

## 5.3. Entwicklung eines Messgerätes

### 5.3.1. Zusammenfassung

Durch das entwickelte Messgerät ist es möglich, dreidimensionale Kraft-Weg-Kurven in allen drei Bewegungsrichtungen der Lendenwirbelsäule am menschlichen Situs aufzuzeichnen. Mit den Versuchen konnte gezeigt werden, dass das entwickelte Messgerät in der Lage ist, im real-time-Verfahren Kräfte und Wege gleichzeitig in drei Dimensionen aufzunehmen und Werte für stabile und instabile Situationen zu ermitteln. Nach dem Stand der Literaturrecherche und nach Abschluss des Patentierungsverfahrens stellt das entwickelte Messgerät die erste und bisher einzige Möglichkeit der Lösung des Problems der simultanen Kraft-Weg-Analyse am menschlichen Bewegungssegment dar. Es wurden experimentell Steifigkeiten über 15 Messungen und drei Untersucher für L1/2 in Flexion für die stabile Situation von  $1,55 \text{ Nm/}^\circ$  und für die gleiche Bewegungsrichtung von  $1,39 \text{ Nm/}^\circ$  in der instabilen Situation bestimmt. Die prozentualen Änderungen der segmentalen Steifigkeiten betragen 10,3%. Für L3/4 zeigte sich  $1,42 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $1,02 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung 28,2 %). Für L4/5 zeigte sich  $1,52 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $1,12 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung von 26,3 %). Die Änderungen waren jeweils statistisch höchstsignifikant ( $p < 0,001$ ). In Linksrotationsrichtung zeigte sich für L1/2  $5,15 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $4,02$  (Änderung 21,9 %); für L3/4  $4,25 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $2,83 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung 33,4%) und für L4/5  $5,71 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $3,68 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung 35,5 %). In Rechtsrotationsrichtung zeigte sich für L1/2  $5,38 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $4,15$  (Änderung 22,9 %); für L3/4  $5,30 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $4,14 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung 40,7%) und für L4/5  $5,98 \text{ Nm/}^\circ$  vs.  $4,02 \text{ Nm/}^\circ$  (Änderung 32,8 %). Die Änderungen waren jeweils statistisch höchstsignifikant ( $p < 0,001$ ). In Translationsrichtung war eine Kraft-Weg-Messung ebenfalls möglich. Die Interpretation der Daten ist bisher nicht ausreichend eindeutig möglich.

### 5.3.2. Hebelsystem

Um über eine Analyse des Kraft-Weg-Verlaufes im Bewegungssegment Aussagen machen zu können, wurde die Kopplung über Pedikelschrauben favorisiert (siehe Kapitel 5.2.). Für das zu bauende Messgerät wurde eine Handgriffkonstruktion gewählt, die gleichzeitig Krafteinleiter und Analysestation ist. Grundlage des Messgerätes ist ein universeller Aufsatz, der als einteiliges, maximal zweiteiliges Gerät mit wenigen Handgriffen über die Kopplungselemente an den Köpfen der bereits gesetzten Pedikelschrauben befestigt wird (siehe Kapitel 5.2.). Der Handhebel nimmt dabei immer eine fixe Position zum Wirbelkörper ein. Bei symmetrischer Lage der Pedikelschrauben steht der Hebel mittig dorsal zum Wirbelkörper. Auf diese Weise werden zwei benachbarte Wirbelkörper, bzw. die Lendenwirbel L4 und L5, mit dem Messgerät verbunden. Die relative Position der Hebelenden zueinander ist aber im Bereich anatomischer Streubreite zufällig und eine Justierung auf eine genormte relative Ausgangslage war nicht vorgesehen, so dass das Ansetzen einer universellen Weg-Kraft-Messeinrichtung notwendig wurde. Die Möglichkeit einer Justage des Messgerätes auf eine Basisposition ist grundsätzlich gegeben, ist aber neben erhöhtem Zeitaufwand im Einsatz mit den üblichen Risiken zusätzlicher Beweglichkeiten verbunden (unsteife Gelenke, Fehljustage etc.). Weiterhin besteht eine Problematik in der unterschiedlichen Winkellage der Wirbelkörper im Lendenwirbelbereich zueinander, was die Ausrichtung der Messfühler wesentlich beeinflusst (Abb. 49). Diese Voraussetzungen sind bei der weiteren Planung berücksichtigt worden.



Abb. 49: Achsenlage der Pedikel der Lendenwirbelsäule ohne Ausgleich durch das Kopplungselement anhand eines klinischen Bildes mit Instrumentation L4/5 (PLIF) und skizzierten pedikulären Achsen L2 und L3 (weiße Linien).

### 5.3.3. Sensorik

#### 5.3.3.1. Erfassung von Wegen und Winkeln

Messtechnisch gesehen bestand die Aufgabe, die Relativbewegung der zwei Einzelhebel des Messgerätes und somit der daran befestigten Wirbelkörper zu erfassen. Es kann optional direkt die Relativbewegung gemessen werden, indem einer der beiden Messfühler als Basis verwendet wird oder die Bewegungen beider Messhebel relativ zu einem Fixpunkt bewertet werden. Die entspannte Lage der Messhebel in unbelastetem Zustand ist dabei die Ausgangssituation.

Folgende Grundideen werden in die engere Auswahl einbezogen:

**Variante 1:** Elektronisches Winkel- und Weg-Messsystem (**Laser- Weg-Winkel-Messung, Infrarot- Weg-Winkel-Messung**).

**Variante 2:** Optisches Weg-Winkel-Messsystem: Der Fixpunkt wird durch eine körperliche Reflektionsfläche (**Ultraschallmessung**) realisiert.

**Variante 3:** Der Fixpunkt wird durch das Erdschwerefeld (**Neigungs-Weg-Winkel-Messung**) realisiert.

Ein zusätzliches Problem ergibt sich bei der Messung der Winkel und Momente: Je nach den pathologischen Gegebenheiten der Wirbelsäule und in Abhängigkeit von der durch den Operateur geführten Bewegung ist bei der Torsion der Wirbelkörper gegeneinander zu erwarten, dass die Rotationsachse der Hebel über die Gesamtbewegung nicht ortsfest sondern veränderlich ist. (Abb. 50).

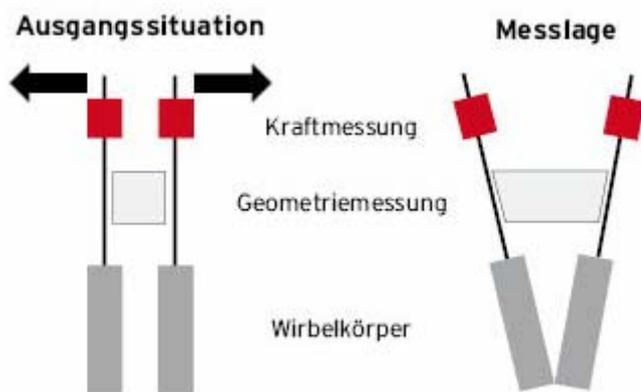


Abb. 50: Messprinzip bei Analyse der Kraft-Weg-Kurven der LWS. Hier die Darstellung in Flexionsrichtung (rechts).

Die wirkenden Momente sind neben der gemessenen Kraft vom wirksamen Hebelarm abhängig, welcher dabei nur aus der Bestimmung dieses relativen Drehpunktes heraus berechnet werden kann.

### 5.3.3.1.1 Hexapodmesssystem

Für die Wegmessung in Translationsrichtung wird ein hexapodischer Ansatz favorisiert. Diese messtechnische Lösung basiert auf der Anordnung mehrerer Linearpotentiometer als Hexapod. Die relevanten Bewegungen parallel zum Raumkoordinatensystem können getrennt voneinander erfasst werden (Abb. 51).



Abb. 51: Instabilitätsmessgerät mit hexapodischem Weg-Winkel-Messsystem

### 5.3.3.1.2. Neigungssensoren

Mittels zweier zweidimensionaler Neigungssensoren und einem Linearmesssystem können ebenfalls die relevanten Bewegungen parallel zum Raumkoordinatensystem erfasst werden (Abb. 52). Diese Lösung wird für die Erfassung der Wegkoordinaten in Rotations- und Flexionsrichtung favorisiert.

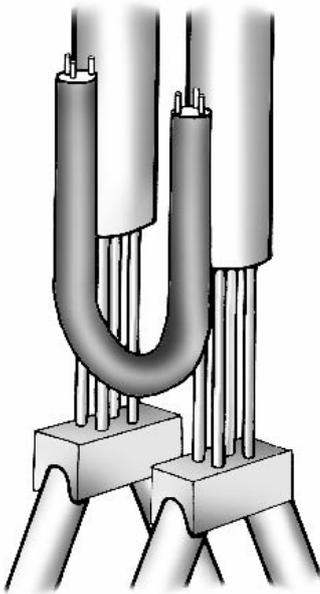


Abb. 52: Instabilitätsmessgerät mit Neigungs-Weg-Winkel-Messsystem

### 5.3.3.2. Erfassung von Kräften und Momenten

Für die Analyse der Kräfte bzw. Momente werden folgende Varianten ausführlich diskutiert:

**Variante 1:** Die Erfassung der aufgewendeten Kräfte über rein **mechanische Kraftsensoren** wie z. B. Federwaagen ist wegen der unzureichenden Genauigkeit nicht akzeptabel. Eine objektive Registrierung und Auswertung der Messdaten kann daher nur auf der Basis elektronischer Sensoren erfolgen.

**Variante 2:** Elektronische Analyse der auftretenden Kräfte bzw. Momente durch den Einsatz von **Dehnmess-Streifen** auf einer Verformungskontur.

**Variante 3:** Elektronische Analyse der auftretenden Kräfte bzw. Momente durch den Einsatz von **triaxialen Kraftsensoren**.

Zwischen den Varianten 2 und 3 ist nach den Kriterien Messgenauigkeit, Langzeitzuverlässigkeit, Sterilisierbarkeit, Signalverarbeitung und Kosten abgewogen

worden. Es wurde Variante drei mit dem Einsatz von triaxialen Kraftsensoren favorisiert. Diese speziellen Sensoren sind für diese Anwendung individuell von einer Fremdfirma in Großbritannien gebaut worden. Als Lastgrenze werden 100 N festgelegt.

Weiterhin war eine Entscheidung darüber zu fällen, ob beide oder nur ein Messhebel mit Kraftsensoren ausgestattet werden sollte und ob dann die aus der Messung zu gewinnenden Informationen ausreichend genau sind. Auf Grund der Gesetzmäßigkeiten der Mechanik wird ein Messhebel immer die entgegen gerichtete Komponente der Kraft oder des Momentes aufbringen, die auf der anderen Seite eingeleitet wird. Daher sind beide Hebel mit je einem Kraftsensor ausgestattet worden.

#### **5.3.3.3. Signalverarbeitung**

Im Ergebnis der Messungen erfolgen die Registrierung der vollzogenen Bewegungen (Translation, Rotation, Flexion) und die dabei auftretenden Kräfte. Mit bekannten Randbedingungen der Messung werden die Daten von einem implementierten Mikrorechner erfasst, die Bewegungen parallel zu den Koordinatenachsen mit den zugehörigen Momenten berechnet und als Datensatz via serieller Kommunikation an einen PC übertragen und gespeichert. Eine zu definierende Anzahl von Datensätzen kann dann zur Beurteilung der "Instabilität" herangezogen werden. Der Rechner ist in den Handgriffen des Messgerätes untergebracht. Über die Handgriffe erfolgt der Datenausgang zunächst per Verbindungskabel, später drahtlos per Chip.

### 5.3.4. Patentierung

Die Idee und das Prinzip dieses Aufbaus des Messgerätes und die Kopplung mittels Adapter über jeweilige Pedikelschrauben (siehe Punkt 5.2.) wurde zu einem Patentantrag zusammengefasst. Die Einreichung über die **Patentanwälte Oehme und Kollegen** – *European Patent and Trademark Attorneys, Jena* erfolgte per 29.04.2004 unter dem Aktenzeichen **DE 10 2004 021 446.8** beim Deutschen Patent- und Markenamt. Titel der Erfindung: „**Messeinrichtung und Verfahren zur intraoperativen Erfassung der Beweglichkeit von menschlichen Bewegungssegmenten der Wirbelsäule**“. Erfinder sind Dr. med. Ralph Kayser sowie Prof. Dr. Ing. habil. Dirk Heinze, Dipl. Ing. Michael Möhwald, Dipl. Ing. Stefan v. Dosky, Dipl. Ing. Andreas Riess, Dipl. Ing. Wilhelm Erdt. Ein Exemplar des Patentantrages liegt dieser Arbeit in der Anlage bei. Seit 29.04.2004 besteht somit ein deutschlandweiter patentrechtlicher Schutz dieser Erfindung.

### 5.3.5. Anwendung am Dummy

Nach Realisierung der Messgerätekonstruktion wurde die Anwendung zunächst am Dummy trainiert (Abb. 53) und anschließend erste Probemessungen durchgeführt (Abb. 54-56).

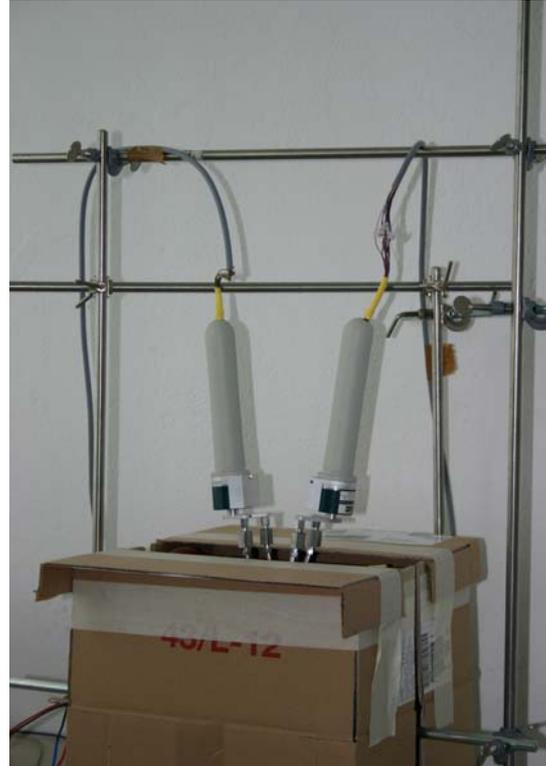


Abb. 53: Fixiertes Messgerät am Dummy mit triaxialen Kraftsensoren in beiden Hebelarmen. Hexapodisches Messsystem fehlt hier noch und ist graphisch angedeutet ( — ).

Abb. 54: vollständig montiertes Messgerät ohne hexapodisches System.



Abb. 55: Vollständiger Arbeitsplatz



Abb. 56: Arbeitsschritt Flexion

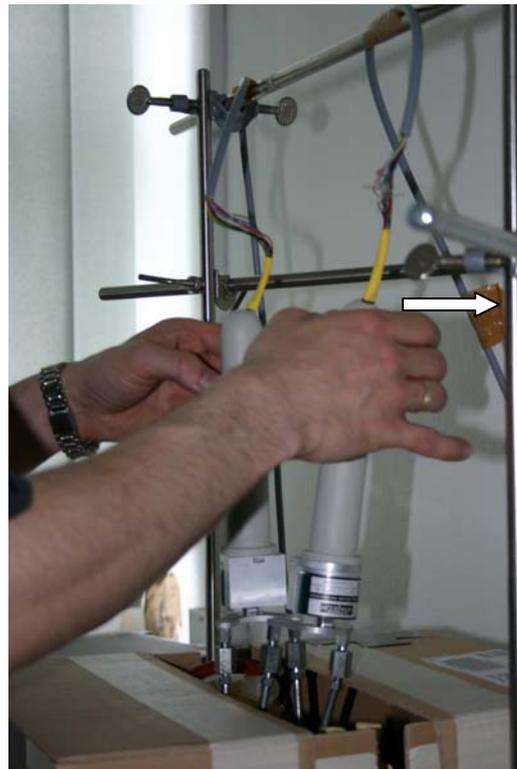


Abb. 57: Arbeitsschritt Rotation.



Abb. 58: Simulation des Arbeitsschrittes Translation (hier noch ohne hexapodisches Messsystem).

Das Prinzip der hier realisierten Messvorrichtung ist die separate Aufzeichnung von Kraftverläufen sowie Weg- bzw. Winkelverläufen. Beide Kurven werden dann übereinander gelegt. Damit kann abgelesen bzw. errechnet werden, welche Kraft an welchem Weg- bzw. Winkelpunkt jeweils zum Zeitpunkt  $t$  im System erreicht wurde.

### 5.3.6. Anwendung am menschlichen Situs

Aufgrund der in Kapitel 5.2. beschriebenen Ankopplung des Messgerätes über die Pedikelschrauben wurde bei den Testungen am menschlichen Situs in Erweiterung der im Methodenteil genannten Abläufe folgendermaßen vorgegangen: L1 bis L5 eines nativen menschlichen Ganzkörperpräparates wurden beidseitig gleichzeitig, d. h. vor der ersten Messung, mit MOSS-MAX-Schrauben Titan polyaxial, 6x50 mm unter radiologischer Kontrolle (Bildwandler) besetzt. Hierzu wurde analog zum operativen Vorgehen am Patienten vorgegangen. Es erfolgte gleichzeitig die radiologische Dokumentation des Bewegungssegmentes zur Darstellung des nativradiologischen Degenerationsgrades. Anschließend wurde das Messgerät montiert (Abb. 59) und die Messungen wie im Methodenteil beschrieben am unversehrten, also stabilen, Segment und anschließend am instabilen laminektomierten Segment vorgenommen (Abb. 60 und 61).



Abb. 59: Messgerät in situ am menschlichen Ganzkörperpräparat.

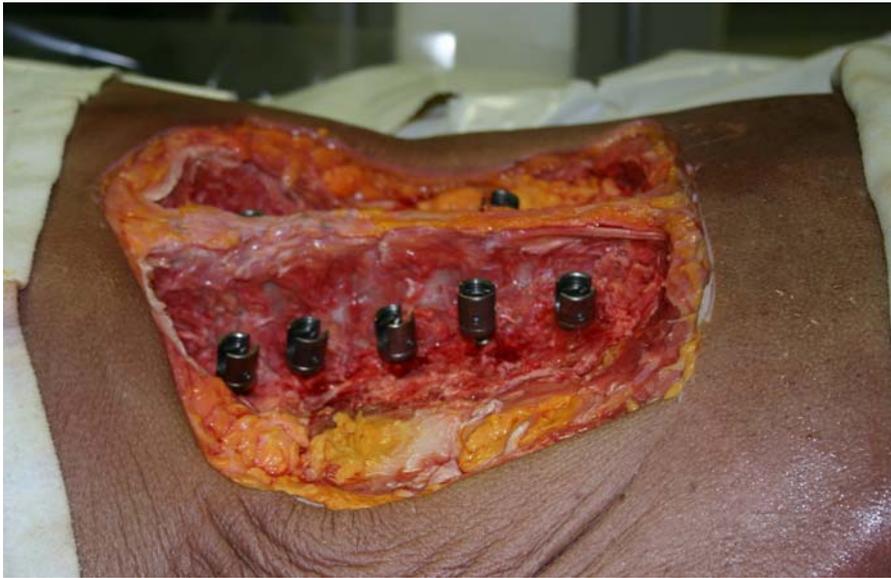


Abb. 60: Menschliches Ganzkörperpräparat. Stabile Situation.

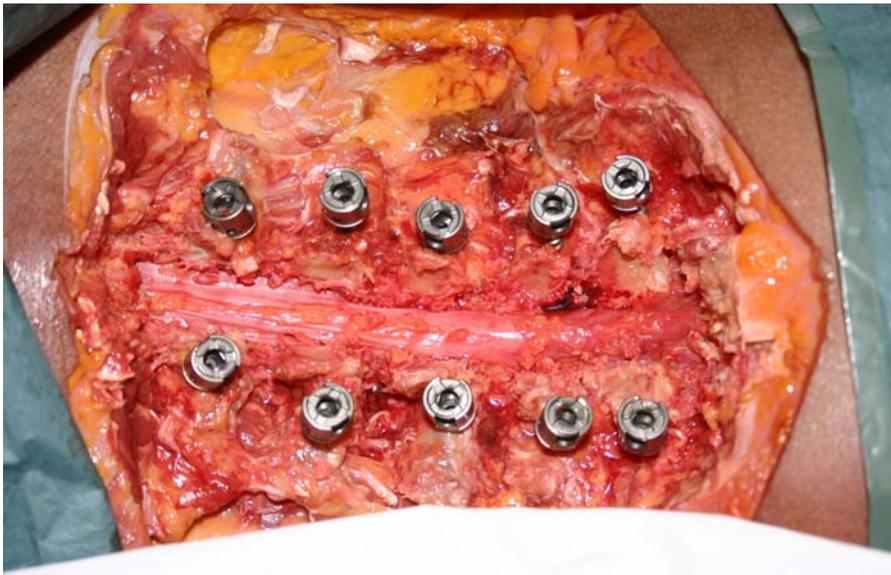


Abb. 61: Menschliches Ganzkörperpräparat. Instabile Situation nach Laminektomie Th12-S1.

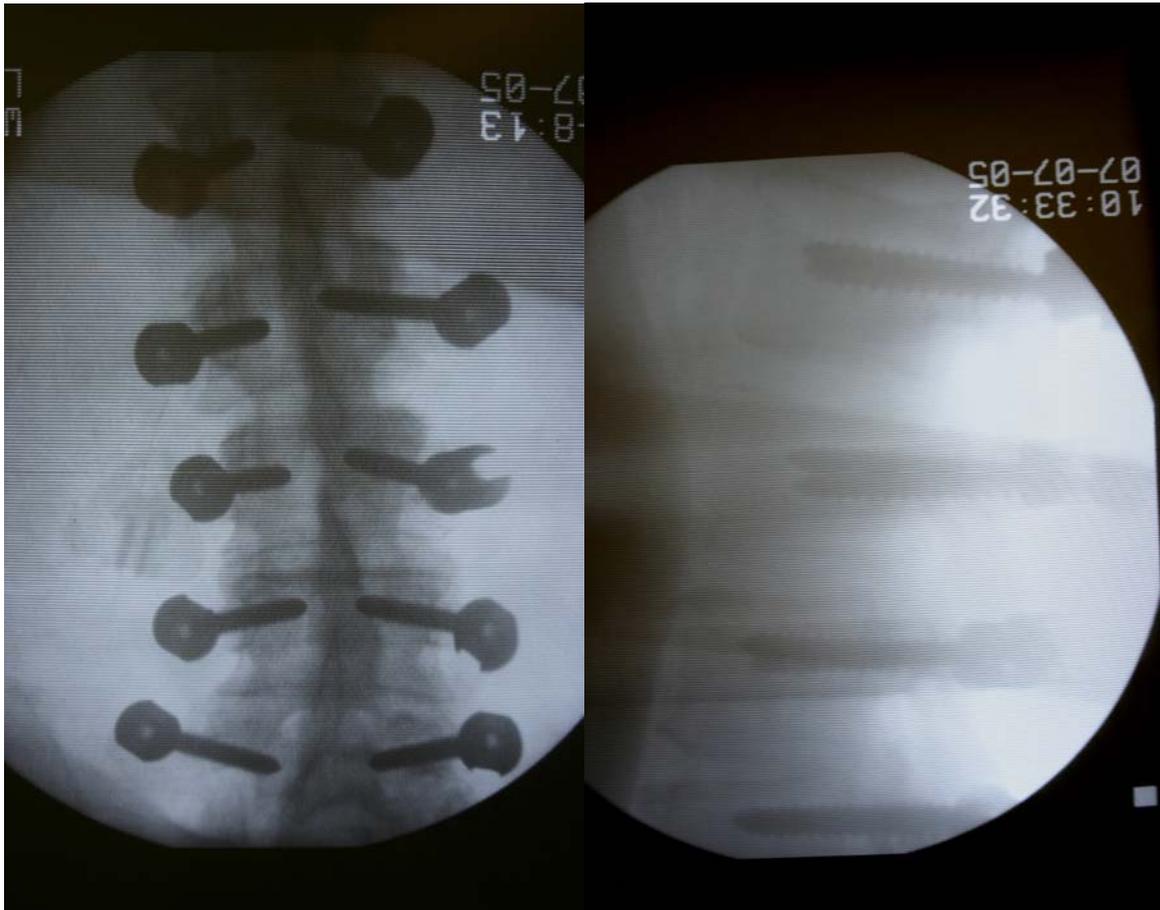


Abb. 62 a und b: korrespondierende Röntgenbilder zu Abb. 60.

Im Einzelnen werden die Arbeitsschritte wie vorn beschrieben durchgeführt (Abb. 63-65).

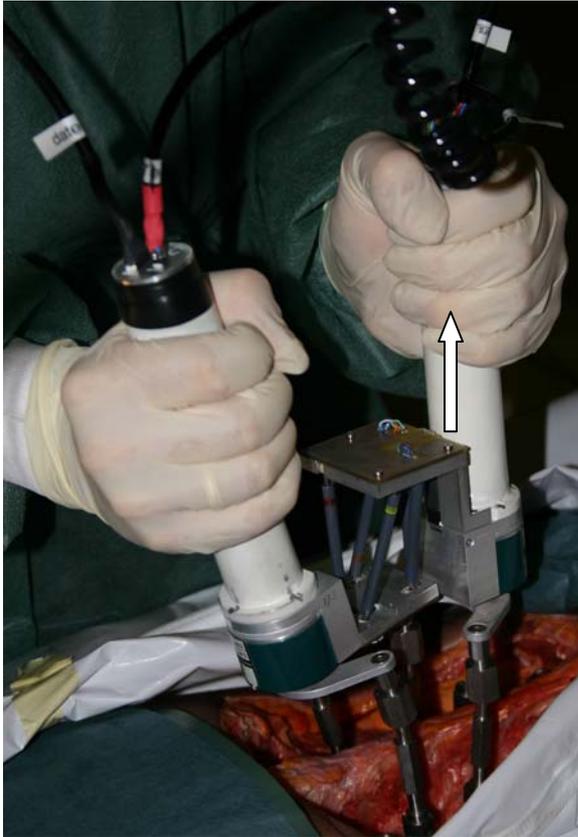


Abb. 63 (links): Translation (hier Zug am kranialen Partner).

Abb. 64 (rechts): Rotation (hier Schub am kranialen Partner).



Abb. 65: Flexion.

### 5.3.6.1. Messwerte im Einzelnen

Durch die Entwicklung und Nutzung einer speziellen Auswertesoftware konnte jedem beliebigen Kraft- oder Momentwert eines jeden Bewegungszyklus ein entsprechender Deformitätswert (Weg) zugeordnet werden. Aus der zur Verfügung stehenden großen Datenmenge wurde für die Auswertung jeweils nur der maximale Wert der erreichten Kraft  $F$  bzw. des erreichten Drehmomentes  $M$  herangezogen und eine entsprechende Wegänderung zugeordnet (Tabellen 12 bis 17). Aus diesen Kräften bzw. Momenten und den zurückgelegten Wegen wurden Steifigkeiten bzw. Flexibilitätskoeffizienten errechnet (Tabellen 19 bis 24). Aufgrund eines technischen Defektes des Messgerätes konnten die Daten der zuerst vermessenen Leiche nicht vollständig erhoben werden und sind deshalb nicht in die Auswertung eingeflossen. Am Segment L2/3 konnte das Messgerät jeweils nicht korrekt platziert werden, so dass auf die Messungen verzichtet wurde. Es liegen Daten für die Segmente L1/2 und L4/5 für beide Leichen und für L3/4 für Leiche 1 vor. Exemplarisch sollen hier die Werte für das Segment L1/2 der Leiche 1 in absoluten Werten erscheinen. Weitere Daten finden sich im Anhang. Prinzipiell kann ein Wertepaar Moment-Weg bzw. Kraft-Weg für jeden Punkt der vollzogenen Bahn bestimmt werden. Die im Zuge der umfangreichen Datenaufarbeitung als nicht verwertbar eruierten Messwerte wurden mit „n. v.“ vermerkt.

#### 5.3.6.1.1. Leiche – Segment L1/2

##### *Untersucher 1 – AR*

stabil										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
15,76	9,99	16,51	3,65	21,37	3,83	139,56	79,17	103,36	81,29	
14,88	10,20	17,72	3,47	21,58	3,88	147,02	79,09	116,19	81,32	
16,20	10,84	17,81	3,43	21,43	3,87	161,32	79,26	119,20	81,47	
15,16	10,70	17,49	3,35	23,88	4,38	155,68	79,58	134,15	81,57	
15,98	11,09	21,77	4,16	25,87	5,18	151,46	79,20	146,29	81,41	
<b>Mittelwerte</b>	15,60	10,56	18,26	3,61	22,83	4,23	151,01	79,26	123,84	81,41

Tab. 12: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 1 beim stabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

<b>instabil</b>										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
11,07	8,13	15,95	4,05	16,60	3,98	103,61	77,13	77,65	79,72	
12,06	9,19	15,95	3,97	17,38	4,25	116,82	77,13	83,44	79,43	
14,90	10,17	17,28	4,33	17,64	4,45	103,82	77,08	85,03	79,49	
15,10	10,82	15,01	3,67	18,37	4,43	115,98	76,81	97,21	79,68	
13,39	10,02	16,20	4,16	18,33	4,43	115,16	76,98	98,61	79,61	
<b>Mittelwerte</b>	13,30	9,66	16,08	4,03	17,66	4,31	111,08	77,02	88,39	79,59

Tab. 13: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 1 beim instabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

### Untersucher 2 – (MM)

<b>stabil</b>										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
11,56	7,59	22,34	4,21	17,35	3,42	126,93	78,72	120,89	81,72	
12,76	8,31	19,97	3,93	16,33	3,15	137,04	78,81	128,83	81,65	
14,08	9,01	18,62	3,68	16,81	3,10	136,24	79,15	101,69	81,53	
15,76	9,75	19,86	3,79	18,04	3,34	106,30	79,35	91,79	81,22	
15,60	10,12	23,32	4,47	23,37	4,45	88,37	79,49	85,48	81,12	
<b>Mittelwerte</b>	13,95	8,96	20,82	4,02	18,38	3,49	118,98	79,10	105,74	81,45

Tab. 14: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 2 beim stabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

<b>instabil</b>										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
16,76	11,49	28,94	6,70	20,87	4,89	97,67	77,02	70,90	79,60	
16,34	11,36	21,73	5,29	16,46	3,97	85,46	77,11	71,50	78,99	
15,51	10,84	18,41	4,95	17,12	4,25	87,04	77,26	70,40	79,19	
15,22	10,69	20,77	5,25	17,05	4,39	91,32	77,04	82,85	79,17	
14,59	10,31	20,46	4,92	18,33	4,53	91,98	76,99	82,94	79,33	
<b>Mittelwerte</b>	15,68	10,94	22,06	5,42	17,96	4,41	90,69	77,08	75,72	79,25

Tab. 15: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 2 beim instabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

**Untersucher 3 – RK**

<b>stabil</b>										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
21,04	12,47	37,60	6,81	31,01	5,45	149,85	79,50	118,53	82,01	
19,79	11,47	33,67	6,56	31,85	5,91	144,60	79,26	113,26	81,64	
19,73	12,47	31,52	6,02	30,54	5,62	153,23	79,24	141,76	81,98	
19,89	12,42	34,03	6,63	30,83	5,56	132,89	79,00	130,56	81,47	
17,82	11,40	33,13	6,58	29,06	5,52	128,81	78,72	134,29	81,22	
<b>Mittelwerte</b>	19,65	12,05	33,99	6,52	30,66	5,61	141,88	79,14	127,68	81,66

Tab. 16: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 3 beim stabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

<b>RK instabil L1/2</b>										
Flexion		Rotation links		Rotation rechts		Translation A		Translation B		
Moment	Winkel	Moment	Winkel	Moment	Winkel	Kraft	Weg	Kraft	Weg	
15,88	10,97	26,52	6,63	23,97	5,84	100,05	77,13	108,48	79,74	
14,48	10,24	25,49	6,55	25,30	5,76	117,73	76,67	112,68	80,00	
13,92	10,48	28,22	6,96	25,54	5,92	97,07	77,14	104,05	79,62	
12,69	9,50	26,68	6,67	32,12	7,25	103,70	77,16	94,15	79,76	
12,65	10,10	26,66	6,37	27,05	6,48	121,14	77,00	97,60	79,71	
<b>Mittelwerte</b>	13,92	10,26	26,71	6,63	26,80	6,25	107,94	77,02	103,39	79,76

Tab. 17: maximale Messwerte für alle drei Bewegungsrichtungen des Untersuchers 3 beim instabilen Probanden im Segment L1/2. Translation A = Dorsalgleiten des kranialen Wirbels. Translation B = Dorsalgleiten des kaudalen Wirbels.

In Bezug auf alle Segmente ergab sich in Leiche 1 folgender Vergleich der stabilen und der instabilen Situation in Bezug auf die durchschnittlich aufgebrauchten Momente bzw. Kräfte und den damit erreichten durchschnittlichen Wegen (Tabelle 18):

		<b>L1/2</b>		<b>L3/4</b>		<b>L4/5</b>	
		M in Nm bzw. F in N	Weg in ° bzw. mm	M in Nm bzw. F in N	Weg in ° bzw. mm	M in Nm bzw. F in N	Weg in ° bzw. mm
<b>Flex.</b>	stabil	16,40	10,52	14,03	10,00	16,75	10,95
	instabil	14,30	10,29	11,95	11,70	13,29	11,87
	<b>Differenz</b>	<b>2,1</b>	<b>- 0,23</b>	<b>2,8</b>	<b>1,7</b>	<b>3,46</b>	<b>0,92</b>
<b>Rot. links</b>	stabil	24,36	4,72	21,18	4,99	25,82	4,57
	instabil	21,62	5,36	19,03	6,69	21,84	5,91
	<b>Differenz</b>	<b>2,74</b>	<b>1,09</b>	<b>2,15</b>	<b>1,7</b>	<b>3,89</b>	<b>1,34</b>
<b>Rot. rechts</b>	stabil	23,96	4,44	21,49	4,07	25,31	4,30
	instabil	20,81	4,99	17,92	5,69	20,80	5,19
	<b>Differenz</b>	<b>3,07</b>	<b>0,55</b>	<b>3,57</b>	<b>1,62</b>	<b>4,51</b>	<b>0,89</b>

Tab. 18: durchschnittliche Änderungen der Momente bzw. Kräfte und Wege bei stabiler und instabiler Situation (gemessen an Leiche 1, drei Untersucher, je fünf Zyklen)

Bei instabiler Situation im Segment L1/2 der Leiche 1 mit einzementierten Schrauben ergaben sich statistisch nicht signifikante Unterschiede in den durchschnittlichen segmentalen Steifigkeiten zur gleichen Situation mit nicht zementierten Schrauben.

### 5.3.6.2. Errechnung der Steifigkeiten

Die durchschnittlichen Steifigkeiten in den einzelnen Segmenten zeigen die Tabellen 19 bis 21. Weitere Werte (Leiche 2) finden sich im Anhang. Wegen der schwierigen Dateninterpretation wurde auf die Darstellung der Koeffizienten in Translationsrichtung verzichtet.

**Flexion**

Untersucher	Steifigkeit stabil in Nm/°	Steifigkeit instabil in Nm/°	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	1,48	1,37	0,11	7,4
MM	1,56	1,43	0,13	8,3
RK	1,63	1,36	0,27	16,6
<b>Ø</b>	<b>1,55</b>	<b>1,39</b>	<b>0,16</b>	<b>10,3</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	1,36	0,99	0,38	27,9
MM	1,53	1,08	0,47	29,4
RK	1,37	1,01	0,36	26,3
<b>Ø</b>	<b>1,42</b>	<b>1,02</b>	<b>0,40</b>	<b>28,2</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				
AR	1,47	1,11	0,35	23,8
MM	1,50	1,14	0,36	24,0
RK	1,60	1,12	0,48	30,0
<b>Ø</b>	<b>1,52</b>	<b>1,12</b>	<b>0,40</b>	<b>26,3</b>

Tab. 19: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

**Rotation A - Linksrotation**

Untersucher	Steifigkeit stabil in Nm/°	Steifigkeit instabil in Nm/°	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	5,06	3,99	1,07	21,1
MM	5,18	4,05	1,13	21,8
RK	5,21	4,03	1,18	22,6
<b>Ø</b>	<b>5,15</b>	<b>4,02</b>	<b>1,13</b>	<b>21,9</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	4,21	2,70	1,51	35,9
MM	4,34	2,88	1,46	33,6
RK	4,19	2,91	1,28	30,6
<b>Ø</b>	<b>4,25</b>	<b>2,83</b>	<b>1,42</b>	<b>33,4</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				

AR	5,99	3,58	2,41	40,2
MM	5,85	3,65	2,20	37,6
RK	5,30	3,80	1,50	28,3
<b>Ø</b>	<b>5,71</b>	<b>3,68</b>	<b>2,03</b>	<b>35,5</b>

Tab. 20: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

### Rotation B - Rechtsrotation

Untersucher	Steifigkeit stabil in Nm/°	Steifigkeit instabil in Nm/°	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	5,42	4,10	1,32	24,3
MM	5,27	4,08	1,19	22,6
RK	5,46	4,28	1,18	21,6
<b>Ø</b>	<b>5,38</b>	<b>4,15</b>	<b>1,23</b>	<b>22,9</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	5,20	3,12	2,08	40,0
MM	5,46	3,11	2,35	43,0
RK	5,25	3,20	2,05	39,0
<b>Ø</b>	<b>5,30</b>	<b>3,14</b>	<b>2,16</b>	<b>40,7</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				
AR	6,71	4,13	2,58	38,4
MM	5,74	3,95	1,79	31,2
RK	5,51	4,00	1,51	27,4
<b>Ø</b>	<b>5,98</b>	<b>4,02</b>	<b>1,96</b>	<b>32,8</b>

Tab. 21: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

## 5.3.6.3. Errechnung der Flexibilitätskoeffizienten

**Flexion**

Untersucher	Flexibilitätskoeffizient stabil in °/Nm	Flexibilitätskoeffizient instabil in °/Nm	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	0,68	0,73	0,05	7,4
MM	0,64	0,77	0,13	20,3
RK	0,61	0,74	0,13	21,3
<b>Ø</b>	<b>0,64</b>	<b>0,75</b>	<b>0,09</b>	<b>14,6</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	0,73	1,00	0,27	37,0
MM	0,65	0,92	0,27	41,5
RK	0,73	0,99	0,26	35,6
<b>Ø</b>	<b>0,70</b>	<b>0,97</b>	<b>0,27</b>	<b>38,6</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				
AR	0,71	0,91	0,20	28,1
MM	0,74	0,88	0,14	18,2
RK	0,63	0,89	0,26	41,2
<b>Ø</b>	<b>0,69</b>	<b>0,89</b>	<b>0,20</b>	<b>29,0</b>

Tab. 22: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

**Rotation A - Linksrotation**

Untersucher	Flexibilitätskoeffizient stabil in °/Nm	Flexibilitätskoeffizient instabil in °/Nm	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	0,20	0,25	0,05	25,0
MM	0,19	0,28	0,09	47,3
RK	0,19	0,25	0,06	31,6
<b>Ø</b>	<b>0,19</b>	<b>0,26</b>	<b>0,07</b>	<b>36,8</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	0,24	0,38	0,14	58,3
MM	0,23	0,37	0,14	60,9

RK	0,24	0,34	0,10	41,7
<b>Ø</b>	<b>0,24</b>	<b>0,36</b>	<b>0,12</b>	<b>50,0</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				
AR	0,17	0,28	0,11	64,7
MM	0,17	0,27	0,10	58,8
RK	0,19	0,26	0,07	36,8
<b>Ø</b>	<b>0,18</b>	<b>0,27</b>	<b>0,09</b>	<b>50,0</b>

Tab. 23: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

### Rotation B - Rechtsrotation

Untersucher	Flexibilitätskoeffizient stabil in °/Nm	Flexibilitätskoeffizient instabil in °/Nm	Änderung absolut	Änderung prozentual
<b>Leiche 1 - L1/2</b>				
AR	0,18	0,24	0,06	33,3
MM	0,19	0,25	0,06	31,6
RK	0,18	0,23	0,05	27,8
<b>Ø</b>	<b>0,18</b>	<b>0,24</b>	<b>0,06</b>	<b>33,3</b>
<b>Leiche 1 - L3/4</b>				
AR	0,19	0,33	0,14	73,7
MM	0,18	0,32	0,14	77,8
RK	0,19	0,31	0,12	63,2
<b>Ø</b>	<b>0,19</b>	<b>0,32</b>	<b>0,13</b>	<b>68,4</b>
<b>Leiche 1 - L4/5</b>				
AR	0,15	0,24	0,09	60,0
MM	0,17	0,25	0,08	47,1
RK	0,18	0,25	0,07	38,9
<b>Ø</b>	<b>0,17</b>	<b>0,25</b>	<b>0,08</b>	<b>47,1</b>

Tabelle 24: Zusammenfassung der segmentalen Steifigkeiten in stabilen und instabilen Segmenten.

### 5.3.6.4. Graphische Darstellung der Messergebnisse

Es werden hier exemplarisch die Messergebnisse des Segmentes L1/2 der Leiche 1 dargestellt (Abb. 66 bis 71). Weitere Abbildungen finden sich im Anhang. \* entspricht einem statistisch signifikanten Unterschied ( $p < 0,05$ ), \*\* entspricht einem statistisch hochsignifikanten Unterschied ( $p < 0,01$ ) und \*\*\* entspricht einem statistisch höchstsignifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) der Messwerte. Für die Beurteilung der veränderten segmentalen Steifigkeit wurde diese gesondert berechnet (Abb. 70 und 71). Nur diese lässt eine Interpretation der segmentalen Stabilität zu.

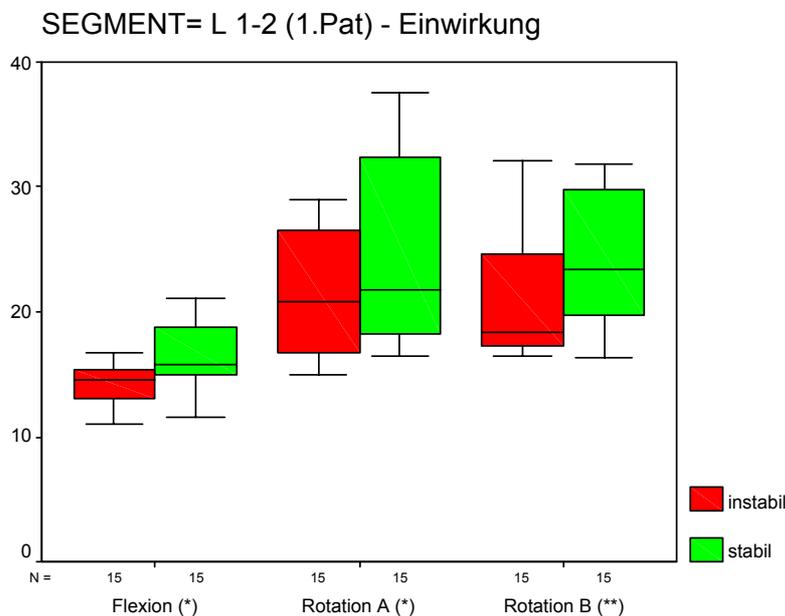


Abb. 66: Darstellung des einwirkenden Momentes in Flexions- und Rotationsrichtung in Nm für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Rotation A = Linksrotation. Rotation B = Rechtsrotation. Die eingeleiteten Flexionsmomente instabil sind signifikant geringer ( $p < 0,05$ ) als sie in der stabilen Situation eingebrachten Momente. Gleiches gilt für die Rotationsmomente (links:  $p < 0,05$ ; rechts:  $p < 0,01$ ).

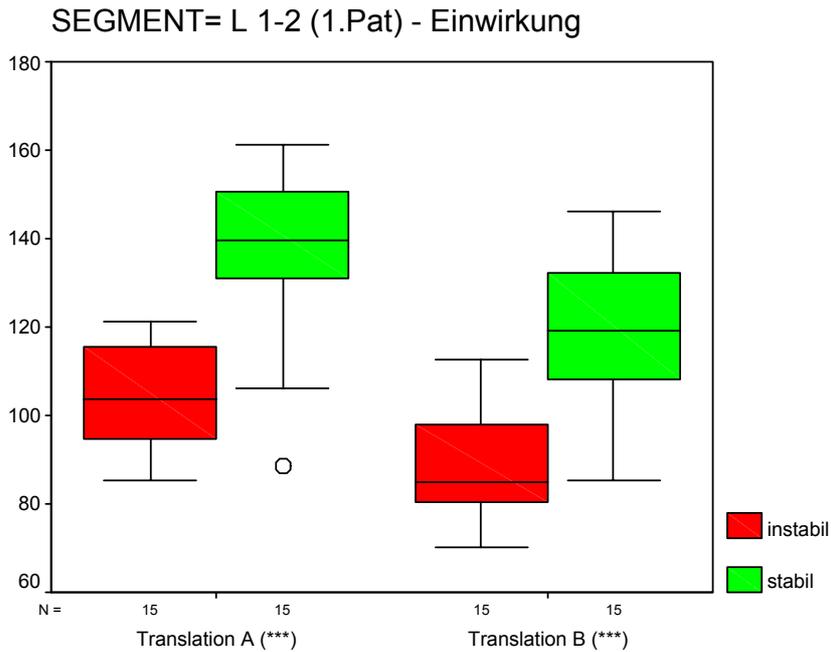


Abb. 67: Darstellung der einwirkenden Kraft in Translationsrichtung in N für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Translation A = Dorsalbewegung des kranialen Partners, Translation B = Dorsalbewegung des kaudalen Partners. Die eingebrachten Kräfte in den Translationsrichtungen unterscheiden sich höchstsignifikant ( $p < 0,001$ ) in der instabilen und in der stabilen Situation.

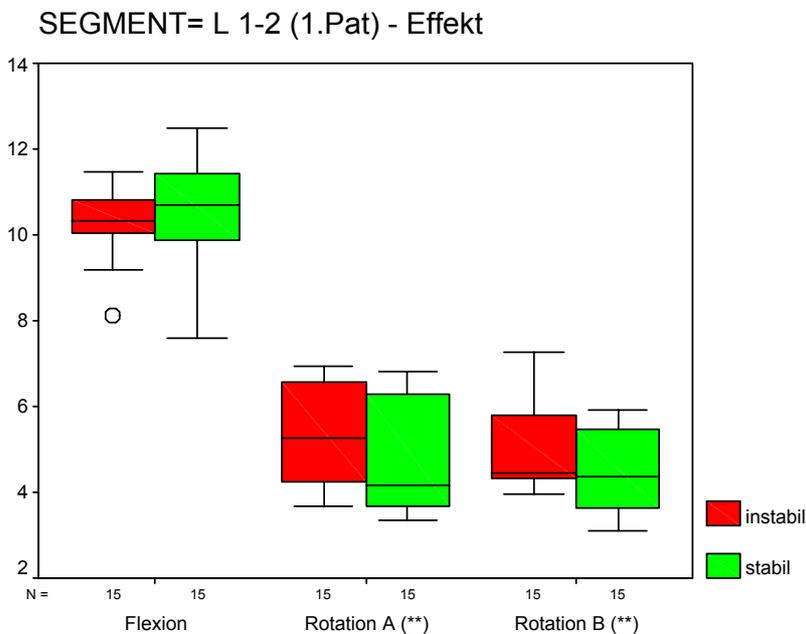


Abb. 68: Darstellung der resultierenden Wegänderungen in Flexions- und Rotationsrichtung in ° für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Rotation A = Linksrotation. Rotation B = Rechtsrotation. Kein signifikanter

Unterschied in Flexion stabil-instabil, statistisch hochsignifikanter Unterschied stabil-instabil in den Rotationsrichtungen ( $p < 0,01$ ).

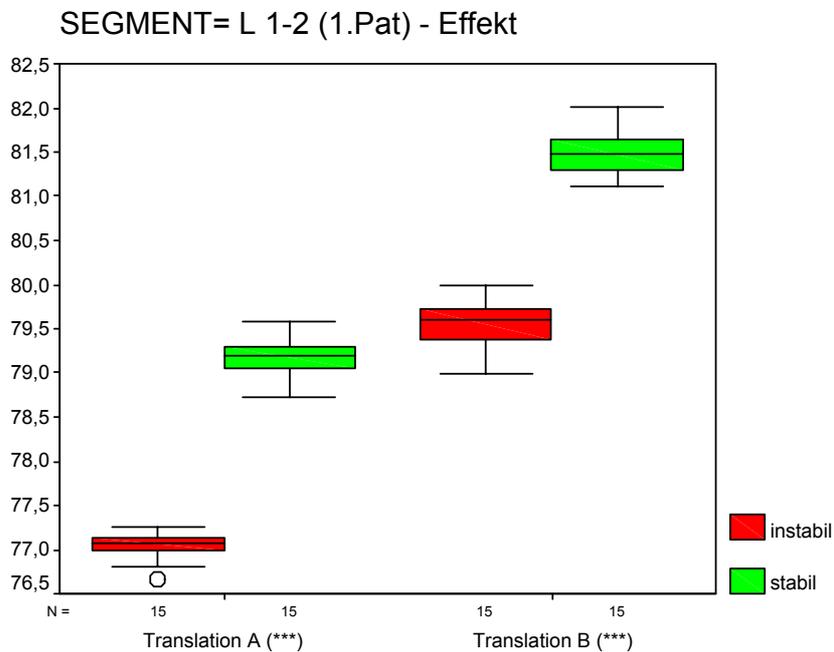


Abb. 69: Darstellung der resultierenden Wegänderungen in Translationsrichtung in mm für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Translation A = Dorsalbewegung des kranialen Partners, Translation B = Dorsalbewegung des kaudalen Partners. Höchsts signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) stabil-instabil.

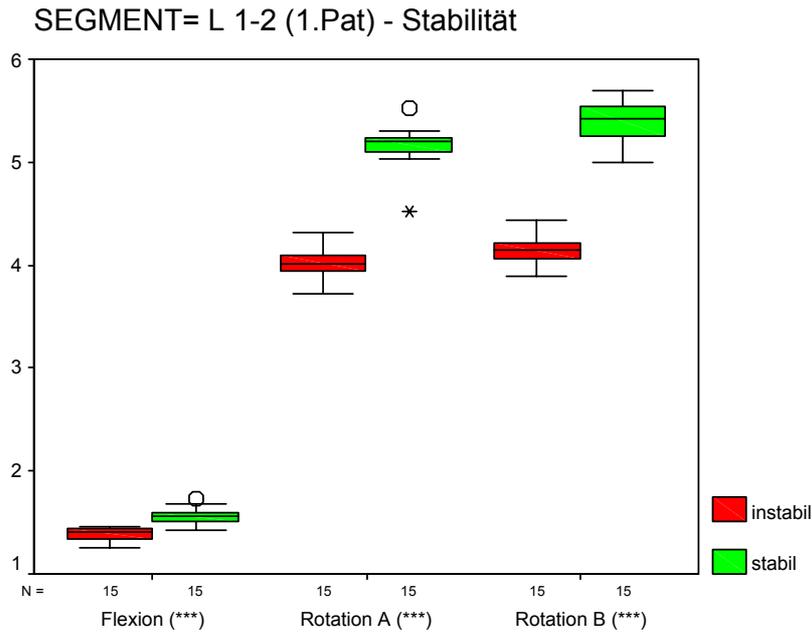


Abb. 70: Darstellung der segmentalen Steifigkeit in Flexions- und Rotationsrichtung in  $\text{Nm}/^\circ$  für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Rotation A = Linksrotation. Rotation B = Rechtsrotation. Höchstsignifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) stabil-instabil.

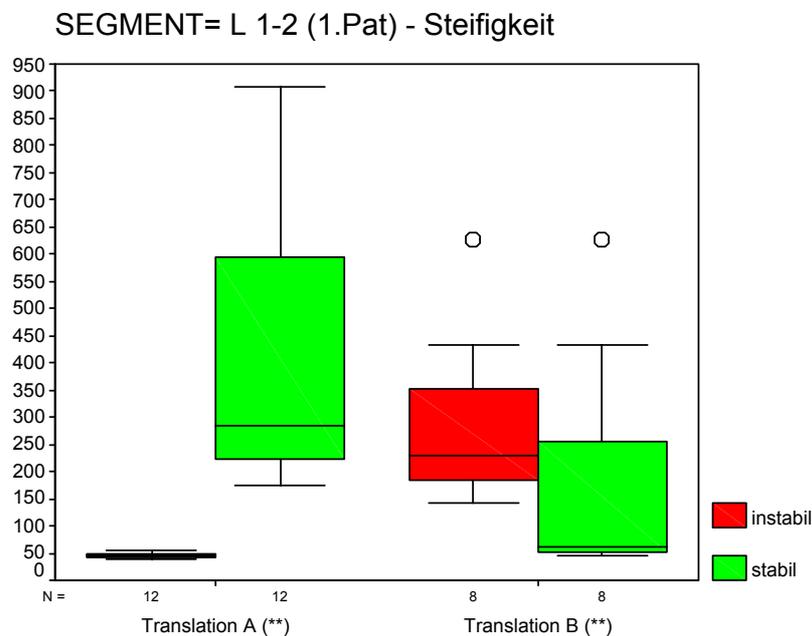


Abb. 71: Darstellung der segmentalen Steifigkeiten in Translationsrichtung in  $\text{N}/\text{mm}$  für stabile und instabile Situation des Segmentes L1/2. Translation A = Dorsalbewegung des kranialen Partners, Translation B = Dorsalbewegung des kaudalen Partners. Hochsignifikante Unterschiede ( $p < 0,01$ ) stabil-instabil.

### 5.3.7. Radiologische Befunde der Segmente

Es zeigten die Bewegungssegmente der beiden untersuchten Leichen folgendes Verhalten (Tabelle 25):

Grad	Intervertebralraum	Wirbelkörper	Anzahl
I	minimale Höhenminderung	regelrechte Knochenstrukturen	0
II	deutliche Höhenminderung	fokale Sklerose der Endplatten, initiale Spondylose	2
III	Höhenminderung > 75% der ursprünglichen Bandscheibenhöhe	diffuse Sklerose der Endplatten, deutliche Spondylose	6

Tab. 25: Radiologische Einteilung der Osteochondrose nach TIEDJEN und MÜLLER [156] (n=8)



Abb. 72: Radiologisch Osteochondrose des Grades III nach TIEDJEN und MÜLLER [156] mit überbrückenden Osteophyten und fast vollständiger Aufhebung des Intervertebralraumes.

### 5.3.8. Histologische Befunde der Segmente

Anhand der histologischen Untersuchungen ergaben sich folgende Befunde (Tabelle 26 und Abb. 73 und 74):

Befund	Leiche 1				Leiche 2			
	L1/2	L2/3	L3/4	L4/5	L1/2	L2/3	L3/4	L4/5
<b>Parameter nach TIEDJEN und MÜLLER [156]</b>								
Demaskierung von Kollagenfasern	+	+	-	+	+	+	+	+/-
Chondrozytenproliferation „Brutkapseln“	+	+	+	+	+	+	+	+
amorphes granuläres Material im Bereich der Risse	+	-	+	+	-	-	+	+
mukoide Stromadegeneration	+	+	+	+	+	+	+	+
Kapillareinsprossungen	-	-	-	-	?	-	-	?
amorphe Kaliziumpyrophosphatablagerungen	+	+	+	-	+	-	+	-
<b>zusätzliche Parameter</b>								
wechselnde Verlaufsrichtungen der Kollagenfasern	+	+	-	-	-	+	+	+/-
knorpelige Wk-abschlussplatte	-	+	-	+	+	+	+	+
randständige Auffaserung	+	+	+	+	+	+	+	+
Einsprossung von Bindegewebe	-	-	-	+	?	-	-	-
Knochen	-	+	-	+	+	+	+	-
knöcherne Wk-abschlussplatte	-	-	-	+	+	+	+	-

Tab. 26: Histologischer Degenerationsgrad (n=8)

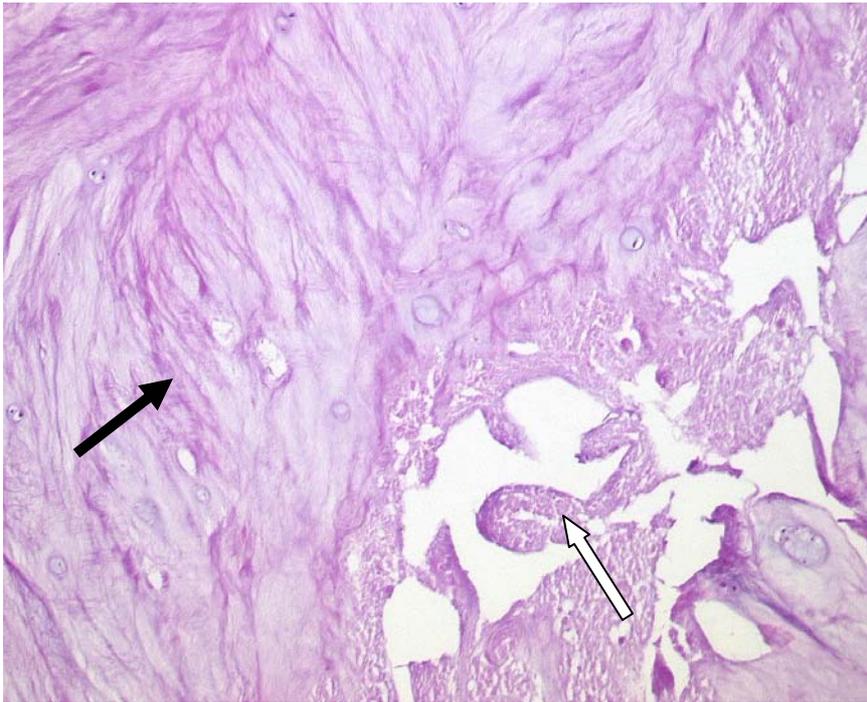


Abb. 73: Histologisches Bild einer degenerativen Diskopathie mit wechselnder Kollagenfaserverlaufsrichtung (geschlossener Pfeil, linke Bildhälfte) und Rissbildung mit Kalziumpyrophosphatablagerungen (offener Pfeil, rechte Bildhälfte), Leiche 1, L1/2, 1:200, HE-Färbung

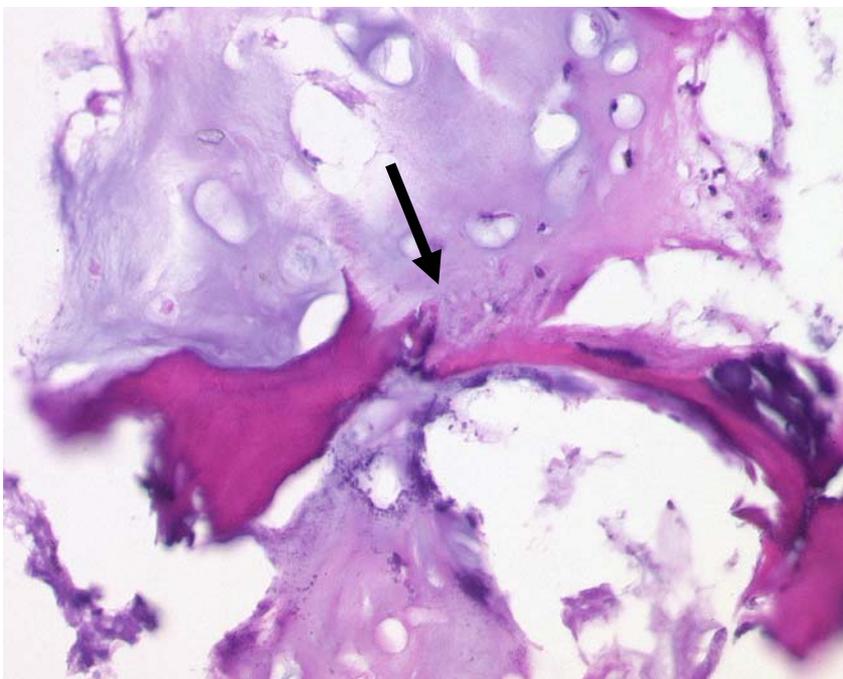


Abb. 74: Histologisches Bild einer degenerativen Diskopathie mit Durchbruch von degenerativ verändertem Bandscheibengewebe durch die knöcherne Abschlussplatte (Pfeil), Leiche 2, L2/3, 1:400, HE-Färbung

### 5.3.9. Diskussion

Es existiert unverändert keine eindeutige und allgemein anerkannte klinisch anwendbare Definition der lumbalen Instabilität [14]. Die genutzten Definitionen treffen teilweise sowohl für klinisch symptomfreie als auch für symptomatische Probanden zu [9, 11]. Bei der Indikationsstellung zur Fusion an der Lendenwirbelsäule wegen lumbaler Instabilität besteht deshalb nach wie vor große Unsicherheit. Einheitliche Kriterien existieren nicht. Manche Autoren behelfen sich mit dem probatorischen Einsatz eines Gipsmieders [71], des Fixateur externe [84] oder des Fixateur interne [10], um zu einer therapeutisch relevanten klinischen Aussage zu gelangen.

Es existieren zahlreiche in-vitro Studien, in denen experimentell durch schrittweise Destabilisierung des Bewegungssegmentes eine Instabilität herbeigeführt worden ist [1, 57, 77, 82, 120, 139]. KATO et al. [63] zeigten in ihrer experimentellen Arbeit, dass nach der Einleitung reiner Momente in sechs Freiheitsgraden bei operativer Destabilisierung keine Veränderungen der Neutralen Zonen auftraten. Nach Facettenektomie zeigte sich in dieser Studie eine Zunahme der Flexion-Extension (+33 %), jedoch nicht nach Laminektomie. Die axiale Rotation erhöhte sich nach Facettenektomie um 113 % und weniger stark nach Laminektomie +57 %). QUINT et al. [126] hingegen fanden in einer ähnlichen Studie – Momenteinleitung +/-7,5 Nm nach operativer Dekompression – sowohl eine Zunahme der Neutralen Zonen als auch eine Zunahme aller Bewegungsrichtungen. Die Zunahme der ROM betrug nach Laminektomie in Extension +35 % (1,1°), in Flexion +32 % (1,7°) und in Rotation +17 % (2,7°). In der o. g. Studie [126] stieg die Neutrale Zone in Flexion nach Laminektomie am stärksten (+175 % = 2,8°) an, während die Anstiege in Extension (112 % = 0,9°) und Rotation (+100 % = 0,2°) geringer ausgeprägt waren. In jüngerer Zeit wurden auch Finite Elemente Studien publiziert [154, 180], die ähnliche Ergebnisse aufweisen. Die in unserer Studie gemessenen ROM sind in den absoluten Werten für Flexion und Rotation denen aus der Literatur unter Beachtung des aufwendigen Messverfahrens durchaus vergleichbar. Es ist jedoch zu bedenken, dass der segmentale Kraft-Weg-Verlauf nichtlinear ist. Die Analyse der Werte der drei Untersucher erfolgte somit ggf. an verschiedenen Anstiegspunkten der Kurve. Fehler sind nicht ausgeschlossen. Auch die Bestimmung der hier genutzten

Maximalpunkte von Kräften und Wegen muss dieser Tatsache Rechnung tragen. Um diesen Fehler zu minimieren, wäre perspektivisch z. B. die Einleitung einer definierten Kraft oder eines definierten Moments möglich, die dann eine Wegänderung provoziert. Hier würde man jedoch einen wesentlichen Vorteil der Messeinrichtung aufgeben, zumal perspektivisch bei der Untersuchung im Operationssaal nur die Messungen des Operateurs zur Entscheidungsfindung dienen. Diese werden nicht so stark differieren, wie Werte von mehreren Untersuchern. Weiterhin wird das Verfahren mit der Beurteilung von Relativwerten arbeiten. Absolute Werte sind weniger von Belang. Somit relativiert sich dieser Diskussionspunkt.

Nur selten ist versucht worden, mit der operativen Therapie eine Datengewinnung per Messeinrichtung zu verbinden, die zukünftig eventuell mehr Klarheit in Bezug auf das Problem der segmentalen Instabilität an der Wirbelsäule bringen könnte. Diese Forderung ist jedoch immer wieder erhoben worden [14].

Die Auswahl des Messverfahrens für die Analyse von Kräften (Loads) und Weg- bzw. Winkeländerungen (Displacements) ist wesentlich vom Anspruch getragen, in welchen Freiheitsgraden eine Analyse erfolgen soll. Das von EBARA et al. [25] konstruierten Messgerät (KFC-5-C1-1, Kyowa, Tokyo, Japan) bezog sich auf Steifigkeitsmessungen, die durch die Auseinanderspreizung der Dornfortsätze zweier benachbarter Wirbel ermittelt wurde. Es erfolgte eine definierte Krafteinleitung von 0-100 N. Je nach Degenerationsgrad der Bandscheibe wurden durchschnittliche Steifigkeiten von 14,7 N/mm (normale Bandscheibe), 10,7 N/mm (mäßige Degeneration) und 6,8 N/mm (schwere Degeneration) ermittelt. KAIGLE et al. [58] arbeiteten zunächst am Tiermodell und ermittelten die spinale Kinematik am zunehmend operativ destabilisierten Segment. Es wurden potentiometrische Goniometer zur Winkelmessung verwendet. Eine Analyse von sagittaler Rotation, axialer Translation und anteroposteriorer Translation wurde über die Veränderung der drei an den Pins angebrachten Fixpunkte angegeben. Über eine Kraftmessung wird keine Angabe gemacht. Die Autoren beschreiben eine Anwendung in vivo an sieben Patienten, die in Lokalanästhesie die Pins zur Verankerung des Messgerätes implantiert bekamen [59]. Es wird gezeigt, dass bei den Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und dem radiologischen Verdacht auf das Vorliegen einer

lumbalen Instabilität sowohl das Bewegungsausmaß in Flexion-Extension als auch die elektromyographische Aktivität der Muskulatur erniedrigt war. Die muskuläre Entspannung in Vorbeuge wurde in der Kontrollgruppe in 78 % der Fälle gefunden, während die Patientengruppe dieses Merkmal lediglich in 13 % der Fälle aufwies. Die Autoren schlussfolgerten, dass das neuromuskuläre System in der Lage ist, in gewissen Grenzen die Stabilität der Wirbelsäule aufrecht zu erhalten, wenn im Bewegungssegment eine instabile Situation vorliegt. FRANK et al. [31] stellten eine an der HWS arbeitende Apparatur zur Analyse von axialem Displacement vor (eindimensional), das in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft gemessen wurde. Hierzu wurden über einen Wirbelkörperretraktor gearbeitet, der mit einem Positionswandler und einer Kompressionskraftmesszelle ausgestattet war. Eine kontinuierliche Krafteinleitung in Distraktionsrichtung (= Flexion-Extension) der Pins erfolgte von 0 bis 177 N. Das von BROWN [13] und Mitarbeitern benutzte System SSG (Spinal Stiffness Gauge) ist ein motorbetriebener Wirbelkörperdistraktor, der über die Einleitung einer definierten Kraft (maximal 200 N) und eine Wegmessung Steifigkeiten errechnet. Der Ansatz des Messgerätes erfolgt zwischen den Dornfortsätzen. Es wird der Ansatz verfolgt, eine Korrelation zwischen Steifigkeit des Segmentes und Bandscheibendegeneration herzustellen. Für die einzelnen Segmente werden Steifigkeiten von 17-25 N/mm und maximale Displacements von 5-7,5 mm angegeben. Auch diese Apparatur arbeitet eindimensional und mit vorgegebener Krafteinleitung [13,14]. Es wurden intraoperative Steifigkeiten bei einer maximalen Belastung von 134 N gemessen. Bei den zuvor ermittelten segmentalen Steifigkeiten an der Leiche wurden durchschnittlich Werte von 21,1 N/mm erreicht. Die durchschnittliche Steifigkeit der 655 in-vivo vermessenen Segmente war mit 31,3 N/mm deutlich höher. Die Steifigkeiten der einzelnen segmentalen Höhen schwankten zwischen 26,9 N/mm (L3/4); 28,7 N/mm (L2/3); 28,8 N/mm (L4/5) und 36,6 N/mm (L5/S1). BROWN gibt in seiner Arbeit eine Reduktion der segmentalen Steifigkeit in-vivo nach beidseitiger segmentaler Dekompression von durchschnittlich 20 % (0-60 %) an [14]. In unseren Versuchen waren in Bezug auf die Flexion eine Reduktionen der Steifigkeit durch Laminektomie von durchschnittlich 21,6 % (7,4-30,0 %) erreicht worden. Klar ersichtlich und für zukünftige Automatisierungen wegweisend ist die Heranziehung von segmentalen Steifigkeiten bzw. von segmentalen Flexibilitätskoeffizienten zur Beurteilung des Verhaltens eines Bewegungssegmentes. Diese Parameter sind für die Analyse besser geeignet als

absolute Werte der Bewegungen und sollten perspektivisch intraoperativ durch eine geeignete Software zur Verfügung gestellt werden.

Es ist unbestritten, dass der Grad der Bandscheibendegeneration einen Einfluss auf die Stabilität des Segmentes hat [13, 14, 44]. Bereits KIRKALDY-WILLIS [66] zeigte, dass in der späten Phase der lumbalen Bandscheibendegeneration durch das Auftreten von überbrückenden Osteophyten höhere segmentale Steifigkeiten gemessen werden als bei normal abgenutzten Segmenten. Die Erhebung radiologischer Parameter ist deshalb notwendig. Die einfache Klassifikation nach TIEDJEN und MÜLLER [156] scheint für derartige Zwecke ausreichend, wenn auch wenig richtungweisend für die Interpretation der segmentalen Steifigkeiten. Allerdings sind nur Daten von acht Segmenten zur Verfügung, von denen fünf biomechanisch untersucht wurden. Für eine relevante Analyse ist die Anzahl dieser Daten auch zu gering. Wesentlicher für perspektivische Versuche in-vivo erscheint die Etablierung eines histologischen Untersuchungsbogens, um den Grad der Degeneration sicher beurteilen zu können. Die in Tabelle 26 (siehe Seite 113) zusammengefassten Ergebnisse zeigen, dass die Wertung der erhobenen Parameter in unterschiedlicher Weise erfolgen sollte. So sind von TIEDJEN und MÜLLER [156] empfohlene Parameter wie der „Nachweis von Brutkapseln“ oder eine „mukoide Stromadegeneration“ in jeder der von uns untersuchten Bandscheibe nachweisbar gewesen. Ihre Wertigkeit scheint somit in Bezug auf die Graduierung der degenerativen Diskopathie eher gering. Andere von uns zusätzlich untersuchte Parameter, wie die „wechselnden Verlaufsrichtungen der kollagenen Fasern“, „bindegewebige Einsprossungen“ oder die „Einsprossung von Kapillaren“, sind seltener anzutreffen. Sie sollten zusätzlich erfasst werden. Ein entsprechender Vorschlag findet sich ebenfalls in Tabelle 26 (siehe Seite 113). Um gerade die letzt genannten Parameter sinnvoll beurteilen zu können, ist eine Aussage zum Entnahmeort der histologischen Probe unerlässlich. In unserer Untersuchung zeigten vier von acht Proben Anteile der knorpeligen und knöchernen Abschlussplatte und weitere zwei Proben Anteile der knorpeligen Platte. Degenerationszeichen wie „bindegewebige Einsprossungen“ oder „Einsprossung von Kapillaren“ sind dann besonders zu werten, wenn es sich aus entnommenem Material aus dem Nukleus pulposus handelt, während gleiche Befunde, aufgetreten im Anulus fibrosus, weniger relevant sind. Wir haben deshalb die Entnahme standardisiert und nutzen seither

graduierte Zangen. Die Materialentnahme erfolgt in einer Tiefe von 30 mm in einer Konvergenz von 15-20°. Die Inzision der Bandscheibe erfolgt unter Sicht möglichst zentral. Um eine Sicherheit über den Entnahmeort zu haben, sollte das Vorliegen von Anteilen der knorpeligen und/oder knöchernen Abschlussplatte des Wirbelkörpers histologisch mit erfasst werden. Auch dies erleichtert das Bewerten der erhobenen Befunde.

Die wenigen Publikationen aus jüngster Zeit verfolgen ebenfalls den Weg der Lasteinleitung zwischen den Dornfortsätzen und müssen sich damit auf die eindimensionale Analyse der Parameter beschränken [21, 118]. Angelehnt an die Arbeiten von ROHLMANN [130] zur dorsalen Implantatbelastung an der Wirbelsäule in-vivo werden in jüngster Zeit Ansätze verfolgt, bei denen in ventrale Wirbelsäulenimplantate Kraftmesszellen integriert werden, um auch hier die Implantatbelastung während des täglichen Lebens zu analysieren [76]. Hieraus sind perspektivisch interessante Erkenntnisse zu erwarten.

Um einen möglichst umfassenden Einblick in die segmentale Biomechanik der lumbalen menschlichen Wirbelsäule zu erhalten, ist eine Analyse in sechs Freiheitsgraden ( $x$  und  $-x$ ,  $y$  und  $-y$ ,  $z$  und  $-z$ ) von besonderem Wert [106]. Für eine derartige Apparatur ist neben der sicheren Kopplung, die eine unbedenkliche Belastung des Systems in diesen Richtungen erlaubt (siehe Kapitel 5.2.), vor allem die Möglichkeit der dreidimensionalen Aufzeichnung von Kräften und Wegen zu realisieren. Die Lendenwirbelsäule gibt durch ihre physiologischen Bewegungsmöglichkeiten anatomisch bestimmte Bewegungsverläufe vor. Die klinisch relevanten Bewegungsbahnen sind Beugung-Streckung (Flexion-Extension) und Seitneige (Lateral Bending). Klinisch relevant bei der Beurteilung von pathologischen Bewegungen bzw. Instabilitäten sind neben der Flexion-Extension (anguläre Instabilitäten) die Translation (translatorische Instabilität) und die Rotation (rotatorische Instabilität). Das Messgerät sollte also in der Lage sein, Aufzeichnungen von Daten in diesen Richtungen durchzuführen. Abgeleitet aus der täglichen Routine bei der Beurteilung lumbaler Instabilität (siehe Kapitel 5.1.) wurde festgelegt, Analysen der Angulation (Flexion), der Translation und der Rotation vorzusehen. Dieses sind die klinisch interessanten Bewegungsrichtungen. Aussagen zur Seitneige sind zudem über die Rotations-Seitneige-Synkinese indirekt zu erhalten.

Die durchgeführten Bewegungen im Bewegungssegment werden über die starre Kopplung Pedikelschraube-Adapter-Messgerät auf die Hebelarme des Systems übertragen. Prinzipiell sind zwei Messprinzipien in der Lage derartige Anforderungen zu erfüllen. Es kommen prinzipiell kapazitive und induktive Längenmessungen in Frage. Da kommerzielle Sensoren dieser Art, die die Randbedingungen des Einsatzes des Messgerätes erfüllen (insbesondere Dimensionierung), nicht zur Verfügung stehen, war eine Eigenentwicklung nötig. Nach der Erprobung eines jeweiligen Prototyps beider Verfahren zeigte sich sehr schnell, dass aufgrund der Störanfälligkeit der kapazitiv arbeitenden Sensors durch Umgebungsfaktoren (insbesondere der Umgebungsfeuchtigkeit bei der intraoperativen Anwendung) dieser Ansatz verworfen werden musste, obgleich das Messprinzip zur Lösung der Aufgabe durchaus geeignet wäre. Bei der Testung der induktiven Wegsensoren ergaben sich derartige Beeinflussungen nicht. Bereits vorab wurde die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse für jeden einzelnen Wegsensor nachgewiesen, um sich später bei der Datenerhebung am Situs darauf berufen zu können. Gleiches gilt für die verwendeten triaxialen Kraftsensoren bei denen der beauftragte Hersteller ebenfalls ein entsprechendes Protokoll mitlieferte.

Die Analyse am Dummy und am Situs zeigte, dass die entwickelte Apparatur in der Lage ist, mit den gewählten Messbereichen die Situation eines Bewegungssegmentes im Hinblick auf Kraft- und Wegverlauf dreidimensional aufzunehmen. Die Messungen gelangen sowohl für stabile Segmente als auch für Laminektomierte instabile Segmente. Bei den stabilen Segmenten in vitro zeigten sich durchschnittliche Änderungen der Displacements in Flexionsrichtung von  $0,93^\circ$ , in Rotationsrichtung von  $1,2^\circ$  rechts und  $1,02^\circ$  links, sowie in Translationsrichtung von 2,16 mm (Trans. A) bzw. 2,48 mm (Trans. B). Es wurden segmentale Steifigkeiten von  $1,50 \text{ Nm}^\circ$  für die Flexionsbelastung und von 5,04 bzw.  $5,55 \text{ Nm}^\circ$  für die Rotationsbelastungen errechnet. Bei den instabilen Segmenten wurden segmentale Steifigkeiten von  $1,18 \text{ Nm}^\circ$  für die Flexionsbelastung und von 3,51 bzw.  $3,77 \text{ Nm}^\circ$  für die Rotationsbelastung errechnet. Für die Flexion und die Rotation stimmen unsere ermittelten Werte von Steifigkeiten und Flexibilitätskoeffizienten mit den experimentell von YAMAMOTO [177] bestimmten Werten überein (siehe Tabelle 4, Seite 18). In Translationsrichtung sind die Werte zumindest in der richtigen Größenordnung. Eine korrekte Interpretation der Daten bedarf aber der weiteren

Optimierung der Datenanalyseprogramme. Die Zunahme der Displacements, die Abnahme der aufzuwendenden Kraft und damit die Abnahme der Steifigkeiten war für instabile gegenüber stabilen Situationen statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ). Auf die Problematik der Maximalpunktbestimmung wurde oben schon hingewiesen. Insbesondere problematisch war die Interpretation der in Translationsrichtung gemessenen Daten. Da während der Messung plausible Kurven für Kraft- und Wegänderung aufgenommen wurden, sind die Schwierigkeiten erst während der Datenverarbeitung auffällig geworden. Es sind zwei wesentliche Punkte für zukünftige Arbeiten weiter zu verbessern. Zunächst muss über die Genauigkeit des hexapodischen Messsystems nachgedacht werden. Es ist zumindest möglich, dass vor allem in Translationsrichtung durch eine Potenzierung der möglichen Fehler der Gesamtfehler in der Größenordnung der Messwerte liegt. Resultierende Daten wären dann nicht zu verwerten. Hier kommen insbesondere das Spiel der Kugellager, die Unsicherheit bei der Spannungsmessung, der Messfehler des induktiven Sensors, aber auch Umrechnungsprobleme (Spannungsdaten in Positionierungsdaten) in Frage. Auch sind die Datenfiles insgesamt schwer zu handhaben. Eine jeweilige Neubestimmung des lokalen Nullpunktes vor jeder Messung ist zu überlegen. Möglicherweise kann dann die derzeit noch extrem aufwendige Datenumrechnung und Datenaufarbeitung weiter vereinfacht werden. Um eine „Ja-Nein“-Entscheidung im Operationssaal fällen zu können, ist es unbedingt notwendig, eine Software zur Verfügung zu haben, die in der Lage ist, online segmentale Steifigkeiten zu errechnen und dem Operateur zu Verfügung zu stellen. Nur anhand dieses Quotienten bzw. des Flexibilitätskoeffizienten ist eine Entscheidung „stabil-instabil“ möglich. Dieses Problem ist derzeit noch nicht gelöst.

Es konnte jedoch insgesamt gezeigt werden, dass das entwickelte Messgerät in der Lage ist, im real-time-Verfahren Kräfte und Wege gleichzeitig in drei Dimensionen aufzunehmen und Werte für stabile und instabile Situationen zu ermitteln. In der Literatur ist beschrieben, dass die in einer Ebene (Flexion-Extension) erhobenen Daten und die daraus abgeleitete Notwendigkeit der Fusionsoperation nicht mit dem postoperativen klinischen Resultat der Patienten korrelieren [14]. Möglicherweise bietet die Messung in allen drei Ebenen hier einen geeigneten Ansatz zur weiteren Erhellung dieses Problems. IGUCHI et al. [53] zeigten in ihrer Arbeit einen Zusammenhang zwischen klinischer Manifestation der Instabilität und Richtung der

vermehrten Beweglichkeit ( $> 3$  mm Translation). Dies unterstreicht die Notwendigkeit der mehrdimensionalen Analyse der Bewegungen. Das entwickelte Messgerät ist durch seine sichere Kopplung an Pedikelschrauben sowohl lumbal als auch thorakal einsetzbar. Es kann jederzeit bei allen instrumentierten Wirbelsäulenoperationen dieser Höhen eingesetzt werden. Eine wesentliche Belastung für den Patienten ergibt sich bis auf eine Verlängerung der Operationszeit (gegenwärtig 8 min für Montage und + 2 min für Messungen = 10 min) nicht. Das hier vorgestellte System stellt demnach eine intelligente Lösung zum klinischen Einsatz bei der Bearbeitung der Problematik der degenerativen Instabilität dar. Neuartig ist ebenfalls, dass eine direkte Messung der das System belastenden Kräfte erfolgen kann. Auch hieraus sind möglicherweise mehr Informationen zu erhalten als bei einer definierten Krafteinleitung von außen. Die Entwicklung des Messgerätes ermöglicht so eine wesentliche Erweiterung des diagnostischen Vorgehens bei degenerativen Erkrankungen der Brust- und Lendenwirbelsäule, die mit einer Veränderung der Stabilität des betroffenen Bewegungssegmentes einhergehen. Das Projektziel ist somit in vollem Umfang realisiert worden. Durch das verwendete hexapodische Längenmesssystem ist es nicht nur möglich, Wegänderungen in drei Ebenen aufzuzeichnen, sondern auch kombinierte Bewegungen zu analysieren (wieviel Translation wurde bei welcher Flexion vollzogen?). Dies stellt eine weitere Neuentwicklung auf dem Gebiet der hier diskutierten Messtechnik dar. Um den praktischen Nutzen der entwickelten Messmöglichkeit ausschöpfen zu können, ist es einerseits notwendig, die gewonnenen Daten rechentechnisch mit entsprechender Vereinfachung aufzuarbeiten und andererseits für entsprechende klinische Wertungen ausreichend viele Messwerte zu ermitteln. Mit dem jetzt abgeschlossenen Projekt sind alle Voraussetzungen für den intraoperativen Einsatz geschaffen worden, der zukünftig eine Vielzahl neuer Erkenntnisse auf dem Gebiet des biomechanischen Verhaltens menschlicher Bewegungssegmente in vivo erbringen wird.