitzky-Golay-Filter*, da dieser sich gegenüber anderen digitalen FIR-Filtern, welche über Mittelwertbildung die Daten glätten, auszeichnet: Vor allem bei vielfrequent überlagerten Daten zeigt der Savitzky-Golay-Filter eine bessere Performance, da hochfrequente Signale nicht einfach verloren gehen. Somit bleiben wichtige, hochfrequente Signale, welche bei biologischen Bewegungen auftreten, erhalten. Mittelwertbildende FIR-Filter entfernen mit dem Rauschen auch diese hochfrequenten Anteile der gemessenen Daten [103].

Der Savitzky-Golay-Filter, auch als *digital smoothing polynomial filter* oder *least-square smoothing filter* bezeichnet, basiert auf der Bildung von Polynomen, mit welchen der Verlauf der Daten beschrieben wird. Beim Filtern der Winkeldaten wurden



Polynome von maximal 4. Ordnung zugelassen. Die Anzahl der Datenpunkte, welche zur Berechnung des gefilterten Datenpunktes einbezogen wurden, betrug 69, wobei der neue Datenpunkt genau in der Mitte dieses Datenfensters lag (symmetrisch). Die Auswirkung des Filterns ist in Abbildung 2.13 dargestellt.

### 2.5.5 Kalkulation von Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung

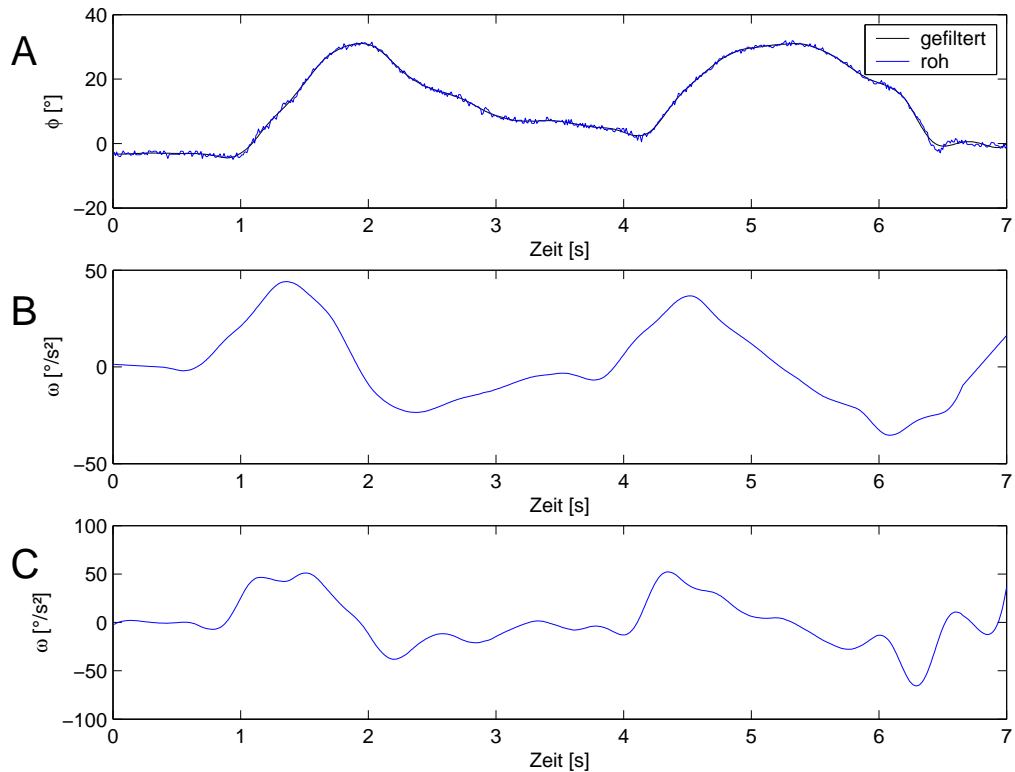
Von großem Interesse sind neben den Winkeln auch die kinematischen Daten Winkelgeschwindigkeit  $\phi$  und Winkelbeschleunigung  $\omega$ . Vor allem die Winkelbeschleunigung scheint wichtig, da diese als Parameter eine enge Verknüpfung an die auftretenden Belastungen hat und damit deutlichere Aussagen über die Beanspruchung des Bewegungssystems zuläßt. Daher wurden Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung aus den gefilterten Winkeldaten kalkuliert.

Hierbei wurde mittels der Funktion *ableit2*<sup>6</sup> von den bereits gefilterten Daten ein Polynom zum Beschreiben der Daten gebildet, so gesehen wurden die Daten ein weiteres Mal gefiltert. Dieses Polynom hatte 2. Ordnung und es wurden 5 Datenpunkte symmetrisch einbezogen, um den neuen Datenpunkt zu berechnen. Von dieser neuen Datenreihe wurde nun die erste Ableitung gebildet. Hierbei wurden die MATLAB<sup>®</sup>-Funktionen *polyfit* und *polyval* verwendet. Diese erste Ableitung wurde nun ein weiteres Mal gefiltert, wobei wieder ein Savitzky-Golay-Filter zum Einsatz kam. Hier wurde jedoch ein Polynom 1. Ordnung verwendet, wobei auch 69 Datenpunkte symmetrisch zur Filterung einbezogen wurden. Von dieser gefilterten 1. Ableitung wurde nun wie oben beschrieben die zweite Ableitung der Winkeldaten gebildet. Dieses Ergebnis wurde ein weiteres Mal mit dem *Savitzky-Golay*-Filter, nun 2. Ordnung und wieder 69 Datenpunkten, gefiltert. Diese Vorgehensweise wurde anhand einiger Beispieldatensätze ausprobiert, führte zu den besten Ergebnissen und wurde daher bei der Gesamtheit der Daten angewandt.

Es ist zu beachten, dass auf Polynomen basierende Filter wie der verwendete *Savitzky-Golay*-Filter nicht nur positive Eigenschaften haben. In Abhängigkeit vom zu bearbeitenden Signal und den eingestellten Parametern zu Filterung (Ordnung des Polynoms) kann es auftreten, dass innerhalb der gefilterten Datenreihen lokale Maxima und Minima entstehen, die nicht Ursache der Daten sind, sondern durch den Filter erzeugt

---

<sup>6</sup>Autor: Heiko Wagner



**Abbildung 2.14:** Rohdaten und gefilterte Daten (A), Winkelbeschleunigungen gefiltert mit 1. (B) und 4. Ordnung (C) des *Savitzky-Golay*-Filters: Während beim Filtern mit 1. Ordnung ein sehr harmonischer Verlauf erzielt wird (B), erzeugt das Filtern mit höherer Ordnung lokale Extremwerte und deutlich höhere Amplituden (C).

wurden. Hierbei ist darauf zu achten, dass diese lokalen Extremwerte das Ergebnis nicht zu stark verfälschen, da sonst Fehlinterpretationen der Daten die Folge wären.

### 2.5.6 Einfluss des Filterns auf den zeitlichen Verlauf der Winkelbeschleunigungen

Wie in Kapitel 2.5.4 (Seiten 41) beschrieben, wurden die Rohdaten als auch die ermittelten Ableitungen (Winkelbeschleunigungen) gefiltert. Während mit den Rohdaten eine sehr gute Glättung erfolgte, sind die Winkelbeschleunigungen vielen Prozessen unterworfen worden, welche die Daten deutlich verzerren können, so dass eine spätere Interpretation schwierig wird. Neben dem Ableiten, welches durch Einbezug mehrerer Datenpunkten auch schon ein Filtern darstellt, wird die erste Ableitung gefiltert, noch-

mals differenziert und schließlich nochmals gefiltert. Hierbei hat vor allem die Ordnung des Polynoms, welches beim Filtern mit dem *Savitzky-Golay*-Filter verwendet wird, einen heftigen Einfluss: Während mit niedriger Ordnung sehr gleichmäßige Verläufe erzielt werden, entstehen bei Nutzung höherer Ordnungen lokale Extremwerte. Außerdem steigen die größten Extremwerte absolut an (Abb. 2.14). Treten derartige lokale Extremwerte innerhalb der Kurven auf, so ist die Schlussfolgerung schwierig, ob diese tatsächlich vom Untersuchungsobjekt erzeugt wurden oder ob es filterbedingte Artefakte sind.

In Abbildung 4.15 (Seite 129) sind derartige lokale Extremwerte wie in Abbildung 2.14 C nicht zu erkennen, die Schwankungen im Verlauf haben deutlich höhere Werte, so dass man diesen glauben kann, ohne vermuten zu müssen, dass es durchs Filtern erzeugte Artefakte sind. Auch das Auftreten der Extremwerte innerhalb der verschiedenen Kurven zur gleichen Zeit oder kurz nacheinander in vergleichbarem Maße machen deutlich, dass die erzeugten Winkelbeschleunigungen in der Tat vorlagen.

Der zeitliche Verlauf der Winkelbeschleunigungen macht weiterhin deutlich, dass die Hebebewegung äußerst komplex koordiniert ist. Einerseits wechseln sich auf Ebene eines Bewegungssegmentes positive und negative Beschleunigungen rasch ab und nehmen sehr hohe Werte an, andererseits ist auch ein Phasenverzug der Bewegungsebenen untereinander zu erkennen, was auf eine Koordination der Bewegungssegmente untereinander schließen lässt. Weiterhin existieren auch Phasen, in denen der Großteil der Bewegungssegmente gleichzeitig in eine Richtung beschleunigt wird, wobei aber auch entgegen gesetztes Verhalten zu beobachten ist. Dieses ständige »Feinabstimmen« der Bewegungssegmente ist in allen Bewegungsanteilen zu erkennen: Die Extrema der Lateralflexion und Torsion sind zwar deutlich kleiner, jedoch unterliegen sie ähnlichen deutlichen Wechseln der Beschleunigungsrichtung.

### 2.5.7 Stapelverarbeitung

Wie bereits unter 2.5.2 festgestellt wurde, fiel eine erhebliche Datenmenge an, pro Versuch 18 Datenreihen und 30 Versuche von jeder der 11 Versuchspersonen. Dies macht klar, dass es von großem Vorteil war, viele Berechnungen zu automatisieren.

#### Interpolieren, Filtern und Ableiten

Die Arbeitsschritte des Interpolierens, Filterns und Ableitens bis zur 2. Ableitung wie unter 2.5.3, 2.5.4 und 2.5.5 beschrieben, liefen für alle Winkeldaten für alle Ordner

voll automatisch ab. Hierzu wurde auf die entsprechenden Dateien in den Ordnern zugegriffen, die beschriebenen Berechnungen durchgeführt und in neuen Dateien mit den kalkulierten Daten abgelegt. Für jeden Versuch aller Versuchspersonen wurde eine \*.mat-Datei erzeugt, welche

- die Rohdaten,
- die interpolierten und gefilterten Daten,
- die erste Ableitung (Winkelgeschwindigkeit, roh),
- die gefilterte erste Ableitung (Winkelgeschwindigkeit, gefiltert),
- die erste Ableitung der gefilterten ersten Ableitung, somit die zweite Ableitung der Winkel (Winkelbeschleunigung, roh) und
- die gefilterten Daten davon (Winkelbeschleunigung, gefiltert)

enthielt. Zur Ausführung aller genannten Berechnungen wurde die Funktion *intabl* erstellt, welche für die Daten aller Versuchspersonen mit dem verwendeten Kleincomputer bis zu 16 Stunden an Rechenzeit beanspruchte.

### Finden von wichtigen Parametern

Betrachtet man den typischen Winkelverlauf in Abbildung 4.6, so erkennt man, dass eine Hebeversuch in vier Phasen eingeteilt werden kann (siehe 4.2.2). Von jeder Phase sollten nun folgende Parameter berechnet werden:

- Bewegungsbereiche der Winkelamplituden, wobei hier vom Minimum bis zum Maximum des Bereiches der Wert ermittelt wurde
- zeitliche Länge der Teilbewegung
- Maxima der Winkelgeschwindigkeit
- Minima der Winkelgeschwindigkeit
- Maxima der Winkelbeschleunigung
- Minima der Winkelbeschleunigung

- Phasenbeziehung der einzelnen Winkel, wobei hier einzig die zeitliche Reihenfolge der Bewegungen betrachtet wurde

Hierzu wurde die Funktion *mittelei2* entwickelt, welche es ermöglichte, jeden Datensatz einer Messung grafisch auf den Bildschirm zu bringen. Hier konnten nun Marken zum Markieren von Anfang und Ende einer Teilbewegung gesetzt werden. Innerhalb dieser Marken wurden dann die genannten Parameter der somit vom Benutzer definierten Teilbewegungen kalkuliert. Die Werte wurden dann in personenspezifische Datenfelder geschrieben, welche mit jedem Aufruf der Funktion um eine Zeile pro Feld erweitert wurde.

### **Kalkulation der zeitlichen Beziehungen der Teilbewegungen**

Die LWS führt mit ihren 5 Bewegungssegmenten Bewegungen nicht gleichzeitig aus, weswegen eine zeitliche Beziehung der Winkelverläufe getrennt nach Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion untersucht wurde. Hierzu wurden die Bewegungsbereiche der Winkel innerhalb der vier Teilbewegungen (Bücken, Heben, Absetzen, Aufstehen) untersucht und der Zeitpunkt ermittelt, zu dem der jeweilige Winkel 15% der maximalen Amplitude erreichte. Im Vergleich der Zeiten der 15%-Werte aller Bewegungssegmente wurde eine Rangfolge erstellt, welche in den Balkendiagrammen unter 4.5.1 (Seite 146ff.) dargestellt sind. Das Bewegungssegment mit dem niedrigsten Rang führte demnach zuerst eine Bewegung aus, was jedoch nicht bedeutet, dass die maximale Amplitude von diesem Segment auch zuerst erreicht wurde. Vergleiche zwischen den Einzelbewegungen Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion wurden nicht durchgeführt.

### **2.5.8 Statistik**

Zur statistischen Auswertung kamen der t-Test, einfaktorielle und zweifaktorielle ANOVA als auch die Clusteranalyse zum Einsatz. Mit dem t-Test wurden die Zeiten der Teilbewegungen auf Unterschiede geprüft. Mittels der ANOVA wurden Unterschiede in Mittelwerten und Streuungen der Winkelbereiche und der Winkelbeschleunigungen geprüft. Bei beiden Tests wurden die Daten gruppiert nach

- lumbaler Bewegungsebene
- zu hebenden Gewicht

- Hebeaufgabe symmetrisch oder unsymmetrisch
- belastete oder unbelastete Bewegung (z.B. Unterschiede von Heben und Aufstehen)
- Hebetyp (Rückenheber vs. Knieheber)

Die Clusteranalyse wurde verwendet, um innerhalb der Winkelamplituden Unterschiede zwischen den Hebetypen zu finden. Zusammenhänge von Daten wurden mit linearer Regression und Korrelation geprüft. Alle statistischen Tests wurden mit MATLAB<sup>®</sup> durchgeführt.

# Kapitel 3

## Validierung der Methoden

## 3.1 Vergleich von Markerbewegungen und Wirbelstellungen der lumbalen Wirbelsäule mit offener Magnet-Resonanz-Tomografie

### 3.1.1 Einleitung

Die Position eines Wirbelkörpers im dreidimensionalen Raum ist notwendig, um Belastung und Beanspruchung der Wirbelsäule zu kalkulieren. Die räumliche Orientierung aufeinanderfolgender Wirbelkörper bestimmt die lokale Krümmung der Wirbelsäule, die Deformation von Bandscheiben, die Beanspruchung der Ligamente und die Wahrscheinlichkeit von Kontakt der Facet-Gelenke. Insbesondere während bedeutender täglicher Bewegungen wie Heben von Gewichten kann diese Information einzig von externen Messungen - wie Messungen mit Hautmarkern - extrapoliert werden. Es scheint, dass Bewegungen von Weichteilen, welche die Wirbelsäule umgeben, zu großen Fehlern beim Messen mit externen Hautmarkern führen und somit Aussagen über die Bewegungen der Wirbel unmöglich machen. Derzeit wurde der Zusammenhang von Markern auf der Haut und den darunter liegenden, realen Bewegung des zugeordneten Knochens nur von wenigen Studien beleuchtet [29]. Das Hauptproblem von Markermethoden ist die fehlende Validierung [57]. Bezüglich der menschlichen, lumbalen Wirbelsäule existieren verschiedene Meinungen hinsichtlich des Zusammenhanges von Positionen oder Bewegungen von Hautmarkern und den Positionen und Bewegungen der zugeordneten Wirbelkörper: Mit statischer Röntgenuntersuchung unter Verwendung von Kontrastmarkern über den Dornfortsätzen konnte gezeigt werden, dass die Kontaktstellen der Hautmarker (Hautposition) die Wirbelkörpercentroiden und die Krümmung der Wirbelsäule sehr gut repräsentieren [8]. Außerdem konnte mit bi-planarer Röntgenmethodik nachgewiesen werden, dass die Verschiebung der Hautmarker bezogen auf Positionen auf den Wirbelkörpern, insbesondere Positionen über den Dornfortsätzen, sehr klein ist und die Bewegung der Wirbel sehr gut widerspiegelt, wenn die Haltung vom Stehen ins Sitzen geändert wird [53]. Weiterhin konnten große Korrelationen beim Vergleich von lumbalen Wirbelkörperbewegungen gefunden werden, welche einerseits mittels funktioneller Röntgenuntersuchungen und andererseits mit Hautmarkermethoden gemessen wurden [28]. Dem entgegen zeigen frühere, vergleichbare Untersuchungen an Rückenschmerzpatienten nur schlechte Korrelationen der Informationen an der Hautoberfläche mit den radiologisch erfassten Informationen ( $r = .58$ ) [101].



Radiologische oder Magnet-Resonanz-basierende bildgebende Verfahren zeichnen sich durch hohe Messgenauigkeit aus, haben aber den Nachteil, dass alltägliche Bewegungen aufgrund der Zwänge der Messsysteme nicht gemessen werden können. Derzeit - aufgrund der begrenzten zeitlichen Auflösung und des begrenzten Messraumes - können einzig statische Bewegungsbereich-Messungen durchgeführt werden [19, 30, 34, 61, 60, 70, 80, 83, 79, 85, 116]. Der Transfer dieser Daten zu dynamischen, physiologischen Daten ist kritisch und muss noch bestätigt werden. Dazu ist die Versuchsperson bei Verwendung von Röntgentechniken und Computertomografie hoher Strahlung ausgesetzt und die Untersuchung von gesunden Personen ist nicht ethisch nicht vertretbar.

Ein anderer Weg zur Analyse intersegmentaler Wirbelbewegungen *in vivo* ist die Verwendung von Knochenmarkern [100, 5, 51]. Diese Untersuchungen sind hochgradig invasiv! Lokale Anästhesie beeinflusst mit hoher Wahrscheinlichkeit die natürlichen Bewegungen der untersuchten Bewegungssegmente. Bedeutender ist, dass die Knochenmarker durch Haut und Muskulatur gestochen werden. Bewegungen der Knochenmarker, welche an die Bewegungen der untersuchten Wirbel geknüpft sind, beeinflussen somit das natürliche Verhalten der durchstochenen Muskeln und Hautareale. Aufgrund der bedeutenden Vorteile von Hautmarkermethoden zur Untersuchung alltäglicher Bewegungen wird in dieser Studie der Zusammenhang von dreidimensionalen Positionen von Hautmarkern und Positionen auf lumbalen Wirbelkörpern in fünf verschiedenen Körperhaltungen mittels offener Magnet-Resonanz-Tomografie unter deren geringeren räumlichen Zwängen untersucht. Korrelationen der Positionen, der Raumwinkel als auch die Bewegung der Marker relativ zur zugeordneten Knochenlandmarke wurden erfasst.

### 3.1.2 Methoden

#### Versuchspersonen

Neun Freiwillige (männliche Versuchspersonen) im Alter zwischen 22 und 28 Jahren ( $\bar{x}$ : 25.6) wurden mit einem offenen Magnet-Resonanz-Tomographen (GE Signa SP, General Electric Company) untersucht. Das durchschnittliche Gewicht der Versuchspersonen betrug  $77.1 \pm 4.4$  kg, die durchschnittliche Körpergröße betrug  $180.8 \pm 5.9$  cm. Hinsichtlich ihrer Kondition konnten alle Versuchspersonen als sportlich bezeichnet werden, kennzeichneten sich somit mit einem geringen Anteil an Unterhautfettgewebe aus. Personen, welche in ihrem Leben unter Rückenschmerzen litten oder die Richtlini-

en zur Untersuchung mit MRT nicht erfüllten, wurden von der Studie ausgeschlossen.

### Markerapplikation

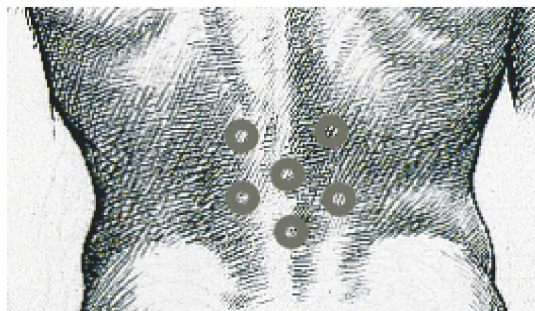
Auf dem Rücken der Versuchspersonen wurden sechs spezielle MRT-Marker appliziert, welche innerhalb des erfassten Mess-Volumens wieder identifiziert werden konnten. Diese Marker waren ringförmig mit einem Außendurchmesser von 10 mm und einem Innendurchmesser von 3 mm, sowie einer Höhe von 3 mm. Die Marker markierten die lumbalen Wirbelkörper L3 und L4. Hierzu wurde je ein Marker auf die in sitzender Haltung palpierbaren Dornfortsätze der genannten Lendenwirbel geklebt. 3 cm links und rechts neben diesen Markern wurde in etwa 3 cm höher die Muskelbäuche des *M. erector spinae* markiert (Abb. 3.1).

### Untersuchte Haltungen

Innerhalb des Scanners ist es möglich, in sitzender Haltung unterschiedliche Positionen und somit unterschiedliche Haltungen der Lendenwirbelsäule einzunehmen. Die Position des Sitzplatzes ist bereits in einer anderen Arbeit dokumentiert [116]. Die Haltungen während der Untersuchung waren, wobei die Versuchspersonen instruiert wurden, sich nicht zu bewegen:

**normales Sitzen:** Mit aufgesetzten Füßen und leicht angelehntem Oberkörper saßen die Versuchspersonen aufrecht zwischen den beiden Magneten des GE Signa SP.

**leichte Vorbeuge:** Mit auf die Knie gestützte Ellbogen wurde der Oberkörper leicht nach vorn gelehnt.



**Abbildung 3.1:** Es werden die sechs in den Aufnahmen des MRT sichtbaren Marker mit den Applikationsstellen dargestellt.

Versuchspersonen	rechts-links	anterior-posterior	caudal-cranial
VP1, VP8, VP9	2.0000	1.1719	1.1719
VP2, VP3, VP4	2.5000	1.1719	1.1719
VP5, VP6, VP7	0.9375	0.9375	3.0000

**Tabelle 3.1:** Zusammenfassung der Voxelkantenlängen [mm] bei den einzelnen Versuchspersonen.

**starke Vorbeuge:** Mit auf den Füßen stützenden Händen sollte der Oberkörper so weit es geht nach vorn gebeugt werden.

**Torsion nach links:** Mit dem linken Arm hinter der Lehne des sich zwischen den Spulen des Scanners befindlichen Sitzes und um 90° nach links verdrehtem Kopf saßen die Personen zu dieser Messung.

**Torsion nach rechts:** Wie auch bei der Torsion nach links mussten die Versuchspersonen in der gleichen Haltung nur nach rechts verdreht für den Zeitraum der Messung verharren.

Innerhalb dieser Positionen wurden die Stellungen der lumbalen Wirbelkörper als auch Markierungen durch MR-Marker auf der Haut der Versuchspersonen aufgezeichnet.

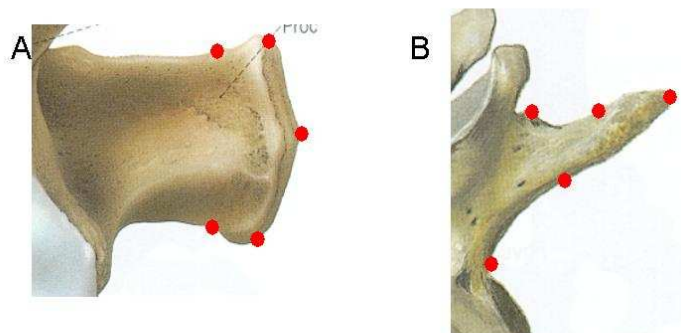
### Verwendeter Tomograph und Messsetup

Es wurde der offene Magnet-Resonanz-Tomograf *Signa SP* des Herstellers General Electric verwendet. Das Gerät besteht aus zwei vertikal aufgestellten supraleitenden Spulen, zwischen denen etwa 70 cm Platz für Untersuchungsobjekt und/oder Operateur besteht. Hier ist es möglich, stehend als auch sitzend in unterschiedlichen Haltungen Messungen durchführen zu lassen.

Jede einzelne Spule leistet ein Magnetfeld von 2 Tesla Stärke, so dass im offenen Raum zwischen den Spulen ein Feld von 0.5 Tesla zur Verfügung steht.

Bei den Messungen wurde ein kubischer Raum von etwa 0.5 m Seitenlänge gescannt. Es wurde die vom Hersteller installierte Sequenz *Brain 3D* verwendet, welche Schnitte von 256×256 Pixeln liefert. Pro Aufnahme wurden 60 Schnittbilder der lumbalen Wirbelsäule erstellt. Die Kantenlängen der sich durch 3-D-Rekonstruktion ergebenden Voxel sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Diese Einstellung hatte zur Folge, dass eine Messung einer Haltung 3:30 min dauerte. Mit Voreinstellung des Scanners musste eine Versuchsperson bis zu 5 Minuten



**Abbildung 3.2:** Es werden die anatomischen Marken gezeigt, welche zur Digitalisierung der Dornfortsätze (A) und Querfortsätze (B) genutzt wurden.

innerhalb der zu messenden Haltung verharren.

### Digitalisierung, Datenbearbeitung und Berechnungen

Unter Verwendung der Software *MRIcro* Version 1.35 ([www.mricro.com](http://www.mricro.com)) wurden die einzelnen Schnittbilder zu 3-D-Objekten rekonstruiert. Danach konnten die Marker als auch die Fortsätze manuell digitalisiert werden. Wiederholtes Digitalisieren der gleichen Sequenz zeigte eine Ungenauigkeit von 0.9%, was einer durchschnittlichen Ungenauigkeit von 0.31 voxel entspricht (0.09 bis 0.78 voxel).

Das Digitalisieren geschah unter Verwendung der MATLAB-Toolbox *SPM99* (Statistical Parametric Mapping, [www.fil.ion.ucl.ac.uk](http://www.fil.ion.ucl.ac.uk)), welche es erlaubt, bis auf  $\frac{1}{10}$  Voxelkantenlänge Genauigkeit Punkte innerhalb eines MR-Objektes zu finden. Die Marker wurden digitalisiert, indem die Mittelpunkte dieser gefunden wurden. Die Dorn- und Querfortsätze wurden mit je 5 Punkten digitalisiert: Auf einem Dornfortsatz wurden die Dornfortsatzspitze, die Stellen der größten Krümmung des Dornfortsatzes und die Stellen, an denen die Krümmung in eine Begradigung übergeht genutzt. Bei den Querfortsätzen wurde die Querfortsatzspitze, der Punkt zwischen Querfortsatz und Wirbelkörper, der Punkt zwischen Querfortsatz und Gelenkfortsatz sowie Punkten auf dem Querfortsatz zwischen diesen Marken digitalisiert (Abb. 3.2). Um die Position eines Fortsatzes zu bestimmen, wurden die Koordinaten der fünf Landmarken auf einem

Fortsatz zu einem Punkt zusammen gefasst.

Nachdem die Informationen der Koordinaten in Voxel vorlagen, wurden diese mittels Information der Kantenlängen in mm kalkuliert. Da die Messungen unterschiedliche Setups und somit unterschiedliche Lagen der Koordinatensysteme bezogen auf den zu betrachtenden Körper hatten, wurden alle Koordinaten in das unter 2.4.2 (Seiten 24ff) beschriebene raumfeste Koordinatensystem transformiert.

Berechnet wurden die Verschiebungsvektoren (Translation) zwischen den einzelnen Haltungen und die Cardanwinkel der beiden betrachteten Wirbelkörper im Raum mittels der Koordinaten der Hautmarker und der Koordinaten der Knochenlandmarken. Von Koordinaten, Komponenten der Translationen sowie den Cardanwinkeln wurden lineare Regressionen berechnet (least square). Die Qualität der Regressionen wurde mit den Korrelationsparametern ( $r, R^2$ ) beurteilt.

Durch Änderung der Haltung kommt es zu einer Hautverschiebung bezüglich der Knochenlandmarke, was bedeutet, dass der Vektor von der Knochenlandmarke zum zugeordneten Hautmarker seine Komponenten ändert. Die Differenz als Maß der Hautverschiebung wurde berechnet und gegen 0 statistisch geprüft. Unterschiede zwischen den einzelnen Haltungen wurden mit dem *Kruskal-Wallis-Test* geprüft.

### 3.1.3 Ergebnisse

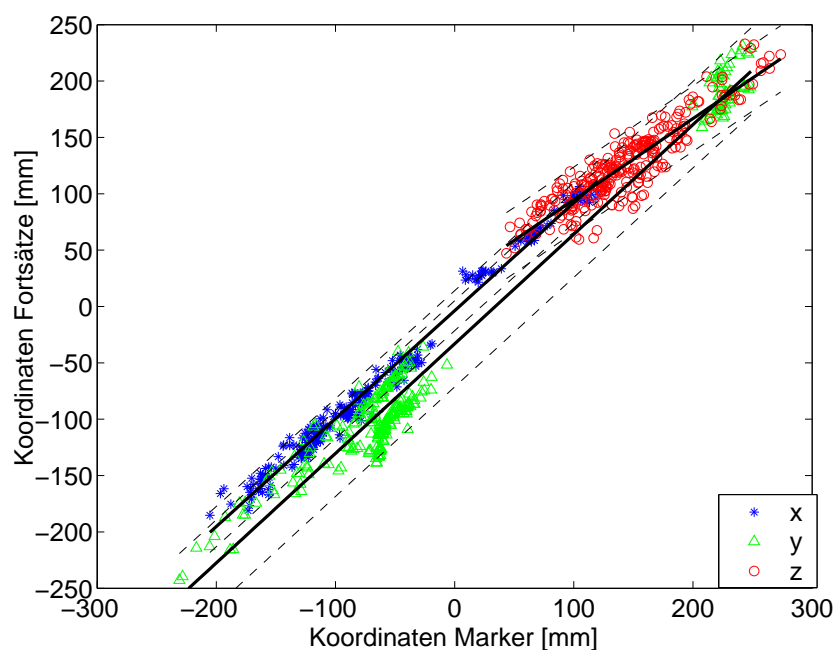
Die Positionen, Translations-Vektoren und die räumliche Orientierung (Cardanwinkel) der Hautmarker zeigen starke, lineare Zusammenhänge mit Positionen, Translations-Vektoren und der räumlichen Orientierung von Landmarken auf dem zugeordneten Wirbelkörper. Innerhalb der untersuchten Personengruppe können einfache lineare Regressionsgleichungen genutzt werden,

$$Y = bX + a \tag{3.1}$$

um die Koordinaten, Translations-Vektoren und räumlichen Orientierungen am Wirbelkörper  $Y$  unter Verwendung der oberflächlichen erfassten bzw. berechneten Daten  $X$ , der kalkulierten Regressionskoeffizienten  $b$  und des Achsenabschnitts  $a$  zu berechnen. Somit sind Positionen und Bewegungen von lumbalen Wirbelkörpern an der Oberfläche messbar (Tab. 3.2).

	$b \pm (ci_b - b)$	$a \pm (ci_a - a)$	$r$	$R^2$
Koordinaten [mm]				
$x$	0.9573±0.0135	-3.7390±1.3703	.9929	.9858
$y$	0.9720±0.0176	-33.1170±2.2779	.9883	.9768
$z$	0.7202±0.0371	22.6528±5.5578	.9158	.8388
$x_{SP}$	0.9915±0.0184	-1.5848±1.7573	.9981	.9962
$y_{SP}$	0.9856±0.0187	-13.8877±2.3916	.9980	.9961
$z_{SP}$	0.8342±0.0693	12.1568±9.2119	.9639	.9291
Translationen [mm]				
$x_{TP3}$	1.1346±0.1418	-0.5397±2.0250	.8829	.7795
$y_{TP3}$	1.3199±0.0834	-9.9917±3.3888	.9656	.9325
$z_{TP3}$	0.8217±0.2019	17.9868±5.4632	.6912	.4777
$x_{SP3}$	1.0349±0.1106	-0.9456±1.6458	.9548	.9116
$y_{SP3}$	1.1177±0.0614	-5.5495±2.3410	.9874	.9750
$z_{SP3}$	0.8962±0.1434	7.2980±5.5621	.9063	.8214
$x_{TP4}$	1.0288±0.1271	-0.8118±1.6608	.8851	.7835
$y_{TP4}$	1.1726±0.1083	-8.8367±2.9216	.9306	.8661
$z_{TP4}$	0.9101±0.2291	20.2703±6.2188	.6824	.4656
$x_{SP4}$	0.9902±0.1354	-0.5110±1.5417	.9483	.8993
$y_{SP4}$	1.0388±0.0956	-4.3108±2.4986	.9659	.9330
$z_{SP4}$	0.9724±0.1354	5.9943±5.4016	.9266	.8587
Cardanwinkel [°]				
$\alpha_{L3}$	0.9509±0.0861	63.1626±2.2677	.9593	.9202
$\gamma_{L3}$	1.1886±0.1769	-0.1019±0.8187	.9001	.8102
$\alpha_{L4}$	0.9364±0.1206	68.7606±2.9133	.9224	.8509
$\gamma_{L4}$	1.0447±0.2672	0.0931±1.1428	.7688	.5911

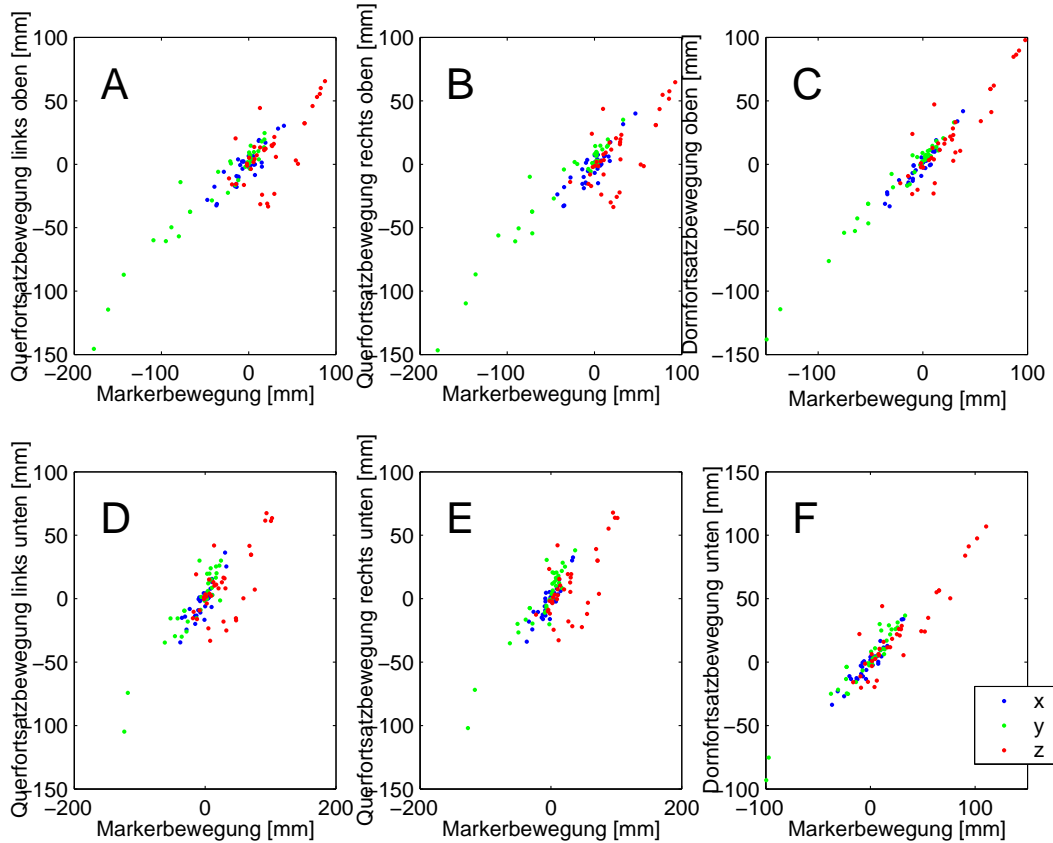
**Tabelle 3.2:** Statistik der Linearen Regressionen der berechneten Parameter der Hautmarker und der zugeordneten Landmarken am Wirbelkörper. Zusammengefasst sind die Regressionskoeffizienten mit 95%-igem Confidence-Intervall ( $b \pm (ci_b - b)$ ), die Achsenabschnitte mit 95%-igem Confidence-Intervall ( $a \pm (ci_a - a)$ ), *Pearsons* Korrelations-Koeffizienten ( $r^2$ ) und die Bestimmungsmaße ( $R^2$ ) für die Koordinaten ( $x, y, z$ ), die Koordinaten an den Dornfortsätzen ( $x_{SP}, y_{SP}, z_{SP}$ ), Translationen der *processi transversi* ( $x...z_{TP3}$  und  $x...z_{TP4}$ ), Translationen der *processi spinosi* ( $x...z_{SP3}$  und  $x...z_{SP4}$ ) und Komponenten der Cardanwinkel für Flexion ( $\alpha_{L3/4}$ ) und Torsion ( $\gamma_{L3/4}$ ). Alle Parameter zeigen hohe Korrelationen ( $r > .68$ ), insbesondere die Daten an den Dornfortsätzen ( $r > .96$ ). Die Regressionskoeffizienten sind bei allen Parametern nahe 1 (jede Regression ist hoch signifikant  $p < .001$ ).



**Abbildung 3.3:** Zusammenhang von Markern auf der Haut und Fortsätzen der Wirbelkörper mit Regressionsgeraden und Confidence-Intervallen. Es sind alle Positionen (alle Marker und alle zugehörigen Fortsätze) bei allen fünf untersuchten Haltungen dargestellt. Die  $y$ -Koordinaten der Dornfortsätze liegen nah an der Diagonalen, wogegen die Koordinaten der Querfortsätze leicht unterhalb der Diagonalen zu finden sind. Alle Koordinaten korrelieren mit  $r > .9$  ( $p < .001$ ).

### Zusammenhang der Koordinaten

Die Koordinaten der Hautmarker und der zugehörigen Landmarken auf dem Lendenwirbel zeigen über die fünf untersuchten Haltungen einen linearen Zusammenhang (Regressions-Koeffizienten und Korrelationen:  $x : b = 0.9573, r = .993$ ;  $y : b = 0.9720, r = .988$ ;  $z : b = 0.7202, r = .916$ ;  $p < .0001$ , Abb. 3.3, Tab. 3.2). Eine Veränderung der Position einer Landmarke auf dem Wirbel führt zu einer proportionalen Veränderung der Position des zugehörigen Hautmarkers. Die Regressionskoeffizienten sind nahe 1, was bedeutet, dass die Koordinaten der Marker auf der Haut während der untersuchten Haltungen gleichartig zu den Koordinaten am Wirbel sind. Insbesondere Marker auf den Dornfortsätzen repräsentieren die Position des Dornfortsatzes sehr gut ( $r > .96$ ). Das Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) aller Koordinaten ist größer als .83, für Dornfortsätze über .92. Somit werden 83% aller Koordinaten durch die berechneten



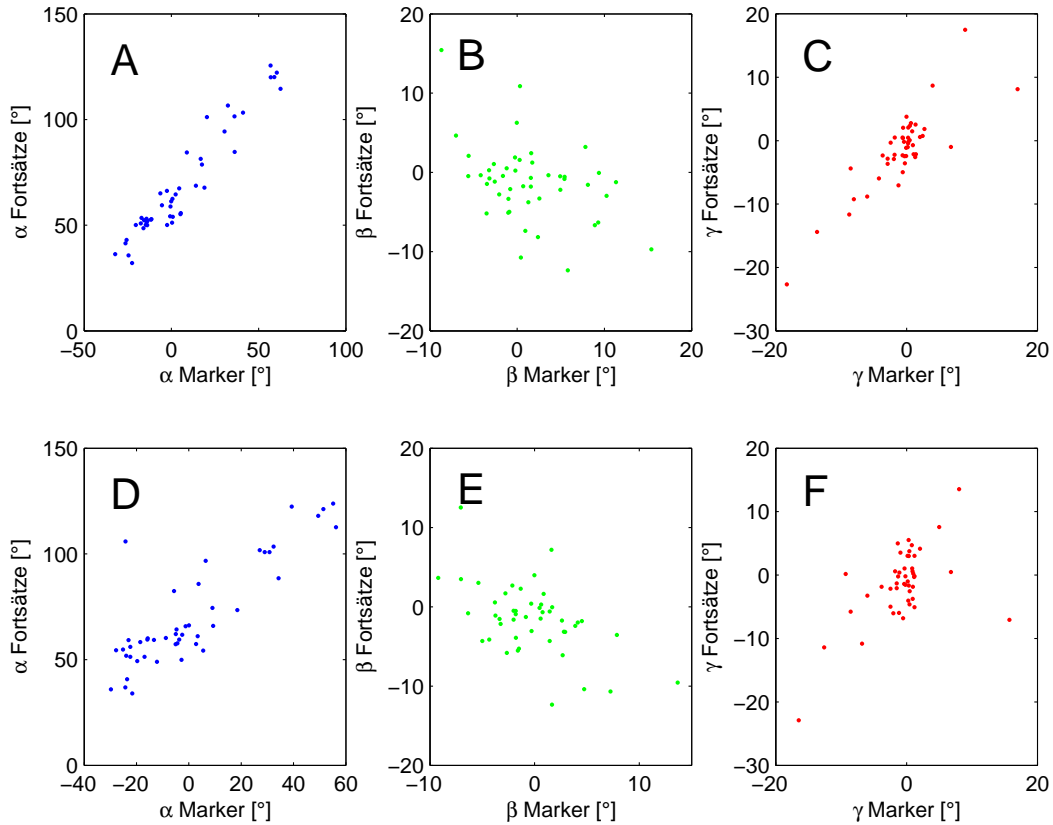
**Abbildung 3.4:** Korrelation der Translation von Markern und Wirbellandmarken: Die Korrelation der  $x$ -Bewegungen und insbesondere der  $y$ -Bewegungen sind mit über  $r > .87$  sehr hoch, wogegen die  $z$ -Komponenten nicht so hohe Korrelationen zeigen (A, B, D und E). Der größte Zusammenhang ist bei den Dornfortsätzen zu finden (C und F).

Regressionsparameter erklärt (mehr als 92% der Marker an den Dornfortsätzen).

### Zusammenhang der Translation

Eine Positionsänderung führt zu gleichartigen Translationen der Marken am Wirbelkörper und auf der Haut. Auch die Komponenten der Vektoren, welche diese Bewegung beschreiben, haben signifikante Korrelationen für Hautmarker und zugeordnete Landmarke auf dem Wirbel ( $r > .68, p < .0001$ ; Abb. 3.4, Tab. 3.2). Die größten Korrelationen und kleinsten Confidence-Intervalle sind für die Vektorkomponenten der Dornfortsatzmarker und der Landmarke auf dem Dornfortsatz zu finden ( $r > .91, c^i_{data} <$





**Abbildung 3.5:** Korrelation der Kardanwinkel der Marker und Wirbelkörper im Raum: Die Diagramme A bis C zeigen den Zusammenhang auf Ebene L3, die Diagramme D bis F auf Ebene L4. Die Flexionswinkel  $\alpha$  (A und D) und die Torsionswinkel  $\gamma$  zeigen einen deutlichen Zusammenhang. Bei den Winkeln  $\beta$  der Lateralflexion (B und E) liegen zu viele Werte im Bereich des zu erwartenden Messfehlers.

$\pm 27.13$ ). Die Vektoren der Bewegungen an den Transversefortsätzen und der Bewegungen der zugehörigen Marker zeigen in  $x$ - und  $y$ -Richtung Korrelationen über  $r > .87$ , die Korrelationen der  $z$ -Komponenten sind geringer. Somit führt eine Bewegung eines untersuchten Lendenwirbels zu einer proportionalen Bewegung des zugehörigen Hautmarkers. Auch hier sind die Regressionskoeffizienten nahe 1.

### Zusammenhang der räumlichen Orientierung

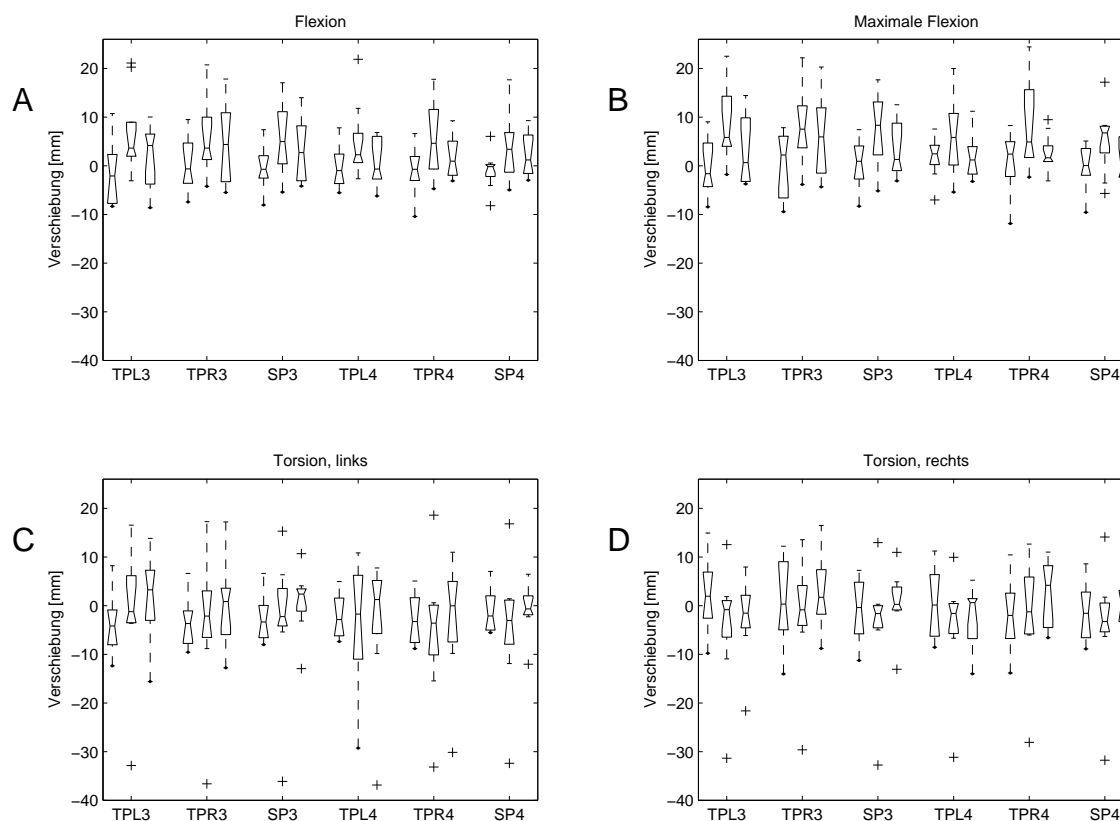
Die genutzte Markerkonfiguration dient zur Berechnung von Cardanwinkeln (siehe Kapitel 2.4ff.). Auch die Cardanwinkel berechnet mit den Koordinaten der Marker und die

Cardanwinkel auf Grundlage der Koordinaten der Landmarken an den Wirbelkörpern korrelieren signifikant ( $p < .0001$ , Abb. 3.5, Tab. 3.2). Unter Verwendung aller Daten erreichen die Korrelationen folgende Werte: L3, Flexion ( $\alpha$ ):  $r = .959$ ; Torsion ( $\gamma$ ):  $r = .853$ ; L4 Flexion ( $\alpha$ ):  $r = .856$ ; Torsion ( $\gamma$ ):  $r = .564$ . Nach Ausschluss von Ausreißern (Fehler beim Digitalisieren, Verzerrungen des MR im Grenzbereich des Volumens) erhöht sich die Korrelation und ist ebenfalls hoch signifikant auf Ebene L4 (Abb. 3.5; L3,  $\alpha:b = 0.9509, r = .959$ ; L3,  $\gamma:b = 1.1886, r = .9$ ; L4,  $\alpha:b = 0.9364, r = .922$ ; L4,  $\gamma:b = 1.0447, r = .769; p < .0001$ ). Somit kann gefolgert werden, dass die dorso-ventrale Orientierung des Wirbelkörpers proportional zur Raumlage der Hautmarker ist. Mehr als 85% der Daten der Komponente  $\alpha$  sind durch die Regressionsanalyse gesichert, für die Torsion (Komponente  $\gamma$ ) sind mehr als 59% gesichert. Auch hier sind die Regressionskoeffizienten nahe 1, so dass die Raumlage der Wirbelkörper dieser Untersuchung zuverlässig an der Hautoberfläche gemessen werden kann.

Während der Messungen konnten nur kleine Winkel zum Seitbeugen eingenommen werden. Somit können derartige Korrelationen für die Cardankomponente  $\beta$  nicht berechnet werden, teilweise wurden gar negative Korrelationen berechnet (L4:  $r = -0.435$ ). Aufgrund des Zwanges der Spulen des Scanners links und rechts neben der Versuchsperson, wurden Lateralflexionen verhindert. Die Winkel für  $\beta$  sind kleiner als  $7^\circ$ , womit 56% der Daten auf Ebene L3 und 60% der Daten auf Ebene L4 im Bereich des Messfehlers der Methode liegen. Ebenfalls sind die Relativwinkel zwischen L3 und L4 kleiner als der zu erwartende Messfehler und daher nicht dokumentiert.

### Markerverschiebung

Die Verschiebung der Haut während der vier untersuchten Haltungsänderungen in Relation zum normalen Sitzen ist nicht signifikant unterschiedlich von 0 für alle Komponenten der Verschiebungsvektoren ( $.06 < p < .99$ ,  $\emptyset$ Hautverschiebung 0.86 mm, Abb. 3.6). Insbesondere Marker über den Dornfortsätzen zeigen geringere Hautverschiebungen als Marker auf den Muskelbäuchen über den Querfortsätzen (Median der Hautverschiebung über den Dornfortsätzen: 0.36 mm). Dies resultiert aus dem Fakt, dass die Richtung der Hautverschiebung nicht vorhersagbar ist und scheinbar einem großen individuellem Einfluss unterliegt. Die maximale Hautverschiebung innerhalb der Untersuchungsgruppe ist -36.87 mm bei der  $z$ -Komponente über dem linken Querfortsatz L4 während Torsion nach links. Dieser hohe Wert kann eindeutig als Ausreißer detektiert werden. Ausreißer entstehen durch Markerpositionen am Rande des gescannten



**Abbildung 3.6:** Markerverschiebung während der 4 untersuchten Haltungen Flexion (A), maximale Flexion (B), Torsion nach links (C) und Torsion nach rechts (D) über den linken (TPL3/4) und rechten Querfortsätzen (TPR3/4) und den Dornfortsätzen (SPL3/4) der lumbalen Ebenen L3 und L4 präsentiert als Komponenten  $x$ ,  $y$  und  $z$  des Verschiebungsvektors. Die Boxplots zeigen Median, unteres und oberes Quartil, den Rest der Verteilung und Ausreißer (+). Alle Daten unterscheiden sich nicht statistisch nachweisbar von 0.

Volumens, da dort größere Verzerrungen zu erwarten sind. Ohne diesen Ausreißer ist die maximale Hautverschiebung dieser Komponente nur -9.86 mm. Im Zusammenhang mit den kleineren Bewegungsamplituden bei Torsion nach links und rechts sind die Verschiebungen näher an Null als in den Flexionsexperimenten ( $.89 < .99$ ). Der Median der Hautverschiebung über den Dornfortsätzen bei den Torsionsexperimenten ist jedoch größer als der Median der anderen Haltungen (Median der Hautverschiebung während Torsion: -1.76 mm; Median der Hautverschiebung über den Dornfortsätzen während Torsion: -2.02 mm). Der Unterschied zwischen den verschiedenen Haltungen ist jedoch statistisch nicht nachweisbar (*Kruskal-Wallis*-nichtparametrische ANOVA).

### 3.1.4 Diskussion

#### Neue Daten stützen einen linearen Zusammenhang von Hautmarker- und Wirbelbewegungen

Diese Studie dokumentiert mittels des räumlichen Auflösungsvermögens moderner MR-Bildgebung Änderungen der dreidimensionalen Orientierung von Wirbelkörpern und der zugehörigen Gruppe von Markern auf der Haut in Zusammenhang mit Änderungen der Körperhaltung. Die dreidimensionalen Koordinaten, Translations-Vektoren und die räumliche Orientierung von Markern an der Hautoberfläche des lumbalen Rückens stehen in enger linearer Beziehung zu dreidimensionalen Koordinaten, Translationsvektoren und der räumlichen Orientierung der darunter liegenden zugehörigen lumbalen Wirbelkörper. Im Gegensatz zu statischen 2D-Untersuchungen, bei denen nur einzelne Haltungen untersucht wurden [8], konnten mit dieser Studie Nachweise hinzugefügt werden, dass dieser Zusammenhang bei Änderung der Haltung nachweisbar ist. Weiterhin unterstützt der Zusammenhang in drei Dimensionen frühere Untersuchungen [53] und kann auf fünf Haltungen ausgedehnt werden. Bei *dorso-ventraler* Flexion ( $\alpha$ ) ist dieser Zusammenhang nahe 1, was bedeutet, dass die Flexion der externen Hautmarker eng verknüpft mit der Flexion des zugehörigen Lendenwirbels ist. Eine vergleichbare Schlussfolgerung ist möglich für die Torsion ( $\gamma$ ). Außerdem ist die Hautverschiebung der untersuchten Marker an der Oberfläche nur gering und scheint keinen Einfluss auf Haltungs-/Bewegungsmessungen an der Oberfläche zu haben. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit früheren Untersuchungen mittels biplanarem Röntgen [53]. Somit wurde ein bedeutender Schritt gegangen, um Hautmarkermethoden im Bereich der lumbalen Wirbelsäule zu validieren [57] und für gesunde Personen muss die Schlussfolgerung, dass Positionen und Bewegungen von Hautmarkern nicht hinreichend korreliert mit Positionen und Bewegungen der zugehörigen Lendenwirbel sind, verworfen werden [101].

#### Schlussfolgerungen für die Bewegungsanalyse der LWS

Es ist offensichtlich, dass die Möglichkeit, vertebrale Bewegungen ohne invasive Methodik zu messen, ein großer Vorteil bei Untersuchungen von alltäglichen Bewegungen bietet [5, 51, 100]. Innerhalb der hier untersuchten Probandengruppe können interne Wirbelbewegungen durch Messung speziell applizierter Hautmarker abgeleitet werden. Dies ist möglich bei freien Alltagsbewegungen wie Heben von Gewichten. Es

ist möglich, die dreidimensionale Orientierung, Haltung und Bewegung von lumbalen Wirbelkörpern unter Verwendung der hier verwendeten Markeranordnung zu messen. Insbesondere Marker über den Dornfortsätzen repräsentieren die Wirbelbewegungen sehr gut. Methoden mit Markern über den Dornfortsätzen wurden häufig zum Monitoring von Wirbelsäulenbewegungen genutzt [28, 57, 96, 101, 117, 127]. Somit führen Studien mit vergleichbaren Markerapplikationen zu guten Ergebnissen.

### **Anmerkungen und Einschränkungen**

Es ist zu bemerken, dass Koordinaten und Bewegungen an der Hautoberfläche mit denen der Wirbelkörper nicht identisch sind. Jedoch mit Kenntnis des linearen Zusammenhangs beider können Positionen und Bewegungen der lumbalen Wirbelkörper mittels Messungen an der Oberfläche berechnet werden. In einigen Fällen (Regressionskoeffizient  $b \approx 1$ ) ist die Positionsänderung der Marker gleich zu der Positionsänderung der Wirbellandmarke (z.B. Dornfortsätze und deren Hautmarker). Für die Personen dieser Versuchsgruppe können mit den angegebenen Gleichungen z.B. die  $x$ -Koordinaten der Dornfortsätze mit einer Genauigkeit von  $\pm 8.7$  mm. Für generelle Aussagen bei beliebiger Population ist die Datenmenge mit 9 Versuchspersonen jedoch zu klein. In Kombination mit einem komplexen Modell unter Verwendung externer anthropomorpher Daten und Positionen der Drehzentren können sicher bessere und umfassendere Aussagen getroffen werden [127].

### **Einschränkungen durch das verwendete Messsetup**

Aufgrund des begrenzten Messvolumens innerhalb des MR-Tomografen konnten einzig die lumbalen Ebenen L3 und L4 untersucht werden. In der gesamten Lendenwirbelsäule ist die Anatomie vergleichbar, womit ähnliche Ergebnisse auf anderen lumbalen Ebenen zu erwarten sind [8, 28, 53].

Aufgrund der statischen Messungen - die Versuchspersonen mussten bis 5 Minuten innerhalb einer zu messenden Körperposition verharren - konnten einzig 5 unterschiedliche sitzende Haltungen untersucht werden. Diese schlechte zeitliche Auflösung beschränkt die Anzahl der zu messenden Haltungen, weswegen der Zusammenhang von Hautmarkern und Wirbellandmarken in anderen Körperhaltungen einzig extrapoliert werden kann. Insbesondere bei hoch dynamischen Bewegungen wie Springen oder Laufen ist der Zusammenhang von Hautmarkern und der darunter liegenden knöchernen Struktur nicht voraussagbar. Während des Stehens ist eine deutliche Querkontraktion

der Muskelbäuche des *m.erector spinae* zu beobachten. Mit hoher Wahrscheinlichkeit sind diese Änderungen über große Bereich der Haltungsänderung klein und beeinflussen somit den Zusammenhang von Hautmarkern und den knöchernen Landmarken nicht. Der Einfluss von Muskelkontraktionen an sich war nicht Ziel dieser Untersuchung, da die Versuchspersonen entspannt in der zu messenden Haltung verharrten. Innerhalb der präsentierten Daten sind keine Einflüsse von von Muskelkontraktionen nachweisbar. Ein Hinweis auf Querkontraktion der Muskulatur während Verkürzung des Muskels durch Kontraktion ist erkennbar in den Torsionsexperimenten, da hier die lumbale Muskulatur asymmetrisch verkürzt. Die Mediane der Hautverschiebung während der Torsionsexperimente haben größere Werte, was jedoch statistisch nicht nachweisbar ist.

Die untersuchten Personen waren junge, sportliche Männer ohne Erfahrungen mit Rückenschmerzen. Der Anteil des Unterhautfettgewebes war sehr gering, womit einzig das Verhalten von Haut, Muskeln, Bindegewebe, Bändern usw. als Weichteile gemessen wurde. Es existiert keine Information über den Einfluss von dicken Fettschichten, womit die Weichteilbewegung von Menschen mit hohem Körperfettanteil ebenfalls nicht voraussagbar ist. - Weiterhin zeigen Rückenschmerzpatienten ein abweichendes Verhalten der paraspinalen Muskulatur, wodurch die Bewegungen von Hautmarkern ebenfalls beeinflusst werden können.

### **Technische Einschränkungen**

Der Hauptnachteil ist die begrenzte räumliche Auflösung des verwendeten MR-Tomografen (Signa SP, General Electrics). Auch durch Verbesserung der Auflösung durch Interpolation führt der Fehler der Koordinaten zu einer Fortpflanzung des Fehlers in allen berechneten Parametern wie Translationsvektoren und insbesondere den Cardanwinkeln. Um eine bessere räumliche Auflösung zu erreichen, hätten die Versuchspersonen mehr als 5 Minuten in einer Haltung innerhalb des Messraumes im Tomografen sitzen müssen. Die Versuchspersonen empfanden diese bewegungsfreien, statischen Zustände als ermüdend. Unter diesen Umständen ist es bemerkenswert, dass das spezielle Setup und die verwendete Markerapplikation trotzdem sehr gute Informationen über die Positionen und Haltungen der darunter liegenden Wirbel liefern. Zu dieser Zeit existiert kein anderes dreidimensionales Messverfahren, welches einen entscheidenden Vorteil hinsichtlich zeitlicher und räumlicher Auflösung bietet.

Einzig die räumliche Orientierung der Lendenwirbel L3 und L4 und deren zuge-

ordneten Hautmarker im Raum wurden berechnet. Die Relativwinkel zwischen den untersuchten Wirbelkörpern sind kleiner als der zu erwartende Messfehler bei der verwendeten räumlichen Auflösung und den Algorithmen zur Berechnung der Cardanwinkel. Die Fehlerfortpflanzung aufgrund der Auflösung des MRT limitiert die Berechnung der Cardanwinkel und die Möglichkeit externe und interne Relativbewegungen zu vergleichen.

Letztlich ist zu bemerken, dass nicht genügend Platz zwischen den Spulen des MR-Tomografen vorhanden ist, um großräumige Lateralflexionen durchzuführen. Der Großteil der Daten liegt im Bereich des zu erwartenden Messfehlers. Somit konnte für diese Komponente der Rotation ( $\beta$ ) kein klarer Zusammenhang festgestellt werden.

### 3.1.5 Schlussfolgerungen

Positionen und Bewegungen von Hautmarkern der lumbalen Wirbelsäule sind vergleichbar mit Positionen und Bewegungen des zugeordneten Lendenwirbels. Somit können Hautmarker genutzt werden, um Haltungen, Bewegungen und Raumlage der Lendenwirbelsäule zu messen. Insbesondere lumbale Bewegungen während täglicher, natürlicher Bewegungen sind mit der Hautmarkermethode messbar.

## 3.2 Variable Muskelspannung und Markermuster

### 3.2.1 Einleitung

Das Hauptproblem bei äußerer Aufzeichnung von Bewegungen sind Weichteilbewegungen. In der Tat sind es bei der unter 2.2.1 erläuterten Methode einzig die Dornfortsätze, welche als knöchernen Strukturen palpieren und mit Markern versehen wurden. Die Marker links und rechts neben den Dornfortsatzmarkern liegen auf den Muskelbäuchen des *M. erector spinae*. Bei biomechanischen Haltungs- und Bewegungsuntersuchungen ist es weit verbreitet, Hautmarker zu verwenden, wobei nur wenige Zahlen über den Einfluss von Weichteilbewegungen bekannt sind, sich jedoch im Bereich des Oberschenkels erhebliche Einflüsse durch Weichteilbewegungen zeigen [29, 44]. Im Bereich des Rückens werden einzig Empfehlungen gegeben, wo die Applikation von Markern sinnvoll wäre und wo nicht [95]. Zahlen darüber, wie stark Weichteilbewegungen und Muskelspannung Messergebnisse beeinflussen, sind keine bekannt.

Bei Kontraktion von Muskulatur und gleichzeitiger Annäherung von Ansatz und

Ursprung ist eine deutliche Querkontraktion zu erkennen, Ansatz und Ursprung nähern sich nicht nur an, der jeweilige Muskel wird nicht nur kürzer sondern auch breiter. Dies hat zur Folge, dass die Position des Gewebes über dem Muskel sich relativ zu den darunter liegenden Knochen verändert. Dies stellt ein großes Problem bei Untersuchungen mit externen Körpermarkern dar: Das Objekt, welches man untersucht (der Marker), ändert die Position aufgrund von Muskelkontraktionen. Die Muskelkontraktion selbst beeinflusst die Lage der zu untersuchenden Knochen, da diese an den knöchernen Strukturen ansetzen. Es existieren jedoch keine Daten, welche den Zusammenhang von Weichteilbewegung und der zu untersuchenden Bewegung der Wirbelsäule beleuchten.

Diese Untersuchung betrachtet, inwieweit verschiedene muskuläre Anforderungen, innerhalb verschiedener Rumpfwinkel, gemessen mit einem Wirbelsäulendynamometer, das Markermuster beeinflussen.

### 3.2.2 Methoden

Die Bewegungen der lumbalen Wirbelsäule einer Versuchsperson wurden in einem Dynamometer der thoracolumbalen Wirbelsäule (BfMC, Leipzig) bei unterschiedlichen externen Belastungen mit dem unter 2.2 (Seiten 17ff) beschriebenen Versuchsaufbau aufgezeichnet. Im Dynamometer können die von der Versuchsperson aufgebrauchten Drehmomente um alle drei Achsen des Weltkoordinatensystems in unterschiedlichen Haltungen gemessen werden, wobei die jeweilige Versuchsperson an Schultern und Becken fixiert ist und die Bewegungen sitzend auszuführen hat. Die Bewegungen der lumbalen Wirbelsäule werden durch keine weiteren Mechanismen eingeschränkt. Im einzelnen sollten von der Versuchsperson folgende Bewegungen ausgeführt werden:

**Entspannte Situationen:** Es sollten Haltungen mit nahezu vollkommen entspannter Rückenmuskulatur eingenommen werden, um das Markermuster in Ruhezustand aufzeichnen zu können. Dazu sollte

- sich der Proband nach hinten an die Maschine lehrend entspannen und
- sich nach vorn auf einen Gymnastikball lehrend entspannen.

**Extension mit variabler Muskelspannung:** Aus verschiedenen Rumpfwinkeln sollte ein externes Drehmoment von 0 bis 200 Nm aufgebaut werden. Die Haltungen waren:



- 0°, der normal sitzenden Haltung
- 15°, einer leichten Vorneigung des Rumpfes
- 30°, einer mäßigen Vorneigung des Rumpfes

**Lateralflexion nach links mit variabler Muskelspannung:** Aus verschiedenen Seitneigungen des Rumpfes sollte ein externes Drehmoment von 0 bis 100 Nm aufgebaut werden, wobei die Haltungen

- 0°, der normalen Sitzhaltung
- 15° Rechtsneigung

waren.

**Isometrische Extensionshaltungen mit Zusatzgewicht:** Um den Einfluss von erhöhter Muskelspannung ohne großartige Änderung der Rumpfgeometrie zu prüfen, wurden in definierten Haltungen mit konstanten Druck gegen den Dynamometer dem Probanden Zusatzgewichte in die Hände gegeben. Hierbei musste der Proband den konstanten Druck gegen die Maschine ohne Zusatzgewicht, mit 5 kg, 10 kg und 15 kg Belastung aufbauen. Die unterschiedlichen Haltungen waren:

- 15°, einer leichten Vorneigung des Rumpfes
- 30°, einer mäßigen Vorneigung des Rumpfes

**Isometrische Lateralflexionshaltungen mit Zusatzgewicht:** Um den Einfluss von einseitig angespannter Rückenmuskulatur ohne großartige Änderung der Rumpfgeometrie zu beleuchten, wurden in definierten seitlich verneigten Haltungen dem Probanden Zusatzgewichte in die Hände gegeben, wobei auch hier ein konstanter Druck gegen den Rückendynamometer zu halten war. Die Gewichtsstufen betragen ebenfalls kein Gewicht, 5 kg, 10 kg und 15 kg. Die Haltungen waren:

- 10°, einer leichten Seitneigung des Rumpfes
- 20°, einer mäßigen Seitneigung des Rumpfes

Von jedem beschriebenen Versuch wurden drei Messungen durchgeführt. Wie in Abbildung 2.1 (Seite 17) zu erkennen ist, ergeben die drei Marker pro lumbaler Ebene ein Dreieck. Um das Markermuster hinsichtlich seiner Gestalt und der Konstanz der

Gestalt beurteilen zu können, wurden die Innenwinkel der Dreiecke berechnet. Ändern sich die Innenwinkel, ist mit einer Verzerrung des Markermusters zu rechnen.

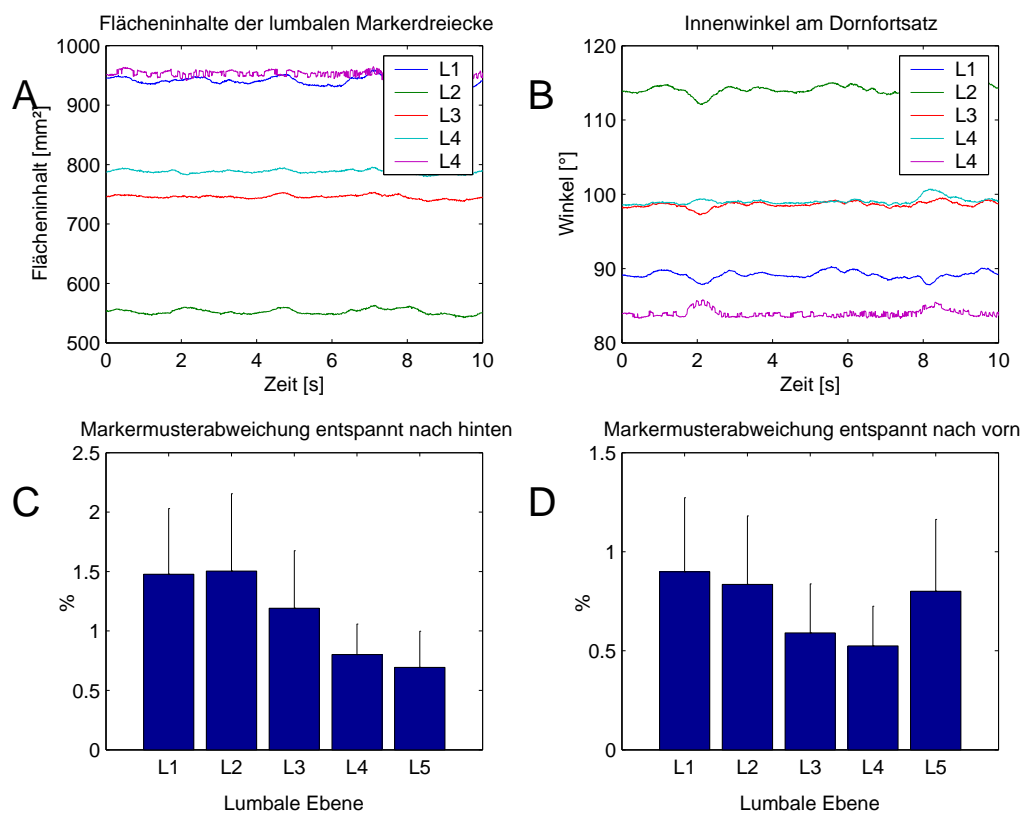
Von den berechneten Innenwinkeln wurden die Standardabweichungen berechnet und ins Verhältnis zu den Mittelwerten gesetzt, um die Abweichung in Prozent zu erhalten. Für jeden Lendenwirbel wurden die Änderungen der Innenwinkel relativ zu den Werten in entspannter Haltung berechnet, um ein Maß zur Beurteilung der Änderung des Markermusters zu erhalten. Im geometrischen Sinne sollten die Innenwinkel ausreichen, um die Ähnlichkeit von Dreiecken zu beweisen. Zusätzlich wurden die Parameter Seitenlängen und Flächeninhalte der Markermusterdreiecke berechnet.

### 3.2.3 Ergebnisse

In Abbildung 3.7 A und B sind Beispiele der Verläufe von Flächeninhalten und Dreieck-Innenwinkeln am Dornfortsatz dargestellt, wobei nur sehr geringe Veränderungen in den Kurven zu erkennen sind. Die Mittelwerte und Standardabweichungen des Markermusters im entspannten Zustand nach hinten gelehnt und vorn gelehnt sind in den Diagrammen C und D in Abbildung 3.7 dargestellt. Durchschnittlich betragen die Abweichungen der Markermuster aller Wirbelebenen 1.13 % (Std.:  $\pm 0.57$ ) beim Entlasten nach hinten und 0.73 % (Std.:  $\pm 0.34$ ) beim Entlasten nach vorn. Dies sind geringe Werte. - Auffällig ist, dass beim Entspannen nach hinten und auch beim Entspannen nach vorn die durchschnittlichen Markerparameter von L1 nach L5 von einem abnehmenden Trend gekennzeichnet sind. Einzig beim Entspannen nach vorn fällt L5 aus diesem Trend, da hier die Abweichungen größer als die von L3 und L4 sind. Mit der einfaktoriellen ANOVA kann für die Entlastung nach hinten mit  $p < .0001$  und für die Entlastung nach vorn und mit  $p = .0004$  in der Tat nachgewiesen werden, dass die Markermuster der unteren Lendenwirbel stabiler sind.

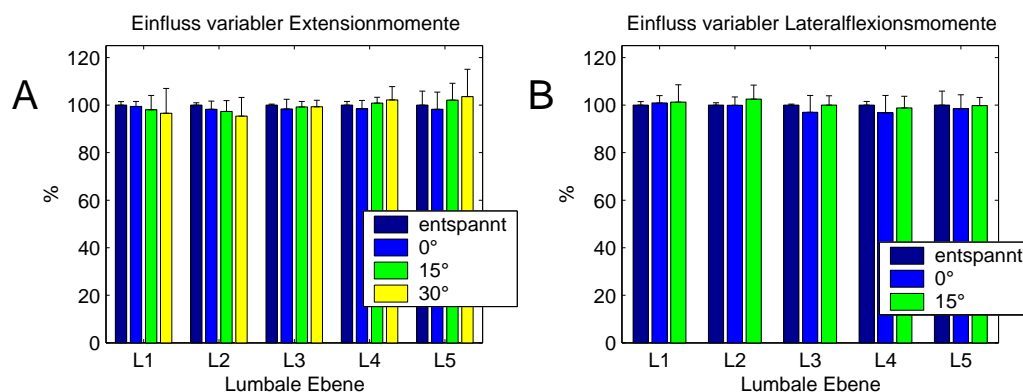
### Einfluss variabler Muskelspannung in verschiedenen Rumpfwinkeln

Der Markermusterparameter Innenwinkel der Dreiecke läßt sich nicht von variabler Muskelspannung in den verschiedenen Rumpfwinkeln während der Extension beeinflussen. Im oberen Bereich der LWS ist ein leicht abnehmender Trend durch größeren Rumpfwinkel zu erkennen, wogegen im unteren Bereich die Innenwinkel bei größerem Rumpfwinkel eher zunehmen (Abb. 3.8 A). Bei Lateralflexion ist kein Trend festzustellen, einzig die Standardabweichung wird mit größerem Seitneigewinkel größer (Abb.



**Abbildung 3.7:** Parameter des Markermusters im entspannten Zustand: Nur kleine Veränderungen sind im Verlauf der Flächeninhalte (A) und der Innenwinkel am Dornfortsatz (B) zu beobachten, welche durch kleine Bewegungen während der Messung induziert wurden. Die prozentualen Abweichungen der Parameter Flächeninhalt, Seitenlängen und Innenwinkel sind für das Entspannen nach hinten (C) und vorn (D) zusammen gefasst.

3.8 B). Bei beiden Belastungsarten sind die Unterschiede jedoch sehr klein. Zusammengefasst für alle fünf Wirbelebenen ist die größte Abweichung bei Extension in 0°-Rumpfwinkel zu erkennen, da hier die Innenwinkel nur 98.6% (Std.:  $\pm 4.2$ ) des entspannten Zustandes betragen. Es lassen sich statistisch keine Unterschiede nachweisen. Bei Lateralflexion ist ebenfalls in der 0°-Rumpfwinkelstellung der größte Unterschied nachweisbar: Hier betragen die Innenwinkel 98.6% (Std.:  $\pm 5.6$ ) des entspannten Zustandes. Vergleicht man die Werte des entspannten Zustandes mit der Anspannung in 15° seitlich verbeugter Haltung, so können mit dem t-Test Unterschiede hoch signifikant nachgewiesen werden ( $p < .0001$ ). Dies ist darauf zurück zu führen, dass im oberen Bereich eher höhere Werte zu finden sind, im unteren eher kleinere. Die Unterschiede



**Abbildung 3.8:** Relative Werte der Dreieckswinkel als Mittelwerte und Standardabweichungen für jede lumbale Ebene bei variabler Muskelspannung von 0 bis 200 Nm (Extension, A) und 0 bis 100 Nm (Lateralflexion, B) in verschiedenen Rumpfwinkeln: Bei Extension (A) als auch Lateralflexion (B) sind nur kleine Änderungen durch Erhöhung der Muskelspannung zu erkennen.

sind auch auf den einzelnen Wirbelebenen nachweisbar ( $p < .0001$ ).

Einschränkend ist zu bemerken, dass diese Ergebnisse nur für die Dreiecksinnenwinkel des Markermusters gelten. In der Tat unterliegt das Markermuster, vor allem bei einseitigen Lateralflexionsbelastungen, einer Verzerrung der Größe, Flächeninhalte als auch Dreiecksseitenlängen verändern sich etwas mehr als die Dreiecksinnenwinkel. Auch hier können nur sehr geringe Unterschiede ausgemacht werden, die jedoch an mancher Stelle statistisch nachweisbar sind. Beim Zusammenfassen der gesamten Markermusterparameter (drei Innenwinkel, drei Seitenlängen und der Flächeninhalt) zeigt sich, dass das gesamte Markermuster bei der Extension in 0°-Rumpfwinkel 98.14% (Std.:  $\pm 3.47$ ) beträgt, bei 15°-Rumpfvorneige 99.34% (Std.:  $\pm 4.71$ ) und bei 30°-Rumpfwinkel 101.26% (Std.:  $\pm 6.88$ ) des Musters in entspannter Haltung. Trotz dieser Prozentwerte, welche eng beieinander liegen, unterscheidet sich das gesamte Markermuster der entspannten Haltungen vom Muster bei Extension in 0°-Rumpfwinkel hoch signifikant ( $p < .0001$ ). Die Zusammenfassung der Markermusterwerte der beiden anderen Rumpfwinkel zeigt keine nachweisbaren Unterschiede. Im einzelnen ist festzustellen, dass beim Vergleich der entspannten Haltung und der Extensionsbewegung bei 0° die Ebene L3 sich von der entspannten Haltung unterscheidet ( $p = .041$ ). Beim Vergleich mit der variablen Extensionsbelastung in 15°-Rumpfhaltung sind die Ebenen L1 ( $p = .0345$ ) und L5 ( $p = .016$ ) betroffen. Ebenfalls Unterschiede sind beim Vergleich der entspannten Haltung mit der Bewegung in 30°-Rumpfwinkel zu finden, wobei hier die Ebenen L4

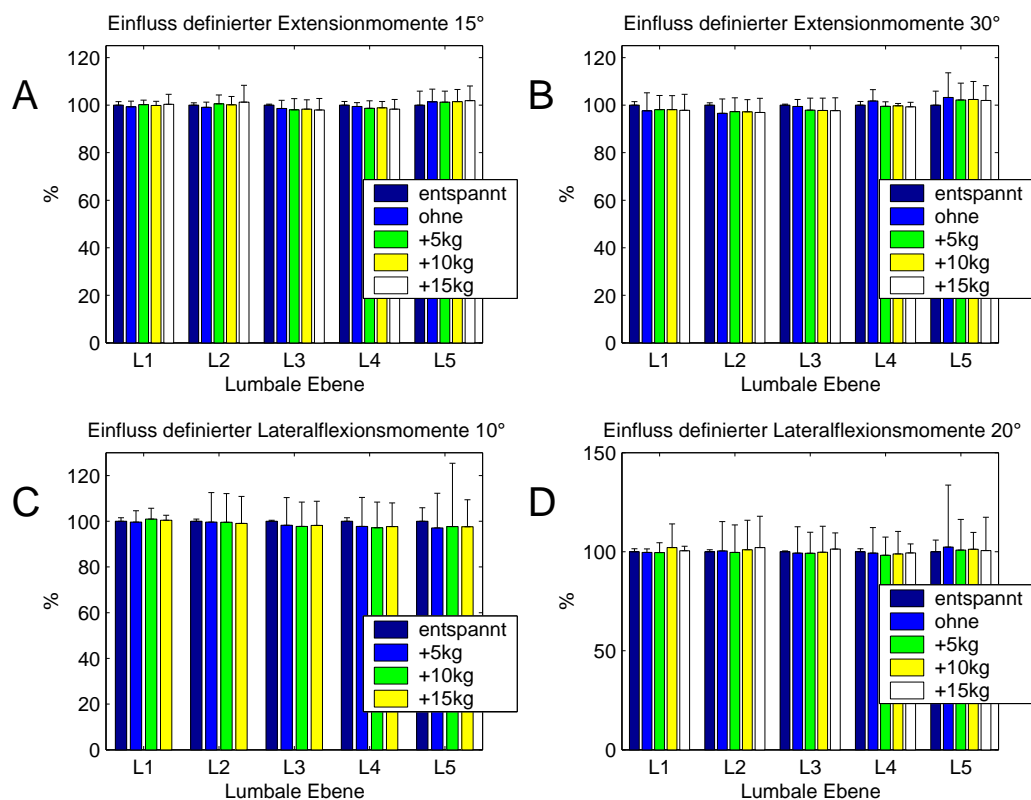
( $p = .04$ ) und L5 ( $p = .002$ ) betroffen sind.

Fasst man die gesamten Markermusterparameter der Lateralflexion zusammen, sind ebenfalls nur geringe Unterschiede zwischen den Gruppen auszumachen. Jedoch sind diese Unterschiede gravierender, da punktuell statistisch Unterschiede nachgewiesen werden können. So betragen bei den Lateralflexionsbelastungen die zusammengefassten Parameter des Markermusters bei Lateralflexion nach links in gerade sitzender Haltung durchschnittlich 95.7% (Std.:  $\pm 5.57$ ) und in um  $15^\circ$  nach rechts geneigter Haltung 97.51% (Std.:  $\pm 5.55$ ) des Musters in entspanntem Zustand. Vergleicht man das gesamte Markermuster der drei verschiedenen Situationen mit dem t-Test, so zeigt sich, dass sich das Muster bei Lateralflexion innerhalb der normalen Sitzhaltung ( $0^\circ$ ) hoch signifikant vom Muster im entspannten Zustand unterscheidet ( $p < .0001$ ). Im einzelnen unterscheiden sich alle Lendenwirbelebenen (L1  $p = .0033$ , L2  $p = .0106$ , L3  $p = .0002$ , L4  $p < .0001$ , L5  $p = .0384$ ). Der Vergleich der entspannten Haltung und der Lateralflexion nach links innerhalb der um  $15^\circ$  nach rechts verneigten Position zeigt, dass auch hier der Unterschied hoch signifikant ist ( $p < .0001$ ). Die Unterschiede sind nur in den Ebenen L1 ( $p = .0049$ ) und L4 ( $p = .0229$ ) festzustellen.

Vergleicht man das Markermuster der belasteten Situationen untereinander, so kann mittels einfaktorieller ANOVA festgestellt werden, dass bei den variablen Extensionsbelastungen mit zunehmenden Rumpfwinkel die Ebenen L3 ( $p = .0107$ ), L4 ( $p = .0031$ ) und L5 ( $p = .0011$ ) von einem zunehmenden Trend gekennzeichnet sind. Die Änderung des Markermusters reicht jedoch nur von ca. 3% auf Ebene L3 bis zu 9% auf Ebene L5 und ist damit gering. Die beiden obersten Ebenen zeigen keine nachweisbaren Unterschiede im Markermuster, wenn die Muskulatur einmal belastet ist. Bei der Lateralflexion lässt sich aussagen, dass bis auf die Ebene L3 ( $p = .0347$ ) keine Unterschiede zwischen den beiden Haltungen auszumachen sind. Der Unterschied auf Ebene L3 beträgt durchschnittlich 1.5%.

### **Einfluss definierter Muskelspannung auf das Markermuster**

Veränderung der Muskelspannung als auch Änderung des Rumpfwinkels, in welchem die Belastung erfolgte, haben keinen Einfluss auf die Dreiecksinnenwinkel des Markermusters. Im Vergleich mit den entspannten Situationen sind für die Innenwinkel keine Unterschiede festzustellen. Im einzelnen bedeutet dies, dass während der alleinigen Extension innerhalb des  $15^\circ$ -Rumpfwinkels gegen den Wirbelsäulendynamometer die Innenwinkel 99.6% (Std.:  $\pm 3.3$ ), mit 5kg Zusatzgewicht 99.7% (Std.:  $\pm 3.8$ ), mit 10



**Abbildung 3.9:** Einfluss definierter Muskelspannung bei Extension (A und B) und Lateralflexion (C und D) mit Zusatzgewichten auf die Innenwinkel des Marker-musters: Bei Extension und Lateralflexion sind durch Zusatzgewichte in den verschiedenen Winkelstellungen nur geringe Unterschiede zum entspannten Zustand auszumachen. Die Lateralflexion ist durch größere Standardabweichungen gekennzeichnet.

kg Zusatzgewicht 99.7% (Std.:  $\pm 3.6$ ) und mit 15 kg Zusatzlast 100.0% (Std.:  $\pm 5.2$ ) der Innenwinkel im entspannten Zustand betragen. Innerhalb der 30°-Rumpfstellung verhalten sich die Dreiecksinnenwinkel des Marker-musters ähnlich. Ohne externes Zusatzgewicht betragen die Innenwinkel relativ zur entspannten Haltung 99.7% (Std.:  $\pm 7.1$ ), mit 5 kg Zusatzgewicht 99.0% (Std.:  $\pm 5.5$ ), mit 10 kg Zusatzgewicht 99.0% (Std.:  $\pm 5.5$ ) und mit 15 kg Zusatzgewicht 98.8% (Std.:  $\pm 5.6$ , Abb. 3.9 A und B).

Bei der Lateralflexion sind nur sehr geringe Unterschiede zwischen den Gruppen zu erkennen, wobei jedoch die Standardabweichungen mit Belastung deutlich zunehmen. Mit dem t-Test können für alle Situationen zusammengefasst als auch für die einzelnen Wirbelebenen keine Mittelwertunterschiede nachgewiesen werden. Im einzelnen

Datenreihen	L1	L2	L3	L4	L5
ohne	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	–
+5 kg	.0003	.0017	<.0001	.0001	–
+10 kg	.0019	.0124	.0004	.0038	–
+15 kg	.0018	.0308	.0001	.0002	–

**Tabelle 3.3:**  $p$ -Werte der t-Tests der relativen Mittelwerte des Markermusters der entspannten Situationen verglichen mit der definierten Belastungen innerhalb der 15°-Rumpfhaltung bei Extension: Auf allen Ebenen außer L5 sind hoch signifikante Unterschiede festzustellen.

betragen die prozentualen Werte relativ zur entspannten Haltung innerhalb der 10°-Seitneigung ohne externes Zusatzgewicht 99.7% (Std.:  $\pm 12.0$ ), mit 5 kg Zusatzgewicht 98.5% (Std.:  $\pm 10.9$ ), mit 10 kg extra 98.6% (Std.:  $\pm 11.3$ ) und mit 15 kg Zusatzlast 98.6% (Std.:  $\pm 9.6$ ). Im 20°-Seitneigungswinkel betragen die Innenwinkel ohne externe Zusatzbelastung 100.2% (Std.:  $\pm 16.8$ ), mit 5 kg Zusatzgewicht 99.5% (Std.:  $\pm 11.0$ ), mit 10 kg Zusatzlast 100.6% (Std.:  $\pm 11.6$ ) und bei 15 kg zusätzlicher externer Belastung 100.8% (Std.:  $\pm 10.7$ ) der Innenwinkel im entspannten Zustand (Abb. 3.9 C und D).

Betrachtet man die Zusammenfassung der gesamten Markermusterparameter, so sind die Unterschiede relativ zu den entspannten Situationen ebenfalls gering, jedoch sind diese Unterschiede punktuell statistisch nachweisbar. Im einzelnen betragen die Parameter des Markermusters relativ zur entspannten Situation zusammengefasst 97.42% (Std.:  $\pm 4.56$ ) ohne externes Zusatzgewicht, 96.17% (Std.:  $\pm 5.86$ ) mit 5 kg Zusatzgewicht, 97.4% (Std.:  $\pm 4.84$ ) mit 10 kg Zusatzgewicht und 96.9% (Std.:  $\pm 6.16$ ) mit 15 kg Zusatzgewicht innerhalb der 15°-Rumpfwinkelstellung. Innerhalb der 30°-Rumpfwinkelstellung ist das Verhalten ähnlich: Ohne weiteres externes Gewicht betragen die Parameter des Markermusters relativ zur entspannten Haltung durchschnittlich 100.96% (Std.:  $\pm 5.65$ ), mit 5 kg Zusatzgewicht 98.46% (Std.:  $\pm 5.24$ ), mit 10 kg Zusatzlast 98.33% (Std.:  $\pm 5.55$ ) und mit 15 kg zusätzlichem Gewicht 98.39% (Std.:  $\pm 5.37$ ). Diese Werte liegen eng beieinander. Die Parameter des Markermusters der Belastung in 15°-Rumpfwinkelstellung unterscheiden sich hoch signifikant von der Ruhestellung (Tab. 3.3).

Die gesamten Markermusterparameter innerhalb der 30°-Rumpfhaltung ohne externe Zusatzlast zeigen keinen Unterschied zu den entspannten Haltungen. Sobald jedoch mit externen Zusatzgewichten gearbeitet wird, unterscheidet sich das gesamte Mar-

kermuster vom Zustand ohne Belastung (+ 5 kg:  $p = .0121$ , +10kg : $p=.0076$ , + 15 kg:  $p = .0094$ ). Auf den einzelnen Ebenen zeigen sich fast überall Unterschiede zur entspannten Situation (Tab. 3.4). Das Verhalten des Markermusters ändert sich mit externer Belastung grundlegend: Während ohne Zusatzlast sich die Ebenen L1, L2 und L3 von der entspannten Situation nicht unterscheiden, ist es mit Zusatzlast einzig die Ebene L4, welche keine Unterschiede zur entspannten Situation zeigt.

Bei den Lateralflexionen innerhalb der nach rechts gebeugten 10°- und 20°-Rumpfstellung zeigt sich, dass beim Zusammenfassen aller Ebenen ohne Zusatzgewichte als auch durch die verschiedenen Zusatzgewichte hoch signifikante Unterschiede nachweisbar sind. Hierbei sind diese Unterschiede auf fast allen Wirbelebenen nachweisbar (Tab. 3.5 und 3.6). Die zusammengefassten Markermusterparameter aller Gewichtsstufen betragen in 10°-Rumpfstellung auf Ebene L1 96.1% (Std.: 5.4), bei L2 83.0% (Std.: 12.1), bei L3 84.6% (Std.: 10.0), bei L4 88.7% (Std.: 13.5) und bei L5 93.7% (Std.: 14.0) der entspannten Haltung.<sup>1</sup> Bei seitlicher Beugung des Rumpfes um 20° betragen die Werte des Markermusters auf Ebene L1 94.5% (Std.: 7.3), bei L2 89.5% (Std.: 16.0), bei L3 91.7 (Std.: 12.3), bei L4 92.4% (Std.: 10.7) und bei L5 95.4% (Std.: 15.3) des Markermusters in Ruhestellung ohne Belastung.

<sup>1</sup>Die Werte der Ebenen L2 und L3 sind mit Vorsicht zu genießen, da hier aufgrund messtechnischer Probleme nur wenige Daten vorhanden sind.

Datenreihen	L1	L2	L3	L4	L5
ohne	—	—	—	.0412	.0041
+5 kg	.0065	.0362	.0108	—	.0307
+10 kg	.0015	.0110	.0142	—	.0198
+15 kg	.0033	.0258	.0244	—	.0316

**Tabelle 3.4:**  $p$ -Werte der t-Tests beim Vergleich der Markermustersparameter der definierten Belastungen innerhalb der 30°-Rumpfhaltung bei Extension mit der entspannten Situationen: Ohne Zusatzlast sind nur auf den Ebenen L4 und L5 Unterschiede zur entspannten Situation zu finden. Mit Zusatzgewicht sind auf allen Ebenen außer L4 Unterschiede nachweisbar.



Datenreihen	L1	L2	L3	L4	L5
ohne	—	<.0001	<.0001	<.0001	.0030
+5 kg	.0253	<.0001	<.0001	<.0001	.0102
+10 kg	.0263	.0007	<.0001	<.0001	—
+15 kg	.0016	<.0001	<.0001	<.0001	.0069

**Tabelle 3.5:**  $p$ -Werte der t-Tests beim Vergleich der relativen Mittelwerte des Markermusters der entspannten Situationen und der definierten Belastungen innerhalb der 10°-Rumpfhaltung bei Lateralflexion nach links: Bis auf L1 ohne Belastung und L5 mit 10 kg Zusatzgewicht unterscheiden sich alle Ebenen von der Ruheposition.

### 3.2.4 Schlussfolgerungen

#### Innenwinkel

Die Innenwinkel der Dreiecke des lumbalen Markermusters werden durch muskuläre Anspannung in verschiedenen Rumpfwinkeln nur wenig beeinflusst. Bei Extensionsbelastungen sind keine Unterschiede zur entspannten Situation nachweisbar, bei Lateralflexionsbelastungen können Unterschiede nachgewiesen werden, welche jedoch 0.5% nicht überschreiten. Dies zeigt, dass dieses Markermuster geeignet ist, um lumbale Rückenbewegungen aufzuzeichnen.

Es wurde nicht untersucht, wie sich stoßartige Belastungen auf das Markermuster auswirken. Die Hebebewegungen, wie sie im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden sollen, sind keine hohen Beschleunigungen zu erwarten, welche das Markermuster stark beeinflussen können [29, 44].

Datenreihen	L1	L2	L3	L4	L5
ohne	.0079	.0001	<.0001	<.0001	—
+5 kg	.0142	.0002	.0005	.0001	.0053
+10 kg	.0011	.0006	.0001	<.0001	—
+15 kg	.0024	.0005	.0005	.0016	.0067

**Tabelle 3.6:**  $p$ -Werte der t-Tests beim Vergleich der relativen Mittelwerte des Markermusters der entspannten Situationen und der definierten Belastungen innerhalb der 10°-Rumpfhaltung bei Lateralflexion nach links: Bis auf L5 ohne Belastung und mit 10 kg Zusatzgewicht unterscheiden sich alle Ebenen von der Ruheposition.

### Gesamtes Markermuster

Beim Vergleich des gesamten Markermusters mit den entspannten Situationen wurde festgestellt, dass auf den meisten Lendenwirbelebenen signifikante bzw. hoch signifikante Unterschiede festzustellen sind. Dies liegt vor allem daran, dass die Parameter Seitenlängen und somit die Flächeninhalte nachweisbaren Verzerrungen durch unterschiedliche Muskelspannungen und Rumpfwinkel unterliegen. Betrachtet man jedoch, dass die Unterschiede zwischen den verschiedenen Belastungen und den unbelasteten Situationen durchschnittlich bei variablen Drehmoment nur 1.61% und bei den definierten Drehmomenten nur 1.99% beträgt und dazu, dass die Messgenauigkeit des Infrarot-Kamerasystems ebenfalls in diesem Bereich liegt, je nach Güte der Kalibrierung auch schlechter, so können selbst diese hoch signifikanten Unterschiede vernachlässigt werden. Dies macht das verwendete Markermuster nicht dazu geeignet, translatorische Größen wie Längen, Geschwindigkeiten und auch Beschleunigungen zu kalkulieren. Zusammenfassend kann bestätigt werden, dass die in der Literatur empfohlenen Stellen zu Applikation von Markern in der Tat geeignet scheinen, um Bewegungen der lumbalen Wirbelsäule aufzuzeichnen [95].

Letztlich scheint interessant, wie heftig die Änderung einer oder mehrerer Koordinaten bei unterschiedlicher Muskelspannung ist, da diese zur Winkelberechnung genutzt werden. Ein Experiment, welches diesen Zusammenhang beleuchtet, müsste voraussetzen, dass einerseits die Haltung nicht geändert wird, andererseits ein definierter Bezugspunkt vorhanden ist (z.B. Wirbelkörper). Ohne bildgebende Verfahren zur Lokalisierung eines knöchernen Bezugspunktes, scheint die zweite Bedingung nicht erfüllbar. Die Zwänge der bildgebenden Verfahren (siehe Kapitel 3.1, Seiten 49ff.) machen es andererseits recht schwierig, definierte Muskelspannungen zu erzeugen, zumal eine Messzeit von 3 bis 5 Minuten bei muskulärer Anspannung innerhalb einer Haltung von Versuchspersonen nicht zu tolerieren ist.

Kontraktionen führen zu deutlicher Änderung der Lage der Muskulatur, womit das Markermuster beeinflusst wird. Aber auch unterschiedliche Rumpfwinkelstellungen haben zur Folge, dass die lumbale Muskulatur und Länge und auch Breite variabel ist, so dass Einflüsse auf das Markermuster nachzuweisen sind. Weiterhin ist unbekannt, wie sich die lumbalen Wirbelkörper unter muskulärer Anspannung verhalten. Untersucht wurde einzig das Markermuster. Informationen darüber, ob der markierte Wirbel unter muskulärer Anspannung ohne Änderung des Rumpfwinkels seine Position ändert, sind keine vorhanden.

Als Kritikpunkt muss gewertet werden, dass die Untersuchungen des Einflusses variabler Muskelspannung einzig an einer Versuchsperson erfolgte. Es ist anzunehmen, dass individuelle Unterschiede zu völlig verschiedenen Änderungen des Markermusters führen können als die hier dargestellten.

## 3.3 Fehlerrechnung

### 3.3.1 Kardanwinkel als eine Funktion von Koordinaten

Die unter 2.4.2 beschriebenen Berechnungen zeigen, dass die Winkel  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  als Funktionen der gemessenen Koordinaten gesehen werden können. Das oder die Elemente, welche zur Kalkulation der Winkel aus der Rotationsmatrix heran gezogen werden, sind letztlich nur Zahlen, werden jedoch aus 18 Koordinaten berechnet (Es werden zwei Körper betrachtet, von denen jeder durch 3 Punkte daher durch je 9 Koordinaten beschrieben wird). Die Kalkulation der Kardanwinkel stellt somit eine erhebliche Datenreduktion dar, da aus 18 Input-Variablen 3 Output-Variablen berechnet werden. Nun sind die Input-Variablen nicht unabhängig voneinander, sondern stehen als körpereigenes, orthogonales Koordinatensystem in einem besonderen Verhältnis. Weiterhin haben aber auch alle einzelnen Input-Variablen (die Koordinaten) einen Einfluß auf alle Output-Variablen (die Winkel), so dass folgende allgemeine Funktionen aufgestellt werden können:

$$\alpha = f(x_1, y_1, z_1, \dots, x_{18}, y_{18}, z_{18}) = -\arctan \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{2/3}}}{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{3/3}}} \quad (3.2)$$

$$\beta = f(x_1, y_1, z_1, \dots, x_{18}, y_{18}, z_{18}) = \arcsin \mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/3}} \quad (3.3)$$

$$\gamma = f(x_1, y_1, z_1, \dots, x_{18}, y_{18}, z_{18}) = -\arctan \frac{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/2}}}{\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/1}}} \quad (3.4)$$

Es stellt sich die Frage, in welchem Zusammenhang Koordinaten und Winkel stehen, wie die Änderung einer Koordinate zu welcher Änderung der Winkel führt. Dies hat vor allem den Zweck, die gegebene Messgenauigkeit in Relation zu den beschriebenen Winkeldaten zu bringen und zu schlussfolgern, wie weit die Daten aussagefähig und interpretierbar sind. In den folgenden Abschnitten sollen diese Fragen näher beleuchtet werden.

### 3.3.2 Elemente der Rotationsmatrix

Wie unter 2.4.2 bereits ausführlich beschrieben, ergibt sich die Rotationsmatrix 2.19 (Seiten 33ff.) aus dem Produkt der inversen Positionsmatrix des unteren Körpers mit der Positionsmatrix des darüber liegenden Körpers. Der Ausdruck 2.19 erscheint recht einfach, betrachtet man jedoch die Matrixoperationen für die einzelnen Elemente der Matrix, so wird dieser Ausdruck äußerst komplex. Es wird klar, dass jedes Element der erhaltenen Rotationsmatrix 2.19 mit allen Elementen der Positionsmatrizen  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}_U}$  und  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}_O}$  der beiden zu betrachtenden Körper in Verbindung steht. Eine Änderung einzig eines Elements nur einer Positionsmatrix hat somit Auswirkungen auf alle Elemente der Rotationsmatrix 2.19. An dieser Stelle soll nun ausführlich erklärt werden, wie sich die einzelnen Elemente der Rotationsmatrix ergeben.

Der erste Faktor aus 2.19 ist die Inverse der Positionsmatrix des unteren Körpers. Schon das Invertieren einer Matrix stellt eine recht komplexe Angelegenheit dar. Aus 2.17 (Seite 32) ist zu erkennen, dass mittels eines linearen Gleichungssystems die Elemente in  $\mathbf{M}_{\mathbf{P}}^{-1}$  berechnet werden können. Dieser Weg ist jedoch recht mühselig, da drei Gleichungssysteme mit je drei unbekanntem aufgestellt werden, die auch dreimal gelöst werden müssen.

Der elegantere und wohl auch weniger aufwendige Weg ist die Verwendung von Determinanten und Adjunkten einer Matrix. Es ergibt sich die Inverse einer Matrix aus

$$\mathbf{M}^{-1} = \frac{1}{|\mathbf{M}|} \cdot \mathbf{M}_{\text{adj}} \quad (3.5)$$

wobei  $|\mathbf{M}|$  die Determinante der Matrix  $\mathbf{M}$  beschreibt und  $\mathbf{M}_{\text{adj}}$  die Adjunkte der Matrix  $\mathbf{M}$  [23]. Somit ergibt sich für die Determinante der Positionsmatrix des unteren Körpers der Ausdruck:<sup>2</sup>

$$|\mathbf{M}_U| = m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7) \quad (3.6)$$

Hier zeigt sich bereits, dass in 3.6 alle Elemente der Matrix  $\mathbf{M}_U$  eingehen. Die Adjunkte

---

<sup>2</sup>Mit  $m$  sind nun die Elemente der  $3 \times 3$  Matrix gekennzeichnet, wobei die Indizes von links oben mit 1 begannen und bis 9 (rechts unten) durch numeriert wurden.

der Matrix  $\mathbf{M}_U$  ist schließlich

$$\mathbf{M}_{U_{\text{adj}}} = \begin{pmatrix} m_5m_9 - m_6m_8 & -(m_2m_9 - m_3m_8) & m_2m_6 - m_3m_5 \\ -(m_4m_9 - m_6m_7) & m_1m_9 - m_3m_7 & -(m_1m_6 - m_3m_4) \\ m_4m_8 - m_5m_7 & -(m_1m_8 - m_2m_7) & m_1m_5 - m_2m_4 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Aus all diesen Informationen kann nun die Inverse der Matrix  $\mathbf{M}_U$  mittels 3.5 berechnet werden, auf deren Darstellung an dieser Stelle verzichtet wird. Mit der Inversen ist nun die Matrixmultiplikation aus 2.19 möglich, welche zu langen Termen für die Elemente der Rotationsmatrix  $\mathbf{M}_W$  führt, so dass diese aus Platzgründen nicht in Matrix-Schreibweise dargestellt werden. Es werden die einzelnen Elemente der Rotationsmatrix als Gleichungen aufgezeichnet, wobei zu beachten ist, dass  $m$  die Elemente der unteren Positionsmatrix kennzeichnet,  $o$  die Elemente der oberen Positionsmatrix:

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{W_{1/1}} = & \frac{o_1(m_5m_9 - m_6m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & - \frac{o_4(m_2m_9 - m_3m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & + \frac{o_7(m_2m_6 - m_3m_5)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \end{aligned} \quad (3.8)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{W_{2/1}} = & - \frac{o_1(m_4m_9 - m_6m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & + \frac{o_4(m_1m_9 - m_3m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & - \frac{o_7(m_1m_6 - m_3m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \end{aligned} \quad (3.9)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{W_{3/1}} = & \frac{o_1(m_4m_8 - m_5m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & - \frac{o_4(m_1m_8 - m_2m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & + \frac{o_7(m_1m_5 - m_2m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \end{aligned} \quad (3.10)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{W_{1/2}} = & \frac{o_2(m_5m_9 - m_6m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & - \frac{o_5(m_2m_9 - m_3m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\ & + \frac{o_8(m_2m_6 - m_3m_5)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \end{aligned} \quad (3.11)$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{2/2}} = & - \frac{o_2(m_4m_9 - m_6m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& + \frac{o_5(m_1m_9 - m_3m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& - \frac{o_8(m_1m_6 - m_3m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \quad (3.12)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{3/2}} = & \frac{o_2(m_4m_8 - m_5m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& - \frac{o_5(m_1m_8 - m_2m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& + \frac{o_8(m_1m_5 - m_2m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \quad (3.13)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{1/3}} = & \frac{o_3(m_5m_9 - m_6m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& - \frac{o_6(m_2m_9 - m_3m_8)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& + \frac{o_9(m_2m_6 - m_3m_5)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \quad (3.14)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{2/3}} = & - \frac{o_3(m_4m_9 - m_6m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& + \frac{o_6(m_1m_9 - m_3m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& - \frac{o_9(m_1m_6 - m_3m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \quad (3.15)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{M}_{\mathbf{w}_{3/3}} = & \frac{o_3(m_4m_8 - m_5m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& - \frac{o_6(m_1m_8 - m_2m_7)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \\
& + \frac{o_9(m_1m_5 - m_2m_4)}{m_1(m_5m_9 - m_6m_8) - m_2(m_4m_9 - m_6m_7) + m_3(m_4m_8 - m_5m_7)} \quad (3.16)
\end{aligned}$$

### 3.3.3 Numerische Bestimmung von Fehlern der Rotationsmatrix

Der optimale Weg, abzuschätzen, wie sich die Änderung einer Koordinate auf die Elemente der Rotationsmatrix auswirkt, wäre eine analytische Fehlerrechnung. So müßte

Koordinate	$x$	$y$	$z$
Fehler in mm	0.333	0.333	0.333

**Tabelle 3.7:** Sich aus der räumlichen Auflösung ergebender Fehler der Koordinaten beim Messen mit Qualisys®.

man z.B. in Gleichung 2.20 (Seite 33) den Term 3.14 einsetzen und die partiellen Ableitungen nach den einzelnen Elementen der beiden eingehenden Positionsmatrizen bilden, von der erhaltenen Gleichung müssten 18 partielle Ableitungen gebildet werden. Beim Betrachten des Terms 3.14 sollte klar sein, dass diese Herangehensweise mehr als ausufernd wäre, betrachtet man die Gleichungen 2.25 und 2.26 (Seite 34) - hier gehen zwei Terme der Rotationsmatrix als Bruch in die Gleichung zur Berechnung der Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  ein - wird dies noch deutlicher. Daher wurde der Einfluss von Änderungen der einzelnen Elemente der Positionsmatrizen auf Änderungen der Elemente der Rotationsmatrix numerisch bestimmt. Hierzu wurde ein Beispieldatensatz von den gegebenen 18 Koordinaten gewählt und die Rotationsmatrix berechnet. Anschließend wurde der Beispieldatensatz 18 mal (je für eine Koordinate) mit einem Fehler versehen, um ebenfalls die Rotationsmatrix zu bestimmen. Durch Differenz von fehlerbehafteter Rotationsmatrix und Rotationsmatrix des Beispieldatensatzes wurden die 18 Fehler der Rotationsmatrix (je eine für Änderung einer Koordinate) bestimmt. Die Summe der Beträge der 18 Fehler-Rotationsmatrizen ergibt schließlich den gesamten zu erwartenden Fehler der Rotationsmatrix.

#### **Zu erwartender Rotationsmatrix-Fehler beim Messen mit Qualisys®**

Der zu erwartende Fehler in den Koordinaten beim Messen mit QUALISYS® ist nach Informationen des Herstellers von einer Reihe von Faktoren abhängig. Unter anderem wären zu nennen:

**Räumliche Gegebenheiten:** Hierzu zählen die Lichtverhältnisse, die Temperatur als auch Besonderheiten der Stromversorgung. Da das QUALISYS®-System Infrarot-Licht entsendet und aufnimmt, kann selbst sich ändernde Sonneneinstrahlung zu Unterschieden der Messgenauigkeit führen.

**Eigenschaften der Marker:** Größe der Marker, die Distanz zur Kamera als auch die reflektiven Eigenschaften haben einen Einfluß auf die Messgenauigkeit. Bei einer hohen Messfrequenz - hier wird nicht die vollständige Pixelmatrix der Kameras

genutzt - greifen diese Umstände gravierender.

**Größe und Gestalt des zu untersuchenden Raumes:** Es gibt einen deutlichen Unterschied hinsichtlich der Messgenauigkeit, ob man die Kameras harmonisch/-symmetrisch um einen symmetrischen Untersuchungsraum aufbaut, oder ob der Raum, in dem die Messungen erfolgen sollen z.B. lang gezogen ist und in be-

$FM_{P_U}$	Fehler in $M_W$			$FM_{P_O}$	Fehler in $M_W$		
$x_1$	0.000005	0.000070	0.000319	$x_1$	0.000005	0.000228	0.000169
	0.000039	0.000002	0.000036		0.000206	0.000013	0.000229
	0.000323	0.000048	0.000011		0.000181	0.000231	0.000026
$y_1$	0.000113	0.004322	0.002857	$y_1$	0.000076	0.003656	0.002354
	0.003985	0.000096	0.002903		0.003334	0.000222	0.003698
	0.003119	0.002943	0.000333		0.002547	0.003710	0.000413
$z_1$	0.000196	0.002774	0.004182	$z_1$	0.000189	0.002355	0.003661
	0.003122	0.000076	0.002104		0.002622	0.000158	0.002911
	0.003979	0.001887	0.000108		0.003547	0.002702	0.000174
$x_2$	0.000005	0.000068	0.000318	$x_2$	0.000005	0.000230	0.000171
	0.000040	0.000008	0.000072		0.000218	0.000031	0.000233
	0.000326	0.000061	0.000001		0.000201	0.000230	0.000018
$y_2$	0.000088	0.004160	0.002600	$y_2$	0.000095	0.003653	0.002354
	0.003984	0.000497	0.003701		0.003481	0.000506	0.003720
	0.003117	0.003689	0.000274		0.002852	0.003686	0.000302
$z_2$	0.000221	0.002668	0.004346	$z_2$	0.000170	0.002356	0.003661
	0.003119	0.000335	0.002122		0.002741	0.000380	0.002929
	0.003977	0.002365	0.000316		0.003308	0.003117	0.000352
$x_3$	0.000000	0.000003	0.000004	$x_3$	0.000000	0.000000	0.000000
	0.000000	0.000010	0.000109		0.000009	0.000044	0.000462
	0.000000	0.000109	0.000010		0.000019	0.000462	0.000043
$y_3$	0.000000	0.000162	0.000260	$y_3$	0.000000	0.000000	0.000000
	0.000000	0.000648	0.006666		0.000153	0.000681	0.007489
	0.000000	0.006670	0.000654		0.000308	0.007484	0.000674
$z_3$	0.000000	0.000103	0.000168	$z_3$	0.000000	0.000000	0.000000
	0.000000	0.000394	0.004295		0.000119	0.000577	0.005903
	0.000000	0.004297	0.000398		0.000244	0.005900	0.000572

**Tabelle 3.8:** Fehler in der Rotationsmatrix beim Ändern einer Koordinate durch den zu erwartenden Fehlern mit QUALISYS®: Links der Einfluß beim Ändern der Koordinaten auf die untere Positionsmatrix, rechts der Einfluß auf die obere Positionsmatrix.



stimmten Bereichen von unterschiedlichen Kameras begutachtet wird. Letztlich ist zu bemerken, dass die Güte der Kalibrierung ebenfalls einen erheblichen Einfluss hat.

Dies zeigt, dass jeder Versuchsaufbau eigenen Gegebenheiten unterliegt, so dass der Messfehler bei der Kalkulation der Koordinaten nicht einfach berechnet werden kann. Vom Hersteller wurde empfohlen, das Rauschen im Signal eines im Messraum fest stehenden Markers als Maß des Messfehlers zu nutzen. Es zeigte sich jedoch, dass die Signale feststehender Marker im Raum bei dem hier verwendeten Versuchsaufbau mit nicht nachweisbarem Rauschen versehen sind, die Daten ändern sich nicht (statische Auflösung). Daher wurde die kleinste Differenz der Koordinaten von beweglichen Markern von Zeitpunkt zu Zeitpunkt von mehreren repräsentativen Beispieldatensätzen berechnet, welche für alle Komponenten gleich ist (dynamische Auflösung). Der zu erwartende Messfehler ist in Tabelle 3.7 für alle Komponenten zusammen gefasst.

Durch Änderung einer der 18 zur Berechnung der Rotationsmatrix eingehenden Koordinaten gelangt man zu den in Tabelle 3.8 zusammen gefassten Fehlern in der Rotationsmatrix. Durch Summation dieser ergibt sich der Gesamtfehler der Rotationsmatrix von

$$F_Q \mathbf{M}_w = \begin{pmatrix} 0.001169 & 0.026809 & 0.027427 \\ 0.027173 & 0.004677 & 0.049582 \\ 0.028045 & 0.049591 & 0.004679 \end{pmatrix} \quad (3.17)$$

### Zu erwartender Rotationsmatrix-Fehler beim Messen mit offenem MRT

Die Messgenauigkeit und somit der mögliche Fehler der Koordinaten beim Messen mit dem offenen MRT (*Signa SP*, General Electric Company) ist von zwei Faktoren abhängig: Einerseits bestimmt das verwendete Messsetup die Kantenlänge der erhaltenen Voxel (siehe Tabelle 3.1, Seite 52), andererseits ist es von der Software zum Auswerten dieser Information abhängig, wie hoch die Auflösung auf subvoxel-Ebene ist. Als dritter, durch die Messung bedingter Einflußfaktor müssen Ungenauigkeiten beim Finden des Mittelpunktes der Marker aufgrund der Höhe der Marker (ca. 3 mm) genannt werden, welche sich jedoch nur auf die *anterior-posterioren* Koordinaten (*y*-Koordinaten) auswirken. Zusammengefasst wurden die in Tabelle 3.9 abgeschätzten Fehler für die einzelnen Koordinaten ermittelt. Die numerisch berechneten absoluten Fehler innerhalb der Rotationsmatrix bei Änderung nur einer der 18 eingehenden Koordinaten ist in Tabelle 3.10 zusammen gefasst. Aus all diesen Fehlern ergibt sich ein

Koordinate	$x$	$y$	$z$
Fehler in mm	0.1813	1.6094	0.1781

**Tabelle 3.9:** Sich aus Voxelkantenlängen, subvoxel-Genauigkeit und Markergröße ergebender mittlerer Fehler der Koordinaten beim Messen mit dem MRT.

Gesamtfehler von:

$$F_{MRT}\mathbf{M}_w = \begin{matrix} 0.001753 & 0.071305 & 0.093387 \\ 0.072203 & 0.002205 & 0.110073 \\ 0.092757 & 0.109875 & 0.003164 \end{matrix} \quad (3.18)$$

### 3.3.4 Analytische Fehlerberechnung der Kardanwinkel aufgrund der Fehler in der Rotationsmatrix

Der Fehler  $Err$  einer Messung ergibt sich aus

$$Err = \sqrt{\sum_{k=1}^n [f'(x_k) \cdot Fx_k]^2} \quad (3.19)$$

wobei  $x_k$  der jeweilige gemessene Wert und  $Fx_k$  der zu diesem Wert gehörige Fehler ist. Aus den Formeln 2.25, 2.20 und 2.26 (Seiten 33f) resultiert somit für den Fehler  $F\alpha$  des Winkels  $\alpha$  die Formel

$$F\alpha = \sqrt{\left[ \frac{1}{1 + \mathbf{M}_{w_{2/3}}^2} \cdot F\mathbf{M}_{w_{2/3}} \right]^2 + \left[ \frac{1}{1 + \mathbf{M}_{w_{3/3}}^2} \cdot F\mathbf{M}_{w_{3/3}} \right]^2} \quad (3.20)$$

für den Winkel  $\beta$

$$F\beta = \sqrt{\left[ \frac{1}{\sqrt{1 - \mathbf{M}_{w_{1/3}}^2}} \cdot F\mathbf{M}_{w_{1/3}} \right]^2} \quad (3.21)$$

und für den Winkel  $\gamma$

$$F\gamma = \sqrt{\left[ \frac{1}{1 + \mathbf{M}_{w_{1/2}}^2} \cdot F\mathbf{M}_{w_{1/2}} \right]^2 + \left[ \frac{1}{1 + \mathbf{M}_{w_{1/1}}^2} \cdot F\mathbf{M}_{w_{1/1}} \right]^2} \quad (3.22)$$

Die Fehler der Kardanwinkel beim Messen mit QUALISYS<sup>®</sup> durch die Fehler der Rotationsmatrix aus 3.17 sind in Tabelle 3.11 aufgelistet.

Nach Einsetzen des Datenbeispiels und den Fehlern aus Gleichung 3.18 ergeben sich die in Tabelle 3.12 zusammengefassten Winkelfehler für das Messen mit dem offenen MRT beim Verwenden der Routinen zum Berechnen der Cardanwinkel.

$FM_{\mathbf{P}_U}$	Fehler in $\mathbf{M}_W$			$FM_{\mathbf{P}_O}$	Fehler in $\mathbf{M}_W$		
$x_1$	0.000003	0.000358	0.000170	$x_1$	0.000007	0.000493	0.000124
	0.000352	0.000011	0.000289		0.000485	0.000015	0.000368
	0.000160	0.000282	0.000001		0.000111	0.000357	0.000002
$y_1$	0.000050	0.013636	0.019843	$y_1$	0.000682	0.016501	0.023340
	0.013811	0.000586	0.011316		0.016199	0.000280	0.012314
	0.019276	0.011620	0.000109		0.023083	0.011975	0.000797
$z_1$	0.000088	0.002187	0.001532	$z_1$	0.000094	0.002601	0.001752
	0.002119	0.000069	0.001737		0.002530	0.000072	0.001986
	0.001598	0.001645	0.000066		0.001819	0.001887	0.000068
$x_2$	0.000003	0.000356	0.000170	$x_2$	0.000007	0.000471	0.000109
	0.000366	0.000004	0.000297		0.000482	0.000005	0.000354
	0.000171	0.000303	0.000008		0.000110	0.000364	0.000008
$y_2$	0.000525	0.013565	0.019707	$y_2$	0.000110	0.015741	0.022709
	0.014359	0.000036	0.011659		0.016078	0.000366	0.012593
	0.019602	0.011902	0.000931		0.022953	0.012185	0.000422
$z_2$	0.000081	0.002186	0.001532	$z_2$	0.000104	0.002499	0.001828
	0.002212	0.000017	0.001797		0.002528	0.000032	0.001826
	0.001527	0.001882	0.000014		0.001818	0.001934	0.000027
$x_3$	0.000000	0.000000	0.000000	$x_3$	0.000000	0.000019	0.000015
	0.000015	0.000008	0.000586		0.000000	0.000009	0.000722
	0.000012	0.000586	0.000008		0.000000	0.000722	0.000009
$y_3$	0.000000	0.000000	0.000000	$y_3$	0.000000	0.000594	0.000475
	0.000574	0.000036	0.021913		0.000000	0.000564	0.022934
	0.000447	0.021916	0.000048		0.000000	0.022931	0.000552
$z_3$	0.000000	0.000000	0.000000	$z_3$	0.000000	0.000100	0.000079
	0.000094	0.000038	0.003547		0.000000	0.000058	0.003837
	0.000071	0.003547	0.000040		0.000000	0.003836	0.000056

**Tabelle 3.10:** Fehler der Rotationsmatrix durch Änderung einer Koordinate mit dem Fehler beim Messen mit dem MRT. Links ist der Einfluß auf die untere Positionsmatrix aufgelistet, rechts der auf die obere Positionsmatrix.

Winkel	$\alpha$	$\beta$	$\gamma$
Fehler in rad	0.0492	0.0274	0.0268
Fehler in °	2.82	1.57	1.53

**Tabelle 3.11:** Zusammenfassung der sich aus Fehlern der Rotationsmatrix und analytischer Fehlerrechnung ergebender Winkelfehler beim Messen mit dem QUALISYS®.

Winkel	$\alpha$	$\beta$	$\gamma$
Fehler in rad	0.1083	0.0919	0.0691
Fehler in °	6.20	5.26	3.96

**Tabelle 3.12:** Zusammenfassung der sich aus Fehlern der Rotationsmatrix und analytischer Fehlerrechnung ergebender Winkelfehler beim Messen mit dem offenen MRT.

### 3.3.5 Schlussfolgerungen

Die Genauigkeit der ermittelten Kardanwinkel ist stark von der Genauigkeit, mit der die eingehenden Koordinaten ermittelt werden können, abhängig. Es wurde gezeigt, dass bereits die Änderung einer der 18 zur Kalkulation der Kardanwinkel eingehenden Koordinaten teilweise heftige Auswirkungen auf die gesamte Rotationsmatrix und damit auf die Winkel  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  hat. Bei Messungen treten mit hoher Wahrscheinlichkeit Ungenauigkeiten nicht bei allen Koordinaten auf, im schlimmsten Fall ergeben sich jedoch die ermittelten Winkelfehler. Die Kalkulation der Kardanwinkel ist beim Messen mit QUALISYS<sup>®</sup> genauer als beim Messen mit dem offenen MRT. Für Flexion/Extension zeigt sich, dass allen Winkeln über 2.82° (QUALISYS<sup>®</sup>) bzw. 6.20° (MRT) zu vertrauen ist. Bei der Lateralflexion sind alle Werte unter 1.57° (QUALISYS<sup>®</sup>) bzw. 5.26° (MRT) mit Vorsicht zu genießen. Für die Torsion ergeben sich Genauigkeiten von 1.53° (QUALISYS<sup>®</sup>) bzw. 3.96° (MRT).

## 3.4 Betrachtung von Messfehlern

### 3.4.1 Vorbemerkungen

Im Kapitel 2.1.2 (Seiten 14ff.) wurde beschrieben, dass das QUALISYS<sup>®</sup>-System mit einer hohen zeitlichen als auch räumlichen Auflösung Objekte aufnehmen kann. Trotzdem treten auch bei diesem hervorragend funktionierenden Kamerasystem Messfehler auf, die zu gravierenden Ungenauigkeiten in den Daten führen (Abb. 2.11, Seite 39). Vor allem dann, wenn ein Marker von einer Kamera nicht mehr aufgenommen wurde, dann jedoch von einer anderen Kamera gesichtet wurde, entstehen zwar vollständige Koordinatenreihen im zeitlichen Verlauf, der Wechsel von der einen auf die andere Kamera erzeugt jedoch heftige Sprünge in den Koordinaten, welche mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht von einer Bewegung des zu untersuchenden Objektes stammen. Aber auch wenn z.B. fünf Kameras einen Marker aufnehmen und dann nur noch vier

oder drei Kameras den Marker sehen, entstehen die beschriebenen Datenfehler. Um bewerten zu können, wie hoch ein solcher Koordinatensprung sich auf die kalkulierten Winkel auswirkt und wie groß der Unterschied ist, wenn eine oder mehrere Kameras das zu untersuchende Objekt verlieren, wurden Messungen mit einem einfachen Pendel durchgeführt.

### 3.4.2 Methoden

#### Versuchsaufbau

Mit dem bereits unter 2.2.2 beschriebenen Versuchsaufbau wurden die Bewegungen eines einfachen Pendels aufgezeichnet. Hierbei wurden systematisch eine oder mehrere Kameras abgedeckt um somit den Verlust des Markers aus dem Blickfeld einer Kamera zu simulieren. Zum Abdecken der Kameras wurde direkt vor die Objektive der Kameras ein Pappstück der Größe A4 gehalten. Im einzelnen wurden

- drei Versuche mit Verdeckung einer Kamera,
- drei Versuche mit Verdeckung von zwei Kameras und
- drei Versuche ohne Verdeckung von Kameras zur Aufnahme der Pendelbewegung ohne Einfluss zum Vergleich

durchgeführt.

#### Das Pendel

Es wurde ein Pendel mit etwa 1,50 m Länge im Raum fixiert und in Schwingung versetzt. Auf der Punktmasse des Pendels wurden drei nicht auf einer Geraden liegende Marker appliziert, um die 3-D-Bewegungen des Pendels berechnen zu können.

#### Berechnungen

Es bestand das Problem, innerhalb einer Datenreihe außergewöhnlich hohe Differenzen zwischen aktuellem Datenpunkt und dem Nachfolger zu finden. Hierzu wurde die MATLAB-Funktion *findsprung* entwickelt. Betrachtet man einzig den Koordinatenverlauf, fallen diese außergewöhnlichen Differenzen nicht weiter auf (Abb. 3.10 A). Daher wurden die Differenzen zwischen den einzelnen Messzeitpunkten berechnet, womit diese außergewöhnlichen Daten sehr deutlich wurden (Abb. 3.10 B). Je nach Bewegung

entlang einer Achse, also je nach dem, wie hoch der Wert des Ortsvektors des Punktes in eine bestimmte Richtung ( $x$ ,  $y$  oder  $z$ ) ist, um so undeutlicher oder deutlicher ist die Abweichung vom Mittelwert der Differenzen. Daher wurde die erste Ableitung ein zweites Mal mittels einfacher Differenzbildung zwischen den Zeitpunkten gebildet. Innerhalb der Daten der zweiten Ableitung wurde nun nach den Stellen gesucht, an denen die Differenz größer (bzw. kleiner) als das 3.5-fache des absoluten (negativen) Mittel der Differenzen war. Mit Hilfe dieser Informationen wurden die außergewöhnlichen Differenzen in der ersten Ableitung gefunden.

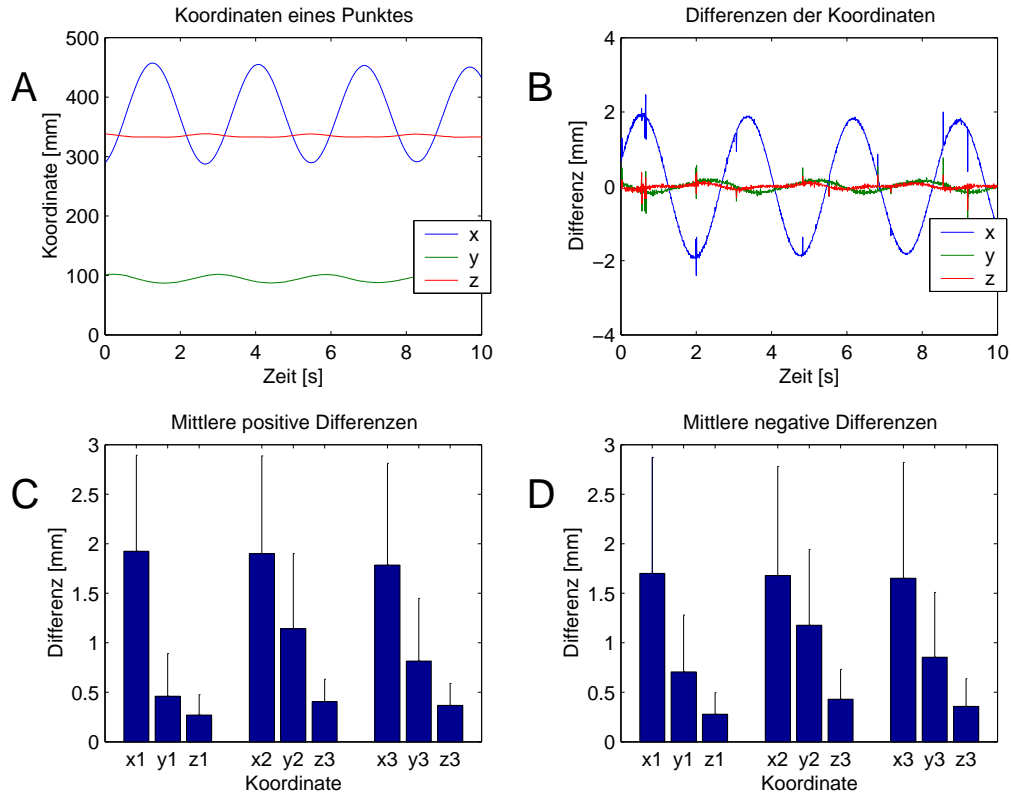
Um die Abhängigkeit der Koordinatenfehler von der Bewegungsgeschwindigkeit zu untersuchen, wurden 20 Datenpunkte um die außergewöhnlichen Differenzen innerhalb der ersten Ableitung gesucht (10 vorher, 10 nachher). Um Ungenauigkeiten zu vermeiden, wurden innerhalb dieser Daten die Werte eliminiert, welche innerhalb der zweiten Ableitung größer als das 3.5-fache des absoluten Mittel waren. Von den resultierenden Daten wurde der Mittelwert gebildet.

### 3.4.3 Ergebnisse

#### Koordinaten

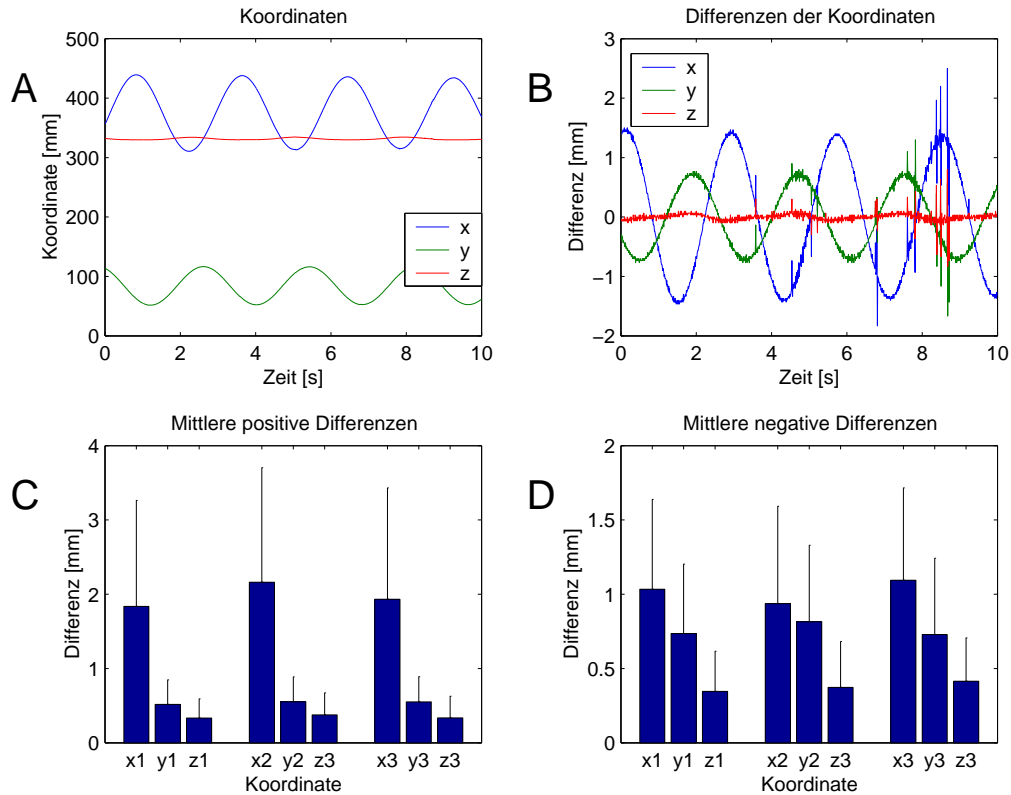
Innerhalb der drei Versuche mit Abdecken einer Kamera konnten bis zu 45 positive und 30 negative Sprünge innerhalb der Koordinaten erzeugt werden. Ein Beispiel der Differenzen eines Punktes bei einem Versuch ist in Abbildung 3.10 B grafisch dargestellt. Mittelwerte und Standardabweichungen der außergewöhnlichen Sprünge der Koordinaten aller drei gemessenen Marker sind positiv in Abbildung 3.10 C und negativ in Abbildung 3.10 D dargestellt. Zusammengefasst kann ausgesagt werden, dass die  $x$ -Koordinaten der drei Marker des Pendels beim Verdecken einer Kamera durchschnittlich eine Differenz von 1.87 mm (Std.:  $\pm 0.99$ ), die  $y$ -Koordinaten im Mittel Sprünge von 0.80 mm (Std.:  $\pm 0.67$ ) und die  $z$ -Koordinaten durchschnittlich Fehler von 0.35 mm (Std.:  $\pm 0.22$ ) aufweisen. Der Wert der negativen Sprünge der  $x$ -Koordinaten beträgt durchschnittlich -1.68 mm (Std.:  $\pm 1.12$ ), der  $y$ -Koordinaten -0.91 mm (Std.:  $\pm 0.69$ ) und der  $z$ -Koordinaten -0.35 mm (Std.:  $\pm 0.27$ ).

Werden systematisch zwei Kameras verdeckt, so dass diese die Marker auf dem Pendel nicht mehr aufzeichnen können, zeigen sich vergleichbare Phänomene (Abb. 3.11). Hier konnten bei den drei durchgeführten Versuchen bis zu 41 positive und 37 negative Sprünge in den Koordinaten provoziert werden. Hierbei hatten die außergewöhnlichen



**Abbildung 3.10:** Auswirkungen des Markerverlustes aus dem Sichtfeld einer Kamera: Außer Rauschen ist im Koordinatenverlauf nichts zu erkennen (A). Die Differenzen der Koordinaten zwischen den einzelnen Zeitpunkten machen deutlich, dass vom Trend abweichende Werte auftreten, welche durch die Pendelbewegung nicht erklärbar sind (B). Die Mittelwerte und Standardabweichungen dieser stark vom Trend abweichenden Differenzen der drei Punkte auf dem Pendel sind in C als positive Werte und in D für die negativen Werte dargestellt.

Differenzen der  $x$ -Koordinaten einen Durchschnittswert von 1.98 mm (Std.:  $\pm 1.48$ ), die der  $y$ -Koordinaten Mittelwerte von 0.54 mm (Std.:  $\pm 0.33$ ) und die der  $z$ -Koordinaten 0.35 mm (Std.:  $\pm 0.28$ ). Die negativen Datensprünge belaufen sich um -1.02 mm (Std.:  $\pm 0.62$ ) für die  $x$ -Koordinaten, -0.75 mm (Std.:  $\pm 0.55$ ) für die  $y$ -Koordinaten und -0.38 mm (Std.:  $\pm 0.29$ ) für die  $z$ -Koordinaten. Die Mittelwerte und Standardabweichungen aller Koordinaten aller drei Punkte sind in den Diagrammen C und D in Abbildung 3.11 dargestellt. Beide Versuche zeichnen sich durch hohe Standardabweichungen aus, so dass die Aussage getroffen werden kann, dass der durch den Verlust eines Markers

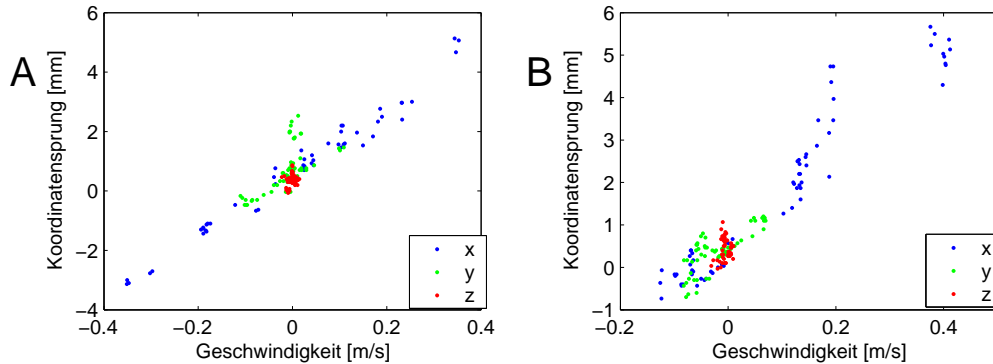


**Abbildung 3.11:** Auswirkungen des Sichtverlustes zweier Kameras: Auch hier keine Auffälligkeiten im Koordinatenverlauf (A). Die Differenzen der Koordinaten zwischen den einzelnen Zeitpunkten zeigen deutlich vom Trend abweichende Werte (B). Mittelwerte und Standardabweichungen dieser stark vom Trend abweichenden Differenzen sind in C als positive Werte und in D für die negativen Werte dargestellt.

aus dem Blickfeld einer Kamera erzeugte Fehler nicht systematisch ist, sondern mit den jeweiligen Gegebenheiten in Zusammenhang steht (Geschwindigkeit der Bewegung).

Vergleicht man die Daten im Einzelnen mit dem t-Test, so kann festgestellt werden, dass beim Verdecken nur einer Kamera größere Datenfehler erzeugt werden, als wenn zwei Kameras das zu beobachtende Objekt verlieren. Im einzelnen lässt sich nachweisen, dass die positive  $y$ -Koordinate des zweiten Punktes mit  $p = .0008$  beim Verdecken nur einer Kamera signifikant größere Sprünge der Koordinaten zeigt als beim Verdecken von zwei Kameras. Bei den negativen Koordinatensprüngen zeigt sich, dass die  $x$ -Koordinate des ersten Punktes ( $p = .03$ ), die  $x$ -Koordinate des zweiten Punktes ( $p = .01$ ) und die  $y$ -Koordinate des zweiten Punktes ( $p = .02$ ) beim Verdecken einer





**Abbildung 3.12:** Geschwindigkeitsabhängigkeit der Koordinatensprünge beim Verdecken einer (A) und beim Verdecken von zwei Kameras (B): Vor allem die  $x$ -Koordinaten zeigen in einem breiten Geschwindigkeitsbereich einen linearen Zusammenhang.  $y$ - und  $z$ -Komponenten hatten aufgrund der Bewegungsebene des Pendels nur geringe Geschwindigkeiten, weswegen der Zusammenhang nicht so deutlich zu erkennen ist.

Kamera größere Fehler erzeugt, als beim Verdecken von zwei Kameras. Alle anderen Koordinaten zeigen keine statistisch nachweisbaren Unterschiede. Beim Vergleich aller zusammen gefassten  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Koordinaten lässt sich nachweisen, dass die  $y$ -Koordinate des ersten Punktes beim Verdecken nur einer Kamera mit  $p = .002$  bei den positiven Sprüngen höhere Werte erreicht als beim Verdecken von zwei Kameras. Bei den negativen Fehlern zeigt sich, dass die  $x$ -Koordinate des ersten Punktes ( $p = .0001$ ) den gleichen Trend zeigt.

### Einfluss der Geschwindigkeit

Beim Verdecken einer Kamera nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit die Größe der positiven und negativen Koordinatensprünge zu. (Abb.: 3.12 A und Abb.: 3.13 A). Positive und negative Koordinatensprünge und Bewegungsgeschwindigkeit des Pendels korrelieren bis auf  $z$  hoch signifikant. Mittels linearer Regressionsanalyse ist der Zusammenhang signifikant, teilweise hoch signifikant nachweisbar. (Tab. 3.13). Es ist zu beachten, dass die Hauptbewegung des Pendels entlang der  $x$ -Achse verlief, was erklärt, dass der Zusammenhang der  $y$ - und  $z$ -Koordinaten nicht so gut ist.

Beim Verdecken von zwei Kameras ist der lineare Zusammenhang selbst bei den Sprüngen der  $x$ -Koordinaten und deren zugehöriger Geschwindigkeit nicht so deutlich zu erkennen (Abb. 3.12 (B) und Abb. 3.13 (B)). Bis zu einer Geschwindigkeit von

0.2 m/s kann der Zusammenhang als linear beschrieben werden. Bei 0.2 m/s zeigt sich jedoch eine Häufung von Werten, die unterschiedlich großen Koordinatensprüngen zuzuordnen sind. Mittels linearer Regression kann der Zusammenhang für  $x$ - und  $y$ -Sprünge in positiver als auch negativer Richtung hoch signifikant nachgewiesen werden. Die Sprünge der  $z$ -Koordinaten zeigen diesen Zusammenhang nicht. Dies kann mit der Hauptbewegungsrichtung des Pendels erklärt werden, welche entlang der  $x$ -Achse verlief (Tab. 3.14).

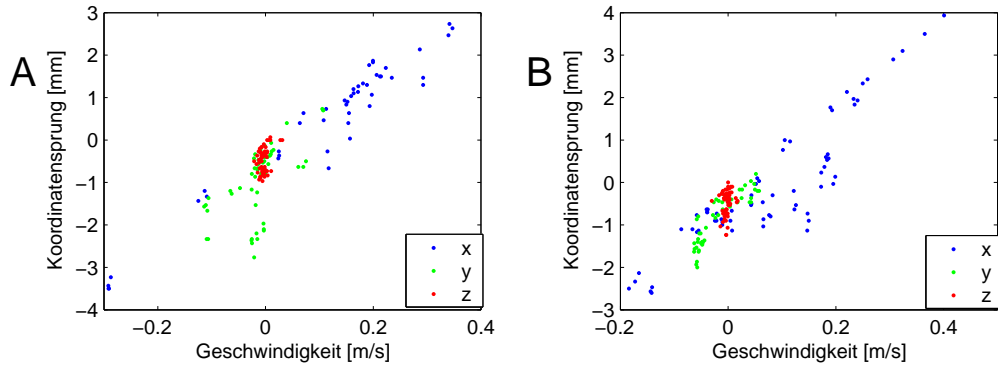
Im Gegensatz zu den positiven Koordinatensprüngen zeichnen sich die negativen Sprünge mit großen Streuungen aus. Die  $x$ -Komponenten konzentrieren sich beim Verdecken einer Kamera entlang der Diagonalen, wogegen beim Verdecken zweier Kameras eine Konzentration von Datenpunkten unterhalb der Diagonalen zu sehen ist.  $y$ - und

Sprung	$r$	$\beta$	$R^2$	$p$
$x$	.9874	0.0912	.975	<.0001
$y$	.6467	0.0385	.4183	<.0001
$z$	.2629	0.0101	.0691	.05
$-x$	.9687	0.1023	.9384	<.0001
$-y$	.6343	0.037	.4023	<.0001
$-z$	.3931	0.0129	.1546	.004

**Tabelle 3.13:** Korrelations- und Regressionsparameter von Koordinatensprüngen und Bewegungsgeschwindigkeit beim Verdecken einer Kamera. Die Korrelationen als auch Regressionskoeffizienten sind außer bei  $z$  und  $-z$  hoch signifikant.

Sprung	$r$	$\beta$	$R^2$	$p$
$x$	0.9603	0.0799	.9221	<.0001
$y$	0.7799	0.0745	.6083	<.0001
$z$	0.1826	0.0063	.0334	n.s.
$-x$	0.9003	0.0825	.8106	<.0001
$-y$	0.8835	0.0595	.7805	<.0001
$-z$	0.1916	0.0050	.0367	n.s.

**Tabelle 3.14:** Korrelations- und Regressionsparameter von Koordinatensprüngen und Bewegungsgeschwindigkeit beim Verdecken zweier Kameras. Die Korrelationen als auch Regressionskoeffizienten sind außer bei  $z$  und  $-z$  hoch signifikant. Bei  $z$  kann der Zusammenhang nicht nachgewiesen werden.



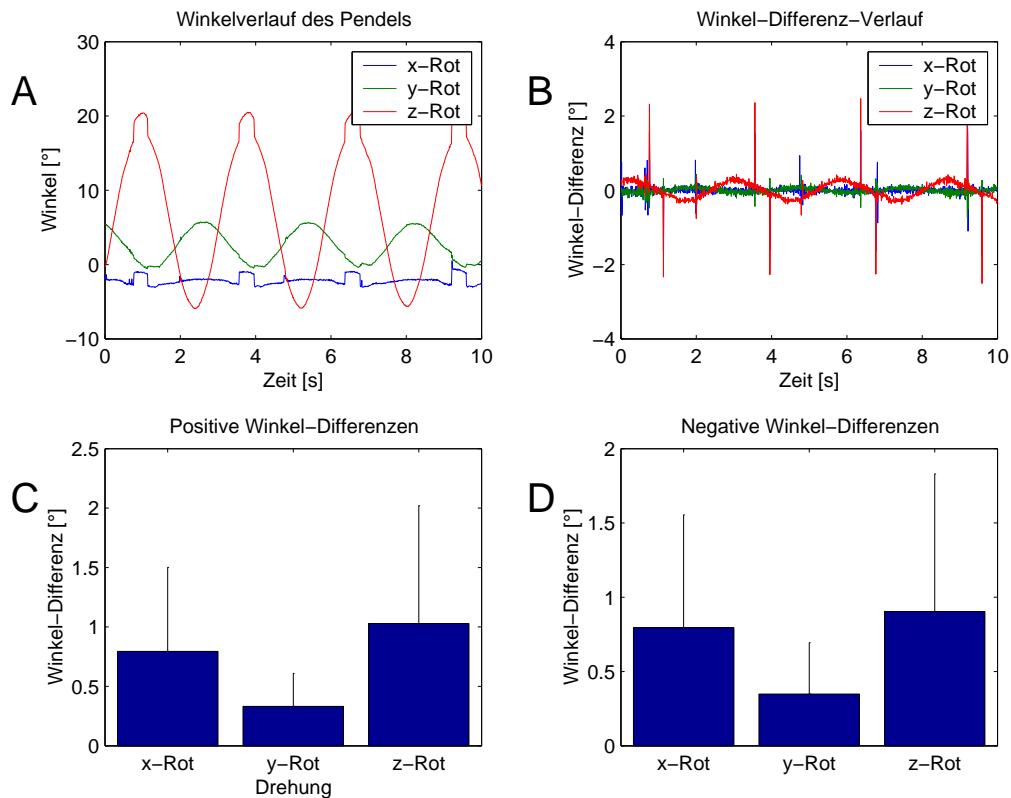
**Abbildung 3.13:** Zusammenhang von negativen Koordinatensprüngen und Pendelgeschwindigkeit beim Verdecken einer Kamera (A) und beim Verdecken von zwei Kameras (B): Der lineare Zusammenhang ist in beiden Diagrammen für die  $x$ -Geschwindigkeiten und  $x$ -Differenzen zu erkennen.  $y$ - und  $z$ -Differenzen und Geschwindigkeiten lassen den linearen Zusammenhang nur schwer erkennen.

$z$ -Sprünge zeigen nicht diesen breiten Bereich der Geschwindigkeitsabhängigkeit (Abb. 3.13).

### Winkel

Auf den 3-D-Winkelverlauf der Punktmasse des Pendels haben die erzeugten Koordinatensprünge einen erheblichen Einfluss: Dies ist darauf zurück zu führen, dass zur Berechnung des Cardan-Winkels im Raum die Koordinaten dreier Punkte benötigt werden (Abb. 3.14 A). Bei den provozierten Sprüngen der drei Versuche mit Verdecken einer Kamera wurden durchschnittlich  $0.79^\circ$  (Std.:  $\pm 0.71$ ) für die  $x$ -Rotation,  $0.33^\circ$  (Std.:  $\pm 0.28$ ) für die  $y$ -Rotation und  $1.03^\circ$  (Std.:  $\pm 0.99$ ) in positiver Richtung und  $-0.80^\circ$  (Std.:  $\pm 0.76$ ) bei der Drehung um die  $x$ -Achse,  $-0.35^\circ$  (Std.:  $\pm 0.35$ ) bei der Drehung um die  $y$ -Achse und  $-0.90^\circ$  (Std.:  $\pm 0.93$ ) bei der Drehung um die  $z$ -Achse in negativer Richtung erzeugt (Abb. 3.14 C und D).

Beim Verdecken von zwei Kameras wurden ähnliche Ergebnisse erzielt, so dass auf eine weitere Darstellung verzichtet wurde. Durchschnittlich wurden in positiver Richtung Winkelsprünge von  $0.60^\circ$  (Std.:  $\pm 0.52$ ) für die  $x$ -Rotation,  $0.44^\circ$  (Std.:  $\pm 0.36$ ) für die  $y$ -Rotation und  $0.83^\circ$  (Std.:  $\pm 0.63$ ) für die Rotation um die  $z$ -Achse - in negativer Richtung  $-0.75^\circ$  (Std.:  $\pm 0.59$ ) bei der Rotation um die  $x$ -Achse,  $-0.56^\circ$  (Std.:  $\pm 0.49$ ) bei der Rotation um die  $y$ -Achse und  $-0.60^\circ$  (Std.:  $\pm 0.45$ ) bei der Rotation um die  $z$ -Achse



**Abbildung 3.14:** Einfluss von Koordinatensprüngen auf die räumliche Lage des Pendels: Grobe Abweichungen von der physikalischen Bewegung des Pendels sind bei Rotation um  $x$ - und  $z$ -Achse zu erkennen (A). Betrachtung der Differenzen macht dies auch bei Rotation um die  $y$ -Achse deutlich (B). Positive und negative Extremwerte sind in den Diagrammen C und D für alle drei Versuche zusammengefasst.

erreicht.

### 3.4.4 Schlussfolgerungen

Es konnte nachgewiesen werden, dass durch den Verlust eines Markers aus dem Sichtfeld einer oder mehrerer Kameras die Koordinatenverläufe und somit alle damit ausgeführten Berechnungen stark beeinflusst werden. Diese auftretenden Fehler sind nicht einheitlich, da die Bewegungsgeschwindigkeit einen hohen Einfluss auf die Fehler hat: Mit zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit steigen die Werte der Fehler. Aufgrund des linearen Zusammenhangs ist entlang der Hauptbewegungsrichtung mit 0.1 m/s mehr Geschwindigkeit ein etwa 1 mm größerer Datensprung zu erwarten. Für  $y$ - und

$z$ -Koordinaten konnte der Zusammenhang nicht so scharf oder nicht nachgewiesen werden, da diese Bewegungskomponenten beim verwendeten Versuchsaufbau nicht so stark ausgeprägt waren.

Beim Vergleich von Fehlern, die beim Verdecken einer Kamera und dem Verdecken von zwei Kameras entstanden, konnte festgestellt werden, dass beim Verdecken von zwei Kameras die erzeugten Fehler durchschnittlich kleiner sind als die beim Verdecken nur einer Kamera. Dieses Ergebnis ist erstaunlich, da mit weniger Informationen bessere Ergebnisse erzielt werden können.

Aufgrund der Abhängigkeit der Koordinatenfehler von der Bewegungsgeschwindigkeit ist es möglich, Algorithmen zu entwickeln, welche diese Fehler eliminieren. Mittels einfacher oder zweifacher Differenzierung können die Stellen gesucht werden, an denen außerordentliche Differenzen auftreten. Problematisch hingegen ist das Beseitigen des Koordinatenfehlers, da entschieden werden muss, welcher Wert ein gemessener ist und welcher ein fehlerbehafteter Wert. Die bei den Messungen durch das hier beschriebene Problem aufgetretenen Fehler wurden wie unter 2.5.3 beschrieben bearbeitet und beseitigt.

Abschließend ist zu bemerken, dass es interessant erscheint, die Größe der Fehler in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit gezielt zu untersuchen. Hierzu könnten unterschiedliche Amplituden eines gleich langen Pendels genutzt werden, womit die Bewegungsgeschwindigkeit variiert werden könnte. - Auch das Problem der drei Bewegungsebenen scheint interessant, da bei diesen Versuchen die Haupttranslation entlang der  $x$ -Achse geschah. Versuche mit Pendelbewegungen entlang der anderen beiden Achsen könnten ebenfalls durchgeführt werden um zu weiterer Klarheit zu gelangen. - Letztlich existiert der Einfluss, welche der genutzten Kameras den Marker aus dem Sichtbereich verliert. Durch Abdecken verschiedener Kameras bei gleichen Bewegungen könnte man diese Variable prüfen.

# Kapitel 4

## Ergebnisse

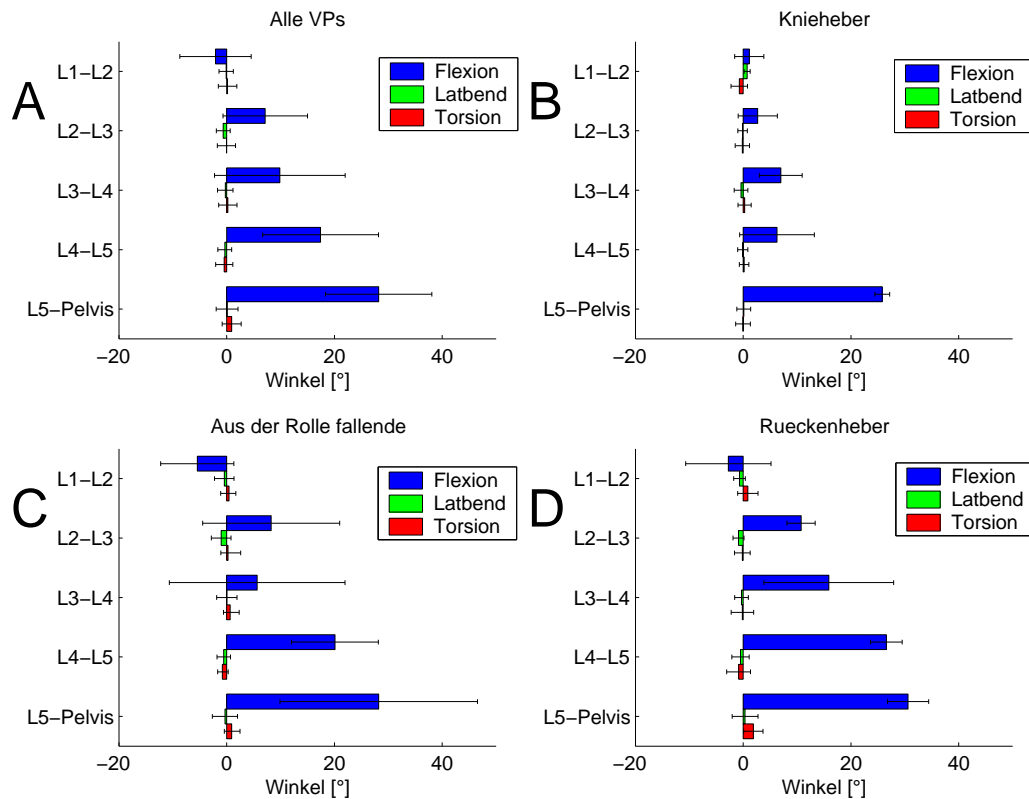
## 4.1 Überblick und Vorbemerkungen

Die unterschiedlichen Ergebnisse, Tests und Zusammenhänge werden in verschiedenen Unterkapiteln auf den folgenden Seiten präsentiert. Zunächst werden Besonderheiten der Bewegungsamplituden, Unterschiede zwischen Personengruppen und Einflüsse auf die Bewegungsamplituden dargestellt. Im zweiten Teil werden die Daten im zeitlichen als auch räumlichen Verlauf präsentiert, um einen Eindruck über den Verlauf einer gesamten Hebebewegung zu erhalten. Daran im Anschluss werden die Werte der Winkelbeschleunigungen sowie deren Einflussfaktoren präsentiert. Als letztes Unterkapitel werden die zeitlichen Reihenfolgen der Wirbelbewegungen beim Heben gezeigt.

Zum Verständnis der Abbildungen in Kapitel 4.2 (Seiten 97ff) ist es sinnvoll, die Abbildung 4.6 (Seite 118) zu betrachten. Der doppelt sinusartige Verlauf der Hebebewegung lässt sich in vier Phasen einteilen: Vom Beginn der Bewegung bis zum ersten Peak wurde das Bücken definiert, vom ersten Peak bis zum Minimum vor dem zweiten Peak wurde dem Heben zugeschrieben, das Absetzen des Gewichtes reicht von diesem Zeitpunkt bis zum zweiten Peak im zeitlichen Verlauf. Die letzte Phase, das Aufstehen ist der Zeitbereich vom zweiten Peak bis zum Ende der Bewegung. Die Amplituden der Teilbewegungen sind als horizontale Balkendiagramme in den Abbildungen des Kapitels *Bewegungsbereiche* dargestellt. So werden von oben nach unten die Bewegungssegmente L1-L2, L2-L3, L3-L3, L4-L5 und L5-Becken dargestellt. Auf jeder Ebene werden Flexion/Extension (blau), Lateralflexion (grün) und Torsion (rot) dargestellt. Hierbei bedeuten positive Winkel eine Flexion bzw. Lateralflexion und Torsion nach links, alle negativen Winkel eine Extension oder Lateralflexion und Torsion nach rechts.

Weiterhin ist zu beachten, dass im Kapitel 4.2.3 (*Hebetechnik: Rückenheber vs. Knieheber*, Seiten 102ff) eine statistisch nachweisbare Unterscheidung in verschiedene Hebetypen beschrieben wird, welche in den vorherigen Kapiteln bereits zur Anwendung und Darstellung gelangt.

Ein weiterer Aspekt ist die Zuverlässigkeit der gemessenen Information. In Kapitel 3.3 (Seiten 76ff.) wurden die Fehler beim Messen mit dem QUALISYS®-Kamerasystem berechnet. Die Winkel der Flexion/Extension sind zuverlässig, da diese bei beiden Hebeaufgaben größer als der kritische Fehlerwert sind. Die Winkel der Lateralflexion und Torsion müssen größer als  $1.57^\circ$  bzw.  $1.53^\circ$  sein, so dass die Werte des symmetrischen Hebens nicht ausreichend sind. Beim unsymmetrischen Heben werden größere Werte erreicht.



**Abbildung 4.1:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsbereiche der lumbalen Wirbelsäule beim Absetzen einer 12 kg schweren Kiste aller Versuchspersonen (A), der Knieheber (B), aus der Rolle fallenden Heber (C) und der Rückenheber (D). Bei allen Gruppierungen ist für Flexion/Extension festzustellen, dass die Bewegungsbereiche von oben nach unten zunehmen.

## 4.2 Bewegungsamplituden

### 4.2.1 Unterschiede der Amplituden in den Bewegungsebenen

#### Unterschiede beim symmetrischen Heben

Die Bewegungsbereiche der Flexion/Extension nehmen von oben nach unten zu. Diese Zunahme der Amplituden ist bei allen Versuchspersonen zu erkennen und ist bei allen hoch signifikant nachweisbar (Abb. 4.1, Tab. 4.1). - Bei der Lateralflexion zeigen die Knieheber in den unterschiedlichen Ebenen der LWS ein differentes Verhalten: Im oberen Bereich wird die Lendenwirbelsäule mehr nach links gebeugt, im unteren eher nicht bewegt. Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber zeigen beim Absetzen



Datenreihen	Alle VP's	Rückenheber	Knieheber	Aus Rolle fallende
Flexion/Extension	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Lateralflexion	—	—	.0089	—
Torsion	.0008	.0002	—	—

**Tabelle 4.1:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Bewegungsebene beim symmetrischen Absetzen der 12 kg schweren Kiste: Die Winkel der Flexion/Extension sind bei allen Gruppen hoch signifikant unterschiedlich. Die Lateralflexion unterscheidet sich nur bei den Kniehebern. Die Torsion unterscheidet sich bei den Rückenhebern, wobei von diesem Unterschied auch die Gesamtheit der Versuchspersonen betroffen ist.

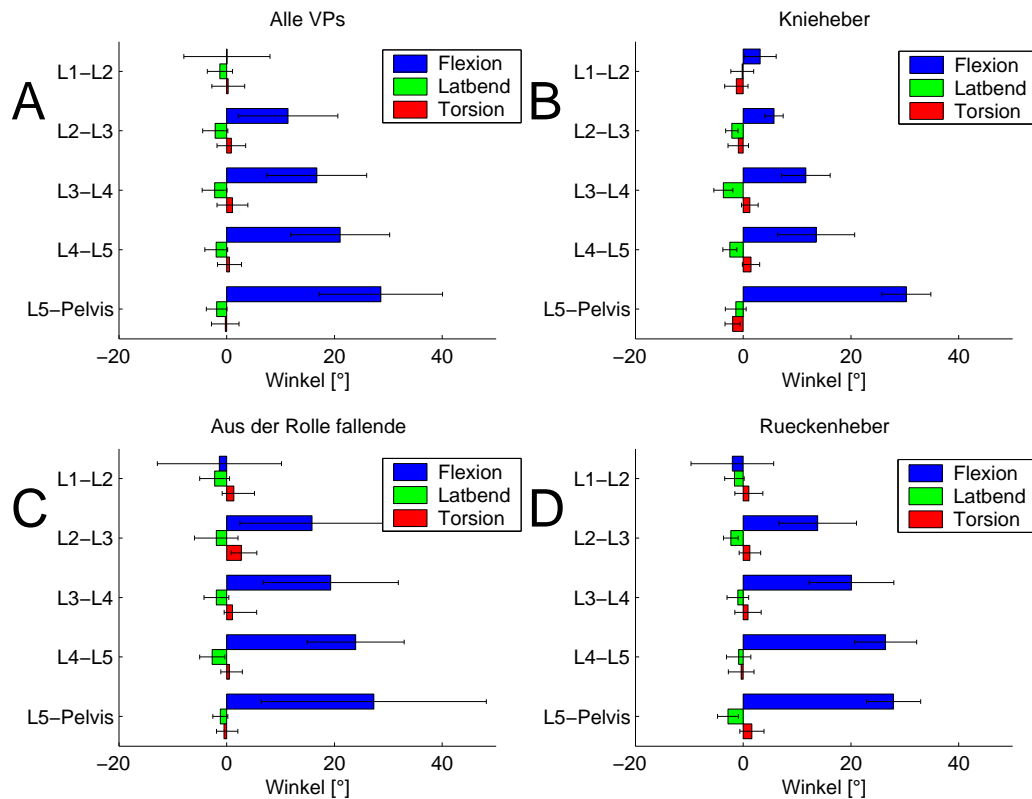
der 12 kg schweren Kiste keine nachweisbaren Unterschiede. Die Gesamtheit der Versuchspersonen läßt sich ebenfalls nicht beeindrucken. - Bei der Torsion sind auf den Ebenen Unterschiede bei den Rückenheber nachweisbar. Hier kann ausgesagt werden, dass die Haltung der LWS von Ebene zu Ebene verdreht ist: Im oberen Bereich treten Rotationen nach links auf, im mittleren Bereich sind im Mittel keine Rotationen auszumachen, zwischen L4 und L5 treten Rotationen nach rechts auf und zwischen L5 und dem Becken wieder nach links. Aufgrund dieses Unterschiedes wird die Gesamtheit der Versuchspersonen beeinflusst ( $p = .0008$ ).

### Unterschiede beim unsymmetrischen Heben

Beim Vergleich der Bewegungsebenen beim unsymmetrischen Absetzen der Kiste lassen sich für Flexion/Extension die gleichen Aussagen treffen: Bei Rückenhebern, Kniehebern und aus der Rolle fallenden Hebern nehmen die Winkelbereiche von oben nach unten hoch signifikant zu (Abb. 4.2, Tab. 4.2). - Durch das Absetzen der Kiste nach

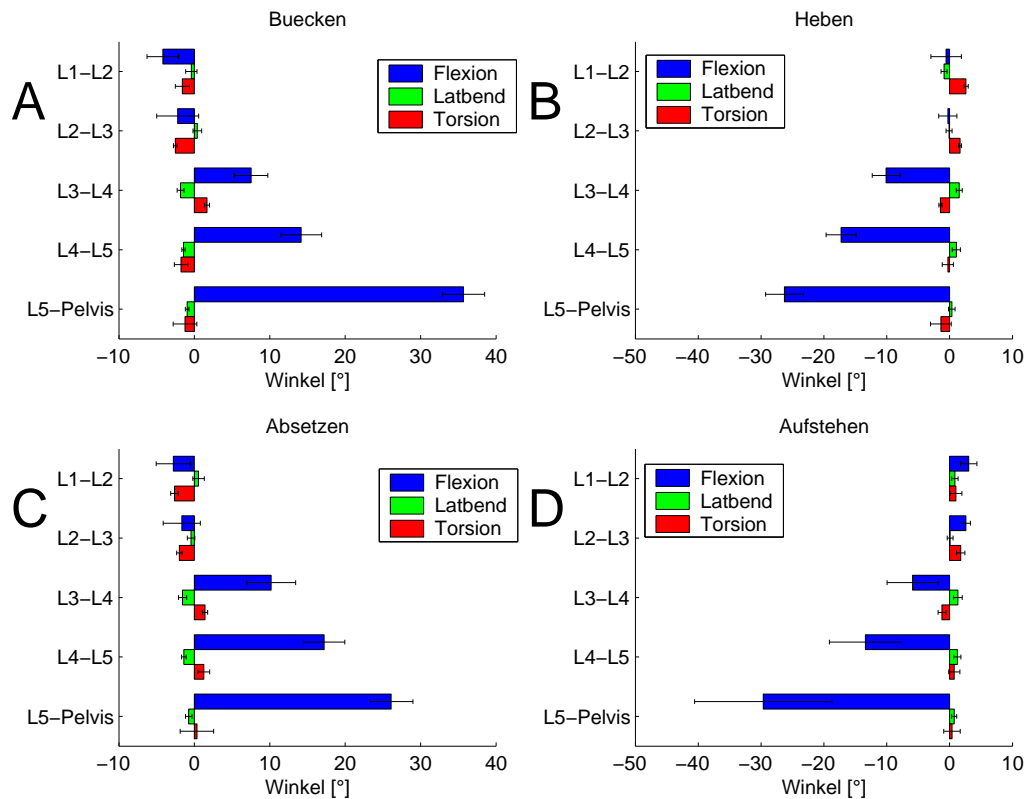
Datenreihen	Alle VP's	Rückenheber	Knieheber	Aus Rolle fallende
Flexion/Extension	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Lateralflexion	—	.0056	<.0001	—
Torsion	—	—	<.0001	—

**Tabelle 4.2:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Bewegungsebene beim unsymmetrischen Absetzen der 12 kg schweren Kiste nach rechts: Flexion/Extension-Winkel sind bei allen Gruppen hoch signifikant unterschiedlich. Die Lateralflexion unterscheidet sich nur bei den Rücken- und Kniehebern, die Torsion bei den Kniehebern.



**Abbildung 4.2:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsbereiche der lumbalen Wirbelsäule beim Absetzen einer 12 kg schweren Kiste nach rechts aller Versuchspersonen (A), der Knieheber (B), der aus der Rolle fallenden Heber (C) und der Rückenheber (D). Bei Flexion/Extension ist ebenfalls ein von oben nach unten zunehmender Trend zu sehen. Knieheber beugen sich eher in der Mitte der LWS, wogegen Rückenheber dies mehr oben und unten bewerkstelligen (B und D). Aus der Rolle fallende Heber beugen sich auf allen Ebenen gleichmäßig nach rechts (C). Die Knieheber drehen die LWS oben und unten nach rechts, in der Mitte nach links wogegen die Rückenheber durchschnittlich auf allen Ebenen nach links drehen (B und D).

rechts sind nun auch größere Anteile von Lateralflexion und Torsion zu verzeichnen, welche bei Rücken- und Kniehebern in den einzelnen Ebenen wiederum unterschiedlich groß sind. Die Rückenheber beugen die lumbale Wirbelsäule vor allem oben und unten nach rechts. In den Ebenen L3-L4 und L4-L5 sind nur kleine Winkelamplituden zu verzeichnen ( $p = .0056$ ). Die Knieheber beugen die gesamte LWS nach rechts, wobei dies bei L3-L4 am heftigsten ausgeprägt ist ( $p < .0001$ ). - Die Torsion der einzelnen



**Abbildung 4.3:** Maximale Amplituden als Mittelwerte und Standardabweichungen über 15 Hebeversuche einer Versuchsperson dargestellt innerhalb der vier Phasen: Beim Bücken (A) werden die Ebenen L1-L2 und L2-L3 gegen die allgemeinen Trend extendiert. Keine Bewegungen sind gegen den extendierenden Trend bei L1-L2 und L2-L3 beim Heben zu beobachten. Beim Absetzen (C) werden die Amplituden reduziert. Beim Aufstehen (D) sind größere Amplituden als beim Heben zu beobachten.

Ebenen kann einzig bei den Kniehebern unterschieden werden. Hier ist interessant, dass die obere Lendenwirbelsäule in Höhe L1-L2 und L2-L3 nach rechts verdreht wird, der mittlere Bereich bei L3-L4 und L4-L5 nach links verdreht wird und das unterste Bewegungssegment (L5-Becken) wiederum nach rechts verdreht wird (Tab. 4.2, Abb. 4.2).

### 4.2.2 Die vier Phasen des Hebezyklus

Die Hebebewegung ist in die vier Phasen Bücken, Heben, Absetzen und Aufstehen (Aufstehen) einteilbar (Abb. 4.3). Im dargestellten Beispiel sind 15 Versuche mit 3

verschiedenen Gewichten einer Versuchsperson zusammen gefasst. Die Standardabweichungen sind gering, was auf ein wenig abweichendes Bewegungsmuster schließen läßt.

Beim Bücken (Abb. 4.3 A) wird die lumbale Wirbelsäule wie zu erwarten gebeugt. Die Ebenen L1-L2 und L2-L3 weisen jedoch eine geringe Extension auf. Von oben nach unten ist zu erkennen, dass das Beugen zunimmt, die Ebene L5-Becken zeigt somit den größten Flexionswinkel. - Da das Heben (Abb. 4.3 B) aus der gebeugten Haltung heraus beginnt, sind in diesem Diagramm negative Winkel zu erkennen, welche eine Extensionsbewegung verdeutlichen. Im Vergleich zum Bücken wird in den Ebenen L3-L4 und L4-L5 mehr Bewegungsspielraum durchschritten, zwischen L5 und dem Becken dagegen weniger. Der mittlere Teil der LWS (L3 bis L5) wird demnach mehr extendiert als beim Stehen ohne Gewicht. Dem entgegen werden die Bewegungssegmente L1-L2 und L2-L3 so gut wie nicht bewegt, im Mittel sind die Winkel sehr klein. - Beim Absetzen (Abb. 4.3 C) ist ein dem Bücken ähnliches Bewegungsmuster zu erkennen: Der obere Teil der LWS unterliegt einer Extension, der untere Teil einer Flexion. Die Winkelbereiche der Flexion sind jedoch auch wie beim Bücken deutlich größer als die der Extension. Im Ganzen wird die lumbale Wirbelsäule jedoch gebeugt. Im Unterschied zum Bücken sind die Bewegungsbereiche von L3-L4 und L4-L5 kleiner, wogegen der Bereich von L5-Becken größer ist. - Beim Aufstehen (Abb. 4.3 D) wird die lumbale Wirbelsäule schließlich wieder in die Ausgangssituation gebracht. Durch leichte Flexion im oberen Bereich (L1-L2 und L2-L3) als auch durch Extension im unteren Bereich kommt die Versuchsperson zurück in die Ausgangshaltung, dem normalen Stehen. Verglichen mit dem Heben, welches ein ähnliches Winkelverhalten zeigt, werden jedoch zwischen L1 und L3 in der Tat Bewegungen ausgeführt, die Winkelbereiche der mittleren LWS (L3-L4 und L4-L5) sind geringer und zwischen L5 und dem Becken werden größere Winkelamplituden benutzt.

Die Winkelbereiche der Teilbewegungen sind auf in den einzelnen Bewegungsebenen der LWS unterschiedlich. Für eine Person sind die dargestellten Ergebnisse kaum verschieden. Vergleicht man die Winkelamplituden jedoch bei verschiedenen Personen, so zeigt sich, dass durch verschiedenen Techniken zu Heben, als auch durch Belastung, die lumbale Wirbelsäule ein nachweisbar unterschiedliches Verhalten an den Tag legt. Diese Einflüsse und die resultierenden Unterschiede sollen nun erörtert werden.

### 4.2.3 Hebetechnik: Rückenheber vs. Knieheber

Die Gesamtheit der 165 Hebeversuche lässt sich hinsichtlich der Bewegungsamplituden beim Absetzen in drei Gruppen einteilen: Es existieren Knieheber, welche die Bewegungen im oberen Bereich der LWS minimieren, Rückenheber, welche einen bedeutend größeren Bewegungsspielraum nutzen und Versuchspersonen, die beiden Gruppen nicht zugeordnet werden können. Mittels Clusteranalyse genannter Daten konnten die vom Autor bereits beobachteten Rückenheber eindeutig bestätigt werden. Die beobachteten Knieheber unterteilen sich jedoch in tatsächliche Knieheber und Personen, die beiden Amplitudenmustern nicht zuzuordnen sind. Dies *aus der Rolle fallenden Heber* zeichnen sich durch hohe Individualität aus, weswegen diese Gruppe von hohen Standardabweichungen gekennzeichnet ist. Der cophenetische Korrelationskoeffizient der Clusteranalyse beträgt  $c = .76$  und kennzeichnet eine klare Trennung zwischen den Gruppen.<sup>1</sup>

Die drei Gruppen der Hebetypen wurden bei den unterschiedlichen Bewegungsphasen mit der einfaktoriellen ANOVA verglichen. Die Ergebnisse sollen nun hier dargestellt werden. Aufgrund der Ergebnisse des Kapitels 4.2.7 (Seiten 116ff.) wird hier nur auf die Ergebnisse beim Heben der 12 kg schweren Kiste eingegangen.

#### Hebetypen: Symmetrisches Heben

Die mit der Clusteranalyse differenzierten Hebetypen unterscheiden sich bezüglich der Winkelamplituden der Flexion bei allen Teilbewegungen des Hebezyklus auf fast al-

<sup>1</sup>Es wurde die Methode der kürzesten Distanz gewählt.

Datenreihen		Bücken	Heben	Absetzen	Aufstehen
L1-L2	Flex	.05	.05	.01	—
L2-L3	Flex	<.0001	<.0001	.0027	<.0001
L3-L4	Flex	<.0001	.02	.02	.0001
L4-L5	Flex	<.0001	<.0001	<.0001	.003
L5-Becken	Flex	—	—	—	—

**Tabelle 4.3:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Hebetyp (Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber) beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste der Flexionsamplituden: In allen Bewegungsebenen außer L5-Becken sind gravierende Unterschiede festzustellen (siehe Text).

Hebetyp	Alle VP's		Knieheber		aus Rolle		Rückenheber	
	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>
L1-L2	-2.1	6.6	1.1	2.7	-5.5	6.8	-2.8	7.9
L2-L3	7.1	7.8	2.7	3.6	8.3	12.7	10.8	2.6
L3-L4	9.9	12.1	7.0	4.0	5.7	16.3	15.9	12.1
L4-L5	17.4	10.8	6.3	6.9	20.1	8.1	26.6	2.9
L5-Pelvis	28.2	9.9	25.8	1.4	28.2	18.3	30.6	3.8

**Tabelle 4.4:** Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Bewegungsamplituden der verschiedenen Hebetypen im Vergleich zur Gesamtheit beim Absetzen der 12 kg schweren Kiste.

len Bewegungsebenen (Tabelle 4.3). Beim Aufstehen ohne das Gewicht können für Flexion und Extension zwischen L1 und L2 keine Unterschiede nachgewiesen werden. Zusammenfassend kann zu den nachweisbaren Unterschieden ausgesagt werden, dass sich meist die Knieheber durch die geringsten Amplituden und auch die geringsten Standardabweichungen auszeichnen. Es treten aber auch vereinzelt Ausnahmen auf. So führen die Knieheber beim Bücken zwischen L2 und L3 eher eine Extension aus, wogegen die beiden anderen Gruppen eine Flexion zeigen. Beim Heben selbst zeichnen sich die Rückenheber zwischen L4 und L5 mit den durchschnittlich kleinsten Winkelamplituden aus, wobei aber auch hier die Knieheber die geringsten Streuungen aufzubieten haben. Als Beispiel dieser Gruppenunterschiede ist in Abbildung 4.1 (Seite 97) das Absetzen dargestellt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 4.4 zusammen gefasst.

Die Anteile der Lateralflexion und Torsion liegen beim symmetrischen Heben unterhalb der unter 3.3.4 (Seiten 83ff.) beschriebenen Messgenauigkeit, weswegen auf eine statistische Auswertung verzichtet wurde. Beim Betrachten der Abbildung 4.1 zeigt sich jedoch, dass vor allem im unteren Bereich der Lendenwirbelsäule Unterschiede zwischen den Gruppen zu erkennen sind.

### Hebetypen: Unsymmetrisches Heben

Auch beim unsymmetrischen Heben sind Gruppenunterschiede nachweisbar. Fast immer sind es die Knieheber, welche die geringsten Winkelamplituden zu verzeichnen haben und auch ein sehr stabiles, mit vergleichsweise geringen Standardabweichungen versehenes, Amplitudenverhalten an den Tag legen. Zusammenfassend kann ausgesagt

werden, dass die beim Heben der 12 kg schweren Kiste festgestellten Unterschiede zwischen den Hebetypen in der Art auch beim Bewältigen der anderen beiden Gewichte festzustellen sind (Abb. 4.2, Seite 99; Tab. 4.5).

Ausnahmen sind beim Bücken auf Ebene L1-L2, dass die Knieheber eine Extension ausführen, wogegen die anderen beiden Gruppen eine Flexion praktizieren. Ebenfalls beim Bücken zeigen die Rückenheber zwischen L5 und dem Becken die geringsten Amplituden. Aber auch beim Aufstehen zeigt sich zwischen L1 und L2 die Ausnahme, dass die aus der Rolle fallenden Heber die geringsten Amplituden und Streuungen der Winkelwerte haben.

Zur Lateralflexion ist zu bemerken, dass diese vor allem im mittleren Bereich der Lendenwirbelsäule beim Heben und Absetzen des Gewichtes zwischen den drei Hebetypen unterschiedlich ist. Zusammenfassend zeigt sich hier, dass die Knieheber die geringsten Streuungen aufweisen. Zu dem kommt, dass beim Heben als auch beim Ab-

Hebetyp		Alle VP's		Knieheber		aus Rolle		Rückenheber	
		<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>
L1-L2	Flex	0.0	8.0	3.1	3.0	-1.4	11.5	-2.0	7.7
	Lf	-1.3	2.3	-0.2	2.1	-2.2	2.8	-1.6	1.8
	Tors	0.3	3.0	-1.3	2.2	1.3	3.9	1.1	2.6
L2-L3	Flex	11.4	9.3	5.7	1.7	15.8	13.4	13.8	7.2
	Lf	-2.1	2.3	-2.1	1.1	-1.9	4.1	-2.3	1.4
	Tors	0.9	2.7	-0.9	1.9	2.7	2.9	1.2	2.0
L3-L4	Flex	16.7	9.2	11.6	4.5	19.3	12.5	20.1	7.9
	Lf	-2.2	2.3	-3.7	1.8	-1.9	2.3	-1.0	2.0
	Tors	1.1	2.9	1.2	1.5	1.1	4.5	0.9	2.4
L4-L5	Flex	21.1	9.2	13.6	7.2	23.9	9.0	26.4	5.8
	Lf	-1.9	2.1	-2.5	1.3	-2.7	2.3	-0.8	2.2
	Tors	0.5	2.2	1.4	1.6	0.5	2.4	-0.4	2.4
L5-Pel	Flex	28.6	11.4	30.3	4.5	27.3	20.9	27.9	5.0
	Lf	-1.9	1.9	-1.4	1.9	-1.2	1.4	-2.8	1.9
	Tors	-0.3	2.6	-2.0	1.4	-0.5	2.6	1.6	2.2

**Tabelle 4.5:** Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Bewegungsamplituden der verschiedenen Hebetypen im Vergleich zur Gesamtheit beim unsymmetrischen Absetzen der 12 kg schweren Kiste nach rechts.

setzen die Knieheber zwischen L4 und L5 sich deutlich mehr nach rechts beugen, als die beiden anderen Gruppen. Einzig beim Absetzen zeigen die Rückenheber zwischen L3 und L4 die geringsten Streuungen und beim Aufstehen auf Bewegungsebene L4-L5 die aus der Rolle fallenden Heber.

Die Torsion unterscheidet sich ebenfalls in der mittleren und unteren Lendenwirbelsäule beim Heben, dem Absetzen als auch beim Aufstehen ohne das Gewicht zwischen den Gruppen. Auch hier zeigen meist die Knieheber die geringsten Streuungen. Beim Absetzen ist zu bemerken, dass sich Knieheber und Rückenheber bei L5-Becken konträr verhalten: Während die Knieheber durchschnittlich eine Rechtsdrehung zeigen, drehen die Rückenheber L5 gegenüber dem Becken nach links.

Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind an vielen Stellen signifikant bis hoch signifikant nachweisbar (Tab. 4.6). Vor allem im unteren Bereich der Lendenwirbelsäule, insbesondere dem Bewegungssegment L4-L5, sind bei allen Teilbewegungen in fast allen Winkelamplituden Unterschiede nachweisbar.

#### 4.2.4 Das Bewegungssegment L5-Becken

Bei genauerer Betrachtung der Tabellen 4.3 (Seite 102) und 4.6 (Seite 106) wird deutlich, dass (mit einer Ausnahme) auf Ebene L5-Becken bei Flexion/Extension keine Unterschiede zwischen den Gruppen nachweisbar sind. Knie-, Rücken- und aus der Rolle fallende Heber nutzen dieses Bewegungssegment beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben in vergleichbarem Maße. Aufgrund des von oben nach unten zunehmenden Trends der Flexion/Extensionsbewegungsausmaße weist L5-Becken die größte Beweglichkeit beim Heben auf. Durch die verschiedenen Techniken der Hebetypen können demnach die oberen Bewegungssegmente beeinflusst werden, L5-Becken kann durch Technik nicht beeinflusst werden.<sup>2</sup>

Knieheber nutzen geringere Bewegungsausmaße als die Rückenheber bei L5-Becken. Auch die Variabilität der Knieheber ist kleiner. Dem entgegen stehen die aus der Rolle fallenden Heber, welche sich durch eine große Standardabweichung auszeichnen. Dies ist darauf zurück zu führen, dass in dieser Gruppe Personen existieren, welche dieses Bewegungssegment so gut wie nicht bewegen (Abb. 5.1, Seite 166). Demnach kann durch Besonderheiten der Versuchsperson dieses Bewegungssegment beeinflusst werden.

Vergleicht man symmetrisches Heben mit dem unsymmetrischen Heben der Knie-

---

<sup>2</sup>Es ist zu beachten, dass vor allem im unteren Bereich der Lendenwirbelsäule die Bewegungssegmente L4-L5 und L5-S1 am häufigsten Schädigungen erleiden.



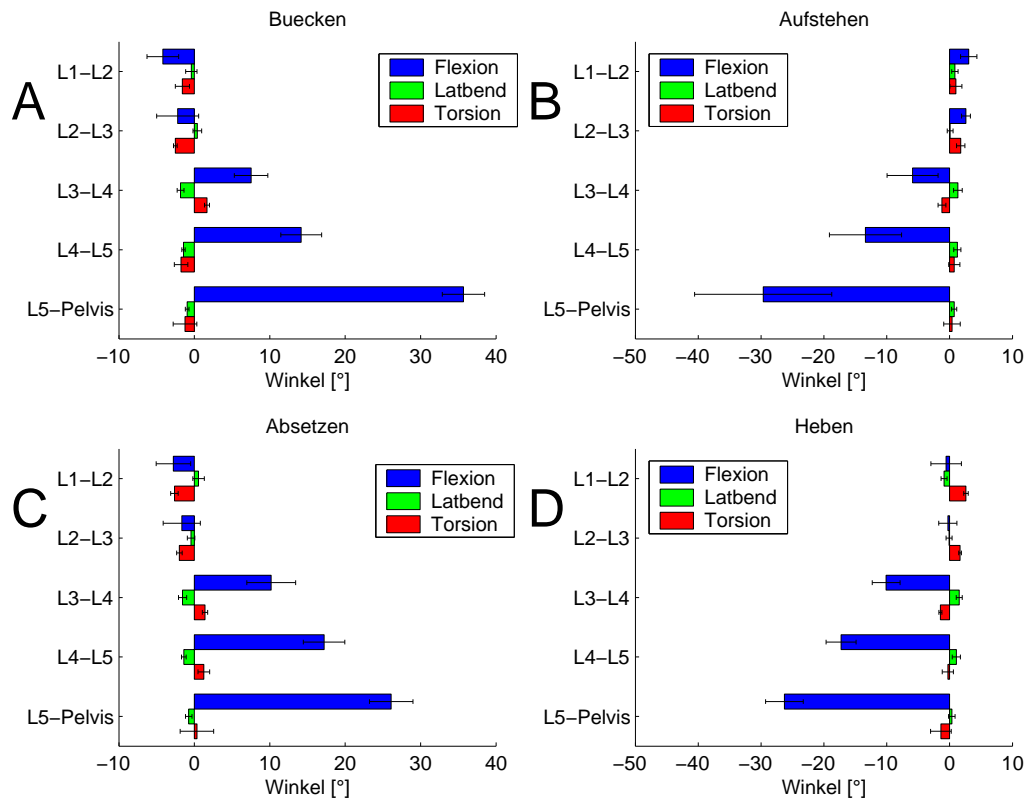
und Rückenheber, so ist eine Zunahme des Bewegungsausmaßes der Knieheber zu erkennen, wogegen die Rückenheber an dieser Stelle die Amplituden eher reduzieren. Durch die Aufgabe des unsymmetrischen Hebens wird das Bewegungsausmaß der Ebene L5-Becken demnach beeinflusst.

#### 4.2.5 Belastete und unbelastete Bewegungen

Es besteht die Frage, ob sich die Winkelamplituden bei unbelasteten (Bücken und Aufstehen) und belasteten Teilbewegungen (Heben und Absetzen) unterscheiden und in welchem Ausmaß Unterschiede zum tragen kommen. Schon ein Fallbeispiel macht den Einfluss durch die Belastung deutlich (Abb. 4.4): Im mittleren Bereich der LWS (L3-L4 und L4-L5) zeigt sich, dass durch die Belastung (Absetzen und Heben, Abb. 4.4 C und D) die Winkelamplituden von Flexion/Extension zunehmen. Dem entgegen wird

Datenreihen		Bücken	Heben	Absetzen	Aufstehen
L1-L2	Flex	.0006	.0032	.0332	.0002
	Latflex	—	.0153	—	—
	Torsion	—	—	—	.0588
L2-L3	Flex	<.0001	<.0001	.0149	<.0001
	Latflex	—	—	—	—
	Torsion	—	—	.0105	.0009
L3-L4	Flex	—	.0007	.0043	<.0001
	Latflex	—	—	.001	.0144
	Torsion	.0009	<.0001	—	.0449
L4-L5	Flex	.0065	.0002	<.0001	<.0001
	Latflex	.0123	.0159	.032	.04
	Torsion	—	.0144	.0139	.0454
L5-Becken	Flex	.01	—	—	—
	Latflex	—	.0311	—	—
	Torsion	—	—	<.0001	<.0001

**Tabelle 4.6:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Hebetyp (Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber) beim unsymmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste: Es sind mehr Unterschiede als beim symmetrischen Heben festzustellen (siehe Text).



**Abbildung 4.4:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsbereiche der lumbalen Wirbelsäule bei unbelasteten (A Bücken, B Aufstehen) und belasteten Teilbewegungen (C Absetzen, D Heben) einer Versuchsperson: Bei den beugenden Bewegungen (A und C) als auch bei den streckenden Bewegungen (B und D) ist zu erkennen, dass durch Belastung vor allem im mittleren Bereich der Lendenwirbelsäule die Winkelamplituden zunehmen, wogegen auf Ebene L5-Becken die Bewegung reduziert wird.

der Bewegungsspielraum zwischen L5 und dem Becken durch die Belastung reduziert. In den oberen Ebenen, zwischen L1-L2 und L2-L3, sind unter Belastung nur sehr kleine Bewegungsbereiche zu erkennen. Außerdem wird die Standardabweichung im unteren Bereich (ab L3-L4) erkennbar kleiner.

Ob diese Unterschiede in der Tat statistisch nachweisbar sind, sollen die nachfolgenden Unterkapitel für symmetrische und unsymmetrische Bewegungen klären.

Ebene	Heben vs. Aufstehen	Absetzen vs. Bücken
L1-L2	—	—
L2-L3	<.0001	.0231
L3-L4	.0354	—
L4-L5	.0012	—
L5-Becken	.0042	—

**Tabelle 4.7:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA beim Vergleich von belasteten und unbelasteten Flexions-Bewegungen beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste aller Hebeversuche. Beim Heben werden größere Winkel genutzt als beim Aufstehen. Beim Absetzen und Bücken lassen sich nur auf Ebene L2-L3 Unterschiede nachweisen.

### Belastete und unbelastete Bewegungen beim symmetrischen Heben

Beim Vergleich der belasteten und unbelasteten Bewegungen des symmetrischen Hebens der 12 kg schweren Kiste zeigt sich bei allen Versuchspersonen, dass sich die Flexion/Extension in fast allen Bewegungsebenen zwischen Heben und Aufstehen unterscheiden (Tab. 4.7). Einzig auf Ebene L1-L2 sind keine Unterschiede nachweisbar. In allen anderen Ebenen zeigt sich, dass beim Heben der Kiste größere Amplituden benutzt werden, als beim Aufstehen ohne die Kiste.

Vergleicht man das Absetzen mit dem Bücken, so können nicht viele Unterschiede festgestellt werden. Einzig auf Ebene L2-L3 kann mit  $p = .0231$  nachgewiesen werden, dass beim Absetzen dieses Bewegungssegment mehr gebeugt wird.

Splittet man die Gesamtheit der Versuche wieder in die Gruppen Rückenheber,

Ebene	Heben vs. Aufstehen	Absetzen vs. Bücken
L1-L2	—	.0611
L2-L3	.0324	.0002
L3-L4	.0015	—
L4-L5	.0128	—
L5-Becken	.0144	.0014

**Tabelle 4.8:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA beim Vergleich von belasteten und unbelasteten Bewegungen beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste der Knieheber: Im Gegensatz zur Gesamtheit der Versuche (Tab. 4.7) zeigen sich beim Vergleich von Absetzen und Bücken gravierende Unterschiede.

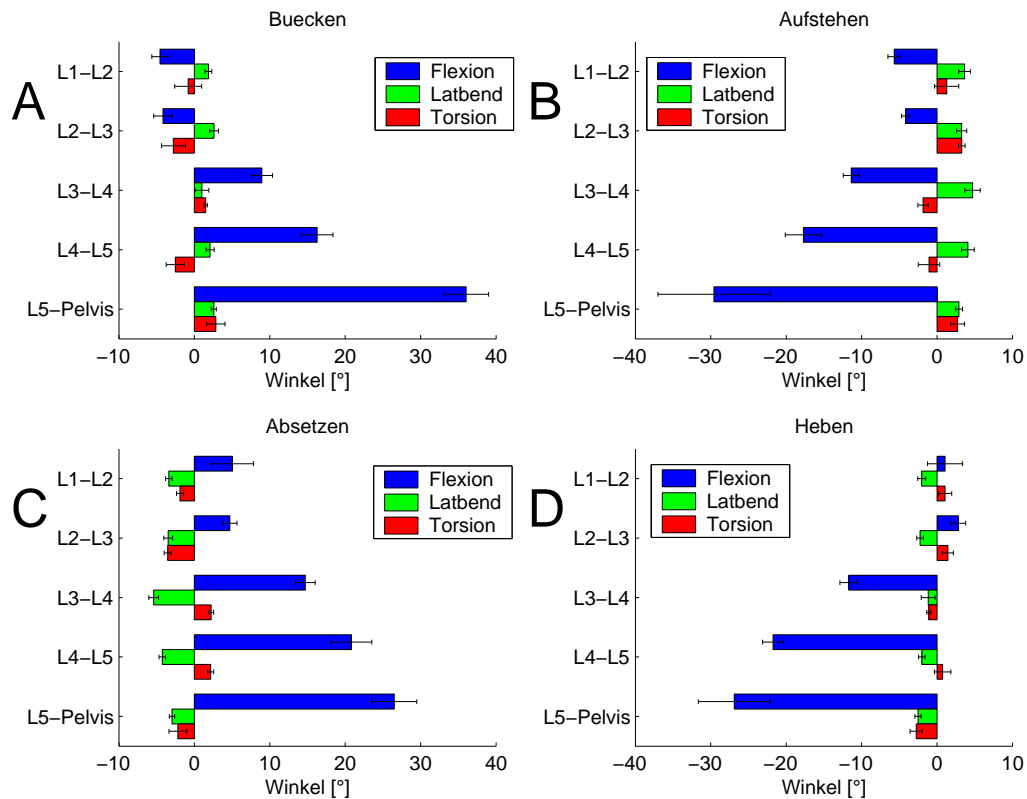
Knieheber und aus der Rolle fallende Heber, so können Differenzen zwischen den Gruppen festgestellt werden: Die Knieheber zeigen einen deutlichen Einfluss der Belastung auf die Flexionsamplituden (Tab. 4.8). Die Gesamtbewegung der LWS wird bei Belastung reduziert. Dies geschieht dadurch, dass im oberen Bereich der LWS, den Ebenen L1-L2 und L2-L3, ein vollkommen konträres Bewegungsverhalten herrscht: Beim Heben ist hier eine Extension zu beobachten, wogegen beim Aufstehen nahezu keine Bewegungsamplituden nachzuweisen sind. Beim Absetzen des Gewichtes ist in diesen Ebenen eine Flexion zu beobachten, während beim Bücken eine Extension zu verzeichnen ist. Für den unteren Bereich der Lendenwirbelsäule kann ausgesagt werden, dass bei der Hebebewegung durchschnittlich größere Winkelwerte erreicht werden, die Streuungen jedoch geringer sind, als beim Aufstehen ohne das Gewicht.

Bei Rückenhebern und aus der Rolle fallenden Hebern sind ähnliche Trends wie bei der Gesamtheit nachweisbar. Auch beim Vergleich von Heben und Aufstehen unterscheiden sich die Bewegungsamplituden bei dieser Gruppe nur in der Ebene L2-L3 bei der Flexion/Extension, wobei hier beim Heben größere Winkelwerte zu verzeichnen sind.

### **Belastete und unbelastete Bewegungen beim unsymmetrischen Heben**

Aufgrund der unsymmetrischen Bewegung von links vor dem Körper nach rechts vor den Körper sind bei den Bewegungen der Lateralflexion und Torsion Unterschiede nachweisbar (Tab. 4.9). Beim Vergleich von Heben und Aufstehen zeigen sich bei Lateralflexion in allen Bewegungsebenen Unterschiede. Diese Unterschiede sind darauf zurück zu führen, dass beim Heben die Bewegung nach rechts erfolgt, wogegen beim Aufstehen die Bewegung nach links ausgeführt wurde. Unterschiede der Torsion sind bei diesen beiden Bewegungen einzig im unteren Bereich der LWS zu finden, wobei hier zwischen L4 und L5 beim Heben mehr nach links gedreht wird, während beim Aufstehen eine Rotation nach rechts zu verzeichnen ist. Zwischen L5 und dem Becken verhält es sich entgegengesetzt, so dass beim Heben eher eine Rechtstorsion zu beobachten ist und beim Aufstehen durchschnittlich eine Linksrotation. Die Unterschiede der Lateralflexion und der Torsion zwischen L5 und dem Becken sind somit nachvollziehbar. - Ein weiterer Unterschied zwischen Heben und Aufstehen besteht zwischen L5 und dem Becken bei Flexion/Extension. Hier ist mit  $p = .0006$  nachweisbar, dass beim Heben größere Winkelamplituden genutzt werden, als beim Aufstehen.

Vergleicht man das Absetzen mit dem Bücken, können für die Lateralflexion auf al-



**Abbildung 4.5:** Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsbereiche der lumbalen Wirbelsäule bei belasteten und unbelasteten Teilbewegungen einer Versuchsperson beim unsymmetrischen Heben: Bei Flexion und Extension werden vor allem zwischen L5 und dem Becken während der Belastung (C und D) geringere Amplituden eingenommen als ohne Belastung (A und B). In den Ebenen L3-L4 und L4-L5 ist unter der Belastung eine Zunahme der Amplituden zu erkennen. Die obersten Ebenen zeigen ein vollkommen konträres Verhalten. Auch Lateralflexion und Torsion zeigen erhebliche Unterschiede.

len Ebenen Unterschiede hoch signifikant nachgewiesen werden, was ebenfalls mit den konträren Bewegungsrichtungen erklärt werden kann. Auf allen Ebenen ist zu beobachten, dass dieses Verhalten auch in der Tat eintritt. Die Torsion unterscheidet sich in den Ebenen L2-L3, L3-L4 und L5-Becken, somit vor allem im mittleren Bereich der LWS. In der Mitte ist zu beobachten, dass beim Absetzen nach links verdreht wird, beim Bücken nach rechts. Auf Ebene L5-Becken ist ein konträres Verhalten zu erkennen, da beim Absetzen eine vermehrte Rechtsdrehung, beim Bücken eine Linksdrehung zu beobachten ist. Die Bewegungsanteile von Flexion/Extension unterscheiden sich nachweislich

nur auf Ebene L2-L3. Hier zeigen die Bewegungen des Absetzens höhere Amplituden als die des Bückens, wobei die Streuungen dieser Daten jedoch kleiner sind.

Die in den Abbildungen 4.5 und 4.4 dargestellten Beispiele zeigen einen Knieheber bei 15 unsymmetrischen und 15 symmetrischen Hebeversuchen. Es besteht die Frage, ob die Unterschiede zwischen den belasteten und unbelasteten Teilbewegungen in den einzelnen Hebetypgruppen unterschiedlich sind, weswegen diese hier einzeln betrachtet werden sollen.

Die Knieheber reduzieren im oberen Bereich der LWS die Winkelamplituden unter Belastung (Tab. 4.10). Während bei der Gesamtheit nur bei der Lateralflexion Unterschiede nachweisbar sind, zeigt das oberste Bewegungssegment (L1-L2) signifikante Unterschiede bei Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion, die Winkelwerte sind beim Heben deutlich kleiner als beim Aufstehen. Auch bei der Torsion ist zu beobachten, dass die Knieheber beim Heben selbst eher kleine Amplituden haben, sich nahezu

	Datenreihen	Heben vs. Aufstehen	Absetzen vs. Bücken
L1-L2	Flex	–	–
	Latflex	.0001	<.0001
	Torsion	–	–
L2-L3	Flex	–	.0058
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	–	.0001
L3-L4	Flex	–	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	–	.0009
L4-L5	Flex	–	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	.0064	–
L5-Becken	Flex	.0006	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	<.0001	<.0001

**Tabelle 4.9:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA beim Vergleich von belasteten und unbelasteten Bewegungen beim unsymmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste aller Versuchspersonen: Aufgrund der unsymmetrischen Bewegung sind auf fast allen Bewegungsebenen erhebliche Unterschiede festzustellen.

Datenreihen		Heben vs. Aufstehen	Absetzen vs. Bücken
L1-L2	Flex	.0171	<.0001
	Latflex	.0001	.0038
	Torsion	.0513	.01
L2-L3	Flex	–	.0066
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	.0237	–
L3-L4	Flex	–	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	–	–
L4-L5	Flex	–	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	.0404	.0076
L5-Becken	Flex	–	.0093
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	<.0001	<.0001

**Tabelle 4.10:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA beim Vergleich von belasteten und unbelasteten Bewegungen beim unsymmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste der Knieheber: Im Vergleich zur Gesamtheit der Versuchspersonen (Tab. 4.12) sind hier auch in der oberen LWS zwischen Heben und Aufstehen Unterschiede zu finden, da die Winkel durch Belastung reduziert werden.

nicht verdrehen und beim Aufstehen eine deutliche Linksdrehung zeigen. Der Unterschied der Torsion ist ebenfalls auf Ebene L2-L3 bedeutend, wobei hier das gleiche Verhalten wie zwischen L1-L2 zu beobachten ist. - Die Lateralflexion unterscheidet die sich auf den meisten Bewegungsebenen, wobei die Unterschiede mit der Gesamtheit vergleichbar sind.

Beim Vergleich von Absetzen und Bücken zeigen sich ähnliche Trends, dass im oberen Bereich während der Belastung andere Winkelamplituden genutzt werden als ohne die Belastung. Bei Flexion und Extension zwischen L1 und L2 als auch zwischen L2 und L3 ist zu beobachten, dass beim Bücken mehrheitlich ein Extension durchgeführt wird, wogegen beim Absetzen des Gewichtes eine Flexion stattfindet. Zwischen L5 und dem Becken sind die Amplituden beim Absetzen geringer. Lateralflexion und Torsion unterscheiden sich ähnlich wie beim Vergleich der Gesamtheit der Versuche.

Datenreihen		Heben vs. Aufstehen	Absetzen vs. Bücken
L1-L2	Flex	.0069	—
	Latflex	.0426	.0003
	Torsion	—	—
L2-L3	Flex	—	—
	Latflex	.0004	<.0001
	Torsion	—	.0002
L3-L4	Flex	—	.053
	Latflex	.0007	.0072
	Torsion	—	.0006
L4-L5	Flex	.004	—
	Latflex	.0084	—
	Torsion	—	—
L5-Becken	Flex	.0118	—
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	—	—

**Tabelle 4.11:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA beim Vergleich von belasteten und unbelasteten Bewegungen beim unsymmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste der Rückenheber: Im Vergleich zu den Kniehebern (Tab. 4.10) sind bei den Rückenhebern durch die Belastung vor allem im mittleren Teil der LWS Unterschiede zu finden, die Amplituden werden beim Absetzen größer. Erstaunlich ist ebenfalls, dass zwischen Heben und Aufstehen bei der Torsion keine Unterschiede festgestellt werden können.

Die Rückenheber zeigen beim Absetzen eine Zunahme der Winkel (Tab. 4.11). Beim Vergleich von Absetzen und Bücken zeigt sich in der mittleren LWS, dass bei Flexion/Extension beim Absetzen des Gewichtes deutlich höhere Winkelamplituden benutzt werden als beim Bücken. - Bei der Torsion sind einzig zwischen L2-L3 und L3-L4 Unterschiede nachweisbar. Hier zeigt sich, dass beim Absetzen, obwohl diese Bewegung nach rechts erfolgte, auf beiden Ebenen nach links verdreht wurde, beim Bücken, einer Bewegung nach links, ist eine Rechtsdrehung zu beobachten. Erstaunlicherweise sind zwischen L4 und L5 beim Vergleich der beiden Bewegungen keine Unterschiede nachweisbar, obwohl sich nach links gebückt wurde und nach rechts das Gewicht abgesetzt wurde. Die Unterschiede der Lateralflexion sind mit der Gesamtheit der Versuche zu



vergleichen.

Der Vergleich von Heben und Aufstehen bringt in etwa die gleichen Ergebnisse wie der Vergleich der Gesamtheit der Versuche zwischen diesen beiden Bewegungen. Beim Heben wird fast jedes Bewegungssegment nach rechts gebeugt, beim Aufstehen mehr nach links. Auf Ebene L1-L2 und L4-L5 sind ebenfalls Unterschiede bei der Flexion festzustellen: Tendenziell sind beim Heben die Winkelamplituden kleiner. Oben wird beim Heben eine Extension praktiziert, wogegen beim Aufstehen durchschnittlich eine Flexion gezeigt wird. Unten sind die Streuungen als auch die Amplituden beim Heben kleiner als beim Aufstehen. Die Torsion - man bemerke auch hier, dass das Heben von links nach rechts erfolgte und das Aufstehen von rechts nach links - zeigt auf keiner Bewegungsebene nachweisbare Unterschiede, die Rückenheber verdrehen ihren Rücken demnach beim Heben von links nach rechts nicht großartig anders als beim Aufstehen von rechts nach links.

#### 4.2.6 Einfluss der Hebeaufgabe

Es bestand die Frage, wie sich das Bewegungsmuster bezüglich der Winkelbereiche beim symmetrischen und beim unsymmetrischen Heben verhält und ob tatsächlich Unterschiede zwischen beiden Bewegungsaufgaben zu finden sind. Vor allem beim Heben des Gewichtes und beim Aufstehen ohne das Gewicht werden Unterschiede zwischen den Hebeaufgaben deutlich (Tab. 4.12). Grotteils sind die Unterschiede bei Lateralflexion und Torsion zu finden. Bei Flexion und Extension sind einzig beim Aufstehen zwischen L2 und L3 Unterschiede festzustellen, wobei hier beim unsymmetrischen Heben tendenziell mehr extendiert wird. Interessant erscheint aber auch, dass beim Absetzen des Gewichtes nicht so viele Unterschiede zwischen den beiden Hebeaufgaben festgestellt werden können.

Beim Bücken nach dem Gewicht sind Unterschiede nur im unteren Bereich der LWS festzustellen. Bei der Lateralflexion wird beim symmetrischen Heben eher nach rechts gebeugt, wogegen beim unsymmetrischen Heben dieses Bewegungssegment nach links gebeugt wird. Zwischen 5. Lendenwirbel und dem Becken treten Unterschiede beim Seitbeugen und beim Verdrehen auf, beim symmetrischen Heben wird nur wenig nach links gebeugt, beim unsymmetrischen Heben ist eine deutliche Verbeugung nach links zu beobachten. Diese Tendenz ist auch beim Verdrehen zu erkennen, wobei ebenfalls beim symmetrischen Heben eher wenig nach links gedreht wird, beim unsymmetrischen Heben dagegen sehr deutlich.

Beim Heben des Gewichtes treten auf fast allen lumbalen Ebenen signifikant nachweisbare Unterschiede bei der Lateralflexion auf. Zusammenfassend kann ausgesagt werden, dass beim unsymmetrischen Heben ein deutliches Beugen der LWS nach rechts zu beobachten ist. Einzig in Ebene L2-L3 ist eine Beugung nach links zu beobachten, während zwischen L5 und dem Becken bei der Lateralflexion keine Unterschiede festzustellen sind. Die Torsion weist im oberen und unteren Bereich der LWS bei dieser Teilbewegung Unterschiede auf. Hier kann ausgesagt werden, dass zwischen L1 und L2 als auch zwischen L5 und dem Becken sich die Versuchspersonen beim unsymmetrischen Heben signifikant mehr nach rechts drehen.

Beim Absetzen des Gewichtes sind nur an vereinzelten Stellen Unterschiede auszumachen, obwohl beim unsymmetrischen Heben die Kiste links neben dem Körper abgestellt werden sollte. Es ist einzig die Lateralflexion, bei der auf den Ebenen L2-L3, L4-L5 und L5-Becken Unterschiede nachgewiesen werden können. Hier beugen sich die Versuchspersonen beim unsymmetrischen Absetzen der Kiste mehr nach links (Es ist

	Datenreihen	Bücken	Heben	Absetzen	Aufstehen
L1-L2	Flex	—	—	—	—
	Latflex	—	.0003	—	.046
	Torsion	—	.0295	—	—
L2-L3	Flex	—	—	—	.0076
	Latflex	—	.0275	.0038	<.0001
	Torsion	—	—	—	—
L3-L4	Flex	—	—	—	—
	Latflex	—	<.0001	—	<.0001
	Torsion	—	—	—	—
L4-L5	Flex	—	—	—	—
	Latflex	.0001	.0002	.0047	<.0001
	Torsion	—	—	—	.0053
L5-Becken	Flex	—	—	—	—
	Latflex	.0012	—	.003	<.0001
	Torsion	.0051	.0016	—	.0011

**Tabelle 4.12:** Es werden die  $p$ -Werte der t-Tests beim Vergleich des symmetrischen Hebens mit dem unsymmetrischen Heben dargestellt. Vor allem beim Heben und Aufstehen sind an vielen Stellen Unterschiede nachweisbar.

zu beachten, dass die Bewegung nach rechts erfolgte.). Das Absetzen stellt somit eine kritische Teilbewegung dar, welcher besondere Aufmerksamkeit geschenkt wird.

Viele Unterschiede sind beim Aufstehen ohne die Belastung durch die Kiste zu erkennen: In allen Bewegungsebenen wird die Lateralflexion beim unsymmetrischen Heben deutlich mehr nach links durchgeführt. Unterschiede der Torsion lassen sich im unteren Bereich, zwischen L4 und L5 (unsymmetrisches Heben: rechts) als auch L5 und dem Becken (unsymmetrisches Heben: links) nachweisen.

### 4.2.7 Einfluss des zu hebenden Gewichtes

Es kann nicht bestätigt werden, dass sich die Bewegungssamplituden der lumbalen Wirbelsäule durch Erhöhung der externen Belastung beeinflussen lassen. Die Ergebnisse im Einzelnen:

#### Gewichtseinfluss beim symmetrischen Heben

Das Gewicht hat keinen Einfluss auf die Flexion der einzelnen Bewegungssegmente. Einzig bei der Flexion/Extension beim Aufstehen ohne Gewicht kann im oberen und mittleren Bereich der LWS (L1 bis L4) nachgewiesen werden, dass mit größerem Gewicht die Winkelamplituden reduziert werden, oder die Abweichungen kleiner werden ( $p < .05$ ). Auf allen anderen Bewegungsebenen konnte mittels einfaktorieller ANOVA bei allen Teilbewegungen kein Unterschied nachgewiesen werden.

Bei den Kniehebern zeigt sich ein ähnliches Ergebnis: Das Gewicht hat nur punktuell Einfluss auf die Bewegungssamplituden. Mit zunehmenden Gewicht ist der Trend zu verzeichnen, dass das Bewegungsausmass reduziert wird. Dies ist nur beim Heben auf Ebene L1-L2 ( $p = .003$ ), beim Absetzen auf Ebene L5-Becken ( $p = .031$ ) und Beim Aufstehen ( $p = .025$ ) statistisch nachweisbar. - Dieser Einfluss ist bei den Rückenhebern ebenfalls zu beobachten, jedoch nicht so scharf zu erkennen. Generell kann ausgesagt werden, dass die Winkelwerte von Flexion und Extension mit zunehmenden Gewicht der zu hebenden Kiste abnehmen. Dieser abnehmende Trend ist mittels der einfaktoriellen ANOVA jedoch nur auf Bewegungsebene L2-L3 beim Absetzen des Gewichtes ( $p = .0023$ ) und beim Aufstehen ohne das Gewicht ( $p = .0256$ ) nachzuweisen.

### **Gewichtseinfluss beim unsymmetrischen Heben**

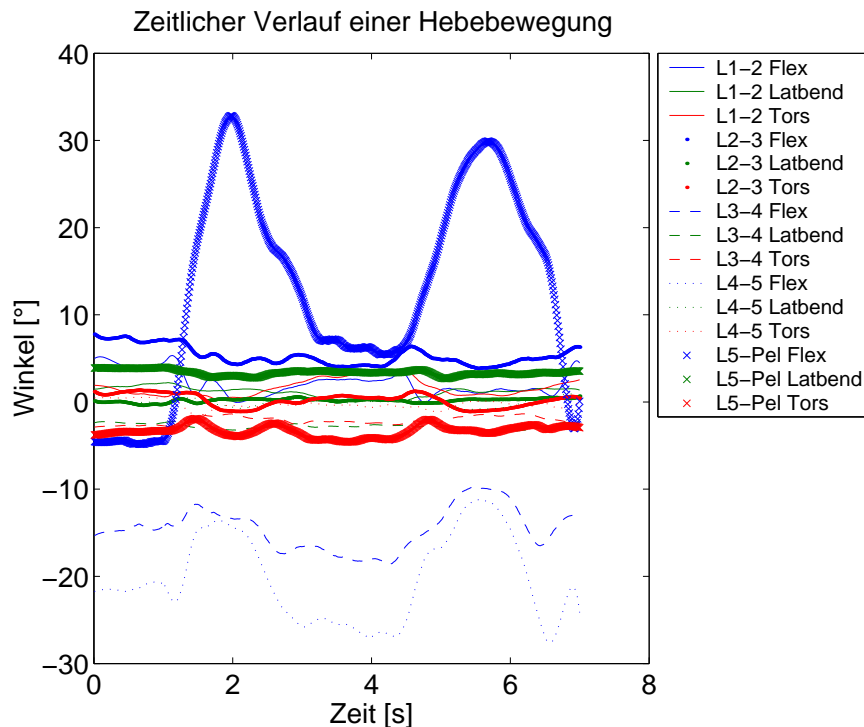
Beim unsymmetrischen Heben der Kiste von links vor dem Körper nach rechts vor dem Körper konnte bei der Gesamtheit der Versuche in keiner Bewegungsphase ein Unterschied festgestellt werden, weswegen auch hier diese in Rückenheber und Knieheber aufgeteilt wurde. Dabei zeigt sich, dass die Rückenheber sich beim unsymmetrischen Heben vom Gewicht der Kiste nur gering beeinflussen lassen. Einzig beim Bücken nach dem Gewicht kann bei der Flexion auf Level L3-L4 mit  $p = .0154$  ein Unterschied nachgewiesen werden. Etwas anders verhält es sich mit den Kniehebern: Hier wird der mittlere Teil der Lendenwirbelsäule durch das zu hebende Gewicht bei fast allen vier Bewegungsphasen beeinflusst. Auf Ebene L3-L4 kann mit  $p = .0237$  nachgewiesen werden, dass bei der Torsion die Amplituden als auch die Standardabweichungen mit zunehmenden Gewicht geringer werden. Beim Absetzen ist der gleiche Trend bei der Torsion zu beobachten, wobei das Signifikanzniveau jedoch nur  $p = .0844$  beträgt. Beim Aufstehen der Knieheber ohne das Gewicht kann ein Unterschied der Winkelwerte der Lateralflexion mit  $p = .0308$  nachgewiesen werden.

## **4.3 Zeitlich und räumlicher Verlauf**

### **4.3.1 Zeitlicher Verlauf einer Hebebewegung**

Nach Berechnung der Cardanwinkel, Beseitigung der Winkelsprünge und Filterung der Daten erhält man den in Abbildung 4.6 dargestellten Winkelverlauf aller Ebenen und Bewegungsanteile der lumbalen Wirbelsäule. Komplex erscheint die Darstellung der 15 Winkelkurven (3 pro Bewegungsebene) der Lendenwirbelsäule. Hierbei ist zu beachten, dass die blauen Kurven immer Flexion/Extension, die grünen Kurven die Lateralflexion und die roten Kurven die Torsion darstellen. Anhand der Linientypen sind die einzelnen Bewegungsebenen zu unterscheiden.

Die Hebebewegung ist bei Flexion/Extension (blau) in den unteren Ebenen der LWS durch zwei Peaks gekennzeichnet. Vom Stehen zu Beginn der Bewegung - die meisten Datenreihen sind in der Nähe von  $0^\circ$  zu finden - wird die maximale Amplitude bis zum Bücken aufgebaut, was etwas 2 Sekunden an Zeit beansprucht. Vom ersten Peak an hebt die Versuchsperson die Kiste bis zum Stehen zwischen den beiden Peaks. Die Bewegung des Hebens dauert 1 bis 2 Sekunden. Danach steigen die Werte beim Absetzen bis zum zweiten Peak wieder an. Von dieser gebeugten Position beginnt das

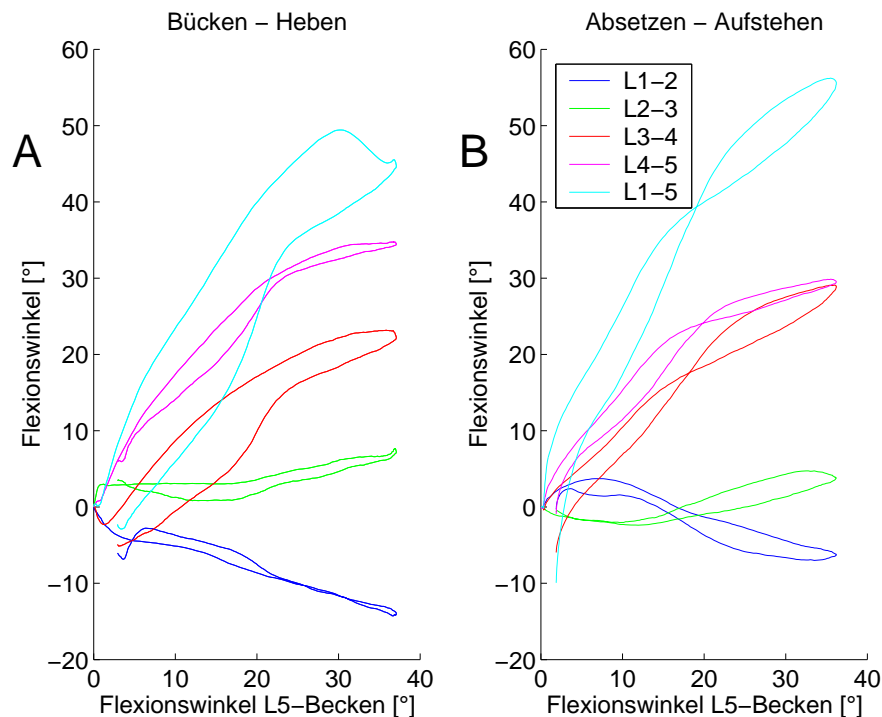


**Abbildung 4.6:** Im Liniendiagramm ist der zeitliche Verlauf einer Hebebewegung vom Stehen über Bücken (1 bis 2 s.), Heben (2 bis 3 s.), Absetzen (4.5 bis 5.5 s.) bis hin zum Aufrichten abgebildet.

Aufrichten ohne die Kiste, bis die Versuchsperson am Ende der Bewegung wieder steht. Eine ganze Hebebewegung dauert in etwas 7 Sekunden. Die größten Auslenkungen hat das Bewegungssegment L5-Becken, die darüber liegenden Ebenen zeigen kleinere Amplituden. Die Anteile von Lateralflexion und Torsion sind deutlich kleiner.

Die unteren Bewegungssegmente, vor allem L5-Becken tragen am meisten zur Gesamtbewegung der Flexion/Extension der Lendenwirbelsäule bei. Dem entgegen wird der obere Bereich der LWS nur wenig gebeugt, auf Ebene L1-L2 ist ein negativer Verlauf, eine Extension zu beobachten.

Die Hebebewegung zeichnet sich durch folgende Besonderheiten aus: Zu Beginn der Bewegung steht die Versuchsperson. Aussagen über die Form der Wirbelsäule können getroffen werden. Der obere Bereich zeigt keine Winkelauslenkungen, im unteren Bereich sind negative Werte zu beobachten, was auf eine Extension der unteren LWS im Stehen schließen lässt. - Im Gegensatz zu den Bewegungen des Bückens und Absetzens sind beim Heben und Aufrichten lokale Extremwerte zu finden. Dies ist auf ein Bremsen beim Heben und Aufrichten zurück zu führen. Somit sind Heben und Aufrichten

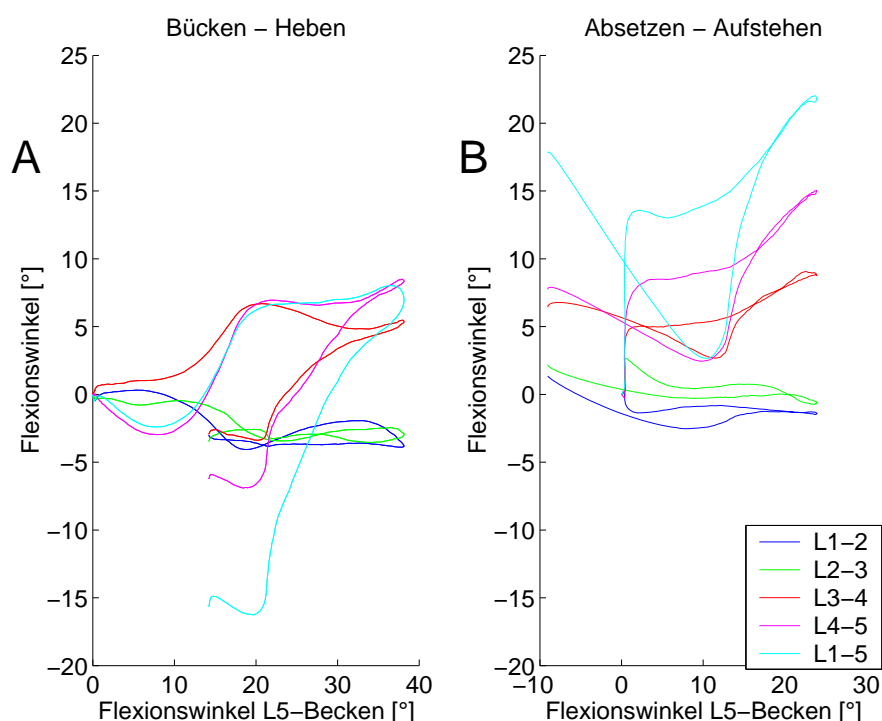


**Abbildung 4.7:** Räumliche Bewegungskoordination eines Rückenhebers beim Bücken und Heben (A) sowie Absetzen und Aufstehen (B). Die Bewegungen sind permanent. Hin- und Rückbewegung unterscheiden sich kaum.

zeitlich länger als Bücken und Absetzen. - In stehender Position zwischen beiden Peaks wird die mittlere LWS mehr extendiert als im normalen Stehen ohne das Gewicht.

### 4.3.2 Wirbelbewegungen im Konfigurationsraum: Individuelle Bewegungsstrategien

Um Eigenschaften von Gelenken zu beschreiben, kann man Gelenkwinkel über einem Arbeitsbereich oder Referenzwinkel darstellen. Wie die Ergebnisse in Kapitel 4.2.1 (Seiten 97ff) zeigen, ist es der Winkel zwischen L5 und dem Becken, welcher bei allen Versuchspersonen und auch zwischen den Hebetypen recht wenig beeinflusst wird, weswegen er ausgewählt wurde, um den Arbeitsbereich oder Referenzwinkel zu definieren. Alle anderen Winkelverläufe wurden als  $y$ -Werte über diesem Winkel dargestellt. Die dargestellten Werte wurden alle so kalkuliert, dass die Bewegung bei  $0^\circ$  beginnt. Mit dieser Darstellung ist es möglich, das räumliche Koordinationsmuster einer Hebebewegung darzustellen und zu beurteilen. Exemplarisch wird der Unterschied zwischen



**Abbildung 4.8:** Räumliche Bewegungskoordination der Flexion/Extension eines Kniehebers beim Bücken und Heben (A) sowie Absetzen und Aufrichten (B): Neben Bereichen der Bewegungsruhe gegenüber dem Bewegungssegment L5-Becken treten kleine Bereiche auf, in denen die LWS bewegt wird.

einem Rückenheber und einem Knieheber beschrieben: Während der Rückenheber die lumbalen Bewegungssegmente relativ zum L5-Becken-Winkel permanent bewegt, zeigt der Knieheber Phasen von Bewegungsruhe, welche von Phasen mit Bewegung unterbrochen werden. Bei allen Bewegungsanteilen zeigt sich, dass die Bewegungsphasen des Kniehebers bei 20° L5-Becken-Flexionswinkel auftreten.

### Flexion und Extension

Neben der deutlich größeren Gesamtbewegung der LWS (bis zu 56° zwischen L1 und L5), bewegt der Rückenheber die lumbale Wirbelsäule relativ zum L5-Becken-Winkel auf allen Ebenen permanent (Abb. 4.7). Hin- und Rückbewegung sind beim Bücken und Heben sowie Absetzen und Aufrichten sehr ähnlich und können als annähernd linear beschrieben werden. Vor allem L1-L2, L2-L3 und L4-L5 zeigen vergleichbare Hin- und Rückbewegungen. Es ist zu beachten, dass auf unterschiedlichen Bewegungsebenen unterschiedliche Bewegungen ausgeführt werden: Während die unteren Bewegungsseg-

mente beugen, praktiziert die Ebene L1-L2 eine Extension. Dem völlig entgegen verhält sich das Bewegungssegment L2-L3, da dieses bei beiden Bewegungen nahezu keine Änderung des Winkels erfährt.

Der Knieheber hat ein deutlich komplexeres Bewegungsmuster: Bei Bewegung des Segmentes L5-Becken wird der Rest der LWS über breite Bereiche nicht bewegt, was durch Bereiche von Bewegung relativ zu L5-Becken unterbrochen ist (Abb. 4.8). Außerdem nutzt er einen deutlich geringeren Anteil seiner Beweglichkeit (bis zu 25° beim Bücken und Heben). Während die beiden obersten Bewegungssegmente ein hysteresenarmes Verhalten an den Tag legen - die Bewegung von 0° bis zum Wendepunkt der Schleife ist nahezu die selbe wie die Bewegung von Wendepunkt zurück in die Nähe von 0° - wird in den tieferen Bewegungsebenen ein vollkommen anderes Muster gezeigt. Zu Beginn der Bewegung versucht der Knieheber alle Bewegungssegmente nicht auszulenken, wogegen der Winkel zwischen L5 und dem Becken bereits 10° zeigt. Dann führen L1-L2 und L2-L3 eine Extension aus, die Winkel werden negativ, wogegen L3-L4 und L4-L5 eine starke, schnell ansteigende Flexion zeigen. Ab etwa 15° L5-Becken-Winkel wird diese Flexion jedoch nicht weiter ausgebaut, sondern mit zunehmenden L5-Becken-Winkel nahezu konstant gehalten. Auch die Ebenen L1-L2 und L2-L3 zeigen dieses Verhalten, dass der Winkel mit zunehmenden L5-Becken-Winkel nicht weiter extendiert wird. Erst wenn der maximale Winkel zwischen L5 und dem Becken fast erreicht wird, kommt es zu einer leichten Erhöhung der Winkel auf Ebene L3-L4 und L4-L5. - Im oberen Bereich sind kaum Unterschiede zwischen Hin- und Rückbewegung auszumachen, in den unteren Bewegungssegmenten ist die Bewegung zurück in den aufrechten Stand eine vollkommen andere: Vom Wendepunkt bis zu einem L5-Beckenwinkel von etwa 15° zeigt sich eine sehr starke, nahezu lineare Extension der Bewegungsebenen. Mit weiter abnehmenden Winkel zwischen L5 und dem Becken werden alle Bewegungssegmente nicht weiter gestreckt oder gebeugt. Aus dem beschriebenen Verhalten resultiert einerseits, dass die gesamte LWS am Ende der Bewegung mehr extendiert als am Anfang ist (um -15°). Außerdem zeigt sich, dass der Anteil der Flexion der gesamten LWS kleiner als der Winkel zwischen L4 und L5 ist. Im Gegensatz zum Rückenheber enden alle Bewegungen der Segmente bei einer Extension und nicht in der Haltung, in welcher die Bewegung begonnen hatte.

Absetzen und Aufrichten unterscheiden sich wiederum vom Bücken und Heben. Grundlegend sind die Amplituden der Winkel kleiner als beim Bücken und Heben. Weiterhin zeigt sich, dass die Phasen, in denen beim Bücken und Heben die Winkel



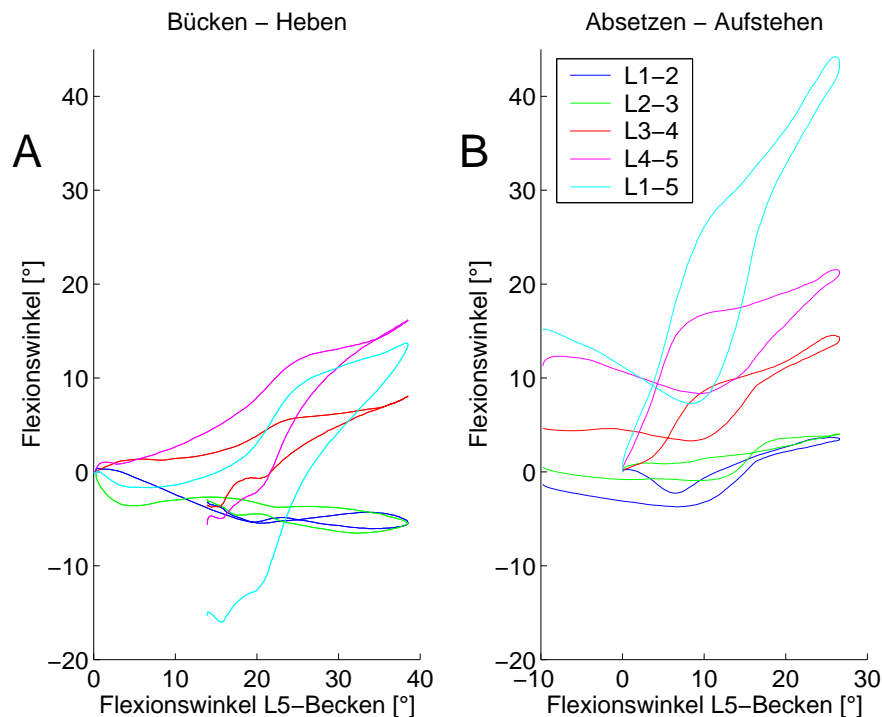
nicht verändert werden, hier zu Bereichen führen, in denen, obwohl eine Flexion durchgeführt wird, die Winkel kurzzeitig eine Extension erfahren. Die Ebene L1-L2, welche als Ausnahme eine geringe Extension zeigt, weist diesen konträren Trend auch auf, da hier beim gleichen L5-Beckenwinkel die Segmente kurzzeitig gebeugt oder nicht weiter gestreckt werden. Die Bewegung aus der maximalen Flexion zurück in den Stand unterscheidet sich auch vom Heben. Bis zu einem Winkel von etwa  $12^\circ$  zwischen L5 und dem Becken ist in den unteren Bewegungssegmenten eine Extension zu erkennen, während die beiden oberen Segmente den Winkel nur gering ändern. Im Anschluß daran folgt eine Flexionsbewegung, so dass die Bewegung nahezu so endet, wie sie begann. - Weiterhin ist zu bemerken, dass die Bewegungssegmente L1-L2 und L2-L3 mit sehr geringen Amplituden bewegt werden. Die Auslenkung überschreitet auf beiden Ebenen  $3^\circ$  nicht.

Beim unsymmetrischen Heben zeigen die Winkelschleifen des Rückenhebers keine Unterschiede zum symmetrischen Heben, außer dass die Amplituden etwas höher sind - es werden bis zu  $75^\circ$  Flexion bewältigt - und die Haltung am Ende der Bewegung ist der am Anfang nicht ähnlich. Der Rückenheber steht nach dem Heben etwas gebeugter als vor dem Bücken und etwas gestreckter nach dem Aufrichten als vor dem Absetzen.

Der Knieheber ändert seine Technik durch die Anforderung des unsymmetrischen Bewältigens der Kiste in der Form, dass die Plateaus der Bewegungsruhe kleiner werden (Abb. 4.9). Die Änderung der Technik hat zur Folge, dass die gesamte Lendenwirbelsäule mehr benutzt wird, da nun bis zu  $43^\circ$  Bewegungsspielraum verwendet werden. Beim Heben selbst sind keine strukturellen Unterschiede zu erkennen, es erfolgt nahezu linear. - Absetzen und Aufrichten zeigen ein anderes Bewegungsmuster: Im unteren Bereich ist ein dem Bücken und Heben ähnliches Verhalten zu erkennen. Die beiden oberen Bewegungssegmente zeigen relativ zu L5-Becken nur geringe Änderungen. Das Aufrichten aus der maximal gebeugten Position hat den größten Einfluss auf die Segmente L3-L4 und L4-L5, da hier vom Wendepunkt beginnend bis etwa  $12^\circ$  die Winkel extendieren, dann jedoch nicht weiter geändert werden.

### **Lateralflexion**

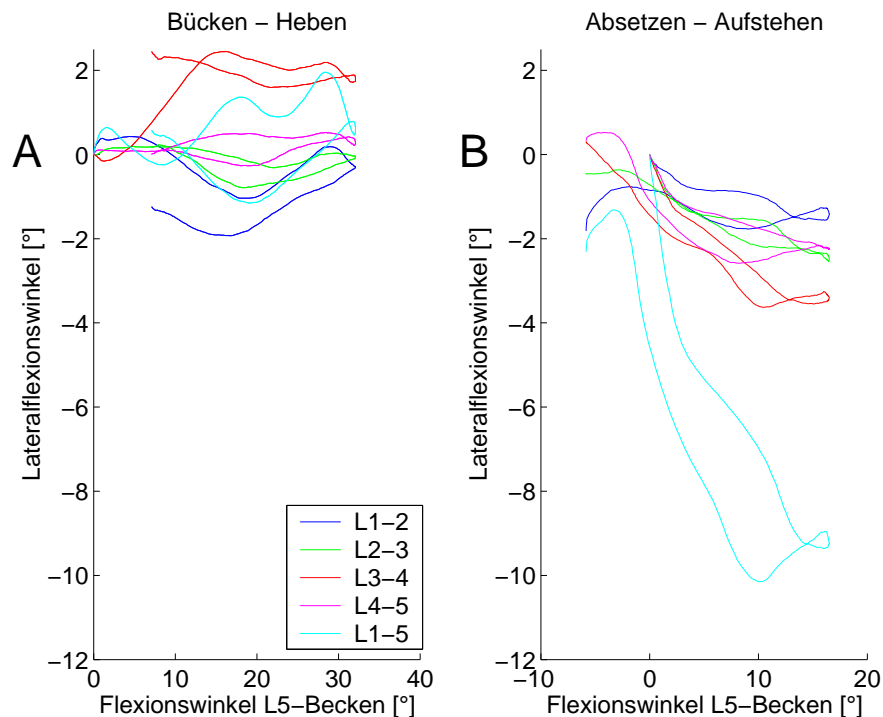
Beim unsymmetrischen Heben zeigt der Rückenheber bei den Bewegungsanteilen der Lateralflexion ebenfalls ein nahezu lineares Verhalten (Abb. 4.10). Beim Bücken und Heben wird auf Ebene L3-L4 relativ zum Flexionswinkel L5-Becken bis etwa  $2..5^\circ$  gebeugt. Ab etwa  $14^\circ$  Flexionswinkel von L5-Becken erfährt dieses Segment keine weitere



**Abbildung 4.9:** Räumliche Koordination von Flexion/Extension eines Kniehebers beim Bücken und Heben (A) sowie Absetzen und Aufrichten (B) beim unsymmetrischen Heben: Im Gegensatz zum symmetrischen Heben (Abb. 4.8) werden die Phasen, in denen die Winkel nicht geändert werden, kleiner oder verschwinden.

Beugung. Alle anderen Segmente zeigen nur geringe Winkeländerungen, teilweise ist gar ein Beugen nach rechts zu beobachten (die Bewegung erfolgte nach links), so dass die gesamte LWS nicht verbeugt wird. - Beim Absetzen und Aufrichten ist ein vom Beginn der Bewegung bis zum Wendepunkt der Schleifen nahezu lineares Verhalten zu erkennen, womit bis zu  $3.5^\circ$  Seitbeugung nach rechts zwischen L3 und L4 aufgebaut werden kann. Die gesamte Lateralflexion nach rechts beträgt etwa  $10^\circ$ . Ab einem L5-Becken-Flexionswinkel von  $10^\circ$  wird die Lendenwirbelsäule nicht weiter seitlich gebeugt. Hin- und Rückbewegung verlaufen ähnlich.

Selbst beim symmetrischen Heben beugt der Rückenheber die Lendenwirbelsäule um  $2^\circ$  bis  $4^\circ$  nach rechts (Abb. 4.11). Dies äußert sich meist durch gleichmäßige Schleifenverläufe, welche ähnliche Hin- und Rückbewegungen aufzeigen, jedoch nicht als linear beschrieben werden können. Beim Bücken und Heben zeigt sich, dass das Segment L1-L2 zu Beginn der Bewegung um  $2^\circ$  nach links gebeugt wird, um dann nicht weiter

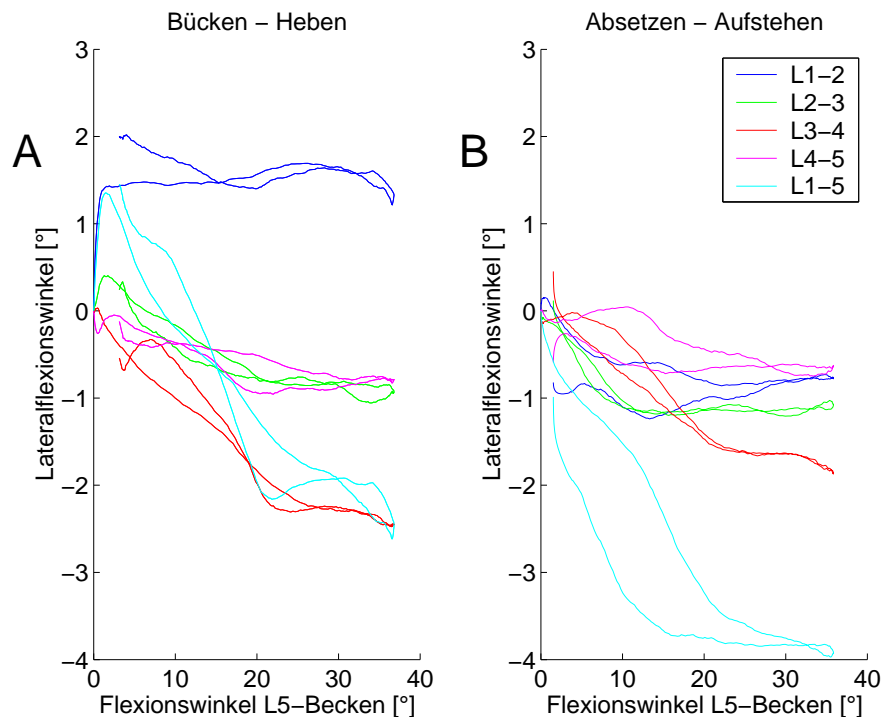


**Abbildung 4.10:** Räumliche Koordination der Lateralflexion beim unsymmetrischen Heben eines Rückenhebers beim Bücken und Heben (A) und Absetzen und Aufrichten (B): Während beim Bücken und Heben nur eine geringe Lateralflexion zu beobachten ist (A), wird beim Absetzen und Aufrichten von jedem Segment ein Bewegungsspielraum von bis zu  $3.5^\circ$  genutzt (B).

bewegt zu werden. Die unteren Segmente werden nach rechts gebeugt, was relativ zum L5-Becken-Flexionswinkel harmonisch erfolgt.

Beim Absetzen und Aufrichten ist solch ein konträres Verhalten der Bewegungsebenen untereinander nicht zu erkennen, hier tendieren alle dazu, nach rechts zu beugen, wobei vor allem auf Ebene L2-L3 die beiden Richtungen der Bewegungen nahezu identisch sind. Ab einem Flexionswinkel von etwa  $20^\circ$  zwischen L5 und dem Becken wird die LWS nicht weiter seitlich verbeugt.

Der Knieheber zeigt beim unsymmetrischen Heben bei Lateralflexion auf allen Bewegungsebenen ein recht homogenes Bewegungsmuster (Abb. 4.12). Phasen von Bewegungsruhe zu Beginn und am Ende der Bewegung werden durch Winkeländerung bei  $20^\circ$  (Bücken - Heben) und  $15^\circ$  (Absetzen - Aufstehen) L5-Becken-Flexionswinkel unterbrochen. Hin- und Rückbewegung verlaufen ähnlich, wobei Beim Heben und auch Aufstehen die LWS relativ zum Flexionswinkel eher aufgerichtet wird. - Beim Abset-

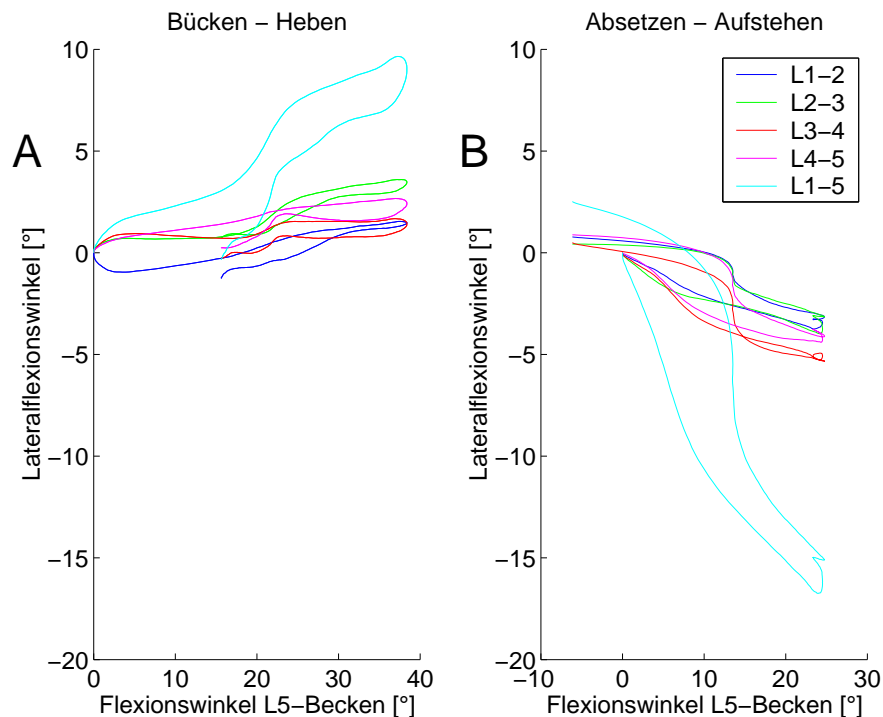


**Abbildung 4.11:** Räumliche Koordination der Lateralflexion beim Bücken und Heben (A) und Absetzen und Aufrichten (B) eines Rückenhebers beim symmetrischen Heben. Beim Bücken und Heben (A) verläuft die Bewegung großteils permanent, wogegen beim Absetzen und Aufrichten (B) bei großem L5-Beckenwinkel Phasen von Bewegungsruhe zu erkennen sind.

zen und Aufrichten ist ein ähnliches Verhalten nach rechts zu erkennen (Abb. 4.12 B). Alle Winkel werden homogen bis zu einem maximalen Winkel von bis zu  $5.5^\circ$  in Ebene L3-L4 aufgebaut. Hin- und Rückbewegung verlaufen ähnlich. Gesamt wird die LWS weiter nach rechts gebeugt ( $16^\circ$ ) als nach links beim Bücken.

### Torsion

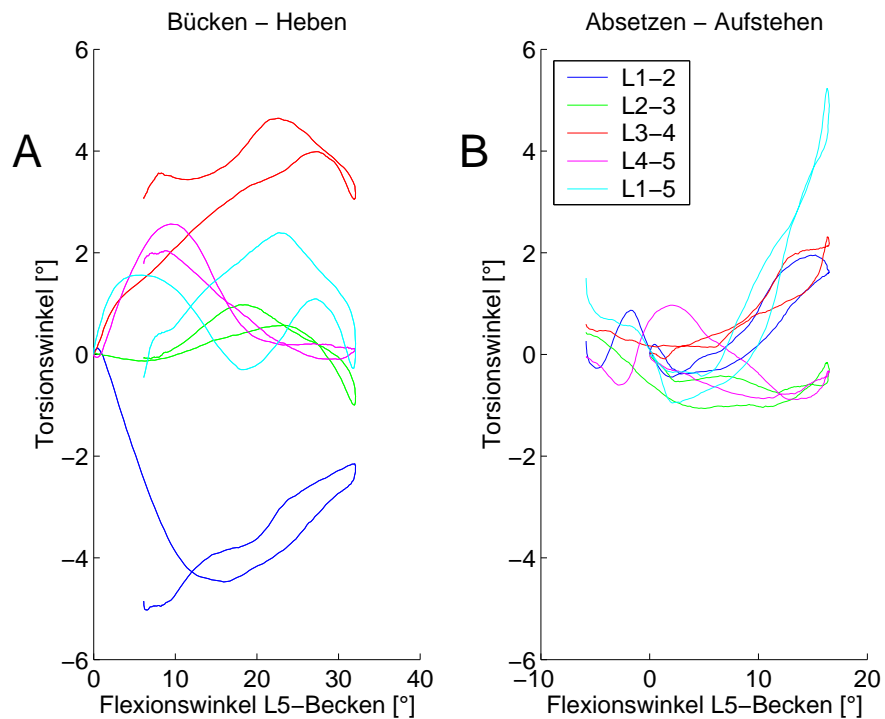
Der Rückenheber hat großteils ein permanentes Bewegungsmuster beim unsymmetrischen Heben der Kiste, welches nicht von Unterbrechungen der Segmentbewegungen gekennzeichnet ist (Abb. 4.13). Beim Absetzen und Aufrichten (Abb. 4.13 B) sind alle Bewegungsebenen mit einem homogenen Verhalten gekennzeichnet, wobei L2-L3 und L4-L5 nur sehr geringe Amplituden der Winkel zeigen. Absetzen und Aufrichten unterscheiden sich nur wenig. Entgegen Flexion/Extension und Lateralflexion beginnt die größte Verdrehung der LWS ab einem Flexionswinkel zwischen L5-Becken von etwa



**Abbildung 4.12:** Räumliche Koordination der Lateralflexion beim unsymmetrischen Heben eines Kniehebers beim Bücken und Heben (A) und Absetzen und Aufstehen (B): Phasen von Bewegungsruhe werden von Phasen der Bewegung bei 20° (A) bzw. 15° unterbrochen. Beim Absetzen und Aufstehen (B) wird mehr Bewegungsspielraum genutzt.

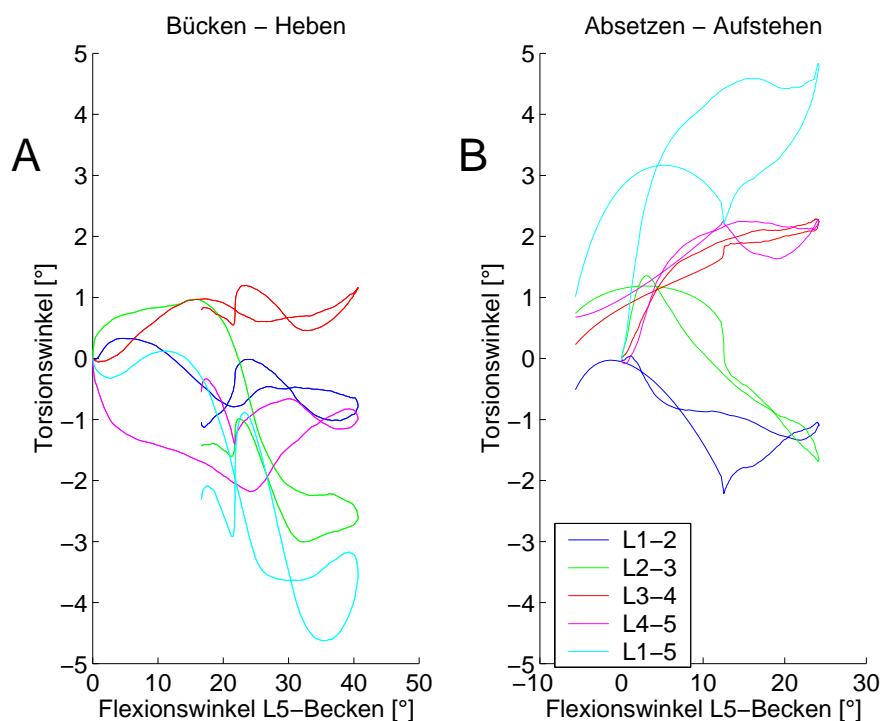
10°. Vorher sind nur geringe Winkeländerungen zu beobachten. - Ein komplexeres Bewegungsmuster ist beim Bücken und Heben zu erkennen (Abb. 4.13 A). Die mittlere LWS mit den Ebenen L2-L3, L3-L4 und L4-L5 zeigt vergleichbare Muster, zunächst wird nach links verdreht, um dann ab einem L5-Becken-Flexionswinkel von 10° bis etwa 23° nach rechts zu drehen. Die Hebebewegung verläuft ähnlich. Dem entgegen wird bei L1-L2 zu Beginn der Bewegung stark nach rechts verdreht, obwohl die Bewegung nach links erfolgte. Die Gesamtbewegung wird dadurch gering gehalten, weist jedoch eine komplexe Struktur auf.

Die Strategie des Kniehebers, Phasen von Bewegungsruhe mit Phasen von Bewegungen abzuwechseln wird auch bei der Torsion des unsymmetrischen Hebens deutlich (Abb. 4.14). Beim Bücken und Heben wird die LWS bis zu einem Flexionswinkel von 20° zwischen L5 und dem Becken nur wenig verdreht. Danach erfolgt eine Torsion nach rechts auf fast allen Bewegungsebenen bis zu einem L5-Becken-Flexionswinkel von 27°,



**Abbildung 4.13:** Räumliche Bewegungskoordination der Torsion beim unsymmetrischen Heben des Rückenhebers beim Bücken und Heben (A) sowie Absetzen und Aufrichten (B). Hin- und Rückbewegungen sind in (B) vergleichbar, wogegen beim Bücken und Heben auf verschiedenen Ebenen unterschiedliche Bewegungen erfolgen.

ab dem wiederum eine Phase geringer lumbaler Bewegungen beginnt. Die Rückbewegungen verlaufen ähnlich, wobei nicht bis in die Ausgangsstellung zurück rotiert wird. Es ist zu beachten, dass die mittlere LWS nur sehr geringe Amplituden zeigt, sogar gegen den allgemeinen Trend nach links verdreht wird. - Beim Absetzen und Aufrichten ist ebenfalls ein sehr interessantes Bewegungsmuster zu erkennen (Abb. 4.13 B). Die Gesamtbewegung erfolgt nach links, wobei auf verschiedenen Ebenen in unterschiedliche Richtungen gedreht wird: Die oberen Ebenen rotieren nach links, die unteren nach rechts, wobei hin und Rückbewegung (vorsichtig) vergleichbar sind.



**Abbildung 4.14:** Räumliche Koordination der Torsion beim unsymmetrischen Heben eines Kniehebers beim Bücken und Heben (A) sowie Absetzen und Aufrichten (B): Die Bewegungen verlaufen gegen die verlangte Bewegungsrichtung und zeigen komplexe Muster.

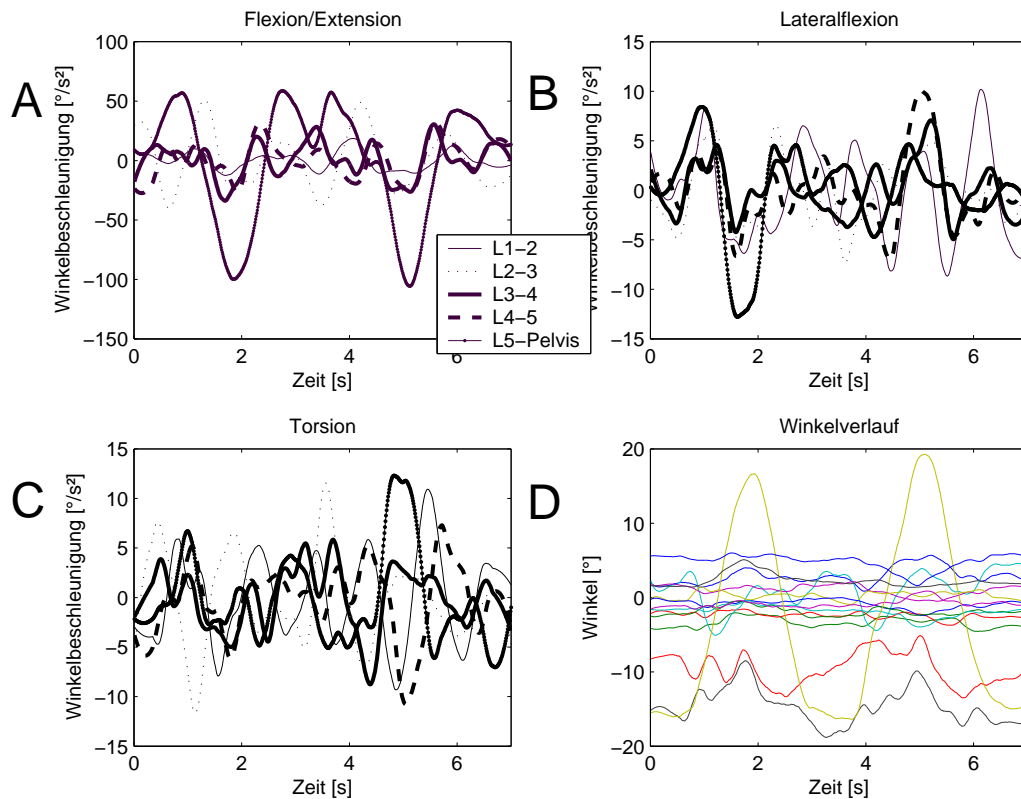
## 4.4 Winkelbeschleunigungen

### 4.4.1 Winkelbeschleunigungen im zeitlichen Verlauf

#### Flexion

Die größten Werte der Winkelbeschleunigung sind bei Flexion/Extension zu finden, wogegen Lateralflexion und Torsion nur ein Fünftel dieser Werte erreichen (Abb. 4.15 A). Die größten Werte der Flexions-Winkelbeschleunigungen von bis zu  $100 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  sind auf den Ebenen L5-Becken und L2-L3 zu finden. Die anderen Bewegungsebenen werden vergleichsweise gering beschleunigt und zeigen nur Werte bis zu  $30 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ . L1-L2 zeigt mit bis zu  $20 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  die kleinsten Beschleunigungen.

Im zeitlichen Verlauf ist zu erkennen, dass die Beschleunigungen der einzelnen Bewegungsebenen nicht gleichzeitig auftreten, sondern versetzt, teilweise sind entgegengesetzte Beschleunigungen zu finden. So wird die Hubbewegung, welche in etwa bei 2



**Abbildung 4.15:** Zeitlicher Verlauf der Winkelbeschleunigungen eines Kniehebers beim unsymmetrischen Heben von Flexion/Extension (A), Lateralflexion (B) und Torsion (C). Als Orientierung der Winkelverlauf des Hebeversuches (D): Flexion/Extensions-Bewegungen zeigen die höchsten Beschleunigungswerte. Die einzelnen Bewegungsebenen werden nicht immer synchron beschleunigt.

Sekunden beginnt (vgl. Diagramm 4.15 D), zunächst von den Bewegungssegmenten L3-L4 und L4-L5 mit positiver Beschleunigung versehen, etwa eine halbe Sekunde später erfolgt die Beschleunigung auf Ebene L2-L3 und erst daran im Anschluß auf Ebene L5-Becken, wobei hier jedoch die größten Beschleunigungen zu verzeichnen sind. Ein ähnlicher zeitlicher Ablauf ist auch beim Absetzen des Gewichtes zu erkennen, welcher in etwa nach der 4. Sekunde beginnt. Auch hier werden zunächst die mittleren Segmente beschleunigt, die vom Segment L2-L3 gefolgt werden und erst zuletzt erfolgt die Beschleunigung auf Ebene L5-Becken. Zu den negativen Beschleunigungen, die den Winkel in Richtung Extension ändern, ist zu bemerken, dass diese bei dem hier dargestellten Hebeversuch auf allen Ebenen geringer ausfallen, als die beugenden Be-



schleunigungen. Einzig das Segment L5-Becken stellt eine Ausnahme dar, da hier Werte bis über  $100 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  erreicht werden, die das doppelte der positiven Richtung darstellen.

### **Lateralflexion**

Die Winkelbeschleunigungen der Lateralflexion zeigen überwiegend ein synchrones Verhalten, die Werte erreichen  $13^\circ/\text{s}^2$  auf Ebene L5-Becken (Abb. 4.15 B). Beim Bücken und Heben (bis 3 Sekunden) verlaufen alle Einzelbewegungen in Phase. Im weiteren Verlauf ist auf Ebene L1-L2 ein den anderen Ebenen konträrer Verlauf zu erkennen. Nachdem die Kiste gehoben wurde (3. bis 4. Sekunde) sind nicht phasische Beschleunigungen zu sehen, welche auf eine Feinabstimmung der Haltung schließen lassen. Absetzen und Aufrichten erfolgen wieder in Phase, wobei das Segment L1-L2 eine Sonderstellung einnimmt. Auf gleicher Höhe sind auch die größten Beschleunigungen beim Absetzen und Aufrichten mit bis zu  $10$  bzw.  $-10 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  zu verzeichnen.

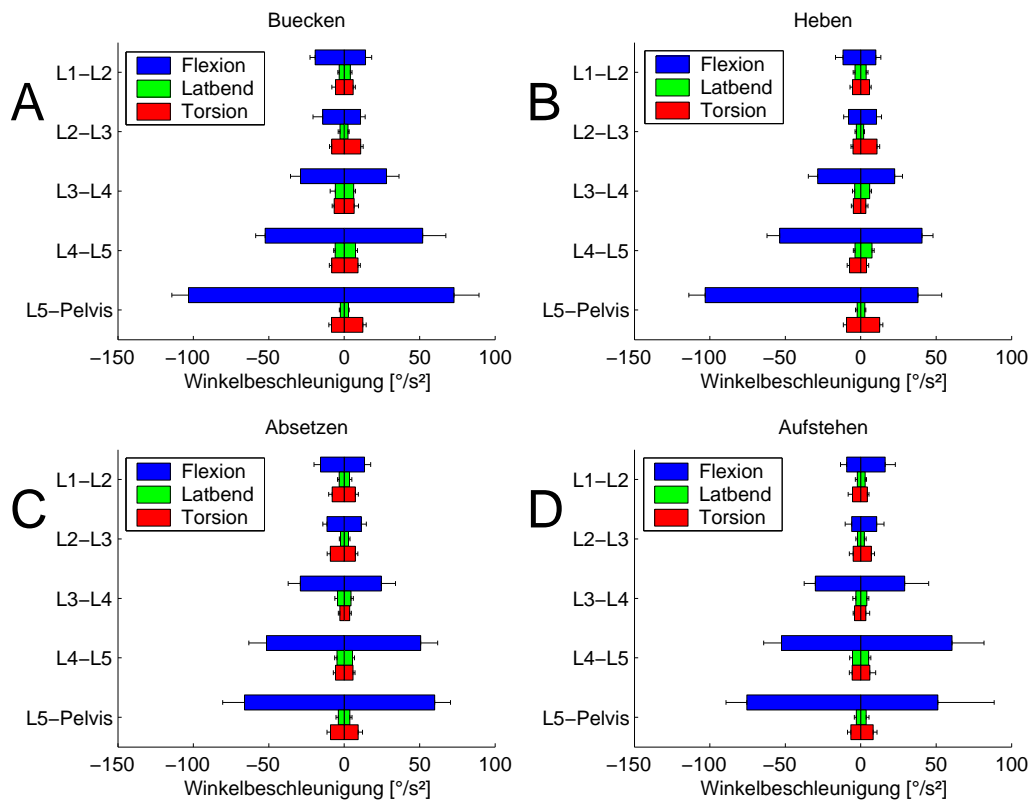
### **Torsion**

Die Beschleunigungen der Torsion zeigen synchronen als auch nicht zeitgleichen Verlauf, wobei die Werte bis  $12 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  erreichen (Abb. 4.15 C). Beim Bücken (0.8 s bis 2 s) werden alle Segmente gleichzeitig beschleunigt, wobei das Segment L2-3 eine Ausnahme darstellt, da dieses sich konträr verhält. Beim Heben selbst wird dieser Zusammenhang aufgelöst, da jede Bewegungsebene einem eigenen zeitlichen Beschleunigungsregime unterliegt. Bei L4-L5 ist zu bemerken, dass dieses Segment beim Heben im Vergleich zu den anderen nahezu keine Winkelbeschleunigung widerfährt (2 bis 3 Sekunden). Wie auch schon die Lateralflexion zeigt die Torsion während des Stehens mit der Kiste heftige Beschleunigungen in allen Bewegungssegmenten. Beim Absetzen der Kiste mit der 4. Sekunde beginnend zeigt sich, dass L2-L3, L3-L4 und L5-Becken nahezu phasengleich positiv beschleunigt werden, wobei L5-Becken den größten Beschleunigungen unterliegt. Die Ebenen L1-L2 und L5-Becken werden in die entgegengesetzte Richtung beschleunigt. Beim Aufrichten ist ebenfalls kein eindeutiger Zusammenhang zwischen den Bewegungsebenen zu erkennen.

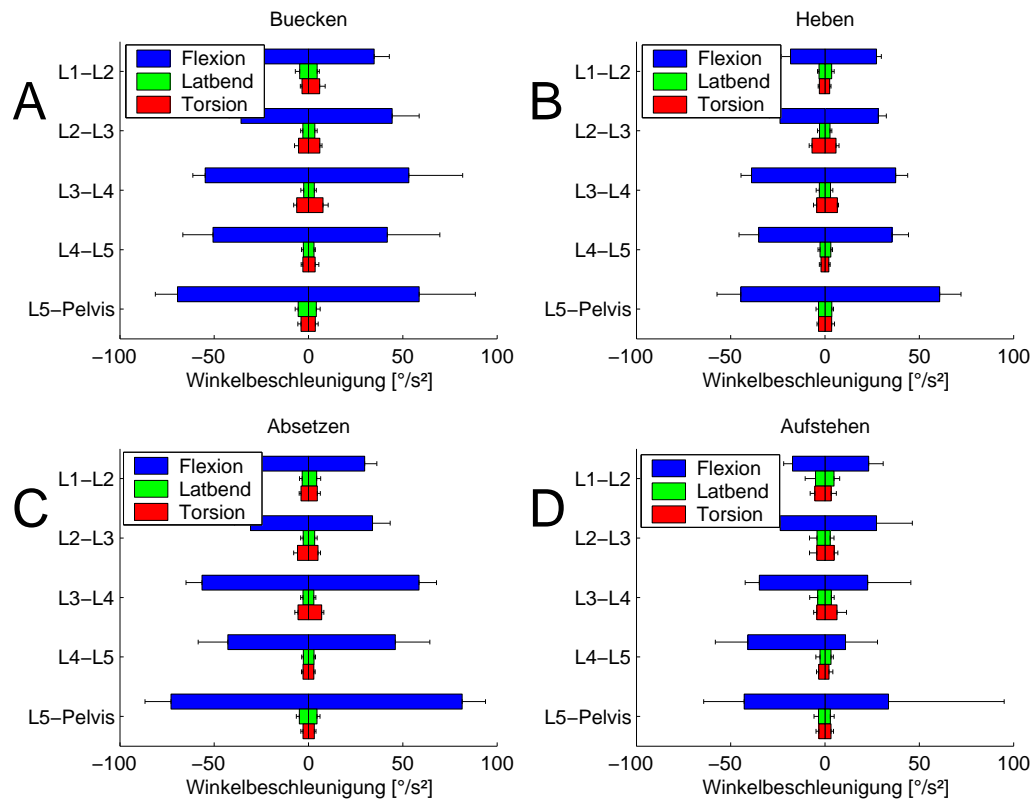
### 4.4.2 Unterschiede der Beschleunigungen zwischen den Hebetypen

Betrachtet man die Extrema der Beschleunigungen der einzelnen Versuchspersonen, so zeigt sich, dass das Beschleunigungsmuster sehr unterschiedlich ist (Abb. 4.16, 4.17). Daher wurde gruppiert nach den Hebetypen Knieheber, Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber geprüft, ob dies einen Einfluß auf die Beschleunigungsextrema hat. Aufgrund des nur stellenweise nachweisbaren Einflusses des Kistengewichtes, werden nur die Daten beim Heben der 12 kg schweren Kiste dargestellt.

#### Symmetrisches Heben



**Abbildung 4.16:** Extrema der Winkelbeschleunigungen der lumbalen Bewegungsebenen beim symmetrischen Heben eines Kniehebers als Mittelwerte und Standardabweichungen beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufstehen (D): Im Vergleich zur Gesamtheit der symmetrischen Versuche (Abb. 4.20) sind die Standardabweichungen recht klein.



**Abbildung 4.17:** Extrema der Winkelbeschleunigungen der lumbalen Bewegungsebenen beim symmetrischen Heben eines Rückenhebers als Mittelwerte und Standardabweichungen: Unter Belastung (Heben und Absetzen) werden die Standardabweichungen kleiner. Der Rückenheber beschleunigt im unteren Bereich der LWs mehr als der Knieheber (Abb. 4.16).

Datenreihen	Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
L1-L2	.0433	<.0001	.0001	.0298
L2-L3	—	.0021	.0007	—
L3-L4	—	<.0001	<.0001	—
L4-L5	—	.0086	<.0001	—
L5-Becken	.0032	—	.0054	.0542

**Tabelle 4.13:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA der Flexions-Beschleunigungen (positiv) der Bewegungsebenen hinsichtlich des Faktors Hebetyp beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste. Vor allem unter Belastung (Heben und Absetzen) sind Unterschiede festzustellen.

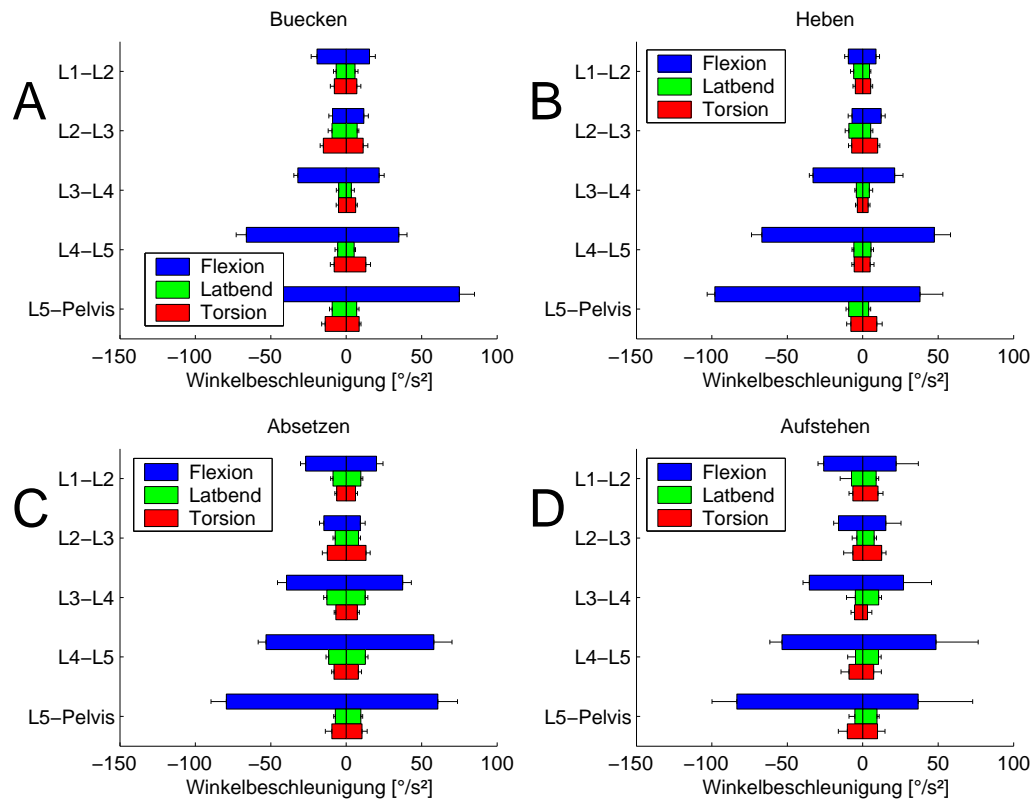
Für positive und negative Beschleunigungen der Flexion/Extension kann zusammenfassend ausgesagt werden, dass die Knieheber die Bewegungssegmente deutlich geringer beschleunigen als Rückenheber und aus der Rolle fallenden Heber. Die Unterschiede sind nicht auf allen Ebenen nachweisbar und kommen vor allem bei den belasteten Teilbewegungen Heben und Absetzen zum Tragen (Tab. 4.13 und 4.14). Besonders dem Absetzen wird durch geringe Beschleunigungen durch die Knieheber besondere Aufmerksamkeit geschenkt.

Beim Bücken zeigt sich, dass nur im oberen und unteren Bereich der LWS Unterschiede zwischen den Hebetypen nachgewiesen werden können. - Beim Heben selbst sind auf allen Ebenen (außer L5-Becken) Unterschiede nachweisbar. Gegen den oben beschriebenen Trend zeigt sich auf Ebene L4-L5, dass die aus der Rolle fallenden Heber die geringsten Beschleunigungen haben, jedoch begleitet von erheblich hohen Abweichungen. - Beim Absetzen des Gewichtes zeigen sich bei Flexion auf allen Ebenen Unterschiede zwischen den Gruppen: Rückenheber zeichnen sich auf Ebene L5-Becken mit den geringsten Abweichungen aus. - Beim Aufrichten ist die Flexion auf Ebene L1-L2 und betroffen. Hier sind es die aus der Rolle fallenden Heber, welche weniger Beschleunigung nutzen.

Bei den negativen Beschleunigungen ist beim Bücken in den Ebenen L1-L2 und L4-L5 bei Flexion/Extension nachweisbar, dass die Knieheber die geringsten Werte nutzen. Auf Ebene L5-Becken haben die Rückenheber die geringsten Beschleunigungen. - Bei der eigentlichen Hebebewegung sind Unterschiede zwischen den Hebetypen im mittleren und unteren Bereich der LWS nachweisbar (L3-L4 und L4-L5). Es sind immer die Knieheber, welche die geringsten Winkelbeschleunigungen nutzen. - Beim Absetzen

Datenreihen	Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
L1-L2	.0422	—	<.0001	.0015
L2-L3	—	—	.0001	—
L3-L4	—	.0006	<.0001	—
L4-L5	.0163	.0045	.0377	.003
L5-Becken	.0083	—	—	—

**Tabelle 4.14:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA der Extensions-Beschleunigungen (negativ) der Bewegungsebenen hinsichtlich des Faktors Hebetyp beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste: Das Absetzen zeigt in den meisten Bewegungsebenen und in den meisten Teilbewegungen Unterschiede.



**Abbildung 4.18:** Extrema der negativen und positiven Winkelbeschleunigungen der lumbalen Bewegungsebenen beim unsymmetrischen Heben eines Kniehebers als Mittelwerte und Standardabweichungen: Im Vergleich zum symmetrischen Heben (Abb. 4.16) sind die Beschleunigungen der Flexion/Extension beim Absetzen des Gewichtes geringer, die Beschleunigungen vom Lateralflexion und Torsion sind höher.

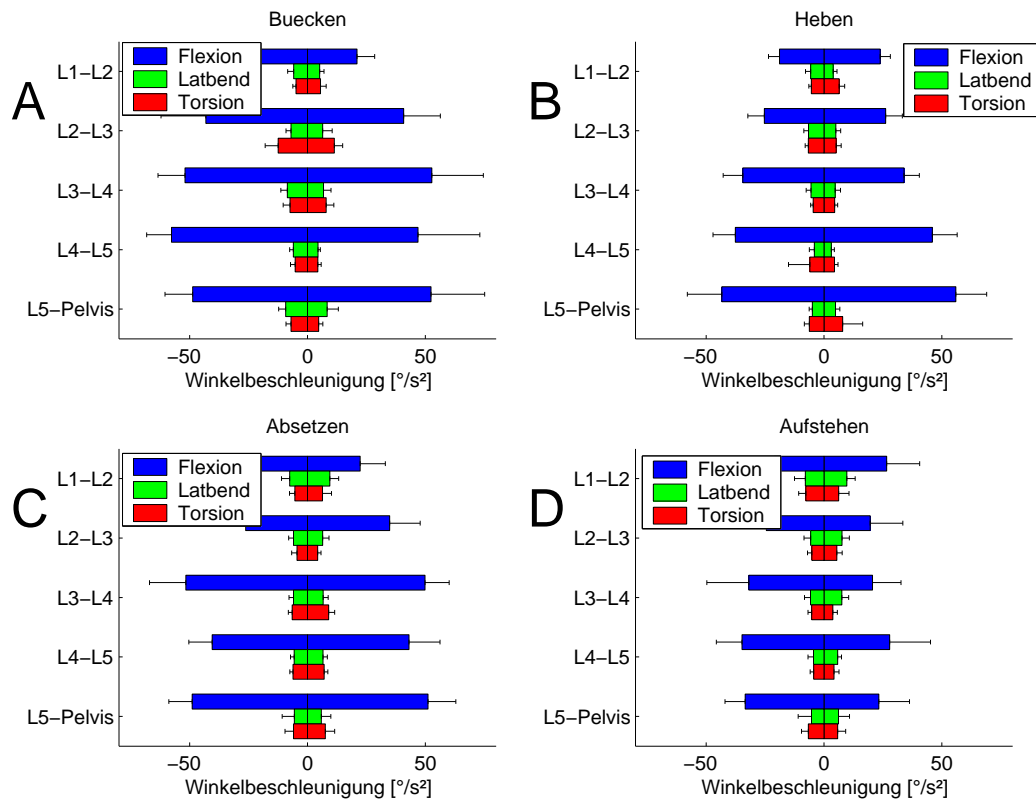
haben die Knieheber bei L1-L2, L2-L3, L3-L4 und L4-L5 bei Flexion/Extension die geringsten Beschleunigungen. - Beim Aufrichten sind Unterschiede in den Ebenen L1-L2 und L4-L5 nachweisbar (Tab. 4.14).<sup>3</sup>

### Unsymmetrisches Heben

Die Knieheber zeigen auch beim unsymmetrischen Heben an den meisten Stellen die geringsten Winkelbeschleunigungen (Tab. 4.15 und 4.16).

Beim Bücken fällt dieser Unterschied an wenigen Stellen und Teilbewegungen, vor allem im Bewegungssegment L4-L5 auf. Hier sind alle Teilbewegungen betroffen. Einzig

<sup>3</sup>Die negativen Beschleunigungen werden als Absolut beschrieben.



**Abbildung 4.19:** Extrema der negativen und positiven Winkelbeschleunigungen der lumbalen Bewegungsebenen beim unsymmetrischen Heben eines Rückenhebers als Mittelwerte und Standardabweichungen: Im Vergleich mit dem Knieheber (Abb. 4.18) sind vor allem im oberen Bereich die Winkelbeschleunigungen größer.

bei der Torsion nutzen die Rückenheber die geringsten Winkelbeschleunigungen. - Beim Heben auf Ebene L5-Becken bei der Torsion nutzen die aus der Rolle fallenden Heber die geringsten Beschleunigungen. - Beim Absetzen der Kiste sind nahezu flächendeckend Unterschiede nachweisbar: Bei der Flexion beschleunigen die Knieheber am geringsten. Bei Lateralflexion und Torsion sind Ausnahmen auf den Ebenen L2-L3, L3-L4 und L5-Becken zu finden: Bei der Lateralflexion sind es oben die Knieheber, in der Mitte die Rückenheber und unten die aus der Rolle fallenden Heber, welche die geringsten Winkelbeschleunigungen aufzuweisen haben. Bei der Torsion sind es einzig unten die aus der Rolle fallenden Heber, welche zwischen L5 und dem Becken den Kniehebern den Rang der am geringsten beschleunigenden Gruppe ablaufen. - Die Ausnahmen beim Aufrichten sind bei Lateralflexion in den Ebenen L2-L3, L3-L4 und L5-Becken zu

finden. Von oben nach unten sind es die Knieheber, die Rückenheber und schließlich die aus der Rolle fallenden Heber, welche die geringsten Beschleunigungen aufzuweisen haben.

Bei den negativen Beschleunigungen sind bei Flexion/Extension beim Bücken zwischen Kniehebern und aus der Rolle fallenden Hebern kaum Unterschiede nachweisbar, beide Gruppen nutzen weniger Beschleunigung als die Rückenheber. - Beim Absetzen des Gewichtes auf Ebene L5-Becken bei Flexion/Extension nutzen die aus der Rolle fallenden Heber die geringsten Werte, sonst die Knieheber. - Beim Aufrichten sind in etwa an den gleichen Stellen Unterschiede zu finden. Flexion/Extensions-Beschleunigungen unterscheiden sich auf allen Ebenen außer L4-L5, wobei ganz unten, zwischen L5 und dem Becken die aus der Rolle fallenden Heber am geringsten beschleunigen. Die anderen Unterschiede kommen daher zustande, dass die Knieheber am geringsten die

Datenreihen		Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
L1-L2	Flex	—	.0002	.0001	.0175
	Latflex	—	.004	—	—
	Torsion	—	—	—	—
L2-L3	Flex	—	—	.0001	.0015
	Latflex	.0042	—	<.0001	.0053
	Torsion	—	—	.0008	.0056
L3-L4	Flex	—	—	<.0001	.0015
	Latflex	—	—	.0001	.0007
	Torsion	—	—	.0002	—
L4-L5	Flex	.0224	—	.0003	—
	Latflex	.0459	—	—	.0077
	Torsion	.0203	.0164	—	—
L5-Becken	Flex	—	—	—	—
	Latflex	—	—	.034	.0285
	Torsion	—	—	.0068	—

**Tabelle 4.15:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Hebetyp beim unsymmetrischen Heben der 12-kg-Kiste der positiven Beschleunigungen: Vor allem beim Absetzen und Aufrichten benutzen die Hebetypen in den Ebenen unterschiedliche Beschleunigungsregime.

Winkel beschleunigen.<sup>4</sup>

### 4.4.3 Unterschiede der Extremwerte der Beschleunigungen in den Teilbewegungen

Die Teilbewegungen Bücken, Heben, Absetzen und Aufrichten unterscheiden sich auf fast allen Bewegungsebenen, so dass behauptet werden kann, dass jede Teilbewegung speziellen Beschleunigungsspitzen unterliegt. Zusammenfassend kann für alle Teilbewegungen und Einzelrotationen ausgesagt werden, dass die Beschleunigungen beim Bücken vom Wert am größten sind. Weiterhin zeigen die belasteten Teilbewegungen

<sup>4</sup>Es ist zu beachten, dass die Extrema der beschriebenen negativen Beschleunigungen als Absolut beschrieben werden. Wenn davon gesprochen wird, dass die Beschleunigung am geringsten war, so ist der Wert am nächsten bei  $0^\circ/s^2$ .

	Datenreihen	Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
L1-L2	Flex	—	—	.0041	.0002
	Latflex	.0529	—	—	—
	Torsion	—	—	—	.0051
L2-L3	Flex	—	—	.0004	<.0001
	Latflex	—	—	.0014	.0125
	Torsion	—	—	<.0001	—
L3-L4	Flex	—	—	<.0001	<.0001
	Latflex	.0273	—	—	—
	Torsion	—	—	.0055	—
L4-L5	Flex	.0052	—	.0008	—
	Latflex	—	—	—	—
	Torsion	—	—	—	.0004
L5-Becken	Flex	—	.0347	.0185	.0233
	Latflex	—	—	.043	—
	Torsion	—	—	—	—

**Tabelle 4.16:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Hebetyp der negativen Beschleunigungen beim unsymmetrischen Heben: Vor allem beim Absetzen und Aufrichten benutzen die Hebetypen in den Ebenen unterschiedliche Beschleunigungsregime.



(Heben und Absetzen) die geringsten Beschleunigungswerte.

### Symmetrisches Heben

Die Beschleunigungen aller Teilbewegungen aller Bewegungssegmente unterscheiden sich beim symmetrischen Heben heftig (Tab. 4.17<sup>5</sup>, Abb. 4.20<sup>6</sup>). Beim Bücken sind die größten positiven als auch negativen Beschleunigungen von Flexion/Extension zu finden. Ein weiterer Zusammenhang ist, dass negative als auch positive Beschleunigungen bei Heben und Absetzen (belastete Bewegungen) kleiner sind als bei Bücken und Aufrichten (unbelastete Bewegungen). Letztlich werden die bückenden Bewegungen Bücken und Absetzen positiv in Richtung Flexion höher beschleunigt.

Vereinzelte Ausnahmen zeigen sich für die negativen Flexionsbeschleunigungen in den Ebenen L2-L3 und L3-L4, da ein von Bücken über Heben und Absetzen zum Aufrichten fallender Trend zu beobachten ist. Auf Ebene L5-Becken hat das Absetzen die geringsten Werte. - Eine Ausnahme bei den negativen Flexionsbeschleunigungen präsentiert das unterste Bewegungssegment mit einem vom Bücken zum Aufrichten fallenden Trend. Im obersten Bewegungssegment werden beim Absetzen die Bewegungen aller Versuche sehr gleichmäßig beschleunigt, da hier die geringsten Streuungen zu erkennen sind. Zwischen L2 und L3 sind die Streuungen bei den belasteten Bewegungen, Heben und Absetzen, deutlich kleiner als bei den unbelasteten Bewegungen. Zwischen L4 und

<sup>5</sup>Alle Werte von  $<-250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  und  $>250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  wurden vom Test ausgeschlossen.

<sup>6</sup>Alle Werte von  $<-250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  und  $>250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  wurden, um eine sinnvolle Darstellung zu gestalten, ausgeschlossen. Dies betrifft beim Bücken 16 Minima und 24 Maxima, beim Heben ein Minima, beim Absetzen jeweils 1 Extrema und beim Aufrichten 4 Minima und 1 Maxima von jeweils 55 Werten.

Datenreihe	negative Beschl.	positive Beschl.
L1-L2	.0247	.0012
L2-L3	<.0001	<.0001
L3-L4	<.0001	.0001
L4-L5	.0006	.0019
L5-Becken	<.0001	<.0001

**Tabelle 4.17:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA der negativen und positiven Flexions-Beschleunigungen der Bewegungsebenen hinsichtlich des Faktors Teilbewegung beim symmetrischen Heben. Es sind auf allen Ebenen Unterschiede festzustellen (siehe Text für weitere Erläuterungen).

L5 ist ein vom Bücken bis zum Aufrichten fallender Trend zu erkennen.

### Unsymmetrisches Heben

Die Spitzenbeschleunigungen des unsymmetrischen Hebens unterscheiden sich bei Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion zwischen den Hebephasen (Abb. 4.21, Tab. 4.18). Zusammenfassend kann ausgesagt werden, dass die unbelasteten Bewegungen, insbesondere Bücken, höhere Beschleunigungsspitzen aufzuweisen haben. Vor allem beim Heben werden die Winkelbeschleunigungen erheblich reduziert. Im Detail sind jedoch auf den einzelnen Ebenen unterschiedliche Beschleunigungsspitzen zu erkennen.

Die negativen Beschleunigungen der Flexion/Extension (Richtung Extension) zeigen im oberen Anteil der LWS (L1-L2, L2-L3) als auch zwischen L5 und dem Becken,

	Datenreihen	negative Beschl.	positive Beschl.
L1-L2	Flex	.0008	–
	Latflex	.0041	.0049
	Torsion	–	.0007
L2-L3	Flex	.0002	–
	Latflex	<.0001	<.0001
	Torsion	<.0001	.003
L3-L4	Flex	.0044	.0002
	Latflex	.004	.0005
	Torsion	<.0001	<.0001
L4-L5	Flex	<.0001	<.0001
	Latflex	.0053	–
	Torsion	–	<.0001
L5-Becken	Flex	.0027	<.0001
	Latflex	<.0001	.0014
	Torsion	.0254	–

**Tabelle 4.18:** *p*-Werte der einfaktoriellen ANOVA der negativen und positiven Beschleunigungen der Bewegungsebenen hinsichtlich des Faktors Teilbewegung beim unsymmetrischen Heben: Unterschiede sind auf fast allen Ebenen bei allen Teilbewegungen zu finden. Erstaunlich ist, dass im oberen Anteil die positiven Beschleunigungen der Flexion keine Unterschiede aufweisen (siehe Text für weitere Erläuterungen).

dass beim Absetzen der Kiste die Werte am kleinsten sind. In den Ebenen L3-L4 und L4-L5 sind beim Bücken die Beschleunigungen am größten, wogegen beim Absetzen die geringsten Streuungen festzustellen sind. - Die positiven Flexion/Extensions-Beschleunigungen (Richtung Flexion) zeigen im oberen Anteil der LWS (L1-L2 und L2-L3) keine nachweisbaren Unterschiede. In den Ebenen L3-L4 und L4-L5 werden beim Absetzen die höchsten Beschleunigungen erreicht. Im untersten Bewegungssegment, zwischen L5 und dem Becken zeigt sich, dass vom Bücken bis zum Aufrichten ein abnehmender Trend in den Beschleunigungen vorhanden ist.

Die Beschleunigungen der Lateralflexion nach rechts (negativ) zeigen im unteren Bereich, dass zwischen L4 und L5 sowie L5 und dem Becken ein zum Aufrichten fallender Trend zu erkennen ist. Zwischen L3 und L4 ist zu erkennen, dass die streckenden Bewegungen (Heben und Aufrichten) höhere Beschleunigungen erfahren als die beugenden Bewegungen (Bücken und Absetzen). Auf Bewegungsebene L2-L3 zeigt das Absetzen die geringsten Beschleunigungen. - Auf Ebene L3-L4 ist die Ausnahme zu erkennen, dass hier die Reihenfolge Absetzen > Aufrichten > Bücken > Heben besteht.

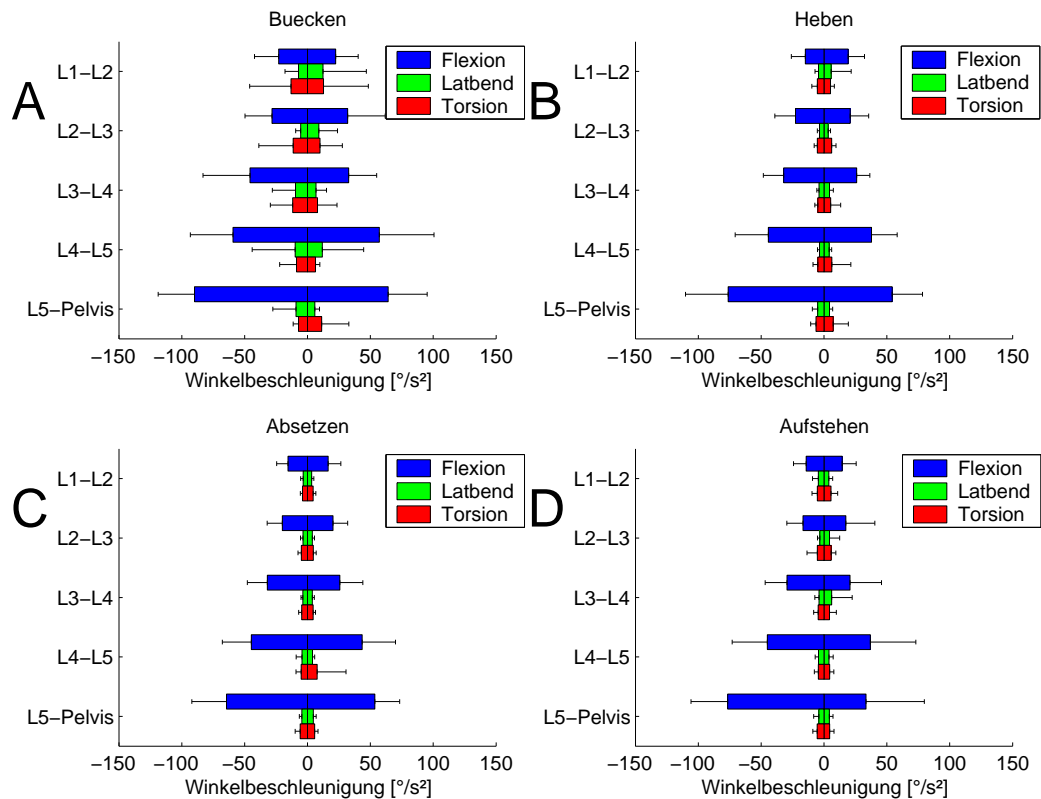
Bei den negativen Torsionsbeschleunigungen (nach rechts) zeigen Bücken und Heben zwischen L5 und dem Becken die höchsten Beschleunigungswerte. Zwischen L1 und L2 sowie L4 und L5 sind keine Unterschiede nachweisbar. - Die positiven Beschleunigungen der Torsion (nach links) haben auf allen Ebenen ein unterschiedliches Muster: Auf Höhe L1-L2 ist ein vom Bücken über Heben und Absetzen bis hin zum Aufrichten ansteigender Trend der Beschleunigungen zu erkennen. Zwischen L2 und L3 zeigt sich, dass beim Absetzen die Beschleunigungen am kleinsten sind. Eine Ebene tiefer, bei L3-L4, haben die unbelasteten Bewegungen Heben und Aufrichten geringere Beschleunigungen als die belasteten Bewegungen Heben und Absetzen.

#### 4.4.4 Unterschiede der einzelnen Bewegungsebenen

Aufgrund der deutlich größeren Winkelamplituden haben die Beschleunigungen der Flexion und Extension beim symmetrischen als auch unsymmetrischen Heben die größten Werte (Abb. 4.20 und 4.21<sup>7</sup>). Von oben nach unten ist ein zunehmender Trend zu erkennen, welcher hoch signifikant nachweisbar ist (Tab. 4.19<sup>8</sup>). Lateralflexion und Torsion

<sup>7</sup>Um eine sinnvolle Darstellung zu gewährleisten, wurden beim Bücken auf Ebene L2-L3 18 Maxima und 22 Minima und beim Heben jeweils 7 Extremwerte, welche  $> 250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  bzw.  $< -250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  waren, ausgeschlossen. Diese Ausreißer liegen weit ab vom Trend und würden die Darstellung stark verzerren.

<sup>8</sup>Um das Testergebnis nicht zu verzerren, wurden Werte von  $> 250 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  vom Test ausgeschlossen.

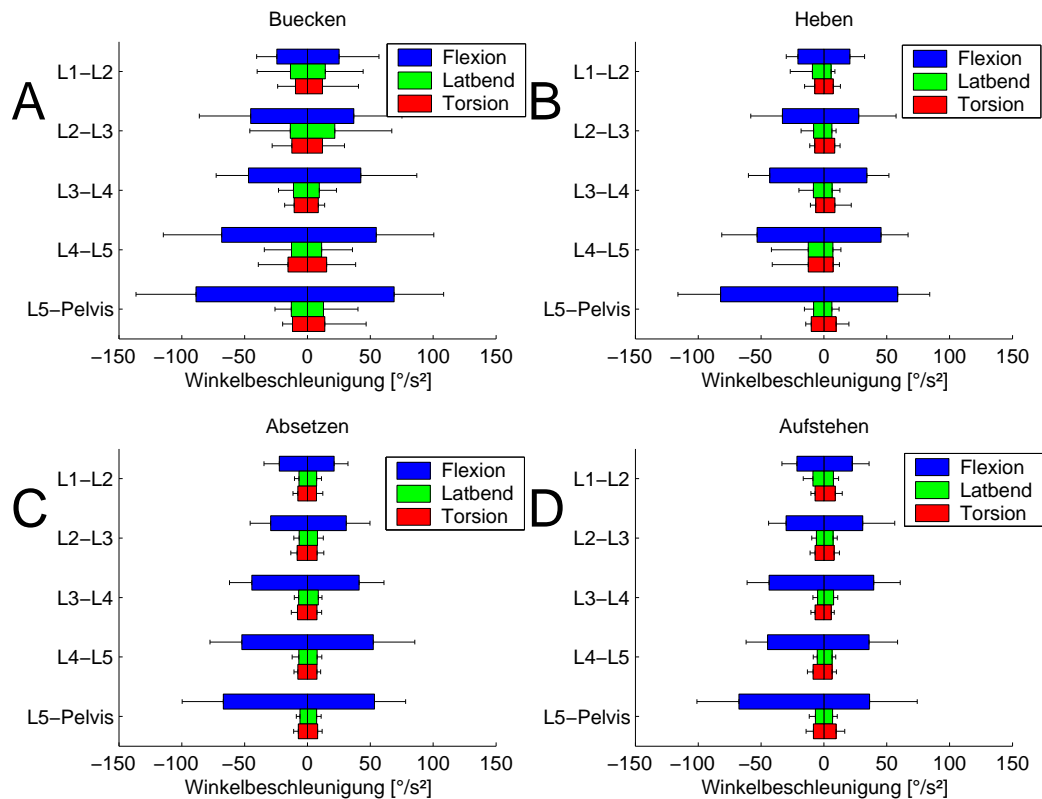


**Abbildung 4.20:** Extrema der Winkelbeschleunigungen aller Versuchspersonen beim symmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste als Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsebenen beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufrichten (D): Flexion/Extension hat die größten Werte und zeigt einen von oben nach unten zunehmenden Trend.

zeigen beim symmetrischen Heben zwischen den Ebenen keine Unterschiede.

Beim unsymmetrischen Heben lassen sich bei der Lateralflexion beim Bücken ( $p = .0221$ ) und beim Absetzen ( $p = .0007$ ) Unterschiede feststellen. Beim Bücken zeigen die Segmente L2-L3, L3-L4 als auch L5-Becken die größten durchschnittlichen Beschleunigungen. L1-L2 weist geringere Beschleunigungen auf, wogegen das Bewegungssegment L4-L5 am geringsten Beschleunigungen unterliegt. Beim Absetzen verhalten sich alle Bewegungsebenen sehr ähnlich, außer dass die Ebene L3-L4 deutlich höhere Beschleunigungen zeigt. Die Torsion ist nur beim Absetzen zu unterscheiden ( $p = .0062$ ), wobei hier in der unteren LWS mehr nach links drehend beschleunigt wird, als im oberen Anteil (Abb. 4.21).

Bei den negativen Winkelbeschleunigungen unterscheidet sich die Lateralflexion



**Abbildung 4.21:** Extrema der negativen und positiven Winkelbeschleunigungen aller Versuchspersonen der einzelnen Bewegungssegmente beim unsymmetrischen Heben der 12 kg schweren Kiste als Mittelwerte und Standardabweichungen beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufrichten (D): Bei allen Bewegungen zeigen die Beschleunigungen der Flexion/Extension die höchsten Mittelwerte. Die negativen Beschleunigungen (Extensionsrichtung) sind meist größer als die positiven. Von oben nach unten ist ein zunehmender Trend zu erkennen.

zwischen den Ebenen bei beiden Hebearten beim Absetzen des Gewichtes. Beim symmetrischen Heben ist ein nach unten zunehmender Trend zu erkennen ( $p = .0208$ ). Beim unsymmetrischen Heben stellt sich heraus, dass auf Ebene L3-L4 deutlich mehr nach rechts beugend beschleunigt wird ( $p = .0025$ ). Beim Aufrichten sind Unterschiede der Lateralflexion in den Bewegungsebenen beim symmetrischen Heben zu verzeichnen ( $p = .0364$ ), wobei hier zwischen Becken und L5 am meisten beschleunigt wird, dann etwas weniger zwischen L2 und L3, gefolgt von L1-L2 und die Bewegungssegmente L3-L4 und L5-L4 unterliegen den geringsten Beschleunigungen. - Die Torsion

	Bewegung	Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
Flex/Ext	symmetrisch	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
	unsymmetrisch	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Latflex	symmetrisch	—	—	—	—
	unsymmetrisch	.0221	—	.0007	—
Torsion	symmetrisch	—	—	—	—
	unsymmetrisch	—	—	—	.0062

**Tabelle 4.19:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Bewegungsebene beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben der positiven Winkelbeschleunigungen: Flexion und Extension zeigen nehmen von oben nach unten hoch signifikant zu. Beim unsymmetrischen Heben sind bei der Lateralflexion beim Bücken und beim Absetzen Unterschiede nachweisbar, bei der Torsion einzig beim Aufrichten.

zeigt während des unsymmetrischen Hebens beim Bücken ( $p = .0052$ ) und Aufrichten ( $p = .0342$ ) Unterschiede. Beim Bücken ist ein von oben nach unten abnehmender Trend der negativen Beschleunigungen zu verzeichnen. Beim Aufrichten werden fast alle Bewegungssegmente ähnlich maximal negativ beschleunigt mit der Ausnahme, dass

	Bewegung	Bücken	Heben	Absetzen	Aufrichten
Flex/Ext	symmetrisch	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
	unsymmetrisch	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Latflex	symmetrisch	—	—	.0208	.0364
	unsymmetrisch	—	—	.0025	—
Torsion	symmetrisch	—	—	—	—
	unsymmetrisch	.0052	—	—	.0342

**Tabelle 4.20:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Bewegungsebene beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben der negativen Winkelbeschleunigungen: Flexion und Extension haben von oben nach unten bei allen Bewegungen einen vom Wert hoch signifikant zunehmenden Trend. Die Lateralflexion unterscheidet sich beim symmetrischen Heben beim Absetzen und Aufrichten, beim unsymmetrischen Heben sind einzig beim Absetzen Unterschiede nachweisbar. Bei der Torsion sind beim unsymmetrischen Heben Unterschiede beim Bücken und Absetzen nachweisbar.

das Bewegungssegment L3-L4 deutlich geringer beschleunigt wird (Tab. 4.20).

#### 4.4.5 Der Einfluß des zu hebenden Gewichtes

Es besteht die Frage, ob das zu hebende Gewicht die Beschleunigungsextrema beeinflusst, weswegen die Daten in ihrer Gesamtheit als auch innerhalb der Gruppen Knieheber und Rückenheber nach Gewicht gruppiert und mittels der einfaktoriellen ANOVA bezüglich des Faktors Gewicht geprüft worden. Unterschiede sind jedoch nur bei einzelnen Bewegungen des Hebevorganges nachweisbar:

##### Symmetrisches Heben

Die positiven Beschleunigungen lassen sich weitgehend vom Gewicht nicht beeindrucken. Die nachweisbaren Unterschieden zeigen den Trend, dass mit zunehmenden Gewicht die maximalen Beschleunigungen abnehmen. Betroffen ist beim Absetzen das Bewegungssegment L2-L3 bei der Flexion ( $p = .0439$ ). Auch beim Split der Gesamtheit in die Untergruppen der verschiedenen Hebetypen zeigen sich bei den positiven Beschleunigungen keine anderen Ergebnisse, außer dass die Unterschiede an den beschriebenen Stellen schärfer werden.

Bei den negativen Beschleunigungen zeigt sich, dass beim Bücken und beim Heben keine Unterschiede hinsichtlich des Faktors Gewicht nachweisbar sind. Ein mit zunehmenden Gewicht abnehmender Trend der Winkelbeschleunigungen ist statistisch nachweisbar für Flexion/Extension auf Ebene L2-L3. - Die Rückenheber zeigen auf Ebene L2-L3 den gleichen Trend (Tab. 4.21). Auch während des Aufrichtens ohne das

Datenreihe	Alle Versuche	Rückenheber	Knieheber
L1-L2	—	—	—
L2-L3	.0124	.0001	—
L3-L4	—	—	—
L4-L5	—	—	—
L5-Becken	—	—	—

**Tabelle 4.21:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA der negativen Flexions-Beschleunigungen aller Bewegungsebenen hinsichtlich des Faktors Gewicht beim symmetrischen Absetzen. Einzig auf Ebene L2-L3 sind bei der Gesamtheit der Versuchspersonen und den Rückenhebern Unterschiede festzustellen.

Gewicht reduzieren sich die Winkelbeschleunigungen mit zunehmenden Gewicht. Bei der Gesamtheit der Versuche zeigt sich dies in Ebene L1-L2 bei der Flexion/Extension ( $p = .033$ ). Die Rückenheber beeindruckt das zu hebende Gewicht in Ebene L1-L2 bei Flexion/Extension ( $p = .02$ ). Die Knieheber zeigen keinen Unterschied beim Aufrichten.

### Unsymmetrisches Heben

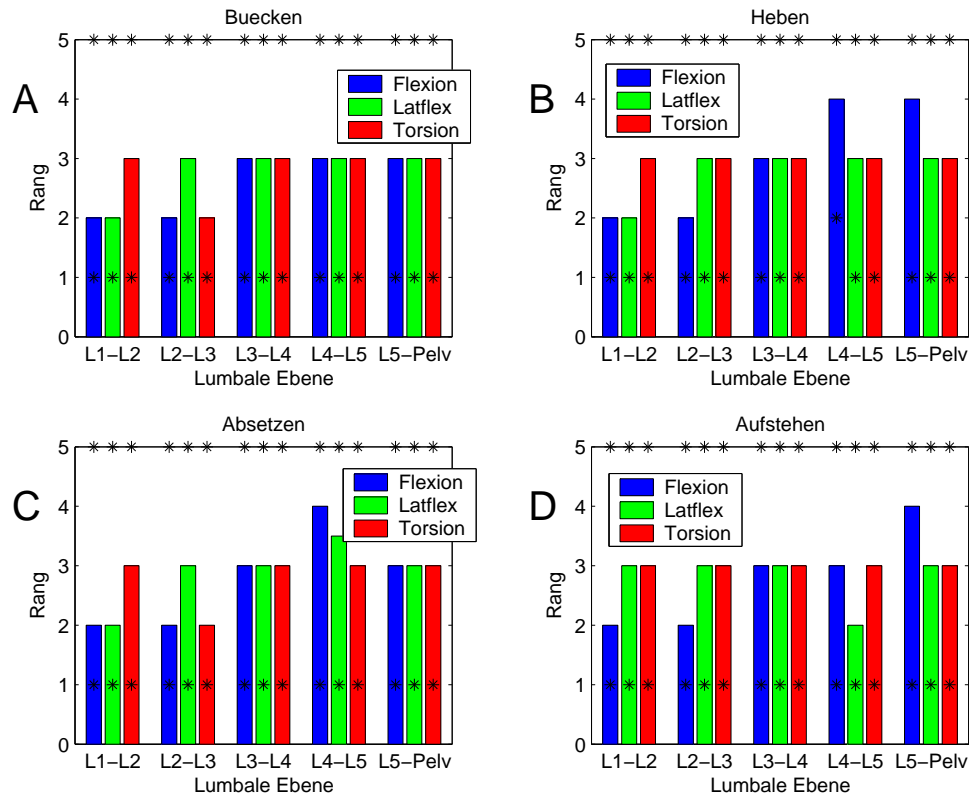
Der Gewichtseinfluss lässt sich beim unsymmetrischen Heben nur sporadisch nachweisen. Ein deutlicher Trend ist nicht auszumachen. Die Knieheber zeigen bei L4 und L5 bei Lateralflexion, dass beim Bücken die positiven Beschleunigungen beim Heben der 2-kg-Kiste am kleinsten sind ( $p = .0548$ ). Die Rückenheber beschleunigen beim Bücken, Heben und Aufrichten die Ebene L4-L5 bei Lateralflexion beim Bewältigen der 6 kg schweren Kiste am geringsten ( $p = .0321$ ,  $p = .0435$ ,  $p = .0288$ ) Beim Absetzen sind auf Ebene L1-L2 die Torsionsbeschleunigungen beim Absetzen der 12 kg schweren Kiste am kleinsten.

Die negativen Beschleunigungen der Gesamtheit der Versuche zeigt beim Bücken in Ebene L4-L5 bei Torsion zunehmende Beschleunigungen bei zunehmenden Gewicht ( $p = .0096$ ). - Die Rückenheber zeigen bei L4-L5 beim Bücken den gleichen Trend ( $p = .0291$ ). Beim Heben zeigt sich bei der Torsion auf Höhe L1-L2, dass mit zunehmenden Gewicht ein abnehmender Trend vorhanden ist ( $p = .0354$ ). Bei der Lateralflexion ist auf Höhe L4-L5 mit zunehmenden Gewicht ein Ansteigen der Winkelbeschleunigungen zu verzeichnen ( $p = .0567$ ). - Die Knieheber zeigen dagegen beim Bücken auf Ebene L1-L2 bei der Flexion/Extension den Unterschied, dass die Beschleunigungen mit steigenden Gewicht ebenfalls zunehmen ( $p = .0015$ ). Beim Aufrichten in Höhe L2-L3 bei Flexion nehmen die Winkelbeschleunigungen bei steigendem Gewicht ab ( $p = .0038$ ).

## 4.5 Zeitliches Regime segmentaler Bewegungen

Es bestand die Frage, ob die Bewegungen der einzelnen Bewegungssegmente synchron ablaufen oder ob diese sequentiell in einem bestimmten zeitlichen Zusammenhang stattfinden. Hinzu kommt die Frage, wie stark zeitliche Beziehungen sind, ob diese Muster stabil sind und ob diese sich wie auch die Amplituden und Winkelbeschleunigungen nach den untersuchten Hebetypen gruppieren lassen. Ebenfalls scheint die Frage interessant, ob die zeitliche Abfolge von der jeweiligen Belastung abhängig ist. Die mathe-





**Abbildung 4.22:** Zeitliche Abfolgen der Teilbewegungen der Bewegungssegmente als Median und Percentile (5/95%) aller Versuchspersonen beim symmetrischen Heben beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufstehen (D): Bis auf dass die Flexion und Extension in der oberen Lendenwirbelsäule eher, in der unteren Lendenwirbelsäule später erfolgt, können keine Trends festgestellt werden.

matische Methode zum Berechnen der Beziehungen der Winkel untereinander wurde bereits auf Seiten 46f beschrieben.

Die häufigste zeitliche Rangfolge, die Lendenwirbelsäule zu bewegen ist sequentiell von oben nach unten. Dies kann bei Knie- als auch Rückenhebern beobachtet werden und wurde mit dem *Kruskal-Wallis*-Rangvarianz-Test geprüft.

#### 4.5.1 Unterschiede zwischen den Teilbewegungen

Bei der Gesamtheit der Versuchspersonen ist bei Flexion/Extension und Lateralflexion festzustellen, dass die obere LWS vor der unteren bewegt wird (Abb. 4.22). Die Torsion zeigt auf allen Ebenen einen mittleren Rang, einzig beim Bücken und Absetzen wird

L2-L3 vor den anderen Segmenten bewegt. Die Ergebnisse im Einzelnen:

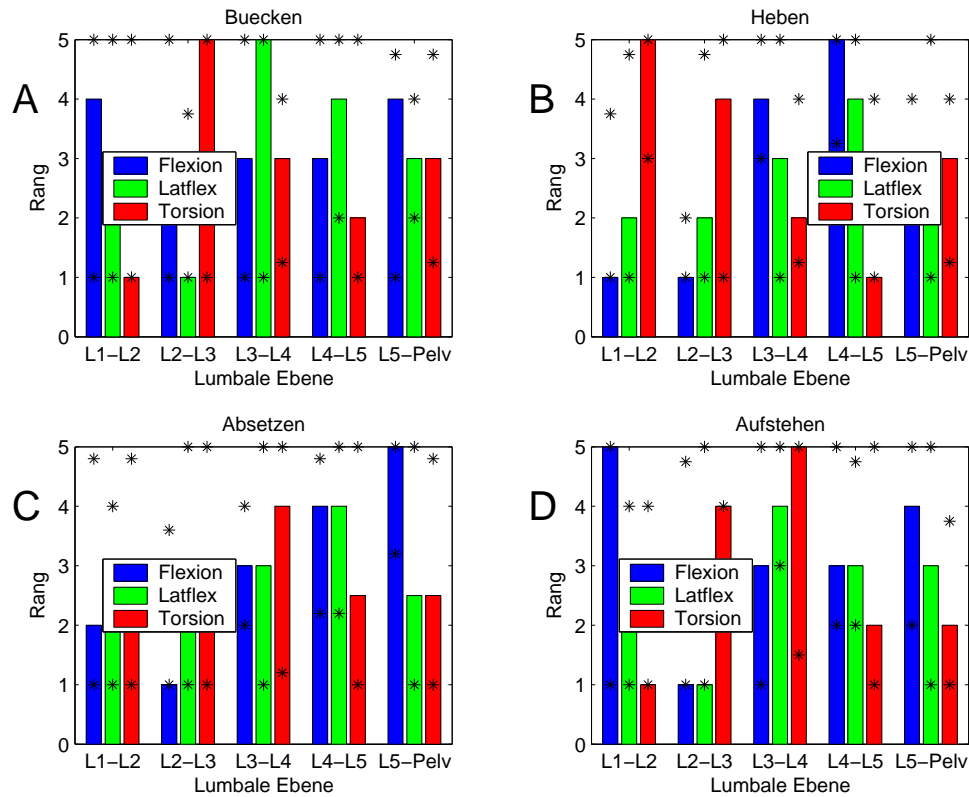
**Flexion/Extension:** Die obere LWS wird vor der unteren in die Bewegung einbezogen. Belastete Bewegungen können von den unbelasteten unterschieden werden: Bücken und Aufrichten zeigen die Reihenfolge L1-L2 und L2-L3, gefolgt von den unteren Bewegungssegmenten L3-L4, L4-L5 und L5-Becken ( $p < .0001$ ). Zwischen den Ebenen L1-L2 und L2-L3 sowie den Ebenen L3-L4, L4-L5 und L5-Becken lassen sich keine Unterschiede nachweisen. Die belasteten Bewegungen Heben und Absetzen zeigen, dass zunächst die Ebenen L1-L2, L2-L3 und L3-L4 bewegt werden, worauf die unteren Ebenen L4-L5 und L5-Becken folgen ( $p < .0001$ ). Bei Belastung wird das Bewegungssegment L3-L4 eher bewegt. Zwischen den Ebenen L1-L2 bis L3-L4 und L4-L5 und L5-Becken lassen sich ebenfalls keine Unterschiede nachweisen.

**Lateralflexion:** Im oberen Bereich der Lendenwirbelsäule erfolgen die Bewegungen der Lateralflexion eher. Auch hier existieren Unterschiede zwischen den belasteten und unbelasteten Bewegungen: Beim Heben und Absetzen (Abb. 4.22 B und C) wird L1-L2 vor allen anderen Ebenen bewegt (Heben  $p = .0395$ ; Absetzen  $p < .0001$ ). Beim Bücken nach dem Gewicht ist ein vergleichbarer Trend nachweisbar, wobei hier das Bewegungssegment L2-L3 mit L1-L2 vor den unteren Bewegungsebenen seitlich verbeugt wird ( $p = .0003$ ). Beim Aufrichten wird vor allen anderen Bewegungssegmenten L4-L5 bewegt ( $p = .0202$ ). Im unteren Bereich der Lendenwirbelsäule sind keine Trends zu erkennen.

**Torsion:** Außer dass beim Bücken und Absetzen das Bewegungssegment L2-L3 vor den anderen Ebenen bewegt wird (Bücken  $p = .0432$ ; Absetzen  $p = .0072$ ), können keine Trends erkannt werden. Beim Aufrichten wird die Ebene L3-L4 nachweisbar später bewegt als die Ebenen L1-L2 und L2-L3 ( $p = .0116$ ).

Bei Betrachtung einer Versuchsperson können die zeitlichen Rangfolgen deutlicher getrennt werden (Abb. 4.23). Es ist bei allen Teilbewegungen in allen Bewegungsphasen ein sequentielles Verhalten zu finden. Bei Flexion/Extension und Lateralflexion werden die oberen Bewegungssegmente vor den unteren bewegt. Bei der Torsion wird teilweise das Bewegungssegment L4-L5 vor allen anderen Ebenen bewegt.

**Flexion/Extension:** Die Einzelbewegungen von Flexion/Extension der einzelnen Versuchsperson verlaufen sequentiell von oben nach unten (Abb. 4.23). Vor allen



**Abbildung 4.23:** Zeitliche Abfolgen der Teilbewegungen der Bewegungssegmente als Median und Percentile (5/95%) von 15 Versuchen einer Person beim symmetrischen Heben beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufrichten (D) (Ein niedriger Rang bedeutet ein zeitlich frühe Bewegung, ein hoher Rang eine zeitlich späte.): Es sind von oben nach unten sequentielle Bewegungen zu erkennen, wobei sich die Einzelbewegungen unterscheiden. Die belasteten Bewegungen (B und C) als auch die unbelasteten Bewegungen (A und D) sind bei Flexion/Extension und Lateralflexion vergleichbar.

anderen Segmenten wird die Ebene L2-L3 bewegt. Die mittlere LWS wird mit L3-L4 auf einem mittleren Rang bewegt. Zuletzt in die Bewegung einbezogen werden die Bewegungssegmente L5-Becken, L4-L5 oder L1-L2. Bei Heben, Absetzen ( $p < .0001$ ) und Aufrichten ( $p = .0018$ ) sind die Rangfolgen hoch signifikant nachweisbar. Das Gesamtmuster der Bewegungsabfolge kann in belastete und unbelastete Bewegungen unterschieden werden, die Bewegungen in Diagramm A und D sowie in den Diagrammen B und C sind ähnlich. Beim Vergleich von Heben und Absetzen kann für L2-L3 bestätigt werden, dass dieses Bewegungseg-

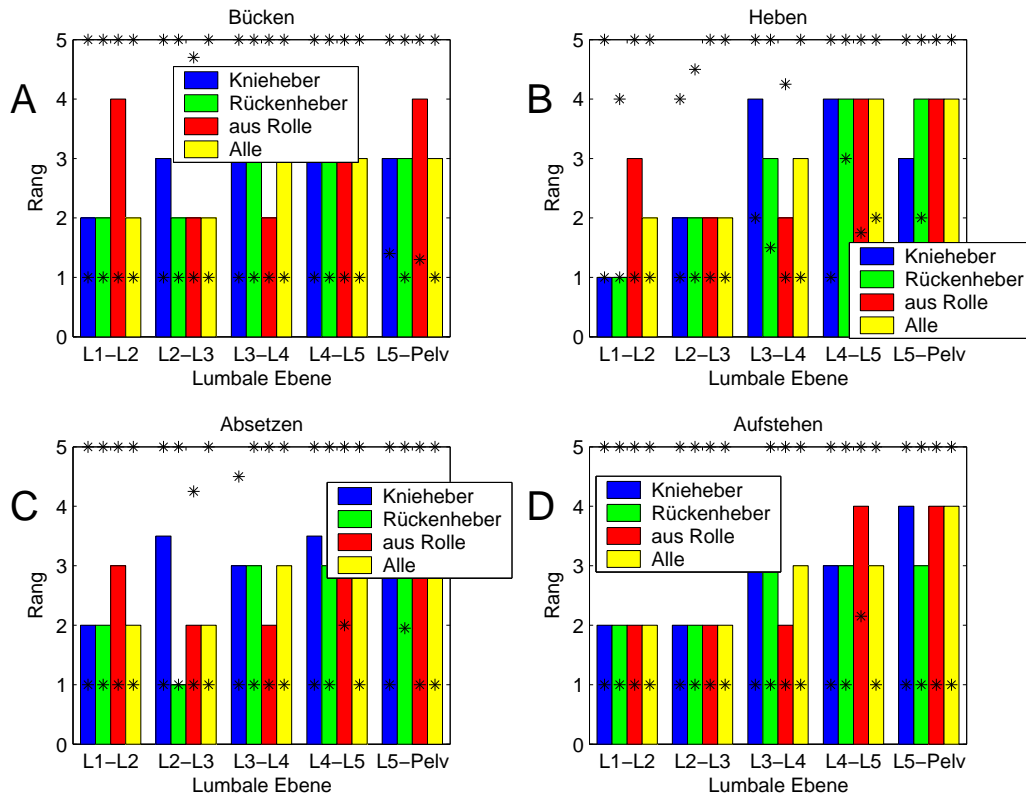
ment immer als erstes einer Bewegung unterliegt. Alle anderen Ebenen haben teils hochsignifikante Unterschiede der zeitlichen Abfolge (L1-L2:  $p = .0504$ ; L3-L4:  $p = .004$ ; L4-L5:  $p = .0009$ ; L5-Pel:  $p < .0001$ ).

**Lateralflexion:** Auch hier kann ausgesagt werden, dass das Bewegungssegment L2-L3 bei allen Teilbewegungen durchschnittlich als erstes bewegt wird und die anderen Bewegungssegmente sequentiell in die Bewegung einbezogen werden (*Kruskal-Wallis*-Test: Bücken:  $p < .0001$ ; Heben:  $p = .0009$ ; Absetzen:  $p = .0115$ ; Aufrichten:  $p = .0045$ ). Vergleicht man wiederum die belasteten (Abb. 4.23 B und C) und die unbelasteten (Abb. 4.23 A und D) Bewegungen, so können Gemeinsamkeiten erkannt werden: Bei den unbelasteten Bewegungen wird als erstes Segment L2-L3 bewegt, dann das Segment L1-L2 darüber und dann von unten beginnend die Segmente L5-Pelvis, L4-L5 und L3-L4 aufwärts. Zwischen den Hebephasen lassen sich keine Unterschiede nachweisen. Einzig auf Ebene L3-L4 können Unterschiede nachgewiesen werden ( $p = .0546$ ).

**Torsion:** Es herrschen ebenfalls sequentielle Bewegungen vor. Beim Bücken ( $p = .0085$ ), Heben und Aufrichten ( $p < .0001$ ) ist dies hoch signifikant nachweisbar. Unterschiede zwischen belasteten und unbelasteten Bewegungen können nicht nachgewiesen werden. Unterschiede zwischen den einzelnen Hebephasen zeigen sich bei L1-L2, welches beim Heben deutlich später bewegt wird als beim Absetzen ( $p = .0002$ ). Das Segment L3-L4 zeigt, dass es beim Heben deutlich später bewegt wird, als beim Absetzen ( $p = .0121$ ) und beim Bücken eher bewegt wird als beim Aufrichten ( $p = .0001$ ).

#### 4.5.2 Einfluss der Hebetechnik auf das zeitliche Regime

Es besteht die Frage, wie sich die zeitliche Organisation der Teilbewegung zwischen den Hebetypen unterscheidet. Bei der Darstellung der Ergebnisse ist darauf zu achten, dass zunächst die Rangfolgen der einzelnen Hebetypen (Knieheber, Rückenheber) in den Teilbewegungen (Bücken, Heben, Absetzen, Aufrichten) beschrieben werden. Im Anschluss daran werden Unterschiede zwischen den Hebetypen auf den einzelnen Ebenen beschrieben.



**Abbildung 4.24:** Zeitliche Rangfolgen der Flexion innerhalb der vier Phasen des Hebezyklus getrennt nach Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber und Alle: Die obere LWS wird vor der unteren bewegt. Bei Knie- und Rückenhebern kommt das sequentielle Verhalten vor allem beim Heben (B) und Absetzen (C) zum Ausdruck. Aus der Rolle fallende Heber zeigen eine differente Rangfolge.

### Reihenfolgen der gesamten LWS

Knie- und Rückenheber bewegen sequentiell die obere Lendenwirbelsäule vor der unteren, wogegen die aus der Rolle Fallenden Heber die mittlere LWS vor den anderen Segmenten bewegen (Abb. 4.24). Hier ist zu beachten, dass auf die Rangfolge der aus der Rolle fallende nicht weiter eingegangen wird, da diese Gruppe starken individuellen Schwankungen unterliegt.

Beim Bücken (Abb. 4.24 A) bewegen die Knieheber das Segment L1-L2 vor allen anderen Bewegungssegmenten ( $p < .0001$ ). Die Rückenheber zeigen keinen statistisch nachweisbaren Trend bezüglich der Reihenfolge der Einzelbewegungen. - Beim Heben (Abb. 4.24 B) zeigt sich, dass Rückenheber die untersten Segmente L4-L5 und L5-

Becken zuletzt in die Bewegung einbeziehen. Im oberen Bereich bewegen Knie- und Rückenheber L1-L2 und L2-L3 vor L3-L4 ( $p < .0001$ ). Die Knieheber bewegen jedoch die Ebene L5-Becken vor dem mittleren Teil der LWS ( $p < .0001$ ). - Beim Absetzen des Gewichtes (Abb. 4.24 C) bewegen die Rückenheber die LWS in der Reihenfolge L2-L3, L1-L2, dann L3-L4 und L4-L5 und zuletzt L5-Becken ( $p < .0001$ ). Für die Knieheber ist die Reihenfolge L1-L2, dann L3-L4 und L5-Becken und zum Schluss L2-L3 und L4-L5 hoch signifikant nachweisbar ( $p < .0001$ ). - Beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.24 D) kann bei allen Gruppen eine von oben nach unten geordnete Bewegungsreihenfolge nachgewiesen werden. Der Unterschied besteht darin, dass die Knieheber L1-L2 und L2-L3 vor L3-L4 und L4-L5 bewegen, L5-Becken wird zuletzt bewegt ( $p = .03$ ). Die Rückenheber bewegen die Ebenen L1-L2 und L2-L3 ebenfalls zuerst, wogegen zwischen den folgenden Bewegungssegmenten jedoch keine Rangunterschiede nachgewiesen werden können ( $p = .0066$ ).

### **Unterschiede zwischen den Hebetypen in den Bewegungsebenen**

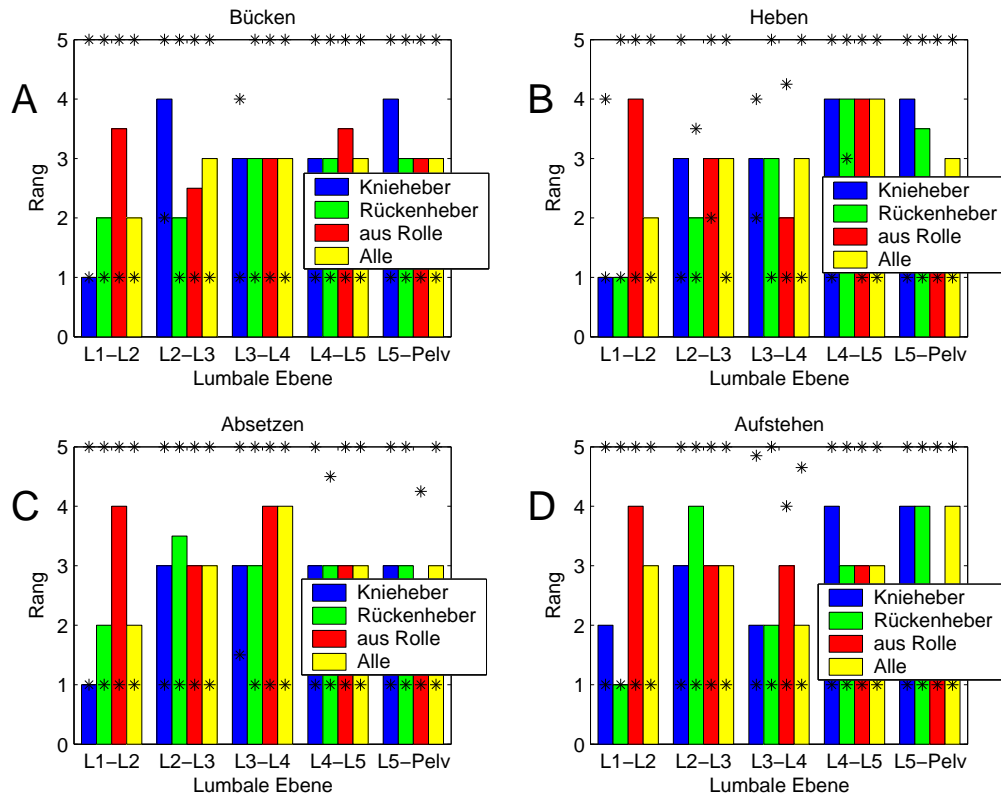
Beim Vergleich der einzelnen Bewegungsebenen des Bückens zwischen den Gruppen zeigt sich, dass Knie- und Rückenheber L1-L2 zeitlich eher in die Bewegung einbeziehen als die aus der Rolle fallenden Heber ( $p = .001$ ). Auf Ebene L2-L3 zeigt sich, dass die Knieheber dieses Segment deutlich später bewegen als die anderen beiden Gruppen ( $p = .0002$ ), wobei die aus der Rolle fallenden Heber dieses Segment zeitlich eher bewegen als die Rückenheber.

Beim Absetzen der Kiste bewegen die Knieheber das Segment L2-L3 im Vergleich zu den anderen Gruppen am spätesten. Das Segment L4-L5 wird von Rückenhebern eher in die Bewegung einbezogen als von den Kniehebern, welche dieses Segment durchschnittlich als Letztes der gesamten Lendenwirbelsäule bewegen ( $p = .0105$ ). Die Ebene L5-Becken bewegen die Rückenheber später als die anderen beiden Gruppen ( $p = .0005$ , Abb. 4.24).

### **4.5.3 Einfluss der Hebetechnik auf das zeitliche Regime beim unsymmetrischen Heben**

#### **Flexion**

Zusammengefasst kann ausgesagt werden, dass Knie- und Rückenheber die oberen Bewegungssegmente zuerst bewegen. Die Rückenheber zeigen zwischen den einzelnen Teil-



**Abbildung 4.25:** Zeitliche Rangfolgen der Einzelbewegung Flexion innerhalb der vier Phasen des Hebezyklus getrennt nach Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber und Alle beim unsymmetrischen Heben: Während die Knieheber das typische Bild zeigen, dass die obere LWS vor den unteren Segmenten bewegt wird, ist dies bei Rückenhebern und aus der Rolle fallenden Hebern nicht zu erkennen.

bewegungen eine von oben nach unten verlaufend sequentielle Rangfolge, was bei den Kniehebern nicht zu beobachten ist. Die aus der Rolle fallenden Heber bewegen die Lendenwirbelsäule in der Mitte zuerst, teilweise ist aber auch der Trend zu erkennen, dass das Segment L5-Becken zuerst bewegt wird. Auch hier unterliegen die aus der Rolle fallenden Heber heftigem individuellen Einfluss und werden daher nicht weiter bei den Vergleichen erwähnt (Abb. 4.25).

Beim Bücken nach dem Gewicht (Abb. 4.25 A) bewegen die Knieheber die LWS in der Reihenfolge L1-L2, dann die Ebenen L3-L4 und L4-L5 und daran im Anschluss die Ebenen L2-L3 und L5-Becken ( $p < .0001$ ), die Rückenheber bewegen zunächst die Ebenen L1-L2 und L2-L3, im Anschluss daran die restlichen drei Bewegungssegmente

( $p = .0196$ ). Beim Heben selbst (Abb. 4.25 B) zeigen die Knie- und Rückenheber eine von oben nach unten verlaufende Reihenfolge. Es besteht einzig der Unterschied, dass die Rückenheber L5-Becken vor L4-L5 bewegen, wogegen die Knieheber in der gesamten LWS die von oben nach unten verlaufende Reihenfolge einhalten (jeweils  $p < .0001$ ). Beim Absetzen der Kiste (Abb. 4.25 C) bewegen die Knie- und Rückenheber das Segment L1-L2 vor allen anderen Bewegungssegmenten, wobei die Knieheber keine Unterschiede zwischen den unteren Bewegungssegmenten nachweisen lassen ( $p < .0001$ ), die Rückenheber anschließend L3-L4, L4-L5 und L5-Becken bewegen, zuletzt L2-L3 ( $p = .0187$ ). Beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.25 D) zeigen die Knieheber, dass zunächst die Ebenen L1-L2 und L3-L4 bewegt werden, im Anschluss daran L2-L3 und zuletzt L4-L5 und L5-Becken ( $p < .0001$ ). Die Rückenheber zeichnen sich dadurch aus, dass zunächst das Segment L1-L2 bewegt wird, darauf folgend L3-L4, dann L4-L5 und zuletzt die Ebenen L2-L3 und L5-Becken ( $p < .0001$ ).

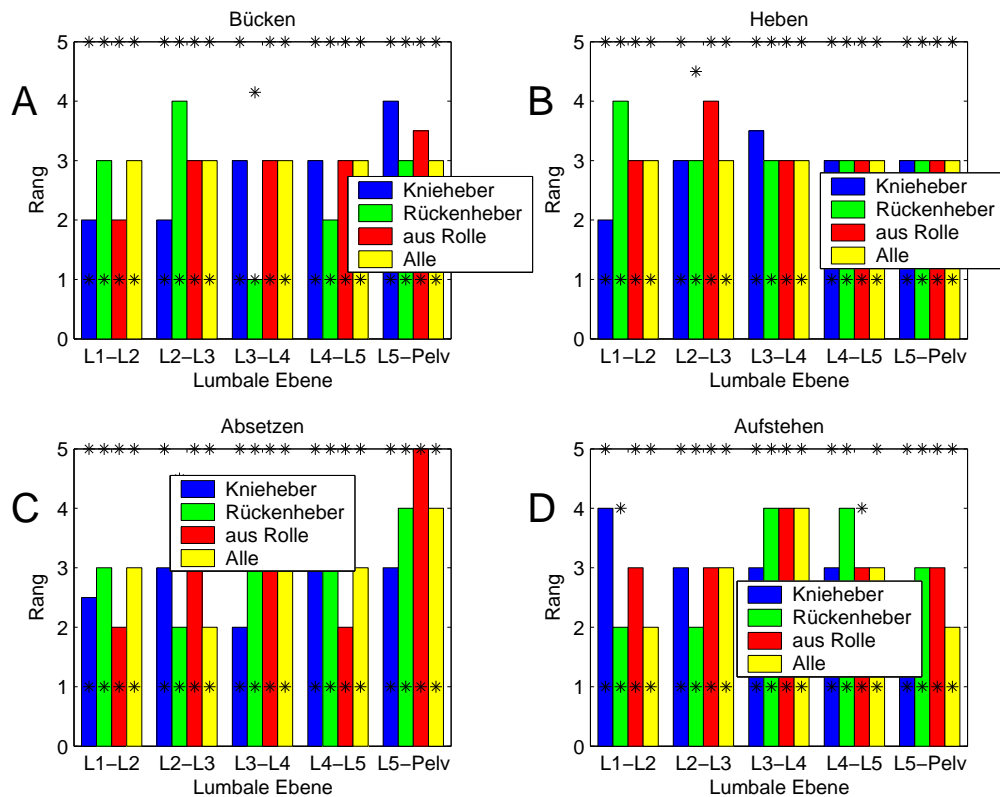
Beim Vergleich der Bewegungsebenen zwischen den Hebetypen kann für Bücken, Heben und Aufrichten ausgesagt werden, dass von Kniehebern L1-L2 zuerst bewegt wird, wogegen die Rückenheber L2-L3 als erstes Segment in die Bewegung einbeziehen. Der Vorrang des Bewegungssegmentes L1-L2 bei den Kniehebern lässt sich beim Bücken mit  $p < .0001$  und beim Absetzen mit  $p = .0005$  nachweisen. Die Priorität des Bewegungssegmentes L2-L3 der Rückenheber kann für Bücken mit  $p = .0004$  und Heben mit  $p < .0001$  nachgewiesen werden.

Beim Heben (Abb. 4.25 B) zeigt sich, dass Bewegungssegment L1-L2 von Kniehebern und Rückenhebern zeitlich sehr bald bewegt wird. Die Ebene L4-L5 wird von den Kniehebern recht spät bewegt, wogegen die Rückenheber das Segment auf einem mittleren Rang bewegen ( $p = .0537$ ).

Beim Absetzen wird die Ebene L2-L3 von Kniehebern auf einem mittleren Rang bewegt, wogegen die Rückenheber dieses Segment sehr spät auf dem vierten Rang bewegen ( $p = .015$ ). Bei L4-L5 können keine Unterschiede nachgewiesen werden.

Beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.25 D) wird auf Ebene L1-L2 deutlich, dass Knie- und Rückenheber dieses Segment sehr bald, vor allen anderen Segmenten bewegen ( $p < .0001$ ). Auf Ebene L2-L3 zeigt sich, dass die Knieheber dieses Segment auf einem mittleren Rang bewegen, wogegen die Rückenheber dieses Segment erst sehr spät, nach allen anderen Bewegungsebenen bewegen ( $p = .0012$ ). L4-L5 wird von Rückenhebern auf einem mittleren Rang bewegt, wogegen die Knieheber dieses Segment sehr spät bewegen ( $p = .0537$ ).





**Abbildung 4.26:** Zeitliche Rangfolgen der Einzelbewegung Lateralflexion innerhalb der vier Phasen des Hebezyklus getrennt nach Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber und Alle beim unsymmetrischen Heben: Bücken (A), Absetzen (C) und Aufrichten (D) zeigen deutliche Unterschiede zwischen den Hebertypen, wobei die Knieheber außer beim Aufrichten meist die obere LWS zuerst seitlich verbeugen. Rückenheber und aus der Rolle fallenden Heber zeigen bei jeder Teilbewegung ein differentes zeitliches Regime.

### Lateralflexion

Von größerem Interesse als die Anteile der Flexion/Extension sind beim unsymmetrischen Heben die Lateralflexion und die Torsion. Bei der Lateralflexion bewegen die Knieheber bei allen Teilbewegungen die obere Lendenwirbelsäule zeitlich vor der unteren. Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber präsentieren dagegen bei jeder Teilbewegung ein anderes zeitliches Regime. Die dargestellten Unterschiede sind nur teilweise statistisch nachweisbar (Abb. 4.26).

Beim Bücken nach dem Gewicht (Abb. 4.26 A) ergeben sich für die einzelnen Gruppen folgende Rangfolgen: Die Knieheber bewegen vor allen anderen Ebenen die obere

LWS mit L1-L2 und L2-L3, daran im Anschluss die Ebenen L3-L4 und L4-L5, zum Schluss die Ebenen L5-Becken ( $p = .01$ ). Die Rückenheber organisieren das seitliche Beugen der Lendenwirbelsäule in der Art, dass zunächst die Ebene L3-L4 bewegt wird, dann L4-L5, gefolgt von L1-L2 und L5-Becken und zum Schluss die Ebene L2-L3 ( $p < .0001$ ). - Beim Heben des Gewichtes (Abb. 4.26 B) haben die Knieheber die Reihenfolge L1-L2, dann die Ebenen L2-L3, L4-L5 und L5-Becken, zum Schluss die Ebene L3-L4 ( $p < .0001$ ). Die Rückenheber zeigen, dass die unteren Ebenen von L2-L3 bis L5-Becken auf einem mittleren Rang bewegt werden, wogegen das Segment L1-L2 deutlich nach allen anderen Ebenen bewegt wird ( $p = .017$ ). - Beim Absetzen des Gewichtes (Abb. 4.26 C) haben die Knieheber die Reihenfolge L3-L4, dann L1-L2, gefolgt von L2-L3 und L5-Becken und zuletzt wird L4-L5 bewegt ( $p = .0002$ ). Die Rückenheber bewegen zuerst das Segment L2-L3, dann L1-L2, L3-L4 und L4-L5, zuletzt L5-Becken ( $p < .0001$ ). - Das Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.26 D) zeigt bei den Kniehebern, dass die untere LWS zuerst bewegt wird, dann die mittlere von L2-L3 bis L4-L5 und zuletzt L1-L2 ( $p = .0025$ ). Dem vollkommen entgegen bewegen die Rückenheber zunächst die Ebenen L1-L2 und L2-L3, dann L5-Becken und zuletzt L3-L4 und L4-L5 ( $p < .0001$ ). Die aus der Rolle fallenden Heber unterliegen hinsichtlich der Rangfolge heftigen interindividuellen Schwankungen, so dass Unterschiede der Ebenen nicht nachweisbar sind.

Auf den einzelnen Ebenen zeigt sich zwischen den Gruppen beim Bücken nach dem Gewicht (Abb. 4.26 A) auf Ebene L1-L2, dass die Knieheber dieses Segment zeitlich eher bewegen, wogegen die Rückenheber es auf einem mittleren Rang in die Bewegung einbeziehen ( $p = .0262$ ). Die Ebene L2-L3 wird von den Kniehebern sehr bald, auf dem zweiten Rang bewegt, wogegen die Rückenheber dieses Segment sehr spät, auf dem vierten Rang bewegen ( $p = .0236$ ). Das Bewegungssegment L3-L4 wird von den Rückenhebern als erstes bewegt, wogegen die Knieheber dieses Segment auf einem mittleren Rang bewegen ( $p = .0001$ ).

Beim Heben des Gewichtes (Abb. 4.26 B) bewegen die Knieheber Ebene L1-L2 als erstes Segment, die Rückenheber bewegen es erst nach allen anderen Ebenen ( $p < .0001$ ).

Beim Absetzen des Gewichtes (Abb. 4.26 C) zeigt sich auf Ebene L2-L3, dass die Rückenheber dieses Segment sehr bald, vor allen anderen Segmenten bewegen, wogegen die Knieheber es auf einem mittleren Rang seitlich beugen ( $p < .0001$ ). Auf Ebene L3-L4 ist festzustellen, dass die Knieheber dieses Segment sehr bald bewegen, die Rücken-

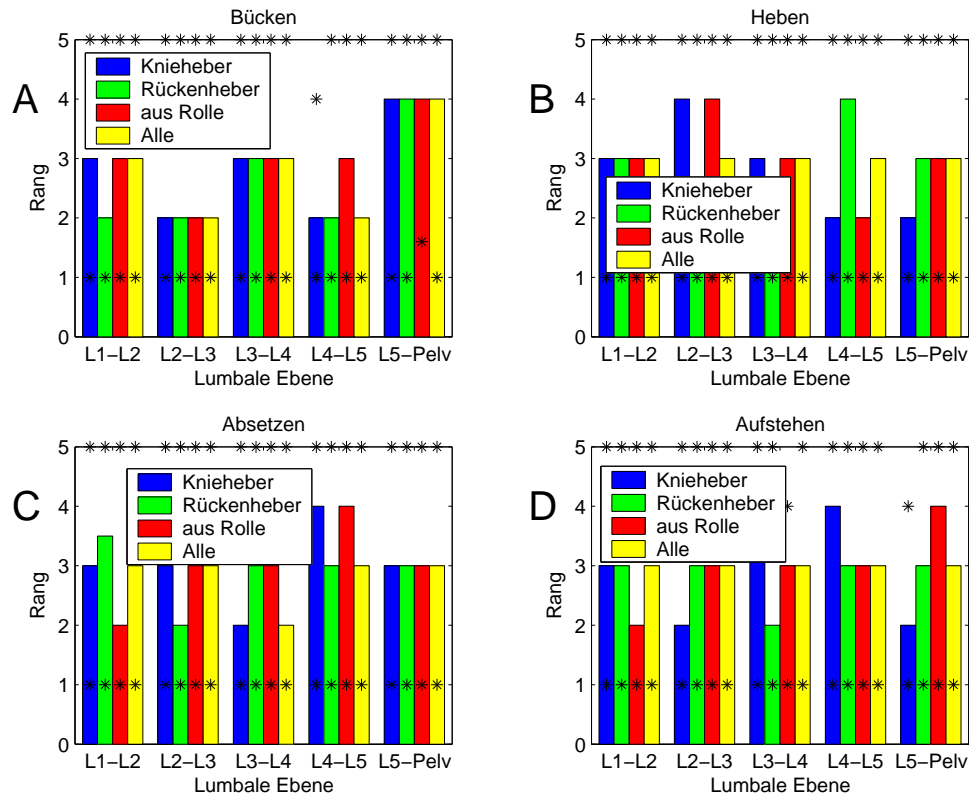
heber es auf einem mittleren Rang zeitlich einordnen ( $p = .0105$ ). Auf Ebene L4-L5 kann nachgewiesen werden, dass die Knieheber diese Ebene es sehr spät bewegen, die Rückenheber auf einem mittleren Rang ( $p < .0001$ ). Die Ebene L5-Becken wird von den Kniehebern zeitlich zwischen anderen Segmenten bewegt, die Rückenheber bewegen es sehr spät, auf dem 4. Rang ( $p = .0008$ ).

Beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.26 D) kann auf Ebene L1-L2 nachgewiesen werden, dass die Rückenheber dieses sehr bald bewegen, dem entgegen die Knieheber auf dem letzten Rang ( $p < .0001$ ). Das Bewegungssegment L2-L3 wird von den Rückenhebern zeitlich eher bewegt als von den Kniehebern ( $p = .01$ ). Die Ebene L3-L4 wird von den Kniehebern auf einem mittleren Rang bewegt, wogegen die Rückenheber dieses Bewegungssegment erst nach allen anderen Segmenten bewegen ( $p < .0001$ ). Das Bewegungssegment L4-L5 wird von den Rückenhebern auf einem mittleren Rang seitlich gebeugt, wogegen die Knieheber es zeitlich erst nach allen anderen Segmenten bewegen ( $p = .0003$ ). Die unterste Bewegungsebene zeigt bei den Kniehebern, dass diese vor allen anderen Segmenten bewegt wird, die Rückenheber bewegen es auf einem mittleren Rang ( $p = .03$ ).

### **Torsion**

Beim unsymmetrischen Heben ist ebenfalls die Torsion von großem Interesse, da hier der Rumpf verdreht wurde. Außer beim Bücken nach dem Gewicht zeigt sich, dass die Reihenfolge der Torsionsbewegungen der einzelnen Bewegungssegmente eher zufällig sind, es lassen sich kaum Unterschiede zwischen den Ebenen und den Hebetypen nachweisen. Beim Bücken kann für alle Versuchspersonen ausgesagt werden, dass die obere LWS eher verdreht wird als die untere, wobei das Bewegungssegment L2-L3 vor L1-L2 bewegt wird. Auch hier wird aufgrund der individuellen Unterschiede die Gruppe der aus der Rolle fallenden Heber nicht weiter beschrieben.

Beim Bücken nach der Kiste (Abb. 4.27 A) zeigt sich auf fast allen Ebenen, dass die Gruppen die gleiche Reihenfolge des zeitlichen Regimes der Einzelbewegungen haben: Bei den Kniehebern lässt sich die Reihenfolge L2-L3 und L4-L5, dann L1-L2 und L3-L4 und zuletzt L5-Becken nachweisen ( $p < .0001$ ). Die Rückenheber bewegen zuerst die Segmente L1-L2, L2-L3 und L4-L5, danach L3-L4 und zuletzt L5-Becken ( $p < .0001$ ). - Wird das Gewicht gehoben (Abb. 4.27 B) zeigt sich für die Knieheber, dass die Ebenen L4-L5 und L5-Becken zuerst verdreht werden, dann die Ebenen L1-L2 und L3-L4 und zuletzt die Ebene L2-L3 ( $p = .0022$ ). Die Rückenheber bewegen die mittlere LWS



**Abbildung 4.27:** Zeitliche Rangfolgen der Einzelbewegung Torsion innerhalb der vier Phasen des Hebezyklus getrennt nach Knieheber, Rückenheber, aus der Rolle fallende Heber und Alle beim unsymmetrischen Heben: Beim Bücken nach dem Gewicht (A) zeigt sich, dass die Gruppen durchschnittlich die gleiche Rangfolge haben, auf drei Ebenen sind keine Unterschiede zu erkennen. Die anderen drei Teilbewegungen weisen auf allen Ebenen meist einen mittleren Rang auf.

mit L2-L3 und L3-L4 zuerst, dann die Ebenen L1-L2 und L5-Becken, zum Schluss die Ebene L4-L5 ( $p = .0003$ ). - Beim Absetzen (Abb. 4.27 C) zeigt sich für die Knieheber die Reihenfolge L3-L4, dann L1-L2, L2-L3 und L5-Becken, zum Schluss die Ebene L4-L5 ( $p < .0001$ ). Die Rückenheber lassen keine eindeutige Rangfolge erkennen. - Die Rangfolge der Knieheber beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.27 D) zeigt, dass hier die Ebenen L2-L3 und L5-Becken zuerst bewegt werden, dann folgt L1-L2, dann die Ebenen L3-L4 und L4-L5 ( $p < .0001$ ). Auch hier kann für die Rückenheber keine eindeutige Rangfolge nachgewiesen werden.

Beim Vergleich der einzelnen Ebenen zwischen den Hebetypen beim Bücken (Abb.

4.27 A) lässt sich auf Ebene L1-L2 nachweisen, dass die Rückenheber dieses Segment zeitlich vor allen anderen bewegen, wogegen Knieheber dies auf einem mittleren Rang in die Bewegung einbeziehen ( $p = .0067$ ).

Beim Heben des Gewichtes (Abb. 4.27 B) wird die Ebene L2-L3 von den Rückenhebern deutlich eher bewegt, als von den Kniehebern, welche es erst nach allen anderen Bewegungssegmenten verdrehen ( $p < .0001$ ). Die Ebene L4-L5 zeigt, dass Knieheber dieses Segment recht zeitig bewegen, wogegen die Rückenheber es erst nach allen anderen Bewegungssegmenten verdrehen ( $p = .0006$ ). Die Ebene L5-Becken wird von den Kniehebern sehr früh bewegt, wogegen Rückenheber dieses Bewegungssegment auf einem mittleren Rang bewegen ( $p = .0402$ ).

Während des Absetzens des Gewichtes (Abb. 4.27 C) zeigt sich auf Ebene L1-L2, dass die Knieheber es auf einem mittleren Rang in die Bewegung einbeziehen, wogegen die Rückenheber diese Bewegungsebene nach allen anderen bewegen ( $p = .0065$ ). Die Ebene L3-L4 wird durchschnittlich von den Kniehebern auf einem vorderen Rang bewegt, wogegen die Rückenheber dieses Segment auf einem mittleren Rang bewegen ( $p = .0007$ ).

Beim Aufrichten ohne das Gewicht (Abb. 4.27 D) lässt sich bei L2-L3 nachweisen, dass die Knieheber sich hier zeitlich sehr bald bewegen, wogegen die Rückenheber dieses Segment auf einem mittleren Rang bewegen ( $p = .0356$ ). Die Ebene L3-L4 wird von den Rückenhebern durchschnittlich vor den anderen Ebenen bewegt, wogegen die Knieheber dieses Segment erst nach allen anderen Ebenen bewegen ( $p = .0213$ ). Die Ebene L4-L5 bewegen die Knieheber sehr spät, wogegen die Rückenheber dies auf einem mittleren Rang verdrehen ( $p = .0095$ ). Bewegungsebene L5-Becken wird von den Kniehebern vor allen anderen Ebenen bewegt, die Rückenheber verdrehen diese Ebene auf einem mittleren Rang ( $p = .0004$ ).

#### 4.5.4 Einfluss des zu hebenden Gewichtes auf das zeitliche Regime

Das Gewicht der Kiste, welches von 2 bis 12 kg reichte, hat auf keiner Ebene einen Einfluss auf die Teilbewegungen der Flexion/Extension.

Beim unsymmetrischen Heben hat das Gewicht der Kiste ebenfalls keinen großartigen Einfluss auf das zeitliche Regime der einzelnen segmentalen Wirbelbewegungen. Einzig bei der Torsion sind mit dem *Kruskal-Wallis*-Test vereinzelte Unterschiede nachweisbar: Beim Bücken zeigt sich, dass L3-L4 mit zunehmenden Gewicht von einem

späten auf einen frühen Rang rutscht ( $p = .0533$ ), wogegen L4-L5 mit 12 kg Belastung von einem niedrigen auf einen hohen Rang verdrängt wird ( $p = .0271$ ). Beim Heben zeigt die Bewegungsebene L2-L3, dass mit 6 kg Belastung durchschnittlich ein zeitlich hoher Rang eingenommen wird, wogegen bei den anderen Belastungen eher ein mittlerer Rang eingenommen wird.

## 4.6 Zeitschemata der Teilbewegungen

Durch die Einteilung des Hebens in die Phasen *Bücken*, *Heben*, *Absetzen* und *Aufrichten* wurden die Zeiten der einzelnen Bewegungen bestimmt, welche nun hier verglichen werden sollen.

### 4.6.1 Zeitliche Unterschiede der Teilbewegungen

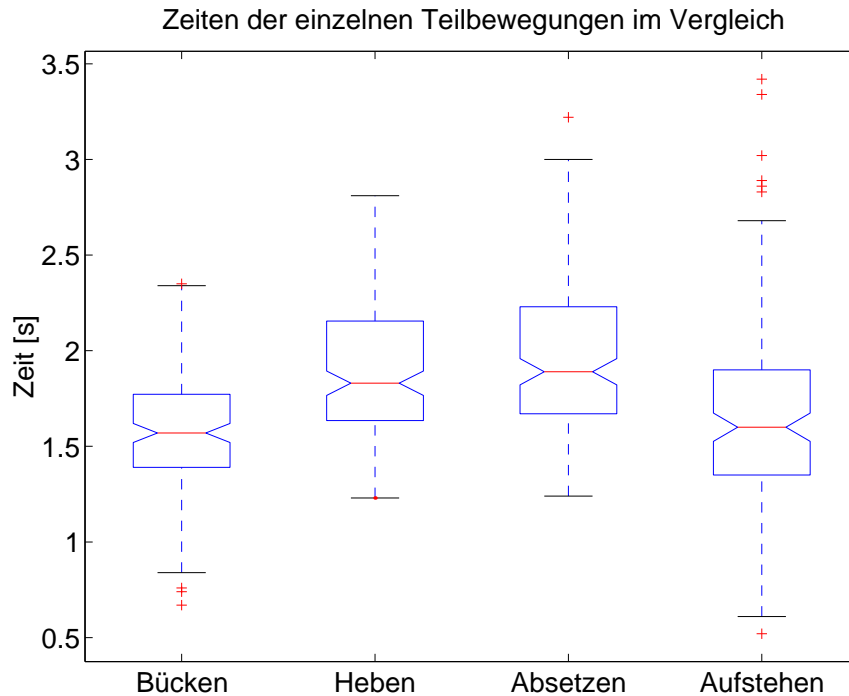
#### Symmetrisches Heben

Die Zeiten der Teilbewegungen Bücken, Heben, Absetzen und Aufstehen beim symmetrischen Heben unterscheiden sich hoch signifikant (Einfaktorielle ANOVA:  $p < .0001$ ). Ein durchschnittlicher Bückvorgang dauert 1.6 Sekunden (Std: 0.3 s). Die zeitlich zweitkürzeste Bewegung ist das Aufstehen mit durchschnittlich 1.7 Sekunden (Std: 0.5 s). Die längsten Bewegungen sind das Heben ( $1.9 \pm 0.4$  s) und das Absetzen ( $2 \pm 0.4$  s), die belasteten Bewegungen. Die Belastung durch die Kiste stellt somit einen Einfluss auf die Zeitdauer der Bewegungen dar, die Bewegungen werden langsamer ausgeführt. Heben und Absetzen unterscheiden sich nicht nachweisbar. Auch Bücken und Aufstehen zeigen zeitlich keine nachweisbaren Unterschiede (Abb. 4.28).

Die Rückenheber benötigen beim Absetzen ( $2.24 \pm 0.3$  s) des Gewichts deutlich mehr Zeit als beim Heben ( $2.08 \pm 0.35$  s;  $p = .0073$ ).

#### Unsymmetrisches Heben

Auch hier sind hoch signifikante Unterschiede zwischen den Teilbewegungen nachweisbar (Einfaktorielle ANOVA:  $p < .0001$ ). Wie beim symmetrischen Heben ist die unbelastete Bewegung Bücken ( $1.53 \pm 0.29$  s) die schnellste Bewegung. Anders als beim symmetrischen Heben ist hier jedoch das Aufstehen die zeitlich längste Bewegung ( $1.94 \pm 0.56$  s). Heben ( $1.83 \pm 0.32$  s) und Absetzen ( $1.88 \pm 0.37$  s) unterscheiden sich nur unwesentlich.

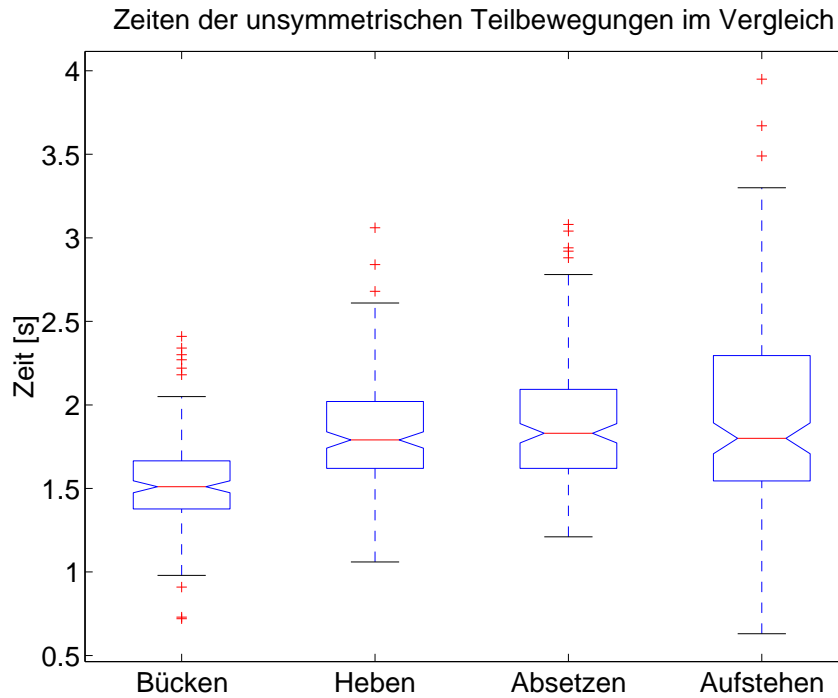


**Abbildung 4.28:** Zeiten aller symmetrischen Hebezyklen getrennt in den vier Phasen Bücken, Heben, Absetzen und Aufstehen. Die rote Linie zeigt die Mittelwerte der einzelnen Datenreihen. Die Kästen verdeutlichen obere und untere Quartile. Der Rest der Verteilung wird durch die schwarzen Linien verdeutlicht. Ausreißer werden als rote +-Zeichen dargestellt. Die belasteten Bewegungen (Heben und Absetzen) sind zeitlich länger, als die unbelasteten Bewegungen. Absetzen benötigt die meiste Zeit.

Durch die Trennung der Daten nach Kniehebern und Rückenhebern kann bei den Kniehebern festgestellt werden, dass die Zeiten des Aufstehens nicht die längsten sind, sondern die des Hebens und Absetzens, wobei diese sich nicht unterscheiden. In der Tat sind es die Rückenheber, die den Durchschnitt der Zeit des Aufstehens nach oben drücken, da diese bei dieser Bewegung  $2.19 \pm 0.45$  s benötigen. Zwischen Heben und Absetzen ist auch in diesen Gruppierungen kein Unterschied nachzuweisen.

#### 4.6.2 Unterschiede zwischen den Hebetypen

Die Art und Weise des Hebens, ob mit der Technik des Kniehebens, des Rückenhebens oder ob eine aus der Rolle fallende Technik zur Anwendung kam, hat einen heftigen Einfluss auf die Zeiten der Teilbewegungen, was beim symmetrischen als auch beim



**Abbildung 4.29:** Zeiten aller unsymmetrischen Hebezyklen getrennt in den vier Phasen Bücken, Heben, Absetzen und Aufstehen: Die belasteten Bewegungen Heben und Absetzen benötigen einen größeren Zeitraum als Bücken und Aufstehen. Das Aufstehen selbst zeigt die größten Abweichungen.

Bewegung	Bücken	Heben	Absetzen	Aufstehen
symmetrisch	<.0001	<.0001	<.0001	.0018
unsymmetrisch	—	.0093	<.0001	<.0001

**Tabelle 4.22:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Hebetypp beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben der Belastungszeiten: Beim symmetrischen Heben sind bei allen Teilbewegungen Unterschiede zwischen den Gruppen nachweisbar. Beim unsymmetrischen Heben sind bis auf das Bücken alle Bewegungszeiten zwischen den Gruppen unterschiedlich, wobei hier immer die Knieheber die kürzesten Belastungszeiten haben.

unsymmetrischen Heben festzustellen ist (Tab. 4.22).

Beim symmetrischen Heben sind bei allen Teilbewegungen Unterschiede zwischen den Gruppen Knieheber, Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber festzustellen. Zusammenfassend benötigen die Rückenheber bei allen Teilbewegungen die längsten Zeiten. Beim Bücken weisen die aus der Rolle fallenden Heber die kürzesten Belastungs-



Vergleich	Bücken	Heben	Absetzen	Aufstehen
symmetrisch	.0581	—	<.0001	.0081
unsymmetrisch	—	—	.0026	.0032

**Tabelle 4.23:**  $p$ -Werte der einfaktoriellen ANOVA hinsichtlich des Faktors Gewicht beim symmetrischen und unsymmetrischen Heben der Belastungszeiten: Beim symmetrischen Heben unterscheiden sich bis auf den Hebevorgang alle Bewegungszeiten. Beim unsymmetrischen Heben sind durch Einfluss des Gewichtes einzig beim Absetzen und Aufstehen Unterschiede festzustellen.

zeiten auf, welche gleich von den Kniehebern gefolgt werden ( $p < .0001$ ). Beim Heben selbst haben die Rückenheber die längsten Belastungszeiten. Knieheber und aus der Rolle fallende Heber benötigen durchschnittlich 0.3 Sekunden weniger Zeit zum Heben als die Rückenheber ( $p < .0001$ ). Die gravierendsten Unterschiede sind beim Absetzen des Gewichtes zu erkennen, wobei hier die Knieheber die kürzeste Zeit benötigen, die aus der Rolle fallenden Heber nur geringfügig länger benötigen, die Rückenheber jedoch durchschnittlich 0.5 Sekunden mehr Zeit zum Absetzen benötigen als die Knieheber ( $p < .0001$ ). Beim Aufstehen sind es die aus der Rolle fallenden Heber, welche die kürzesten Zeiten benötigen, gefolgt von den Kniehebern ( $p = .0018$ ).

Beim unsymmetrischen Heben sind beim Bücken keine Unterschiede zwischen den Gruppen festzustellen. Beim Heben, Absetzen und Aufstehen haben jedoch die Knieheber immer die kürzesten Zeiten zu verbuchen. Beim Heben ( $p = .0093$ ) liegen Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber nahezu gleich auf. Beim Absetzen ist zu beobachten, dass die Rückenheber mehr Zeit als die Knieheber benötigen und die aus der Rolle fallenden Heber wiederum mehr Zeit als die Rückenheber ( $p < .0001$ ). Beim Aufstehen liegen die aus der Rolle fallenden Heber zeitlich knapp vor den Rückenhebern, wobei die aus der Rolle fallenden Heber jedoch die höchsten Streuungen aufweisen ( $p < .0001$ ).

### 4.6.3 Einfluss des zu hebenden Gewichtes

Das zu hebende Gewicht hat auf alle Zeiten des symmetrischen Hebens, außer der Hubzeit einen Einfluss (Tab. 4.23). Im Detail ist beim Bücken zu bemerken, dass bei Bewältigung der 6 kg schweren Kiste, die kürzesten Zeiten erreicht werden. Dem entgegen sind beim Absetzen die Zeiten beim Manipulieren der 6 kg schweren Kiste am längsten. Beim Aufstehen ist durch die Zunahme des Gewichtes eine abnehmende Ten-

denz zu verzeichnen.

Beim unsymmetrischen Heben beeinflusst das zu hebende Gewicht einzig die Bewegungszeiten des Absetzens und des Aufstehens, wobei beim Absetzen durch Erhöhung des Gewichtes ein zunehmender Trend zu verzeichnen ist. Beim Aufstehen ist durch Erhöhung des Gewichtes ein abnehmender Trend zu verzeichnen.

# Kapitel 5

## Diskussion

## 5.1 Bewegungsbereiche

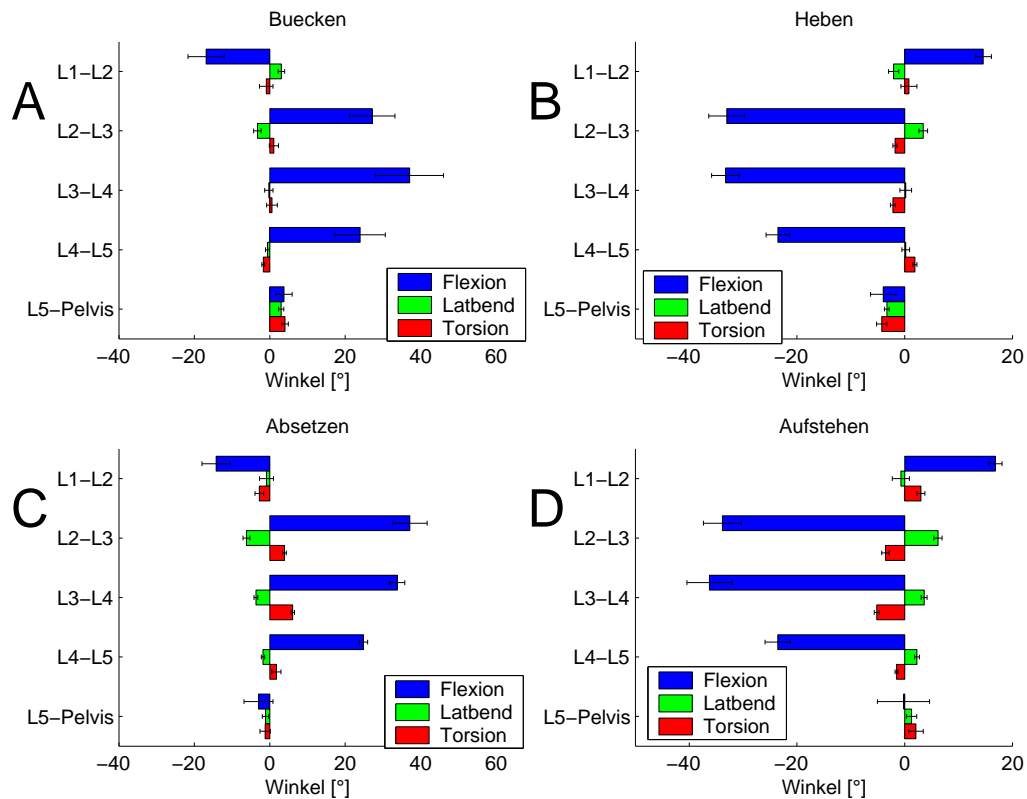
### 5.1.1 Einflussfaktoren auf die Bewegungsbereiche

Die Bewegungen der einzelnen Segmente sind von einer Reihe Faktoren abhängig. Bei Flexion/Extension werden im oberen Bereich der Lendenwirbelsäule kleinere Bewegungen genutzt als im unteren Bereich (Tab. 4.1 und 4.2, Seite 98). Dies ist allgemein bekannt und soll nicht weiter erörtert werden.

#### Hebetechnik

Der Haupteinflussfaktor auf die Bewegungen der einzelnen Ebenen ist der Hebetyp. Knieheber, Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber zeigen vor allem im oberen Bereich der Lendenwirbelsäule heftige Unterschiede. Während das Bewegungssegment L5-Becken bei Flexion/Extension vergleichbar genutzt wird, reduzieren die Knieheber die Winkelamplituden der höheren Bewegungssegmente und beschränken somit auch die Gesamtbewegung der LWS. Die Rückenheber nutzen ihre Beweglichkeit deutlich mehr, unter Belastung werden die Bewegungssegmente der Rückenheber bedeutend mehr gebeugt. Aber auch die aus der Rolle fallenden Heber zeigen ein differentes Nutzen der Bewegungsamplituden. Entgegen dem Trend, dass das unterste Bewegungssegment L5-Becken am meisten bewegt wird, existieren Heber, die dieses Bewegungssegment weniger benutzen (Abb. 5.1). Auch die weniger großräumigen Bewegungsanteile Lateralflexion und Torsion zeigen Unterschiede zwischen den Hebetypen. Die Knieheber haben die geringsten Streuungen bei der Lateralflexion aufzuweisen, was auf ein sehr festes und auch in der Gruppe kohärentes Bewegungsmuster schließen lässt. Zur Torsion ist zu bemerken, dass wieder die Knieheber die geringsten Streuungen zeigen. Außerdem verlaufen die Einzelrotationen in den Gruppen teilweise konträr.

Zusammenfassend bewältigt jede Gruppe mit einem spezifischen Amplitudenmuster die gestellte Aufgabe des Hebens. Vollkommen konträr erscheint jedoch, dass die Knieheber die Strategie verfolgen, die Bewegungen zu begrenzen, wogegen die Rückenheber die Bewegungsmöglichkeiten heftig nutzen, nahezu das maximal mögliche Bewegungsausmaß der Lendenwirbelsäule verwenden. Anhand der geringen inter- und intraindividuellen Standardabweichungen der Knieheber kann gefolgert werden, dass es sich bei ihrem Amplitudenmuster um ein sehr stabiles Bewegungsmuster handelt. Knieheben selbst ist eine Technik, die im Laufe der Zeit erlernt wird, bis ein festes Bewegungsmuster vorhanden ist. Die Amplituden der Rückenheber sind mit größeren



**Abbildung 5.1:** Bewegungsbereiche eines aus der Rolle fallenden Hebbers beim Bücken (A), Heben (B), Absetzen (C) und Aufstehen (D) dargestellt. Das Bewegungssegment L5-Becken wird bei Flexion/Extension so gut wie nicht genutzt. Die Bewegungsbereiche der Flexion/Extension nehmen von oben nach unten ab. Die Torsion zeigt auf verschiedenen Ebenen konträre Bewegungsrichtungen.

interindividuellen Abweichungen versehen, so dass man diese Technik als individuell und eher zufällig beschreiben kann. Weitaus individueller, jedoch individuell keinesfalls zufällig (da die Streuungen individuell sehr gering sind) können die Bewegungsbereiche der aus der Rolle fallenden Heber beschrieben werden. Jede Versuchsperson dieser Gruppe hat sich über die Zeit des Lebens bis zur Untersuchung ein eigenes Amplitudenmuster angeeignet, welches bei jeder Hebebewegung wieder an den Tag gelegt wurde. Vergleicht man diese mit den Kniehebern, so kann gefolgert werden, dass die aus der Rolle fallenden Heber ihre Technik sich aufgrund eigenen Feedbacks aneigneten, wogegen die Knieheber wahrscheinlich Feedback von außen, von einem Lehrer erhielten. Hier spielen individuelle Gegebenheiten eine Rolle: Die in Abbildung 5.1 dargestell-

te Versuchsperson schließt das Bewegungssegment L5-Becken von der Bewegung aus, wobei keine Informationen vorhanden sind, warum die Versuchsperson dies tut. Ein anderes Mitglied dieser Gruppe zeigt, dass das Bewegungssegment L2-L3 im Vergleich mit den angrenzenden Bewegungssegmenten in der Beweglichkeit weniger bewegt wird. Diese Versuchsperson gab an, in diesem Bereich der Lendenwirbelsäule häufig Blockierungen und ab und an auch Schmerzen zu haben. Dies stützt die in der Literatur vertretene These, dass bei Problemen oder Degeneration eines Bewegungssegments die Bewegungsbereiche auf Kosten der angrenzenden Bewegungssegmente minimiert wird [12, 117, 5, 51, 83]. Es ist zu beachten, dass in der Literatur diese These nicht eindeutig bewiesen werden konnte, Personen mit *low back pain* zeigen keine besonderen Auffälligkeiten hinsichtlich der Bewegungsbereiche. Auch in Zusammenhang mit den präsentierten Daten kann nicht sofort gefolgert werden, dass seitens der Bewegung eingeschränkte Bewegungssegmente auch in der Tat ein degeneratives Problem oder Schmerzen haben. Einzig das Indiz ist gegeben, dass an der Stelle der geringeren Amplituden etwas anders verläuft als bei der Mehrheit der Versuchspersonen, das Amplitudenverhalten ist einzig auffällig, Rückschlüsse auf den Gesundheitszustand können nicht gezogen werden. Trotzdem kann das Betrachten der Bewegungsamplituden zumindest als Screening eingesetzt werden. Dazu kommt, dass mit *in-vitro*-Untersuchungen nachgewiesen wurde, dass degenerierte Bandscheiben das Bewegungssegment dazu bringen, größere Bewegungsspielräume zu zeigen [75]. Dies lässt auf die äußerst wichtige Rolle des neuromuskulären Systems schließen, da die Bewegungssegmente *in-vitro* einzig mit Bandapparat und Bandscheiben versehen waren.

Als Bewertung der verschiedenen Hebetekniken kann die Benutzung des Bewegungssystems Lendenwirbelsäule heran gezogen werden. Die Knieheber scheinen die günstigste Technik zu verwenden, da Bewegungen reduziert werden. Vor allem bei hohen Belastungen scheint dies sinnvoll (siehe Kapitel 5.3, Seiten 179ff.).

### **Belastung**

Durch Belastung (Heben und Absetzen) werden die Bewegungsbereiche beeinflusst. Für die Gesamtheit der Versuchspersonen konnte festgestellt werden, dass durch Belastung die Bewegungsbereiche zunehmen, wobei vor allem die Anteile der Flexion/Extension betroffen sind.

Splittet man die Gesamtheit wieder in die Gruppen der Hebetypen, so wird deutlich, dass der Trend der Gesamtheit von den Rückenhebern stammt: Knie- und Rückenheber

verfahren mit unterschiedlichen Strategien: Während die Knieheber in den belasteten Teilen Heben und Absetzen die Bewegungsbereiche im Vergleich mit den unbelasteten Bewegungsteilen reduzieren oder gar ein konträres Verhalten zeigen, werden die Bewegungsbereiche bei den Rückenhebern unter Belastung generell größer. Hierbei ist zu beachten, dass die Rückenheber im Vergleich mit den Kniehebern schon größere Bewegungsamplituden haben, die durch Belastung nun auch noch zunehmen. Das Vergrößern der Bewegungsbereiche beim Heben hat zunächst den Grund, dass das Gewicht der Kiste durch Verlagerung des Körperschwerpunktes ausgeglichen werden muß: Die Rückenheber stehen nach dem Heben des Gewichtes in einer größeren Extension als ohne die Belastung des Gewichtes. Die Knieheber zeigen ein aktiveres Verhalten der oberen Lendenwirbelsäule in der Form, dass beim Hebevorgang eine Extension erfolgt, die oberen Bewegungssegmente werden aktiv an der Hebearbeit beteiligt. Auch beim Absetzen des Gewichtes ist bei den Kniehebern im oberen Bereich ein konträres Verhalten zu beobachten, welches ebenfalls als aktiv bezeichnet werden kann: Während beim Bücken durchschnittlich keine Bewegungen nachweisbar sind, wird beim Absetzen in diesem Bereich gebeugt, was auf ein Führen des Gewichtes schließen lässt. Hinzu kommt, dass die Amplituden unter Belastung auf Ebene L5-Becken reduziert werden, was als Schutzmechanismus dieses Bewegungssegmentes interpretiert werden kann.

Der Unterschied der beiden Hebetypen liegt darin, dass die Knieheber ihre erlernte Technik auf die Belastung abstimmen, wogegen die Rückenheber ihre Bewegungen durch die Belastung eher verstärken: Die Knieheber scheinen in jeder Phase des Hebezyklus eine spezielle Bewegung zu praktizieren, wogegen die Rückenheber ihr Bewegungsmuster der Flexion bzw. Extension des Rumpfes durch das Gewicht der Kiste beeinflussen lassen. Zusammengefasst scheint die Strategie der Rückenheber von der Bewegungsausführung wohl einfacher zu sein, die Beanspruchung des Bewegungsapparates ist bei den Rückenhebern jedoch höher: Einerseits muss die Muskulatur auf längeren Wegen arbeiten, andererseits werden Bänder und Gelenke mehr belastet. Dagegen haben die Knieheber die Möglichkeit entwickelt, Beanspruchung zu minimieren. Muskulär scheint die Bewegung der Knieheber aufwendiger, da durch mehr Muskelkraft die Winkelamplituden reduziert werden.

Erhebliche Schwierigkeiten bereitet die Interpretation der aus der Rolle fallenden Heber, da bei jeder Versuchsperson ein anderes Muster erkannt werden kann. Es ist demnach stark von den individuellen Gegebenheiten abhängig, wie ein aus der Rolle fallender Heber sich durch die Belastung beeindrucken lässt.

### Zu hebendes Gewicht

Innerhalb der Gesamtheit der Versuchspersonen hat das zu hebende Gewicht keinen Einfluß auf die Bewegungsbereiche. Trennt man jedoch die Gesamtheit in Knie- und Rückenheber, so wird ein gravierender Unterschied deutlich: Während mit zunehmenden Gewicht beim symmetrischen Heben die Rückenheber die Amplituden der Flexion/Extension reduzieren, lassen sich die Knieheber vom Gewicht nicht beeindrucken. Dies zeigt, dass durch das höhere Gewicht die Bewegungsstrategie der Rückenheber beeinflusst wird.

Höhere Belastungen haben höhere Aktivierung der Muskulatur und mit hoher Wahrscheinlichkeit höhere Muskelkräfte zur Folge: Aus der Literatur ist das Phänomen *Flexion-Relaxation* bekannt, bei starker Flexion des Rumpfes sind die globalen, großen Rückenmuskeln nicht aktiv, so lange keine hohen Belastungen wirken [92, 42, 105]. Während die Knieheber mit hoher Wahrscheinlichkeit ihre Rückenmuskulatur, allein schon um das komplexere Bewegungsmuster gestalten zu können, generell aktivieren, scheinen die Rückenheber erst mit höherer Belastung mehr Muskulatur zu aktivieren, so dass dies auch Einfluß auf die segmentalen Bewegungsbereiche hat. Das Reduzieren der Bewegungsamplituden kann somit als »Schutzmechanismus« beschrieben werden. Auch in der Literatur wird behauptet, dass vermehrte muskuläre Aktivierung die Belastung der Bänder reduziert [105].

Das unsymmetrische Heben ist eine bedeutend komplexere Aufgabe, welche die Knieheber in ihrer gewohnten Routine beeinflusst: Die Bewegungsanteile der Lateralflexion und Torsion werden mit zunehmenden Gewicht reduziert. Hier ist das gleiche zu bemerken, wie bereits beim symmetrischen Heben bei den Rückenhebern: Das Reduzieren der Bewegungsamplituden kann als »Schutzmechanismus« interpretiert werden. Aufgrund der höheren externen Belastung werden mit hoher Wahrscheinlichkeit die Rückenmuskeln mehr aktiviert, wodurch größere interne Kräfte wirken und somit die Bewegungen begrenzt werden.

#### 5.1.2 Sonderstellung des Bewegungssegmentes L5-Becken

Das Bewegungssegment L5-Becken nimmt beim Heben eine autonome Stellung ein: Während sich zwischen den Hebetypen alle anderen Bewegungsebenen hoch signifikant unterscheiden, können Unterschiede auf Ebene L5-Becken nicht nachgewiesen werden. Außerdem ist der Flexionswinkel im untersten untersuchten Bewegungssegment am



größten. Ausnahmen stellen einzelne aus der Rolle fallende Heber dar (Abb. 5.1).

Dies lässt einige Schlussfolgerungen zu, welche mit dem Hintergrund, dass die häufigsten Schädigungen von Bandscheiben in diesem Bereich auftreten und daher der Hauptaugenmerk auf diesem Bereich bei der Kalkulation von Belastungen liegt, äußerst brisant sind [48, 9, 11, 18, 21, 20, 22, 24, 47, 49, 50, 52, 59, 88, 89, 91, 93, 94, 98, 109, 113, 110, 111, 123]:

- Durch Erlernen einer bestimmten Hebetechnik kann das Bewegungssegment L5-Becken hinsichtlich des Bewegungsbereiches von Flexion und Extension nur schwer beeinflusst werden. Rückenheber und Knieheber benutzen bei Flexion/Extension dieses Bewegungssegment in gleichem Maße.
- Aufgrund der autonomen Nutzung des Bewegungssegmentes wird die Beanspruchung der beweglichkeitssteuernden umliegenden Strukturen nicht reduziert.
- Das Bewegungssegment L5-Becken nimmt eine biomechanische Sonderstellung ein, da die Bewegungen dieses Segmentes bis auf wenige Ausnahmen definiert sind. Die Abfolge einer Bückbewegung ist bereits ausführlich beschrieben und ist eng an die Gegebenheiten der Beckenbewegung geknüpft [43, 17].
- Damit ist der Flexionswinkel zwischen L5 und dem Becken stark an Bück- bzw. Hebebewegungen geknüpft: Bei einem großen Winkel ist der Rumpf stark gebeugt, bei kleinem Winkel ist der Rumpf aufgerichtet.
- Aufgrund der autonomen Bewegungen sind Ursachen, warum es zu Schädigungen des Bewegungsapparates genau an dieser Stelle kommt, an anderer Stelle zu suchen.

Aktionen bestimmter Bewegungssegmente verlaufen nicht losgelöst von anderen Bewegungssegmenten, welche in höheren oder tieferen Regionen zu finden sind. Hier ist vor allem zu bemerken, dass stammesgeschichtlich der Mensch als »Säugetier« von vierbeinigen Lebewesen abstammt, welche die Wirbelsäule horizontal nutzen und nicht wie der Mensch vertikal. Diese Verbindung zieht bestimmte Eigenschaften des Bewegungsverhaltens nach sich: Besondere Hüftwinkel ziehen bestimmte Kurven der Wirbelsäule nach sich, da Hüftgelenk und Lendenwirbelsäule mit dem Becken artikulieren [90]. Besondere Haltungen (Stehen oder Sitzen) bzw. Winkel der Hüfte führen ebenfalls zu typischem Verhalten der Wirbelsäule [43]. Die hier gefundenen Ergebnisse stützen die

Ergebnisse der Literatur und verdeutlichen die Sonderstellung des Bewegungssegmentes L5-Becken.

### 5.1.3 Bewegungsstrategien und Bewältigungsmuster

Eines der wichtigsten Ergebnisse dieser Arbeit ist die Darstellung der räumlichen Bewegungskoordination gegenüber einem Referenzwinkel (Kapitel 4.3.2, Seiten 119ff.). Aufgrund der Sonderstellung wurde als Referenzwinkel der Flexion/Extensionswinkel L5-Becken gewählt, welcher es möglich macht, sich über den zeitlichen Zustand der Hebebewegung zu informieren. Weiterhin ist es möglich, durch diese Darstellung verschiedene Hebetypen einfach zu diskriminieren und ihre Bewegungsstrategie zu beurteilen. Letztlich gelingt es mit der Gegenüberstellungen des L5-Becken-Winkels mit den anderen lumbalen Winkeln, das Zusammenspiel von Beckenbewegung und lumbalen Bewegungen zu beobachten.

Betrachtet man die Diagramme in Kapitel 4.3.2 (Seiten 119ff.), so zeigt sich, dass die Koordination der lumbalen Bewegungssegmente relativ zum Flexionswinkel L5-Becken sich bei Knie- und Rückenhebern stark unterscheidet: Während die Rückenheber ein gleichmäßiges Beugen der oberen Bewegungssegmente bei gleichmäßigem Beugen des Referenzwinkels zeigen, präsentieren die Knieheber ein deutlich komplexeres Bewegungsmuster: Es existieren Bereiche, in denen der Winkel zwischen L5 und dem Becken geändert wird, ohne dass die lumbalen Winkel eine großartige Änderung erfahren. Das Aufbauen des nötigen Bewegungsausmaßes, um die Hebebewegung durchzuführen, geschieht während eines kurzen Bereiches des ansteigenden L5-Beckenwinkels. Dieses Verhalten ist bei den dargestellten Versuchen bei Flexion/Extension, Lateralflexion und Torsion auch beim unsymmetrischen Heben für die Versuchspersonen typisch.

Die geringen Änderungen der lumbalen Flexionswinkel gegenüber dem L5-Beckenwinkel sind typisch für Knieheber. Mit hoher Wahrscheinlichkeit nutzen diese das Bewegungssystem Lendenwirbelsäule zur Bewältigung der Last nur sehr wenig: Die hauptsächliche Hubarbeit wird mit den großen Gelenken Hüfte und Knie geleistet, was bei den Versuchen auch zu beobachten war, jedoch nicht gemessen wurde. Die Arme wurden in die Hubbewegung nicht mit einbezogen. Somit nutzen die Knieheber die LWS und den Rumpf nur als Bindeglied zwischen unterer und oberer Extremität und zum Kräftetransfer. Auch die geringen Winkelamplituden - durchschnittlich  $27^\circ$  zwischen L5 und dem Becken und  $19^\circ$  aus dem Rest der Lendenwirbelsäule ergeben eine Gesamtneigung von  $46^\circ$  - machen deutlich, dass auch andere Gelenke an der Bewegung

des Bückens nach der Kiste am Boden beteiligt sein mussten. Dem entgegen nutzen die Rückenheber andere Gelenke so gut wie nicht: Bei den Versuchen war zu beobachten, dass die Knie nur wenig bis gar nicht bei den Hebebewegungen gebeugt wurden. Weiterhin machen auch hier die großen Winkelamplituden von durchschnittlich  $31^\circ$  zwischen L5 und dem Becken und zusätzlich  $60^\circ$  aus dem Rest der Lendenwirbelsäule klar, dass ein Gesamtwinkel von  $91^\circ$  durchaus hinreichend ist, um Gegenstände am Boden zu greifen, ohne andere Gelenke in die Bewegung einbeziehen zu müssen. Die Rückenheber erzeugen somit einen Großteil der Hubarbeit aus der Lendenwirbelsäule. Ob die notwendige Arbeit der großen Gelenke wie hier beschrieben in der Tat so organisiert werden, könnte mit dynamischen Daten geprüft werden. Ein Indiz auf Unterschiede von hebeerfahrenen und hebeunerfahrenen Personen bei der Manipulation von Gewichten liefern elektromyografische Untersuchungen: Hier konnte gezeigt werden, dass Aktivierungsmuster gruppierbar und deutlich unterschiedlich sind. Weiterhin wurde deutlich, dass auch bei dieser Untersuchung die hebeerfahrenen Personen sich von der Zunahme des Gewichtes haben nicht beeindrucken lassen, wogegen die hebeunerfahrenen Personen deutliche Zunahmen der muskulären Aktivierung zu verzeichnen hatten [4, 3].

Ein weiterer Vorteil dieser Darstellung zur Beurteilung der Bewegungskoordination ist die Zeit. Zwar wird die Zeit von der Darstellung ausgeschlossen, jedoch ist sie heftig an das Verhalten des L5-Beckenwinkels und somit an die Hebebewegung gebunden (siehe Abb. 4.6, Seite 118): Es ist möglich, Aussagen über den zeitlichen Verlauf der anderen lumbalen Winkel relativ zum Referenzwinkel zu treffen. Hierbei kommen wieder deutliche Unterschiede zwischen dargestellten Knie- und Rückenhebern zum Ausdruck: Während die Rückenheber über die gesamte Zeit der Bewegung alle Ebenen der Lendenwirbelsäule bewegen, agieren die Knieheber nur in einem kleinen Zeitraum mit den lumbalen Bewegungssegmenten. Relativ zum L5-Beckenwinkel zeigen die Knieheber meist Bewegungsruhe in den lumbalen Bewegungssegmenten. Dies ist ein deutliches Zeichen für vollkommen verschiedene Bewegungsstrategien: Die Rückenheber arrangieren mit ihrer Bewegungsstrategie die Konstellation der gesamten Lendenwirbelsäule immer neu, wogegen die Knieheber Phasen der Stagnation aufzuweisen haben, in denen der Winkel zwischen L5 und dem Becken einer Änderung unterliegt, der Rest der Lendenwirbelsäule jedoch nicht großartig verändert wird. Hier stellt sich die Frage, welche der beiden Strategien die günstigere ist. Man kann davon ausgehen, dass beide Bewegungsarten durch Muskulatur und Ligamente mehr oder weniger gesteuert werden. Die muskuläre Koordination der Knieheber scheint aufwendiger, ein bestimmtes

Verhalten muss erlernt werden, hat jedoch einige mechanische Vorteile, da die Kette von Bewegungssegmenten keinen großartigen Veränderungen unterliegt. Die Haltung der Knieheber wird über einen großen Bereich nicht geändert, einzig variierende externe Kräfte müssen muskulär kompensiert werden. Die Rückenheber beugen oder strecken die LWS permanent und haben ein einfacheres Koordinationsmuster. Aus mechanischer Sicht scheint diese Strategie jedoch nachteilig, da zu jedem Zeitpunkt eine andere Haltung eingenommen wird und auch die Belastungssituation ständig variiert.

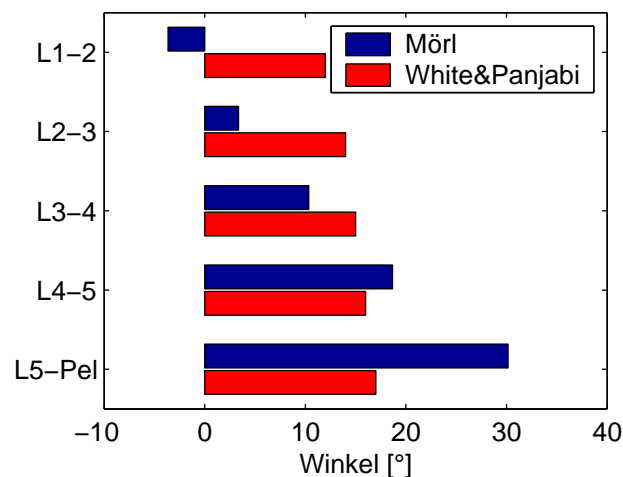
#### 5.1.4 Bewegungsanteile der Bewegungssegmente

Die Bewegungsanteile der Flexion/Extension zeigen beim Heben bei allen Versuchspersonen von oben nach unten zunehmende Amplituden. Dies scheint ein generelles Verhalten des Bewegungssystems Lendenwirbelsäule zu sein, da in älteren Untersuchungen dieser Trend ebenfalls festgestellt wurde [72, 121, 120]: Zu beachten ist, dass die Daten aus der Literatur bei Tests des maximalen Bewegungsbereiches der LWS erhoben wurden. Weiterhin existieren in der Literatur segmentale Daten einzig von *in-vitro*-, radiologischen oder hoch invasiven *in-vivo*-Untersuchungen, so dass die absoluten Werte nicht direkt vergleichbar sind. Auch verschiedene Methoden zur Berechnung der Winkel führen zu unterschiedlichen Ergebnissen und sind nicht direkt vergleichbar (Kapitel 5.7, Seite 191). Trotzdem sind eindeutige Parallelen zu erkennen. Bei *in-vitro*-Untersuchungen ist die Beweglichkeit vom auf das Bewegungssegment aufgebrauchten Moment abhängig, so dass sich verschiedene *in vitro*-Untersuchungen hinsichtlich der maximalen Beweglichkeit widersprechen [28, 72, 121, 120]. Zusammengefasst sind die Bewegungsamplituden der hier präsetierten Daten größer als die in der Literatur beschriebenen Daten.

Vergleicht man die hier dargestellten Flexion/Extensions-Daten des Bückens beim symmetrischen Heben aller Versuchspersonen (Abbildung 4.1 A, Seite 97) mit den von WHITE&PANJABI zusammen gefassten Daten [121], so zeigt sich, dass beim Bücken vor allem im unteren Bereich der Lendenwirbelsäule das volle Bewegungsausmaß genutzt wird, während im oberen Bereich die Bewegung eher begrenzt wird (Abb. 5.2). Die Ebene L5-Becken ist nicht direkt vergleichbar, da bei WHITE&PANJABI der Winkel zwischen L5 und S1 gemessen wurde, der dargestellte Winkel dieser Untersuchung mehr Bewegungssegmente umfasst. Weiterhin ist zu bemerken, dass die von WHITE&PANJABI angegebenen Daten stark streuen, Extremwerte auf Ebene L4-L5 von 9° bis 21° zu finden sind. Der Winkel von 18.6° beim Bücken liegt in diesem Bereich.

Insgesamt kann ausgesagt werden, dass beim Heben das Bewegungsausmaß der Lendenwirbelsäule begrenzt wird, obwohl aus einer starken Extension im Stehen eine heftige Flexion beim Bücken eingenommen wird. Diese Reduktion der Beweglichkeit äußert sich im oberen Bereich der Lendenwirbelsäule, im unteren Bereich wird ein Großteil der Beweglichkeit genutzt. Es ist zu beachten, dass die Rückenheber einen sehr großen Bewegungsspielraum nutzen, welcher nahe an die Grenzen der maximalen Beweglichkeit gelangt. Weitere Studien stützen diese Ergebnisse [61]. Da die Bewegungen der von WHITE&PANJABI zusammen gefassten Daten einzig durch den Bandapparat begrenzt wurden, kann davon ausgegangen werden, dass die Rückenheber ihren Bandapparat höher belasten als die Knieheber.

Betrachtet man den zeitlichen Verlauf der Flexion/Extensionswinkel, so ist beim Hebevorgang auf vielen Bewegungsebenen ein sinusförmiger Verlauf zu erkennen (Abb. 4.6, Seite 118). Aus der stehenden Haltung bis zum maximalen Bücken zum Greifen bzw. Absetzen des Gewichtes ist ein stetiges Ansteigen der Winkelkurven zu beobachten, aus der maximalen Flexion bis zum Stehen ist der Verlauf stetig fallend. Dieses Verhalten ist mit den Ergebnissen zeitlich hoch aufgelöster radiologischer Untersuchungen ähnlich. Auch die maximalen Amplituden sind vergleichbar, beachtet man, dass radiologische Untersuchungen hohen Zwängen des Untersuchungsgerätes unterliegen



**Abbildung 5.2:** Vergleich der Mittelwerte der Winkelamplituden der Flexion aller Versuchspersonen beim Bücken mit den Mittelwerten der maximal möglichen Flexion nach der Zusammenfassung von WHITE&PANJABI [121]. Auf Ebene L5-Becken wurde bei WHITE&PANJABI die Beweglichkeit zwischen L5 und S1 gemessen.

[30].

Neuere, invasive *in-vivo*-Untersuchungen sind nicht mit den dargestellten Daten direkt vergleichbar, da einerseits die segmentalen Winkel einzig auf einer Bewegungsebene gemessen wurden und andererseits vollkommen andere Bewegungen untersucht wurden: So wurden bereits einzelne Bewegungssegmente beim Treppensteigen und einfachem Seitbeugen mittels *bone-pins* untersucht, die Methode ausführlich beschrieben und validiert [100, 86, 51, 5]. Es zeigen sich jedoch vergleichbare Trends.

Wieder etwas häufiger zu finden sind nicht-invasive, teilweise nicht-radiologische Methoden zur Untersuchung der Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule, wobei hier größtenteils optisch basierte Messsysteme zur Anwendung gelangten [28, 30, 65, 70, 81, 84, 82]. Hier wurden nur die maximalen Bewegungsbereiche untersucht. Dreidimensionale Daten sind von nicht-invasiven und nicht-radiologischen Untersuchungen nicht vorhanden.

Es wurde beim Bücken, Absetzen und Aufstehen das Phänomen gefunden, dass die Lendenwirbelsäule in verschiedenen Ebenen entgegengesetzte Bewegungen ausführt. Während im unteren Bereich eine heftige Flexion erfolgt, tendiert die obere Lendenwirbelsäule eher dazu, extendiert zu werden, was bei vielen Versuchspersonen zu beobachten ist. Dieser Trend wurde mittels bildgebender Verfahren ebenfalls festgestellt, wenn auch in tieferen Ebenen der LWS und bei anderen Haltungsaufgaben [116, 70]. Aber auch eigene Untersuchungen zeigen, dass die Lendenwirbelsäule kein einheitliches Bewegungsmuster zeigt [66]. Diese Resultate zeigen, dass einerseits die These, dass die lumbale Wirbelsäule bei Bewegungen harmonisch mit jedem Bewegungssegment zur Gesamtbewegung beiträgt, nicht gehalten werden kann und andererseits, dass gegenläufige Bewegungen zu einem herkömmlichen Bewegungs- und Haltungsmuster gehören, einzig der Bewegungsbereich somit nicht ausreichend ist, um die Funktionalität der Wirbelsäule zu beurteilen. Weiterhin besteht das Beurteilungsproblem, was eine »normale« und was keine normale Bewegung der Bewegungssegmente ist. Die Einteilung von OKAWA ET AL., dass sequentiell abgestimmtes und synchrones Bewegungsverhalten als »normal« bezeichnet wird, ist mit Vorsicht zu betrachten, da beim Heben eine Reihe verschiedener Bewegungsmuster gefunden wurden, die diesem Verhalten nicht entsprechen. Es sollte beachtet werden, dass Bewegungen allein nicht in direktem Zusammenhang mit Belastungen und daraus folgenden Schädigungen der Wirbelsäule stehen.

Nach der Zusammenfassung von WHITE&PANJABI zeigt die Lateralflexion nach einer Seite nicht dieses von oben nach unten zunehmende Verhalten der Winkelwerte,

von L3-L4 bis L5-S1 ist gar ein entgegen gesetztes Verhalten zu beobachten, die Amplituden nehmen ab [121]. Die in Abbildung 4.2 (Seite 99) dargestellten Daten zeigen diesen Trend nicht. Hier wird deutlich, dass trotz der geforderten unsymmetrischen Bewegung die Lendenwirbelsäule zwar seitlich verbeugt wird, jedoch nur ein kleiner Bruchteil des maximal möglichen Bewegungsspielraumes genutzt wird. Als Beispiel soll die Bewegungsebene L3-L4 genannt sein: Beim Heben werden durchschnittlich  $2.2^\circ$  genutzt, wogegen durchschnittlich  $8^\circ$  in einer Spanne von  $4^\circ$  bis  $12^\circ$  möglich sind. Neuere Untersuchungen des Bewegungsausmaßes der LWS bei der Lateralflexion *in-vivo* zeigen ähnliche Trends wie die Daten von WHITE&PANJABI [19, 34, 80, 81, 85, 63, 61].

Auch die Torsion zeigt deutliche Bewegungsausmaße beim unsymmetrischen Heben (Abbildung 4.2, Seite 99). Auch hier sind die Winkel sehr klein mit durchschnittlich  $2.2^\circ$ . Es ist jedoch zu beachten, dass das mögliche Bewegungsausmaß der Torsion im lumbalen Bereich der Wirbelsäule bei weitem nicht so groß ist wie bei Flexion/Extension oder Lateralflexion, so dass ausgesagt werden kann, dass beim unsymmetrischen Heben nahezu der volle Bewegungsbereich der Torsion genutzt wird. WHITE&PANJABI geben Bereiche von  $1^\circ$  bis  $3^\circ$  als Maximalwerte bei der Torsion an. Erstaunlich ist weiterhin, dass trotz der geringen Bewegungsamplituden bei der Torsion in unterschiedlichen Ebenen der Lendenwirbelsäule entgegen gesetzte Rotationen gefunden wurden (Abb. 4.2 B, Seite 99 und Abb. 5.1). Dies zeigt, dass auch der Bewegungsanteil der Torsion nicht harmonisch von jedem Bewegungssegment zur Gesamtbewegung beitragen, sondern die Organisation der segmentalen Bewegung individuell abhängt und wohl auch durch die zu bewältigende Aufgabe beeinflusst wird.

In der Literatur zeigt sich, dass die Torsion der Bewegungsanteil ist, welcher *in-vivo* am wenigsten untersucht wurde. Ein Beispiel ist eine MR-Untersuchung, mit der festgestellt werden konnte, dass Bewegungssegmente mit degenerierten Bandscheiben dazu tendieren, bei entspannter Muskulatur (liegende Versuchspersonen) eine größere Torsion zuzulassen [31]. Laboruntersuchungen mit alltäglichen Bewegungen sind sehr rar [51, 5], unsymmetrisches Heben selbst wurde auf segmentaler Eben noch nicht untersucht.

Zusammenfassend existieren eine Reihe von *in-vitro* Studien, welche die Beweglichkeit von einzelnen spinalen Bewegungssegmenten beleuchteten. Die maximale segmentale Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule *in-vivo* wurde in den Ebenen oder dreidimensional ebenfalls mit klinischen Methoden untersucht. Nun zeigt sich, dass allmählich immer mehr Laboruntersuchungen mit alltäglichen Bewegungen durchgeführt werden, um

einen Eindruck davon zu erhalten, wie sich das Bewegungssystem Lendenwirbelsäule unter herkömmlicher Belastung verhält. Ein Beispiel ist die Haltung von Ruderern in den verschiedenen Phasen des Ruderschlages [60]. Derartige Untersuchungen stellen jedoch Einzelarbeiten dar, Vergleiche zwischen zwei Studien sind direkt nicht möglich, da dem Autor nicht bekannt ist, dass mehrere Studien zu einem Thema erstellt worden sind. In die Reihe derartiger Untersuchungen reiht sich die dreidimensionale, segmentale Untersuchung der LWS beim Heben.

## 5.2 Winkelbeschleunigungen

In Kapitel 4.4 (Seiten 128ff.) wurde beschrieben, dass die Winkelbeschleunigungen einem bestimmten zeitlichen Verlauf unterliegen, eng an die Winkelverläufe geknüpft sind, dass wie auch schon bei den Amplituden ein von L1-L2 nach L5-Becken zunehmendes Verhalten zu beobachten ist und dass die belasteten Bewegungen geringer beschleunigt werden als die unbelasteten Bewegungen. Hauptunterschiede der Beschleunigungswerte wurden wiederum zwischen den Hebetypen gefunden.

Dieses Verhalten ist manifest, da durch den externen Faktor des Gewichts der Kiste das Verhalten der Beschleunigungen nicht beeinflusst wird. Knieheber, Rückenheber und aus der Rolle fallende Heber nutzen die Extremwerte der Winkelbeschleunigungen recht konstant, was an den geringen Streuungen der Daten in den Diagrammen unter 4.4 (Seiten 128ff.) zu erkennen ist. Dies macht aber auch deutlich, dass jedes Beschleunigungsregime nur mit großem Aufwand zu durchbrechen ist, wenn es darum geht, eine andere Strategie zum Heben zu erlernen.

Die Daten der Winkelbeschleunigung sind nach Kenntnissen des Autors derzeit vollkommen neuwertig. Neben den Winkelverläufen stellen sie einen hochgradig empfindlichen Parameter dar, um Bewegungen der Lendenwirbelsäule zu beurteilen, wobei aber auch bemerkt werden muss, dass zur Beurteilung Vergleichswerte notwendig sind. Hier konnten einzig die diskriminierten Gruppen der Hebetypen verglichen werden. Es ist anzumerken, dass die kalkulierten Werte aufgrund der verwendeten Mess-Methode und aller durchgeführten Berechnungen fehlerbehaftet ist.



### 5.2.1 Beschleunigungen mit und ohne Belastung durch die Kiste

Mit wenigen Ausnahmen konnte nachgewiesen werden, dass durchschnittlich alle Versuchspersonen die Beschleunigungswerte während er belasteten Bewegungsphasen Heben und Absetzen reduzieren. Beim symmetrischen Heben werden die Flexionsbeschleunigungen beim Absetzen relativ zum Bücken durchschnittlich um 73% reduziert (L1-L2 57%; L2-L3 88%; L3-L4 87%; L4-L5 59%; L5-Becken 75%).

Dies scheint vollkommen nachvollziehbar, da durch die Aufgabe, das Gewicht der Kiste zu manipulieren, eine Anforderung gestellt wurde, die gut koordiniert werden musste. Einerseits gelangt man durch geringere Beschleunigungen zu langsameren Bewegungen, so dass mehr Zeit zur Verfügung steht, die Bewegung zu organisieren und gegebenenfalls auf Besonderheiten zu reagieren. Das Reduzieren der Winkelbeschleunigungen unter Belastung kann als Schutzmechanismus gewertet werden: Da bedeutend höhere externe und somit auch interne Kräfte aufgrund der Belastung durch die Kiste herrschen, wird versucht, durch den Einfluss der Winkelbeschleunigungen, welche direkt an auftretende Momente gekoppelt sind, Belastungen zu reduzieren. Nimmt man an, dass das Trägheitsmoment  $\Theta$  nahezu konstant ist, so kann mittels Reduktion der Winkelbeschleunigung  $\omega$  das Moment aufgrund des Zusammenhanges

$$M = \Theta \cdot \omega \quad (5.1)$$

um durchschnittlich 73% reduziert werden. - Beim Bücken sind die höchsten Winkelbeschleunigungen zu finden. Dies kann einerseits damit erklärt werden, dass es sich im Gegensatz zu Heben und Absetzen um eine unbelastete Bewegung handelt, ein Zustand der ständig im alltäglichen Leben stattfindet, der keiner besonderen Koordination bedarf bzw. aufgrund des im Alltags häufigen Durchführens bereits optimiert abläuft. Andererseits ist aber auch zu bemerken, dass die Versuchspersonen auf ein Kommando des Versuchsleiters agierten und somit vor allem das Bücken recht zügig durchführten.

Weiterhin konnte nachgewiesen werden, dass in der Phase des Absetzens die geringsten Winkelbeschleunigungen zu finden sind. Der oben beschriebene Effekt, die Belastungen zu reduzieren, wird beim Absetzen des Gewichtes verschärft. Dies lässt schlussfolgern, dass das Absetzen ein kritischer Moment beim Heben ist, dem besondere Aufmerksamkeit geschenkt wird.

### 5.2.2 Unterschiede zwischen den Hebetypen

Es konnte nachgewiesen werden, dass Knieheber vor allem in den belasteten Phasen des Hebezyklus deutlich geringere segmentale Winkelbeschleunigungen nutzen als Rückenheber oder aus der Rolle fallende Heber. Geht man wiederum der These nach, dass mit geringeren Beschleunigungen auch geringere Momente und somit Belastungen der Lendenwirbelsäule wirken, so haben die Knieheber eine Methode entwickelt, mit denen sie ihre Lendenwirbelsäule geringer belasten als die beiden anderen Hebetypen. Zieht man noch hinzu, dass Knieheber deutlich kürzere Zeiten benötigen, um die Kisten zu manipulieren, kann man das Beschleunigungsregime der Knieheber als optimiert bezeichnen: Die höheren Winkelbeschleunigungen der Rückenheber und aus der Rolle fallenden Heber wirken bedeutend länger und lassen somit in größeren Zeiträumen Momente wirken.

## 5.3 Beurteilung einer guten Hebetechnik

Fasst man alle hier untersuchten Fakten zusammen, wird deutlich, dass die Knieheber ein günstigeres Bewegungsmuster haben: Kleinere Bewegungsbereiche, Reduktion der Bewegungsbereiche unter Belastung, geringere Winkelbeschleunigungen, kürzere Belastungszeiten, keine Beeinflussung durch Gewicht. Trotzdem scheint die Beurteilung, dass Knieheber eine geringere Belastung der Wirbelsäule durch ihre Technik gewährleisten, kritisch: Während bereits seit Jahrzehnten in der Literatur dafür plädiert wird, beim Heben die Knie zu beugen [106, 64], zeigen neuere Untersuchungen, dass zwischen den beiden Hebearten in bestimmten Situationen keine gravierenden Unterschiede hinsichtlich der Kompressionsbelastung gefunden werden können. Auch die Durchsetzung der Kniehebe-Technik scheint am Arbeitsplatz nicht hinreichend gegeben und führt nicht zu den gewünschten Ergebnissen, dass Rückenbeschwerden minimiert werden [112]. Neben den hier aufgeführten Vorteilen des Kniehebens muss auch bemerkt werden, dass es deutlich höhere energetische Kosten nach sich zieht, sowie die Muskulatur vor allem in den Anfangsphasen des Lernens deutlich schneller ermüden lässt, was das Erlernen der Technik wiederum erschwert [11, 9, 16, 21, 46, 104].

### 5.3.1 Mythos des besseren Kniehebens?

Bleibt die Frage, warum die Technik des Kniehebens besser als und nicht so belastend sein soll wie die Technik des Rückenhebens. Aus langjährigen Erfahrungen trainieren Gewichtheber und Powerlifter die Technik des Kniehebens. Vor allem wenn es darum geht, sehr hohe Gewichte zu heben, scheint diese Technik optimal zu sein. So konnte nachgewiesen werden, dass durch diese Technik beim Heben die segmentalen Winkel nur gering geändert werden und dass die Bänder der Wirbelsäule auch beim Heben extrem schwerer Gewichte nicht oder nur sehr gering belastet werden [10]. Das geringe Ändern der segmentalen Winkel wurde mit dieser Arbeit ebenfalls festgestellt. Weiterhin ist bekannt, dass trotz der hohen externen Belastungen durch Krafttraining die Häufigkeit der Degeneration lumbaler Bandscheiben nicht zunimmt [114]<sup>1</sup>. Es ist anzunehmen, dass kurzzeitige externe Belastungen im Alltag bei weitem nicht die Größenordnung der Belastung beim Krafttraining oder Gewichtheben erreichen, so dass die Technik des Kniehebens auch dort Vorteile hat, diese Belastungen ohne Schädigungen zu bewältigen. Dem entgegen muss bemerkt werden, dass beim Gewichtheben und Krafttraining nahezu ideale Bedingungen herrschen, hohe Gewichte zu heben: Allein die Hanteln sind standardisiert, der Schwerpunkt ist zentriert und ein Verrutschen der Gewichte ist nur in Ausnahmefällen zu erwarten. Weiterhin ist es möglich, das Gewicht vor dem Heben optimal zum Körper zu positionieren. Dies alles ist unter alltäglichen Bedingungen im Arbeitsprozess nicht immer möglich.

### 5.3.2 Hebetechnik und Belastung

Die vermuteten Vorteile der Technik des Kniehebens motivierten Wissenschaftler auf der ganzen Welt, Unterschiede zwischen den Hebetechniken durch Messungen zu belegen. Häufig spielt dabei die Belastung auf L4/L5 oder L5/S1 eine große Rolle, wobei diese nur in wenigen Fällen direkt gemessen wurde. Ein direkter Parameter ist der intradiscale Druck, welcher *invasiv in vivo* gemessen wurde. Ältere Arbeiten zeigen, dass der Bandscheibeninnendruck stark von der Haltung abhängig ist, je mehr der Rumpf gebeugt wird, um so höher war die Druckbelastung der untersuchten lumbalen Bandscheiben [68, 69]. Dies führte zur Befürwortung einer aufrechten Haltung und des Kniehebens, womit die Belastung reduziert werden sollte. Hauptkritikpunkt dieser Untersuchungen ist, dass einzig Schmerzpatienten untersucht wurden, deren Funktion der

---

<sup>1</sup>Es ist zu beachten, dass diese Daten an monozygotischen Zwillingen erhoben wurden.

Bandscheiben mit hoher Wahrscheinlichkeit bereits gestört war, so dass die Ergebnisse beeinflusst sind. Neuere Untersuchungen des Bandscheibeninnendruckes fanden auch an gesunden, schmerzfreen Personen statt: Hier zeigt sich, dass der höchste intradiscalc Druck beim Heben mit gebeugtem Rücken gemessen wurde, was die Ergebnisse der Literatur stützt. Es wurde aber auch festgestellt, dass der Druck im Sitzen geringer als im Stehen ist, was den Ergebnissen von NACHEMSON ET AL. widerspricht [123]. Untersuchungen mittels interner Fixatur lumbaler Wirbelkörper zeigen vergleichbare Ergebnisse [88]. Zusammengefasst stützen die Ergebnisse intradiscaler Druckmessung die These, dass Heben mit geradem Rücken und gebeugten Knien nicht so belastend wie Heben mit gestreckten Beinen und gebeugten Rücken ist. - Ein weniger geläufiger *invasiver* Parameter ist der Innendruck der Rückenmuskulatur: Es wurde angenommen, dass höhere Drücke im Muskel eine höhere Beanspruchung der Muskulatur bedeuten und dass der Muskeldruck die Wirbelsäule stabilisierend unterstützt. Es zeigte sich, dass bei einer heftigen Flexion des Rumpfes der Druck in der Muskulatur steigt. Eine Abhängigkeit von dem zu hebenden Gewicht konnte ebenfalls festgestellt werden [67].

Ein indirekter Parameter, ermittelt mit biomechanischen Modellen und Messung externer Kräfte und Kinematik, ist die Kompressionskraft auf L4/L5 oder L5/S1. Aufgrund des kritisch einzuschätzenden Schlusses, dass die berechneten Kompressionskräfte auch in der Tat auf L5/S1 wirken, werden oft auch die Nettomomente bei L5/S1 angegeben. Eine Reihe von Untersuchungen beschäftigte sich mit diesem Parameter, wobei die verwendeten Modelle unterschiedlich sind. Der Großteil der Studien zeigt, dass mit zunehmenden Rumpfwinkel, meist gemessen zwischen Thorax und Becken, demnach einer heftigeren Beugung der Lendenwirbelsäule, die Belastung auf L5/S1 zunimmt [11, 21, 20, 46, 89, 91, 97, 99, 107, 109, 108, 110, 126]. Untersuchungen, welche direkt auf den Unterschied zwischen den Hebetechneken zielen, sind rar. Bei Gegenüberstellung der beiden Hebetechneken konnte gezeigt werden, dass beim Knieheben auf Höhe L5/S1 weniger mechanische Arbeit geleistet wird als beim Rückenheben [104, 21, 20]. Zusammengefasst kann ausgesagt werden, dass die Haltung der Lendenwirbelsäule, gemessen am Rumpfwinkel, einen Einfluss auf die Belastung der Lendenwirbelsäule hat, jedoch existieren eine Reihe anderer Einflussfaktoren, die entscheidender für die Belastung sind: Somit hängt die Belastung zunächst vom zu hebenden Gewicht ab, der Geschwindigkeit der Hebung, der horizontalen Position des zu hebenden Gewichtes (körpernah oder körperfern) und auch von der Beschaffenheit des zu hebenden Gewichtes. Letztlich fanden VAN DIEËN ET AL. Studien, welche nachwei-

sen, dass bei sehr weit vom Körper entfernten Gewichten auf Hüfthöhe die Technik des Kniehebens gegenüber dem Rückenheben eher nachteilig ist [112]. Dies alles kann man als alltägliche Einflüsse zusammen fassen, welche es letztlich erschweren, mit der Technik der Knieheber zu heben.

Die Unterschiede der Belastung durch die beiden Hebetechniken sind durch unterschiedlich lange Hebelarme, dadurch unterschiedlich groß wirkende Momente und Kompressionskräfte erklärbar. Durch die Technik des Kniehebens wird durch die aufrechte Haltung der Lendenwirbelsäule und das Beugen der Knie und Hüften der wirkende Kraftvektor des zu hebenden Gewichtes nah an den »Drehpunkt« L5/S1 gebracht. Bei der Technik des Rückenhebens ist der wirkende Hebel zwischen Gewicht und L5/S1 bedeutend größer: Die Knie sind gestreckt, in Hüfte und LWS wird gebeugt, so dass mindestens die Länge des Rumpfes als Hebel wirkt. Betrachtet man die Bewegungsbereiche der hier untersuchten Rückenheber, so kann dieses Phänomen gestützt werden: Die Knie waren bei allen Rückenhebern gestreckt, so dass die Hubarbeit von Hüfte und Lendenwirbelsäule geleistet wurde. Durch diese geometrische Anordnung ist klar, dass das Gewicht weit weg vom Drehzentrum gehoben wurde, was bedeutet, dass die Rückenheber bei gleichem zu hebenden Gewicht ein größeres Moment erzeugen mussten.

So weit zu den statischen Parametern. Nun kommt hinzu, dass Rückenheber und auch aus der Rolle fallende Heber deutlich höhere segmentale Werte der Winkelbeschleunigung erreichen als die Knieheber. Die Winkelbeschleunigung  $\omega$  ist über Gleichung 5.1 (Seite 178) direkt an wirkende Momente geknüpft. Das wirkende Moment der Rückenheber ist demnach aufgrund ihrer größeren Winkelbeschleunigung größer als das der Knieheber. Hinzu kommt jedoch die räumliche Anordnung des Rumpfes und der Lendenwirbelsäule: Die beim Rückenheben auftretenden längeren Hebel lassen das Trägheitsmoment  $\Theta$  ebenfalls ansteigen. Somit sind in der Gleichung des wirkenden Momentes beide Faktoren größer als bei den Kniehebern, so dass die Belastung in Form des wirkenden Momentes bei den Rückenhebern aufgrund ihrer Technik mit hoher Wahrscheinlichkeit größer ist.

### 5.3.3 Koordination und ungünstige Situationen

Zur Beurteilung einer guten oder schlechten Hebetechnik gehört die Bewegungskoordination. Wie unter 5.1.3 bereits beschrieben wurde, unterscheiden sich die Knieheber von den Rückenhebern dadurch, dass relativ zum Winkel zwischen L5 und dem Becken

die lumbalen Winkel in großen Bereichen nicht geändert werden, wogegen die lumbalen Winkel der Rückenheber einer ständigen Änderung unterliegen. Diese Bereiche nahezu konstanter Winkelverhältnisse scheinen günstig zum Einsatz der LWS als Bindeglied zwischen unterer und oberer Extremität und zum Lasttransfer. Die Rückenheber nutzen ihre Lendenwirbelsäule eher zur Erzeugung der Hubarbeit.

Zur Beurteilung einer guten oder schlechten Technik gehört weiterhin, welche Umstände zu einer Beschädigung von Bandscheiben oder Wirbelkörpern führen. Bei symmetrischer Belastung ohne großartigem Winkel zwischen den Wirbelkörpern konnte mittels *in vitro*-Untersuchungen festgestellt werden, dass durchschnittlich Deckplatten von Wirbelkörpern eher brechen als die Bandscheibe einen Prolaps erleidet. Je nach Studie geben die Autoren Kräfte von  $1800N$  bis zu  $5300N$  an, bei welchen der Bruch der Deckplatten erfolgt [115, 35, 7, 58, 121]. Neuere Untersuchungen zeigen, dass die Wahrscheinlichkeit eines Prolaps deutlich steigt, wenn man das Wirbelsäulensegment nicht symmetrisch sondern mit einem Winkel zwischen den benachbarten Wirbeln belastet: Unter starker Flexion mit gleichzeitiger Lateralflexion konnten experimentell Prolapse der lumbalen Bandscheiben herbei geführt werden [1, 121]. Zudem wurde aber auch nachgewiesen, dass verschiedene zyklische Belastungen mit unterschiedlichen Anordnungen nicht immer zu einem Prolaps führen, somit unterschiedliche Gründe die Ursache einer Schädigung sein können [2].

Betrachtet man dieses Verhalten der lumbalen Bandscheiben mit den verschiedenen Hebetechniken, so erscheint die Technik der Rückenheber wieder ungünstig: Auf allen Bewegungsebenen werden große Flexionswinkel beim Heben eingenommen. Dies ist neben den oben bereits beschriebenen Besonderheiten laut den Ergebnissen von ADAMS ET AL. eine äußerst ungünstige Situation, da die Wahrscheinlichkeit einer Schädigung der Bandscheibe mit heftigen Beugungen steigt. Der Unterschied der Knieheber zu den Rückenhebern ist, dass die Knieheber durch kürzere Hebel aufgrund der aufrechten und geraderen Haltung der LWS die Belastung auf L5/S1 reduzieren, obwohl zwischen den Gruppen keine Unterschiede der Flexionswinkel auf dieser Ebene (L5-Becken) nachgewiesen werden konnten. Aber auch in den höheren Ebenen der LWS zeigen die Knieheber deutlich kleinere Winkel, so dass die Bewegungssegmente in einer günstigeren Stellung zueinander gehalten und bewegt werden, als durch die Rückenheber.

Zusammengefasst muss man plädieren, schwere Gewichte mit der Technik der Knieheber zu manipulieren. Unter alltäglichen Bedingungen ist dies nicht immer möglich, jedoch sollten so weit wie möglich Bedingungen geschaffen werden, um die Technik

anwenden zu können. Ein großes Problem ist die Technik selbst, die vom Heber erlernt werden muss, was nicht ohne einigen Aufwand geschieht. Neben dem muskulär höherem Aufwand hat man auch damit zu kämpfen, ein hinreichendes externes Feedback zu erhalten, ob die Bewegung ein wirkliches Knieheben war oder nicht. So kann es durchaus vorkommen, dass Personen erlernen, beim Heben die Knie zu beugen, sich jedoch auch hierbei eine nicht optimale Technik aneignen, da die Lendenwirbelsäule trotz gebeugter Knie flektiert wird und durch vom Körper weg gestreckte Arme die Hebel zum Drehpunkt vergrößert werden. Allein das Beugen der Knie reicht nicht aus, um die Technik des Kniehebens wirklich zu praktizieren. Die Koordination und geometrische Anordnung der Lendenwirbelsäule mit kleinen Winkeländerung ist hierbei ebenfalls von großer Bedeutung, sowie ein Bewegen des Gewichtes nah am Körper. Dem entgegen kann es auch auftreten, dass die Knie beim Heben so gut wie nicht gebeugt werden, sich die Lendenwirbelsäule jedoch nach der Technik eines Kniehebers verhält. Hierbei wird der Großteil der Hubarbeit und notwendigen Beweglichkeit durch die Hüfte bereit gestellt.

## 5.4 Phasenbeziehungen

Zeitlich hoch aufgelöste segmentale Daten von Bewegungen der Lendenwirbelsäule sind in der Literatur äußerst rar. Trotzdem berichten einige Autoren von unterschiedlichem zeitlichen Regime der Bewegungen lumbaler Wirbel, so dass Vergleiche gezogen werden können, auch wenn die zitierten Daten von radiologischen Untersuchungen stammen und während anderer Bewegungen aufgezeichnet wurden [30, 70]. So konnte gezeigt werden, dass verschiedene Bewegungsabfolgen der einzelnen Wirbel beim Beugen nach vorn existieren: Einerseits gibt es Personen, die in der Reihenfolge von oben nach unten die LWS sequentiell bewegen, wogegen andere Personen die Wirbel simultan bewegen. Weiterhin wurden Bewegungsreihenfolgen festgestellt, welche nicht den beschriebenen Mustern entsprechen. Auch konnten Unterschiede zwischen Beugen und Strecken der lumbalen Wirbelsäule nachgewiesen werden: Einerseits existiert ein simultanes Verhalten beim Strecken, es gibt aber auch Fälle, in denen das unterste bzw. oberste untersuchte Segment zuerst die Bewegung ausführte [70, 102]. Weiterhin wird berichtet, dass die Bewegungen beim Beugen und Strecken ebenfalls sequentiell beendet werden, so dass beim Beugen die obersten untersuchten Segmente die Bewegung beendeten und beim Strecken die untersten [30]. Diese Ergebnisse sind den hier präsentierten Ergeb-

nissen sehr ähnlich: Durchschnittlich konnte über die Gesamtheit der Versuchspersonen ein sequentielles Verhalten von oben nach unten festgestellt werden. Es zeigt sich jedoch, dass die Reihenfolge der Bewegungen der Bewegungssegmente einerseits stark streut, demnach zwischen den Personen variiert, aber auch stark von der Belastung abhängig ist: Vor allem beim Heben und Absetzen der Kisten wird das sequentielle Verhalten der Bewegungen der Lendenwirbelsäule bei Flexion und Extension deutlicher. Die Belastung durch die Kiste hat demnach bei allen untersuchten Versuchspersonen und beim extendierenden Heben als auch beim flektierenden Absetzen einen ordnenden Einfluss (siehe Abb. 4.22, Seite 146).

### 5.4.1 Zeitliche Ordnung durch Belastung

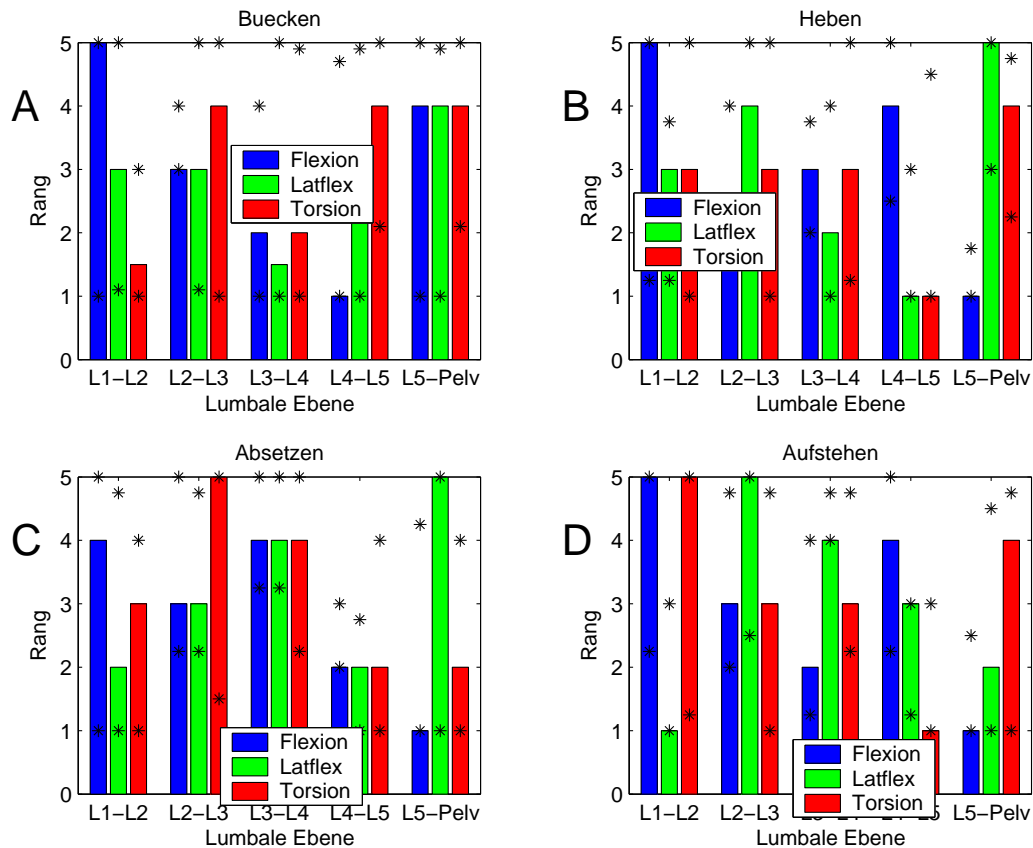
Während bei der Gesamtheit der Versuchspersonen beim Bücken einzig nachgewiesen werden kann, dass L1-L2 und L2-L3 vor dem Rest der LWS bewegt werden, beim Aufstehen hinzu kommt, dass L5-Becken zuletzt bewegt wird, zeigt sich, dass beim Heben und Absetzen die Reihenfolge deutlicher von oben nach unten gestaltet wird. Demnach kann davon gesprochen werden, dass durch die externe Belastung der Kiste eine deutlichere Ordnung der zeitlichen Abfolge eintritt. Hierbei spielt das zu hebende Gewicht keine Rolle, da der Unterschied zwischen belasteten und unbelasteten Bewegungen durch größeres Kistengewicht nicht deutlicher oder ungenauer wird.

Entgegen den zitierten Daten wird durchschnittlich auch beim Heben und Aufstehen (jeweils Extensionsbewegungen) sequentiell die Lendenwirbelsäule von oben nach unten bewegt, was den Ergebnissen der zitierten Literatur teilweise widerspricht. Es kann somit gefolgert werden, dass durch externe Belastung, die jeweiligen Umstände und Zwänge, die Bewegungsreihenfolge beeinflusst wird.

Eine Erklärung der von oben nach unten verlaufenden sequentiellen Abfolge der Einzelbewegungen kann mit der Steuerfunktion des Kopfes gegeben werden [62]. Die Schultern mit den Armen (welche das Gewicht packen) liegen anatomisch dem Kopf sehr nahe und sind unmittelbar mit der Aufgabe, die Kiste zu heben, verbunden. Wenn man annimmt, dass der Kopf die Bewegung einleitet oder der Schultergürtel als Kontaktmittel die Bewegung beginnt, so wird klar, dass die oberen lumbalen Bewegungssegmente vor den unteren bewegt werden.

Prinzipiell spielen hierbei auch Anweisungen an Versuchspersonen eine erhebliche Rolle: Die Hebeversuche wurden nach individuellen Vorstellungen durchgeführt, ohne dass der Versuchsleiter verbalen Einfluss nahm. Anweisungen an die Versuchspersonen





**Abbildung 5.3:** Zeitliche Rangfolgen von Flexion, Lateralflexion und Torsion während der vier Phasen des unsymmetrischen Hebens eines aus der Rolle fallenden Hebers: Während beim Bücken und Heben für die Anteile der Flexion eine vergleichbare Bewegungsabfolge (A und B) festzustellen ist, praktiziert die Versuchsperson beim Absetzen und Aufstehen eine vollkommen unterschiedliche Koordination (C und D).

bezüglich der Ausführung einer Bewegung können die ermittelten Rangfolgen der Einzelbewegungen beeinflussen, wenn die Versuchspersonen auf Besonderheiten bei der Ausführung aufmerksam gemacht werden.

### 5.4.2 Unterschiede zwischen den Hebetypen

Vor allem die aus der Rolle fallenden Heber tragen zur heftigen Streuung der Rangfolgen innerhalb der Gesamtheit der Versuchspersonen bei: Während Knie- und Rückenheber meist die oberen Segmente sequentiell vor den unteren bewegen, zeigen die aus der Rolle fallenden Heber, dass die mittlere Lendenwirbelsäule mit L2-L3 und L3-L4 vor

dem Rest der Bewegungssegmente bewegt wird. Vor allem das Bewegungssegment L1-L2 wird erst nach anderen Bewegungssegmenten bewegt.

Knie- und Rückenheber unterscheiden sich in vielen kinematischen Parametern, präsentieren jedoch eine vergleichbare Abfolge der Einzelbewegungen. Das sequentielle Bewegen der oberen Bewegungssegmente vor den unteren scheint mechanisch nachvollziehbar, da es darum geht, den Oberkörper mit den Armen und Händen zum Zupacken so nah wie möglich an das zu hebende Gewicht zu bringen. Mit einem simultanen Bewegen der LWS wäre diese Aufgabe ebenfalls recht einfach zu realisieren.

Die aus der Rolle fallenden Heber zeigen ein regelrechtes »Zick-Zack-Muster«, dessen Interpretation äußerst schwierig erscheint. Es ist auf starke interindividuelle Unterschiede innerhalb der Gruppe zurück zu führen. Es kann ausgesagt werden, dass jeder aus der Rolle fallende Heber ein eigenes Muster hat, die segmentalen Einzelbewegungen zeitlich zu koordinieren. Die Zusammenfassung der drei untersuchten aus der Rolle fallenden Heber stellt somit eine Verzerrung der tatsächlichen Gegebenheiten dar. Die hochgradige Individualität ist wie auch die besonderen Bewegungsamplituden in den einzelnen Ebenen auf individuelle Besonderheiten zurück zu führen, welche hier nicht erfasst wurden. Es ist zu bemerken, dass es sich auch bei den aus der Rolle fallenden Hebern um klinisch gesunde Personen handelt. Trotzdem hat jede aus der Rolle fallende Versuchsperson ein individuelles Bewegungsmuster entwickelt. Welche persönlichen Besonderheiten nun zu diesem individuellen Bewegungsmuster führten, ist nicht interpretierbar (Abb. 5.3).

Es bleibt die Frage, ob zusätzliche klinische Informationen (z.B. Degenerationsgrad der Bandscheiben) Korrelationen mit dem zeitlichen Regime der Einzelbewegungen hätten. Hierzu wurde in der Literatur festgestellt, dass innerhalb von Gruppen mit krankhaften Veränderungen der Wirbelsäule vergleichbare Bewegungsreihenfolgen gefunden wurden, wie innerhalb der Vergleichsgruppen [70, 102]. Ob demnach ein besonderes Bewegungsverhalten mit krankhaften Veränderungen der Lendenwirbelsäule in Zusammenhang steht bzw. früher oder später zu einer Schädigung führen kann, bleibt fraglich. Hierbei besteht jedoch auch das Problem, dass Informationen bezüglich segmentaler Bewegungen der Wirbelsäule sehr selten sind und daher zu wenig Information bezüglich Zusammenhängen mit Rückenschmerzen oder abnormen Veränderungen existieren.

### 5.4.3 Lateralflexion und Torsion

Die Bewegungsanteile der Lateralflexion und Torsion zeigen beim unsymmetrischen Heben deutliche Reihenfolgen beim Einbezug in die Bewegung. Bei der Lateralflexion ist dies nachvollziehbar einzig bei den unbelasteten Bewegungen Bücken und Aufstehen zu erkennen, wogegen beim Heben und Absetzen keine eindeutige Reihenfolge erkennbar ist, die Bewegungen wohl synchron erfolgen. Hier kann ausgesagt werden, dass die Belastung wiederum einen Einfluss hat: Während beim Bücken (von oben nach unten) und Aufstehen (von unten nach oben) das gewohnte sequentielle Verhalten an den Tag gelegt wird, werden die Einzelbewegungen unter Belastung so koordiniert, dass alle nahezu gleichzeitig ablaufen. Interpretiert werden kann dies wiederum mit einem höheren Anspruch an die Bewegung und einem einfacheren Koordinationsmuster unter Belastung. Erstaunlich erscheint auch das seitliche Aufrichten der LWS ohne Belastung von unten nach oben. Ähnliche Bewegungsabfolgen wurden von anderen Autoren ebenfalls gefunden, jedoch wurde hierbei eine Extensionsbewegung innerhalb der sagittalen Ebene betrachtet [70, 30].

Zwischen den Hebetypen sind bei den beiden unbelasteten Bewegungen ebenfalls Unterschiede zu finden. Während beim Bücken die Knieheber sich sequentiell von oben nach unten bewegen, wird durch die Rückenheber der mittlere Teil der LWS vor allen anderen Bewegungssegmenten bewegt. Beim Aufstehen präsentiert sich genau das entgegen gesetzte Bild: Die Knieheber bewegen sich sequentiell von unten nach oben, während die Rückenheber nun den mittleren Bereich der LWS nach allen anderen Bewegungsebenen bewegen. Dies ist ein Nachweis einer vollkommen anderen zeitlichen Koordination der Einzelbewegungen, welche wohl mit unterschiedlicher muskulärer Koordination einher geht [4]. Dieser Unterschied steht sicher auch mit der unterschiedlichen räumlichen Anordnung der LWS der Hebetypen, koordiniert mit den Hüft- und Beinbewegungen, in Verbindung, jedoch ist schwer zu interpretieren, warum diese Unterschiede auftreten.

Die Reihenfolge der einzelnen Torsionsbewegungen ist bei Knie- und Rückenhebern beim Bücken sequentiell von oben nach unten. Dies kann damit erklärt werden, dass auch hier die Steuerfunktion des Kopfes in Kraft tritt, der Oberkörper mit den Händen zum Gewicht gebracht werden soll, weswegen die Bewegung von oben beginnt. Bei allen anderen Teilen der Hebebewegung sind die Rangfolgen eher zufällig, so dass gefolgert werden kann, dass die Bewegungen synchron erfolgten.

Die Interpretation dieser Ergebnisse kann nur äußerst vorsichtig erfolgen. Geht man

davon aus, dass alltägliche Hauptbewegungen der LWS in der sagittalen Ebene mit Flexion und Extension stattfinden, so kann man folgern, dass bezüglich der Anteile Lateralflexion und Torsion weniger Bewegungserfahrungen vorhanden sind. Der Einfluss des Gewichts der Kiste beeinflusste diese wenigen Bewegungserfahrungen, so dass auf eine andere Koordination gewechselt wurde: Ein sequentielles Bewegen benötigt in verschiedenen Ebenen verschiedene Anforderungen (Halten und Bewegen) wogegen ein synchrones Bewegen auf allen Ebenen nur eine Koordination verlangt, Bewegen auf allen Ebenen. Muskulär weniger aufwendig erscheint das synchrone Bewegen, da auf allen Ebenen vergleichbare Programme zur Steuerung laufen. Die sequentielle Abfolge der Bewegungen scheint jedoch mechanisch von Vorteil, da sich im zeitlichen Verlauf nicht auf allen Ebenen Änderungen erfolgen, bestimmte Bewegungsebenen nicht bewegt werden und damit teilweise »konstante« Bedingungen herrschen.

## 5.5 Weichteilproblematik

Die Ergebnisse der Kapitel 3.1 (Seiten 49ff.) und 3.2 (Seiten 64ff.) zeigen, dass Bewegungen von Markern auf der Haut im engen Zusammenhang mit Bewegungen der darunter liegenden lumbalen Wirbelkörper stehen. Trotzdem ist ein Einfluss von Weichteilbewegungen auf Bewegungen der Marker vorhanden. Neben recht nachvollziehbaren Strukturen wie der Muskulatur wirken aber auch andere Gewebe: Es konnte gezeigt werden, dass bereits geringe Muskelspannung zu einem recht konstanten Markermuster führt. Durch Erhöhung externer Belastung, somit Erhöhung der muskulären Spannung, ändert sich das Markermuster nur geringfügig. Auch in verschiedenen Rumpfwinkeln konnte nachgewiesen werden, dass unter verschiedenen Belastungen das Markermuster nur wenig verändert wird. Dem entgegen ist nichts darüber bekannt, inwieweit Fettgewebe Positionen auf der Haut beeinflussen kann. Liegen zwischen zu untersuchender knöcherner Struktur und der Haut starke Fettpolster, so hat die Bewegung auf der Haut mit der Bewegung des Knochens nicht mehr viel zu tun. Dies schränkt Untersuchungen mit Hautmarkern erheblich ein: Können bei Personen mit hohem Anteil an Unterhautfettgewebe keine Körperlandmarken gefunden werden, an denen Knochen palpirt werden können (z.B. Dornfortsätze), so scheint eine Untersuchung der Bewegungen der Wirbelkörper mit Hautmarkern äußerst schwierig.

Ein weiteres Problem ist die symmetrische Anordnung der Muskulatur links und rechts neben der Wirbelsäule. Die Messungen einseitiger Kontraktionen bei Lateralfle-

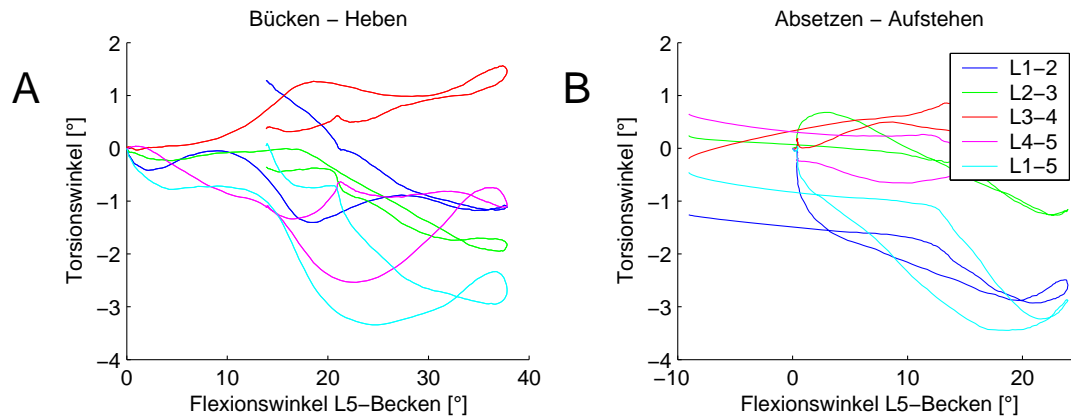
xion zeigen, dass hier die Veränderung des Markermusters am heftigsten ist. Auch dies schränkt die Einsetzbarkeit der Methode ein. Bewegungen mit einseitiger Kontraktion der Rückenmuskulatur, z.B. Gehen und Laufen, führen mit der vorgestellten Methode nicht zu sinnvollen Ergebnissen, da kalkulierte Rotationen durch wechselseitige Kontraktion der Muskulatur bedingt sein kann und nicht durch tatsächliche Bewegungen der Wirbelkörper. Nimmt man an, dass ein Marker durch einseitige Kontraktion der Muskulatur um 5 mm relativ zum Wirbelkörper verschoben wird, so gelangt man bei einem Markerabstand von 70 mm auf den Muskelbäuchen zu einem Fehler von  $4^\circ$ . Beachtet man, dass die Torsion im Bereich von  $1^\circ$  bis  $3^\circ$  abläuft, so ist dieser Fehler als gravierend zu bezeichnen.

## 5.6 Zuverlässigkeit der Daten

Im Kapitel 3 (Seiten 48ff.) wird mit verschiedenen Messungen und Berechnungen die Zuverlässigkeit der erhobenen Daten geprüft und diskutiert. Die durch Hautmarker gemessenen Winkel der Lendenwirbelsäule müssen die in Tabelle 3.11 (Seite 84) dargestellten Werte überschreiten. Weiterhin wurde nachgewiesen, dass zwischen den Winkeln an der Oberfläche und den Winkeln der Wirbelkörper im Raum ein hoch signifikanter linearer Zusammenhang besteht. Auch unterschiedliche Muskelspannung hat nur geringen Einfluss auf das verwendete Markermuster. Damit kann der größte Teil der Daten als zuverlässig bewertet werden.

Kritisch zu betrachten sind die Daten der Lateralflexion und Torsion beim symmetrischen Heben. Die Werte liegen unterhalb der Grenzen in Tabelle 3.11. Trotzdem sind klare Verläufe der Winkel zu erkennen, welche nicht als zufällig bezeichnet werden können. Die Auslenkungen sind sehr klein, jedoch individuell nachvollziehbar und nur mit kleinen Abweichungen behaftet. Dies läßt folgern, dass auch beim symmetrischen Heben, bei einer einfachen Flexion/Extensionsbewegung des Rumpfes die Wirbelkörper seitlich gebeugt und gegeneinander verdreht werden (Abb. 5.4). Es ist zu beachten, dass die Daten gefiltert wurden.

Betrachtet man die Winkelbeschleunigungen, so ist es schwieriger, Grenzen der Zuverlässigkeit zu finden. Auch die Prozesse der Datenbearbeitung sind komplexer, so dass die Daten stark beeinflusst sind. Trotzdem können teilweise synchrone Beschleunigungen oder kurz aufeinander folgende Winkelbeschleunigungen der einzelnen Segmente gefunden werden (Abb. 4.15, Seite 129). Dies ist ein Hinweis darauf, dass die Beschleu-



**Abbildung 5.4:** Räumliche Koordination der Torsion eines Kniehebers beim symmetrischen Heben beim Bücken und Heben (A) und Absetzen und Aufstehen (B): Trotz der nicht gewährleisteten Zuverlässigkeit der Daten sind klare Verläufe zu erkennen. Auch hier ist bei 20°-L5-Becken-Winkel der Bereich der Bewegung zu erkennen.

nigungen nicht zufällig geschehen. Bezüglich der Werte sind nur sehr schwer Aussagen möglich, da keine vergleichbaren Daten vorliegen. Es ist jedoch gut möglich, die verschiedenen Ebenen miteinander zu vergleichen und zu bewerten, auf welcher Ebene die größten Beschleunigungen stattfinden. Auch zwischen den Personen und den Hebetypen kann man vergleichen, da alle mit dem gleichen Versuchsaufbau untersucht wurden.

## 5.7 Methoden zur Winkelberechnung

Aufgrund verschiedener Algorithmen zur Kalkulation der Winkel sind Daten verschiedener Untersuchungen nicht direkt vergleichbar [124]. Es besteht ein großer Unterschied zwischen planaren, zweidimensionalen Daten und räumlichen, dreidimensionalen Daten: Während in der Ebene mittels Trigonometrie die Winkel berechnet werden können, nutzt man im Raum komplexe Matrixoperationen, um zu den Winkelwerten zu gelangen (Kapitel 2.4, Seiten 22ff.). In der Ebene werden die Winkel losgelöst voneinander berechnet, man gelangt einzig zu Daten einer Rotation. Im Raum gelangt man zu Daten aller drei rotatorischen Freiheitsgrade, jedoch beeinflussen diese sich gegenseitig aufgrund der Matrixoperationen (Tab. 3.8, Seite 81).

Wie unter Kapitel 2.4 bereits erwähnt, existieren unterschiedliche Methoden zur

Berechnung dreidimensionaler Winkel. Mit gleichem Beispiel an Koordinaten gelangt man durch Berechnung von Projektionswinkeln und Cardanwinkeln nicht zu den gleichen Winkelwerten. Darüber hinaus definieren Cardanwinkel und Projektionswinkel teilweise vollkommen verschiedene räumliche Bewegungen: Projektionswinkel in drei Ebenen beschreiben die Lage eines Körpers im Raum, liefern jedoch nicht so wie Cardanwinkel Informationen über die Drehung des Körpers um sich selbst. Es ist demnach genau auf die Definition der zu vergleichenden Bewegungen zu achten.

Ein großes Problem beim Vergleichen von Cardan- oder Eulerwinkeln ist die definierte Rotationsreihenfolge [124]. Es besteht ein großer Unterschied, ob die Rotationen in der Reihenfolge  $x$ ,  $y$  und  $z$  stattfanden oder ob definiert wurde, dass zuerst um  $z$ , dann  $x$  und zuletzt um  $y$  gedreht wurde. Eine Änderung der Rotationsreihenfolge führt zu einer vollkommen anderen Rotationsmatrix und somit zu anderen Winkelwerten (Kapitel 2.4.2, Seiten 24ff.).

Somit können verschiedene Untersuchungen, um einen Abgleich der Messgenauigkeit oder der Aussagefähigkeit der Daten zu erhalten, nicht direkt verglichen werden, es sei denn, die Winkel wurden mit identischen Algorithmen berechnet. Vergleichbar ist jedoch der Trend der Daten. Bestimmte Bewegungen, z.B. Heben, sollten in der Ebene als auch dreidimensional vergleichbare Trends haben.

## 5.8 Fragen und Ausblick

Die interessantesten Ergebnisse dieser Arbeit sind die Unterschiede zwischen den Hebetypen und die Sonderstellung des Bewegungssegmentes L5-Becken. Es bleibt die Frage, warum es zu unterschiedlichen Hebetekniken kommt. Mittels synchroner Aufzeichnung von Koordinaten der Marker und elektrischer Aktivität der lumbalen Muskulatur könnte geprüft werden, ob unterschiedliche Hebetekniken auch zu unterschiedlicher muskulärer Aktivierung führen. Ein weiterer die Bewegung beeinflussender Aspekt sind Bewegungserfahrungen. So würden Untersuchungen an hebererfahrenen Personen, z.B. Kraftsportler oder Schwerarbeiter im Vergleich mit hebeunerfahrenen Personen weitere Aufschlüsse bringen. Letztlich haben aber auch die individuellen Gegebenheiten einen Einfluss auf die Bewegungsausführung (laus der Rolle fallende Heber!). Hier würden einzig harte klinische Fakten weiteren Aufschluss liefern.

Das Bewegungsverhalten beim Heben ist nur ein Ausschnitt aus dem Alltag. Es bleibt die Frage, wie lumbale Bewegungen unter anderen Belastungen ablaufen, ob

vergleichbare Trends vorhanden sind oder ob bei einer anderen Aufgabe vollkommen andere Bewegungsmöglichkeiten der Lendenwirbelsäule genutzt werden.

Das Hauptproblem unserer postmodernen Gesellschaft ist jedoch die Bewertung einer guten bzw. schlechten Hebetechnik, um Belastungen und Schädigungen der Lendenwirbelsäule zu vermeiden. Hierzu müssten Parameter der Bewegungen mit klinischen Parametern korreliert werden, was einerseits einer großen Zahl an Versuchspersonen bedarf, aber auch von einem zuverlässigen klinischen Parameter abhängig ist.



# Literaturverzeichnis

- [1] ADAMS, M. A., AND HUTTON, W. C. Prolapsed intervertebral disc. a hyperflexion injury. *Spine* 7, 3 (1982), 184.
- [2] ADAMS, M. A., AND HUTTON, W. C. Gradual disc prolaps. *Spine* 10, 6 (1985), 524ff.
- [3] ANDERS, C., BRADL, I., SCHUHMAN, N., GROSCH, AND SCHOLLE, H. C. Elektromyographische untersuchungen zur belastungssituation der rückenmuskulatur während hebearbeiten. In *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates*, S. Radant, R. Grieshaber, and W. Schneider, Eds. monade Verlag, Leipzig, 1996, pp. 271–282.
- [4] ANDERS, C., KANKAANPÄÄ, M., AIRAKSINEN, O., SCHOLLE, H. C., AND HÄNNINEN, O. Koordination der lumbalen rückenmuskeln bei dynamischer belastung. *Manuelle Medizin* 36 (1998), 61–65.
- [5] BAUMGARTNER, W., GROB, D., KRAMERS-DE QUERVAIN, I., AND STÜSSI, E. Novel in vivo motion analysis of the healthy lower lumbar spine during standardized movements and complex daily activities. In *ISB 2001* (Zürich, Switzerland, 2001).
- [6] BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. a study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand* 230 (1989), 1–54.
- [7] BROWN, T., HANSON, R., AND YORRA, A. Some mechanical tests on the lumbo-sacral spine with particular reference to the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 39 (1957), 1135.
- [8] BRYANT, REID, SMITH, AND SLEVEN. Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers. *Spine* 14 (1989), 258–265.

- [9] CHAFFIN, D. B., STUMP, B. S., NUSSBAUM, M. A., AND BAKER, G. Low-back stresses when learning to use a materials handling device. *Ergonomics*, 1 (1999), 94–110.
- [10] CHOLEWICKI, J., AND MCGILL, S. M. Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech* 25, 1 (1992), 17–28.
- [11] CHOLEWICKI, J., MCGILL, S. M., AND NORMAN, R. W. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med Sci Sports Exerc* 23, 10 (1991), 1179–86.
- [12] COX, M. E., ASSELIN, S., GRACOVETSKY, S. A., RICHARDS, M. P., NEWMAN, N. M., KARAKUSEVIC, V., ZHONG, L., AND FOGEL, J. N. Relationship between functional evaluation measures and self-assessment in nonacute low back pain. *Spine* 25, 14 (2000), 1817–26.
- [13] CRAWFORD, YAMAGUCHI, AND DICKMAN. A new technique for quantifying spinal coupling angles: The tilt/twist method. In *American Society of Biomech* (1997).
- [14] CRAWFORD, N. R., YAMAGUCHI, G. T., AND DICKMAN, C. A. Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: Analysis and refinement. *Human Movement Science* 15 (1996), 55–78.
- [15] CRISCO, J. J., AND PANJABI, M. M. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. a biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine* 16, 7 (1991), 793–9.
- [16] DAVIS, K. G., AND HEANEY, C. A. The relationship between psychosocial work characteristics and low back pain: underlying methodological issue. *Clinical Biomechanics* 15 (2000), 389–406.
- [17] DAVIS, P. R., TROUP, J. D., AND BURNARD, J. H. Movements of the thorax and lumbar spine when lifting: a chronocyclophotographic study. *J Anat* 99, 13 (1965).

- [18] DELOOZE, M. P., GROEN, H., HOREMANS, H., KINGMA, I., AND VAN DIEËN, J. H. Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. *J Biomech* 32, 7 (1999), 655–62.
- [19] DIMNET, J., FISCHER, L. P., GONON, G., AND CARRET, J. P. Radiographic studies of lateral flexion in the lumbar spine. *J Biomech* 11, 3 (1978), 143–50.
- [20] DOLAN, P., AND ADAMS, M. A. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *J Biomech* 31, 8 (1998), 713–21.
- [21] DOLAN, P., EARLEY, M., AND ADAMS, M. A. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J Biomech* 27, 10 (1994), 1237–48.
- [22] DROVIN, GAGNON, AND GHORBAL. Estimation of 3-d moments at l5/s1 using a dynamometric box: A comparative validation study. In *American Society of Biomech* (1997).
- [23] FETZER, A., AND FRÄNKEL, H. *Mathematik 1*, vol. 6. Auflage. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2000.
- [24] FREIVALDS, A., CHAFFIN, D., GARG, A., AND LEE, K. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J Biomech* 17, 4 (1984), 251–262.
- [25] GARDNER-MORSE, M. G., AND STOKES, I. A. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 23, 1 (1998), 86–91.
- [26] GÖBEL, H. Epidemiologie und kosten chronischer schmerzen: Spezifische und unspezifische rüchenschmerzen. *Der Schmerz* 2, 15 (2001), 92–98.
- [27] GOEL, V. K. Three-dimensional motion behavior of the human spine - a question of terminology. *J Biomech. Engin* 109 (1987), 353–355.
- [28] GRACOVETSKY, S., NEWMAN, N., PAWLOWSKY, M., AND AL., E. A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements. *Spine* 20, 0 (1995), 1036–46.

- [29] GÜNTHER, M., SHOLUKHA, V. A., KESSLER, D., WANK, V., AND BLICKHAN, R. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics, 2002. accepted to the Journal of Biomechanics.
- [30] HARADA, M., ABUMI, K., ITO, M., AND KANEDA, K. Cineradiographic motion analysis of normal lumbar spine during forward and backward flexion. *Spine* 25, 15 (2000), 1932–7.
- [31] HAUGHTON, V. M., ROGERS, B., MEYERAND, M. E., AND RESNICK, D. K. Measuring the axial rotation of lumbar vertebrae in vivo with mr imaging. *Am J Neuroradiol* 23, 8, 1110–1116.
- [32] HIDES, J. A., RICHARDSON, C. A., AND JULL, G. A. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. comparison of two different modalities. *Spine* 20, 1 (1995), 54–8.
- [33] HIDES, J. A., STOKES, M. J., SAIDE, M., JULL, G. A., AND COOPER, D. H. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 19, 2 (1994), 165–72.
- [34] HINDLE, PEARCY, CROSS, AND MILLER. Three-dimensional kinematics of the human back. *Clinic Biomech*, 5 (1990), 218–228.
- [35] HIRSCH, C., AND NACHEMSON, A. A new observation on the mechanical behavior of lumbar disc. *Acta Orthop Scand* 23 (1954), 254.
- [36] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 21, 22 (1996), 2640–50.
- [37] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 77, 2 (1997), 142–4.
- [38] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics* 40, 11 (1997), 1220–30.

- [39] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord* 11, 1 (1998), 46–56.
- [40] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 9 (1999), 1005–12.
- [41] HODGES, P. W., AND RICHARDSON, C. A. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neurosci Lett* 265, 2 (1999), 91–4.
- [42] KAIGLE, A. M., WESSBERG, P., AND HANSSON, T. H. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion- extension. *J Spinal Disord* 11, 2 (1998), 163–74.
- [43] KEEGAN. Alternations of the lumbar curve related to posture and seating. *J. of Bone and Joint Surgery* 35 (1953), 589–603.
- [44] KESSLER, D. Weichteilkinematik des menschlichen beines nach fersenaufprall. Master's thesis, Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2001.
- [45] KEYSERLING, W. M. Workplace risk factors and occupational musculoskeletal disorders, part 1: A review of biomechanical and psychophysical research on risk factors associated with low-back pain. *AIHAJ* 61, 1 (2000), 39–50.
- [46] KHALAF, K. A., PARNIANPOUR, M., SPARTO, P. J., AND BARIN, K. Determination of the effect of lift characteristics on dynamic performance profiles during manual materials handling tasks. *Ergonomics* 42, 1 (1999), 126–45.
- [47] KINGMA, I., DELOOZE, M. P., VAN DIEËN, J. H., TOUSSAINT, H. M., ADAMS, M. A., AND BATEN, C. T. When is a lifting movement too asymmetric to identify low-back loading by 2-d analysis? *Ergonomics* 41, 10 (1998), 1453–61.
- [48] KINGMA, I., VAN DIEËN, J. H., DELOOZE, M., TOUSSAINT, H. M., DOLAN, P., AND BATEN, C. T. Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. *J Biomech* 31, 6 (1998), 527–34.

- [49] KONG, W. Z., GOEL, V. K., AND GILBERTSON, L. G. Prediction of biomechanical parameters in the lumbar spine during static sagittal plane lifting. *J Biomech Eng* 120, 2 (1998), 273–80.
- [50] KRAJCARSKI, S. R., POTVIN, J. R., AND CHIANG, J. The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical Biomechanics* 14, 1 (1999), 54–62.
- [51] KRAMERS-DE QUERVAIN, I., BAUMGARTNER, W., STÜSSI, E., AND GROB, D. Segmental motion of l3/4 and l4/5 of the lumbar spine during stair ambulation. In *ISB, 2001* (Zürich, Switzerland, 2001).
- [52] KUMAR, S., AND NARAYAN, Y. Torque and emg in isometric graded flexion-rotation and extension- rotation. *Ergonomics* 44, 8 (2001), 795–813.
- [53] LABESSE, CHEZE, AND DIMNET. Determination of optimal locations for further identification of the moving spine model. In *Proc of 4. Int Symp* (Grenoble, 1996).
- [54] LEGNANI, G., ADAMINI, R., AND ZAPPA, B. Spacelib in matlab, 1998.
- [55] LEGNANI, G., RIGHETTINI, P., ZAPPA, B., AND CASOLO, F. A homogeneous matrix approach to 3-d kinematics and dynamics part 2: Application to chains of rigid bodies and serial manipulators. *The scientific journal of IFToMM* 31, 5 (1996), 589–605.
- [56] LEGNANI, G., RIGHETTINI, P., ZAPPA, B., AND CASOLO, F. A homogeneous matrix approach to 3-d kinematics and dynamics part1: Theory. *The scientific journal of IFToMM* 31, 5 (1996), 573–587.
- [57] LUNDBERG, A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Human Movement Science* 15, 4 (1996), 411–422.
- [58] MARKOLF, K. L. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joint in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. *J Bone Joint Surg* 54 (1972), 511.
- [59] MCGILL, S. Partitioning of the l4 - l5 dynamik moment into discs, ligamentous and muscular components during lifting. *Spine* 7 (1986), 666–678.

- [60] MCGREGOR, A. H., ANDERTON, L., AND GEDROYC, W. The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Med Sci Sports Exerc* 34, 7 (2002), 1143–9.
- [61] MCGREGOR, A. H., MC CARTHY, I. D., AND HUGHES, S. P. Motion characteristics of the lumbar spine in a normal population. *Spine* 20 (1995), 2421–2428.
- [62] MEINEL, K., AND SCHNABEL, G. *Bewegungslehre Sportmotorik*. Sport Verlag Berlin, 1998.
- [63] MELLIN, G. P. Comparison between tape measurements of forward and lateral flexion of the spine. *Clin. Biomech* 4 (1989), 121–123.
- [64] MILLER, R. L. When you lift, bend your knees. *Occup. Health Safety* 45, 3 (1976), 46–47.
- [65] MOONEY, V. Physical measurements of the lumbar spine. *Phys Med Rehabil Clin* 9, 2 (1998), 391–410.
- [66] MÖRL, F., BRADL, I., AND BLICKHAN, R. *Haltungsänderungen der lumbalen Wirbelsäule während isometrischer Maximalkrafttests*, vol. 1. Grieshaber Schneider Scholle, 2002, pp. 363–372.
- [67] MUELLER, G., MORLOCK, M. M., VOLLMER, M., HONL, M., HILLE, E., AND SCHNEIDER, E. Intramuscular pressure in the erector spinae and intra-abdominal pressure related to posture and load. *Spine* 23, 23 (1998), 2580–90.
- [68] NACHEMSON, A. Lumbar intradiscal pressure. experimental studies on post-mortem material. *Acta orthop. Scand* 43 (1960), 1–104.
- [69] NACHEMSON, A. The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin. Orthop.* 45 (1966), 107.
- [70] OKAWA, A., SHINOMIYA, K., KOMORI, H., MUNETA, T., ARAI, Y., AND NAKAI, O. Dynamic motion study of the whole lumbar spine by videofluoroscopy. *Spine* 23, 16 (1998), 1743–9.
- [71] OLESKE, D. M., ANDERSSON, G. B., LAVENDER, S. A., AND HAHN, J. J. Association between recovery outcomes for work-related low back disorders and personal, family, and work factors. *Spine* 25, 10 (2000), 1259–65.

- [72] PANJABI, OXLAND, YAMATO, AND CRISCO. Mechanical behavior of the human lumbar spine and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J. of Bone and Joint Surgery* 76, 3 (1994), 413–424.
- [73] PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. part ii. neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 5, 4 (1992), 390–6; discussion 397.
- [74] PANJABI, M. M., BRAND, R. A., AND WHITE III, A. A. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* 9 (1976), 185–192.
- [75] PANJABI, M. M., KRAG, M. H., AND CHUNG, T. O. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine. *Spine* 9, 7 (1984), 707.
- [76] PANJABI, M. M., KRAG, M. H., AND GOEL, V. K. A technique for measurement and description of three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body joint with an application to the human spine. *J Biomech* 14 (1981), 447–460.
- [77] PANJABI, M. M., AND WHITE III, A. A mathematical approach for three-dimensional analysis of the mechanics of the spine. *J Biomech* 4 (1971), 203–211.
- [78] PAUL, R. P. Motion trajectories. In *Robot Manipulators: Mathematics, programming, and control*, T. M. Press, Ed. Massachusetts and London, 1982, pp. 119–156.
- [79] PEARCY. Stereoradiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop. Scand* 56, 212 (1985).
- [80] PEARCY. Measurement of back and spinal mobility. *Clin Biomech* 1 (1986), 44–51.
- [81] PEARCY, GILL, HINDLE, AND JOHNSON. Measurement of human back movements in three dimensions by opto-electronic devices. *Clin. Biomech* (1987).
- [82] PEARCY, AND HINDE. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back. *Clin. Biomech* 4 (1989), 73–79.



- [83] PEARCY, PORTEK, AND SHEPERD. The affects of low back pain on lumbar spine movements measured by three-dimensional x-ray analysis. *Spine 10* (1985), 150–153.
- [84] PEARCY, M. J., GILL, J. M., WHITTLE, M. W., AND JOHNSON, G. R. Dynamic back movement measured using a three-dimensional television system. *J Biomech 20*, 10 (1987), 943–9.
- [85] PEARCY, M. J., AND WHITTLE, M. W. Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional x-ray analysis. *J Biomed Eng 4*, 2 (1982), 107–12.
- [86] QUINT, U., WILKE, H. J., SHIRAZI-ADL, A., PARNIANPOUR, M., LOER, F., AND CLAES, L. Importance of the intersegmental trunk muscles for the stability of the lumbar spine. a biomechanical study in vitro. *Spine 23*, 18 (1998), 1937–45.
- [87] RAUBER/KOPSCH. *Anatomie des Menschen*, vol. Band 1. Leonhardt, H; Tillmann, B; Töndury, G; Zilles, K, 1987.
- [88] ROHLMANN, A., CLAES, L. E., BERGMANN, G., GRAICHEN, F., NEEF, P., AND WILKE, H. J. Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. *Ergonomics 44*, 8 (2001), 781–94.
- [89] SCHIPPLEIN, TRAFIMON, ANDERSON, AND ANDIACCHI. Relationship between moments at the l5/s1 level, hip and knee joint when lifting. *J Biomech 23* (1990), 907–912.
- [90] SCHRAMM, J., WITTE, H., RECKNAGEL, S., BUSCHING, K., KRAMER, J., AND PREUSCHOFT, H. Shape transformations of the lumbar spine in relation to passive extension of the lower extremities in the sagittal level. *Z Orthop Ihre Grenzgeb 135*, 3 (1997), 210–6.
- [91] SCHULTZ, A. B., AND ANDERSSON, G. B. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine 6*, 1 (1981), 76–82.
- [92] SCHULTZ, A. B., HADERSPECK-GRIB, K., SINKORA, G., AND WARWICK, D. N. Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in back muscles. *J Orthop Res*, 3 (1985), 189.

- [93] SIMUNIC, D. I., BROOM, N. D., AND ROBERTSON, P. A. Biomechanical factors influencing nuclear disruption of the intervertebral disc. *Spine* 26, 11 (2001), 1223–30.
- [94] SKOTTE, J. H., ESSENDROP, A. F., HANSEN, A. F., AND SCHIBYE, B. A dynamic 3d biomechanical evaluation of the load an the low back during different patient-handling tasks. *J Biomech* 35, 10 (2002), 1357–1366.
- [95] SNIJDERS, AND RIEL, v. N. Continuous measurements of spine movements in normal working situations over periods of 8 hours or more. *Ergonomics* 30 (1987), 639–653.
- [96] SÖDERKIST, AND WEDIN. Determining the movements of skeleton using well-configured markers. *J Biomech* 26 (1993), 1473–1477.
- [97] SPARTO, P., PARNIANPOUR, M., REINSEL, T., AND SIMON, S. The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. *Spine* 22, 22 (1997), 2647–54.
- [98] SPARTO, P. J., AND PARNIANPOUR, M. An electromyography-assisted model to estimate trunk muscle forces during fatiguing repetitive trunk exertions. *J Spinal Disord* 12, 6 (1999), 509–18.
- [99] SPARTO, P. J., PARNIANPOUR, M., REINSEL, T. E., AND SIMON, S. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *J Orthop Sports Phys The* 25, 1 (1997), 3–12.
- [100] STEFFEN, T., RUBIN, R. K., BARAMKI, H. G., ANTONIOU, J., MARCHESI, D., AND AEBI, M. A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo. method, accuracy, and preliminary results. *Spine* 22, 2 (1997), 156–66.
- [101] STOKES, I. A., BEVINS, T. M., AND LUNN, R. A. Back surface curvature and measurement of lumbar spinal motion. *Spine* 12, 4 (1987), 355–361.
- [102] TAKAYANAGI, K., TAKAHASHI, K., YAMAGATA, M., MORIYA, H., KITAHARA, H., AND TAMAKI, T. Using cineradiography for continuous dynamic-motion analysis of the lumbar spine. *Spine* 26, 17 (2001), 1858–65.
- [103] THE MATH WORKS, I. Matlab, 2000.

- [104] TOUSSAINT, H. M., BAAR, C. E., VAN LANGEN, P. P., DE LOOZE, M. P., AND VAN DIEËN J. H. Coordination of the leg muscles in backlift and leglift. *J Biomech* 25 (1992), 1279–1289.
- [105] TOUSSAINT, H. M., DE WINTER, A. F., DE HAAS, Y., DE LOOZE, M. P., VAN DIEËN, J. H., AND KINGMA, I. Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *J Biomech* 28, 2 (1995), 199–210.
- [106] TROUP. Relation of lumbar spine disorders to heavy manual work and lifting. *Lancet* 1 (1965), 857–861.
- [107] VAN DER BURG, J. C. E., AND VAN DIEËN, J. H. The effect of timing of a perturbation on the execution of a lifting movement. *Human Movement Science*, 20 (2001), 243–255.
- [108] VAN DER BURG, J. C. E., AND VAN DIEËN, J. H. Underestimating of object mass in lifting does not increase the load on the low back. *J Biomech* 34 (2001), 1447–1453.
- [109] VAN DER BURG, J. C. E., AND VAN DIEËN, J. H. Underestimation of object mass in lifting does not increase the load on the low back. In *ISB, 2001* (Zürich, Switzerland, 2001).
- [110] VAN DIEËN, J. H., DEKKERS, J. J., GROEN, V., TOUSSAINT, H. M., AND MEIJER, O. G. Within-subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task. *Spine* 26, 16 (2001), 1799–804.
- [111] VAN DIEËN, J. H., HOOZEMANS, M. J., VAN DER BEEK, A. J., AND MULLENDER, M. Precision of estimates of mean and peak spinal loads in lifting. *J Biomech* 35, 7 (2002), 979–82.
- [112] VAN DIEËN, J. H., HOOZEMANS, M. J. M., AND TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech* 14 (1999), 685–696.
- [113] VAN DIEËN, J. H., AND KINGMA, I. Total trunk muscle force and spinal compression are lower in asymmetric moments as compared to pure extension moments. *J Biomech* 32, 7 (1999), 681–7.

- [114] VIDEMAN, T., BATTIE, M. C., GIBBONS, L. E., MANNINEN, H., GILL, K., FISHER, L. D., AND KOSKENVUO, M. Lifetime exercise and disk degeneration: an mri study of monozygotic twins. *Med Sci Sports Exerc* 29, 10 (1997), 1350–6.
- [115] VIRGIN, W. Experimental investigations into physical properties of intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 33 (1951), 607.
- [116] VITZTHUM, H. E., KÖNIG, A., AND SEIFERT, V. Dynamic examination of the lumbar spine by using vertical, open magnetic resonance imaging. *J Neurosurg* 93 (2000), 58–64.
- [117] VOGT, L., PFEIFER, K., PORTSCHER, AND BANZER, W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* 26, 17 (2001), 1910–9.
- [118] WAGNER, H., AND BLICKHAN, R. Stabilizing function of antagonistic neuromusculoskeletal systems: an analytical investigation. *Biol Cybern* 88, 5 (2003).
- [119] WENDROCK, L. Erfassung der koerperhaltung mit einem ultraschall-messsystem. Master's thesis, Friedrich-Schiller-Universität Jena, 1998.
- [120] WHITE, A. A., AND PANJABI, M. M. The basic kinematics of the human spine: A review of past and current knowledge. *Spine* 3 (1978), 12–20.
- [121] WHITE III, A. A., AND PANJABI, M. M. Physical properties and functional biomechanics of the spine/ kinematics of the spine. In *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia, 1990, pp. 1–84.
- [122] WHITE III, A. A., AND PANJABI, M. M. The problem of clinical instability in the human spine: A systematic approach/ the clinical biomechanics of spine pain. In *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia, 1990, pp. 277–474.
- [123] WILKE, H., NEEF, P., HINZ, B., SEIDEL, H., AND CLAES, L. Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16, 1 (2001), 111–26.
- [124] WOLTRING, H. J. Representantion and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10 (1991), 603–616.

- [125] YAMATO, I., PANJABI, M. M., CRISCO, T., AND OXLAND, T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14 (1989), 1256–1260.
- [126] ZANDER, T., ROHLMANN, A., CALISSE, J., AND BERGMANN, G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16, Suppl 1 (2001), S73–80.
- [127] ZHANG, X., AND XIONG, J. Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations. *J Biomech* 36 (2003), 9–17.

## Ehrenwörtliche Erklärung

Dem Antragsteller ist die geltende Promotionsordnung bekannt.

Der Antragsteller hat die Dissertation selbst angefertigt, insbesondere die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen und alle von ihm benutzten Hilfsmittel und Quellen in seiner Arbeit angegeben.

Personen, welche den Antragsteller bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes unterstützten, sind in der Danksagung aufgezählt.

Darüber hinaus haben Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen vom Antragsteller für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Der Antragsteller hat die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht.

Die gleiche oder in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung wurde nicht bei einer anderen Hochschule bzw. Fakultät als Dissertation eingereicht.

Der Antragsteller versichert, mit besten Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen zu haben.

.....