



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
*Hamburg University of Applied Sciences*



**Labor für Biomechanik und  
Biomaterialien  
Orthopädische Klinik im Annastift**

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Labor für Biomechanik und Biomaterialien -  
Orthopädische Klinik im Annastift

Bachelorarbeit

## **Vergleich zweier Methoden zur Ermittlung der Adjacent-Level Effects an lumbalen Polysegmenten**

### **Comparison of two Methods for Determining the Adjacent-Level Effects on lumbar Polysegments**

Christina Buck

Matr.-Nr.: 1862866

Interne Betreuung:

Prof. Dr.-Ing. Friedrich Ueberle<sup>1</sup>

Externe Betreuung:

Priv.-Doz. Dr.-Ing. C. Hurschler<sup>2</sup>, Dipl.-Ing. Bastian Welke<sup>2</sup>

Hannover, im Mai 2014

---

<sup>1</sup> Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

<sup>2</sup> Labor für Biomechanik und Biomaterialien der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover

## Kurzfassung

Bevor neu entwickelte Wirbelsäulenimplantate zum Einsatz kommen, werden biomechanische Voruntersuchungen in Form von *in-vitro* Wirbelsäulentests durchgeführt. Für die Durchführung von *in-vitro* Wirbelsäulentests bieten bereits veröffentlichte Studien unterschiedliche Methoden zur Prüfung. Im Rahmen dieser Bachelorarbeit sollte anhand einer *in-vitro* Wirbelsäulenstudie die Machbarkeit zweier Methoden zur Untersuchung der Adjacent-Level Effects ermittelt werden. Darüber hinaus sollte die Machbarkeit des verwendeten Prüfprotokolls der *in-vitro* Wirbelsäulenstudie untersucht werden.

Für die Untersuchung der Methoden wurden zunächst *in-vitro* Wirbelsäulentests an einem Roboterprüfstand durchgeführt. Gemäß der Schritte der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* erfolgte zunächst die Testung des nativen Zustands bei einem reinen Moment von  $\pm 10$  Nm. Im Anschluss erfolgte die Testung der fusionierten Zustände. Die Aufzeichnung der Wirbelbewegungen erfolgte über ein optisches Messsystem. Zur Simulation der stützenden Muskulatur wurde eine Follower Load von 400 N auf die Präparate eingeleitet. Im Anschluss an die *in-vitro* Testung erfolgte die Auswertung gemäß der Schritte der Auswertemethode. Über die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode sollte die Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* untersucht werden. Hierbei wurden die gewonnenen Messdaten aus der *in-vitro* Testung über Berechnungsfaktoren angepasst. Die Untersuchung der Machbarkeit des Testprotokolls der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* sollte über die Auswertung der Messdaten der *in-vitro* Testung erfolgen. Anhand beider Methoden sollten die Adjacent-Level Effects verglichen werden.

Ein Ergebnis dieser Bachelorarbeit ist, dass über die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode keine Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* erstellt werden konnte. Da an den fusionierten Präparaten nicht die zuvor erwartet geringeren Winkel gemessen werden konnten, die gemäß der Reinen-Momente-Methode darauf hindeuten sollten, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  um einen bestimmten Prozentwert geringer ist als die  $tROM_{\text{nativ}}$ . Worüber hinaus auch kein Vergleich der Methoden zur Untersuchung der Adjacent-Level Effects möglich war. Allerdings ergab die Untersuchung der Machbarkeit gemäß dem Testprotokoll der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*, dass die Umsetzung dieses Verfahrens grundsätzlich möglich ist. Jedoch sind während der *in-vitro* Testung einige Punkte aufgetreten, die die Testung der Polysegmente im fusionierten Zustand in Frage stellen. Einige der am Roboter eingegebenen und gemessenen Momente zur Testung der fusionierten Zustände wiesen Abweichungen auf. Des Weiteren starteten die fusionierten Präparate nicht aus der gleichen Startposition wie im nativen Zustand. Es wird vermutet, dass die genannten Abweichungen durch den Einfluss der Follower Load und der Fusion entstanden sind.



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
Hamburg University of Applied Sciences



Labor für Biomechanik und  
Biomaterialien  
Orthopädische Klinik im Annastift

**Bachelorarbeit**  
**Christina Buck**  
**Matr.-Nr.: 1862866**

**Vergleich zweier Methoden zur Ermittlung der  
Adjacent-Level Effects an lumbalen Polysegmenten**

**Allgemeines**

Der Einsatz von Wirbelsäulenimplantaten kann an der humanen Wirbelsäule auf Grund von degenerativen Erkrankungen der Bandscheibe erfolgen. Degenerative Veränderungen der Bandscheibe äußern sich beispielsweise durch Rissbildungen. Vor dem Einsatz neu entwickelter Wirbelsäulenimplantate werden biomechanische Voruntersuchungen in Form von *in-vitro* Wirbelsäulentests durchgeführt. Im Rahmen der biomechanischen *in-vitro* Untersuchungen werden die Implantate auf ihre klinische Eignung geprüft. Unter möglichst physiologischen Bedingungen wird der Einfluss des Implantats auf das Präparat untersucht und mit dem nativen Zustand verglichen.

Bereits veröffentlichte Studien bieten Prüfprotokolle, mit denen es möglich ist, *in-vitro* Wirbelsäulentests durchzuführen. Die Prüfprotokolle dienen zum Vergleich und zur Reproduzierbarkeit der Wirbelsäulentests. Auf Basis der Prüfprotokolle lassen sich die biomechanischen Parameter sowie die einwirkenden Momente und Kräfte ermitteln. Anhand der so genannten *Hybrid Test Method* ist es zudem möglich, Auswirkungen des Implantats auf die direkt angrenzenden Wirbelsegmente zu untersuchen.

Das Labor für Biomechanik und Biomaterialien verwendete in der Vergangenheit bei *in-vitro* Wirbelsäulenstudien das Prüfprotokoll nach der Beweglichkeitsmethode. Durch die Anwendung der Beweglichkeitsmethode lassen sich jedoch nicht die Auswirkungen eines Implantats auf angrenzende Ebenen testen. Um diese Auswirkungen untersuchen zu können, entwickelte das Labor für Biomechanik und Biomaterialien eine Methode zur Auswertung auf Grundlage der *Hybrid Test Method*. Im Rahmen dieser Arbeit ist daher die Machbarkeit der Methode der Auswertung nach *Hybrid Test Method* und die Machbarkeit der *in-vitro* Testung gemäß der *Hybrid Test Method* zu prüfen.

## Aufgabenstellung

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll:

- der Vergleich zweier Methoden zur Untersuchung von Adjacent-Level Effects untersucht werden.
- anhand der Durchführung einer *in-vitro* Studie an lumbalen Polysegmenten des Kalbs durch Auswertung der gemessenen kinematischen Daten die Machbarkeit der beiden Methoden geprüft werden.
- anhand der zuvor genannten *in-vitro* Studie unter Beobachtung der auftretenden Kräfte und Momente die Machbarkeit der Durchführung der *in-vitro* Testung untersucht werden.
- eine Dokumentation (SOP) der Programmierung eines neuen geometrischen Zentrums mit neuem Koordinatensystem am Kraft- und Momentensensor des Roboters erstellt werden.

## **Bemerkung**

Die Bachelorarbeit wird extern im Labor für Biomechanik und Biomaterialien der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover durchgeführt und durch Herrn Dipl.-Ing. B. Welke betreut. Intern erfolgt die Betreuung der Bachelorarbeit von Herrn Prof. Dr.-Ing. F. Ueberle der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg.

Die Bearbeitungszeit beträgt mit einem Workload von 100% 47 Werkzeuge.

Ausgabe der Aufgabenstellung am: 06.06.2012

Unterbrechung der Bachelorarbeit vom 20.06.2012 bis 01.04.2014

Abgabefrist: 27.05.2014

Die „aktuellen Vereinbarungen zur Durchführung der Arbeit“ werden als Teil der Aufgabenstellung anerkannt.

Erstprüfer: Prof. Dr.-Ing. F. Ueberle

Zweitprüfer: Priv.-Doz. Dr.-Ing. C. Hurschler

Betreuer: Dipl.-Ing. B. Welke

## **Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle Stellen der Arbeit, die wörtlich oder sinngemäß aus anderen Quellen übernommen wurden, sind als solche gekennzeichnet. Ich habe die Arbeit in gleicher oder ähnlicher Form bei keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Hannover, den 26. Mai 2014

.....

(Christina Buck)

## Abkürzungsverzeichnis

**Tabelle I.I** Übersicht verwendeter Abkürzungen.

ALE	Adjacent-Level Effects
ant./post.	anterior/posterior
ax. Rot.	axiale Rotation
ETIU	Enhanced Tool Interface Unit
Flex./Ex.	Flexion/Extension
GZ	geometrisches Zentrum
HWS	Halswirbelsäule
IR	Infrarot
iROM	intersegmentale ROM
KMS	Kraft- und Momentensensor
KO	Koordinatensystem
L1	1. Lendenwirbel
lat. Beug.	laterale Beugung
LBB	Labor für Biomechanik und Biomaterialien
LWS	Lendenwirbelsäule
NZ	Neutrale Zone
ROM	Range of Motion
SOP	Standard Operation Procedure
SpecIndex	Specimen-Index
TH1	1. Brustwirbel
tROM	totale ROM
WS	Wirbelsäule

## Begriffserklärung

**Tabelle I.II** Richtungsbegriffe zur Orientierung am Körper. Diese Definitionen sind immer relativ zum Körper gesehen und damit unabhängig von der Lage des Körpers im Raum.

Orientierungsbegriff	Definition
Anterior	weiter vorne
Distal	vom Rumpf entfernt
Dorsal	rückenwärts
Frontal	in Richtung der Stirn
Inferior	weiter unten
Kaudal	schwanzwärts
Kranial	schädelwärts
Lateral	seitlich
Lumbal	im Lendenbereich liegend
Medial	zur Mittelebene hin
Median	in der Mittelebene
Posterior	weiter hinten
Proximal	näher zum Rumpf
Sagittal	von vorne nach hinten oder umgekehrt
Superior	weiter oben
Thorakal	im Brustwirbelbereich liegend
Transversal	von links nach rechts oder umgekehrt
Ventral	Bauchwärts
Zervikal	im Halswirbelbereich liegend

---

## Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung .....	I
Abkürzungsverzeichnis .....	VI
Begriffserklärung .....	VII
1 Einleitung .....	1
2 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule .....	3
2.1 Grundlagen der Anatomie der humanen Wirbelsäule .....	4
2.2 Grundlagen der Biomechanik der humanen Wirbelsäule .....	8
2.3 Vergleich der bovinen mit der humanen Wirbelsäule .....	12
2.4 Die Wirbelkörperfusion .....	15
3 Stand der Technik .....	17
3.1 Bereits realisierte Prüfprotokolle und Prüfeinrichtungen in der <i>in-vitro</i> Wirbelsäulentestung .....	17
3.1.1 Prüfeinrichtungen mit der Anwendung von reinen Momenten .....	18
3.1.2 Die Follower Load .....	22
3.2 Bereits realisierte Methoden zur Untersuchung der Adjacent-Level Effects .....	23
3.2.1 Die <i>Hybrid Multidirectional Test Method</i> nach <i>Panjabi</i> .....	23
3.2.2 Die modifizierte <i>Hybrid Test Method</i> nach <i>Zhu et al.</i> .....	26
3.3 Verwendete Prüfeinrichtungen im Labor für Biomechanik .....	27
3.3.1 Prüfstand zur <i>in-vitro</i> Wirbelsäulentestung .....	28
3.3.2 Kinematikaufzeichnung per NDI Polaris® System und OrthoVIEW .....	32
4 Material und Methode .....	34
4.1 Versuchsvorbereitung .....	35
4.1.1 Präparation und Einbettung der Prüfobjekte .....	35
4.1.2 Programmierung des Kraft- und Momentensensors am Roboter .....	39
4.1.3 Prüfung der Lastrahmen und Vorversuche .....	41
4.2 Durchführung der <i>in-vitro</i> Testung .....	43
4.3 Methode der Auswertung .....	48

---

5	Ergebnisse .....	53
5.1	Ergebnisse der Ermittlung des Umrechnungsfaktors für die <i>Hybrid-ROM</i> ....	54
5.2	Ergebnisse der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode.....	56
5.2.1	Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung .....	57
5.2.2	Ergebnisse der Adjacent-Level Effects.....	62
6	Diskussion.....	65
6.1	Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten <i>Hybrid Test Method</i> .....	65
6.2	Untersuchung der <i>in-vitro</i> Testung gemäß der <i>Hybrid Test Method</i> .....	69
6.3	Untersuchung der Adjacent-Level Effects.....	71
7	Zusammenfassung und Ausblick.....	72
8	Literaturverzeichnis .....	75
9	Abbildungsverzeichnis.....	79
10	Tabellenverzeichnis.....	83
Anhang A	Werte aus der Literatur .....	85
Anhang B	Versuchsprotokoll .....	87
Anhang C	Bemerkungen zur Versuchsdurchführung und zur Auswertung.....	88
Anhang D	Messergebnisse.....	94
Anhang E	Last-Verformungskurven.....	100
Anhang F	Kraft- und Momentenverläufe.....	101
Anhang G	CD: SOP und Operationsanleitung .....	103

# 1 Einleitung

Schmerzen im Bereich der Wirbelsäule können oftmals auf degenerative Erkrankungen mit einhergehendem Verlust der Stabilität zurückgeführt werden. Mit Hilfe von Wirbelsäulenimplantaten können diese degenerativen Veränderungen an der humanen Wirbelsäule behoben werden. Bewegungserhaltende Wirbelsäulenimplantate verhelfen dem Patienten, die Beweglichkeit der Wirbelsäule zu erhalten und dabei Erkrankungen der Nachbarsegmente zu vermeiden. Fusionen hingegen führen zu einer Bewegungseinschränkung im operierten Segment, woraufhin die benachbarten Ebenen einen Bewegungsausgleich leisten müssen. Nicht zuletzt kommt es somit zu höheren Belastungen in den Nachbarsegmenten.

Neu entwickelte Wirbelsäulenimplantate werden vor dem Einsatz in den menschlichen Körper in Form von *in-vitro*<sup>3</sup> Wirbelsäulentests auf ihre klinische und biomechanische Eignung geprüft. Auf Basis von standardisierten Prüfprotokollen können für den Vergleich des nativen mit dem operierten Zustand vergleichbare und reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden.

Eine im Bereich der Wirbelsäulentestung bevorzugt angewandte Prüfmethode ist die Beweglichkeitsprüfung (Reine-Momente-Methode) nach *Panjabi* [PAN88a]. Das Präparat wird zur Durchführung von Bewegungen am obersten Ende über reine Momente generiert, wodurch in den Bewegungssegmenten ein physiologisches Bewegungsverhalten ermöglicht wird. Anhand der Reinen-Momente-Methode lassen sich Änderungen der totalen Range of Motion (tROM) und der totalen Neutralen Zone (tNZ) untersuchen, jedoch keine Auswirkungen auf benachbarte Ebenen. Daher entwickelte *Panjabi* als Erweiterung der Reinen-Momente-Methode die *Hybrid Test Method*, die die Möglichkeit bietet, Untersuchungen der Auswirkungen an den Nachbarsegmenten (Adjacent-Level Effects, ALE) vorzunehmen [PAN07a]. Bei der Testung der operierten Zustände wird über die Aufwendung von reinen Momenten erreicht, dass die tROM des operierten Zustands gleich der tROM des nativen Zustands ist [PAN07a].

Das Labor für Biomechanik und Biomaterialien (LBB) entwickelte zum einen eine Auswertemethode, mit der die Untersuchung der ALE gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* vorgenommen werden kann. Die sogenannte modifizierte *Hybrid Test Method*. Zum anderen verfügt das LBB über eine Roboterprüfeinheit, an der über die *in-vitro* Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* ebenfalls Untersuchungen der ALE durchgeführt werden können. Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist die Erstellung eines Vergleichs zwischen den beiden zuvor genannten Methoden. Darüber hinaus soll die Machbarkeit dieser Methoden untersucht werden.

<sup>3</sup>*in-vitro*: Prozesse, die außerhalb des lebendigen Organismus ablaufen

Zur Untersuchung der Methoden sollen acht lumbale Polysegmente des Kalbs von L1-L6 verwendet werden. Mittels einer Randomisierung soll festgelegt werden, an welchem Segment eine Fusion je Präparat durchgeführt werden soll. Gemäß der Schritte der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* erfolgt die Testung des nativen Zustands bei einem reinen Moment von  $\pm 10$  Nm. Anschließend soll die Testung der fusionierten Zustände mit erhöhten reinen Momenten durchgeführt werden. Der Roboter bewegt sich während der Testung jeweils in die Richtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation, wobei in jeder Bewegungsrichtung drei Zyklen durchlaufen werden. Die Aufzeichnung der Wirbelbewegungen erfolgt über ein optisches Messsystem. Mittels einer sogenannten Follower Load wird zur Simulation der stützenden Muskulatur eine konstante axiale Druckbelastung von 400 N auf die Präparate eingeleitet.

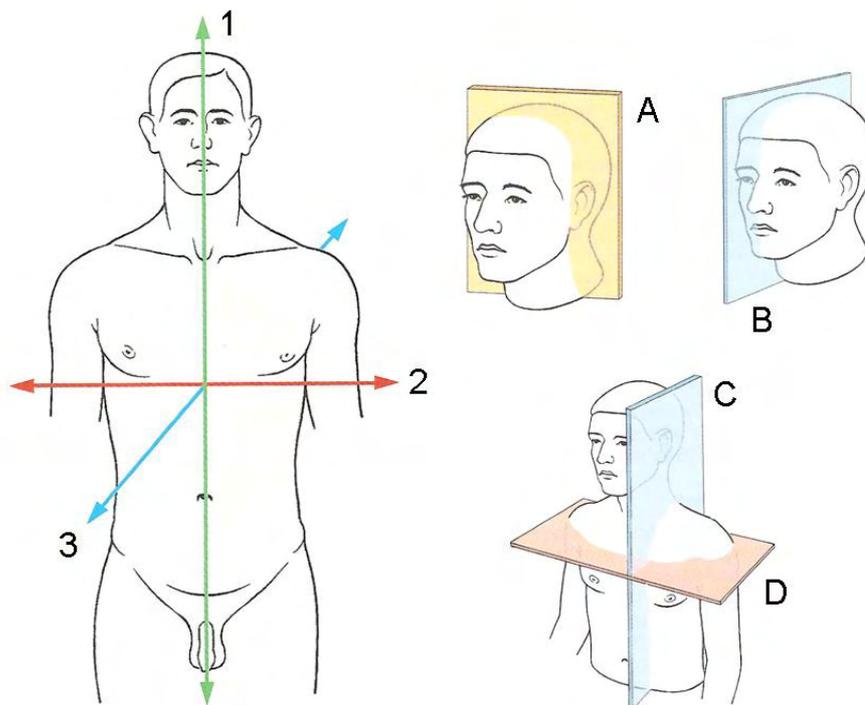
Um beide Methoden miteinander vergleichen zu können, wird die Auswertung der gewonnenen Messdaten aus der *in-vitro* Testung in zwei Teile untergliedert. Der erste Teil der Auswertung umfasst die Untersuchung der modifizierten *Hybrid Test Method*, die über eine Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode erfolgen soll. Hierbei sollen die gewonnenen Messdaten aus der *in-vitro* Testung über Berechnungsfaktoren angepasst werden. Der zweite Teil der Auswertung umfasst die Untersuchung des Testprotokolls der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*. Die Ermittlung der biomechanischen Parameter und der ALE sowie die Betrachtung der Kräfte und Momente sollen Aufschluss über die Machbarkeit beider Methoden geben.

## 2 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

Das folgende Kapitel soll zum allgemeinen Grundverständnis dieser experimentellen Bachelorarbeit beitragen. In den folgenden Abschnitten werden daher die anatomischen wie auch die biomechanischen Grundlagen der Wirbelsäule näher erläutert. Da während der *in-vitro* Wirbelsäulentestung bovine<sup>4</sup> Präparate im nativen<sup>5</sup> und fusionierten Zustand geprüft werden sollen, erfolgt zudem eine nähere Erläuterung der Wirbelkörperperfusion. Begonnen wird dieses Kapitel mit der Darstellung der Lage- und Richtungsbeziehungen, die zur anatomischen Orientierung dienen.

### Lage- und Richtungsbeziehungen in der Anatomie

Der menschliche Körper ist ein funktionelles Ganzes und ist in nicht austauschbare Richtungen untergliedert, welche zur Orientierung am Körper dienen (**Tabelle I.II**). Entsprechend der drei Dimensionen im Raum definieren sich senkrecht aufeinander stehende Hauptebenen, die aus den Hauptrichtungen korrespondieren (**Bild 2.1**) [LIP10].



**Bild 2.1** Darstellung der Hauptebenen und Hauptachsen am Körper. 1 Longitudinalachse, 2 Transversalachse, 3 Sagittalachse, A Frontalebene, B Medianebene, C Sagittalebene, D Transversalebene. Modifiziert nach *Platzer* [PLA09].

<sup>4</sup>bovin: vom Rind stammend

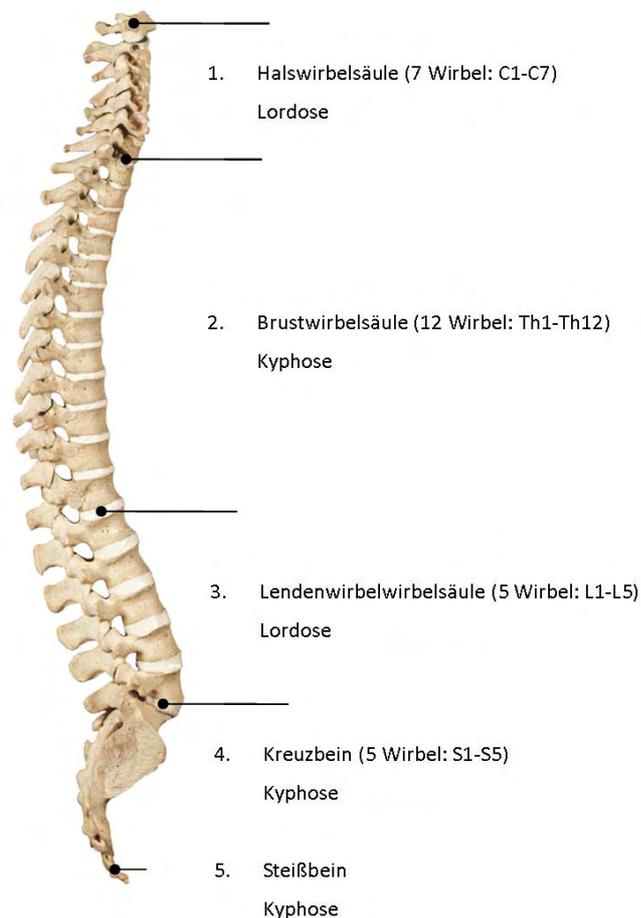
<sup>5</sup>nativ: natürlich

## 2.1 Grundlagen der Anatomie der humanen Wirbelsäule

Dieses Kapitel soll zur näheren Erläuterung der Anatomie der humanen Wirbelsäule dienen.

### Die Gliederung der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) gilt als Achsorgan des Körpers und muss zwei sich widersprechende mechanische Funktionen erfüllen: Starrheit und Biegsamkeit. Die Grundlage der Biegsamkeit beruht auf ihrer Konstruktion, also der Verbundenheit aus Muskeln und Bändern an den Einzelementen. Obwohl die Wirbelsäule in ihrer Form veränderbar ist, bleibt sie unter Einfluss der Muskelzüge stabil [KAP09].



**Bild 2.2** Aufbau der humanen Wirbelsäule. Ansicht von lateral rechts. Gliederung in die Abschnitte und Krümmungen: 1. Halswirbelsäule (Lordose), 2. Brustwirbelsäule (Kyphose), 3. Lendenwirbelsäule (Lordose), 4. Kreuzbein (Kyphose) und 5. Steißbein (Kyphose). Modifiziert nach *Tillmann* [TIL05].

Der Aufbau der menschlichen Wirbelsäule besteht aus 33 – 34 Wirbeln (Vertebrae) mit deren Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebralis) und untergliedert sich in fünf unterschiedliche Regionen (**Bild 2.2**). Die oberste Region ergibt die Halswirbelsäule mit sieben Halswirbeln, wobei sich der erste Halswirbel (Atlas) und der zweite Halswirbel (Axis) charakteristisch zu den übrigen Halswirbeln unterscheiden. Im Anschluss folgt die Brustwirbelsäule mit zwölf Brustwirbeln. Diese Wirbel kennzeichnen sich durch die Artikulation zu den Rippenbögen. Die untere Region bildet die Lendenwirbelsäule mit fünf wesentlich größeren Lendenwirbeln. Abschließend folgen das Kreuzbein mit fünf verschmolzenen Kreuzbeinwirbeln und das Steißbein mit drei bis fünf zurückgebildeten Wirbeln, der Rest des beim Menschen verlorenen Schwanzes [PLA09].

Eine gesunde Wirbelsäule ist in der frontalen Betrachtung ein gerader Stab, jedoch ist sie bei sagittaler Betrachtung doppelt s-förmig gekrümmt. Unterschieden werden hier in vier charakteristische Krümmungen. Die Halslordose, Brustkyphose, Lendenlordose und Sakralkyphose. Die Hals- und Lendenlordose richten eine Konkavität nach dorsal, die Brust- und Sakralkyphose zeichnen eine Konkavität nach ventral [KAP09].

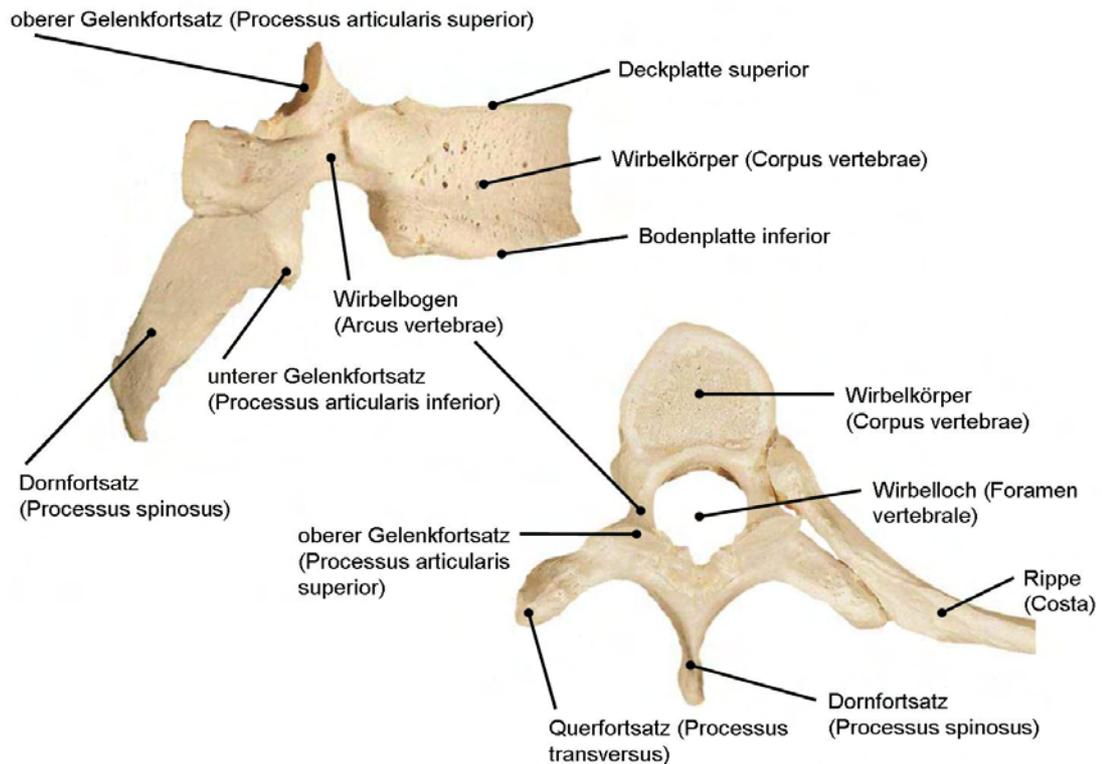
### **Aufbau des Wirbelkörpers**

Der Wirbelkörper besteht äußerlich aus einer Kortikalisschicht, die wie eine Ummantelung die spongiöse<sup>6</sup> Füllung im Inneren umgibt. Die Kortikalisschicht teilt sich in eine superiore Deckplatte und inferiore Bodenplatte, welche im Zentrum mit einer hyalinknorpeligen<sup>7</sup> Schicht versehen sind. Zudem ist der Wirbelkörper durch eine konkave Krümmung an den seitlichen Begrenzungsflächen gekennzeichnet, wodurch eine gewisse Deformierbarkeit bei axialer Belastung ermöglicht wird. Des Weiteren wird diese Deformierbarkeit durch den inneren spongiösen Aufbau gewährleistet, somit bietet der Wirbel eine Stoßdämpferfunktion [KLE07].

Der typische Wirbel wird in zwei Hauptelemente untergliedert. Zu den beiden Hauptelementen zählen der Wirbelkörper (Corpus vertebrae) mit dem sich anfügenden Wirbelbogen (Arcus vertebrae) (**Bild 2.3**). Der Wirbelkörper umfasst das größte Element des Wirbels und hat eine zylindrische Gestalt [KAP09]. Der angrenzende Wirbelbogen ist hufeisenförmig und umschließt das Wirbelloch (Foramen vertebrale). An den Wirbelbogen fügen sich rechts und links vier Gelenkfortsätze (Processus articularis superior; inferior), je zwei nach oben und zwei nach unten. Außerdem entspringen dem Wirbelbogen lateral in Höhe der Gelenkfortsätze zwei Querfortsätze (Processus transversus) und dorsal der mediane Dornfortsatz (Processus spinosus). Dorn- und Querfortsätze dienen der Befestigung von Bändern und Muskeln, die Gelenkfortsätze zweier benachbarter Wirbel bilden die Wirbelbogengelenke (Facettengelenke) [LIP10].

<sup>6</sup>Spongiosa, spongiös: schwammartig aufgebautes System aus feinen Knochenbälkchen

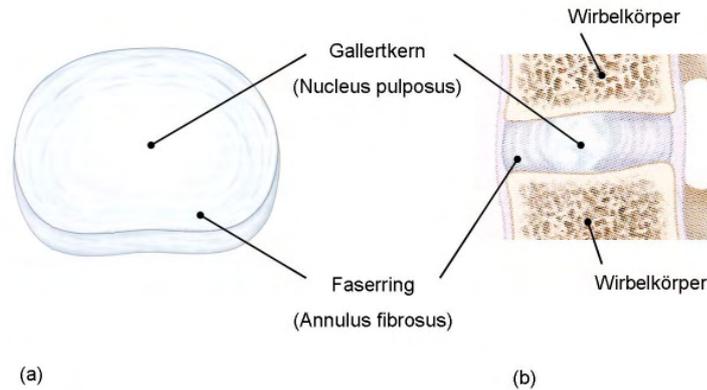
<sup>7</sup>hyalin: glasig, durchscheinend



**Bild 2.3** Aufbau eines Wirbels. (a) 6. Brustwirbel Ansicht von lateral rechts. (b) 6. Brustwirbel Ansicht von kranial. Modifiziert nach *Tillmann* [TIL05].

Die Gelenkflächen variieren von einer nahezu planen Fläche im Bereich der Hals- und Brustwirbelsäule bis hin zu einer deutlichen Krümmung in der Transversalebene im lumbalen Abschnitt [KLE07]. Die Stellung der Gelenkflächen gibt das Bewegungsausmaß in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten vor.

Zwischen zwei benachbarten Wirbelkörpern fungiert die Bandscheibe bzw. Zwischenwirbelscheibe (Discus intervertebralis) als Bindeglied. Der charakteristische Aufbau der Bandscheibe besteht aus zwei Anteilen. Im Zentrum befindet sich ein weicher Gallertkern (Nucleus pulposus) dessen Masse einen Wassergehalt von ca. 88 % aufweist. Der Gallertkern ist das eigentliche Druckpolster der Bandscheibe und zudem gefäß- und nervenfrei. Im äußeren Teil der Zwischenwirbelscheibe befindet sich ein Faserring (Annulus fibrosus), welcher den Gallertkern mit straffem, faserknorpeligem Gewebe umringt (**Bild 2.4**). Diese Gewebestruktur verhindert den Austritt des Gallertkerns bei einwirkenden Druckkräften [KAP09]. Grundsätzlich wirken die Zwischenwirbelscheiben als druckelastische Polster, wobei der Gallertkern den Druck verteilt. Tritt Druckbelastung auf, wird der Gallertkern flacher und breiter und spannt damit den Faserring. Bei Entlastung federt dieser zurück und richtet den Gallertkern wieder auf [LIP10].



**Bild 2.4** Die Bandscheibe. (a) Ansicht von kranial. (b) Mediansagittalschnitt. Modifiziert nach Bertagnoli [BER11].

Zusätzlich tragen die Zwischenwirbelscheiben wesentlich zu den Krümmungen der Wirbelsäule bei. Dieses äußert sich dadurch, dass sie im Hals- und Lendenbereich vorne höher und hinten niedriger sind. Umgekehrt verhält es sich im Brustbereich, dort sind die Bandscheiben vorne niedriger und hinten jedoch höher. Die Dicke der Bandscheiben nimmt dabei von kranial nach kaudal zu [PLA09].

### Bandstrukturen der Wirbelsäule

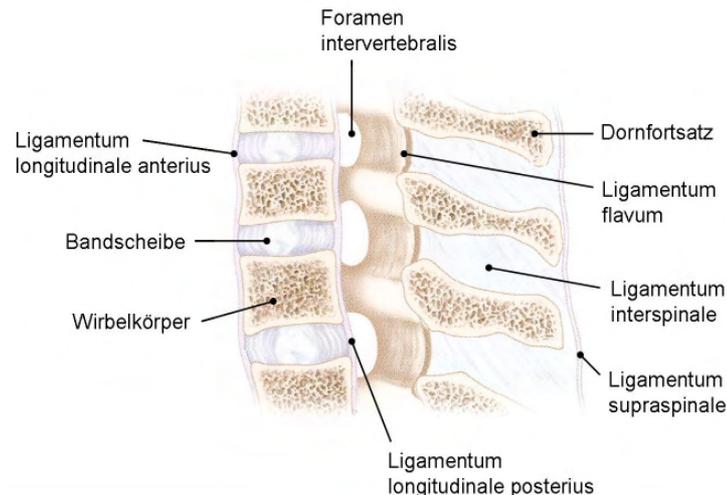
Zur Stabilisierung der Wirbelsäule und zur Ausführung physiologischer Bewegungen leisten die Bänder einen wesentlichen Beitrag. Eine Zerstörung der Bänder hätte demzufolge ungünstige Auswirkungen auf die Biomechanik der Wirbelsäuleneinheit. Auf Grund dessen ist es wichtig, wie zum Beispiel bei Wirbelsäulenpräparationen, möglichst auf den Erhalt der Bandstrukturen zu achten.

Folgende Bänder dienen der Stabilisierung und Bewegung:

- vorderes Längsband (Ligamentum longitudinale anterius)
- hinteres Längsband (Ligamentum longitudinale posterius)
- gelbes Band (Ligamentum flavum)
- Zwischendornfortsatzband (Ligamentum interspinale)
- Überdornfortsatzband (Ligamentum supraspinale) (**Bild 2.5**).

Das vordere Längsband verläuft entlang der anterioren Seite der Wirbelsäule und wird beim Übergang zur Lendenwirbelsäule breiter, stärker und reißfester. Über den Bandscheibenzwischenräumen ist es am dicksten und verankert die benachbarten Wirbel miteinander.

Das hintere Längsband verläuft entlang der posterioren Oberfläche der Wirbelkörper der gesamten Wirbelsäule. Es ist schmal und verläuft lateral über die Bandscheibenzwischenräume als zusätzliche Stützvorrichtung. Das gelbe Band verläuft lediglich zwischen benachbarten Wirbelbögen [BER11].



**Bild 2.5** Die Bandstrukturen der Wirbelsäule. Modifiziert nach *Bertagnoli* [BER11].

### Muskulatur der Wirbelsäule

Die Rückenmuskulatur kann in zwei Hauptgruppen untergliedert werden: die oberflächlichen und die tiefen Rückenmuskeln. Die oberflächlichen Rückenmuskeln erstrecken sich über den ganzen Rücken und gehören eigentlich zum Schultergürtel und Arm [LIP10]. Daher werden sie auch nur der Vollständigkeit halber erwähnt. Unter der tiefen (autochthonen) Rückenmuskulatur versteht man jene Muskeln, die von den Rückenästen der Spinalnerven innerviert<sup>8</sup> werden. Betrachtet man den Rücken eines Menschen, so sieht man seitlich der Dornfortsätze zwei Längswülste, die im Lendenbereich am stärksten ausgebildet sind [PLA09]. Der Mensch benötigt die tiefe Muskulatur, um der Schwerkraft entgegenzuwirken, da der Körperschwerpunkt vor der Wirbelsäule liegt. Zudem dienen die in mehreren Schichten angelegten tiefen Rückenmuskeln dazu die physiologischen Bewegungen der Wirbelsäule umzusetzen. Bei den tiefen Rückenmuskeln unterscheidet man in Längs- und Schrägzüge. Längs verlaufende Muskeln ermöglichen ausschließlich die Rückneigung. Bei einer Lage seitlich der Dornfortsätze erlauben sie jedoch auch eine Seitneigung. Schräg verlaufende Muskeln erlauben zusätzlich eine Rotation [LIP10].

## 2.2 Grundlagen der Biomechanik der humanen Wirbelsäule

Für das Verständnis biomechanischer Untersuchungen ist es wichtig, die entsprechenden Grundbegriffe zu definieren und zu erklären. So soll in diesem Abschnitt auf die Grundlagen der Biomechanik eingegangen werden.

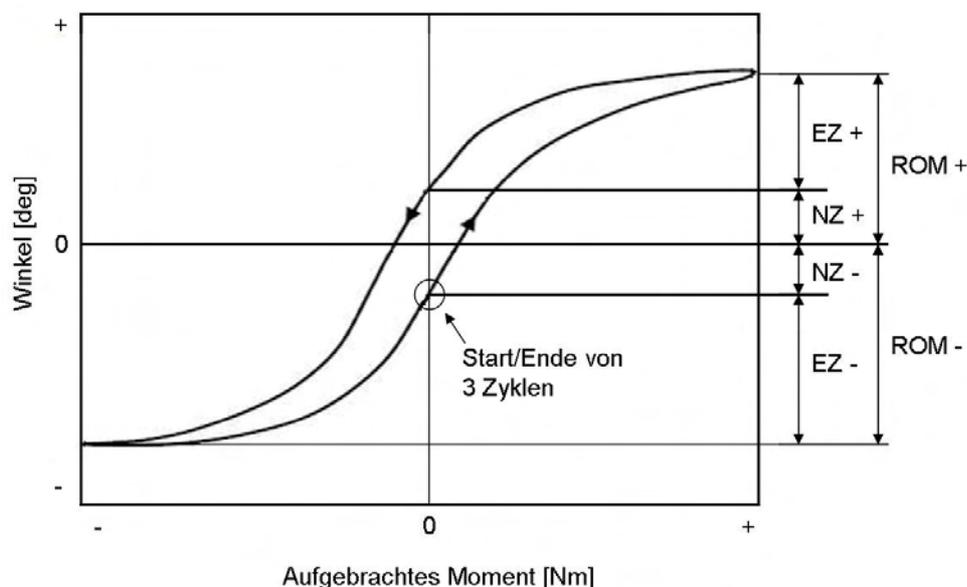
### Das Bewegungssegment

Die Funktion der Wirbelsäule gilt als Ganzheit und beruht dabei auf dem Zusammenspiel mehrerer Bewegungssegmente. Das kleinste funktionellste Segment der Wirbelsäule wird Bewegungssegment, beziehungsweise Functional Spine Unit (FSU) genannt und weist

<sup>8</sup>innervieren: ein Organ oder Körperteil mit Nervenreizen versorgen

ähnliche biomechanische Eigenschaften wie die gesamte Wirbelsäule auf. Es setzt sich aus zwei benachbarten Wirbelkörpern mit der dazwischen liegenden Bandscheibe und dem dazugehörigen Bandapparat zusammen. Da die Bandscheibe das Bindeglied zwischen den einzelnen Wirbelkörpern ist, lässt sie durch ihre Verformbarkeit Bewegungen zu. Weiterführend steht das Bewegungsverhalten eines Wirbelsäulensegments in Abhängigkeit zu den Festigkeitseigenschaften der Bandscheibe, Bänder und Gelenkflächen. Zudem ist das Bewegungsverhalten der gesamten Wirbelsäule an die Bewegung der einzelnen Bewegungssegmente gekoppelt [PAN80].

Biomechanische Untersuchungen zum Bewegungsverhalten der Wirbelsäule, also die Verformung eines Präparats, können mit der Flexibilität oder Steifigkeit beschrieben werden. Zur Bestimmung der Flexibilität ist ein Flexibilitätskoeffizient definiert, der das Verhältnis von Verformung zu aufgebrachtener Last beschreibt. Die Last kann sowohl als Kraft als auch als Moment aufgebracht werden, woraus sich der Koeffizient  $\text{deg/Nm}$  ergibt. Die Steifigkeit definiert sich umgekehrt zur Flexibilität und beschreibt den Widerstand, der bei der Verformung aufgebracht wird. Dabei sind  $\text{N/mm}$  und  $\text{Nm/deg}$  die resultierenden Maßeinheiten der Steifigkeit. Wird nun während einer biomechanischen Testung eine Last schrittweise bis zur Maximallast aufgebracht, so ergibt sich ein biphasischer Verlauf der Last-Verformungskurve [STR01]. Erfolgt die Wirbelsäulentestung nach *Wilke et al.*, so verdeutlicht die nach drei Bewegungszyklen resultierende Hysterese, dass eine anfänglich kleine Last eine recht große Verformung hervorruft (**Bild 2.6**) [WIL95].



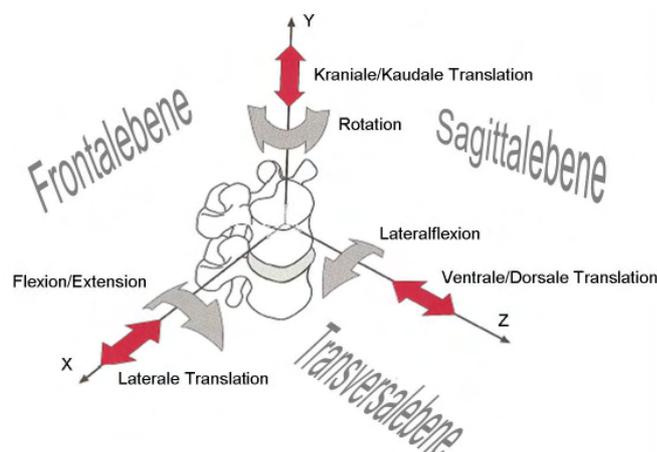
**Bild 2.6** Darstellung der Last-Verformungskurve nach drei Bewegungsabläufen mit Neutraler Zone (NZ), Elastischer Zone (EZ) und Gesamtbeweglichkeit (ROM). Modifiziert nach *Wilke* [WIL95].

Im weiteren Verlauf verringert sich die Last und die Verformung nimmt ab. Hierdurch ergibt sich, dass der Flexibilitätskoeffizient für verschiedene Lastschritte sehr unterschiedlich sein kann. Auf Grund dessen ist die Last-Verformungskurve in eine Neutrale und Elastische Zone eingeteilt [PAN82].

### Biomechanische Begriffe

Die Neutrale Zone (NZ) definiert jenen Bewegungsabschnitt, der den geringsten zu überwindenden Widerstand für eine Bewegung darstellt. Folglich ist das hierfür aufzubringende Moment ebenfalls am geringsten. Wird die Neutrale Zone verlassen, steigen der zu überwindende Widerstand und das Drehmoment wieder an. Nun beginnt der Bereich der Elastischen Zone (EZ), die sich bis zum physiologischen Bewegungsmaximum erstreckt. Aus der Summe der Neutralen und Elastischen Zone, beziehungsweise aus den zwei Endpunkten der Bewegungsmaxima, resultiert die Gesamtbeweglichkeit (Range of Motion, ROM) (**Bild 2.6**).

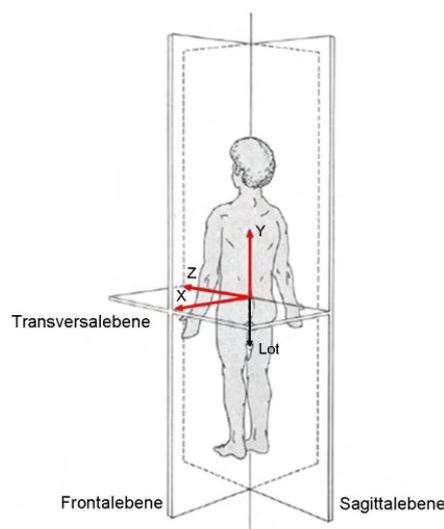
Ebenso von Bedeutung ist die kurze Erläuterung der Bewegungsrichtungen in der Biomechanik. Die Wirbelsäule lässt Bewegungen in sechs Freiheitsgraden zu (**Bild 2.7**). In der Translation bewegen sich alle Punkte des bewegten Körpers in dieselbe Richtung. Die (axiale) Rotation beschreibt eine Drehbewegung um ein Rotationszentrum, diese kann entweder nach rechts oder links erfolgen. Unter der lateralen Beugung versteht man die Bewegung der Wirbelsäule um die Sagittalachse nach rechts und links. Die Flexion beschreibt eine Beugung nach vorn, also eine Bewegung um die Transversalachse. Bei der entgegengesetzten Extension wird die Wirbelsäule um die Transversalachse nach hinten gestreckt. Ferner ist zu beachten, dass neben den reinen Bewegungen auch gekoppelte Bewegungen (coupled motions) auftreten. Im lumbalen Wirbelsäulenbereich ist die laterale Beugung immer mit einer geringen axialen Rotation gekoppelt [PAN80].



**Bild 2.7** Darstellung der sechs Freiheitsgrade und den daraus resultierenden Bewegungen an einem monosegmentalen Präparat. Modifiziert nach Klein [KLE07].

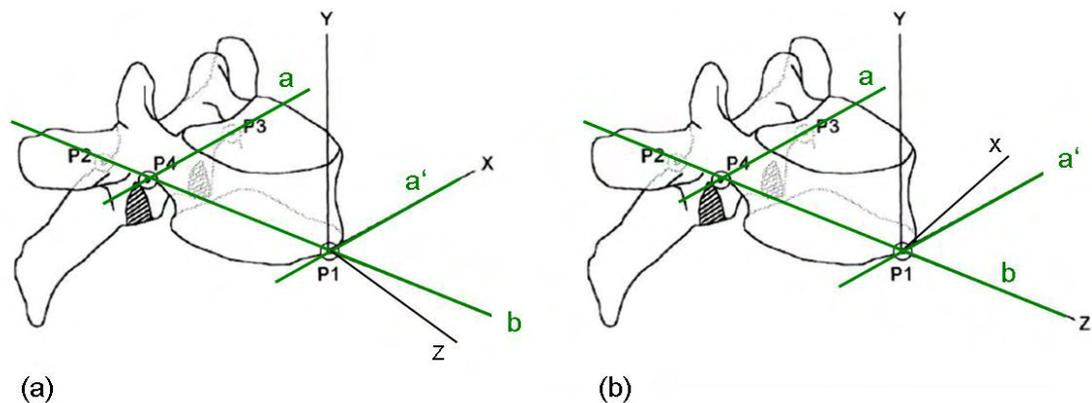
### Koordinatensysteme: global und lokal

Für eine räumliche Orientierung an der Wirbelsäule definierten *White* und *Panjabi* 1975 ein globales, dreidimensionales Koordinatensystem mit konstanter Beziehung zu den Körperachsen [WHI75]. Dabei legten sie den Nullpunkt des Koordinatensystems am Spalt zwischen den Hörnern des Kreuzbeins fest. Die y-Achse ist durch den Lotverlauf vom Hinterhaupt bis zum Kreuzbein definiert, wobei der positive Teil der y-Achse nach kranial und der negative Anteil nach kaudal zeigt. Die positive x-Achse steht orthogonal links zur y-Achse, während sich der positive Teil der z-Achse sagittal nach vorne richtet. Dementsprechend ist die Horizontalebene durch die x- und z-Achse definiert, die Sagittalebene durch die z- und y-Achse und die Frontalebene durch die x- und y-Achse (**Bild 2.8**).



**Bild 2.8** Darstellung des globalen Koordinatensystems mit der x-Achse nach lateral links, der y-Achse nach kranial und der z-Achse nach ventral. Modifiziert nach *White* [WHI75].

Um Bewegungen am einzelnen Wirbel nachzuvollziehen, existiert neben dem globalen Koordinatensystem ein lokales Wirbelkoordinatensystem. Nach vereinfachtem Standard kann ein lokales Koordinatensystem in der Mitte eines einzelnen Wirbels positioniert werden, welches sich an der globalen Achsausrichtung orientiert. Für die Erfassung individueller Wirbelsäulenbewegungen bei *in-vitro* Untersuchungen ist das Standard-Koordinatensystem jedoch nicht ausreichend. Deshalb verwendet das Labor für Biomechanik und Biomaterialien zur Kinematikaufzeichnung eine abgewandelte Definition des Koordinatensystems nach *Crawford*. Hierbei werden vier typische Landmarken (P1-P4) am Wirbel festgelegt, an denen sich die drei Koordinatenachsen orthogonal ausrichten [CRA97] (**Bild 2.9**).



**Bild 2.9** (a) Die vier anatomischen Landmarken nach *Crawford*. P1 liegt anterior auf der mittleren Sagittalebene an der inferioren Seite des Wirbels. Zudem ist hier das Ursprungs koordinatensystem definiert. P2 liegt posterior auf dem Dornfortsatz und soll auf gleicher Höhe mit P1 sein. P3 und P4 liegen gleichweit entfernt von der mittleren Sagittalebene und befinden sich an der inferioren Fläche der Pedikel. (b) Die veränderte Definition des Koordinatensystems nach *Crawford* zur Verwendung in der Software OrthoVIEW (LBB) zur Bewegungsaufzeichnung. Die z-Achse richtet sich nach der Achse b, anstatt dass sich die x-Achse an der Achse a orientiert. Modifiziert nach *Crawford* [CRA97].

Der Unterschied zur Definition nach *Crawford* beruht auf der Ausrichtung der z-Achse, die sich nun nach der Verbindungslinie zwischen P1/P2 orientiert. Der Grund dafür ist, dass die Landmarken P1 und P2 auf einer Symmetrieachse liegen und die Landmarken P3 und P4 nicht. Zudem besteht ein größerer Abstand zwischen P1 und P2. Die x-Achse liegt in diesem Fall nicht mehr orthogonal zur parallelverschobenen Linie a', jedoch noch rechtwinklig zur z-Achse. Die Veränderung des Koordinatensystems nach *Crawford* ist zur Minderung der Messunsicherheit in der Software vorgenommen worden.

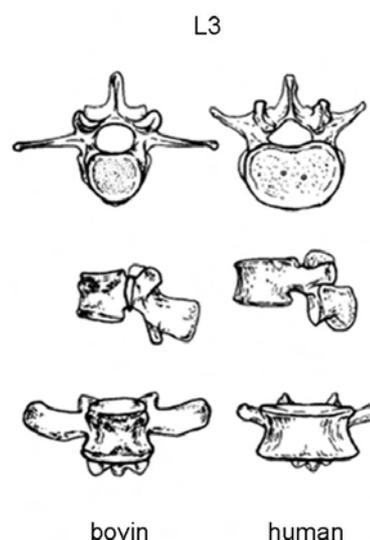
### 2.3 Vergleich der bovinen mit der humanen Wirbelsäule

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit werden biomechanische Untersuchungen an der bovinen Lendenwirbelsäule vorgenommen. Auf Grund dessen soll dieser Abschnitt die anatomischen und biomechanischen Unterschiede zwischen der humanen und bovinen Wirbelsäule erläutern.

#### Anatomischer Vergleich

Für biomechanische *in-vitro* Tests kann die Wirbelsäule des Kalbs verwendet werden. Das ist darauf zurückzuführen, dass bovine Wirbelsäulen leichter zu beziehen sind als humane Wirbelsäulen. Hierfür ist eine Beurteilung der strukturellen Unterschiede für die biomechanische Testung wichtig.

Nach der Studie von *Cotterill et al.* besteht die bovine Wirbelsäule aus zwei Kurven, einer leichten Lordose im zervikalen Bereich und einer sich schrittweise entwickelnden Kyphose über den thorakolumbalen Bereich. Im Vergleich dazu weist die humane Wirbelsäule insgesamt vier Kurven auf, zwei Lordosen und zwei Kyphosen. Die Gesamtlänge einer ausgewachsenen bovinen Wirbelsäule beträgt inklusive der Bandscheiben durchschnittlich 280 cm, die Wirbelsäule eines erwachsenen Mannes umfasst durchschnittlich 71 cm. Eine Kuh besitzt 49-51 Wirbel, ist der Schwanz ausgeschlossen, sind es 35 Wirbel [COT86]. Der Mensch hingegen weist 33-34 Wirbel auf. Die humane und bovine Wirbelsäule besteht gleichermaßen aus sieben Halswirbeln und fünf Sakralwirbeln. Jedoch zählen dreizehn thorakale und sechs lumbale Wirbel zur bovinen und zwölf thorakale und fünf lumbale Wirbel zur humanen Wirbelsäule. Der Aufbau der Zwischenwirbelscheiben ist bei beiden Spezies gleichermaßen, der weiche Gallertkern ist peripher von dem festen Faserring umrundet. Die Belastung der bovinen Wirbelsäule erfolgt ebenfalls wie die humane Wirbelsäule auf Kompression. Unter Betrachtung der einzelnen Wirbel in Breite, Länge und Höhe sind ebenso Unterschiede festzustellen. Dabei weist der Wirbel T6 die meisten Gemeinsamkeiten auf. Der Dornfortsatz des bovinen Wirbels T6 ist im Durchschnitt 111 % länger als der des humanen. Zudem ist die Breite dieses Wirbels in anteriorer-posteriorer Sicht 56 % größer, was auf den langen Dornfortsatz zurückzuführen ist. Am bovinen Wirbel L3 ist eine größere Differenz in transversaler Richtung zu vernehmen. Die bovinen Querfortsätze verbreitern den Wirbel um 23 % im Gegensatz zu den humanen Querfortsätzen. Zudem unterscheiden sich die Querfortsätze nicht nur in ihrer Länge, sondern auch in ihrer Form (**Bild 2.10**).

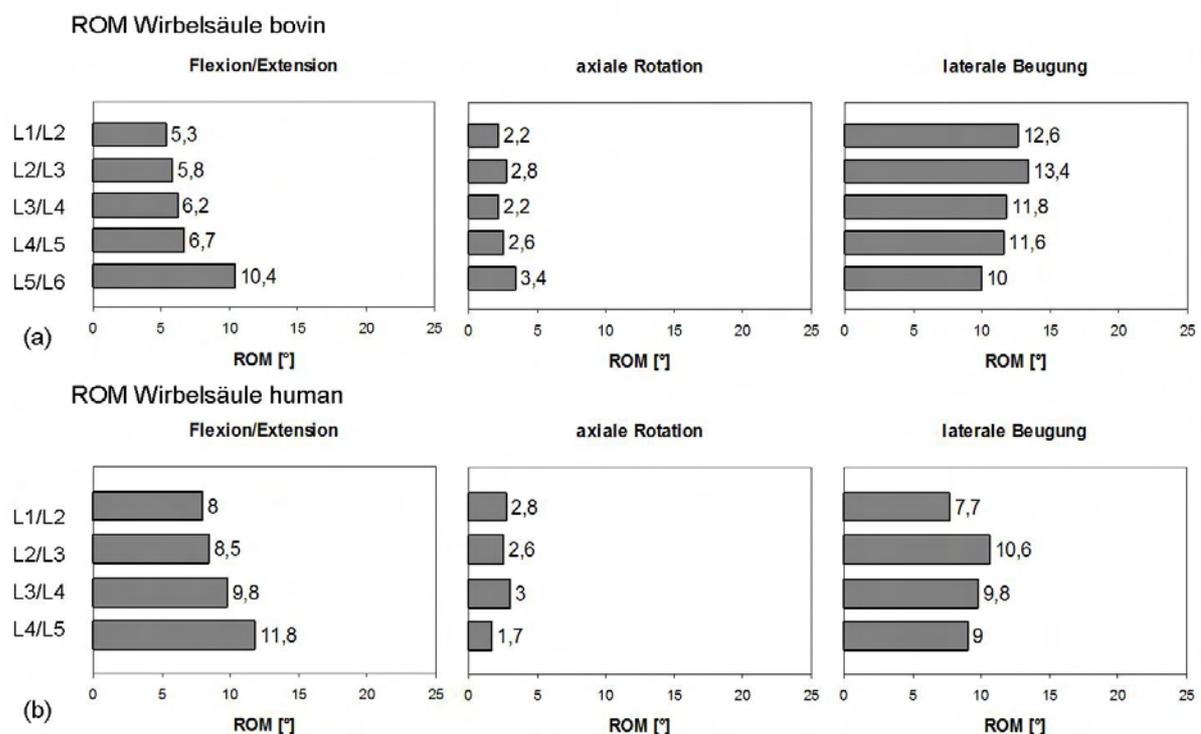


**Bild 2.10** Vergleich des humanen und bovinen Lendenwirbels L3. Ansichten von superior, lateral und anterior. Modifiziert nach *Cotterill* [COT86].

Die bovinen Querfortsätze sind zum einen länger als die humanen und zeigen zum anderen eine leicht gebogene Form nach kranial und anterior. Die Orientierung der Facettengelenke geht sowohl bei den humanen, als auch den bovinen Wirbeln in die gleiche Richtung. An L3 besteht die größte Abweichung, hier weisen die humanen Facettengelenke einen um 107 % größeren medialen Winkel und einen um 10,5 % größeren vertikalen Winkel auf [COT86].

### Biomechanischer Vergleich

Für einige *in-vitro* Studien gelten Kalbswirbelsäulen als gut gebräuchlicher Ersatz für humane Präparate. Dieses beruht auf deren ähnlichen anatomischen Aufbau zur humanen Wirbelsäule. Jedoch sind nicht nur die anatomischen Verhältnisse von Bedeutung, sondern ebenso die biomechanischen. *Wilke et al.* nehmen hierfür einen biomechanischen Vergleich der bovinen zur humanen Wirbelsäule auf. Dafür verwenden sie zwölf Wirbelsäulen von 12-16 Wochen alten Kälbern und erstellen monosegmentale Präparate vom thorakolumbalen Bereich T6-L6. Anhand der biomechanischen Parameter werden die Range of Motion, neutrale Zone und Steifigkeit der bovinen Präparate getestet. Die Aufbringung eines Moments von 7,5 Nm versetzt die Präparate in Flexion/Extension, beidseitige laterale Beugung und beidseitige axiale Rotation.



**Bild 2.11** Vergleich der Bewegungsumfänge (ROM) der (a) bovinen (modifiziert nach *Wilke* [WIL97]) und (b) humanen Lendenwirbelsäule (modifiziert nach *Panjabi* [PAN94]). Dargestellt sind die kombinierten Bewegungen Flexion/Extension, beidseitige laterale Beugung und beidseitige axiale Rotation.

Die Range of Motion bei der Flexion/Extension beträgt an L1/L2 durchschnittlich 5,3°, steigt stetig an und beträgt am Segment L5/L6 10,4° [WIL97] (**Bild 2.11**). Die laterale Beugung ergibt die größte ROM von 13,4° in der Etage L2/L3. Zum Vergleich zwischen der bovinen Lendenwirbelsäule und der humanen Lendenwirbelsäule stehen die Werte von *Panjabi et al.* zur Verfügung [PAN94]. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die bovine und humane Lendenwirbelsäule in der Flexion/Extension tendenziell ähnlich verhalten. Bei beiden ist ein Anstieg der ROM in kaudaler Richtung zu verzeichnen. In der axialen Rotation besteht eine leichte Abweichung in den Bewegungsumfängen. Die laterale Beugung ergibt bei der humanen und bovinen Wirbelsäule die größte ROM. Ein Vergleich der Unterschiede der NZ zwischen der humanen und bovinen Lendenwirbelsäule nach *Panjabi et al.* und *Wilke et al.* wird im Anhang aufgeführt (**Tabelle A.1**). Auf Basis der biomechanischen Ähnlichkeiten zwischen boviner und humaner Wirbelsäule zählt die bovine Wirbelsäule als gut geeignetes Präparat für *in-vitro* Testungen [WIL97].

## 2.4 Die Wirbelkörperfusion

Im experimentellen Teil dieser Arbeit soll eine Versteifung eines Wirbelsäulensegments am bovinen Wirbelsäulenpräparat vorgenommen werden. Der folgende Abschnitt dient der näheren Erläuterung dieser Operationstechnik und beschreibt dabei die Gründe und Auswirkungen einer Wirbelkörperfusion.

Die Anwendung einer Wirbelkörperfusion kann an der humanen Wirbelsäule auf Grund von einer degenerativen Veränderung/Erkrankung erfolgen. Degenerative Veränderungen äußern sich charakteristisch durch beispielsweise Rissbildungen an den Bandscheiben, Verschleißerscheinungen an den Wirbelgelenken oder Stenosen<sup>9</sup> am Wirbelkanal [STR01]. Des Weiteren geht aus einer degenerativen Erkrankung eine Instabilität der Wirbelsäule hervor. *White und Panjabi* beschreiben die Instabilität im lumbalen Bereich als Verlust der Fähigkeit der Wirbelsäule, ein gesundes Verhältnis unter physiologischer Belastung zwischen den Wirbelkörpern aufrecht zu erhalten [PAN80]. Ebenso kann die Instabilität durch eine übermäßige ROM in einem lumbalen Bewegungssegment beschrieben werden. Die physiologische Belastung geht in diesem Fall über die normal gesunde Belastung hinaus. Demzufolge verändert sich auch die Neutrale Zone. Sie umfasst dadurch einen größeren Bereich und deutet durch ihre Vergrößerung auf ein Vorliegen einer Dysfunktion hin. Daher kann zur Vorbeugung oder Behebung einer Instabilität der Wirbelsäule eine Wirbelkörperfusion als operative Maßnahme zum Einsatz kommen. Dabei werden zwei oder mehrere Wirbelkörper verblockt [KLE07, PAN80]. Postoperative Auswirkungen einer Wirbelkörperfusion sind, dass ein versteiftes Bewegungssegment einerseits zu einer

<sup>9</sup>Stenose: Verengung

Minderung der totalen ROM führt und andererseits zu erhöhten Belastungen in den benachbarten Segmenten. Die Wirbelsäule wird durch die Fusion steifer. Allerdings möchte die Wirbelsäule wieder das gleiche Bewegungsausmaß wie vor der Fusion erfüllen, wie beispielsweise das Bücken aus dem Stand zum Boden. Diesen Ausgleich müssen die benachbarten Wirbel aufbringen, wobei sie schließlich einer unphysiologischen Bewegung und Belastung unterzogen werden. Eine Degeneration der benachbarten Ebenen wird dadurch zusätzlich gefördert oder beschleunigt [BER11]. Ergebnisse der *in-vivo*<sup>10</sup> Studie von *Auerbach et al.* verdeutlichen die postoperativen Auswirkungen einer lumbalen Fusion auf die benachbarten Ebenen im Vergleich zum nativen Zustand (**Tabelle 2.1**) [AUE09]. Bei dieser *in-vivo* Wirbelsäulenstudie wurde an 15 Patienten eine Fusion am Segment L4/L5 vorgenommen und bei 30 Patienten am Segment L5/S1. Die durch Röntgenuntersuchung gemessenen Daten zeigen bei beiden fusionierten Zuständen leichte Erhöhungen der intersegmentalen Bewegungen der angrenzenden Ebenen. Allerdings haben sich die Gesamtbewegungsumfänge des fusionierten Zustands im Vergleich zum nativen Zustand verringert (**Tabelle 2.1**). Bei der Gruppe der Fusion an L4/L5 beträgt die  $tROM_{\text{nativ}}$   $31,7^\circ$  und die  $tROM_{\text{Fusion}}$   $27,9^\circ$ . Bei der Gruppe der Fusion an L5/S1 beträgt die  $tROM_{\text{nativ}}$   $36,9^\circ$  und die  $tROM_{\text{Fusion}}$   $30,9^\circ$  [AUE09].

**Tabelle 2.1** Auflistung der lumbalen intersegmentalen Bewegungsverhältnisse prä- und postoperativ nach *Auerbach* [AUE09].

Segment	Fusion an L4/L5		Fusion an L5/S1	
	Nativ [%]	24 Monate postoperativ [%]	Nativ [%]	24 Monate postoperativ [%]
L1/L2	33,8	25,9	24,1	28,0
L2/L3	26,0	29,3	25,8	30,5
L3/L4	16,6	22,9	19,3	23,2
L4/L5	18,8	2,0	16,7	28,8
L5/S1	21,9	25,0	17,4	1,5

<sup>10</sup>*in-vivo*: Prozesse, die im lebendigen Organismus ablaufen

### 3 Stand der Technik

In den folgenden Absätzen werden unterschiedliche Prüfeinheiten und Prüfprotokolle erläutert, die in der *in-vitro* Wirbelsäulentestung Anwendung finden. Mit Hinblick auf die Untersuchung zweier Methoden zur Ermittlung der Adjacent-Level Effects wird auf die *Hybrid Multidirectional Test Method* nach *Panjabi* und die modifizierte *Hybrid Test Method* nach *Zhu* besonders eingegangen [PAN07a, ZHU12]. Des Weiteren trägt die Reine-Momente-Methode nach *Panjabi* zum elementaren Grundverständnis dieser Arbeit bei [PAN88a]. Abschließend erfolgt die Vorstellung der Prüfeinrichtungen im Labor für Biomechanik und Biomaterialien.

#### 3.1 Bereits realisierte Prüfprotokolle und Prüfeinrichtungen in der *in-vitro* Wirbelsäulentestung

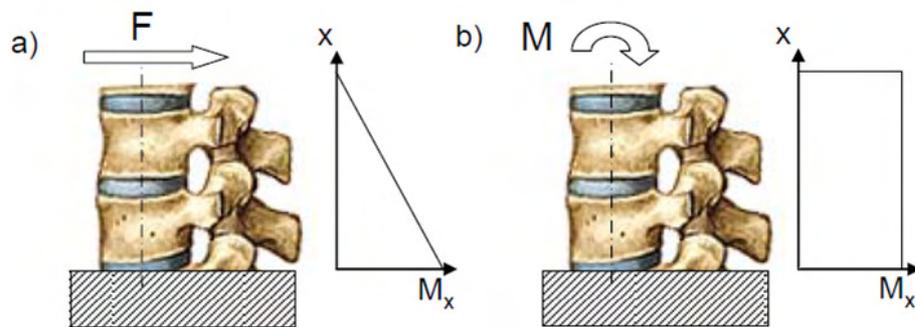
Bei der experimentellen Untersuchung an Mono- und Polysegmenten konzentrieren sich alle Prüfeinheiten gleichermaßen darauf, dass Bewegungen in sechs Freiheitsgraden ermöglicht und aufgezeichnet werden können. Unter anderem ist es wichtig, dass diese Bewegungen ungehemmt erfolgen und getrennt voneinander betrachtet werden können. Neben der Ermittlung der biomechanischen Parameter zählt die Erfassung der Kräfte und Momente ebenfalls zu wichtigen Prüfkriterien. Die Testung der Wirbelsäule kann unter Anwendung verschiedener Prüfprotokolle erfolgen. Zur Simulation einer Druckbelastung, die *in-vivo* durch die stützende Muskulatur auf die Wirbelsäule wirkt, kann im *in-vitro* Experiment eine Follower Load verwendet werden.

##### Die Steifigkeits- und Beweglichkeitsprüfung

Im Bereich der Wirbelsäulentestung entwickelte *Panjabi* 1988 ein standardisiertes Testprotokoll, das den Vergleich der Ergebnisse und auch deren Reproduzierbarkeit ermöglicht. Dabei wird zunächst in die Prüfung der Steifigkeit und Beweglichkeit unterschieden [PAN88a].

Die Steifigkeitsprüfung basiert auf der Einwirkung der Verschiebung, wobei die Eingangsgröße die Verschiebung und die Ausgangsgröße die Last ist. Der unterste Wirbel wird hierbei fest an der Prüfvorrichtung fixiert, während der oberste freie Wirbel bewegt wird. Anschließend werden die daraus resultierenden Kräfte und Momente gemessen. Jedoch gibt es bei dieser Methode praktische Schwierigkeiten zu berücksichtigen. Wird dem freien Ende beispielsweise eine Rotationsbewegung zugeführt, wird sich die natürliche Rotationsachse des Präparats nicht immer an gleicher Stelle befinden. Dadurch entsteht eine Inkongruenz zwischen der natürlichen und der aufgetragenen Rotationsachse. Es kann hierbei zu unphysiologischem Verhalten innerhalb des Segments kommen, wodurch das Präparat eventuell geschädigt wird [PAN88a].

Die Beweglichkeits- bzw. Flexibilitätsprüfung (Reine-Momente-Methode) umgeht dieses Problem, da reine Momente als Eingangsgröße verwendet werden. Dem freien Ende des Präparats wird eine Last in Form einer Kraft oder eines Moments aufgebracht [PAN88a]. Die daraus resultierenden Bewegungen werden anhand von Translation und Rotation gemessen. Dadurch wird dem Bewegungssegment ein physiologisches Bewegungsverhalten ermöglicht. Die Aufbringung eines reinen Moments hat zwei wichtige Vorteile: das reine Moment, das auf den Endwirbel wirkt, wirkt gleichmäßig auf alle Segmente und es wirkt gleichbleibend, wenn sich das Präparat während der Testung verändert (**Bild 3.1**). Die Aufbringung eines reinen Moments wird aus diesem Grund in der Wirbelsäulentestung bevorzugt verwendet und etabliert sich als Gold Standard. Die Erweiterung der Beweglichkeitsprüfung nach *Panjabi* ist die *Hybrid Multidirectional Test Method* [PAN07a].



**Bild 3.1** Einleitung von Belastungen in der Beweglichkeitsprüfung. (a) Wirkung einer Scherkraft am freien Ende des Präparats mit ansteigendem Biegemoment. (b) Wirkung eines Moments am freien Ende des Präparats mit konstantem Biegemoment [WEL08].

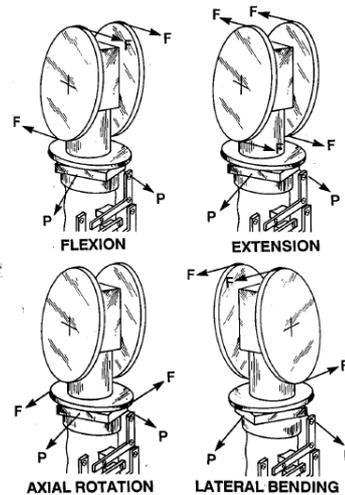
### 3.1.1 Prüfeinrichtungen mit der Anwendung von reinen Momenten

In den folgenden Abschnitten werden bereits realisierte Prüfstände zur *in-vitro* Wirbelsäulenprüfung vorgestellt, die gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll (Reine-Momente-Methode) testen. Die Prüfstände ermöglichen die Testung von mono- oder polysegmentalen Präparaten und dadurch die Untersuchung der biomechanischen Parameter. Die Prüfung der Präparate erfolgt immer mit den gleichen, vor Prüfbeginn definierten, reinen Momenten. Das bedeutet, dass das Moment, das im nativen Zustand angewandt wird, auch im operierten Zustand eines Präparats angewandt wird. Das nachfolgende Beispiel soll die Testung mit der Einleitung von reinen Momenten kurz beschreiben, bevor die unterschiedlichen Prüfeinheiten vorgestellt werden.

#### **Der *Pure-Moment-Apparatus* nach *Panjabi***

Der von *Panjabi* entwickelte dreidimensionale Prüfstand zur Beweglichkeitsmessung (*Pure-Moment-Apparatus*, PMA) wird entsprechend über reine Momente generiert [PAN88b]. Dabei

werden zwei gleiche und gegensätzliche Kräfte über den Umfang einer runden Scheibe des Prüfaufbaus aufgebracht (**Bild 3.2**). Pneumatische Aktuatoren entwickeln die benötigten Kräfte, welche sich durch Seilzüge auf den Prüfaufbau übertragen. Unter anderem wirken am obersten Teilstück des Prüfstands zwei parallel angebrachte Seile als Vorlast. Schrittweise wird das maximale Moment aufgebracht und parallel eine konstante Vorlast erzeugt. Während eines Versuchsdurchlaufs wird jedes Moment dreimal angewandt, wobei die Messaufzeichnung im dritten Zyklus erfolgt.



**Bild 3.2** Der PMA nach *Panjabi*. Die Übertragung der reinen Momente (F) erfolgt über Umlenkrollen. Die kompressible Vorlast (P) wirkt am oberen Ende des Prüfstands. Dargestellt sind die Bewegungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation [PAN88b].

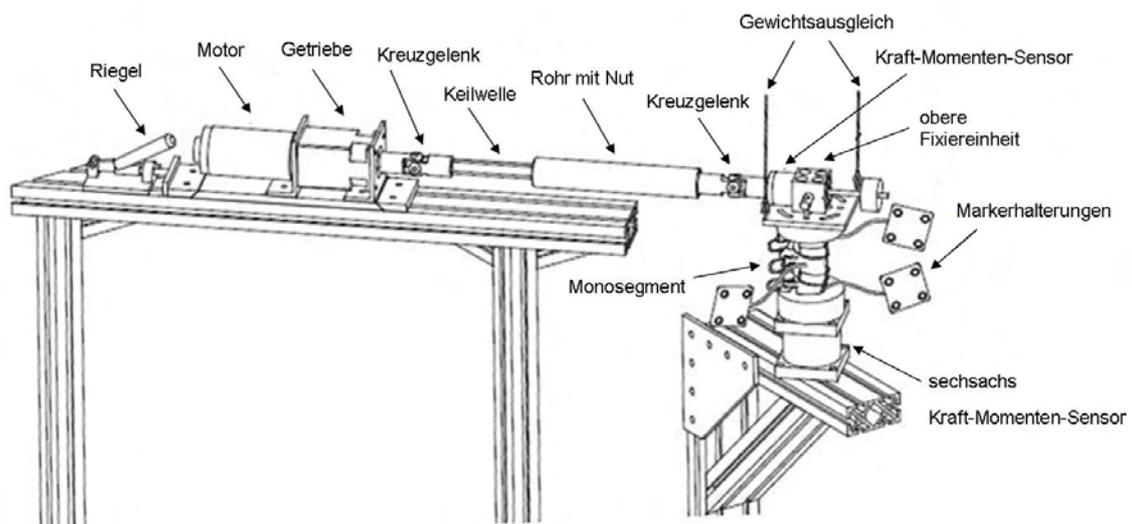
Bei einer biomechanischen Untersuchung am *Pure-Moment-Apparatus* im LBB wurden verschiedene plattenartige Fusionssysteme an Monosegmenten der bovinen Lendenwirbelsäule getestet [FLA04]. Unter Verwendung eines reinen Moments von 10 Nm wurden die Präparate im nativen und fusionierten Zustand in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation getestet. Die Studie hat ergeben, dass alle Fusionssysteme die Steifigkeit der Präparate erhöhen. Dementsprechend wurde eine Verringerung der ROM und der NZ der fusionierten Präparate im Vergleich zum vorherigen nativen Zustand gemessen [FLA04]. Das bedeutet, dass durch die Testung mit der Reinen-Momente-Methode zwar Änderungen der totalen ROM oder totalen NZ untersucht werden können, aber nicht die Auswirkungen auf die benachbarten Ebenen [PAN07a].

Eine ebenfalls von *Panjabi* entwickelte Prüfeinheit zur *in-vitro* Wirbelsäulentestung, welche ein Nachfolgemodell des PMA ist, ist die *Multidirectional Test Machine*. Da die *Multidirectional Test Machine* bei den Wirbelsäulenstudien nach der *Hybrid Multidirectional Test Method* von *Panjabi et al.* verwendet wird, erfolgt in diesem Zusammenhang eine kurze Vorstellung dieses Prüfstands. Die *Multidirectional Test Machine* generiert ebenfalls reine

Momente. Die reinen Momente werden über einen pneumatisch geregelten Motor um drei orthogonale Achsen auf das obere Ende der Präparate eingeleitet und versetzen diese dadurch in die gewünschten Bewegungsrichtungen. Die Aufbringung einer Follower Load wird durch die am unteren Ende angebrachten zwei pneumatisch betriebenen Kolben ermöglicht [PAN07b, PAN07c].

### **Der *Spine Motion Simulator* der University of British Columbia (UBC)**

Der von der UBC entwickelte *Spine Motion Simulator* arbeitet mit reinen Momenten, die auf die zu testenden Präparate eingeleitet werden. Dabei wirken die reinen Momente auf das lokale Koordinatensystem des kranialen Teils eines Wirbelsäulenpräparats und versetzen dieses in Bewegung. Das Gerüst der Prüfeinrichtung besteht aus Aluminiumprofilen, auf denen die Motor-Getriebe-Einheit durch einen Riegel fixiert ist (**Bild 3.3**). Der Motor und das Getriebe sind durch einen Gelenkarm verbunden. Zwischen dem Getriebe und dem Kraft- und Momentensensor befindet sich in der Mitte der beiden Kreuzgelenke eine Keilwelle. Diese Gelenkverbindung überträgt die reinen Momente auf das Wirbelsäulenpräparat und ermöglicht Bewegungen in sechs Freiheitsgraden. Die drei Positionen der Gelenkverbindung bilden an der oberen Fixiereinheit drei Koordinatenachsen. Dadurch können die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation ermöglicht werden. Innerhalb eines Testdurchlaufs werden nacheinander alle Bewegungsrichtungen angefahren [GOE04].

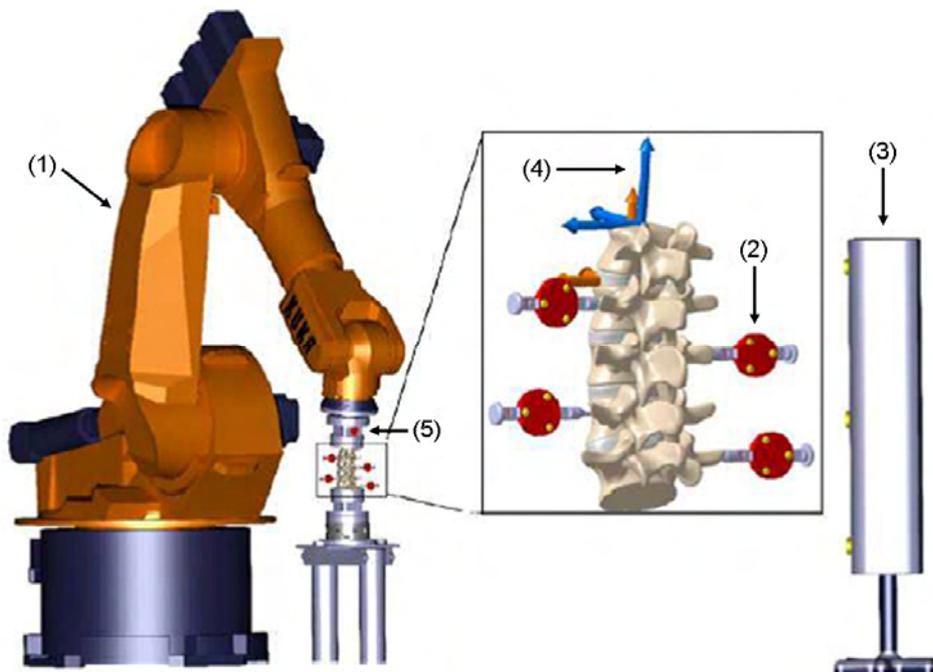


**Bild 3.3** Schematische Darstellung des UBC *Spine Motion Simulator* mit eingespanntem monosegmentalen Wirbelsäulenpräparat und Halterungen für die aktiven Marker des optischen Bewegungsmesssystems. Modifiziert nach Goertzen *et al.* [GOE04].

### Die roboterassistierte Prüfeinheit nach *Schulze et al.*

Im Jahr 2012 publizieren *Schulze et al.* eine neue Methode zur multisegmentalen Wirbelsäulentestung. Das Ziel dieser Studie ist die Evaluierung der roboterassistierten Testung für multisegmentale Präparate durch Aufbringung von reinen Momenten unter Verwendung einer optischen Bewegungsanalyse [SCH12].

Wie folgt besteht der Versuchsaufbau aus einem Sechs-Achs-Arm-Roboter, welcher vordefinierte Bewegungen und Kräfte auf den kranialen Teil der Wirbelsäule ausübt (**Bild 3.4**). Ein am Roboter befestigter Kraft- und Momentensensor ermöglicht die Messung der aufgebrachten Kräfte und Momente. Die Aufzeichnung der intersegmentalen Bewegungen wird durch ein optisches Bewegungsmesssystem mit aktiven infrarot LED-Markern erfasst.



**Bild 3.4** Schematische Darstellung des roboterassistierten Wirbelsäulenprüfstands. (1) Kraft- und Momentensensor, (2) optische Marker, (3) Optotrak-Sensor (4) Koordinatensystem, (5) optischer Marker mit Befestigung am Aktuator. Modifiziert nach *Schulze et al.* [SCH12].

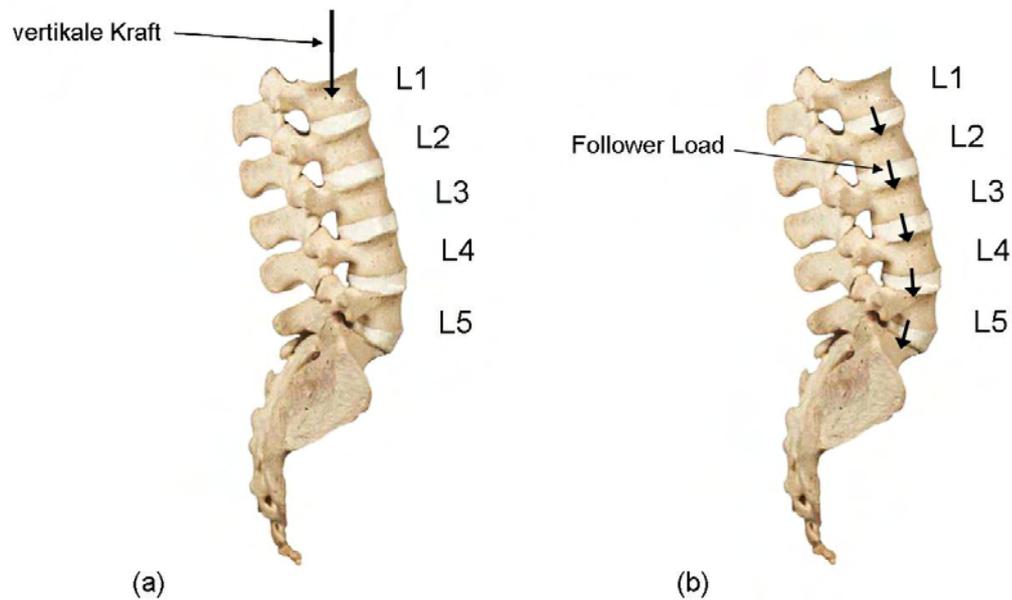
Dabei sind an jedem einzelnen Wirbel drei in einer Ebene befindliche Marker befestigt. Die Marker empfangen intersegmentale Translations- und Rotationsbewegungen und bilden an jedem Wirbel ein sogenanntes Marker-Triplett. Hierfür wird im Zentrum eines jeden Markers ein lokales Koordinatensystem erstellt. Am kranialen Teil jeden Wirbels befindet sich ein Referenzkoordinatensystem. Die während der Studie durchgeführte biomechanische Testung erfolgt unter Verwendung von lumbalen Kalbswirbelsäulen, wobei eine Unterteilung in zwei Gruppen vorgenommen wird. Die erste Gruppe untergliedert sich in sechs

Monosegmente von L3-L4, die zweite Gruppe erschließt sich über sechs Polysegmente von L2-L6. Zur Befestigung der Präparate am Roboter werden das kraniale und kaudale Ende der Wirbelsäule mit Hilfe von Kunststoff in eine Haltevorrichtung eingebettet. Zur Verhinderung von späteren Messfehlern beachten *Schulze et al.*, dass die Präparate unter Berücksichtigung der anatomischen Ebenen positioniert werden. Nach der Einspannung des Präparats in den Roboter werden drei Bewegungszyklen in Flexion und Extension durchlaufen. Dabei starten die Präparate aus einer lastfreien, aufrechten Position und werden mit einem reinen Moment von 7,5 Nm gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll in Bewegung versetzt. In Bezug auf die biomechanische Testung ergeben die Polysegmente einen Anstieg der ROM in kaudaler Richtung vom Wirbel L2 zum Wirbel L6. Unter anderem liefert die biomechanische Testung, dass zwischen der ROM an L2/L3 des Monosegments und der ROM an L2/L3 des Polysegments kein signifikanter Unterschied besteht [SCH12].

### 3.1.2 Die Follower Load

Zur Nachahmung der *in-vivo* Situation der Wirbelsäule kann bei *in-vitro* Experimenten die sogenannte Follower Load verwendet werden. Sie ermöglicht die Aufbringung hoher axialer Kräfte. Bei Betrachtung der entspannten und neutralen Haltung des Kopfes herrscht durch die stützende Muskulatur eine Druckbelastung auf die Wirbelsäule. Diese Druckbelastung steigt während der Flexion/Extension und anderen Aktivitäten des täglichen Lebens an [PAT00].

Aus früheren *in-vitro* Studien hatten *Patwardhan et al.* entnommen, dass sich die Wirbelsäule unter Belastung viel eher krümmt als *in-vivo*. Bei diesen Versuchen wird eine rein vertikale Last am oberen Ende auf das Präparat aufgebracht (**Bild 3.4a**). Erreicht die aufgebrachte Last den kritischen Wert, so wird z. B. die Lendenwirbelsäule gezwungen, sich in der Frontalebene zu krümmen. In der sagittalen Ebene werden Biegemomente aufgrund der Krümmung der Lendenwirbelsäule hervorgerufen. Das Präparat unterliegt großen Änderungen in seiner Krümmung bei verhältnismäßig geringer Belastung der Ebenen. Diese unphysiologische Belastung kann eine Beschädigung der weichen Knochenstrukturen verursachen. Um eine Beschädigung durch die aufgebrachte Last zu verhindern, müssen die inneren Scherkräfte und Biegemomente gering gehalten werden. Daher sollte die aufgebrachte Last nicht rein vertikal wirken, sondern als Follower Load tangential entlang der Kurve der Lendenwirbelsäule durch die Rotationszentren der Lendensegmente verlaufen (**Bild 3.4b**). Die Follower Load wird beidseitig als Seil durch Halterungen geführt, die fest an den Wirbelkörpern angebracht sind. Die Auflast wird an den unteren Enden der Seile durch z. B. Gewichte erzeugt.



**Bild 3.4** (a) Verlauf der vertikalen Kraft. (b) Verlauf der Follower Load entlang der Krümmung der Wirbelsäule. Modifiziert nach Tillmann [TIL05].

Die optimale Follower Load erhöht die Tragfähigkeit der Lendenwirbelsäule ohne intervertebrale Rotation und trägt zum physiologischen Bewegungsverhalten bei [PAT99]. Unter anderem erhöht die Follower Load den Bandscheibendruck, reduziert während der axialen Rotation leicht die intersegmentale Rotation, aber beeinträchtigt während der Seitneigung und Flexion/Extension kaum die intersegmentale Rotation [ROH01].

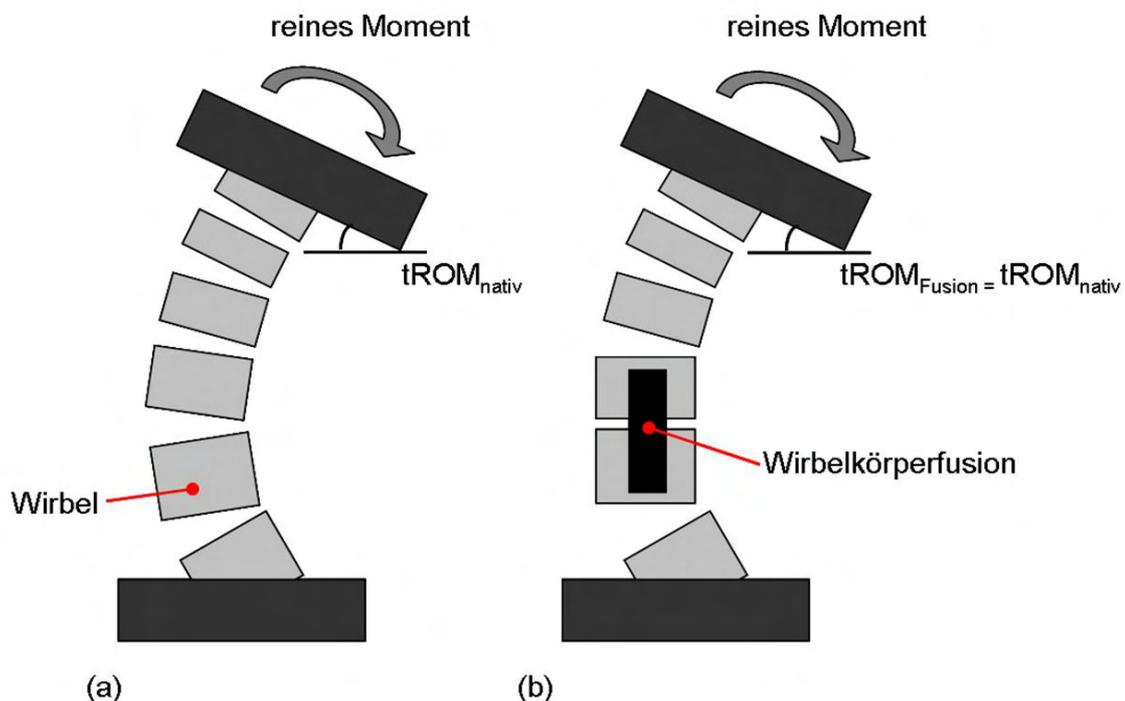
## 3.2 Bereits realisierte Methoden zur Untersuchung der Adjacent-Level Effects

Mit der Methode zur Untersuchung der Auswirkungen auf die angrenzenden Ebenen (Adjacent-Level Effects, ALE) soll eine Untersuchung von fusionierten und nicht fusionierten Bewegungssegmenten ermöglicht werden. Eine spinale Fusion führt zu einer Bewegungseinschränkung im operierten Segment, woraufhin die benachbarten Ebenen einen Bewegungsausgleich gewährleisten müssen. Nicht zuletzt kommt es somit zu höheren Belastungen in den benachbarten Etagen.

### 3.2.1 Die *Hybrid Multidirectional Test Method* nach Panjabi

Im Jahr 2007 erscheint die Erweiterung der Reinen-Momente-Methode nach Panjabi, die *Hybrid Multidirectional Test Method*. Die Entwicklung der *Hybrid Test Method* begründet Panjabi damit, dass der Umfang der Beweglichkeitstestung unzureichend für die Untersuchung der ALE ist. Die Prüfung der Beweglichkeit nutzt die Aufwendung reiner Momente, wobei auf alle spinalen Bewegungssegmente das gleiche Moment wirkt. Dieses

Moment verändert sich jedoch nicht, wenn eine versteifende Maßnahme am Präparat vorgenommen wurde. Der postoperative Gesamtbewegungsumfang ( $tROM_{\text{postoperativ}}$ ) ist demnach kleiner als der präoperative Gesamtbewegungsumfang ( $tROM_{\text{präoperativ}}$ ). Demzufolge lassen sich keine auffallenden Veränderungen der ALE mit der Beweglichkeitstestung erfassen. Ein weiterer Grund zur Entwicklung der *Hybrid Test Method* basiert auf der Tatsache, dass umliegende Bewegungssegmente um ein fusioniertes Segment herum einen Bewegungsausgleich erbringen müssen, um den gleichen präoperativen Gesamtbewegungsumfang zu erreichen. Ein einfaches Beispiel bietet das Zubinden von Schnürsenkeln. Postoperativ möchte ein Patient, der sich einer Wirbelsäulenfusion unterzog, wieder im gleichen Umfang wie präoperativ zu den Schuhen bücken können. Die  $tROM_{\text{postoperativ}}$  soll also gleich der  $tROM_{\text{präoperativ}}$  sein. *Panjabi* untergliedert die *Hybrid Test Method* in vier Abschnitte. Der erste Teil umfasst eine vorbereitende Untersuchung des Wirbelsäulenpräparats. Das Präparat sollte aus seiner natürlichen Haltung Bewegungen über die ganze Region zulassen, um die verschiedenen biomechanischen Parameter während der Messung zu erfassen. Dabei sind der inferiore und superiore Wirbel fest am Prüfstand eingespannt. Der zweite Abschnitt befasst sich mit dem nativen Prüfzustand, wobei ein reines Moment nach der Beweglichkeitsmethode auf das intakte Präparat aufgebracht wird (**Bild 3.5**).



**Bild 3.5** Schematische Darstellung der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* [PAN07a]. (a) Aufwendung eines reinen Moments am obersten Wirbel des Präparats zur Erzeugung der  $tROM_{\text{nativ}}$ . (b) Aufwendung eines reinen Moments am obersten Wirbel des Präparats zur Erzeugung der  $tROM_{\text{Fusion}}$  bis die  $tROM_{\text{Fusion}}$  gleich der  $tROM_{\text{nativ}}$  ist.

Daraus ergibt sich der totale Bewegungsumfang des nativen Wirbelsäulenpräparats. Im dritten Schritt erfolgt die Veränderung von einem oder mehreren beliebigen Bewegungssegmenten. Beispielsweise durch die Anwendung einer Wirbelkörperfusion. Das operierte Präparat wird durch ein aufgebracht reines Moment in Bewegung versetzt, bis es den vorherigen natürlichen Bewegungsumfang erreicht hat ( $tROM_{Fusion} = tROM_{nativ}$ ). Der letzte Abschnitt umfasst die Analyse der ALE. Hierbei verwendet *Panjabi* folgende Formel, um die erhöhten Bewegungen an den Nachbarsegmenten neben dem fusionierten Abschnitt prozentual zu ermitteln:

$$ALE_{ROM}(\%) = 100 \times (iROM_{Fusion} - iROM_{nativ}) / iROM_{nativ} \quad (1).$$

Die ALE werden dementsprechend als die prozentualen Veränderungen der intersegmentalen Bewegungen des operierten Zustands im Verhältnis zum nativen Zustand definiert. Die *Hybrid Test Method* funktioniert schließlich in Kombination mit der Beweglichkeitsprüfung und ermöglicht Untersuchungen der kompletten Wirbelsäule [PAN07a]. In zwei *in-vitro* Wirbelsäulenstudien nach *Panjabi et al.* werden die unterschiedlichen Auswirkungen der ALE bei bewegungserhaltenden Bandscheibenprothesen im Vergleich zu einer, bzw. mehreren Fusionen untersucht. Wobei in der einen Studie das Bandscheibenimplantat Charité® verwendet wird [PAN07b] und in der anderen Studie das Bandscheibenimplantat ProDiscL® [PAN07c]. In beiden Studien verwenden *Panjabi et al.* humane Lendenwirbelsäulenpräparate von T12-S1. Die humanen Präparate werden in beiden Studien bei einem reinen Moment von 10 Nm und einer Follower Load von 400 Nm an der *Multidirectional Test Machine* getestet.

Da in dieser Bachelorarbeit ebenfalls eine Wirbelkörperfusion an einem Segment durchgeführt werden soll, werden wie folgt nur die Ergebnisse der ALE der fusionierten Zustände eines Segments vorgestellt (**Tabelle 3.1**). Eine Auflistung der Daten der intersegmentalen ROM befindet sich im Anhang (**Tabelle A.2**).

**Tabelle 3.1** Auflistung der Ergebnisse der Adjacent-Level Effects nach der *Hybrid Test Method* in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension (Flex./Ex.), axiale Rotation (ax. Rot.) und laterale Beugung (lat. Beug.) nach *Panjabi et al.* [PAN07b, PAN07c]. Das Segment L5/S1 ist das fusionierte Segment.

Segment	Flex./Ex. ALE [%] [PAN07b]	Flex./Ex. ALE [%] [PAN07c]	ax. Rot. ALE [%] [PAN07b]	ax. Rot. ALE [%] [PAN07c]	Lat. Beug. ALE [%] [PAN07c]
T12/L1	26,1	15,9	2,4	8,4	1,6
L1/L2	17,6	13,4	9,8	6,8	7,5
L2/L3	22,8	10,7	5,8	8,6	3,0
L3/L4	22,9	22,5	8,0	3,9	3,6
L4/L5	15,9	3,6	2,2	2,2	4,9
L5/S1 (Fusion)	-81,1	-77,4	-33,7	-34,6	-65,7

Die ALE werden, wie zuvor erwähnt, als die prozentualen Veränderungen der intersegmentalen Bewegungen des nativen Zustands im Verhältnis zum fusionierten Zustand definiert. Die Fusion an L5/S1 führt in Flexion/Extension zu einer Minderung der Bewegung von -81,1 % und zu einer Steigerung der Bewegung an den Segmenten L1/L2 (17,6 %), L2/L3 (22,8 %) und L3/L4 (22,9 %) (**Tabelle 3.1**) [PAN07b]. Bei der zweiten Studie führt die Fusion an L5/S1 lediglich zu einer Erhöhung der Segmente T12/L1 (15,9 %) und L3/L4 (22,5 %) [PAN07c].

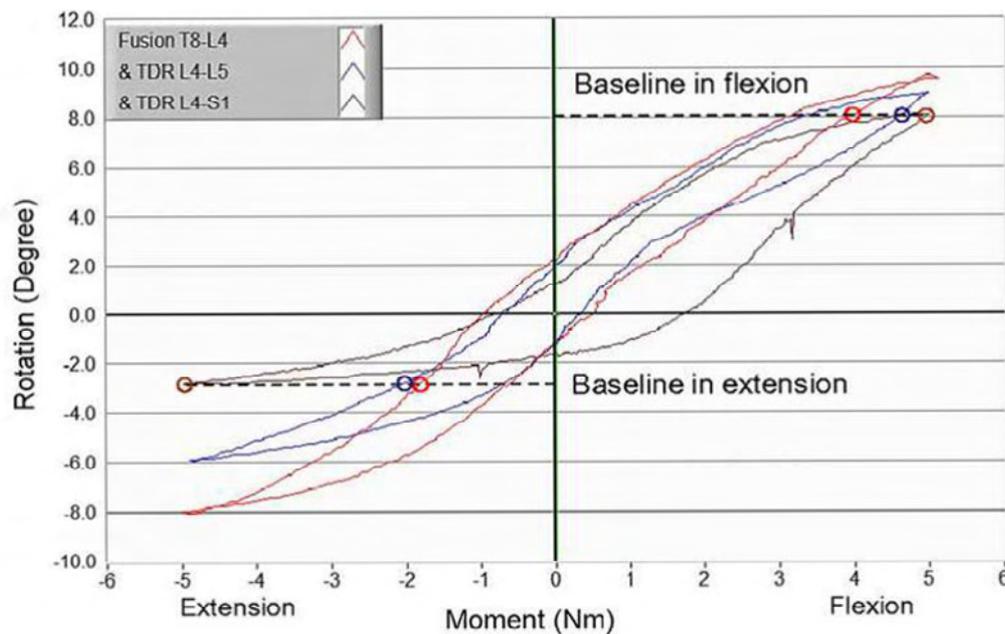
### 3.2.2 Die modifizierte *Hybrid Test Method* nach *Zhu et al.*

*Zhu et al.* veröffentlichen 2012 eine *in-vitro* Wirbelsäulenstudie, die das Ziel verfolgt, Veränderungen der ROM (Range of Motion) durch die Implantation von bewegungerhaltenden Bandscheibenprothesen sowie der Fusion mehrerer Wirbelkörper zu evaluieren. Die Versuchsdurchführung erfolgt unter Verwendung des oben vorgestellten *Spine Motion Simulator* der University of British Columbia (UBC). Die Auswertung der kinematischen Daten erfolgt nach einer von *Zhu et al.* modifizierten Version der *Hybrid Test Method*, die auf der Version von *Panjabi* 2007 basiert [ZHU12].

Bei der Durchführung des experimentellen Teils der Studie werden sieben humane Wirbelsäulenpräparate im Bereich von T8-S1 verwendet. Die biomechanische Testung der Präparate erfolgt gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll am oben vorgestellten UBC *Spine Motion Simulator*. Die zu prüfenden Präparate untergliedern *Zhu et al.* in fünf verschiedene Zustände. Zur Ermöglichung der unterschiedlichen operativen Zustände werden Segmente fusioniert oder mit einem oder mehreren bewegungserhaltenden Bandscheibenimplantaten (Total Disc Replacement, TDR) versorgt. Unter Verwendung eines reinen Moments von 5 Nm werden die Präparate in die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation versetzt und durchlaufen jeweils drei Zyklen. Die reinen Momente wirken auf den Wirbel T8, wobei der Wirbel S1 fest eingespannt ist. Zusätzlich wird eine Follower Load von 400 N verwendet.

Laut *Zhu et al.* zeigen einige biomechanische Wirbelsäulenstudien, z. B. von *Panjabi*, dass Präparate mit beispielsweise einem fusionierten Segment eine Bewegungszunahme an den direkt angrenzenden Segmenten aufweisen. Zudem wird in weiteren Studien gezeigt, dass die daraus resultierende Bewegungssteigerung nicht nur an den unmittelbar zu der Fusion angrenzenden Ebenen auftritt, sondern auch an ferneren Etagen. Daher erstellen *Zhu et al.* eine modifizierte Version der *Hybrid Test Method*, um die Adjacent-Level Effects untersuchen zu können. Das modifizierte Analyseverfahren ist ein grafisches Verfahren und wird im folgenden Text erläutert (**Bild 3.6**). Die nach *Zhu et al.* ernannte *Baseline ROM* gilt als niedrigster Gesamtbewegungsumfang und wird bei einem Moment von 5 Nm festgelegt. Das sogenannte *Baseline Moment* ist als das Moment definiert, welches angewandt wird, um die Grundbewegung durchzuführen. Dabei verändert sich das *Baseline Moment* je nach

Präparat und dessen operativen Zustand. Die Schritte der grafischen Analyse verlaufen folgendermaßen. Zunächst werden die *Baselines* in Flexion und Extension am geringst gemessenen Bewegungsumfang bestimmt (**Bild 3.6**). Hierfür richten sich *Zhu et al.* nach der totalen ROM des kompletten operativen Zustands eines Präparats bei 5 Nm. Über die festgelegten *Baselines* werden anschließend die *Baseline Moments*, die zu den entsprechenden *Baseline Motions* gehören, für die übrigen operativen Zustände bestimmt. Gekennzeichnet sind diese durch die eingekreisten Punkte auf den *Baselines*. Allerdings unterscheiden sich dabei die ermittelten Momente. Zu beachten ist, dass die Punkte für die *Baseline Moments* jeweils auf dem Hinweg der entsprechenden Bewegungsrichtung auf der Hysterese gesetzt werden. Anhand des steifsten Präparats und über die entsprechend markierten *Baseline Moments*, ermitteln *Zhu et al.* die intersegmentalen Bewegungsverhältnisse gemäß der modifizierten *Hybrid Test Method* [ZHU12].



**Bild 3.6** Beispiel für die grafische Analyse der modifizierten *Hybrid Test Method* nach *Zhu et al.*. Gezeigt wird eine Aufzeichnung der totalen Bewegung in Flexion/Extension in verschiedenen operativen Zuständen. Diese sind farblich gekennzeichnet. Die rote Hysterese zeigt die Fusion von T8-L4, die blaue Hysterese zeigt die Fusion von T8-L4 mit TDR an L4/L5 und die schwarze Hysterese kennzeichnet die Fusion von T8-L4 mit TDR an L4-S1. Unter anderem sind die ermittelten *Baselines* mit den entsprechenden *Baseline Moments* dargestellt. Modifiziert nach *Zhu et al.* [ZHU12].

### 3.3 Verwendete Prüfeinrichtungen im Labor für Biomechanik

Im folgenden Abschnitt werden die Prüfeinheiten zur Wirbelsäulentestung vorgestellt, die im Rahmen dieser Bachelorarbeit verwendet werden. Neben der Erläuterung der

Funktionsweise erfolgt unter anderem eine kurze Darstellung bereits realisierter Experimente.

### 3.3.1 Prüfstand zur *in-vitro* Wirbelsäulentestung

Dem LBB steht eine kombinierte Prüfeinrichtung zur *in-vitro* Testung von mono- und polysegmentalen Wirbelsäulenpräparaten zur Verfügung. Diese besteht aus einem Industrieroboter (Kr15, Kuka Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland) und einer Hydraulikanlage (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH, Hannover, Deutschland). Dieser Versuchsaufbau ermöglicht durch die Aufnahme von Messdaten die Ermittlung der Neutralen Zone, Range of Motion, Steifigkeit und intradiskalen Drücke von Bewegungssegmenten. Der Roboter initiiert unter Verwendung von reinen Momenten Bewegungen auf das zu untersuchende Präparat. Bei einer durchgeführten Studie im Jahr 2011 wurde der biomechanische Vergleich zwischen zervikaler Fusion (CeSpace®-Cage mit CASPAR®-Platte, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland), Bandscheibenprothetik (activ® C-Implantat, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) und dynamischer Stabilisierung (DCI™-Implantat, Paradigm Spine, New York, USA) an polysegmentalen Schafspräparaten von C2-C5 untersucht [WEL11]. Der Roboter versetzte die Präparate hierfür mit einem Moment von  $\pm 2$  Nm in die Bewegungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation. Zusätzlich wurde eine Follower Load von 120 N durch die Hydraulikanlage aufgewendet. Neben der Untersuchung des biomechanischen Vergleichs erfolgte zudem die Untersuchung des Einflusses der Bandscheibenimplantate auf die angrenzenden Segmente. Da die Testung nach der Reinen-Momente-Methode erfolgte, wurde die Auswertung nach einer vom LBB modifizierten Version der *Hybrid Test Method* auf Basis der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* durchgeführt.

Als Erweiterung zur Testung nach der Reinen-Momente-Methode wurde der Roboter mit einer zusätzlichen Winkelbegrenzung programmiert. Durch die Winkelbegrenzung soll ermöglicht werden, dass zukünftig die Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* durchgeführt werden kann. Das bedeutet, dass die Auswertung auf Basis der modifizierten *Hybrid Test Method* nicht mehr angefertigt werden muss. Die Winkelbegrenzung ermöglicht das inkrementelle Anfahren von zuvor bestimmten minimalen und maximalen Winkeln unter Verwendung von reinen Momenten. Dieses Testverfahren wurde im Jahr 2012 bei der Fortsetzung der oben vorgestellten Studie angewandt. Die Studie umfasste ebenfalls den biomechanischen Vergleich zwischen zervikaler Fusion (CeSpace®-Cage und CASPAR®-Platte, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland), Bandscheibenprothetik (activ® C-Implantat, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) und dynamischer Stabilisierung (DCI™-Implantat, Paradigm Spine, New York, USA). Allerdings erfolgte die Untersuchung an humanen HWS-Präparaten von C4-C7. Gemäß dem Prüfprotokoll wurden die Präparate zunächst im nativen Zustand nach der Beweglichkeitsmessung mit einem Moment von  $\pm 2$  Nm und einer

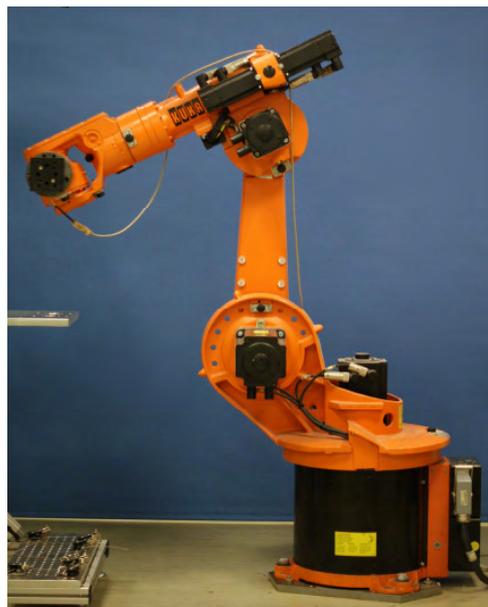
konstanten Follower Load von 120 N getestet. Anschließend erfolgte die Entfernung der Bandscheibe in Höhe C5/C6 und das Einsetzen des jeweiligen Implantats. Der Reihe nach wurden alle operierten Präparate durch Einleitung eines reinen Moments getestet. Dabei verfuhr der Roboter bis die  $tROM_{\text{Implantat}} = tROM_{\text{nativ}}$ . Die komplette biomechanische Testung basiert auf der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*, wodurch die Untersuchung des Einflusses der Bandscheibenimplantate auf die angrenzenden Segmente durchgeführt werden konnte [WEL12].

Der Roboter ermöglicht dementsprechend Testungen gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll (Reine-Momente-Methode) und gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*. Er kann gesondert für belastungsfreie Bewegungen verwendet werden oder in Kombination mit der Hydraulikanlage. Durch den zusätzlichen Einsatz der Hydraulikanlage besteht die Möglichkeit, über hydraulische Antriebe Belastungen auf das Präparat aufzubringen.

Neben der Wirbelsäulentestung ermöglicht die Roboterprüfeinrichtung auch Schulter- und Kniegelenksversuche, sowie den Einsatz von menschlichen wie auch tierischen Präparaten.

### **Kuka- Industrieroboter**

Der Kuka-Industrieroboter ist ein Sechs-Achs-Arm-Roboter und gehört aufgrund seiner Kinematik zu den seriellen Robotern (**Bild 3.7**). Er besitzt sechs Rotationsachsen, woraus sich sechs Freiheitsgrade an der Werkzeugaufnahme ergeben. Ein integriertes Messprogramm erfasst die Positionsdaten des kranialen Wirbels und die auftretenden Kräfte und Momente. Die Regelung des Roboters ist so ausgelegt, dass er zur Bewegung des Präparats nur Momente aufbringen soll.



**Bild 3.7** Der Kuka-Industrieroboter im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover.

Treten während des Versuches neben dem eingeleiteten Moment unerwünschte Kräfte oder Momente auf, regelt der Roboter diese unter einen Schwellenwert. Dabei verfährt der Roboter solange entgegen der Richtung der nicht gewünschten Kraft, bis sie unterhalb des Schwellenwertes liegt. Bei einem nicht erwünschten Moment ist die Vorgehensweise des Roboters gleichermaßen. Dieser Vorgang ist zeitabhängig. Falls die Regelung des Roboters die unerwünschten Kräfte und Momente nicht unter den Schwellenwert regeln kann, ist die Vorgabe der Rotationsgeschwindigkeit vom Bediener möglicherweise zu groß gewählt. Aus diesem Grund muss die maximale Rotationsgeschwindigkeit so eingestellt werden, dass die Regelung des Roboters unerwünschte Kräfte oder Momente kompensieren kann. Das bedeutet, dass die Rotationsgeschwindigkeit entsprechend der Steifigkeit der Präparate angepasst werden muss [WEL08]. Die Grenzwerte des Kraft- und Momentensensors des Roboters (Sensor Typ KMS 60, IpeA GmbH, Berlin, Deutschland) liegen bei einer Kraft von 600 N und einem Moment von 50 Nm. Neben der Regelung der Kräfte und Momente verfügt der Roboter über eine Winkelbegrenzung. Die Winkelbegrenzung ermöglicht das inkrementelle Anfahren von zuvor bestimmten minimalen und maximalen Winkeln unter Verwendung von reinen Momenten.

Zur Versuchsdurchführung wird das zu untersuchende Präparat mit dem kaudalen Ende auf einem Sockel befestigt, welcher sich vor dem Roboter befindet (**Bild 3.8**).



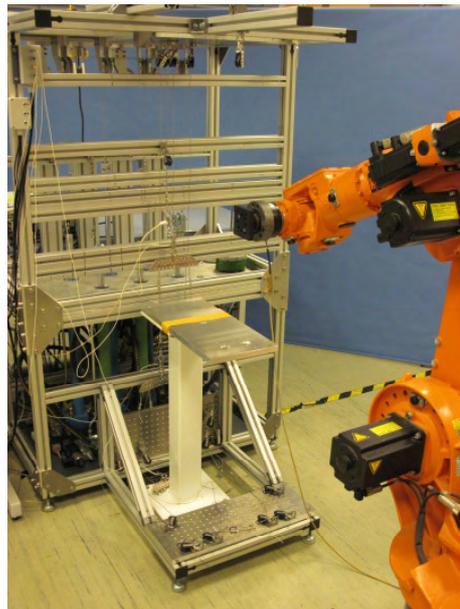
**Bild 3.8** Schematische Darstellung eines Versuchsaufbaus mit dem Kuka-Industrieroboter und monosegmentalen Wirbelsäulenpräparat.

Das kraniale Ende wird mit einer Halterung (3) an dem Kraft- und Momentensensor fixiert (2). Der Sensor befindet sich an der Werkzeugaufnahme des Roboters. Das Eigengewicht der Halterung und des Sensors werden kompensiert. Der Sensor ist so kalibriert, dass er die Kräfte und Momente im Rotationszentrum in der Mitte des gesamten Präparats (Mono- oder Polysegment) registriert (5). Unter anderem verfügt der Roboter über ein integriertes Messsystem, welches allerdings nur die Lagebestimmung des kranialen Wirbels vornehmen kann. Für polysegmentale Testungen wird demnach ein weiteres Messsystem zur Lagebestimmung der Wirbel benötigt. Im LBB ermöglicht das optische Messsystem Polaris®

(Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Kanada) die Bestimmung der Wirbelpositionen sowie die Bestimmung von Relativbewegungen benachbarter Segmente.

### Hydraulikanlage

Die im Labor für Biomechanik und Biomaterialien entwickelte Hydraulikanlage dient bei *in-vitro* Untersuchungen der Wirbelsäule als Ersatzmodell zur Simulation von Muskelkräften oder zur Aufbringung der Follower Load. Durch die Hydraulikanlage ist es somit möglich, physiologischere Belastungen zu rekonstruieren. Die Hydraulikanlage befindet sich im LBB in unmittelbarer Nähe zum Kuka-Industrieroboter (**Bild 3.9**).



**Bild 3.9** Hydraulikanlage zur Aufbringung der Follower Load oder Simulation von Muskelkräften während der Kinematikversuche. Vor der Hydraulikanlage befinden sich der Sockel zur Fixierung der Präparate und der Kuka-Industrieroboter zur Initiierung der Bewegungen.

Zwischen Hydraulikanlage und Roboter steht ein Sockel, der zur Befestigung der Präparate dient. Auf dem Sockel ist eine breite Aluminiumplatte fixiert, die mit Bohrungen versehen ist. Durch die Bohrungen können Stahlseile zum Präparat geführt werden. Ein Rahmengestell aus Aluminiumprofilen (Robert Bosch GmbH) bildet den Hauptteil der Hydraulikanlage. Inmitten des Gestells befinden sich sieben servohydraulische Zylinder, die mit Stahlseilen über Umlenkrollen Zugkräfte auf das Präparat aufbringen können. Die Zylinder sind je mit einem Piezo-Kraftmesssensor verbunden, der für die Kraftregelung den Istwert liefert. Das LBB entwickelte eine in LabVIEW (National Instruments Germany GmbH) programmierte Anwendung, die zur Kraftregelung dient. Dabei wird der Istwert erfasst und der Sollwert wird an die Reglerkarten in der Elektronikbox weitergegeben. Die Regelung der Zylinder erfolgt in Echtzeit. Am Boden der Hydraulikanlage ist waagrecht eine Lochplatte befestigt. Das Lochmuster ist mit M8-Gewinden versehen. Diese haben einen Abstand von 25 mm

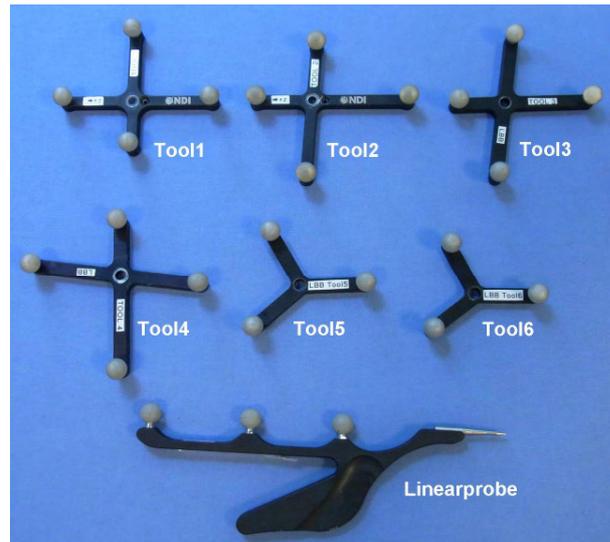
zueinander. Bei der Anwendung einer Follower Load werden zwei Stahlseile benötigt und zwei Umlenkrollen an der Lochplatte befestigt. Die Umlenkrollen sind parallel zur Bohrung der Aluminiumplatte positioniert. So entsteht ein senkrechter Verlauf der Stahlseile zum Präparat. Die Umlenkrollen, die zur Führung der Stahlseile dienen, sind mit L-Winkeln an den Gewindeplatten befestigt. Über eine zweite Gewindeplatte, die senkrecht zum Boden der Hydraulikanlage angebracht ist, werden die Stahlseile weiter geführt. Sie gelangen zu einem Joch und einem Kraftmesssensor und werden hier befestigt. Von dort aus führt nur noch ein Stahlseil über eine weitere Umlenkrolle zu einem der Hydraulikzylinder.

### 3.3.2 Kinematikaufzeichnung per NDI Polaris® System und OrthoVIEW

Zur Aufzeichnung von Bewegungen wird im Labor für Biomechanik das optische Messsystem Polaris® (Northern Digital Inc. (NDI), Waterloo, Ontario, Kanada) verwendet. Dabei handelt es sich um ein dreidimensionales Echtzeitsystem, welches die Lage und Orientierung von Objekten im Raum erfasst sowie Bewegungsabläufe analysiert. Bei der Testung von polysegmentalen Wirbelsäulenpräparaten ermöglicht es beispielsweise die Darstellung des intersegmentalen Bewegungsverhaltens.

Vor jeder Messung müssen die Systemkomponenten entsprechend des Messfeldes platziert werden. Unter anderem müssen die Komponenten miteinander verbunden und initialisiert werden. Zur eigentlichen Aufzeichnung der Bewegungsdaten wird eine Software benötigt. Hierfür findet die im LBB entwickelte Software OrthoVIEW (Version 1.2) Verwendung. Unter den Systemkomponenten kann zwischen aktiven und passiven Bestandteilen unterschieden werden. Zu den aktiven Komponenten zählen der Kamerabalken und die Enhanced Tool Interface Unit (ETIU). Dabei sendet der Kamerabalken IR-Licht und empfängt das reflektierte IR-Licht von den Tools. Die Enhanced Tool Interface Unit (ETIU) bildet die Schnittstelle zwischen dem Kamerabalken und dem PC, der die Software abbildet. Zu den passiven Komponenten zählen die passiven Tools und die Linearprobe (**Bild 3.10**). Bei dieser Arbeit werden sechs passive Tools benötigt, wobei jedes die Position und Orientierung des jeweiligen Wirbels angibt. Die Linearprobe wird zum Abtasten von Landmarken verwendet. Anhand der Landmarken kann für jeden Wirbel ein anatomisches Koordinatensystem definiert werden. Die passiven Tools bestehen aus einem metallischen Grundkörper, wobei die Geometrie eines jeden Körpers unterschiedlich ist. Die unterschiedliche Geometrie bewirkt eine eindeutige Zuordnung, von welchem Tool das reflektierte Licht stammt. Das Licht wird durch drei bis vier Kugeln, die auf dem Körper befestigt sind, reflektiert.

Um eine Messung durchführen zu können, müssen der Kamerabalken mit dem ETIU und die ETIU mit dem PC verbunden sein. Ebenso müssen die passiven Tools am Prüfobjekt befestigt sein. Zusätzlich muss der Kamerabalken so positioniert und ausgerichtet werden, dass sich das Prüfobjekt mitsamt den passiven Tools innerhalb des kalibrierten Messbereichs befindet.



**Bild 3.10** Fotografie der sechs passiven Tools und der Linearprobe. Dabei weisen Tool 5-6 drei reflektierende Kugeln auf und Tool 1-4 vier reflektierende Kugeln. Zu erkennen sind zudem die unterschiedlichen Geometrien der Grundkörper.

Der Kamerabalken sendet während einer Messung IR-Licht an die am Präparat befestigten Tools. Die Tools reflektieren das Signal und der Kamerabalken nimmt dieses auf (**Bild 3.11**). Durch die in Echtzeit erfassten Messwerte können die Lage und die Achsausrichtung der Tools bestimmt werden. Die Software ermöglicht eine globale oder lokale Darstellung der Position der Tools. Wird die Position global angegeben, so bezieht sich die Lage der Tools auf den Standort des Kamerabalkens. Wird die Position lokal wiedergegeben, so dient eines der passiven Tools als Referenz, wobei sich die anderen Tools auf dieses Tool beziehen. Für jedes Tool ergeben sich dadurch zur Referenz drei Rotationen und drei Translationen. Durch sie kann die Position des jeweiligen Tools exakt bestimmt werden.



**Bild 3.11** Darstellung des NDI-Systems. Der Kamerabalken entsendet IR-Licht, die Linearprobe reflektiert das IR-Licht zum Kamerabalken und nimmt das Signal auf [NDI12].

Vor Versuchsbeginn können mittels der Linearprobe anatomische Landmarken am Präparat abgetastet werden. Über diese Landmarken werden dann anatomische Koordinatensysteme erstellt. Die Software OrthoVIEW ermöglicht, dass die erfassten Tooldaten auf die jeweiligen anatomischen Koordinatensysteme transformiert werden. Dadurch können bei den Messungen relative Bewegungen der anatomischen Koordinatensysteme zueinander aufgezeichnet werden.

## 4 Material und Methode

Im ersten Teil dieses Kapitels werden die verwendeten Materialien sowie die Arbeiten zur Versuchsvorbereitung vorgestellt. Inhaltlich zählen zur Vorbereitung die Präparation und Einbettung, die Programmierung des Robotersensors und die Durchführung von Vorversuchen. Der zweite Abschnitt schildert die Vorgehensweise zur Durchführung der Experimente und die Methode der Auswertung.

### Verwendete Materialien

Zur Durchführung der *in-vitro* Experimente werden acht bovine Lendenwirbelsäulen benötigt. Diese werden bei der Versandschlachtereier Hubert Bahlmann GmbH & Co. in Lindern bestellt und bei der ortsansässigen Versandschlachtereier Siegfried Meyer abgeholt. Es ist darauf zu achten, dass die Wirbelsäulen intakte Bandstrukturen und Gelenke aufweisen. Für die Präparation der Kalbswirbelsäulen werden ein Skalpell, eine Pinzette, Elektrolytlösung (Ringer-Lösung, NaCl, Berlin Chemie AG, Berlin, Deutschland), eine Handsäge, eine Handbohrmaschine und Spiralbohrer mit dem Durchmesser 4 mm und 6,5 mm benötigt. Zur Ausrichtung und Verankerung der Präparate werden sechs 4x30 Universalschrauben je Präparat gebraucht. Für die Einbettung werden Vaseline, Pelikan-Knete, eine Wasserwaage und ein Silikonschlauch mit dem Durchmesser von 40 mm und einer Gesamtlänge von 50 cm benötigt. Der Silikonschlauch wird entlang der Längsachse halbiert und in ungefähr 5 cm lange Stücke geschnitten. Die vorgefertigten Stücke werden während der Einbettung als Platzhalter verwendet. Die Einbettung erfolgt in speziell gefertigten Einbettvorrichtungen aus Aluminium (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH, Hannover, Deutschland). Sie haben eine Grundfläche von 120x120 mm und eine Tiefe von 40 mm. Um eine Befestigung der Präparate an der Prüfvorrichtung zu ermöglichen, werden je Einbettung vier M6x50 Sechskantschrauben mit durchgängigem Gewinde benötigt. Je Schraube sind zwei dazugehörige Muttern erforderlich. Als Einbettmasse dient der Drei-Komponenten-Gießharz RenCast (RenCast FC 52/53 BD Isocyanate und FC 53 BD Polypol als flüssige Komponenten und Filler DT 082, RenShape Solutions, HuntsmanGroup, Deutschland). Pro Einbettung eines Wirbels wird 200 ml Kunststoff benötigt.

Zur Durchführung des experimentellen Teils dieser Arbeit und der Vorversuche wird die aus dem Kuka-Industrieroboter (Kr15, KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland), der Hydraulikanlage (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH) und dem optischen Messsystem Polaris® (Northern Digital Inc. (NDI), Waterloo, Ontario, Kanada) bestehende Prüfeinrichtung verwendet (siehe Kapitel 3.3.1). An der Hydraulikanlage wird zur Aufbringung der Follower Load ein servohydraulischer Zylinder benötigt. Für die Follower Load werden nicht rostende Stahlseile mit einem Durchmesser von 2 mm und passende

Drahtseilklemmen verwendet. Zudem werden je Präparat fünf speziell gefertigte Lastrahmen mit zehn einstellbaren Führungshilfen (Zentrale Forschungswerkstätten der MHH), acht Metallhülsen mit 4 mm Durchmesser, fünf Metallhülsen mit 3,5 mm Durchmesser, acht 4x70 und fünf 3,5x45 Universalschrauben und eine M7x110 Gewindestange benötigt. Zur Aufzeichnung der kinematischen Daten sind die passiven Tools von 1 bis 6, die passive Linearprobe, vier Befestigungsarme für die Tools 2 bis 5 (Zentrale Forschungswerkstatt, MHH) und die Software OrthoVIEW 1.2 (LBB) erforderlich. Neben der rein nativen Testung der Präparate soll zudem die Versteifung eines Wirbelsäulensegments erfolgen. Hier findet das Fusionssystem Centaur® (Stryker, Duisburg, Deutschland) Anwendung. Dieses besteht aus einer L-förmigen Platte, einer Auflageplatte, sechs Schrauben und wird lateral an zwei Wirbelkörpern implantiert.

## 4.1 Versuchsvorbereitung

In diesem Abschnitt werden die vorbereitenden Tätigkeiten beschrieben, die zur anschließenden Durchführung der *in-vitro* Experimente nötig sind. Wichtig ist hierbei die Programmierung eines neuen geometrischen Zentrums mit neuem Koordinatensystem am Kraft- und Momentensensor des Roboters. Durch die Durchführung der Vorversuche sollen erste Erkenntnisse über die Machbarkeit der *in-vitro* Testung erbracht werden.

### 4.1.1 Präparation und Einbettung der Prüfobjekte

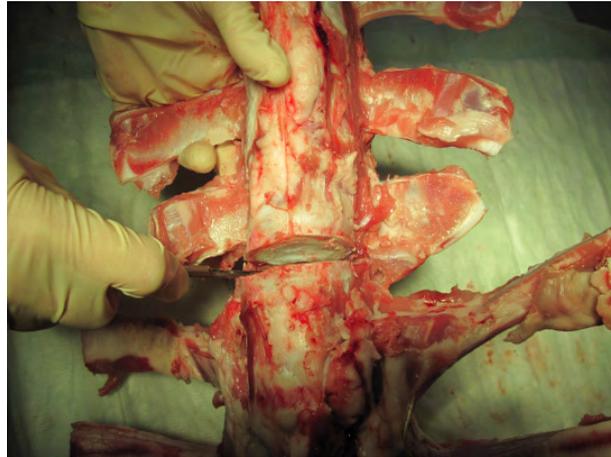
Die acht Kalbswirbelsäulen bestehen bei der Abholung aus dem gesamten Brust- und Lendenwirbelbereich (**Bild 4.1**).



**Bild 4.1** Fotografie der acht unpräparierten Kalbswirbelsäulen mit dem Brust- und Lendenwirbelbereich.

Aus diesem Grund muss zunächst die Brustwirbelsäule von der Lendenwirbelsäule getrennt werden. Hierfür wird mittels Skalpell die Bandscheibe zwischen TH13 und L1 durchtrennt (**Bild 4.2**). Zur Durchführung der *in-vitro* Experimente wird die komplette bovine Lendenwirbelsäule von L1 bis L6 verwendet.

Die Präparate werden anschließend bis zur weiteren Verarbeitung in einem geschlossenen Kunststoffbeutel bei -22 °C tiefgefroren.



**Bild 4.2** Im Bild erfolgt die Entfernung der Brustwirbelsäule von der Lendenwirbelsäule. Dieses geschieht mittels Skalpell an der Bandscheibe zwischen TH13 und L1.

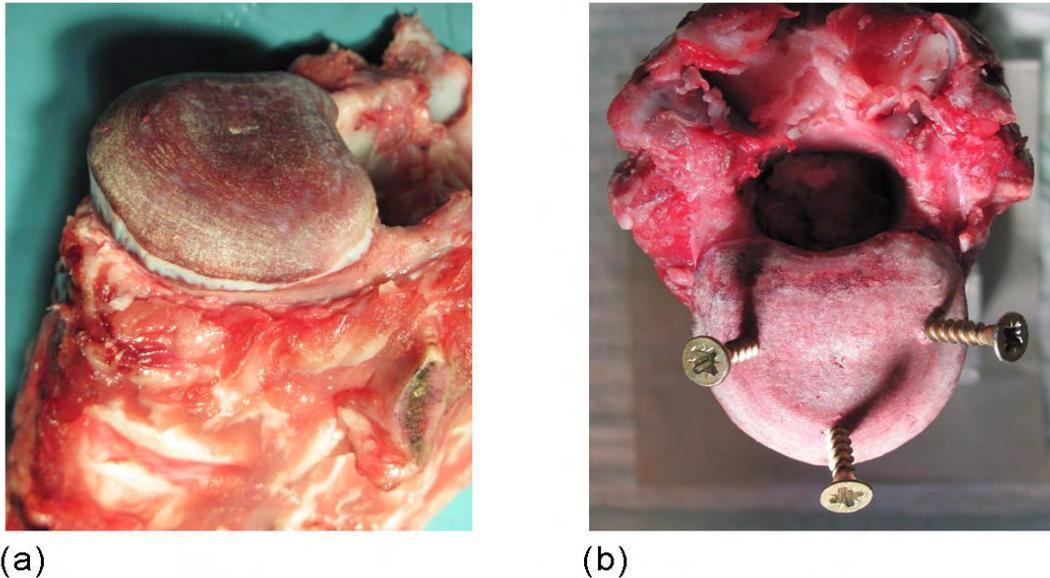
Am Abend vor der Präparation werden die Lendenwirbelsäulen aus dem Gefriergerät entnommen und im Kunststoffbeutel bei Raumtemperatur über Nacht aufgetaut. Im ersten Schritt erfolgt das Absägen der Querfortsätze mittels einer Handsäge (**Bild 4.3**). Hierbei ist darauf zu achten, dass die Säge sehr nahe an den Facettengelenken ansetzt, diese aber nicht beschädigt.



**Bild 4.3** Zu sehen ist das Absägen der Querfortsätze an der bovinen Lendenwirbelsäule. Die Handsäge setzt am Wirbel L1 von lateral links an.

Im nächsten Schritt werden am kranialen Ende des Wirbels L1 und am kaudalen Ende des Wirbels L6 die Bandscheiben mittels Skalpell entfernt. Die Gewebereste müssen so entfernt sein, bis ca. zwei Drittel der knöchernen Struktur des Wirbels freigelegt sind (**Bild 4.4a**). Durch das sorgfältige Entfernen der Bandscheiben wird ein guter Kontakt des Knochens zum

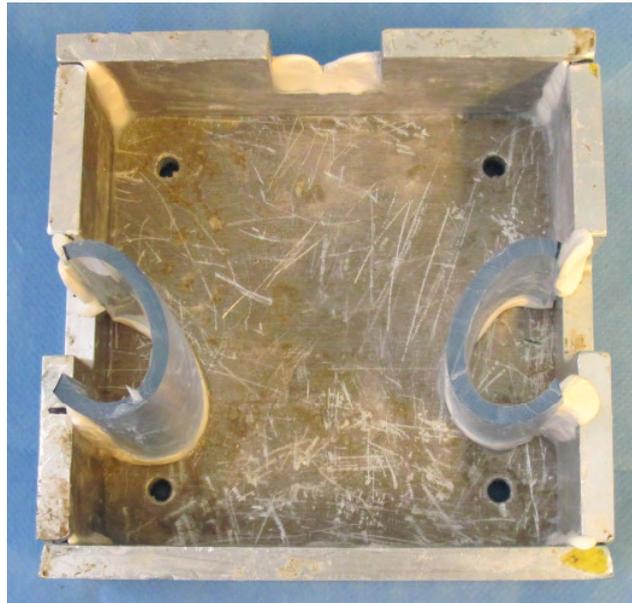
Kunststoff erzielt. Zusätzlich werden in die kraniale und kaudale Deckplatte mit einer Handbohrmaschine und einem 4 mm Spiralbohrer drei Bohrungen gesetzt und drei 4x30 Universalschrauben eingeschraubt (**Bild 4.4b**). Die Schrauben dienen zur Ausrichtung des Präparats in der Einbettvorrichtung und verhelfen zu einer guten Haftung in der Einbettung.



**Bild 4.4** (a) Seitenansicht der knöchernen Endplatte des Wirbels L1 nach Entfernung der Bandscheibenstrukturen mit dem Skalpell. (b) Draufsicht auf die kraniale Fläche des Wirbels L1. Zu sehen sind drei Universalschrauben, die zur Ausrichtung des Präparats in der Einbettvorrichtung und zur zusätzlichen Fixierung in der Einbettung dienen.

Im Verlauf der gesamten Präparation muss darauf geachtet werden, dass die Wirbelsäule nicht austrocknet. Zur Befeuchtung des Präparats muss regelmäßig Ringer-Lösung verwendet werden.

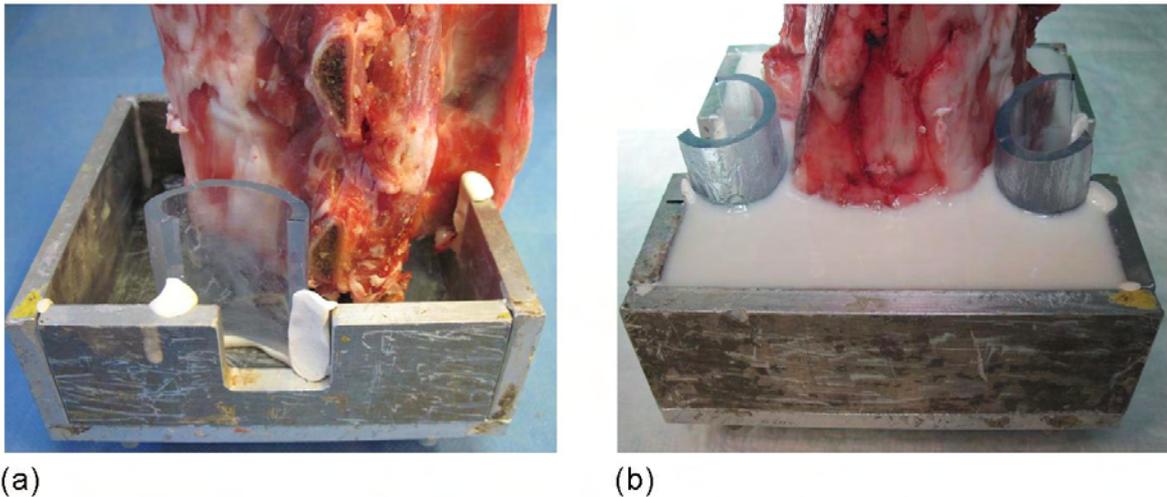
Nach der Präparation der acht Kalbswirbelsäulen kann mit deren Einbettung begonnen werden. Zunächst wird die Einbettvorrichtung zur Einbettung des kaudalen Wirbels vorbereitet. Dafür wird die Gießform in den Ecken und Kanten mit Knetmasse abgedichtet, um ein Auslaufen des zunächst flüssigen Kunststoffs zu vermeiden (**Bild 4.5**). Zudem müssen in der Einbettung zwei seitliche Aussparungen geschaffen werden, in denen während der Versuche die Stahlseile der Follower Load verlaufen. Die Aussparungen werden durch zwei, in ihrer Längsachse halbierte Silikonschläuche erzeugt. Die halbrunden Schläuche werden ebenfalls mit Knetmasse in der Einbettvorrichtung fixiert und abgedichtet (**Bild 4.5**). Im Anschluss werden die Innenflächen der Gießform mit technischer Vaseline eingestrichen. Die Vaseline verhindert das Anhaften des Kunststoffs an den Innenflächen.



**Bild 4.5** Draufsicht auf die vorbereitete Einbettvorrichtung. Die weiße Knetmasse dient zur Abdichtung und verhindert das Ausfließen des Kunststoffes. Die seitlich fixierten, halbrunden Silikonschläuche dienen als Platzhalter für die Aussparung. In die Bohrungen an der Bodenplatte werden die Sechskantschrauben eingesetzt.

Um zur Versuchsdurchführung eine Befestigung der Präparate an der Einspannvorrichtung zu ermöglichen, werden je Einbettvorrichtung vier M6x50 Sechskantschrauben eingegossen. Die Gießform bietet am Boden vier Bohrungen, in die die Schrauben eingesetzt werden können. Je Schraube werden zwei Muttern verwendet. Eine der Muttern wird als Distanzhalter verwendet, so dass die Schraube 10 mm tief in den Kunststoff eingegossen werden kann. Die zweite Mutter dient zur Befestigung der Schraube an der Einbettvorrichtung. Um ein Lösen der Schrauben aus der Einbettung zu verhindern, muss ein Kontakt der Schrauben zur Vaseline vermieden werden.

Im Anschluss erfolgt das Einsetzen des Präparats mit dem unteren Wirbel in die Einbettvorrichtung (**Bild 4.6a**) und das Eingießen des kaltpolymerisierenden Kunststoffes (**Bild 4.6b**). Für die vollständige Füllung der Einbettvorrichtung werden ca. 200 ml des Kunststoffes benötigt. Nach der Aushärtung des Kunststoffes nach ca. 30 Minuten kann das Präparat aus der Gussform ausgebettet werden. Die Rückstände der Vaseline und Knetmasse werden entfernt. Der Einbettvorgang des kranialen Wirbels erfolgt gleichermaßen. Allerdings entfällt eine Aussparung durch die halbierten Silikonschläuche. Nach Beendigung der Präparation und Einbettung werden die acht Lendenwirbelsäulen in Kunststoffbeuteln verpackt und erneut bei -22 °C eingefroren.



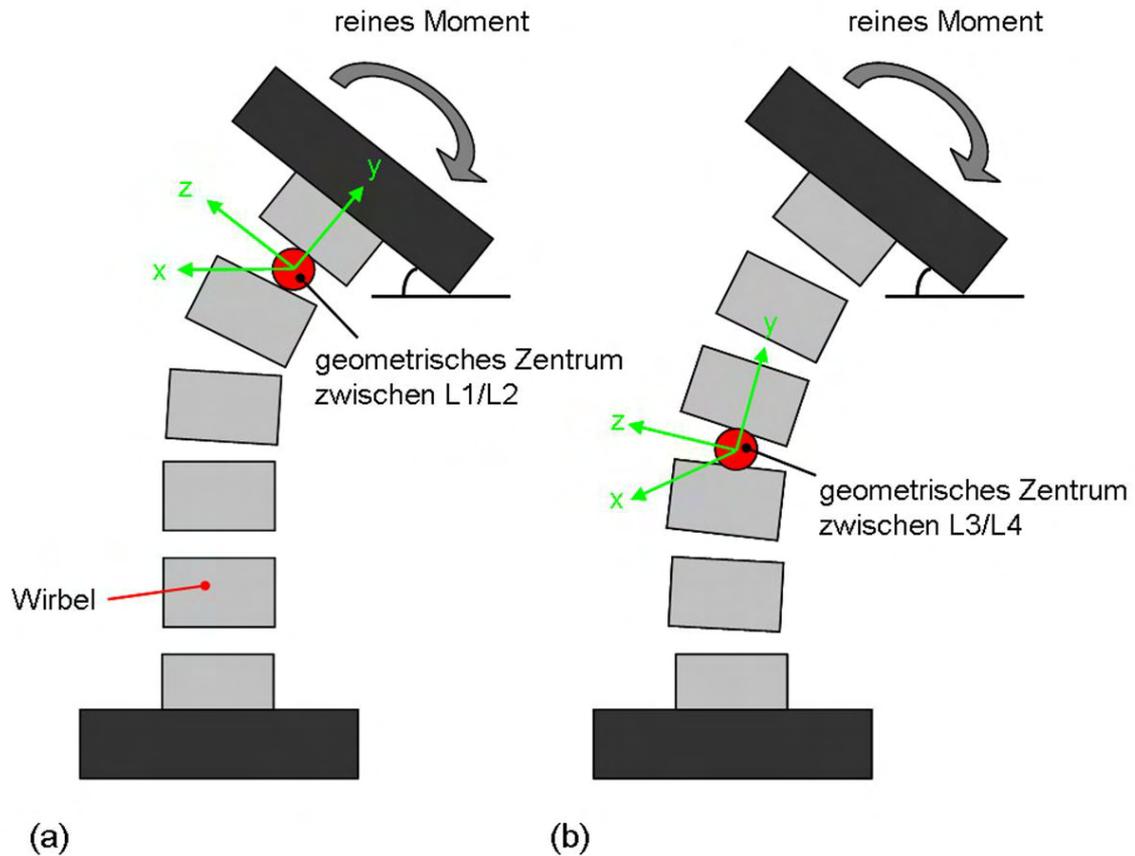
**Bild 4.6** (a) Fotografie des Präparats von lateral links. Das kaudale Ende befindet sich in der Einbettvorrichtung. Der Kunststoff kann eingegossen werden. (b) Zu sehen ist der eingebettete Wirbel L6 von frontal. Der Kunststoff ist ausgehärtet, das Präparat ist bereit zur Ausbettung, die Silikonschläuche können entfernt werden.

#### 4.1.2 Programmierung des Kraft- und Momentensors am Roboter

Für die spätere Versuchsdurchführung muss am Kraft- und Momentensensor (KMS) des Roboters ein neues geometrisches Zentrum (GZ) mit neuem Koordinatensystem (KO) definiert werden. Zudem muss zur späteren Ausführung des Roboterprogramms ein neuer sogenannter Specimen-Index (SpecIndex) erstellt werden.

Das geometrische Zentrum des Roboters ist virtuell. Die Definition eines Koordinatensystems ist von der Höhe und der Anzahl der Bewegungssegmente des jeweiligen Präparats abhängig. Bei der Wirbelsäulentestung soll sich das Koordinatensystem des geometrischen Zentrums inmitten des mittleren Rotationszentrums eines Wirbelsäulenpräparats befinden. Dieses würde beispielsweise bei einem Polysegment über 4 Wirbel zwischen dem 2. und dem 3. Wirbel liegen. Dementsprechend befindet sich das Koordinatensystem, je nach Festlegung, nah oder fern vom Kraft- und Momentensensor. Läge ein fehlerhaft definiertes geometrisches Zentrum vor, würde dieses zu einem verfälschten Bewegungsverlauf des Präparats führen. Befände sich das geometrische Zentrum beispielsweise zu sehr in der Nähe des kranialen Wirbels, würde sich das Präparat unter Bewegungseinfluss zwar bewegen, aber im oberen Bereich früher einknicken (**Bild 4.7a**). Folglich benötigt jede Art von Präparat ein individuell festgelegtes Koordinatensystem.

Für die bovinen Polysegmente, die in dieser Arbeit verwendet werden, muss der geometrische Mittelpunkt entsprechend zwischen dem Wirbel L3 und L4 kalkuliert werden (**Bild 4.7b**).



**Bild 4.7** Die schematische Darstellung des Präparatverhaltens unter Bewegungseinfluss bei unterschiedlicher Definition der geometrischen Zentren (GZ) am Kraft- und Momentensensor des Roboters. An den GZ sind die lokalen Koordinatensysteme dargestellt. (a) Fehlerhafte Kalkulation des GZ, das Polysegment knickt ab. (b) GZ optimal ermittelt. Das Polysegment kann gleichmäßig bewegt werden.

Der Specimen-Index, der zuvor erwähnt wurde, wird im Labor für Biomechanik als laufende Nummer geführt. Unter dem jeweiligen Specimen-Index sind die Koordinaten des geometrischen Zentrums des KMS hinterlegt. Im Programm zur Robotersteuerung können bisher die Indizes zur Testung von bovinen Monosegmenten der Lendenwirbelsäule oder von polysegmentalen Human- und Schafspräparaten der Halswirbelsäule eingegeben werden. Für die in dieser Arbeit verwendeten bovinen Polysegmente von L1 bis L6, die eine beachtliche Höhe von ca. 60 cm aufweisen, bedarf es demnach der Definition eines neuen SpecIndex.

Im Folgenden wird die Durchführung der Kalkulation des geometrischen Mittelpunkts und der Programmierung des Roboters vorgestellt. Eine genaue Anleitung zur Durchführung der einzelnen Schritte befindet sich im Anhang (siehe **Anhang G SOP**).

Dafür wird das bovine Polysegment zunächst in der Roboterprüfeinheit montiert und durch den Roboter in Bewegung versetzt. Es wird dabei ein Zyklus der Bewegungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation der Reihe nach ausgeführt. Die aufgenommenen Daten werden auf Diskette kopiert und gespeichert. Im nächsten Schritt

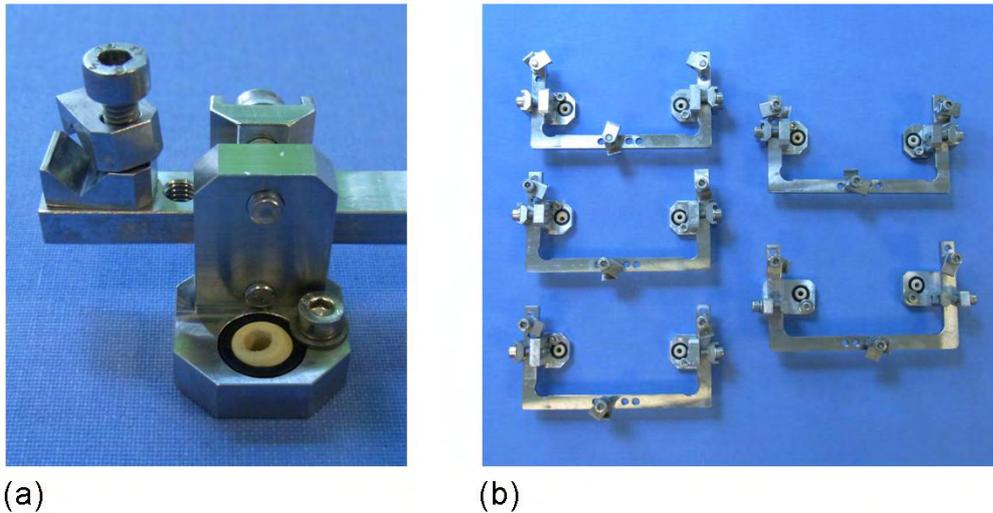
erfolgt die Bestimmung des geometrischen Zentrums mit dem Programm Mathematica 5.1. Anschließend wird das neue Koordinatensystem durch das Programm ThreeDKinematics.nb kalkuliert. Zudem muss der Specimen-Index umbenannt werden.

Im nächsten Schritt erfolgt die Umprogrammierung des Kraft- und Momentensensors. Hierfür muss mit dem Programm Mathematica 5.1 eine neue Matrix für den KMS erstellt werden. Im Anschluss wird die neue Matrix in den Messrechner des Roboters eingegeben und berechnet. Zur Übertragung der Matrix auf den Roboter wird der KMS von der Steuereinheit entfernt und mit dem PC verbunden. Im nächsten Schritt erfolgt die Bestimmung des Massenschwerpunkts. Diese Festlegung ist wichtig, da der Kraft- und Momentensensor ein Eigengewicht besitzt. Die dadurch auftretende Gravitationskraft muss demnach kompensiert werden, da ansonsten eine ungewollte Drift während der Messungen entsteht. Hierfür fährt der Roboter mehrere Positionen an, wobei er aus seiner *Homeposition* gestartet wird. Die aus dieser Messung ermittelten Sensor- und Positionsdaten werden an den Messrechner des Roboters übertragen und auf dem Netzwerkrechner gespeichert. Zur Berechnung des Massenschwerpunkts werden die Sensor- und Positionsdaten in die sogenannte *sens.c* Datei eingefügt und über die sogenannte *senmake.bat* Batch-Datei ausgeführt. Anschließend erfolgt die Übertragung der *config.dat* und *sensor.o* Dateien auf den Roboter, die entsprechend geändert wurden (siehe **Anhang G SOP**). Der Roboter kann mit dem neu erstellten geometrischen Mittelpunkt verwendet werden.

### 4.1.3 Prüfung der Lastrahmen und Vorversuche

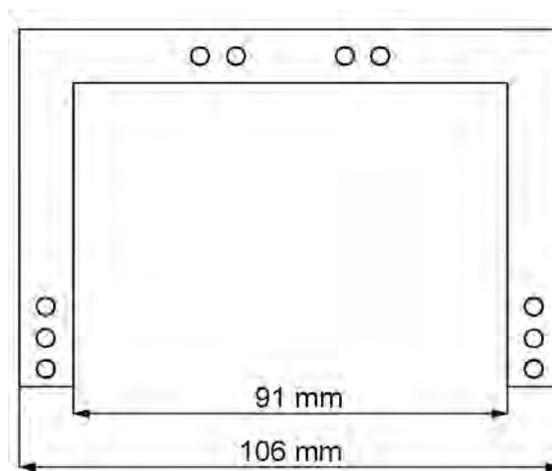
Zur späteren Durchführung der *in-vitro* Versuche muss die Funktionalität der Lastrahmen, die zur Verwendung der Follower Load nötig sind, untersucht werden. Zudem soll eines der acht bovinen Präparate erste Erkenntnisse über die Machbarkeit der *in-vitro* Testung erbringen. Die Vorversuche erfolgen auf Grundlage der Beweglichkeitsmessung nach *Panjabi* [PAN88a].

Die Lastrahmen bestehen aus einem Metallrahmen und zwei seitlich befestigten Führungshilfen, durch die die Stahlseile der Follower Load verlaufen. Über die Führungshilfen an den Lastrahmen erfolgt somit die Lastverteilung (**Bild 4.8a**). Zudem verfügen die Rahmen über Gewindebohrungen, durch die insgesamt drei kleine Innensechskantschrauben mit Halterungen geführt werden können. Diese Halterungen dienen zur Befestigung der Rahmen an den Universalschrauben. Insgesamt werden fünf Lastrahmen benötigt, die an den Wirbeln von L1 bis L5 angebracht werden (**Bild 4.8b**). Die Befestigung der Rahmen am Präparat erfolgt mittels Universalschrauben, die zusätzlich mit einer Metallhülse ummantelt sind.



**Bild 4.8** (a) Links im Bild ist eine der drei Innensechskantschrauben mit Halterung zu sehen. Rechts im Bild befindet sich die auf dem Lastrahmen verschiebbare Führungshilfe für die Stahlseile. (b) Fotografie der fünf benötigten Lastrahmen.

Für diese Arbeit werden für die beidseitige, dorsale Befestigung am Wirbel zwei 4x70 Universalschrauben verwendet. Die anteriore Befestigung des Rahmens am Wirbel erfolgt über eine 3,5x45 Universalschraube. Da die Präparate in dieser Arbeit mit einer Follower Load von 400 N belastet werden sollen, wird zur Befestigung der Lastrahmen an L1 eine M7x110 Gewindestange gewählt. Die anteriore Befestigung an L1 erfolgt ebenfalls durch eine Universalschraube. Aus vorherigen Wirbelsäulenstudien stehen dem LBB drei Lastrahmen mit den angegebenen Maßen zur Verfügung (**Bild 4.9**).



**Bild 4.9** Vereinfachte Darstellung eines Lastrahmens mit der Angabe des Innenmaßes von 91 mm und des Außenmaßes von 106 mm.

Eine stichprobenartige Untersuchung an den Präparaten hat ergeben, dass die Dimensionierung dieser Lastrahmen für die bovinen Polysegmente geeignet ist. Die Rahmen und Führungshilfen bilden zudem keinen Kontakt zum Präparat. Zur Durchführung der *in-*

*in vitro* Testung werden zwei weitere Lastrahmen dieser Größe durch die Zentralen Forschungswerkstätten der MHH konstruiert.

Im Rahmen der experimentellen Vorversuche soll die Haltbarkeit der am Präparat befestigten Lastrahmen unter Belastung der Follower Load von 400 N und unter Bewegungseinwirkung durch den Roboter geprüft werden. Unter anderem soll die optimale Einstellung der Führungshilfen für die Stahlseile ermittelt werden. Diese Einstellung ist wichtig, um die Versuche aus der Neutralposition des Präparats beginnen zu können. Nach *Patwardhan et al.* befindet sich der optimale Verlauf der Follower Load tangential zur Krümmung der Wirbelsäule, durch die Mitte der Rotationszentren der Bewegungssegmente (siehe Kapitel 3.1.2) [PAT99, PAT00]. Durch eine fehlerhafte Einstellung der Führungshilfen wird das Präparat in eine fehlerhafte Neutralposition gezwungen. Werden die Führungshilfen beispielsweise zu weit nach dorsal gesetzt, entsteht eine dorsale Überstreckung des Präparats. Diese Überstreckung führt zur Blockade der Facettengelenke. Durch die Blockade der Facettengelenke wird der Bewegungsumfang während der axialen Rotation gemindert. Bewegungen in den anderen Richtungen werden ebenfalls beeinträchtigt.

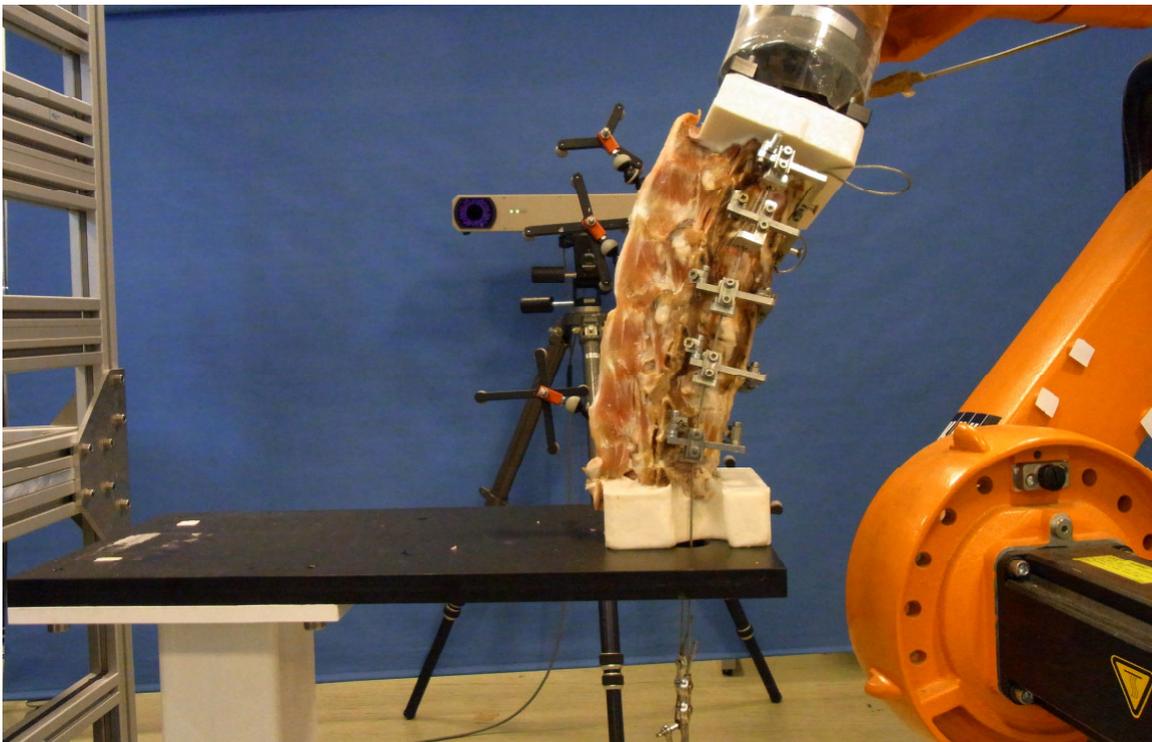
Zur Prüfung der Lastrahmen und Einstellung der Führungshilfen wird das bovine Präparat in die Prüfvorrichtung eingebaut. Die genaue Vorgehensweise der Präparatbefestigung, der Robotersteuerung und der Einstellung der Hydraulikanlage zur Belastung der Follower Load wird im folgenden Kapitel beschrieben (siehe Kapitel 4.2). Für die Testung der Lastrahmen wird das Präparat durch den Roboter mit einem Moment von  $\pm 10$  Nm in Bewegung versetzt und mit einer Follower Load von 400 N belastet. Es handelt sich hierbei um eine Beweglichkeitsmessung. Dieser Vorversuch soll Aufschluss über den minimalen und maximalen Bewegungsumfang des nativen Präparats geben.

In einem weiteren Vorversuch erfolgt die *in-vitro* Testung des fusionierten Präparats mit dem Centaur® Fusionssystem (Stryker, Duisburg, Deutschland). Diese Untersuchung dient zur Beobachtung der maximal auftretenden Kräfte und Momente am Kraft- Momentensensor des Roboters, damit eine Beschädigung des KMS vermieden werden kann. Das Präparat wird ebenfalls mit 400 N Follower Load belastet und mit einem schrittweise erhöhten, reinen Moment durch den Roboter in Bewegung versetzt. Der genaue Ablauf des *in-vitro* Versuchs mit fusioniertem Präparat sowie die ausführliche Durchführung der Implantation wird ebenfalls im folgenden Kapitel beschrieben (siehe Kapitel 4.2).

## **4.2 Durchführung der *in-vitro* Testung**

Die Umsetzung der experimentellen Untersuchungen erfolgt mit dem Kuka-Industrieroboter und der Hydraulikanlage (siehe Kapitel 3.3.1). Am Vorabend der Versuche wird jeweils ein bovines Präparat aus der Gefriereinheit entnommen und bei Raumtemperatur aufgetaut. Am Versuchstag wird zunächst mit der Befestigung und Ausrichtung der Lastrahmen begonnen.

Im ersten Schritt wird der oberste Lastrahmen befestigt. Dafür werden am Wirbel L1 lateral die Gewindestange und ventral die Universalschraube mit Hülse eingesetzt. Anschließend kann der erste Lastrahmen angebracht und ausgerichtet werden. Bei der Ausrichtung aller Lastrahmen ist darauf zu achten, dass die Rahmen keinen Kontakt zum Präparat erfahren, entsprechend der Anatomie des Wirbels ausgerichtet sind und zudem parallel zueinander sitzen (**Bild 4.10**). Außerdem müssen sich die Führungshilfen für die Stahlseile in der Mitte der Rotationszentren, also in der Mitte der Bandscheiben befinden. In den nächsten Schritten erfolgt die Befestigung der Lastrahmen von L2 bis L5. Dafür werden an den Wirbeln seitlich zwei Universalschrauben mit Hülsen angebracht und von ventral eine Universalschraube mit Hülse. Die Führungshilfen für die Stahlseile werden nun voreingestellt, wobei deren Feinjustierung später direkt am Prüfstand erfolgt. Nach Anbringung der Lastrahmen wird an den Wirbeln von L2 bis L5 dorsal jeweils eine Universalschraube befestigt, die als Tool-Halterung dient.

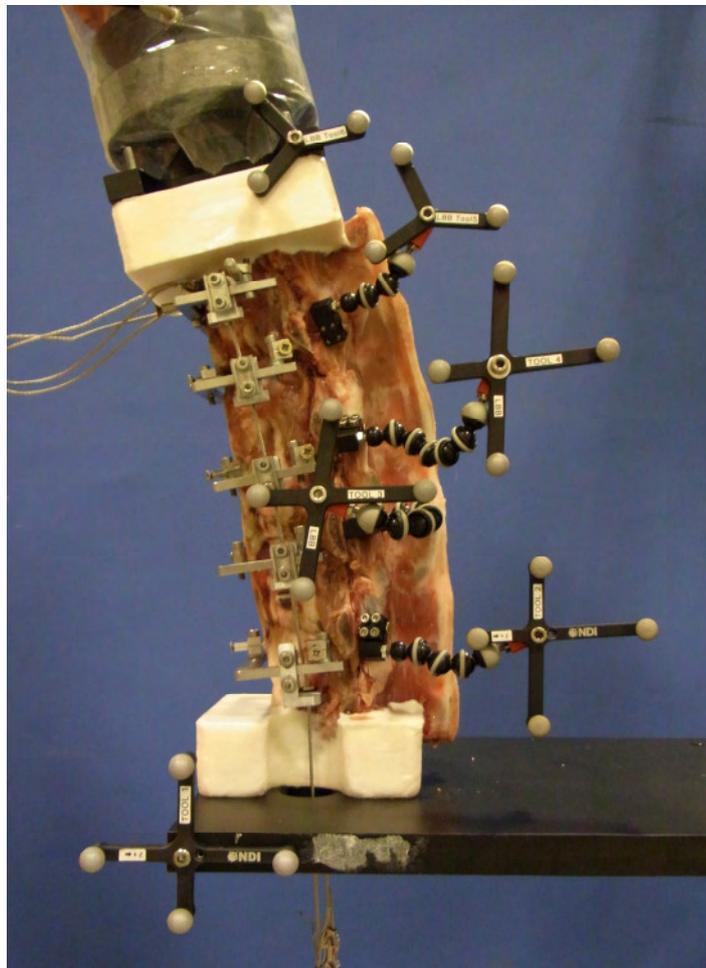


**Bild 4.10** Fotografie des kompletten Versuchsaufbaus während der *in-vitro* Testung. Links im Bild befindet sich ein Teil der Hydraulikanlage, rechts im Bild ist ein Teil des Roboters zu sehen, mittig befinden sich der Kamerabalken des Polaris® Systems und der Sockel. Unter anderem wird der Verlauf der Stahlseile durch die Führungshilfen an den Lastrahmen verdeutlicht sowie die parallele Positionierung der Lastrahmen zueinander. Das Kalbspräparat befindet sich in leichter Seitneigung nach links und wird mit einer Follower Load von 400 N belastet.

Die Aufzeichnung der Bewegungen erfolgt über das optische Messsystem Polaris® (siehe Kapitel 3.3.2). Im ersten Schritt werden zunächst zwei der sechs passiven Tools des Polaris® Systems an der Prüfvorrichtung befestigt. Das Tool 1 wird an der

Befestigungsplatte auf dem Sockel angebracht und bleibt während der kompletten Versuche dort fixiert. Da dieses Tool nicht beweglich ist, bezieht es sich dementsprechend auf den am Sockel befestigten untersten Wirbel L6 des Präparats. Zudem dient das Tool 1 als Referenz für Tool 2, welches die Bewegungen des Wirbels L5 wiedergibt. An der Halterung am Sechskomponenten-Sensor des Roboters wird das Tool 6 fixiert. Dieses gibt die Bewegungen des kranialen Wirbels L1 wieder.

Nach der Befestigung der fixen Tools erfolgt die Befestigung des bovinen Präparats in der Prüfvorrichtung. Dafür wird das Präparat mit den Dornfortsätzen zur Hydraulikanlage hin ausgerichtet und mit dem kaudalen Ende auf der Befestigungsplatte des Sockels montiert (**Bild 4.10**). Die übrigen passiven Tools werden nun angebracht: Tool 2 befindet sich am Wirbel L5, Tool 3 an L4, Tool 4 an L3 und Tool 5 am Wirbel L2 (**Bild 4.11**).



**Bild 4.11** Die Anordnung und Ausrichtung aller Tools. Diese erfolgt bei jedem Präparat gleichermaßen.

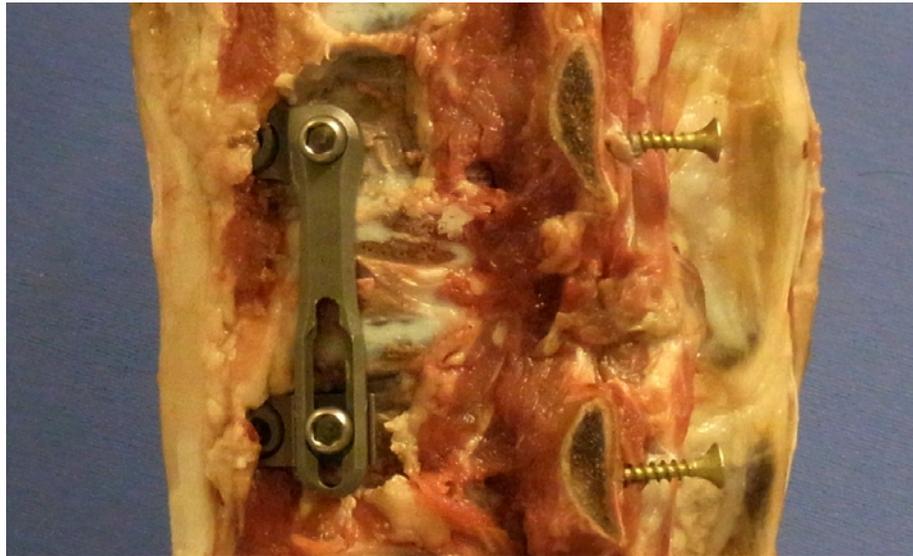
Im Anschluss wird der Roboter auf das Präparat gefahren und das kraniale Ende wird mit der Halterung am Sechskomponenten-Sensor verschraubt. Während der Verschraubung befindet sich der Roboter im kraft- und momentfreien Einpendelmodus. Der Roboter führt dabei Ausgleichsbewegungen aus, um im Präparat Verspannungen zu verhindern. In diesem

Betriebsmodus erfolgt zudem die Belastung der Follower Load von 400 N auf das Präparat. Dafür werden zunächst die beiden Stahlseile durch die am Lastrahmen befestigten Führungshilfen gezogen und mittels einer Drahtseilklemme fixiert. Die Stahlseile führen vom Präparat über Umlenkrollen zu einem der servohydraulischen Zylinder der Hydraulikanlage (siehe Kapitel 3.3.1). Über das Programm für die Hydraulikanlage wird nun schrittweise die Last von 400 N auf das Präparat aufgebracht. Im Anschluss erfolgt die Feinjustierung der Führungshilfen für die Stahlseile. Sie werden so eingestellt, dass sie sich in der Mitte der Rotationszentren befinden und das Präparat seine Neutralposition erlangt. Ist diese erreicht, wird der Einpendelmodus noch ca. 1-2 min durchlaufen, bis jegliche Bewegungen ausgeglichen sind. Anschließend erfolgt die korrekte Ausrichtung der Tools zum Kamerabalken (**Bild 4.11**). Der Kamerabalken wird so positioniert, dass sich alle Tools innerhalb des Messfeldes des Systems befinden. Anhand der Software OrthoVIEW muss dieses überprüft werden. Zudem müssen alle passiven Tools und die passive Linearprobe über die Software initialisiert werden. Im folgenden Schritt erfolgt die Abtastung der Landmarken, um daraus anatomische Koordinatensysteme an allen Wirbelkörpern zu erstellen. Die Software OrthoVIEW ermöglicht, dass die erfassten Tooldaten auf die jeweiligen anatomischen Koordinatensysteme transformiert werden. Dadurch können bei den Messungen relative Bewegungen der anatomischen Koordinatensysteme zueinander aufgezeichnet werden. Mit Hilfe der Linearprobe wird zunächst die Landmarke P1 frontal am Wirbelkörper abgetastet (**Bild 2.9**). Anschließend erfolgt P2 am Dornfortsatz des Wirbels und danach die lateralen Landmarken P3 und P4. Diese Prozedur muss an allen sechs Wirbeln durchgeführt werden.

Nach Bestimmung der anatomischen Koordinatensysteme können die Versuchsdurchläufe gestartet werden. Diese erfolgen auf Grundlage der *Hybrid Multidirectional Test Method* nach *Panjabi* (siehe Kapitel 3.2.1) [PAN07a]. Im nativen und fusionierten Zustand der Präparate werden je drei unterschiedliche Rotationsbewegungen getestet: Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation, wobei jeweils drei Zyklen durchlaufen werden. Zunächst wird mit der Testung der Präparate im nativen Zustand begonnen. Die Testung des nativen Zustands verläuft gemäß der Beweglichkeitsmessung. Der Roboter versetzt die Präparate durch Einleitung eines reinen Moments von maximal  $\pm 10$  Nm in Bewegung. Dabei startet der Roboter aus der Neutralposition des Präparats und verfährt so lang, bis das maximale Moment erreicht ist. Dann geschieht ein Richtungswechsel. Nachdem drei Bewegungszyklen durchlaufen wurden, endet der Versuchsdurchlauf in der Neutralposition des Präparats. Die Testung der Präparate im fusionierten Zustand erfolgt ebenfalls durch Einleitung eines reinen Moments. Zudem wird am Roboter der maximale Bewegungsumfang mittels Winkelbezug festgelegt. Somit kann gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* die  $tROM_{\text{Fusion}}$  gleich der  $tROM_{\text{nativ}}$  erreicht werden. Hierfür werden zunächst die minimalen und maximalen Winkel des

Bewegungsumfangs der jeweiligen nativen Messung ermittelt (siehe Versuchsprotokoll im **Anhang B**). Zur Ansteuerung dieser Winkel muss das einleitende Moment unter Berücksichtigung der Steifigkeit des Präparats entsprechend erhöht werden. Diese Parameter werden im Programm zur Robotersteuerung eingegeben. Ebenfalls beginnt die Messung in der Neutralposition des Präparats, durchläuft drei Bewegungszyklen und endet in der Neutralposition.

Während der nativen Messung eines Präparats werden zunächst alle drei Rotationsbewegungen getestet (siehe Versuchsprotokoll im **Anhang B**). Zu Beginn des Versuchs muss darauf geachtet werden, dass die optische Kinematikaufzeichnung durch das Polaris® System eingeschaltet wird. Per Fußschalter wird das dazugehörige Programm OrthoVIEW kurz vor Beginn der Bewegung des Roboters gestartet. So kann eine komplette Aufzeichnung des segmentalen Bewegungsverhaltens gewährleistet werden. Im Anschluss an die nativen Messungen wird das Präparat aus dem Prüfaufbau ausgebaut und es erfolgen die Versuche im fusionierten Zustand. Mittels Randomisierung wurde im Vorfeld bestimmt, an welchem Bewegungssegment die Versteifung der jeweiligen Präparate vorgenommen werden soll. Eine Entfernung der Bandscheibe ist nicht vorgesehen. Zur Fusion werden zunächst die Lastrahmen an dem zu operierenden Segment entfernt. Anschließend wird mit dem Skalpell an beiden Wirbeln überschüssiges Gewebe entfernt, um den konkaven Bereich der Knochen zu erreichen. Nach der OP-Anleitung des Centaur® Plattensystems wird von lateral mit dem Einsetzen der Hauptschraube in den Wirbelkörper begonnen (siehe OP-Anleitung **Anhang G**). Diese Schraube besitzt am Schraubenkopf eine Gewindebohrung, die wiederum der Fixierung der Platte durch eine weitere kleine Schraube dient. Wird von lateral links implantiert, muss die Schraube im unteren Wirbel des Bewegungssegments eingesetzt werden. Bei der Implantation von lateral rechts wird der obere Wirbel genommen. Die Schraube soll mittig und senkrecht im dorsalen Anteil des Wirbels eingesetzt werden. Im nächsten Schritt wird die Auflageplatte auf die Schraube gesetzt und mit einer zweiten Schraube fixiert. Anschließend kann die L-Platte am benachbarten Wirbel platziert werden. Diese wird ebenfalls mit einer Hauptschraube mit Gewindebohrung und einer weiteren Schraube am Wirbel fixiert. Bei der Platzierung und Fixierung der L-Platte ist darauf zu achten, dass das Präparat seine natürliche Form behält. Es darf durch den Eingriff nicht zu einer Krümmung gezwungen werden. Im letzten Schritt erfolgt die Fusion des Segments über das Eindrehen der kleinen Schrauben in den Gewindebohrungen der beiden Hauptschrauben (**Bild 4.12**).



**Bild 4.12** Zu sehen ist das implantierte Fusionssystem Centaur®. Die Implantation erfolgte an diesem Präparat von lateral links am Bewegungssegment L3/L4.

Nach der Implantation werden die Lastrahmen in ihrer alten Position wieder angebracht. Eine Kollision des Fusionssystems mit den Lastrahmen ist zu vermeiden, da eine Kollision zu fehlerhaften Veränderungen während der Bewegungsabläufe führen könnte.

Nach Beendigung der Fusion wird das Präparat wieder in die Prüfvorrichtung eingesetzt. Das Auffahren des Roboters auf das Präparat, die Einstellung der Hydraulikanlage und der Tools verlaufen wie zuvor beschrieben. Die Führungshilfen für die Stahlseile der Follower Load verbleiben in der voreingestellten Position, um die gleiche Neutralposition des Präparats wie im nativen Zustand zu erreichen. Im Programm des Roboters müssen die Parameter zur Winkelbegrenzung eingegeben und das einzuleitende Moment erhöht werden. Der weitere Versuchsdurchlauf erfolgt analog zur nativen Testung. Allerdings ist unbedingt darauf zu achten, dass die auftretenden Kräfte und Momente die Grenzwerte des Kraft- und Momentensensors nicht überschreiten.

Nach Beendigung der Versuche werden die Präparate für eventuelle Versuchswiederholungen wieder bei -22 °C tiefgefroren.

### 4.3 Methode der Auswertung

Das LBB entwickelte eine Auswertemethode gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*. Die sogenannte modifizierte *Hybrid Test Method*. Wie aus der Aufgabenstellung zu entnehmen ist, soll im Rahmen dieser Bachelorarbeit die Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* untersucht werden. Da für die Prüfung der Machbarkeiten unterschiedliche Auswertungen nötig sind, werden in diesem Kapitel die jeweiligen Schritte und Unterschiede zwischen den Auswertungen erläutert.

Bevor am Roboterprüfstand des LBB *in-vitro* Wirbelsäulentestungen nach der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* durchgeführt werden konnten, wurde gemäß der Beweglichkeitsmethode (Reine-Momente-Methode) geprüft. Mit der Testung nach der Reinen-Momente-Methode sind jedoch keine Untersuchungen der Adjacent-Level Effects (ALE) möglich. Daher entwickelte das LBB eine Auswertemethode auf Basis der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi*, die dementsprechend Untersuchungen der ALE ermöglicht. Die Grundidee der modifizierten Auswertemethode beruht auf der Tatsache, dass bei der Testung gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll die tROM des fusionierten Zustands die tROM des nativen Zustands nicht erreichen kann ( $tROM_{\text{Fusion}} < tROM_{\text{nativ}}$ ). Da eine Fusion der Wirbelkörper eine Erhöhung der Steifigkeit und eine Minderung des Bewegungsumfangs bewirkt. Bei der im Jahr 2011 vom LBB durchgeführten *in-vitro* Wirbelsäulenstudie (siehe Kapitel 3.3.1 Studie *Welke* 2011) wurde ermittelt, dass der Bewegungsumfang des fusionierten Zustands bei polysegmentalen Schafspräparaten nur 40 % des nativen Bewegungsumfangs erreicht ( $tROM_{\text{Fusion}}$  beträgt 40 % der  $tROM_{\text{nativ}}$ ). Der Wert von 40 % ergibt sich hierbei aus der Berechnungsmethode des steifsten Präparats. Dabei wird die Formel zur Berechnung der ALE nach *Panjabi* angewandt (siehe Kapitel 3.2.1). Die 40 % werden in den Faktor 0,4 umgewandelt. Durch die Multiplikation des Faktors 0,4 mit den zuvor berechneten intersegmentalen Werten der ALE ergeben sich die sogenannten *Hybrid-Winkel*. Die *Hybrid-Winkel* sind für jedes Präparat individuell und untergliedern sich in einen minimalen und maximalen Winkel. Über die ermittelten *Hybrid-Winkel* lassen sich die neuen Bewegungswerte für die sogenannte *Hybrid-ROM* bestimmen. Die *Hybrid-ROM* beinhaltet die über den Faktor 0,4 angepassten intersegmentalen Bewegungswerte für den nativen und fusionierten Zustand, wodurch die Untersuchungen der ALE gemäß der modifizierten *Hybrid Test Method* ermöglicht werden können. Auf Basis der Testung nach der Beweglichkeitsmethode ergibt sich somit eine doppelte Auswertung. Auf der einen Seite muss eine Auswertung von den rein gemessenen kinematischen Daten erfolgen. Auf der anderen Seite muss zur Untersuchung der ALE eine Auswertung gemäß der modifizierten *Hybrid Test Method* vorgenommen werden. Um zukünftig die doppelte Auswertung zu umgehen, wurde der Roboter so programmiert, dass auch die Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* durchgeführt werden kann. Durch eine Winkelbegrenzung und die Anpassung der aufzuwendenden Momente kann die  $tROM_{\text{Fusion}}$  gleich der  $tROM_{\text{nativ}}$  erreicht werden (siehe Kapitel 3.3.1).

In den folgenden Abschnitten werden die Schritte zur Vorgehensweise der gesamten Auswertemethode erläutert, die für diese Arbeit verwendet wird. Die Auswertemethode wird dabei in mehrere Teile untergliedert. Die Verarbeitung der gemessenen Daten erfolgt in Excel-Tabellen.

### Auswertung I

Im ersten Teil der Auswertemethode erfolgt die Auswertung aller Zustände (nativ und Fusion) in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation. Hierbei wird je Präparat jede Bewegungsrichtung für jeden Zustand einzeln ausgewertet. Zudem erfolgt die Auswertung der intersegmentalen Bewegungsdaten für den dritten Zyklus gemäß *Wilke et al.* [WIL95].

Zur Durchführung der Auswertung dient eine Vorlage in Excel, in der die gemessenen Daten des jeweiligen Präparats eingefügt werden. Die einzufügenden Daten bestehen zum einen aus den vom Roboter gemessenen Bewegungs- und Kraftdaten (\*.pos und \*.tst) und zum anderen aus den Bewegungsdaten des optischen Messsystems OrthoVIEW. Die gemessenen Daten werden über die Zeit synchronisiert. Gemäß dem Standard wird der dritte Zyklus ausgewertet. Die Excel-Tabelle ist nun so vorbereitet, dass die intersegmentalen Bewegungswerte des dritten Zyklus für weitere Berechnungen zur Verfügung stehen. Des Weiteren sind in der Excel-Tabelle die aufgewendeten Momente mit den zugehörigen Winkeln aufgelistet, die anschließend für die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode wichtig sind. Zudem berechnet diese Excel-Tabelle die intersegmentalen Werte für die *Hybrid-ROM* nach der modifizierten *Hybrid Test Method*.

### Auswertung II

In diesem Teil der Auswertemethode werden zum einen die Momente für die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode bestimmt und zum anderen Berechnungen zur Definition des *Hybrid-Winkels* durchgeführt. Die Berechnungen zur Definition des *Hybrid-Winkels* sind für die Ermittlung der Werte der intersegmentalen *Hybrid-ROM* notwendig. Dabei ist die *Hybrid-ROM* Teil der modifizierten *Hybrid Test Method* und somit Teil der doppelten Auswertung. Wie auch in der Auswertung I erfolgen jegliche Berechnungen in Excel.

Die Testung der Wirbelsäulenpräparate wird, wie zuvor beschrieben, gemäß der *Hybrid Test Method* durchgeführt (siehe Kapitel 4.2). Dabei erwirkt die Winkelbegrenzung am Roboter und die Anpassung der aufzuwendenden Momente, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  gleich der  $tROM_{\text{nativ}}$  erreicht werden kann. Die Grundidee dieser Arbeit besteht darin, dass die aufzuwendenden Momente im fusionierten Zustand deutlich höher sein müssen als  $\pm 10$  Nm. Es wird daher davon ausgegangen, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  bei  $\pm 10$  Nm dementsprechend kleiner sein muss als die  $tROM_{\text{nativ}}$ . Zur Prüfung der Auswertung nach der modifizierten *Hybrid Test Method* soll über die Auswertung der reinen Momente belegt werden, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  um einen bestimmten Prozentwert geringer ist als die  $tROM_{\text{nativ}}$  (siehe oben polysegmentale Schafsstudie:  $tROM_{\text{Fusion}}$  beträgt 40 % der  $tROM_{\text{nativ}}$ ). Die Prüfung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* erfolgt daher in umgekehrter Weise. Demzufolge über die

Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode. Für die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode wird durch das Heraussuchen der Winkel bei  $\pm 10$  Nm die Berechnung des steifsten Präparats durchgeführt. Anhand der Berechnung des steifsten Präparats, soll jener Prozentwert ermittelt werden, der besagt, dass zu dem reinen Moment von  $\pm 10$  Nm die  $tROM_{\text{Fusion}}$  um einen bestimmten Prozentwert geringer ist als die  $tROM_{\text{nativ}}$ . Über die Berechnung des steifsten Präparats wird der Faktor bestimmt, der für die anschließende Berechnung der *Hybrid-ROM* benötigt wird.

Zunächst wird mit der Auswertung für die Reine-Momente-Methode begonnen. Dabei muss der jeweilige Winkel, der zu dem reinen Moment von  $\pm 10$  Nm gehört, in der Excel-Tabelle der Auswertung I herausgesucht werden. Dieser Schritt wird für jedes Präparat in jedem Zustand durchgeführt. Zu beachten ist, dass die reinen Momente im dritten Zyklus und auf dem Hinweg der Bewegungsrichtung herausgesucht werden. Der Hinweg der Bewegungsrichtung befindet sich auf der Hysterese vor dem Umkehrpunkt, bevor das maximale oder minimale Moment erreicht wird (**Bild 2.6**). Die ausgewählten Winkel werden in eine neu erstellte Excel-Tabelle eingefügt. Innerhalb dieser Tabelle erfolgt die Ermittlung des steifsten Präparats, wodurch der Faktor zur Berechnung des *Hybrid-Winkels* bestimmt werden kann. Das steifste Präparat wird mittels der Formel zur Berechnung der Adjacent-Level Effects definiert (siehe Kapitel 3.2.1). Aus der Auflistung der errechneten Prozentwerte der minimalen und maximalen ROM liefert der niedrigste Prozentwert den Umrechnungsfaktor zur Berechnung der *Hybrid-Winkel*. Es wird für alle Bewegungsrichtungen der gleiche Prozentwert bei der Berechnung des steifsten Präparats erwartet. Bei einem Prozentwert von 40 %, wie bei der Schafsstudie von 2011, wäre der Umrechnungsfaktor zur Berechnung der *Hybrid-Winkel* bei 0,4. Durch die Ermittlung des Umrechnungsfaktors zur Berechnung der *Hybrid-Winkel* beginnt der Teil der doppelten Auswertung, der für die modifizierte *Hybrid Test Method* benötigt wird. Der Umrechnungsfaktor wird mit den intersegmentalen Berechnungswerten der ALE multipliziert. Die Summe aus den minimalen und maximalen Berechnungswerten der ALE ergibt den minimalen und maximalen *Hybrid-Winkel*. Der minimale und maximale *Hybrid-Winkel* muss für jedes Präparat bestimmt werden und ist für jedes Präparat individuell. Im folgenden Schritt werden die Werte für die intersegmentale *Hybrid-ROM* ermittelt. Die *Hybrid-ROM* beinhaltet die angepassten intersegmentalen Bewegungswerte für den nativen und fusionierten Zustand, wodurch anschließend die Untersuchungen der ALE gemäß der modifizierten *Hybrid Test Method* ermöglicht werden. Dafür werden zunächst die *Hybrid-Winkel* in die Excel-Tabelle der Auswertung I eingefügt, wobei über eine Berechnungsformel die Werte der intersegmentalen *Hybrid-ROM* für den dritten Zyklus ermittelt werden. Dieser Vorgang muss für jedes Präparat, jeden Zustand und jede Bewegungsrichtung vollzogen werden.

Wäre nach der Reinen-Momente-Methode geprüft worden, könnten nun mit den Werten der *Hybrid-ROM* Untersuchungen der Adjacent-Level Effects nach der modifizierten *Hybrid Test Method* vorgenommen werden. Da in dieser Arbeit aber nach der *Hybrid Test Method* getestet wurde, kann die Untersuchung der ALE direkt über nur eine Auswertung erfolgen. Mit der doppelten Auswertung soll in dieser Arbeit lediglich die Reine-Momente-Methode simuliert werden und damit die Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* geprüft werden. Bei der Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode werden dementsprechend im fusionierten Zustand keine Veränderungen der intersegmentalen Bewegungsumfänge erwartet.

Im letzten Teil des Auswerteverfahren werden die ermittelten Daten aus der Auswertung I und II zusammengefasst. Es erfolgt eine Mittelwertbetrachtung der Bewegungsdaten, der neutralen Zone und der Adjacent-Level Effects. Anhand von grafischen Darstellungen oder tabellarischen Auflistungen sollen die gemessenen Werte miteinander verglichen werden können. Zudem erfolgt die Auswertung der Kräfte und Momente, die während der Messungen aufgewendet wurden.

## 5 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der durchgeführten *in-vitro* Testung vorgestellt. Die Gliederung dieses Kapitels orientiert sich an dem Ablauf des Kapitels 4.3. Durch die Gegenüberstellung der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode soll die Machbarkeit der Testung und der Auswertemethoden untersucht werden. Die Gegenüberstellung erfolgt anhand der aus den Messdaten ermittelten Range of Motion, Neutralen Zone und Adjacent-Level Effects. Die Präsentation der Ergebnisse erfolgt für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung. Mit Hinblick auf die vorab durchgeführten Voruntersuchungen wird im folgenden Abschnitt kurz auf deren Ergebnisse eingegangen.

### Ergebnisse der Voruntersuchungen

Anhand der Voruntersuchungen soll geprüft werden, ob die zu verwendenden Lastrahmen am Präparat den hohen Belastungen der einwirkenden Follower Load standhalten. Bei bisher im LBB durchgeführten *in-vitro* Studien mit Schafspräparaten erfolgte eine Belastung von 120 N [WEL11, WEL12]. Zur Durchführung der Voruntersuchung wurde das Präparat P3 über die Hydraulikanlage mit 400 N belastet und über den Roboter mit  $\pm 10$  Nm gemäß dem Beweglichkeitsprotokoll in Bewegung versetzt. Ein weiterer Teil der Voruntersuchungen ist die Testung der Verwendung des Fusionssystems am Präparat. Diese Untersuchung dient zur Beobachtung der maximal auftretenden Kräfte und Momente am Kraft- Momentensensor des Roboters. Das Präparat wird ebenfalls mit 400 N Follower Load belastet und mit einem schrittweise erhöhten, reinen Moment ( $M > 10$  Nm) durch den Roboter in Bewegung versetzt. Die Voruntersuchungen der am Präparat befestigten Lastrahmen haben ergeben, dass die Lastrahmen den Belastungen von 400 N standhalten. Bewegungen können mit einem Moment von  $\pm 10$  Nm durchgeführt und über das optische Messsystem aufgezeichnet werden. Allerdings ist auffällig, dass die an L1 durch Bohrung fixierte Gewindestange, an der der oberste Lastrahmen befestigt ist, leicht durchgebogen ist.

Ein weiteres Ergebnis der Voruntersuchungen ist, dass die Führungshilfen für die Drahtseile exakt positioniert sein müssen. Die Untersuchungen haben ergeben, dass zu weit nach dorsal positionierte Führungshilfen zu dorsaler Überstreckung (Extension) und damit zur Blockade der Facettengelenke führen. Das Präparat kann dadurch keine Bewegungen in axialer Rotation ausführen. Die Bewegungen in die Richtungen Flexion/Extension und laterale Beugung sind ebenfalls fehlerhaft.

Die Untersuchung des Präparats im fusionierten Zustand hat ergeben, dass sich das Präparat durch die schrittweise Erhöhung des einzuleitenden Moments in Bewegung versetzen lässt. Die durch den Roboter aufgewendeten Kräfte und Momente befinden sich

dabei innerhalb der Grenzwerte des Kraft- und Momentensors. Des Weiteren haben die Voruntersuchungen ergeben, dass nach dem Vorgang des Einpendelns leichte Differenzen zwischen den Startpositionen entstanden sind. Die Messung des fusionierten Zustands startet demnach nicht aus der Startposition des nativen Zustands.

## 5.1 Ergebnisse der Ermittlung des Umrechnungsfaktors für die *Hybrid-ROM*

Gemäß der Schritte der Auswertemethode sollen zunächst die Winkel herausgesucht werden, die zu dem Moment von  $\pm 10$  Nm gehören. Über die Berechnung des steifsten Präparats erfolgt die Definition des Umrechnungsfaktors, der für die Ermittlung der intersegmentalen Werte für die *Hybrid-ROM* benötigt wird.

In der Bewegungsrichtung Flexion/Extension konnten im nativen Zustand für jedes Präparat Momente von  $\pm 10$  Nm herausgesucht werden (siehe **Tabelle D.2**). Im fusionierten Zustand haben ausschließlich die Präparate P7 und P8 in beiden Richtungen annähernd das Moment von  $\pm 10$  Nm erreicht. In der Bewegungsrichtung laterale Beugung haben alle Präparate im nativen und fusionierten Zustand das Moment von  $\pm 10$  Nm erreicht. Durch das fehlende Erreichen der Momente von  $\pm 10$  Nm, bei dem Großteil der Präparate, im fusionierten Zustand in Flexion/Extension erfolgt die Auswertung für die Ermittlung des steifsten Präparats bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm.

### Flexion und Extension

Die Berechnungen zur Ermittlung des steifsten Präparats haben bei dem reinen Moment von  $\pm 7,5$  Nm ergeben, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  80 % der die  $tROM_{\text{nativ}}$  beträgt (**Tabelle 5.1**). Somit ergibt sich der Faktor 0,8, der zur Berechnung der *Hybrid-ROM* angewendet wird. Der Prozentwert zur Berechnung des steifsten Präparats von 80 % bildet sich aus den geringsten Prozentwerten der minimalen und maximalen Ranges of Motion. Bei der Betrachtung der Momente des fusionierten Zustands von Präparat P2 fällt das minimale Moment von -6,21 Nm auf. Hier wurde wie auch am Präparat P5 kein minimales Moment von -7,5 Nm erreicht. Das minimale Moment an P5 beträgt -5,86 Nm. Die übrigen Präparate haben im nativen und fusionierten Zustand das Moment von  $\pm 7,5$  Nm erreicht.

Die Ermittlung des steifsten Präparats erfolgt unter Ausschluss der Präparate P2 und P5.

### Laterale Beugung

Die Ermittlung des steifsten Präparats in lateraler Beugung verhält sich analog zur Flexion/Extension. Die Berechnungen erfolgen ebenfalls unter Ausschluss der Präparate P2 und P5. Die Berechnungen zur Ermittlung des steifsten Präparats haben bei dem reinen Moment von  $\pm 7,5$  Nm ergeben, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  70 % der die  $tROM_{\text{nativ}}$  beträgt

(Tabelle 5.2). Mit dem definierten Faktor 0,7 können die individuellen *Hybrid-Winkel* berechnet werden, über die die intersegmentalen Werte der *Hybrid-ROM* berechnet werden können. In der lateralen Beugung haben beide Zustände das Moment von  $\pm 7,5$  Nm erreicht.

**Tabelle 5.1** Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des *Hybrid-Winkels*. Für die Bewegungsrichtung Flexion/Extension bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten. Die Ermittlung des steifsten Präparats erfolgt unter Ausschluss von P2 und P5.

Präparat	Nativ			Fusion			ALE [%]	steifstes Präparat [%]
		Winkel [°]	Moment bei $\pm 7,5$ Nm		Winkel [°]	Moment bei $\pm 7,5$ Nm		
P1	min	-25,82	-7,53	min	-24,99	-7,52	-3,23	96,77
	max	14,66	7,51	max	15,41	7,47	5,11	105,11
P2	min	-31,41	-7,56	min	-33,78	-6,21	7,54	107,54
	max	11,19	7,57	max	8,54	7,46	-23,75	76,25
P4	min	-17,69	-7,51	min	-18,37	-7,56	3,85	103,85
	max	10,31	7,72	max	8,75	7,75	-15,14	84,86
P5	min	-21,24	-7,51	min	-23,54	-5,86	10,86	110,86
	max	13,65	7,66	max	13,04	7,51	-4,46	95,54
P6	min	-9,66	-7,52	min	-10,68	-7,52	10,64	110,64
	max	11,32	7,61	max	9,14	7,58	-19,28	80,72
P7	min	-15,37	-7,55	min	-14,49	-7,54	-5,72	94,28
	max	16,63	7,61	max	16,68	7,57	0,28	100,28
P8	min	-22,24	-7,55	min	-19,84	-7,55	-10,77	89,23
	max	8,03	7,72	max	7,61	7,60	-5,14	94,86

ROM min [%]	89,23
ROM max [%]	80,72
steifstes Präparat [%]	80,00
Faktor	0,8

**Tabelle 5.2** Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des *Hybrid-Winkels*. Für die Bewegungsrichtung laterale Beugung bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten. Die Ermittlung des steifsten Präparats erfolgt unter Ausschluss von P2 und P5.

Präparat	Nativ			Fusion			ALE [%]	steifstes Präparat [%]
		Winkel [°]	Moment bei $\pm 7,5$ Nm		Winkel [°]	Moment bei $\pm 7,5$ Nm		
P1	min	-21,71	-7,56	min	-19,98	-7,58	-7,99	92,01
	max	29,89	7,41	max	21,35	7,46	-28,57	71,43
P2	min	-24,07	-7,56	min	-15,74	-7,53	-34,61	65,39
	max	18,78	7,51	max	19,66	7,52	4,74	104,74
P4	min	-9,59	-7,51	min	-7,37	-7,61	-23,14	76,86
	max	10,55	7,62	max	9,78	7,56	-7,28	92,72
P5	min	-16,62	-7,52	min	-12,12	-7,52	-27,04	72,96
	max	19,18	7,55	max	17,28	7,43	-9,92	90,08
P6	min	-13,60	-7,56	min	-9,28	-7,62	-31,73	68,27
	max	13,38	7,54	max	10,99	7,56	-17,87	82,13
P7	min	-14,62	-7,54	min	-9,98	-7,54	-31,76	68,24
	max	15,49	7,47	max	12,64	7,49	-18,42	81,58
P8	min	-9,99	-7,52	min	-8,60	-7,65	-13,95	86,05
	max	10,29	7,58	max	9,90	7,54	-3,80	96,20

ROM min [%]	68,24
ROM max [%]	71,43
steifstes Präparat [%]	70,00
Faktor	0,7

## 5.2 Ergebnisse der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode

In diesem Kapitel werden die Messergebnisse der Testung gemäß der *Hybrid Test Method* und die Ergebnisse der Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode vorgestellt. Die Ergebnisse der Reinen-Momente-Methode beinhalten die berechneten Werte der *Hybrid-ROM* mit einer  $tROM_{Fusion}$  von 80 % der  $tROM_{nativ}$  in Flexion/Extension und einer  $tROM_{Fusion}$  von 70 % der  $tROM_{nativ}$  in lateraler Beugung. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt anhand

von Säulendiagrammen oder in Form von Tabellen. Im Anhang befindet sich eine tabellarische Übersicht der gemessenen und berechneten intersegmentalen Werte der einzelnen Präparate (siehe **Tabelle D.4** bis **Tabelle D.7**).

### 5.2.1 Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung

Zur biomechanischen Untersuchung werden in diesem Kapitel folgende Ergebnisse vorgestellt. Über drei Segmente der Präparate erfolgt die Bildung der Mittelwerte aus der Summe der minimalen und maximalen Werte der iROM und der iNZ. Die Darstellung der Ergebnisse der iNZ erfolgt nur für die *Hybrid Test Method*. Zu den drei Segmenten zählt das fusionierte Segment mit den beiden direkt angrenzenden Ebenen. Die Werte der iROM ergeben sich einerseits aus den Aufzeichnungen des optischen Messsystems OrthoVIEW für die *Hybrid Test Method* und andererseits aus den Berechnungen der *Hybrid-ROM* für die Reine-Momente-Methode. Die Ergebnisse der tROM und tNZ werden ebenfalls als Mittelwerte angegeben. Bei den Werten der tROM handelt es sich um die Summe der Absolutwerte von Tool 1 zu Tool 6, um die Summe der vom Roboter gemessenen Absolutwerte und um die Summe der ermittelten *Hybrid-ROM* für die Reine-Momente-Methode. Die gesamte Auswertung der Ergebnisse erfolgt ohne Berücksichtigung der Präparate P2 und P5. Begonnen wird mit der Präsentation der Bewegungsrichtung Flexion/Extension.

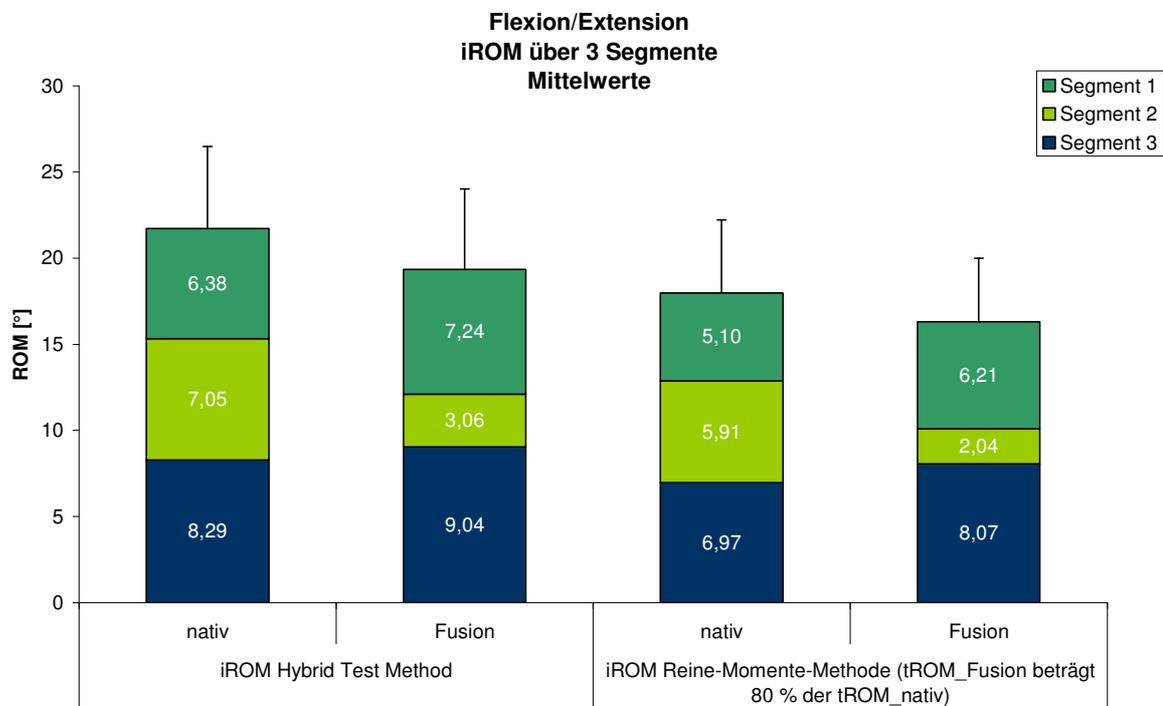
Da gemäß der durchgeführten Randomisierung (siehe Kapitel 4.2) die Fusion an unterschiedlichen Segmenten durchgeführt wurde wird der Übersicht halber kurz auf deren Einteilung je Präparat eingegangen. Die Randomisierung liefert folgende Ergebnisse. Am Präparat P1 erfolgte die Fusion am Segment L2/L3, an P2 am Segment L3/L4, an P4 an L4/L5, an P5 erfolgte die Fusion am Segment L3/L4, an P6 an L3/L4, an P7 an L4/L5 und am Präparat P8 wurde die Fusion am Segment L3/L4 durchgeführt.

#### Flexion und Extension

Das Ergebnis der  $iROM_{\text{nativ}}$  der *Hybrid Test Method* zeigt einen Anstieg der Winkel in kaudaler Richtung (**Bild 5.1**). Die Summe der  $iROM_{\text{nativ}}$  beträgt  $21,72^\circ$  (SD 4,76). Das fusionierte Segment der *Hybrid Test Method* bewirkt eine Verringerung des Segments. An den Segmenten 1 und 3 ist durch die erhöhten der Winkel ein Bewegungsausgleich zu erkennen. Die Summe der  $iROM_{\text{Fusion}}$  liegt bei  $19,34^\circ$  (SD 4,68) und ist damit geringer als die Summe der  $iROM_{\text{nativ}}$ .

Bei der Reinen-Momente-Methode ist ebenfalls ein Anstieg der Winkel in kaudaler Richtung zu erkennen, welcher allerdings geringer ist als bei der *Hybrid Test Method*. Bei Betrachtung der  $iROM_{\text{Fusion}}$  ist eine Verringerung an Segment 2 zu erkennen. An den Segmenten 1 und 3 sind Anstiege der iROM zu verzeichnen, wodurch ebenfalls ein Bewegungsausgleich angedeutet wird. Die Summen der  $iROM_{\text{nativ}}$  und der  $iROM_{\text{Fusion}}$  der Reinen-Momente-

Methode sind durch die Umrechnung der *Hybrid-ROM* um 20 % geringer als die Summen der Bewegungsumfänge der *Hybrid Test Method*. Die Summe der  $iROM_{\text{Fusion}}$  beträgt  $16,32^\circ$  (SD 3,68) und ist geringer als die Summe  $iROM_{\text{nativ}}$ , bei der der Winkel  $17,98^\circ$  (SD 4,25) beträgt.



**Bild 5.1** Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Bewegungsumfänge (iROM) in Flexion/Extension. Die Präsentation der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode erfolgt über drei Segmente. Die Ergebnisse der Reinen-Momente-Methode sind aus der Berechnung der *Hybrid-ROM*. Die  $tROM_{\text{Fusion}}$  beträgt 80 % der  $tROM_{\text{nativ}}$ .

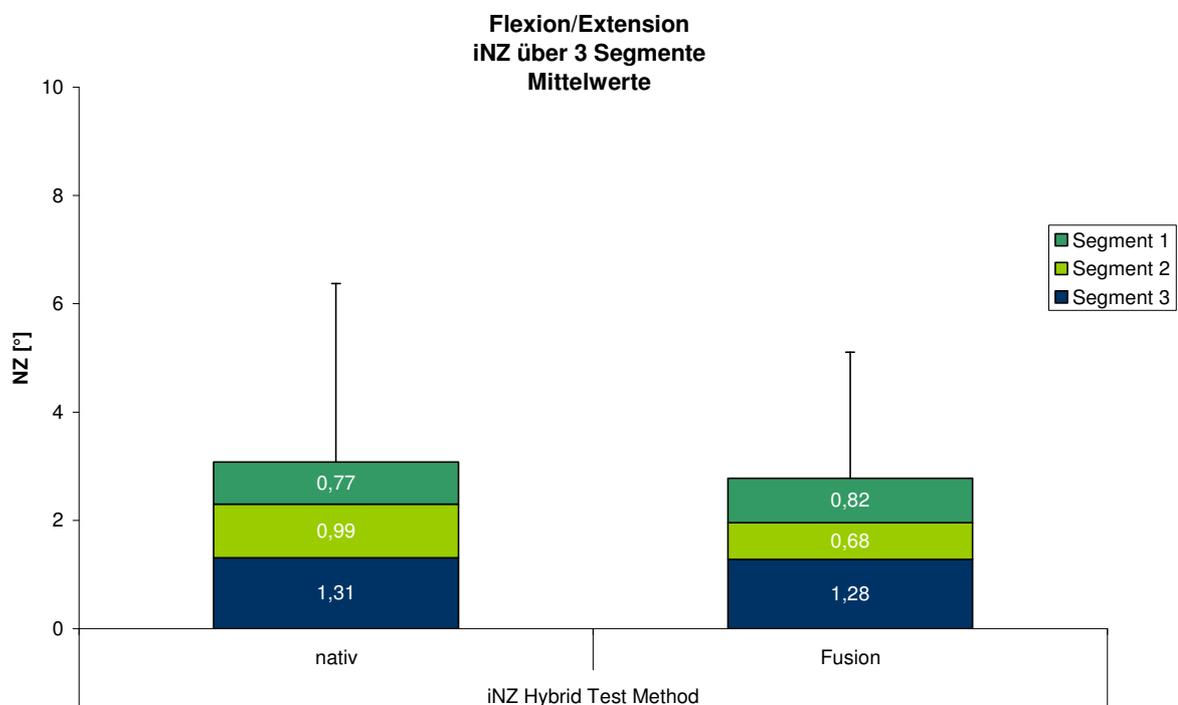
Die gemessenen Gesamtbewegungsumfänge der *Hybrid Test Method* weisen für den nativen Zustand und für den fusionierten Zustand nahezu gleiche Werte auf (**Tabelle 5.3**). Die vom Roboter gemessenen Gesamtbewegungsumfänge verhalten sich ähnlich.

**Tabelle 5.3** Tabellarische Auflistung der totalen Bewegungsumfänge in Flexion/Extension. Verglichen werden die Winkel der tROM der *Hybrid Test Method*, der Reinen-Momente-Methode und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand.

	Nativ [°]	Fusion [°]
tROM <i>Hybrid Test Method</i>	35,78 (SD 7,02)	34,75 (SD 8,43)
tROM Reine-Momente-Methode ( $tROM_{\text{Fusion}}$ 80 % der $tROM_{\text{nativ}}$ )	28,92 (SD 7,02)	29,07 (SD 8,48)
tROM Roboter	35,96 (SD 7,02)	35,04 (SD 8,48)

Die Gesamtbewegungsumfänge der Reinen-Momente-Methode sind durch die Modifikation über die *Hybrid-Winkel* um 20 % geringer als die Gesamtbewegungsumfänge der *Hybrid Test Method*.

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Präsentation der Ergebnisse der intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ), die ausschließlich über die Testung gemäß der *Hybrid Test Method* bestimmt wurde. Im nativen Zustand deutet sich ein leichter Anstieg der Winkel nach kaudal an (**Bild 5.2**). Dieser Anstieg ist analog zu den Ergebnissen der nativen iROM der *Hybrid Test Method*. Die Summe über die drei Segmente im nativen Zustand liegt bei  $3,07^\circ$  (SD 3,30) und ist damit größer als im fusionierten Zustand. Die Summe der  $iNZ_{\text{Fusion}}$  beträgt  $2,78^\circ$  (SD 2,33). Für den fusionierten Zustand ist zu verzeichnen, dass die iNZ am fusionierten Segment geringer als nativ ist.



**Bild 5.2** Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ) in Flexion/Extension. Die Präsentation der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* erfolgt über drei Segmente.

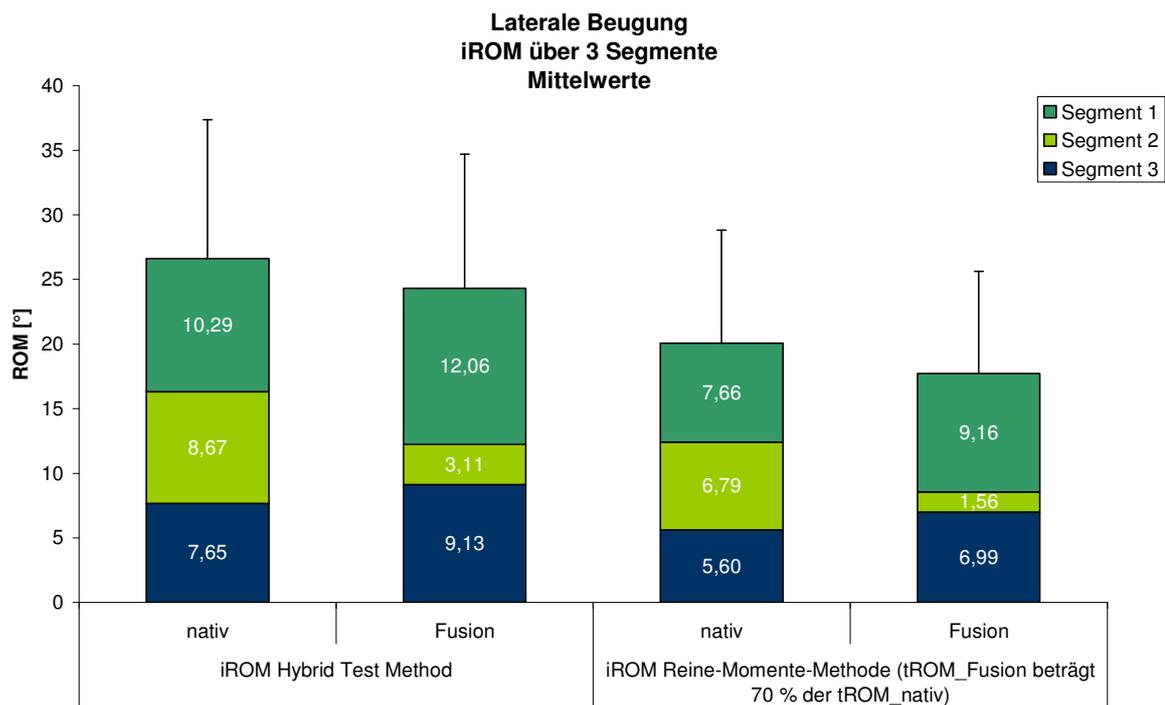
Wie folgt werden die Ergebnisse der totalen Neutralen Zone vorgestellt (**Tabelle 5.4**). Die  $tNZ_{\text{nativ}}$  der *Hybrid Test Method* ist niedriger als die gegenübergestellte  $tNZ_{\text{Fusion}}$ . Die gemessenen tNZ des Roboters sind für beide Zustände größer als die der *Hybrid Test Method* und sind annähernd gleich groß.

**Tabelle 5.4** Tabellarische Auflistung der totalen Neutralen Zone (tNZ) in Flexion/Extension. Verglichen werden die Winkel der tNZ der *Hybrid Test Method* und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand.

	Nativ [°]	Fusion [°]
tNZ <i>Hybrid Test Method</i>	4,95 (SD 3,58)	6,04 (SD 5,43)
tNZ Roboter	6,99 (SD 3,83)	7,97 (SD 5,66)

### Laterale Beugung

Das Ergebnis der  $iROM_{nativ}$  der *Hybrid Test Method* zeigt im Gegensatz zur Flexion/Extension, dass die Winkel in kaudaler Richtung kleiner werden (**Bild 5.3**). Bei Betrachtung des fusionierten Zustands beträgt Summe der  $iROM_{Fusion}$   $24,31^\circ$  (SD 10,39) und ist damit geringer als die Summe der  $iROM_{nativ}$  ( $26,62^\circ$  (SD 10,74)). Das fusionierte Segment der *Hybrid Test Method* ist minimiert und die angrenzenden Segmente 1 und 3 deuten durch die Erhöhung der Winkel einen Bewegungsausgleich an.



**Bild 5.3** Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Bewegungsumfänge (iROM) in lateraler Beugung. Die Präsentation der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode erfolgt über drei Segmente. Die Ergebnisse der Reinen-Momente-Methode sind aus der Berechnung der *Hybrid-ROM*. Die  $tROM_{Fusion}$  beträgt 70 % der  $tROM_{nativ}$ .

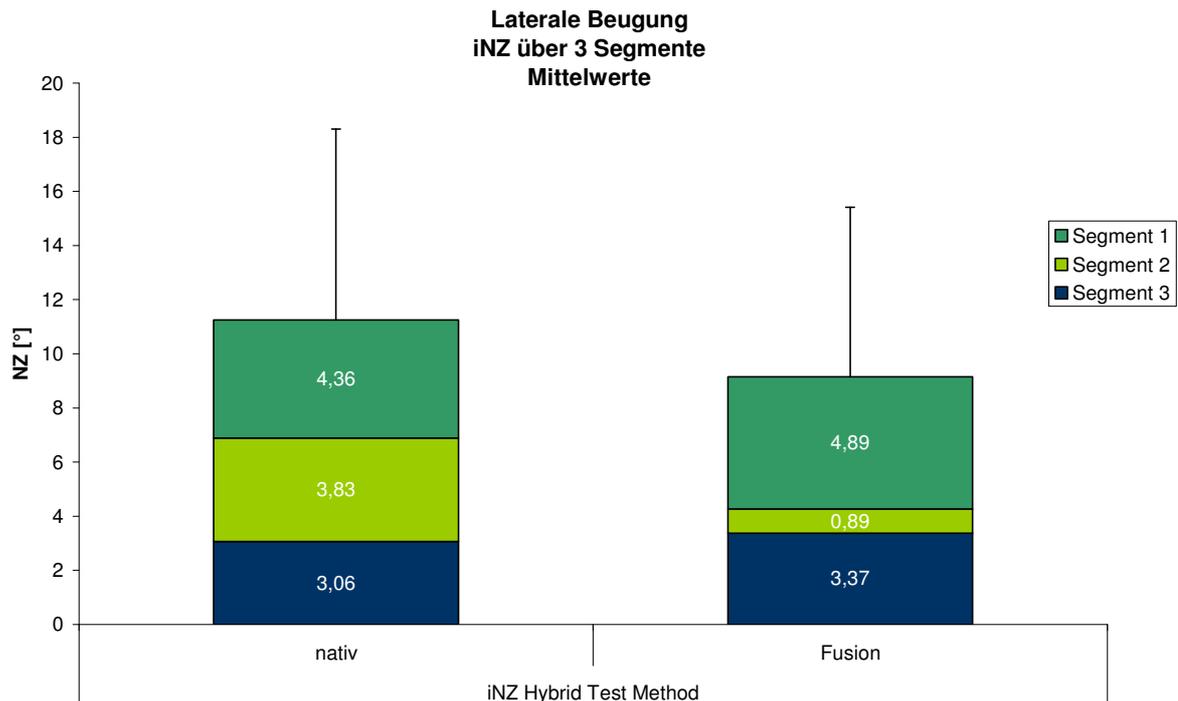
Bei den Ergebnissen des nativen Zustands der Reinen-Momente-Methode ist ebenso eine Reduzierung der Winkel in kaudaler Richtung zu erkennen. Im fusionierten Zustand ist die  $iROM_{Fusion}$  am 2. Segment geringer als nativ. An den direkt angrenzenden Ebenen an die Fusion sind Anstiege zu verzeichnen. Durch die Umrechnung der *Hybrid-ROM* für die Reine-Momente-Methode sind Summen der  $iROM_{nativ}$  und der  $iROM_{Fusion}$  um 30 % geringer als die Summen der Bewegungsumfänge der *Hybrid Test Method*. Die Summe der  $iROM_{Fusion}$  beträgt  $17,71^\circ$  (SD 7,90) und ist geringer als die Summe  $iROM_{nativ}$  ( $20,06^\circ$  (SD 8,75)).

Bei den Ergebnissen der Gesamtbewegungsumfänge der *Hybrid Test Method* unterscheiden sich die  $tROM_{nativ}$  und die  $tROM_{Fusion}$  kaum in ihrer Größe (**Tabelle 5.5**). Die vom Roboter gemessenen Gesamtbewegungsumfänge unterscheiden sich ebenfalls kaum von den Gesamtbewegungsumfängen der *Hybrid Test Method*. Durch die Modifikation über die *Hybrid-Winkel* sind die Gesamtbewegungsumfänge der Reinen-Momente-Methode um 30 % geringer als die Gesamtbewegungsumfänge der *Hybrid Test Method*.

**Tabelle 5.5** Tabellarische Auflistung der totalen Bewegungsumfänge in lateraler Beugung. Verglichen werden die Winkel der  $tROM$  der *Hybrid Test Method*, der Reinen-Momente-Methode und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand.

	Nativ [°]	Fusion [°]
$tROM$ <i>Hybrid Test Method</i>	38,99 (SD 13,06)	39,28 (SD 13,12)
$tROM$ Reine-Momente- Methode ( $tROM_{Fusion}$ 70 % der $tROM_{nativ}$ )	29,79 (SD 8,91)	29,73 (SD 8,86)
$tROM$ Roboter	38,65 (SD 13,02)	38,57 (SD 13,00)

Der folgende Abschnitt beinhaltet die Präsentation der Ergebnisse der  $iNZ$  der *Hybrid Test Method*. Am nativen Zustand deutet sich für die  $iNZ_{nativ}$  eine Minimierung der Winkel nach kaudal an (**Bild 5.4**). Die Summe über die drei Segmente im nativen Zustand liegt bei  $11,25^\circ$  (SD 7,06) und ist damit größer als im fusionierten Zustand ( $9,15^\circ$  (SD 6,27)). Die  $iNZ$  am fusionierten Segment ist geringer als nativ und die angrenzenden Segmente sind erhöht.



**Bild 5.4** Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ) in lateraler Beugung. Die Präsentation der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* erfolgt über drei Segmente.

Wie folgt werden die Ergebnisse der totalen Neutralen Zone der lateralen Beugung vorgestellt (**Tabelle 5.6**). Die  $tNZ_{\text{nativ}}$  der *Hybrid Test Method* ist minimal größer als die  $tNZ_{\text{Fusion}}$ . Ähnliches ist bei der  $tNZ_{\text{nativ}}$  des Roboters zu beobachten. Die  $tNZ$  des Roboters sind für beide Zustände höher als die der *Hybrid Test Method*.

**Tabelle 5.6** Tabellarische Auflistung der totalen Neutralen Zone (tNZ) in lateraler Beugung. Verglichen werden die Winkel der tNZ der *Hybrid Test Method* und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand.

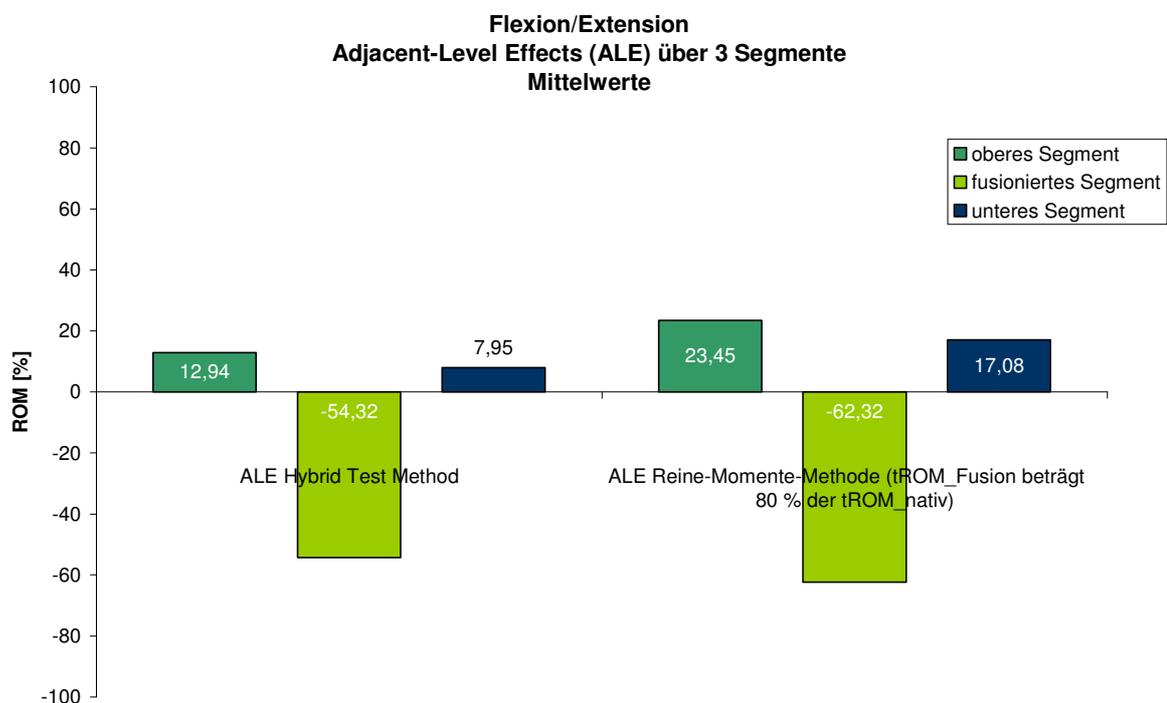
	Nativ [°]	Fusion [°]
tNZ <i>Hybrid Test Method</i>	16,13	15,73
tNZ Roboter	18,03	17,38

### 5.2.2 Ergebnisse der Adjacent-Level Effects

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Adjacent-Level Effects aus den Daten der *Hybrid Test Method* und aus den Daten der Reinen-Momente-Methode vorgestellt. Die Ermittlung der ALE erfolgt gemäß der Berechnungsformel nach *Panjabi* (siehe Kapitel 3.2.1). Anhand von Säulendiagrammen werden die Mittelwerte der ALE über drei Segmente vorgestellt. Wie zuvor beschrieben handelt es sich bei den drei Segmenten um das

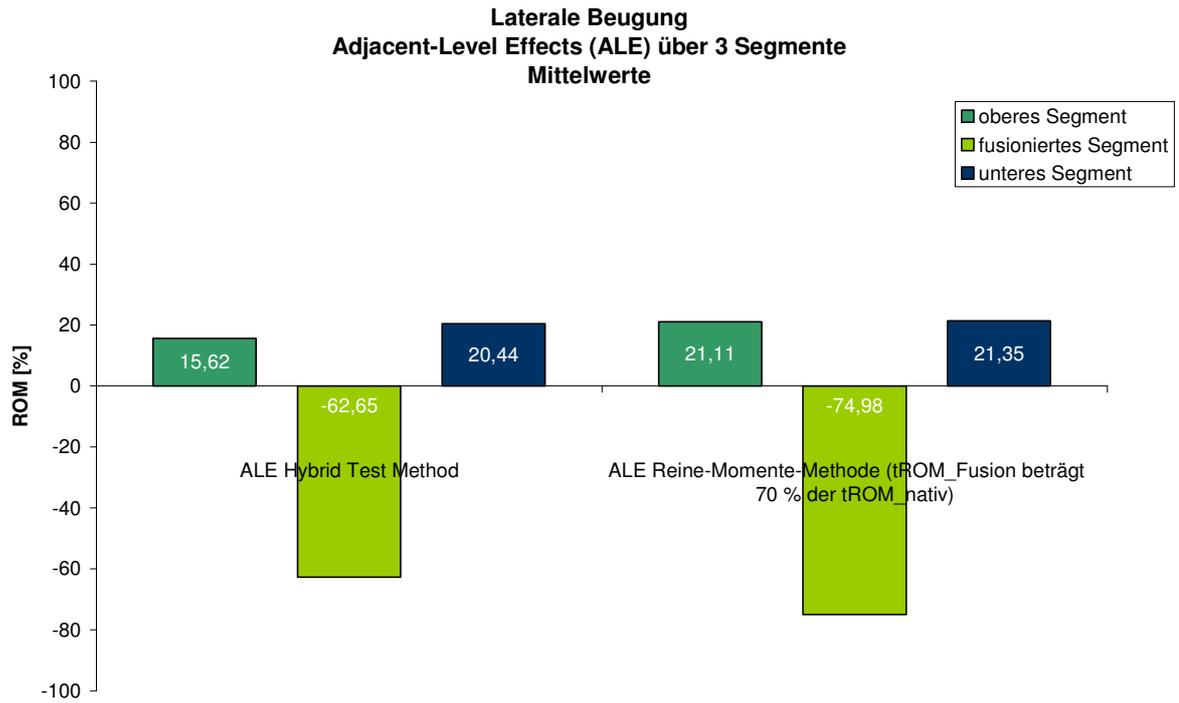
fusionierte Segment mit den beiden direkt angrenzenden Segmenten. Eine Auflistung der berechneten Werte der ALE über alle Präparate befindet sich im Anhang (**Tabelle D.7**).

Begonnen wird mit der Betrachtung der Ergebnisse der ALE für die Flexion/Extension. Bei der *Hybrid Test Method* führt die Fusion der Segmente zu einer Minimierung der Bewegung (**Bild 5.5**). Die angrenzenden Segmente über und unter der Fusion sind gering erhöht und erbringen einen Bewegungsausgleich. Die Segmente der Reinen-Momente-Methode verhalten sich tendenziell wie die der *Hybrid Test Method*. Allerdings sind die errechneten Prozentwerte der Reinen-Momente-Methode höher.



**Bild 5.5** Säulendiagramme zur Darstellung der ALE der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode in der Bewegungsrichtung Flexion/Extension.

Die ALE der lateralen Beugung liefern für beide Zustände tendenziell das gleiche Verhalten wie die ALE der Flexion/Extension. Ebenfalls sind Bewegungsminimierungen der fusionierten Zustände und Bewegungssteigerungen der angrenzenden Ebenen zu erkennen (**Bild 5.6**). Allerdings sind im Gegensatz zu den ALE der Flexion/Extension die ALE der lateralen Beugung größer.



**Bild 5.6** Säulendiagramme zur Darstellung der ALE der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode in der Bewegungsrichtung laterale Beugung.

## 6 Diskussion

In diesem Kapitel erfolgt die Diskussion der Ergebnisse dieser Bachelorarbeit. Gemäß der Gliederung der Ergebnisse in Kapitel 5 wird zunächst die Auswertung nach der modifizierten *Hybrid Test Method* behandelt. Im Anschluss erfolgt die Diskussion über die Ergebnisse der durchgeführten *in-vitro* Testung.

### 6.1 Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test*

#### *Method*

Die Werte zur Durchführung der Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode konnten über die *in-vitro* Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* erzielt werden. Für die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode sollten zunächst für den nativen und fusionierten Zustand die Momente bei  $\pm 10$  Nm mit den dazugehörigen Winkeln des dritten Bewegungszyklus herausgesucht werden (Kapitel 4.3).

In der Bewegungsrichtung Flexion/Extension konnte für jedes Präparat im nativen Zustand das Moment von  $\pm 10$  Nm herausgesucht werden. Im fusionierten Zustand erreichten nur die Präparate P7 und P8 annähernd das Moment von  $\pm 10$  Nm (**Tabelle D.2**). Da in diesem Fall nur zwei Präparate annähernd das Moment von  $\pm 10$  Nm erreicht haben, wurde an dieser Stelle entschieden, bei einem Moment von  $\pm 10$  Nm keine Untersuchung zur Berechnung des steifsten Präparats durchzuführen. Wenngleich in der lateralen Beugung im nativen und im fusionierten Zustand für jedes Präparat Momente von  $\pm 10$  Nm ermittelt werden konnten. Eine Auswertung mit nur zwei Präparaten wäre jedoch unzureichend gewesen. Um dennoch eine Auswertung durchführen zu können, wurde daher festgelegt, die gesamte Auswertung für die Reine-Momente-Methode bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm durchzuführen.

Im nativen Zustand in Flexion/Extension haben alle Präparate das Moment von  $\pm 7,5$  Nm erreicht (**Tabelle 5.1**). Auffällig war, dass in Fusion am Präparat P2 nur ein minimales Moment von  $-6,21$  Nm gemessen werden konnte. Für das maximale Moment an P2 konnte allerdings ein höherer Wert als  $\pm 10$  Nm gemessen werden. Ähnliches Verhalten war auch am Präparat P5 zu beobachten. Die übrigen Präparate haben im fusionierten Zustand die Momente von  $\pm 7,5$  Nm erreicht. In der lateralen Beugung konnten für alle Präparate im nativen und fusionierten Zustand Momente von  $\pm 7,5$  Nm herausgesucht werden (**Tabelle 5.2**). Da die Präparate P2 und P5 in Flexion/Extension in einer Richtung nicht das Moment von  $\pm 7,5$  Nm erreicht haben, wurde die gesamte Auswertung für alle Bewegungsrichtungen ohne die Präparate P2 und P5 durchgeführt.

Des Weiteren fiel bei der Untersuchung der Momente auf, dass die für die Durchführung der *in-vitro* Testung am Kuka-Roboter eingegebenen höheren Momente, die für die fusionierten Zustände benötigt wurden (**Tabelle D.1**), nicht annähernd gemessen werden konnten.

Zu Beginn der Bachelorarbeit wurde aufgrund der *Hybrid Test Method* und der damit verbundenen Winkelbegrenzung am Roboter festgelegt, dass zur Durchführung der *in-vitro* Testung für die fusionierten Zustände, die aufzuwendenden Momente deutlich höher als  $\pm 10$  Nm sein müssen. Begründet wurde dieses darüber, dass eine Fusion der Wirbelkörper eine Erhöhung der Steifigkeit und eine Minderung des Bewegungsumfangs bewirkt. Des Weiteren wurde über diese Annahme festgelegt, dass bei der Reinen-Momente-Methode über die Auswertung der Bewegungswerte bei einem Moment von  $\pm 10$  Nm ein geringerer Gesamtbewegungsumfang (tROM) in Fusion erzielt werden sollte als nativ. Dieser geringere Gesamtbewegungsumfang in Fusion sollte bei der Untersuchung des steifsten Präparats zu dem Prozentwert führen, der darlegen sollte, dass die  $tROM_{\text{Fusion}}$  prozentual kleiner ist als die  $tROM_{\text{nativ}}$ .

Im Folgenden werden die Ursachen für die zuvor erwähnten Abweichungen an den Momenten diskutiert. Da die Momente während der Durchführung der *in-vitro* Testung gemessen, aber während der Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode untersucht wurden, wird hier im gleichen Zuge auf weitere Auffälligkeiten eingegangen, die während *in-vitro* Testung eingetreten sind.

Ein Grund dafür, dass im fusionierten Zustand, speziell an P2 und P5, die gemessenen Momente in einer Richtung deutlich höher als 10 Nm waren, jedoch in der gegenüberliegenden Richtung deutlich niedriger als -10 Nm, könnte damit zusammenhängen, dass während der *in-vitro* Testung eine Follower Load verwendet wurde. Es wird angenommen, dass durch den Einfluss der Follower Load im fusionierten Präparat ein inneres Biegemoment erzeugt wurde. Dieses innere Biegemoment könnte zu einer Verschiebung der Neutralen Zone geführt haben. Somit zur Reduzierung der aufzuwendenden Momente in der einen Bewegungsrichtung und zur Erhöhung der Momente in der gegenüberliegenden Bewegungsrichtung. Es wird allerdings auch vermutet, dass durch die angewandte Fusion das Rotationszentrum des gesamten Präparats weiter nach dorsal verschoben wurde, da die Fusion die Steifigkeit des Präparats erhöht und das Präparat eine leichte Lordose zwingt. Durch das veränderte Rotationszentrum könnte über einen, im Präparat erzeugten, Hebelarm der Verlauf der Follower Load verändert worden sein. Daher wäre es auch möglich, dass durch das Einwirken der Einflüsse über die Fusion die vorab erwarteten Momente teilweise nicht gemessen werden konnten.

Des Weiteren konnte während der Durchführung der *in-vitro* Testung und der Voruntersuchungen an der Bedienoberfläche des Roboters beobachtet werden, dass die fusionierten Präparate nach dem Einpendelvorgang aus einer anderen Startposition starteten als im vorherigen nativen Zustand (**Tabelle C.1**). Über die ausgewerteten Messdaten des Roboters lassen sich diese Beobachtungen bestätigen. Es wird in diesem Fall vermutet, dass, wie zuvor erwähnt, das Präparat durch die Fusion in eine leichte Lordose gezwungen

wurde. Am Kuka-Roboter im Labor für Biomechanik und Biomaterialien wird durch Vorgang des Einpendelns vor jedem Versuchsstart immer eine individuelle Neutralposition für das Präparat ermittelt. Der kraft- und momentfreie Einpendelmodus führt Ausgleichsbewegungen auf das Präparat aus, um Verspannungen im Präparat zu verhindern. Aus diesem Grund kann es vorkommen, dass die Startpositionen des nativen und fusionierten Zustands nach dem Einpendeln unterschiedlich sind. Außerdem werden die Winkel der Startpositionen vor Versuchsbeginn über den Roboter nicht auf Null gesetzt. Der Bewegungszyklus wird hierüber allerdings nicht beeinflusst, da der Roboter die Winkel inkrementell anfährt. Bei Betrachtung der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* wird nicht ganz klar wie die Methode durchgeführt wird, da keine eindeutigen Aussagen darüber getroffen werden. Anhand der Darstellung der Methode (**Bild 3.5**) könnte davon ausgegangen werden, dass die Präparate für jeden Zustand immer aus der gleichen Startposition starten und dabei die absoluten Winkel anfahren. Allerdings stellt sich hier die Frage, ob die Präparate während der *in-vitro* Testung der operierten Zustände durch den Zwang in die bestimmte Startposition ohne innere Kräfte und Momente getestet werden.

Zudem wird in dieser Bachelorarbeit auch angenommen, dass die Einstellung der Führungshilfen an den Lastrahmen die unterschiedlichen Startpositionen der Präparate und die aufgewendeten Momente beeinflusst haben könnten. Wie schon in den Vorversuchen beobachtet, ist es von großer Bedeutung, eine optimale Einstellung der Führungshilfen für die Stahlseile zu erzielen. Bei der Positionierung der Führungshilfen sollte darauf geachtet werden, unphysiologische Überstreckungen des Präparats zu vermeiden. Werden die Führungshilfen beispielsweise zu weit nach dorsal gesetzt, kann eine dorsale Überstreckung des Präparats entstehen. Diese Überstreckung würde über die Blockade der Facettengelenke zur Änderung der Neutralposition führen, wodurch der Bewegungsumfang während der Bewegungen gemindert werden könnte. Des Weiteren würde die geänderte Neutralposition des Präparats zu der oben genannten geänderten Startposition führen.

Über das Augenmaß wurde für jedes Segment die Mitte des Rotationszentrums eingeschätzt. Somit konnte die Positionierung der Führungshilfen für die Follower Load nach den Angaben *Patwardhan et al.* umgesetzt werden. Obwohl vor Beginn der Versuche die optimale Einstellung der Führungshilfen angestrebt wurde, sind bei den gemessenen Momenten und den Startpositionen die oben genannten Abweichungen zu verzeichnen. Möglicherweise konnte deshalb aus diesen Gründen auch keine Auswertung der Bewegungswerte in der axialen Rotation vorgenommen werden.

Wie oben zuvor erläutert, wurde die Auswertung für die Reine-Momente-Methode bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm fortgesetzt. Dadurch konnte die Berechnung des Umrechnungsfaktors für die *Hybrid-ROM* durchgeführt werden (Kapitel 5.1). Die Präparate P2 und P5 wurden aus den schon erläuterten Gründen in diesem Teil der Auswertung nicht berücksichtigt.

In der Flexion/Extension ergab die Berechnung des Umrechnungsfaktors für die *Hybrid-ROM* den Wert von 0,8. Dadurch konnte ermittelt werden, dass bei einem reinen Moment von  $\pm 7,5$  Nm die  $tROM_{\text{Fusion}}$  80 % der  $tROM_{\text{nativ}}$  beträgt. In der lateralen Beugung ergab die Berechnung des Umrechnungsfaktors für die *Hybrid-ROM* einen Wert von 0,7. Dadurch konnte ermittelt werden, dass bei einem reinen Moment von  $\pm 7,5$  Nm die  $tROM_{\text{Fusion}}$  70 % der  $tROM_{\text{nativ}}$  beträgt. Die Berechnungen zum steifsten Präparat ergaben somit für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung unterschiedliche Werte. Zu Beginn der Bachelorarbeit wurde allerdings festgelegt, dass die Prozentwerte des steifsten Präparats und die daraus resultierenden Umrechnungsfaktoren für die Bestimmung der *Hybrid-ROM* in beiden Bewegungsrichtungen gleich sein sollten. Eine Ursache für die unterschiedlich ermittelten Prozentwerte könnte auf die oben diskutierte Beeinflussung der Präparate durch die Follower Load und durch die Fusion zurückzuführen sein. Ein weiterer Grund könnte aber auch die extreme Länge der Präparate sein. Zudem muss berücksichtigt werden, dass sich während der *in-vitro* Testung nicht alle Präparate gleich verhielten oder in einem einwandfreien Zustand befanden (siehe **Tabelle C.1**).

Über die zuvor errechneten Faktoren konnten die intersegmentalen Werte für die *Hybrid-ROM* für beide Bewegungsrichtungen ermittelt werden, die zur Durchführung der Berechnungen für die biomechanischen Parameter gemäß der Reinen-Momente-Methode benötigt wurden.

Aufgrund der Randomisierung erfolgte die Fusion der Präparate an unterschiedlichen Segmenten. Unter der Annahme, dass für die Ergebnisse der nativen Zustände gemäß der Studie nach *Wilke et al.* 1997 in Flexion/Extension ein Anstieg der intersegmentalen Winkel in kaudaler Richtung und in lateraler Beugung ein Absinken in kaudaler Richtung eintreten sollte, konnte die Mittelwertbildung der intersegmentalen Bewegungswerte (iROM) über drei Segmente der Präparate durchgeführt werden (**Bild 2.11**) [WIL97]. Zu den drei Segmenten zählte das fusionierte Segment mit den beiden direkt angrenzenden Ebenen.

Für die iROM der fusionierten Präparate wurde gemäß dem Prüfprotokoll der Reinen-Momente-Methode keine Erhöhung der Bewegungen der angrenzenden Ebenen erwartet (siehe Kapitel 3.1.1). Allerdings sind in der Flexion/Extension und der lateralen Beugung an den angrenzenden Ebenen Anstiege der Bewegungen gemessen worden (**Bild 5.1** und **Bild 5.3**). Durch die Verwendung der Fusion wurde auch bei der Reinen-Momente-Methode davon ausgegangen, dass an dem fusionierten Segment eine Bewegungsminderung eintritt. Wie erwartet konnte für beide Bewegungsrichtungen an dem fusionierten Segment eine geringere iROM gemessen werden.

Bei den Ergebnissen der Gesamtbewegungsumfänge ( $tROM$ ) der Reinen-Momente-Methode wurden für den fusionierten Zustand niedrigere Winkel erwartet als für den nativen Zustand. Hierfür wurde sich an den Tendenzen der Ergebnisse der Gesamtbewegungsumfänge an

der Studie nach *Flamme et al.* orientiert und an der Aussage nach *Panjabi*, dass eine Untersuchung der angrenzenden Ebenen an eine Fusion nach der Reinen-Momente-Methode nicht möglich ist [FLA04, PAN07a]. Die Ergebnisse der Gesamtbewegungsumfänge dieser Bachelorarbeit liefern allerdings nicht die zuvor erwarteten Tendenzen. In der Flexion/Extension und in der lateralen Beugung sind beide Gesamtbewegungsumfänge gleich groß (**Tabelle 5.3** und **Tabelle 5.5**). Es wird vermutet, dass die eingetroffenen Tendenzen der angrenzenden Segmente und der Gesamtbewegungsumfänge in Fusion auf die oben diskutierte Verschiebung der Rotationszentren zurückzuführen sind, die durch die vermutlich erzeugten Biegemomente über die Follower Load entstanden sind. In diesem Fall wäre es möglicherweise sinnvoll gewesen aufgrund der extremen Länge der Präparate für die fusionierten Zustände einen neuen Specimen-Index zu erstellen.

## 6.2 Untersuchung der *in-vitro* Testung gemäß der *Hybrid Test*

### **Method**

Von den ursprünglich acht zur Verfügung stehenden Präparaten konnten sieben Präparate (P1-P2 und P4-P8) zur Durchführung der *in-vitro* Testung verwendet werden. Das Präparat P3 wurde für die Voruntersuchungen verwendet, da dieses die schlechtesten Eigenschaften aufwies (**Tabelle C.1**).

Gemäß der Auffälligkeiten an den gemessenen Momenten, die im vorherigen Kapitel diskutiert wurden (Kapitel 6.1), wurde aufgrund dessen auch für diesen Teil der Untersuchung die Auswertung ohne die Präparate P2 und P5 durchgeführt. Auch erfolgte wie im vorherigen Teil die Auswertung der Ergebnisse nur für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung.

Für die Auswertung der intersegmentalen Bewegungswerte (iROM) konnte die Mittelwertbildung auf Basis der im vorherigen Kapitel genannten Tendenzen nach *Wilke et al.* 1997 über drei Segmente erfolgen. Im Gegensatz zur Reinen-Momente-Methode wurden für die fusionierten Zustände gemäß der *Hybrid Test Method* Erhöhungen der intersegmentalen Bewegungen an den Nachbarsegmenten erwartet. Für beide Bewegungsrichtungen sind die erwarteten Bewegungssteigerungen an den Nachbarsegmenten eingetroffen. Die Nachbarsegmente produzierten dementsprechend den zuvor erwarteten Bewegungsausgleich, der für die anschließende Untersuchung der Adjacent-Level Effects gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* von Bedeutung ist [PAN07a]. An den fusionierten Segmenten konnte für beide Bewegungsrichtungen über die reduzierten intersegmentalen Winkel gemessen werden, dass die versteifende Maßnahme der Präparate funktioniert haben muss. Allerdings wäre die Fusion aussagekräftiger gewesen, wenn die Winkel deutlich unter 3° gewesen wären. Doch im Vergleich mit den Ergebnissen der

Studien nach *Panjabi* wiesen die Ergebnisse der intersegmentalen Winkel ähnliche Tendenzen beim Bewegungsverhalten auf (**Tabelle A.2**) [PAN07b, PAN07c].

Für die Ergebnisse der Gesamtbewegungsumfänge (tROM) wurden gemäß der *Hybrid Test Method* für den nativen Zustand und den fusionierten Zustand gleich große Winkel erwartet. In der Bewegungsrichtung Flexion/Extension und laterale Beugung ließ sich für die gemessenen Winkel der *Hybrid Test Method* feststellen, dass diese für den nativen und fusionierten Zustand annähernd die gleiche Größe aufweisen (**Tabelle 5.3 und Tabelle 5.5**). Bei dem Vergleich der Gesamtbewegungsumfänge der tROM des Roboters mit der tROM der *Hybrid Test Method* konnte wie erwartet festgestellt werden, dass die Werte annähernd gleich groß waren. Im Vergleich mit der Literatur ergab die durchschnittliche native tROM in Flexion/Extension tendenziell gleiche Werte wie die Summe der intersegmentalen Winkel, gemessen von *Wilke et al.* 1997. In der lateralen Beugung war die durchschnittliche native tROM deutlich geringer und entsprach dadurch nicht der Summe der intersegmentalen Winkel nach *Wilke et al.* 1997.

Bei Betrachtung der intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ) konnte an den fusionierten Zuständen, wie vermutet, in beiden Bewegungsrichtungen eine Verringerung der iNZ am fusionierten Segment gemessen werden. Außerdem ergaben die Winkel der angrenzenden Ebenen einen minimalen Anstieg. Es wurde zuvor davon ausgegangen, dass dieser Anstieg der Winkel, wie bei der Range of Motion, einen Bewegungsausgleich leisten muss. Die  $iNZ_{\text{Fusion}}$  musste dementsprechend kleiner ausfallen. Die gemessenen Absolutwerte der gesamten Neutralen Zone (tNZ) sollten gemäß der *in-vitro* Testung nach der *Hybrid Test Method* für den nativen und fusionierten gleich groß sein. Diese Tendenz konnte annähernd für die laterale Beugung festgestellt werden (**Tabelle 5.6**).

Zusammenfassend konnte anhand der gemessenen Ergebnisse insgesamt für die Untersuchung der *in-vitro* Testung nach der *Hybrid Test Method* festgestellt werden, dass deren Umsetzung möglich war. Allerdings darf nicht außer Acht gelassen werden, dass bei der Erzielung der  $tROM_{\text{Fusion}}$  gleich der  $tROM_{\text{nativ}}$  für die fusionierten Zustände nicht immer die zuvor definierten Momente gemessen wurden und die Präparate zu Beginn der Messungen aus unterschiedlichen Startpositionen starteten. Die Diskussion der möglichen Ursachen für die nicht erreichten Momente und unterschiedlichen Startpositionen sind im vorherigen Kapitel aufgeführt und müssen unbedingt für die Fragestellung der Machbarkeit der Testung nach der *Hybrid Test Method* berücksichtigt werden. Das Erreichen der gleichen Gesamtbewegungsumfänge in Fusion und nativ zeigte dennoch auf, dass die programmierte Winkelbegrenzung am Roboter funktioniert haben muss. Die aufgewendeten Kräfte und Momente befanden sich innerhalb der vorgegebenen Grenzbereiche am Kraft- und Momentensensor (siehe Beispiele **Anhang F**).

### 6.3 Untersuchung der Adjacent-Level Effects

In diesem Abschnitt erfolgt die Diskussion über die Adjacent-Level Effects (ALE), die aus den Ergebnissen der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode errechnet werden konnten. Da bei der Untersuchung der ALE die Auffälligkeiten am fusionierten Segment und an den direkt angrenzenden Segmenten untersucht werden sollten, erfolgte auch bei dieser Auswertung eine Bildung der Mittelwerte über drei Segmente.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der ALE nach der *Hybrid Test Method* wurde tendenziell eine Minimierung des Bewegungsumfangs am fusionierten Segment erwartet. Das bedeutet: je höher der negative Prozentwert, desto deutlicher zeichnet sich das Ausmaß der Veränderung durch die operative Maßnahme am fusionierten Segment ab. Für die ALE der angrenzenden Segmente wurden für die Prozentwerte in positiver Richtung Bewegungssteigerungen erwartet. Über die positiv ausgerichteten ALE kann der erwartete Bewegungsausgleich der angrenzenden Segmente verdeutlicht werden.

In dieser Bachelorarbeit führte die Fusion der Segmente in der Flexion/Extension zu einer Minimierung der Bewegung um durchschnittlich -54,32 % (**Bild 5.5**) und in der lateralen zu durchschnittlich -62,65 % (**Bild 5.6**). Die angrenzenden Segmente über und unter der Fusion führten bei beiden Bewegungsrichtungen zu geringen Bewegungsanstiegen. Die Ergebnisse der ALE der *Hybrid Test Method* dieser Bachelorarbeit lieferten vergleichbare Tendenzen zu den ALE aus den Studien nach *Panjabi et al.* [PAN07b, PAN07c] (**Tabelle 3.1**). Allerdings wäre es wünschenswert gewesen, wenn die ALE an den fusionierten Segmenten stärker gegen -100 % gegangen wären. Die hier gemessenen Prozentwerte deuten eher darauf hin, dass an den fusionierten Segmenten noch genügend Spielraum der Bewegung vorhanden war.

Bei Betrachtung der ALE nach der Reinen-Momente-Methode fiel auf, dass die ALE bei der Reinen-Momente-Methode gemäß der Erwartung dieselben Tendenzen aufwiesen wie bei der *Hybrid Test Method*. Allerdings musste festgestellt werden, dass die ALE in beiden Bewegungsrichtungen insgesamt die Prozentwerte der ALE der *Hybrid Test Method* überschritten. Dieses Verhalten ist fragwürdig, da in Bezug auf die angrenzenden Segmente keine deutliche Erhöhung der Prozentwerte und somit keine deutliche Bewegungssteigerung erwartet wurde, da gemäß der Reinen-Momente-Methode keine Untersuchung der Auswirkungen auf die angrenzenden Ebenen möglich ist [PAN07a]. Allerdings wurde für das fusionierte Segment bei der Untersuchung der ALE der Reinen-Momente-Methode trotzdem eine deutliche Bewegungsminderung über den negativen Prozentwert erwartet. Diese Bewegungsminderung konnte für beide Bewegungsrichtungen verzeichnet werden. Die Tendenzen der ALE der angrenzenden Segmente der Reinen-Momente-Methode werden wie die Tendenzen der iROM der angrenzenden Segmente auch auf die vermutlich erzeugten Biegemomente über die Follower Load zurückgeführt.

## 7 Zusammenfassung und Ausblick

Bevor neu entwickelte Wirbelsäulenimplantate zum Einsatz kommen, werden biomechanische Voruntersuchungen in Form von *in-vitro* Wirbelsäulentests durchgeführt. Bereits veröffentlichte Studien bieten Prüfprotokolle mit denen es möglich ist *in-vitro* Wirbelsäulentests durchzuführen. Eine Verwendung von Prüfprotokollen ist wichtig, um vergleichbare und reproduzierbare Messdaten zu erzielen.

Das Labor für Biomechanik und Biomaterialien entwickelte eine Auswertemethode mit der die Untersuchung der Adjacent-Level Effects (ALE) gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* vorgenommen werden kann. Die sogenannte modifizierte *Hybrid Test Method*. Darüber hinaus verfügt das Labor für Biomechanik und Biomaterialien über eine Roboterprüfeinheit an der durch die *in-vitro* Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* ebenfalls Untersuchungen der ALE durchgeführt werden können. Im Rahmen dieser Bachelorarbeit sollte an der Roboterprüfeinheit die Machbarkeit der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* an Polysegmenten über sechs Etagen untersucht werden. Zudem sollte anhand der hieraus gewonnenen Messdaten die Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* durchgeführt werden. Abschließend sollte ein Vergleich der beiden Methoden über die Untersuchung der ALE erstellt werden.

Zur Untersuchung der Methoden wurden zunächst *in-vitro* Wirbelsäulentests an dem Roboterprüfstand durchgeführt. Für die *in-vitro* Testung wurden sieben lumbale Kalbswirbelsäulen von L1 bis L6 verwendet. Gemäß der Schritte der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* erfolgte zunächst die Testung des nativen Zustands bei einem reinen Moment von  $\pm 10$  Nm. Im Anschluss erfolgte die Testung der fusionierten Zustände. Hierfür wurden im Programm des Roboters die Parameter zur Winkelbegrenzung eingegeben und das einzuleitende reine Moment erhöht. Während der Testung fuhr der Roboter jeweils die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation an, wobei in jeder Bewegungsrichtung drei Zyklen durchlaufen wurden. Die Aufzeichnung der Wirbelbewegungen erfolgte über ein optisches Messsystem. Zur Simulation der stützenden Muskulatur wurde mittels einer sogenannten Follower Load eine konstante axiale Druckbelastung von 400 N auf die Präparate eingeleitet. Bei der Einstellung der Führungshilfen für die Follower Load wurde sich an die Angaben nach *Patwardhan et al.* gerichtet.

Im Anschluss an die *in-vitro* Testung wurde die Auswertung der gewonnenen Messdaten gemäß der Schritte der Auswertemethode durchgeführt. Zunächst erfolgte die Auswertung nach der Reinen-Momente-Methode, die zur Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* dienen sollte. Hierbei wurden die gewonnenen Messdaten aus der *in-vitro* Testung über Berechnungsfaktoren angepasst. Des Weiteren erfolgten im

Verlauf der Auswertung Untersuchungen an den Momenten, die während der *in-vitro* Testung aufgewendet wurden. Die anschließende Untersuchung der Machbarkeit des Testprotokolls der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* erfolgte über die direkt gemessenen Daten der *in-vitro* Testung. Abschließend wurde für beide Methoden eine Auswertung der Adjacent-Level Effects (ALE) erstellt.

Die Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* hat zum einen ergeben, dass in diesem Fall eine Auswertung der Reinen-Momente-Methode bei dem zuvor definierten Moment von  $\pm 10$  Nm nicht möglich ist. Daher wurde entschieden die Auswertung bei einem Moment von  $\pm 7,5$  Nm fortzuführen. Zum anderen wurden bei der Untersuchung der fusionierten Zustände an den gemessenen Momenten diverse Abweichungen festgestellt. Wodurch an den fusionierten Präparaten nicht die Winkel gemessen wurden, die gemäß der modifizierten *Hybrid Test Method* darauf hindeuten sollten, dass die  $tROM_{Fusion}$  um einen bestimmten Prozentwert geringer ist als die  $tROM_{nativ}$ . Aus diesen Gründen konnte über die Auswertung der biomechanischen Parameter nach der Reinen-Momente-Methode keine Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method* erstellt werden. Worüber hinaus kein Vergleich der Methoden zur Untersuchung der Adjacent-Level Effects erstellt werden konnte.

Die Untersuchung der Machbarkeit gemäß dem Testprotokoll der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* hat ergeben, dass die Umsetzung dieses Verfahrens grundsätzlich möglich ist. Über die programmierte Winkelbegrenzung am Roboter konnte die  $tROM_{Fusion}$  die  $tROM_{nativ}$  erreichen, wodurch auch der gewünschte Bewegungsausgleich der angrenzenden Segmente verdeutlicht werden konnte. Allerdings sind während der *in-vitro* Testung einige Punkte aufgetreten, die die Testung des fusionierten Zustands der Polysegmente mit sechs Etagen in Frage stellen. Es wurden für die fusionierten Zustände einerseits nicht die Momente gemessen, die für die Testung am Roboter eingegeben wurden und es mussten andererseits, wie oben beschrieben, Abweichungen der Momente verzeichnet werden. Zudem starteten die fusionierten Präparate nicht aus der gleichen Startposition wie im nativen Zustand.

Für die Abweichungen der Momente an den fusionierten Präparaten wird angenommen, dass diese durch ein inneres Biegemoment erzeugt worden sind, welches durch den Einfluss der Follower Load entstanden sein könnte. Des Weiteren wird angenommen, dass auch die Fusion dazu geführt haben könnte, die Momente zu beeinflussen. Bei der angewandten Fusion könnte im fusionierten Präparat ein Hebelarm erzeugt worden sein, der den Verlauf der Follower Load veränderte, da über die Fusion das Rotationszentrum im Präparat verändert wurde. Für den Fall der unterschiedlichen Startpositionen wird vermutet, dass diese ebenfalls im Zusammenhang mit den Auswirkungen der Fusion standen. Aus den

zuvor genannten Gründen ist es dementsprechend von großer Bedeutung, eine optimale Einstellung der Follower Load während der *in-vitro* Testung zu erzielen. Eine Studie nach *Dreischarf et al.* zur Untersuchung des optimalen Verlaufs der Follower Load an einem FEM-Modell<sup>11</sup> der Lendenwirbelsäule von L1 bis L5 hat ergeben, dass der geschätzte Pfad der Follower Load an der Wirbelsäule stark in der anterior-posterioren Richtung variiert und leicht in der kranial-kaudalen. Bei einer Anwendung von 500 N Follower Load entlang unterschiedlich geschätzter Pfade wird in Flexion eine Veränderung der gesamten Lendenwirbelsäule bis zu 10° verursacht und in der Extension bis zu 12,3° [DRE10].

Da die Follower Load in dieser Bachelorarbeit einige Punkte zur Diskussion beigetragen hat, wäre eine sinnvolle Erweiterung dieser Bachelorarbeit ein System, das wie ein Parkpilot zur Findung der Mitte der Rotationszentren dient, um den optimalen Verlauf der Follower Load zu erzielen.

In Bezug auf die, in dieser Bachelorarbeit, nicht durchführbare Untersuchung der Machbarkeit der modifizierten *Hybrid Test Method*, wäre es im Fall einer erneuten Studie möglicherweise sinnvoll, die modifizierte *Hybrid Test Method* direkt über die Testung nach der Reinen-Momente-Methode zu untersuchen. Parallel sollte eine Testung gemäß der *Hybrid Test Method* nach *Panjabi* durchgeführt werden, wodurch im Anschluss der Vergleich beider Methoden erstellt werden könnte.

Eine weitere sinnvolle Ergänzung dieser Bachelorarbeit wäre, an jedem Präparat die Fusion auf gleicher Segmenthöhe durchzuführen, um Untersuchungen der iROM, iNZ und ALE über das ganze Präparat erstellen zu können und nicht nur über drei Segmente.

<sup>11</sup>FEM, Finite Elemente Methode: wird zur Berechnung der Eigenschaften von Objekten und zur Simulation physikalischer Modelle eingesetzt.

## 8 Literaturverzeichnis

- [AUE09] AUERBACH, J. D., JONES, K. J., MILBY, A. H., ANAKWENZE, O. A., BALDERSTON, R. A.  
„Segmental contribution toward total lumbar range of motion in disc replacement and fusions“, 2009, Spine, Vol. 34, No. 23: 2510:2517
- [BER11] BERTAGNOLI, R., YUE, J. J., MCAFEE, P. C., AN, H. S.  
„Bewegungserhaltende Wirbelsäulen Chirurgie“, Auflage 1, Verlag Urban & Fischer, 2011
- [COT86] COTTERILL, P. C., KOSTUIK, J. P., D'ANGELO, G., FERNIE, G. R., MAKI, B. E.  
„An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine“, 1986, Journal of Orthopaedic Research, Vol. 4: 298-303
- [CRA97] CRAWFORD, N. R., DICKMAN, C. A.  
„Construction of local vertebral coordinate systems using a digitizing probe: technical note“, 1997, Spine, Vol. 22, No. 5: 559-563
- [DRE10] DREISCHARF, M., ZANDER, T., BERGMANN, G., ROHLMANN, A.  
„A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations“, 2010, Journal of Biomechanics, Vol. 43: 2625-2628
- [FLA04] FLAMME, C. H., HURSCHLER, C., HEYMAN, C., VON DER HEIDE, N.  
„Biomechanische Testung verschiedener ventraler Plattensysteme an der bovinen Lendenwirbelsäule“, 2004, Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, Vol. 142: 88-96
- [FRA11] FRANK, B.  
„Entwicklung einer Methode zur Untersuchung der Facettenartikulation der Wirbelsäule anhand CT-basierter Modelle und experimentell ermittelter Kinematik“, Bachelorarbeit, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Orthopädische Klinik am Annastift, Medizinische Hochschule Hannover, 2011
- [GOE04] GOERTZEN, D. J., LANE, C., OXLAND, T. R.  
„Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An *in-vitro* porcine investigation“, 2004, Journal of Biomechanics, Vol. 37: 257-261
- [KAP09] KAPANDJI, I. A.  
„Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik“, Auflage 5, Verlag Thieme, 2009

- [KLE07] KLEIN, P., SOMMERFELD, P.  
„Biomechanik der Wirbelsäule: Grundlagen, Erkenntnisse und Fragestellungen“,  
Auflage 1, Verlag Urban & Fischer, 2007
- [LIP10] LIPPERT, H., HERBOLD, D., LIPPERT-BURMESTER, W.  
„Anatomie: Text und Atlas“, Auflage 9, Verlag Urban & Fischer, 2010
- [NDI12] ndigital.com  
<http://www.ndigital.com/medical/technology-optical.php>, abgerufen im Juni 2012
- [PAN07a] PANJABI, M. M.  
„Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects“,  
2007, Clinical Biomechanics, Vol. 22: 257-265
- [PAN07b] PANJABI, M. M., MALCOLMSON, G., TENG, E., TOMINAGA, Y., HENDERSON, G.,  
SERHAN, H.  
„Hybrid testing of lumbar Charité discs versus fusions“, 2007, Spine, Vol. 32, No.  
9: 959-966
- [PAN07c] PANJABI, M. M., HENDERSON, G., ABJORNSON, C., YUE, J.  
„Multidirectional testing of one- and two-level ProDisc-L versus simulated  
fusions“, 2007, Spine, Vol. 32, No. 12: 1311-1319
- [PAN80] PANJABI, M. M., WHITE, A. A.  
„Basic Biomechanics of the Spine“, 1980, Neurosurgery, Vol. 7, No. 1: 76-93
- [PAN82] PANJABI, M. M., GOEL, V. K., TAKATA, K.  
„Physiological strains in lumbar spinal ligaments, an *in-vitro* biomechanical  
study.“, 1982, Spine, Vol. 7, No. 3: 192-201
- [PAN88a] PANJABI, M.M.  
„Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework.“,  
1988, Spine, Vol. 13, No. 10: 1129-1134
- [PAN88b] PANJABI, M.M.  
„Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by  
eight internal fixation devices.“, 1988, Spine, Vol. 13, No. 10: 1135-1140
- [PAN94] PANJABI, M. M., OXLAND, T. R., YAMAMOTO, I., CRISCO, J. J.  
„Mechanical behaviour of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by  
three-dimensional load-displacement curves“, 1994, Journal of Bone Joint  
Surgery American Volume, Vol. 76, No. 3: 413-424
- [PAT00] PATWARDHAN, A., HAVEY, R., GHANAYEM, A., DIENER, H., MEADE, K., DUNLAP, B.,  
HODGES, S.  
„Load-carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased  
under a follower load“, 2000, Spine, Vol. 25, No. 12: 1548-1554

- [PAT99] PATWARDHAN, A., HAVEY, R., MEADE, K., LEE, B., DUNLAP, B.  
„A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression“, 1999, Spine, Vol. 24, No. 10: 1003-1009
- [PLA09] PLATZER, W.  
„Taschenatlas Anatomie: 1 Bewegungsapparat“, Auflage 10, Verlag Thieme, 2009
- [ROH01] ROHLMANN, A., NELLER, S., CLAES, L., BERGMANN, G., WILKE, H.-J.  
„Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine“, 2001, Spine, Vol. 26, No. 24: E557-E561
- [SCH12] SCHULZE, M., HARTENSUER, R., GEHWEILER, D., HÖLSCHER, U., RASCHKE, M. J., VORDEMVENNE, T.  
„Evaluation of a robot-assisted testing system for multisegmental spine specimens“, 2012, Journal of Biomechanics, Vol. 45: 1457-1462
- [STR01] VON STREMPPEL, A.  
„Die Wirbelsäule“, Verlag Thieme, 2001
- [TIL05] TILLMANN, B.  
„Atlas der Anatomie“, Verlag Springer, 2005
- [WEL08] WELKE, B.  
„Extrapolation eines biomechanischen Modells der humanen Lendenwirbelsäule mit simulierten Muskelkräften auf ein bovines monosegmentales Präparat“, Diplomarbeit, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Orthopädische Klinik am Annastift, Medizinische Hochschule Hannover, 2008
- [WEL11] WELKE, B., HURSCHLER, C., SCHWARZE, M., PACKHEISER, A., TAK, S., RICHTER, B., DAENTZER, D.  
„Biomechanical comparison between fusion, TDR and dynamic stabilization“, DWG2011, 2011, European Spine Journal, Vol. 20, No. 11: 2017-2018
- [WEL12] WELKE, B.  
„Biomechanische Untersuchung des DCI™ im Vergleich zur Bandscheibenprothetik und Fusion am Humanpräparat“, Zwischenbericht, Labor für Biomechanik und Biomaterialien, Orthopädische Klinik am Annastift, Medizinische Hochschule Hannover, 2012
- [WHI75] WHITE, A. A., PANJABI, M. M., BRAND, R. A. JR.  
„A system for defining position and motion of the human body parts“, 1975, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.13, No. 2: 261-265
- [WIL95] WILKE, H.-J., WOLF, S., CLAES, L. E., ARAND, M., WIESEND, A.  
„Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups.“, 1995, Spine, Vol. 20, No. 2: 192-198

- 
- [WIL97] WILKE, H.-J., KRISCHAK, S., WENGER, K. H., CLAES, L.  
„Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data“, 1997, European Spine Journal, Vol. 6, No. 2: 129-137
- [ZHU12] ZHU, Q., ITSHAYEK, E., JONES, C. F., SCHWAB, T., LARSON, C. R., LENKE, L. G., CRIPTON, P. A.  
„Kinematic evaluation of one- and two- level Maverick lumbar total disc replacement caudal to a long thoracolumbar spinal fusion“, 2012, European Spine Journal, Vol. 21 (Suppl 5): 599-611

## 9 Abbildungsverzeichnis

<b>Bild 2.1</b>	Darstellung der Hauptebenen und Hauptachsen am Körper. 1 Longitudinalachse, 2 Transversalachse, 3 Sagittalachse, A Frontalebene, B Medianebene, C Sagittalebene, D Transversalebene. Modifiziert nach <i>Platzer</i> [PLA09]......	3
<b>Bild 2.2</b>	Aufbau der humanen Wirbelsäule. Ansicht von lateral rechts. Gliederung in die Abschnitte und Krümmungen: 1. Halswirbelsäule (Lordose), 2. Brustwirbelsäule (Kyphose), 3. Lendenwirbelsäule (Lordose), 4. Kreuzbein (Kyphose) und 5. Steißbein (Kyphose). Modifiziert nach <i>Tillmann</i> [TIL05]. ....	4
<b>Bild 2.3</b>	Aufbau eines Wirbels. (a) 6. Brustwirbel Ansicht von lateral rechts. (b) 6. Brustwirbel Ansicht von kranial. Modifiziert nach <i>Tillmann</i> [TIL05]. ....	6
<b>Bild 2.4</b>	Die Bandscheibe. (a) Ansicht von kranial. (b) Mediansagittalschnitt. Modifiziert nach <i>Bertagnoli</i> [BER11]......	7
<b>Bild 2.5</b>	Die Bandstrukturen der Wirbelsäule. Modifiziert nach <i>Bertagnoli</i> [BER11]. ....	8
<b>Bild 2.6</b>	Darstellung der Last-Verformungskurve nach drei Bewegungsabläufen mit Neutraler Zone (NZ), Elastischer Zone (EZ) und Gesamtbeweglichkeit (ROM). Modifiziert nach <i>Wilke</i> [WIL95]......	9
<b>Bild 2.7</b>	Darstellung der sechs Freiheitsgrade und den daraus resultierenden Bewegungen an einem monosegmentalen Präparat. Modifiziert nach <i>Klein</i> [KLE07]......	10
<b>Bild 2.8</b>	Darstellung des globalen Koordinatensystems mit der x-Achse nach lateral links, der y-Achse nach kranial und der z-Achse nach ventral. Modifiziert nach <i>White</i> [WHI75]. ....	11
<b>Bild 2.9</b>	(a) Die vier anatomischen Landmarken nach <i>Crawford</i> . P1 liegt anterior auf der mittleren Sagittalebene an der inferioren Seite des Wirbels. Zudem ist hier das Ursprungs koordinatensystem definiert. P2 liegt posterior auf dem Dornfortsatz und soll auf gleicher Höhe mit P1 sein. P3 und P4 liegen gleichweit entfernt von der mittleren Sagittalebene und befinden sich an der inferioren Fläche der Pedikel. (b) Die veränderte Definition des Koordinatensystems nach <i>Crawford</i> zur Verwendung in der Software OrthoVIEW (LBB) zur Bewegungsaufzeichnung. Die z-Achse richtet sich nach der Achse b, anstatt dass sich die x-Achse an der Achse a orientiert. Modifiziert nach <i>Crawford</i> [CRA97]......	12
<b>Bild 2.10</b>	Vergleich des humanen und bovinen Lendenwirbels L3. Ansichten von superior, lateral und anterior. Modifiziert nach <i>Cotterill</i> [COT86]. ....	13
<b>Bild 2.11</b>	Vergleich der Bewegungsumfänge (ROM) der (a) bovinen (modifiziert nach <i>Wilke</i> [WIL97]) und (b) humanen Lendenwirbelsäule (modifiziert nach <i>Panjabi</i> [PAN94]). Dargestellt sind die kombinierten Bewegungen Flexion/Extension, beidseitige laterale Beugung und beidseitige axiale Rotation.....	14
<b>Bild 3.1</b>	Einleitung von Belastungen in der Beweglichkeitsprüfung. (a) Wirkung einer Scherkraft am freien Ende des Präparats mit ansteigendem Biegemoment. (b) Wirkung eines Moments am freien Ende des Präparats mit konstantem Biegemoment [WEL08]......	18

<b>Bild 3.2</b>	Der PMA nach <i>Panjabi</i> . Die Übertragung der reinen Momente (F) erfolgt über Umlenkrollen. Die kompressible Vorlast (P) wirkt am oberen Ende des Prüfstands. Dargestellt sind die Bewegungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation [PAN88b]..... 19
<b>Bild 3.3</b>	Schematische Darstellung des UBC <i>Spine Motion Simulator</i> mit eingespanntem monosegmentalen Wirbelsäulenpräparat und Halterungen für die aktiven Marker des optischen Bewegungsmesssystems. Modifiziert nach <i>Goertzen et al.</i> [GOE04]. ..... 20
<b>Bild 3.4</b>	(a) Verlauf der vertikalen Kraft. (b) Verlauf der Follower Load entlang der Krümmung der Wirbelsäule. Modifiziert nach <i>Tillmann</i> [TIL05]..... 23
<b>Bild 3.5</b>	Schematische Darstellung der <i>Hybrid Test Method</i> nach <i>Panjabi</i> [PAN07a]. (a) Aufwendung eines reinen Moments am obersten Wirbel des Präparats zur Erzeugung der $tROM_{nativ}$ . (b) Aufwendung eines reinen Moments am obersten Wirbel des Präparats zur Erzeugung der $tROM_{Fusion}$ bis die $tROM_{Fusion}$ gleich der $tROM_{nativ}$ ist..... 24
<b>Bild 3.6</b>	Beispiel für die grafische Analyse der modifizierten <i>Hybrid Test Method</i> nach <i>Zhu et al.</i> . Gezeigt wird eine Aufzeichnung der totalen Bewegung in Flexion/Extension in verschiedenen operativen Zuständen. Diese sind farblich gekennzeichnet. Die rote Hysterese zeigt die Fusion von T8-L4, die blaue Hysterese zeigt die Fusion von T8-L4 mit TDR an L4/L5 und die schwarze Hysterese kennzeichnet die Fusion von T8-L4 mit TDR an L4-S1. Unter anderem sind die ermittelten <i>Baselines</i> mit den entsprechenden <i>Baseline Moments</i> dargestellt. Modifiziert nach <i>Zhu et al.</i> [ZHU12]. ..... 27
<b>Bild 3.7</b>	Der Kuka-Industrieroboter im Labor für Biomechanik und Biomaterialien Hannover..... 29
<b>Bild 3.8</b>	Schematische Darstellung eines Versuchsaufbaus mit dem Kuka-Industrieroboter und monosegmentalen Wirbelsäulenpräparat. .... 30
<b>Bild 3.9</b>	Hydraulikanlage zur Aufbringung der Follower Load oder Simulation von Muskelkräften während der Kinematikversuche. Vor der Hydraulikanlage befinden sich der Sockel zur Fixierung der Präparate und der Kuka-Industrieroboter zur Initiierung der Bewegungen..... 31
<b>Bild 3.10</b>	Fotografie der sechs passiven Tools und der Linearprobe. Dabei weisen Tool 5-6 drei reflektierende Kugeln auf und Tool 1-4 vier reflektierende Kugeln. Zu erkennen sind zudem die unterschiedlichen Geometrien der Grundkörper. ... 33
<b>Bild 3.11</b>	Darstellung des NDI-Systems. Der Kamerabalken entsendet IR-Licht, die Linearprobe reflektiert das IR-Licht zum Kamerabalken und nimmt das Signal auf [NDI12]. ..... 33
<b>Bild 4.1</b>	Fotografie der acht unpräparierten Kalbswirbelsäulen mit dem Brust- und Lendenwirbelbereich..... 35
<b>Bild 4.2</b>	Im Bild erfolgt die Entfernung der Brustwirbelsäule von der Lendenwirbelsäule. Dieses geschieht mittels Skalpell an der Bandscheibe zwischen TH13 und L1. .... 36
<b>Bild 4.3</b>	Zu sehen ist das Absägen der Querfortsätze an der bovinen Lendenwirbelsäule. Die Handsäge setzt am Wirbel L1 von lateral links an. ... 36

- Bild 4.4** (a) Seitenansicht der knöchernen Endplatte des Wirbels L1 nach Entfernung der Bandscheibenstrukturen mit dem Skalpell. (b) Draufsicht auf die kraniale Fläche des Wirbels L1. Zu sehen sind drei Universalschrauben, die zur Ausrichtung des Präparats in der Einbettvorrichtung und zur zusätzlichen Fixierung in der Einbettung dienen. .... 37
- Bild 4.5** Draufsicht auf die vorbereitete Einbettvorrichtung. Die weiße Knetmasse dient zur Abdichtung und verhindert das Ausfließen des Kunststoffes. Die seitlich fixierten, halbrunden Silikonschläuche dienen als Platzhalter für die Aussparung. In die Bohrungen an der Bodenplatte werden die Sechskantschrauben eingesetzt. .... 38
- Bild 4.6** (a) Fotografie des Präparats von lateral links. Das kaudale Ende befindet sich in der Einbettvorrichtung. Der Kunststoff kann eingegossen werden. (b) Zu sehen ist der eingebettete Wirbel L6 von frontal. Der Kunststoff ist ausgehärtet, das Präparat ist bereit zur Ausbettung, die Silikonschläuche können entfernt werden. .... 39
- Bild 4.7** Die schematische Darstellung des Präparatverhaltens unter Bewegungseinfluss bei unterschiedlicher Definition der geometrischen Zentren (GZ) am Kraft- und Momentensensor des Roboters. An den GZ sind die lokalen Koordinatensysteme dargestellt. (a) Fehlerhafte Kalkulation des GZ, das Polysegment knickt ab. (b) GZ optimal ermittelt. Das Polysegment kann gleichmäßig bewegt werden. .... 40
- Bild 4.8** (a) Links im Bild ist eine der drei Innensechskantschrauben mit Halterung zu sehen. Rechts im Bild befindet sich die auf dem Lastrahmen verschiebbare Führungshilfe für die Stahlseile. (b) Fotografie der fünf benötigten Lastrahmen. .... 42
- Bild 4.9** Vereinfachte Darstellung eines Lastrahmens mit der Angabe des Innenmaßes von 91 mm und des Außenmaßes von 106 mm. .... 42
- Bild 4.10** Fotografie des kompletten Versuchsaufbaus während der *in-vitro* Testung. Links im Bild befindet sich ein Teil der Hydraulikanlage, rechts im Bild ist ein Teil des Roboters zu sehen, mittig befinden sich der Kamerabalken des Polaris® Systems und der Sockel. Unter anderem wird der Verlauf der Stahlseile durch die Führungshilfen an den Lastrahmen verdeutlicht sowie die parallele Positionierung der Lastrahmen zueinander. Das Kalbspräparat befindet sich in leichter Seitneigung nach links und wird mit einer Follower Load von 400 N belastet. .... 44
- Bild 4.11** Die Anordnung und Ausrichtung aller Tools. Diese erfolgt bei jedem Präparat gleichermaßen. .... 45
- Bild 4.12** Zu sehen ist das implantierte Fusionssystem Centaur®. Die Implantation erfolgte an diesem Präparat von lateral links am Bewegungssegment L3/L4. .... 48
- Bild 5.1** Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Bewegungsumfänge (iROM) in Flexion/Extension. Die Präsentation der Ergebnisse der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode erfolgt über drei Segmente. Die Ergebnisse der Reinen-Momente-Methode sind aus der Berechnung der *Hybrid-ROM*. Die  $tROM_{Fusion}$  beträgt 80 % der  $tROM_{nativ..}$  .... 58

<b>Bild 5.2</b>	Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ) in Flexion/Extension. Die Präsentation der Ergebnisse der <i>Hybrid Test Method</i> erfolgt über drei Segmente. ....	59
<b>Bild 5.3</b>	Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Bewegungsumfänge (iROM) in lateraler Beugung. Die Präsentation der Ergebnisse der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode erfolgt über drei Segmente. Die Ergebnisse der Reinen-Momente-Methode sind aus der Berechnung der <i>Hybrid-ROM</i> . Die $tROM_{Fusion}$ beträgt 70 % der $tROM_{nativ}$ . ....	60
<b>Bild 5.4</b>	Säulendiagramme in gestapelter Form zur Darstellung der Mittelwerte der nativen und fusionierten intersegmentalen Neutralen Zone (iNZ) in lateraler Beugung. Die Präsentation der Ergebnisse der <i>Hybrid Test Method</i> erfolgt über drei Segmente. ....	62
<b>Bild 5.5</b>	Säulendiagramme zur Darstellung der ALE der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode in der Bewegungsrichtung Flexion/Extension. ....	63
<b>Bild 5.6</b>	Säulendiagramme zur Darstellung der ALE der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode in der Bewegungsrichtung laterale Beugung. ....	64
<b>Bild E.1</b>	Darstellung der Last-Verformungskurve vom Präparat P1 laterale Beugung nativ. ....	100
<b>Bild E.2</b>	Darstellung der Last-Verformungskurve vom Präparat P1 laterale Beugung Fusion. ....	100
<b>Bild F.1</b>	Verlauf der Momente in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. Präparat P1 laterale Beugung nativ. ....	101
<b>Bild F.2</b>	Verlauf der Momente in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. Präparat P1 laterale Beugung Fusion. ....	101
<b>Bild F.3</b>	Verlauf der Kräfte in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. P1 laterale Beugung nativ. ....	102
<b>Bild F.4</b>	Verlauf der Kräfte in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. P1 laterale Beugung Fusion. ....	102

## 10 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle I.I</b>	Übersicht verwendeter Abkürzungen. ....	VI
<b>Tabelle I.II</b>	Richtungsbegriffe zur Orientierung am Körper. Diese Definitionen sind immer relativ zum Körper gesehen und damit unabhängig von der Lage des Körpers im Raum. ....	VII
<b>Tabelle 2.1</b>	Auflistung der lumbalen intersegmentalen Bewegungsverhältnisse prä- und postoperativ nach <i>Auerbach</i> [AUE09]. ....	16
<b>Tabelle 3.1</b>	Auflistung der Ergebnisse der Adjacent-Level Effects nach der <i>Hybrid Test Method</i> in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension (Flex./Ex.), axiale Rotation (ax. Rot.) und laterale Beugung (lat. Beug.) nach <i>Panjabi et al.</i> [PAN07b, PAN07c]. Das Segment L5/S1 ist das fusionierte Segment. ....	25
<b>Tabelle 5.1</b>	Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des <i>Hybrid-Winkels</i> . Für die Bewegungsrichtung Flexion/Extension bei einem Moment von $\pm 7,5$ Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten. Die Ermittlung des steifsten Präparats erfolgt unter Ausschluss von P2 und P5. ....	55
<b>Tabelle 5.2</b>	Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des <i>Hybrid-Winkels</i> . Für die Bewegungsrichtung laterale Beugung bei einem Moment von $\pm 7,5$ Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten. Die Ermittlung des steifsten Präparats erfolgt unter Ausschluss von P2 und P5. ....	56
<b>Tabelle 5.3</b>	Tabellarische Auflistung der totalen Bewegungsumfänge in Flexion/Extension. Verglichen werden die Winkel der tROM der <i>Hybrid Test Method</i> , der Reinen-Momente-Methode und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand. .	58
<b>Tabelle 5.4</b>	Tabellarische Auflistung der totalen Neutralen Zone (tNZ) in Flexion/Extension. Verglichen werden die Winkel der tNZ der <i>Hybrid Test Method</i> und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand. ....	60
<b>Tabelle 5.5</b>	Tabellarische Auflistung der totalen Bewegungsumfänge in lateraler Beugung. Verglichen werden die Winkel der tROM der <i>Hybrid Test Method</i> , der Reinen-Momente-Methode und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand. .	61
<b>Tabelle 5.6</b>	Tabellarische Auflistung der totalen Neutralen Zone (tNZ) in lateraler Beugung. Verglichen werden die Winkel der tNZ der <i>Hybrid Test Method</i> und des Roboters im nativen und fusionierten Zustand. ....	62
<b>Tabelle A.1</b>	Auflistung der Werte der neutralen Zone von humanen und bovinen Präparaten für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation. Daten von <i>Panjabi et al.</i> und <i>Wilke et al.</i> [PAN94, WIL97]. ....	85
<b>Tabelle A.2</b>	Werte der intersegmentalen Ranges of Motion nach der <i>Hybrid Test Method</i> im nativen Zustand und mit Fusion am Segment L5/S1 nach <i>Panjabi et al.</i> [PAN07b, PAN07c]. ....	86
<b>Tabelle B.1</b>	Muster des Versuchsprotokolls, welches zur Erfassung der kinematischen Daten während der <i>in-vitro</i> Wirbelsäulentests verwendet wurde. ....	87
<b>Tabelle C.1</b>	Vermerk der Auffälligkeiten, welche während der Erfassung der kinematischen Daten bei den <i>in-vitro</i> Wirbelsäulenversuchen aufgetreten sind. ....	88
<b>Tabelle C.2</b>	Auflistung der Auffälligkeiten, die im Teil I der Auswertung auftraten. ....	90

---

<b>Tabelle D.1</b>	Auflistung der durch Schätzung ermittelten Rotationsmomente, die zur <i>in-vitro</i> Testung der fusionierten Zustände in Flexion/Extension und lateraler Beugung an der Bedienoberfläche des Roboters eingegeben wurden.....	94
<b>Tabelle D.2</b>	Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des <i>Hybrid-Winkels</i> . Für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung bei einem Moment von $\pm 10$ Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten.....	94
<b>Tabelle D.3</b>	Auflistung der gemessenen minimalen und maximalen Momente für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten.....	95
<b>Tabelle D.4</b>	Auflistung der nativen und fusionierten intersegmentalen ROM Werte in der Bewegungsrichtung Flexion/Extension der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode. Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.....	96
<b>Tabelle D.5</b>	Auflistung der nativen und fusionierten intersegmentalen ROM Werte in der Bewegungsrichtung laterale Beugung der <i>Hybrid Test Method</i> und der Reinen-Momente-Methode. Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.....	97
<b>Tabelle D.6</b>	Auflistung der Werte der intersegmentalen NZ im nativen und fusionierten Zustand. Die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung der <i>Hybrid Test Method</i> . Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.....	98
<b>Tabelle D.7</b>	Auflistung der Werte der ALE in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung der <i>Hybrid Test Method</i> (HM) und der Reinen-Momente-Methode (RMM). Darstellung ohne P2 und P5.....	99
<b>Tabelle G.1</b>	Auflistung der Screenshots, die als Unterstützung während der Durchführung der oben genannten Anleitung dienen sollen. Die Bilder sind fortlaufend nummeriert. ....	108

## Anhang A Werte aus der Literatur

**Tabelle A.1** Auflistung der Werte der neutralen Zone von humanen und bovinen Präparaten für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension, laterale Beugung und axiale Rotation. Daten von *Panjabi et al.* und *Wilke et al.* [PAN94, WIL97].

<b>NZ: Flexion/Extension</b>		
<b>Segment</b>	<b>human</b> <i>Panjabi et al.</i> [PAN94]	<b>bovin</b> <i>Wilke et al.</i> [WIL97]
L1/L2	2,2°	0,8°
L2/L3	1,2°	1,0°
L3/L4	1,4°	1,6°
L4/L5	2,0°	2,0°
L5/L6	-	5,6°
<b>NZ: axiale Rotation</b>		
<b>Segment</b>	<b>human</b> <i>Panjabi et al.</i> [PAN94]	<b>bovin</b> <i>Wilke et al.</i> [WIL97]
L1/L2	0,4°	0,4°
L2/L3	0,3°	0,4°
L3/L4	0,5°	0,4°
L4/L5	0,1°	0,4°
L5/L6	-	0,6°
<b>NZ: laterale Beugung</b>		
<b>Segment</b>	<b>human</b> <i>Panjabi et al.</i> [PAN94]	<b>bovin</b> <i>Wilke et al.</i> [WIL97]
L1/L2	1,6°	6,0°
L2/L3	1,0°	5,6°
L3/L4	1,0°	5,4°
L4/L5	1,6°	5,2°
L5/L6	-	5,2°

**Tabelle A.2** Werte der intersegmentalen Ranges of Motion nach der *Hybrid Test Method* im nativen Zustand und mit Fusion am Segment L5/S1 nach *Panjabi et al.* [PAN07b, PAN07c].

<b>Flexion/Extension</b>				
<b>Segment</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>
	<i>Panjabi et al.</i> [PAN07b]		<i>Panjabi et al.</i> [PAN07c]	
<b>T12/L1</b>	6,33 ± 1,10°	7,98 ± 1,08°	5,56 ± 2,59°	6,59 ± 3,07°
<b>L1/L2</b>	8,25 ± 1,90°	9,70 ± 1,73°	7,93 ± 2,28°	8,89 ± 2,24°
<b>L2/L3</b>	8,04 ± 1,44°	9,87 ± 1,80°	8,14 ± 2,33°	8,93 ± 2,27°
<b>L3/L4</b>	8,44 ± 1,35°	10,37 ± 1,52°	9,51 ± 2,78°	11,30 ± 2,57°
<b>L4/L5</b>	11,57 ± 2,44°	13,40 ± 3,11°	12,80 ± 2,48°	13,15 ± 2,74°
<b>L5/S1</b>	10,73 ± 4,65°	2,02 ± 1,54°	8,07 ± 1,34°	1,79 ± 0,90°
<b>axiale Rotation</b>				
<b>Segment</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>
	<i>Panjabi et al.</i> [PAN07b]		<i>Panjabi et al.</i> [PAN07c]	
<b>T12/L1</b>	2,02 ± 0,92°	2,06 ± 0,85°	2,03 ± 0,99°	2,21 ± 1,02°
<b>L1/L2</b>	2,79 ± 1,57°	3,06 ± 1,68°	3,20 ± 1,74°	3,42 ± 1,90°
<b>L2/L3</b>	4,03 ± 1,82°	4,27 ± 1,78°	4,07 ± 2,05°	4,42 ± 2,11°
<b>L3/L4</b>	5,76 ± 2,42°	6,22 ± 2,27°	5,79 ± 2,38°	5,95 ± 2,33°
<b>L4/L5</b>	4,46 ± 3,09°	4,55 ± 2,99°	4,52 ± 1,40°	4,58 ± 1,29°
<b>L5/S1</b>	3,29 ± 1,88°	2,18 ± 1,41°	2,79 ± 1,28°	1,65 ± 0,62°
<b>laterale Beugung</b>				
<b>Segment</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>	<b>nativ</b>	<b>Fusion</b>
	<i>Panjabi et al.</i> [PAN07b]		<i>Panjabi et al.</i> [PAN07c]	
<b>T12/L1</b>	-	-	6,31 ± 3,45°	6,31 ± 3,07°
<b>L1/L2</b>	-	-	7,88 ± 1,61°	8,36 ± 1,29°
<b>L2/L3</b>	-	-	9,44 ± 2,21°	9,59 ± 1,60°
<b>L3/L4</b>	-	-	10,11 ± 2,56°	10,41 ± 2,52°
<b>L4/L5</b>	-	-	10,21 ± 3,79°	10,47 ± 3,23°
<b>L5/S1</b>	-	-	5,80 ± 1,86°	2,07 ± 1,36°

## Anhang B      Versuchsprotokoll

**Tabelle B.1** Muster des Versuchsprotokolls, welches zur Erfassung der kinematischen Daten während der *in-vitro* Wirbelsäulentests verwendet wurde.

Probennummer:		Datum:		
Messung	Ablauf	Dateien		
<i>Nativ</i>	M= 10 Nm	<input type="checkbox"/>	<i>Flex/Ex</i> P_fen__.xls	<input type="checkbox"/>
	Follower Load= 400 N	<input type="checkbox"/>	P_fen__.pos	<input type="checkbox"/>
	Einstellung der Lastrahmen	<input type="checkbox"/>	P_fen__.tst	<input type="checkbox"/>
	Abtastung der anatomischen Landmarken	<input type="checkbox"/>	<i>lat. Beug.</i>	
	Ermittlung der Neutralposition	<input type="checkbox"/>	P_lbn__.xls	<input type="checkbox"/>
	Flexion/Extension	<input type="checkbox"/>	P_lbn__.pos	<input type="checkbox"/>
	laterale Beugung	<input type="checkbox"/>	P_lbn__.tst	<input type="checkbox"/>
	axiale Rotation	<input type="checkbox"/>	<i>ax. Rot</i>	
			P_arn__.xls	<input type="checkbox"/>
			P_arn__.pos	<input type="checkbox"/>
		P_arn__.tst	<input type="checkbox"/>	
<i>Fusion</i>	Fusion an Segment: L_ /L_	<input type="checkbox"/>	<i>Flex/Ex</i> P_fef__.xls	<input type="checkbox"/>
	Hybrid-Testverfahren	<input type="checkbox"/>	P_fef__.pos	<input type="checkbox"/>
	ROM Min/Max eingegeben	<input type="checkbox"/>	P_fef__.tst	<input type="checkbox"/>
	M≥ 10 Nm	<input type="checkbox"/>	<i>lat. Beug.</i>	
	Follower Load= 400 N	<input type="checkbox"/>	P_lbf__.xls	<input type="checkbox"/>
	Einstellung der Lastrahmen	<input type="checkbox"/>	P_lbf__.pos	<input type="checkbox"/>
	Abtastung der anatomischen Landmarken	<input type="checkbox"/>	P_lbf__.tst	<input type="checkbox"/>
	Ermittlung der Neutralposition	<input type="checkbox"/>	<i>ax. Rot</i>	
	Flexion/Extension	<input type="checkbox"/>	P_arf__.xls	<input type="checkbox"/>
	laterale Beugung	<input type="checkbox"/>	P_arf__.pos	<input type="checkbox"/>
axiale Rotation	<input type="checkbox"/>	P_arf__.tst	<input type="checkbox"/>	

## Anhang C      **Bemerkungen zur Versuchsdurchführung und zur Auswertung**

**Tabelle C.1** Vermerk der Auffälligkeiten, welche während der Erfassung der kinematischen Daten bei den *in-vitro* Wirbelsäulenversuchen aufgetreten sind.

Probennummer	Bemerkungen/Beobachtungen
P1	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Im ersten nativen Versuchsdurchlauf erfolgten nur die Bewegungsrichtungen Flex/Ex und lat. Beug.. Dann erneutes Einpendeln vor ax. Rot., da das Präparat zu stark nach ventral gebeugt war. Bewegungsaufzeichnung von ax. Rot. dennoch nicht möglich. Versuchsabbruch und neue Positionierung der Führungshilfen für die Drahtseile der Follower Load.</li> <li>• Im zweiten nativen Versuchsdurchlauf wieder Abbruch vor ax. Rot.. Eine Rotation des Präparats war nicht möglich, da das Präparat durch die Follower Load zu stark nach dorsal gestreckt wurde.</li> <li>• Der dritte native Versuchsdurchlauf diente zur Bestimmung des Rotationszentrums des Präparats, wobei die optimale Positionierung der Führungshilfen ermittelt werden sollte. Dabei erfolgte die Bestimmung der NZ durch die Messung in Flex/Ex ohne Verwendung der Follower Load. Mithilfe der Auswertetabelle wurde die NZ ermittelt und jener Winkel bestimmt an dem sich das Präparat in seiner Neutralposition befindet. Die Neutralposition gilt als Startposition. Die Führungshilfen wurden entsprechend positioniert und der Einpendelvorgang des Roboters ausgeführt.</li> <li>• Der fusionierte Versuchsdurchgang erfolgte mit einem fusionierten Segment (L2/L3). Es konnten alle Bewegungsrichtungen getestet werden.</li> <li>• Startposition nativ: 165,8°; Fusion: 173°</li> </ul>
P2	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dieses Präparat zeigte deutliche Beschädigungen an den Bandscheiben und Facettengelenken und war dadurch sehr instabil.</li> <li>• Startposition nativ: 158,6°; Fusion: 154,1°</li> </ul>
P3	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dieses Präparat wies sehr starke Beschädigungen an den Bandscheiben, Bändern und Facettengelenken auf und wurde daher ausschließlich für Vorversuche verwendet. Durch die hohe Instabilität ließ sich für das Präparat im Einpendelmodus schwer</li> </ul>

	<p>eine Startposition bestimmen.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Das Präparat diente zur Bestimmung des geometrischen Mittelpunkts und dessen „<i>Specimen-Index</i>“, der Testung der Follower Load und Fusion und des Trainings des Operationsablaufs der Fusion.</li> <li>• Während der Durchläufe von Flex/Ex und ax. Rot. entstand eine Kollision der Lastrahmen am Segment L4/L5.</li> </ul>
P4	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vor Durchführung der nativen ax. Rot. musste im Einpendelmodus eine neue Neutralposition ermittelt werden. Die Facettengelenke blockierten, so dass zuvor keine Rotationsbewegungen möglich waren.</li> <li>• Während der Messungen im fusionierten Zustand traten kleine Ausfälle der Aufzeichnung im Messprogramm OrthoVIEW auf. Hervorgerufen durch leichte Kollisionen der Lastrahmen.</li> <li>• Startposition nativ: 163,3°; Fusion: 160,1°</li> </ul>
P5	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Neue Ermittlung der Startposition vor Durchführung der nativen ax. Rot..</li> <li>• Austausch eines defekten Winkelstücks der Führungshilfe.</li> <li>• Startposition nativ: 167,5°; Fusion: 160,8°</li> </ul>
P6	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dieses Präparat besaß eine sehr hohe Steifigkeit.</li> <li>• Aus mangelnden Platzgründen wurden die Lastrahmen sehr eng an den Bandscheiben der Segmente L3/L4 und L2/L3 angebracht.</li> <li>• Während der Bewegung Flex/Ex kam es zu einem Bruch des Fusionsmaterials. Die Fusionsplatte wurde ausgetauscht.</li> <li>• Startposition nativ: 166,1°; Fusion: 162°</li> </ul>
P7	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vor Durchführung der lat. Beug. im nativen Zustand musste eine neue Startposition ermittelt werden.</li> <li>• Die an L1 befestigte Gewindestange verbog sich sehr stark im fusionierten Messdurchgang.</li> <li>• Startposition nativ: 175,7°; Fusion: 173,7°</li> </ul>
P8	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ein zweiter nativer Messdurchgang war nötig, da eine erneute Abtastung der anatomischen Punkte nötig war.</li> <li>• Ermittlung einer neuen Startposition vor der zweiten nativen lat. Beug..</li> <li>• Startposition nativ: 156°; Fusion: 157°</li> </ul>

**Tabelle C.2** Auflistung der Auffälligkeiten, die im Teil I der Auswertung auftraten.

<b>Probennummer</b>	<b>Datei</b>	<b>Bemerkungen</b>
P1	Aus_P1fen03	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P1lbn03_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aussetzer von Tool 1 und Tool 6, somit sichtbare Ausreißer über den gesamten Zyklus an L1/L2 und L5/L6</li> <li>• Optimierung (Glättung) der genannten Ausreißer im dritten Zyklus in den OrthoVIEW-Daten</li> <li>• Differenz von ca. 2° zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P1arn06	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P1fef02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P1lbf02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P1arf02_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> <li>• Verlauf der Kurve L2/L3 fehlerhaft</li> <li>• Aussetzer von Tool 5 und Tool 6 (hier Toolfehler), somit sichtbare Ausreißer über den gesamten Zyklus an L1/L2 und L2/L3</li> <li>• Optimierung (Glättung) der genannten Ausreißer im dritten Zyklus in den OrthoVIEW-Daten</li> <li>• hohe Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
P2	Aus_P2fen01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Glättung von kleinen Ausreißern im dritten Zyklus an L1/L2 in den OrthoVIEW-Daten</li> </ul>

	Aus_P2lbn01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• sehr hohe Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P2arn01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P2fef01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verlauf der Kurve L3/L4 fehlerhaft</li> </ul>
	Aus_P2lbf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• hohe Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P2arf01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> <li>• Differenz im Zeitverlauf zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
P3		<ul style="list-style-type: none"> <li>• verwendet für Vorversuche</li> </ul>
P4	Aus_P4fen01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P4lbn01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aussetzer von Tool 5 und Tool 6, somit sichtbare Ausreißer über den gesamten Zyklus an L1/L2 und L2/L3</li> <li>• Optimierung (Glättung) der genannten Ausreißer im dritten Zyklus in den OrthoVIEW-Daten</li> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P4arn01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P4fef01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kurvenverlauf von L1/L2 und L2/L3 mit leichten Ausreißern, aber kein Einfluss auf die ges. ROM</li> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P4lbf01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aussetzer von Tool 5 und Tool 6, somit sichtbare Ausreißer über den gesamten Zyklus an L1/L2 und L2/L3</li> <li>• Optimierung (Glättung) der genannten Ausreißer im dritten Zyklus in den OrthoVIEW-Daten</li> </ul>

	Aus_P4arf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Auswertung nicht verwendbar, zu starker Fehler an Tool 5</li> </ul>
P5	Aus_P5fen01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P5lbn01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P5arn01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> <li>• Auswertung nicht verwendbar</li> </ul>
	Aus_P5fef01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> </ul>
	Aus_P5lbf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P5arf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> <li>• starke Ausreißer über den gesamten Kurvenverlauf</li> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
P6	Aus_P6fen02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P6lbn02_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> <li>• kurzer Ausfall von Tool 1 und Tool 2, Fehler nicht korrigierbar</li> </ul>
	Aus_P6arn02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P6fef01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P6lbf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P6arf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• sehr starke Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
P7	Aus_P7fen01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P7lbn01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>

	Aus_P7arn01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Offset-Änderung der gesamten ROM-OrthoVIEW</li> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P7fef01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P7lbf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Auffälligkeiten</li> </ul>
	Aus_P7arf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
P8	Aus_P8fen02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P8lbn02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P8arn02	<ul style="list-style-type: none"> <li>• starke Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> </ul>
	Aus_P8fef01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P8lbf01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Differenz zwischen den OrthoVIEW-Daten und Kuka-Daten der ROM min/max, Kurven nicht deckungsgleich</li> <li>• Anpassung der Zeitsynchronisation</li> </ul>
	Aus_P8arf01_korr01	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Auswertung nicht verwendbar, zu starker Fehler an Tool 5</li> </ul>

## Anhang D Messergebnisse

**Tabelle D.1** Auflistung der durch Schätzung ermittelten Rotationsmomente, die zur *in-vitro* Testung der fusionierten Zustände in Flexion/Extension und lateraler Beugung an der Bedienoberfläche des Roboters eingegeben wurden.

	P1	P2	P4	P5	P6	P7	P8
<b>Flex./Ex.</b>	25 Nm	30 Nm	30 Nm	30 Nm	20 Nm	30 Nm	25 Nm
<b>Lat. Beug.</b>	30 Nm	35 Nm	30 Nm	35 Nm	25 Nm	35 Nm	20 Nm

**Tabelle D.2** Berechnung des steifsten Präparats zur Ermittlung des *Hybrid-Winkels*. Für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung bei einem Moment von  $\pm 10$  Nm. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten.

Präparat		nativ (F./E.)		Fusion (F./E.)		nativ (lat. B.)		Fusion (lat. B.)	
		Winkel [°]	Moment bei $\pm 10$ Nm	Winkel [°]	Moment bei $\pm 10$ Nm	Winkel [°]	Moment bei $\pm 10$ Nm	Winkel [°]	Moment bei $\pm 10$ Nm
<b>P1</b>	min	-28,50	-9,97	-27,36	-10,29	-24,82	-9,83	-23,78	-9,87
	max	15,86	9,70	15,94	8,24	33,35	9,61	24,91	9,93
<b>P2</b>	min	-33,84	-9,92	-33,78	-6,21	-26,86	-10,03	-20,68	-9,98
	max	12,30	10,10	10,12	10,20	23,18	9,91	25,07	9,96
<b>P4</b>	min	-21,19	-9,84	-21,28	-8,84	-13,98	-9,83	-12,38	-10,09
	max	11,33	9,73	10,18	10,07	13,60	9,79	12,23	9,97
<b>P5</b>	min	-23,60	-10,16	-23,54	-5,86	-22,12	-9,84	-17,04	-9,95
	max	15,47	10,01	14,47	10,27	23,82	9,89	21,54	10,08
<b>P6</b>	min	-13,34	-9,79	-12,15	-8,51	-17,59	-9,66	-14,51	-10,04
	max	12,29	9,99	9,31	7,86	16,66	9,81	15,24	10,04
<b>P7</b>	min	-19,11	-9,86	-19,20	-9,98	-19,17	-9,73	-14,92	-9,96
	max	18,60	9,97	18,55	9,90	24,37	10,00	20,42	10,06
<b>P8</b>	min	-28,50	-9,97	-25,77	-9,94	-14,26	-9,87	-12,50	-9,46
	max	9,21	10,00	8,89	9,30	12,88	9,85	12,52	10,01

**Tabelle D.3** Auflistung der gemessenen minimalen und maximalen Momente für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung. Aufgeführt sind die entsprechenden Winkel zu den Momenten.

		nativ (F./E.)		Fusion (F./E.)		nativ (lat. B.)		Fusion (lat. B.)	
Präparat		Winkel [°]	Moment	Winkel [°]	Moment	Winkel [°]	Moment	Winkel [°]	Moment
P1	min	-28,50	-9,97	-28,41	-11,60	-24,82	-9,83	-24,66	-10,56
	max	15,86	9,70	15,94	8,24	33,35	9,61	32,62	18,36
P2	min	-33,84	-9,92	-33,78	-6,21	-26,86	-10,03	-23,09	-11,35
	max	12,30	10,10	12,38	15,34	23,18	9,91	26,68	11,24
P4	min	-21,19	-9,84	-21,28	-8,84	-13,98	-9,83	-13,69	-10,82
	max	11,33	9,73	11,40	12,47	13,60	9,79	14,11	12,55
P5	min	-23,60	-10,16	-23,54	-5,86	-22,12	-9,84	-22,19	-13,50
	max	15,47	10,01	15,20	11,85	23,82	9,89	23,66	11,57
P6	min	-13,34	-9,79	-12,15	-8,51	-17,59	-9,66	-16,52	-11,43
	max	12,29	9,99	9,31	7,86	16,66	9,81	17,66	12,26
P7	min	-19,11	-9,86	-19,20	-9,98	-19,17	-9,73	-19,63	-12,97
	max	18,60	9,97	18,55	9,90	24,37	10,00	23,82	11,58
P8	min	-28,50	-9,97	-28,08	-10,94	-14,26	-9,87	-12,50	-9,46
	max	9,21	10,00	8,89	9,30	12,88	9,85	14,19	12,29

**Tabelle D.4** Auflistung der nativen und fusionierten intersegmentalen ROM Werte in der Bewegungsrichtung Flexion/Extension der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode. Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.

<b>Flexion/Extension</b>											
Ergebnisse: <i>Hybrid Test Method</i>											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	6,35	7,92	5,46	6,33	5,65	5,79	5,96	6,39	5,80	6,25	
L2/L3	9,34	2,12	5,56	6,11	4,50	4,69	7,70	8,99	6,98	7,59	
L3/L4	8,68	10,62	6,37	7,23	4,72	2,74	7,71	8,77	7,66	3,81	
L4/L5	7,77	9,48	6,80	3,59	4,99	4,73	6,74	3,03	8,85	9,47	
L5/L6	12,78	14,75	9,06	9,76	6,88	4,51	9,84	10,63	8,97	10,25	
Summe:	44,76	44,69	32,78	32,63	25,80	21,80	37,78	37,53	37,80	37,11	
<b>Flexion/Extension</b>											
Ergebnisse: Reine-Momente-Methode											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	3,96	5,97	3,25	4,98	5,04	5,74	3,98	4,65	4,61	3,48	
L2/L3	7,43	0,93	4,10	4,86	4,01	4,65	6,06	7,02	5,97	6,48	
L3/L4	6,86	9,22	5,03	6,20	4,05	2,69	6,53	7,75	6,59	2,38	
L4/L5	6,60	8,27	5,82	2,11	3,81	4,68	5,67	2,10	8,00	8,78	
L5/L6	10,93	11,53	8,17	8,72	3,88	4,00	8,01	8,93	5,57	9,54	
Summe:	35,90	35,96	26,72	26,65	20,94	21,78	30,28	30,34	30,75	30,60	

**Tabelle D.5** Auflistung der nativen und fusionierten intersegmentalen ROM Werte in der Bewegungsrichtung laterale Beugung der *Hybrid Test Method* und der Reinen-Momente-Methode. Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.

<b>laterale Beugung</b>											
Ergebnisse: <i>Hybrid Test Method</i>											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	12,10	17,97	7,63	8,60	8,55	9,20	7,39	10,25	7,89	8,33	
L2/L3	16,24	4,42	7,00	8,11	8,44	8,10	11,83	12,73	9,14	10,73	
L3/L4	14,43	17,20	8,46	9,20	8,05	5,11	13,32	14,30	6,83	2,77	
L4/L5	12,65	14,14	4,97	1,66	8,44	9,40	7,27	1,60	5,68	6,88	
L5/L6	7,64	7,96	4,23	5,30	5,71	6,50	5,49	6,88	3,02	3,37	
Summe:	59,55	59,33	28,59	27,88	34,50	35,71	43,73	44,85	28,58	28,64	
<b>laterale Beugung</b>											
Ergebnisse: Reine-Momente-Methode											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		iROM [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	6,71	11,64	5,10	6,82	6,45	7,12	4,67	6,36	5,48	7,13	
L2/L3	13,11	1,65	5,67	5,97	6,51	6,84	8,17	9,32	7,67	8,25	
L3/L4	11,01	14,97	6,56	7,25	6,54	2,93	10,87	11,82	5,09	1,51	
L4/L5	9,56	11,45	3,70	0,80	5,89	7,00	5,53	0,91	4,58	5,31	
L5/L6	4,99	4,45	3,12	3,99	4,03	4,29	3,42	3,68	2,13	2,09	
Summe:	44,26	44,08	22,65	22,58	27,42	27,45	31,71	31,71	22,90	22,81	

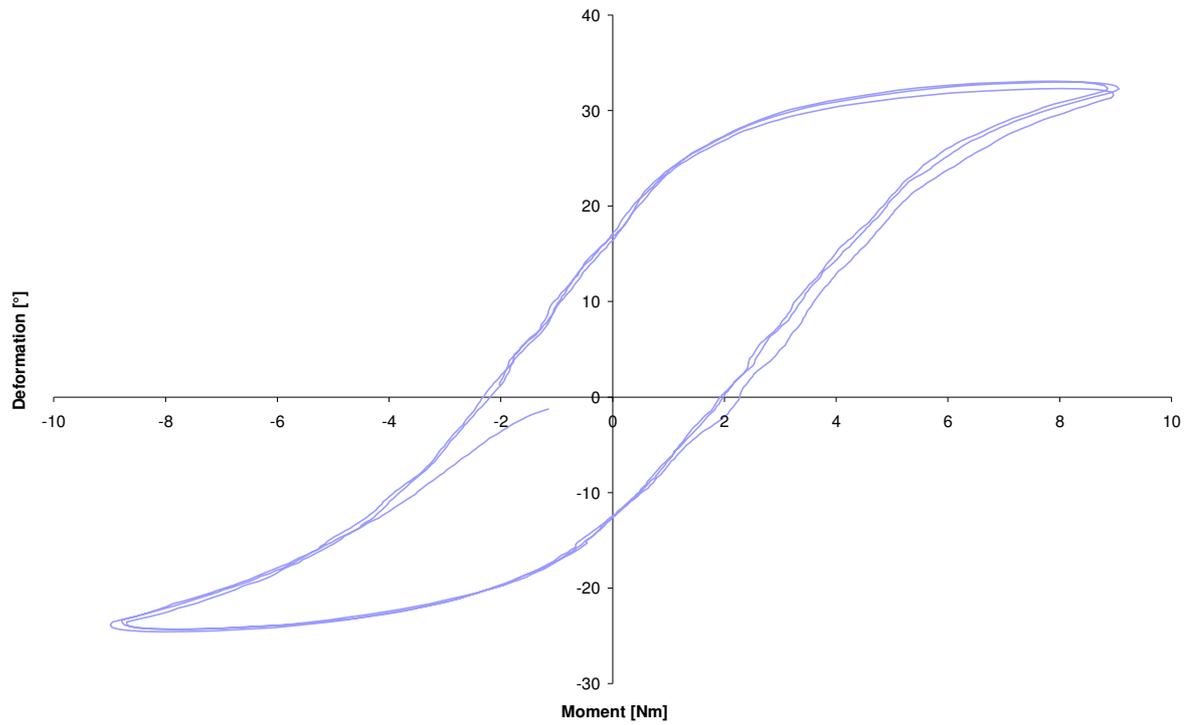
**Tabelle D.6** Auflistung der Werte der intersegmentalen NZ im nativen und fusionierten Zustand. Die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung der *Hybrid Test Method*. Werte gemessen durch OrthoVIEW. Darstellung ohne P2 und P5.

<b>Flexion/Extension</b>											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	0,32	0,17	0,34	0,84	0,12	0,14	0,46	0,60	0,59	0,70	
L2/L3	0,64	0,36	0,50	0,97	0,22	0,38	0,77	0,96	0,73	0,66	
L3/L4	1,50	2,70	0,34	0,57	0,34	0,40	2,26	2,31	0,41	0,97	
L4/L5	1,81	4,29	0,69	0,80	0,47	0,34	2,90	0,89	0,55	0,52	
L5/L6	3,18	7,43	0,38	0,37	1,26	0,40	3,63	2,45	0,44	0,51	
Summe:	7,41	15,01	2,33	2,97	2,21	1,58	10,04	7,19	2,76	3,43	
<b>laterale Beugung</b>											
	P1		P4		P6		P7		P8		
	iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		iNZ [°]		
	nativ	Fusion									
L1/L2	4,49	6,03	2,32	2,42	2,56	3,32	3,24	4,11	3,07	4,45	
L2/L3	7,55	0,88	2,45	2,88	2,56	3,28	5,59	5,85	3,73	3,72	
L3/L4	7,64	9,37	2,97	3,11	2,91	1,92	8,04	8,30	2,74	0,59	
L4/L5	5,36	6,91	1,99	0,63	3,15	2,78	3,95	0,46	1,10	1,89	
L5/L6	2,94	3,51	1,36	0,76	0,64	1,53	2,04	2,04	0,72	0,62	
Summe:	27,15	26,59	10,25	8,77	10,89	12,42	22,18	20,50	10,18	10,35	

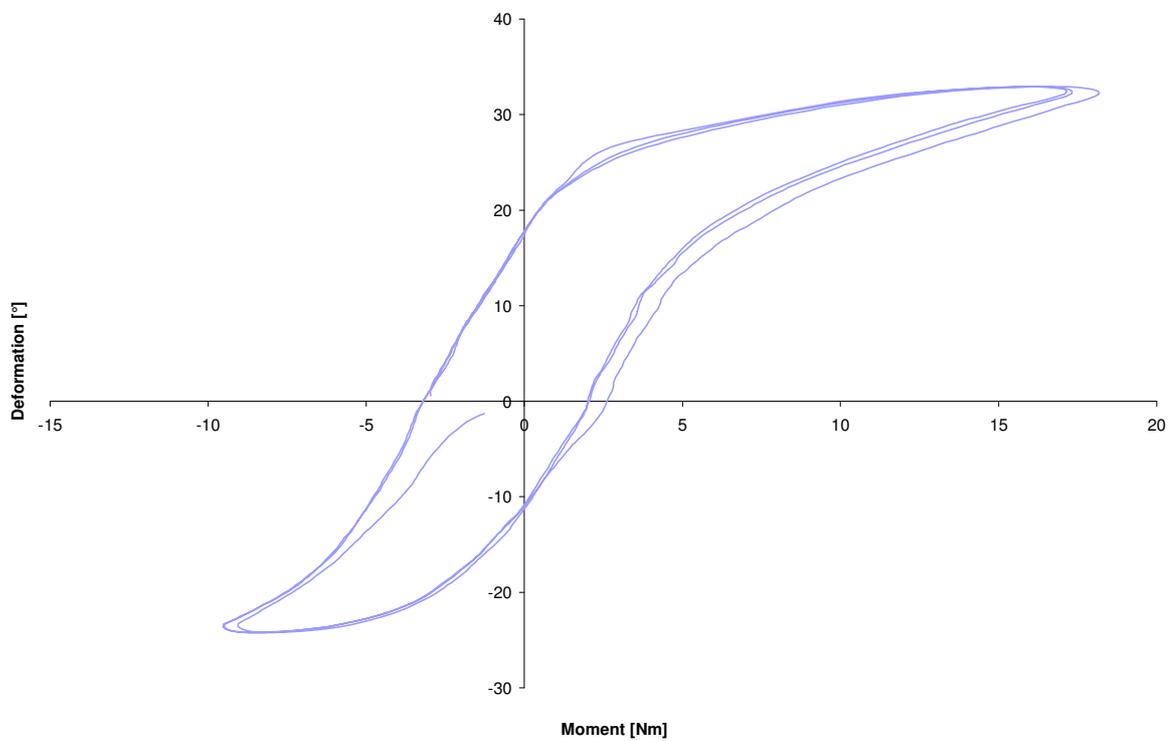
**Tabelle D.7** Auflistung der Werte der ALE in den Bewegungsrichtungen Flexion/Extension und laterale Beugung der *Hybrid Test Method* (HM) und der Reinen-Momente-Methode (RMM). Darstellung ohne P2 und P5.

<b>Flexion/Extension</b>										
	P1		P4		P6		P7		P8	
	ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]	
	HM	RMM								
L1/L2	24,68	50,91	16,11	41,52	2,59	13,90	7,26	16,80	7,76	-24,53
L2/L3	-77,26	-87,49	9,90	18,56	4,14	15,88	16,73	15,86	8,71	8,54
L3/L4	22,38	34,34	13,45	23,21	-41,89	-33,64	13,71	18,71	-50,23	-63,87
L4/L5	22,05	25,27	-47,18	-63,71	-5,30	23,09	-55,05	-62,90	6,97	9,76
L5/L6	15,40	5,51	7,70	6,74	-34,49	3,17	8,02	11,47	14,22	71,06
<b>laterale Beugung</b>										
	P1		P4		P6		P7		P8	
	ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]		ALE [%]	
	HM	RMM	HM	RMM	HM	HM	RMM	HM	RMM	HM
L1/L2	48,52	73,58	12,68	33,67	7,55	10,26	38,71	36,15	5,61	30,22
L2/L3	-72,81	-87,40	15,79	5,29	-3,93	4,99	7,58	14,09	17,47	7,63
L3/L4	19,21	35,96	8,70	10,61	-36,54	-55,21	7,36	8,75	-59,46	-70,26
L4/L5	11,79	19,83	-66,51	-78,50	11,36	18,87	-77,91	-83,53	21,06	16,08
L5/L6	4,23	-10,90	25,16	28,14	13,69	6,64	25,38	7,69	11,63	-1,81

## Anhang E Last-Verformungskurven

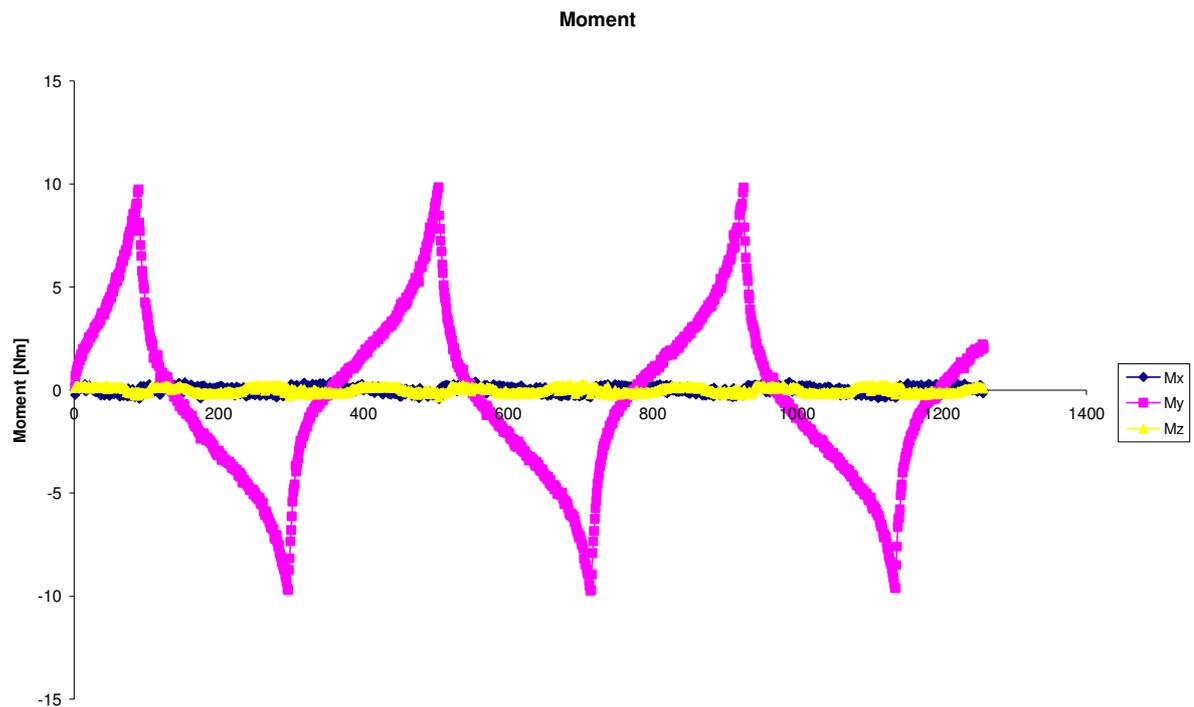


**Bild E.1** Darstellung der Last-Verformungskurve vom Präparat P1 laterale Beugung nativ.

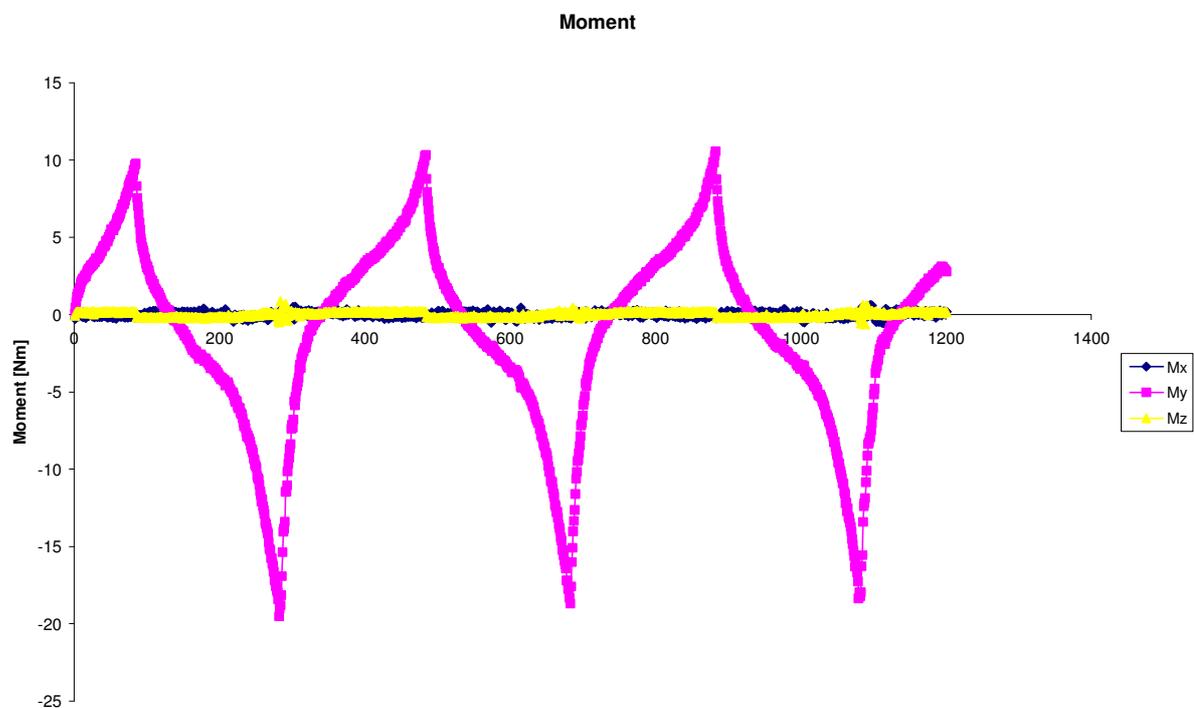


**Bild E.2** Darstellung der Last-Verformungskurve vom Präparat P1 laterale Beugung Fusion.

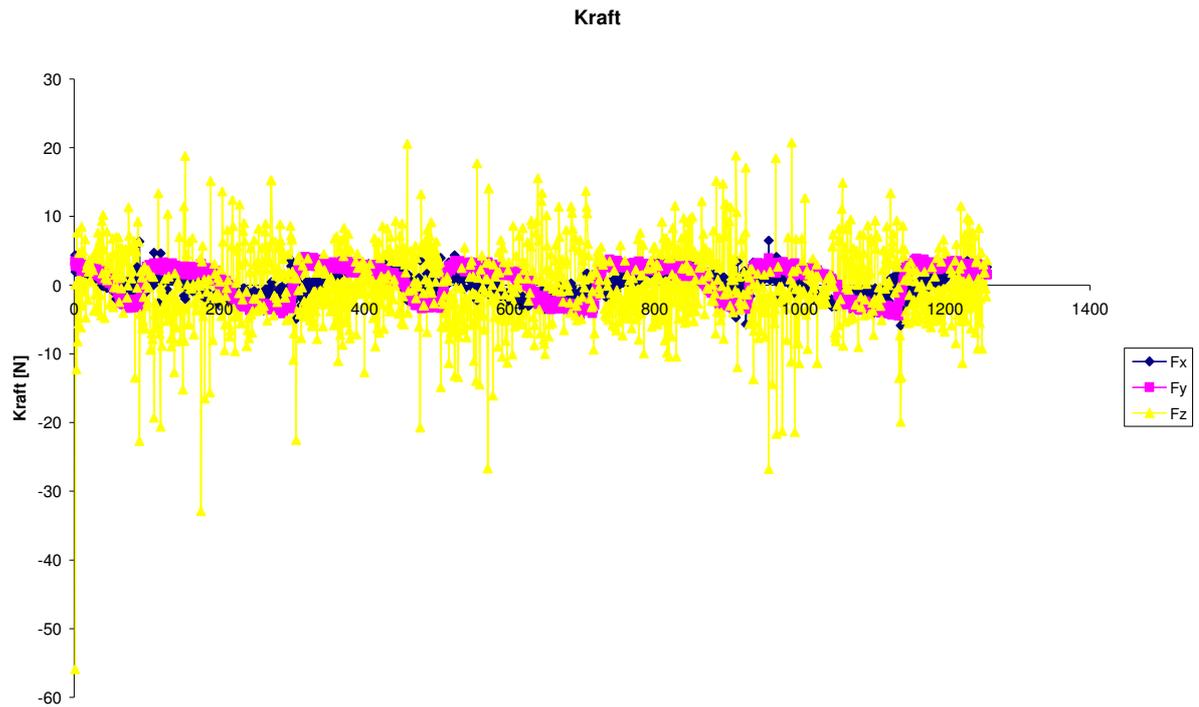
## Anhang F Kraft- und Momentenverläufe



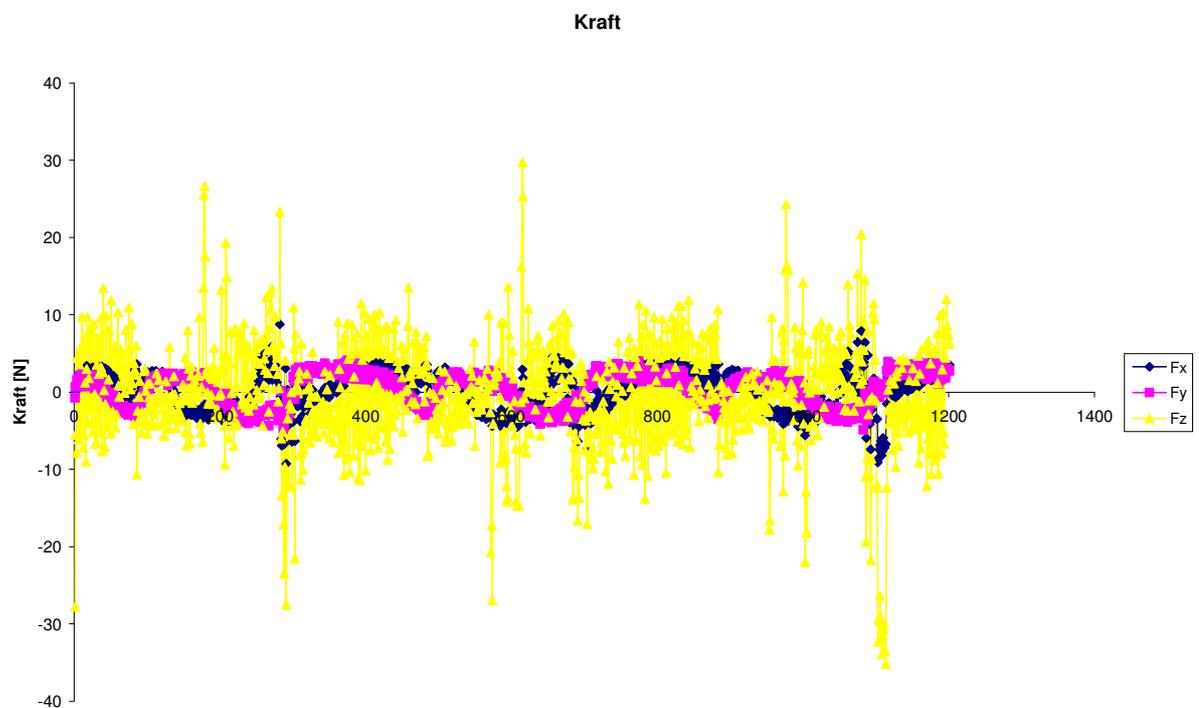
**Bild F.1** Verlauf der Momente in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. Präparat P1 laterale Beugung nativ.



**Bild F.2** Verlauf der Momente in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. Präparat P1 laterale Beugung Fusion.



**Bild F.3** Verlauf der Kräfte in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. P1 laterale Beugung nativ.



**Bild F.4** Verlauf der Kräfte in x-, y- und z-Richtung gemessen über die Zeit. P1 laterale Beugung Fusion.

## **Anhang G      CD: SOP und Operationsanleitung**