

# 1. Einleitung

Mit der Entwicklung der modernen Wirbelsäulen Chirurgie und insbesondere mit der Verfeinerung der stabilisierenden Instrumentationsverfahren ist, wie bei allen neu entwickelten Therapieformen, einerseits eine teils euphorische Ausweitung der Indikationen verbunden. Andererseits eröffneten diese Entwicklungen erstmals eine Behandlungsmöglichkeit für bis dahin unbeeinflussbare Zustände. Ein Operationsverfahren, insbesondere eines, das mit relativer Indikation zur Anwendung kommt, kann jedoch nur so gut sein, wie die Indikationsstellung durch den Operateur vorgenommen wird. Dies wiederum setzt gesicherte und detaillierte Kenntnisse voraus. Hier haben die experimentelle Biomechanik und die experimentelle Chirurgie des Achsorgans in den letzten 30 Jahren wesentliche Fortschritte gebracht. Insbesondere in der Wirbelsäulen Chirurgie ist immer wieder zu bedenken, „dass die versteifende Korrektur mit und ohne Implantate nur „State of the Art“, nicht aber Ziel unserer Kunst sein kann“ (ZIELKE, 2001) [181]. Moderne „non-fusion“-Implantate (Bandscheibenendoprothetik, Dynesys, Wallis, Coflex™) zeigen eine neue Perspektive auf, wenn ihr klinischer Langzeitnutzen auch noch bewiesen werden muss. In der Wirbelsäulen Chirurgie ist die verantwortungsvolle und strenge Indikationsstellung insbesondere bei der Chirurgie der degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen von außerordentlicher Notwendigkeit. Bisher sind gesicherte Erkenntnisse zur Biomechanik der degenerativ veränderten Wirbelsäule jedoch rar. Die Indikation zur Fusion wird weltweit kontrovers diskutiert. Ein wesentliches Problem stellt hierbei der Erkenntnisstand zur Definition der Stabilität eines Bewegungssegmentes dar. Finden sich hierzu noch einige Publikationen, die sich auf die in vitro bestimmten oder in vivo gemessenen segmentalen Steifigkeiten [108, 109, 129-131, 165], bzw. auf segmentale Bewegungsausmaße beziehen [4, 16, 111], ist das Problem der Instabilität in lebhafter Diskussion. Wird von einigen Autoren die Existenz der klinisch relevanten lumbalen Instabilität überhaupt in Zweifel gezogen [z. B. 67, 93, 94, 113, 121, 166], empfehlen andere Autoren mehr oder weniger unscharfe Definitionen zur täglichen Anwendung [z. B. 74, 104, 157, 160, 164]. Auch im Tiermodell ist versucht worden, sich dem Problem der spinalen Instabilität zu nähern [100, 178]. Das Zitat von WITTENBERG und HAACKER [175]

gibt jedoch deutlich wieder, in welcher Situation wir uns derzeit befinden: „Kein Phänomen an der Wirbelsäule wird so kontrovers diskutiert und ist so wenig einheitlich festgelegt wie die Instabilität.“

In der täglichen Routine anwendbare Hilfen bei der Beurteilung lumbaler Instabilität und bei der Indikationsstellung zur Fusionsoperation haben sich aus den bisher verfolgten experimentellen Ansätzen nur unzureichend ergeben. Andererseits hat sich mit den neuen operativen Möglichkeiten der instrumentierten Wirbelsäulen Chirurgie auch deren Einsatzgebiet stetig erweitert. So verdoppelte sich bereits zwischen 1979 und 1990 die Zahl der Fusionsoperationen in den USA auf 38.000 [19]. Die Zahl der Wirbelsäulenoperationen zu dieser Zeit betrug insgesamt 400.000 [17, 152, 153]. Bereits Anfang der 90er Jahre wurden weltweit allein mehr als 200.000 Nukleotomien vorgenommen [46] –Tendenz steigend. Ein Großteil dieser Wirbelsäulenoperationen wird von den betroffenen Patienten als sehr segensreich empfunden. Ein Drittel von ihnen jedoch führt zu einem unbefriedigenden Ergebnis. Die Gründe hierfür sind mannigfaltig [42, 70]. Oft steht jedoch die Fusion am Ende eines langen Leidensweges, ohne dass das Problem mit der Fusionsoperation tatsächlich behoben werden kann. Jedem Wirbelsäulen Chirurgen sind Probleme der Anschlussdekompensation, der unerwünschten Metall-Knochen-Interaktion, der Pseudarthrosenbildung und des Implantatversagens wohl bekannt [27, 128, 179]. Schraubenfehlagen, Infektionen und Verletzungen neurogener Strukturen seien nur am Rande erwähnt [37]. Weiterhin besteht die Schwierigkeit, dass die radiologische Degeneration auch im Rahmen einer Anschlussdekompensation oft nicht mit den klinischen Symptomen korreliert und damit schwer zu interpretieren ist [99]. Es ist einzuschätzen, dass weder das Problem des Postnukleotomiesyndroms noch das des Postfusionssyndroms [70] derzeit beherrscht ist. Allgemein anerkannt ist jedoch, dass die veränderte segmentale Beweglichkeit nach Nukleotomien bzw. nach Fusionsoperationen mit klinisch relevanten Problemen assoziiert ist [67, 70].

Aus der gewachsenen Erkenntnis heraus, dass nur grundlegende Forschung zu klinisch anwendbarem Erkenntnisgewinn führen kann, hat sich der Autor in den letzten Jahren mit dem Problem der Objektivierung von lumbaler Instabilität intensiv auseinandergesetzt. Durch die Evaluation und Förderung der Arbeitsgruppe durch das Bundesministerium für Wissenschaft und Forschung über die

Arbeitsgemeinschaft Industrieller Forschungsvereinigungen e. V. konnte die Arbeit in den Jahren 2003 bis 2005 wesentlich intensiviert werden. Die gewonnenen Ergebnisse sind in der vorliegenden Arbeit zusammengefasst.

## 1.1. Theoretischer Forschungsstand

Spinale Mobilität bezieht sich entweder auf die Gesamtwirbelsäule oder das von JUNGHANNIS definierte Bewegungssegment [55]. Seit Hans Heinrich WEBER im Jahre 1827 die segmentale Beweglichkeit der Wirbelsäule an drei Kadavern beobachtete und seine Ergebnisse publizierte [162], haben sich zahlreiche Forscher dieses Problems angenommen. Sind in den frühen Jahren vor allem mechanisch-anatomisch ausgerichtete Arbeiten bemerkenswert [z.B. 29, 83, 136, 148, 159], folgte die Ära der radiologischen Beurteilung [z. B. 2, 5, 6, 41, 49, 54, 81, 89, 115, 127, 133, 150, 151, 168]. Weitere Ansätze, sich dem Problem zu nähern, sind die Entwicklung von perkutan arbeitenden Messgeräten [z. B. 24, 26, 30, 86-88, 96, 144, 159] und die experimentelle Bestimmung von segmentalen Beweglichkeiten in vitro [z. B. 18, 90, 102, 107, 137, 141, 143, 169-173, 177]. Nur wenige Arbeitsgruppen erdachten Apparaturen, die am Lebenden anwendbar sind und die Daten über direkte Kopplung an die Wirbelsäule erheben können [13, 14, 25, 31, 48, 58, 95, 161].

So konnten Daten über segmentale Beweglichkeiten und Steifigkeiten [35, 36, 44, 103, 105, 106, 140, 146, 158, 177] bei Normalpersonen und bei Patienten, die unter tiefsitzenden Rückenschmerzen leiden, ermittelt werden. Problematisch ist bis heute die Wertung von Daten der segmentalen Beweglichkeiten, die von denen des Normalkollektivs abweichen [117]. Die damit verbundenen klinischen Konsequenzen werden bis heute kontrovers diskutiert.

„The greatest difficulty in discussing lumbar instability is a complete lack of defining what lumbar instability actually is“ schrieb stellvertretend für zahlreiche sich ähnlich positionierende Autoren KAHANOVITZ in seinem Buch von 1991 [56]. Der Anatom Nikolai BOGDUK, ein ausgewiesener Kenner der Materie, schreibt in seinem exzellenten Werk „Klinische Anatomie von Lendenwirbelsäule und Sakrum“, dass sich der Begriff „lumbale Instabilität“ als diagnostischer Begriff in die Literatur eingeschlichen habe und seither missbraucht und nicht korrekt verwendet wird [11]. Wir kommen also nicht umhin, uns zu vergegenwärtigen, was derzeit unter „lumbaler Instabilität“ verstanden wird und welche klinische Relevanz dieser Begriff hat oder

nicht hat. Die grundlegenden Arbeiten von PANJABI [103, 104] seien hier gesondert erwähnt, da sie ein völlig neues Verständnis der klinischen Biomechanik der Wirbelsäule ermöglichen.

### 1.1.1. Instabilitätsdefinitionen

**ASTON-MILLER und SCHULTZ 1991 [3]:** Instabilität beschreibt einen Zustand eines Systems bei dem die Einwirkung einer geringen Belastung außerordentlich große, evtl. schwerwiegende Verschiebungen zur Folge hat.

**POPE und PANJABI 1985 [122]:** Instabilität ist der Verlust von Steifigkeit.

**FRYMOYER et al. 1979 [33]:** Instabilität ist der Verlust von Steifigkeit eines Bewegungssegmentes der Wirbelsäule, so dass eine Kraffeinwirkung auf diese Strukturen eine größere Verschiebung verursacht, als bei normalen Strukturen zu erwarten wäre. Ein schmerzhafter Zustand, die Gefahr einer progressiven Deformation und die Möglichkeit, dass neurologische Strukturen in Gefahr geraten, sind die Folgen.

**PANJABI 1992 [103]:** Die klinische Instabilität ist definiert als der Verlust der Fähigkeit der Wirbelsäule, unter physiologischen Lasten ein Verhältnis der Wirbelkörper derart zu erhalten, dass es weder initial noch im Verlauf zu einer Schädigung des Rückenmarkes oder der Nerven kommt und dass sich keine stark einschränkende Deformität der Wirbelsäule oder starke Schmerzen einstellen.

**PANJABI 1992 [104]:** Instabilität entspricht einer signifikanten Abnahme in der Möglichkeit des stabilisierenden Systems der Wirbelsäule, die neutralen Zonen der Bewegungssegmente in ihren physiologischen Bereichen zu halten, so dass es zu keiner neurologischen Dysfunktion, keiner größeren Deformation und keinen behindernden Schmerzen kommt.

## 1.1.2. Biomechanik der Wirbelsäule – Konzept der Neutralen Zone

Für die Betrachtung des biomechanischen Verhaltens der menschlichen Wirbelsäule und für die Analyse der interessanten Parameter sind einige Vereinbarungen definiert. Allgemeingültige Definitionen der Physik wie **Verformung** (= räumliche Veränderung einzelner Strukturen eines Körpers zueinander), **Steifigkeit** und **Flexibilität** (Steifigkeit = Widerstand, der vom System einer Verformung entgegen gesetzt wird; Flexibilität = Verhältnis der Verformung zur aufgebrachten Last) oder **Elastizität** (= Fähigkeit eines Körpers, durch äußere Einwirkung eingetretene Formveränderung durch eigene Kraft wieder rückgängig zu machen) sind problemlos auf das Verhalten der Wirbelsäule zu übertragen. Spezifische Analysen und daraus abgeleitete Definitionen verdanken wir wiederum den grundlegenden Arbeiten von PANJABI [104]. PANJABI charakterisiert das biomechanische Verhalten der Wirbelsäule als **nichtlinear** und **viskoelastisch**. Als **elastisch** definiert man hierbei die Verformung oder Bewegung, die unmittelbar nach Lasteinleitung zu messen ist. **Viskös** heißt die (geringfügige weitere) Verformung, die bei gleich bleibender Last nach weiterer Zeiteinheit zu verzeichnen ist. **Nichtlineares** Verhalten bezeichnet den Zusammenhang zwischen zwei variablen Prozessen. Neben der Berücksichtigung des Zeitfaktors bei der Belastung der Wirbelsäule verdanken wir WHITE und PANJABI ein dreidimensionales Koordinatensystem zur Analyse von biomechanischen Parametern an der menschlichen Wirbelsäule [108] (Abb. 1). Es dient zur Orientierung im Raum und zeigt die konstante Beziehung zu den Körperachsen auf. Der Nullpunkt ist zwischen den Cornua sacralia definiert. Die Y-Achse ist das Lot vom Hinterhaupt zum Sakrum. Die positive Y-Achse zeigt kranialwärts, die positive X-Achse zeigt im rechten Winkel von der Y-Achse nach links und die positive Z-Achse zeigt sagittal in den Raum nach vorn. Hieraus ergeben sich allgemein verwendbare Definitionen der Bewegung im Raum: Die **Extension-Flexion** (Streckung-Beugung) **R<sub>x</sub>** ist die Bewegung um die X-Achse, die **Lateralflexion** (Seitneige) **R<sub>z</sub>** ist die Bewegung um die Z-Achse und die **Lateralrotation** (Seitdrehung oder Torsion) **R<sub>y</sub>** ist die Bewegung um die Y-Achse. Kräfte und Momente lassen sich in einem Diagramm darstellen. Es zeigt die notwendigen sechs Freiheitsgrade der Analysen (Abb. 1).

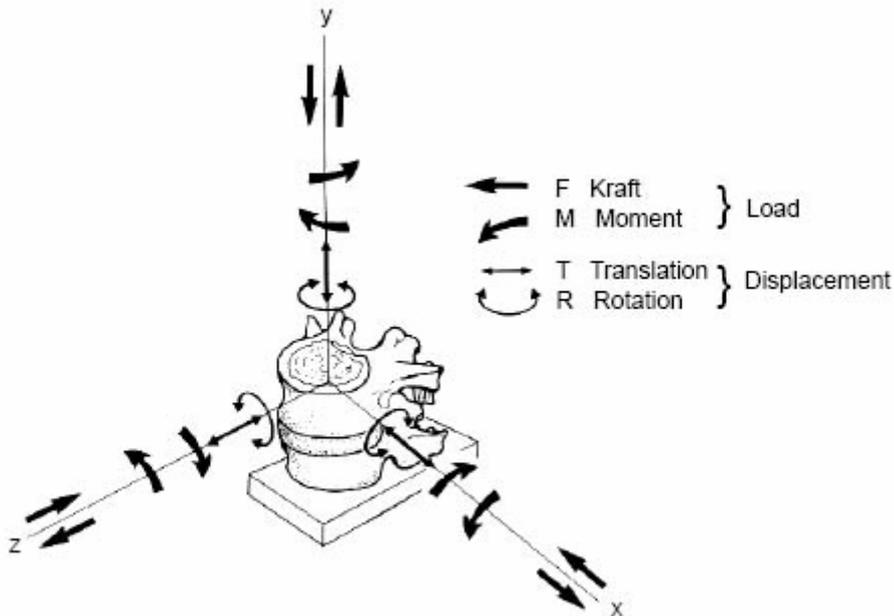


Abb. 1: Abbildung von dreidimensionalen Kraft- und Momentresultierenden [nach 108, modifiziert]

Die resultierende Last-Verformungs-Kurve bei der Aufbringung von Lasten in kleinen Schritten bis zur Maximallast an der menschlichen Wirbelsäule wurde von PANJABI [105] in zwei Phasen geteilt: die Phase der **Neutralen Zone** (NZ) und die Phase der **Elastischen Zone** (EZ) (Abb. 2). Die Neutrale Zone beschreibt die relativ große Verformung bei minimaler Last am Anfang der Lasteinleitung. Die Elastische Zone ist der Teil der kleiner werdenden Verformung bei gleicher Lasteinleitung (zunehmender Widerstand des Wirbelsäulenabschnittes gegenüber der Belastung). Beide Zonen gemeinsam beschreiben das Gesamtbewegungsausmaß = **range of motion** (ROM) des Bewegungssegmentes. Der **Flexibilitätskoeffizient** (FC) bezeichnet das Verhältnis von Ausmaß der Verformung zu aufgebrachtener Last ( $FC = EZ / Load\ max$ ) (Abb. 3).

**Neutrale Zone:** Teil des Gesamtbewegungsausmaßes (range of motion) eines Körpers (z. B. Wirbelkörper), aus einer Neutralposition heraus bis zum beginnenden Widerstand durch Bänder, Bandscheibe und Gelenke. Die Maßeinheiten sind Meter für die Translations- und Grad für die Rotationsbewegungen.

**Elastische Zone:** Teil des Gesamtbewegungsausmaßes (range of motion) eines Körpers (z. B. Wirbelkörper), aus einer Neutralposition heraus, deren Verlauf vom zunehmenden Widerstand des Wirbelsäulenabschnittes gegenüber der Belastung gekennzeichnet ist.

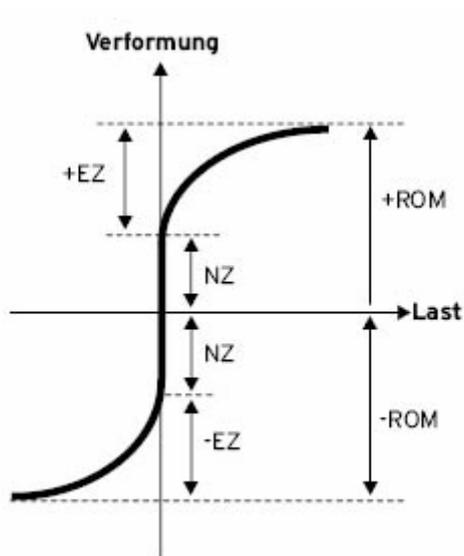


Abb. 2: Last-Verformungs-Kurve des menschlichen Bewegungssegmentes [nach 109, modifiziert]

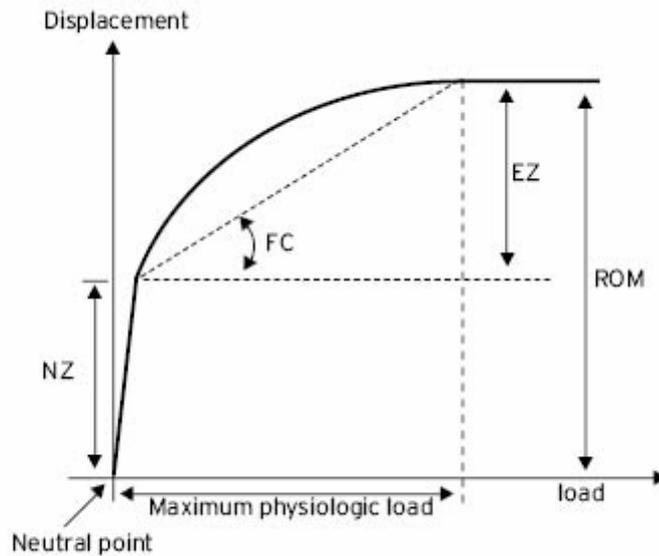


Abb. 3: Darstellung des Flexibilitätskoeffizienten (FC) [nach 108, modifiziert]

### Kombinationsbewegungen an der Lendenwirbelsäule nach KRAG (1975)

Für das Verständnis des normalen und pathologischen Bewegungsablaufes eines Bewegungssegmentes innerhalb der Gesamtmotion ist die Kenntnis der Komplexität des Bewegungszyklus wichtig. KRAG [72] beschrieb den Ablauf der Extensions-Flexions-Bewegung der Lendenwirbelsäule als kombinierten Zyklus aus Translation und Rotation. Dieses Phänomen der konstanten Bewegungsassoziation um verschiedene Achsen wurde von PANJABI auf die Wirbelsäule übertragen (Abb. 4) [103].

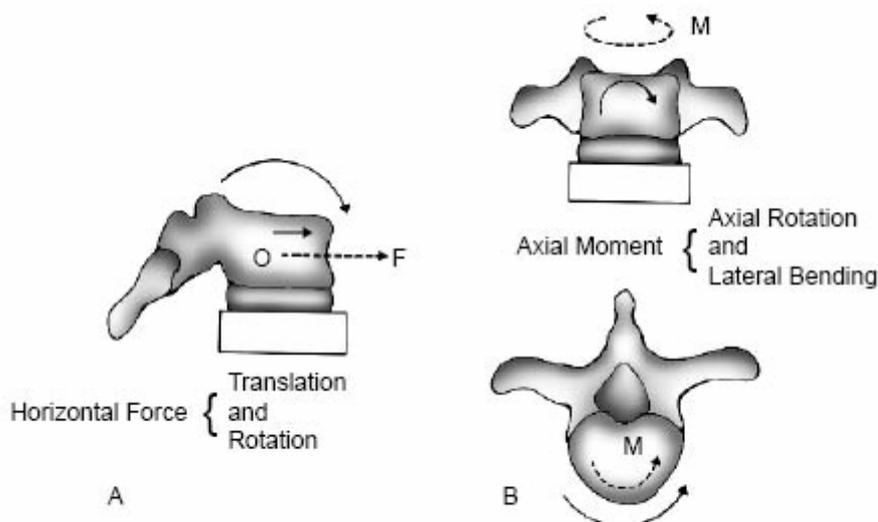


Abb. 4: Anteriorer Schub erzeugt Translation (Hauptbewegung um die Z-Achse) und Rotation (um die X-Achse). Gleiches gilt für die Wirkung axialer Momente und Kräfte (z. B. axiale Rotation = Hauptbewegung, laterale Flexion (Seitneige) [nach 109, modifiziert]

### Instabilitätsfaktor nach WEILER (1990)

Der so genannte **Instabilitätsfaktor** (IF) wurde 1990 von WEILER et al. in die Diskussion eingeführt [163]. Die Autoren gehen davon aus, dass das normalerweise übereinstimmende Verhältnis von Translation und Rotation bei ablaufender Extensions-Flexions-Bewegung der Lendenwirbelsäule im Falle einer vorliegenden Instabilität gestört ist. Er leitet daraus die Erkenntnis ab, dass ein ungenügendes Maß an Rotation bei vollzogener Translation (oder umgekehrt) einer lumbalen Instabilität entspricht. Es wird hier auf die Veränderung der *Qualität der Bewegung* als Maß der Instabilität hingewiesen, wenngleich das Gesamtsystem am Ende des Bewegungszyklus wiederum stabil sein kann. Es findet sich hier also eine enge Parallele zum klinisch geschilderten Begriff der „Versagensangst“ innerhalb unvorhergesehener Bewegungen der Wirbelsäule. Die Bestimmung erfolgt aufwändig radiologisch (mehrere Aufnahmen in Funktion). Als Normalwert wird 25 mm/radian angesehen.

## 1.2. Klinischer Forschungsstand

Die oben genannten Begriffe und Erkenntnisse haben für das theoretische Verständnis der Biomechanik großen Wert und sind zur weiteren Vertiefung der klinisch relevanten Zusammenhänge bedeutsam. In der täglichen Routine jedoch ist man auf wenige Daten angewiesen, die bis heute lediglich klinisch und radiologisch erhoben werden können.

### 1.2.1. Radiologische Methoden zur segmentalen Bewegungsmessung

#### 1.2.1.1. Analyse von Normalbeweglichkeiten

Messungen des segmentalen Bewegungsausmaßes der Lendenwirbelsäule bei Männern zwischen 25 und 36 Jahren verdanken wir der Technik des Zweischichtröntgens der Arbeitsgruppe um Mark PEARCY [110, 114]. In dieser Technik werden die Röntgenbilder in zwei 90° zueinander stehenden Ebenen erstellt. Auch ist mit dieser Technik eine Aussage zu Bewegungskombinationen (coupled motion) möglich geworden [33, 110, 114], (Tabellen 1 bis 3).

Etage	durchschnittliches Ausmaß in Grad						
	Laterale Flexion		Axiale Rotation		Flex.	Ext.	Flex.+Ext.
	Links	Rechts	Links	Rechts			
L1/2	5	6	1	1	8	5	13
L2/3	5	6	1	1	10	3	13
L3/4	5	6	1	2	12	1	3
L4/5	3	5	1	2	13	2	16
L5/S1	0	2	1	0	9	5	14

Tab. 1: Segmentales Bewegungsausmaß der LWS in der Zweischichtradiographie nach PEARCY et al. 1984 [114]

Etage	Bewegungsumfänge					
	Durchschnittliche Rotation in Grad			Durchschnittliche Translation in mm		
	Sagittal	Frontal	Axial	Sagittal	Lateral	Vertikal
Flexion						
L1	8	1	1	3	0	1
L2	10	1	1	2	1	1
L3	12	1	1	2	1	0
L4	13	2	1	2	0	0
L5	9	1	1	1	0	1
Extension						
L1	5	0	1	1	1	0
L2	3	0	1	1	0	0
L3	1	1	0	1	1	0
L4	2	1	1	1	0	1
L5	5	1	1	1	1	0

Tab. 2: Bewegungskomplexe bei der Extension der LWS in der Zweischichtradiographie nach PEARCY et al. 1984 [114]

Primäre Bewegung und Ebene	Bewegungsumfänge		
	Axiale Rotation (positiv=links)	Flexion-Extension (positiv=Flexion)	Lateralflexion (positiv=links)
Rechtsrotation			
L1	-1	0	3
L2	-1	0	4
L3	-1	0	3
L4	-1	0	1
L5	-1	0	-2
Linksrotation			
L1	1	0	-3
L2	1	0	-3

L3	2	0	-3
L4	2	0	-2
L5	0	0	1
Lateralflexion rechts			
L1	0	-2	-5
L2	1	-1	-5
L3	1	-1	-5
L4	1	0	-3
L5	0	2	0
Lateralflexion links			
L1	0	-2	6
L2	-1	-3	6
L3	-1	-2	5
L4	-1	-1	3
L5	-2	0	-3

Tab. 3: Bewegungskomplexe bei axialer und lateraler Rotation der LWS in der Zweischichtradiographie nach PEARCY et al. 1984 [114]

Diese Muster sind insgesamt jedoch inkonstant, ohne dass derzeit klare Regeln und sichere klinische Konsequenzen ableitbar wären. In Extension-Flexion des lumbalen Bewegungssegmentes treten gekoppelt eine sagittale Rotation und eine sagittale Translation auf. Es resultiert eine bogenförmige Bewegung durch ein Zentrum unterhalb des sich drehenden Wirbels. PEARCY und BOGDUK haben 1988 diese Bewegungsbögen radiologisch nachgewiesen [112]. Die Phasen eines jeden Abschnittes des Bewegungszyklus können hintereinander aufgezeichnet und mittels Linie verbunden werden. Diese Linie heißt **Bewegungszentrode** und beschreibt die wandernde Achse der Gesamtbewegung. Abweichungen der Zentrode bei degenerativen Erkrankungen des Bewegungssegmentes sind beschrieben [38-40, 97]. Eine mathematische Beschreibung ist möglich. Prinzipiell beinhaltet diese Methode eine Möglichkeit der Interpretation von gestörten Bewegungsabläufen im Segment. Leider taugt die Methode nicht für die breite Anwendung, da sie relativ fehlerhaft ist, wenn Bewegungsamplituden unter 5° analysiert werden [112].

### 1.2.1.2. Pathologische Analysen

Das Bedürfnis nach nichtinvasiver Diagnostik der Instabilität hat bereits frühzeitig zu Versuchen geführt, segmentale Hypermobilität zu objektivieren. Zahlreiche Methoden anhand seitlicher Röntgen-Funktionsaufnahmen sind beschrieben worden [z. B. 22, 23, 60, 78, 91, 124, 134, 145, 174]. Eine Wertung verschiedener radiologischer Verfahren in Bezug auf Genauigkeit und Reproduzierbarkeit erfolgte 1990 von SHAFFER et al. [138]. All diesen Verfahren ist gemeinsam, dass der Beweis der klinischen Relevanz noch aussteht und dass lediglich bildgebende Daten zum Ausmaß der Bewegung an deren Ende verwendet werden können. Eine Aussage zur Qualität der Bewegung ist nicht möglich. Auch sind die Röntgenverfahren leicht subjektiv zu beeinflussen und deshalb nur bis zu einem bestimmten Grad objektiv.

### 1.2.2. Überblick über die klinische Routinediagnostik bei Patienten mit „lumbaler Instabilität“

Wie in der gesamten Medizin sind auch für die Objektivierung und Sicherung der Diagnose „lumbale Instabilität“ nicht-invasive Diagnostikverfahren anzustreben. Das konventionelle Röntgenbild der Wirbelsäule ist für diese Zwecke untauglich (Abb. 5). **Röntgenbilder in Funktion im lateralen Strahlengang** sind die am häufigsten genutzten diagnostischen Hilfsmittel. Sie können jedoch auf unterschiedliche Weise angefertigt werden [7, 109]. Prinzipiell können die Bilder in Angulations- und in Translationsrichtung beurteilt werden. Für beide Richtungen sind zahlreiche Verfahren der Objektivierung beschrieben worden [z. B. 1, 23, 115, 116, 125, 167, 176]. Die ausschließlich „visuelle Analyse“ der segmentalen Stabilität ohne Anwendung eines Messverfahrens korreliert schlecht mit den tatsächlich vorhandenen Messwerten [138]. Die Wertigkeit dieser Methode an sich und die damit verbundenen Auswerteverfahren werden von verschiedenen Autoren sehr unterschiedlich beurteilt [32, 45, 60, 64, 119, 138, 176]. Einige Autoren beschreiben einen sehr begrenzten Nutzen derartiger Aufnahmen [24, 45, 147] oder geben eine hohe Fehlerrate an [24, 45, 92, 101, 176]. Dies hängt sowohl mit der limitierten Vergleichbarkeit der Röntgenbilder aufgrund großer Inhomogenität des untersuchten

Krankengutes [24, 60, 119, 134] als auch mit der Unterschiedlichkeit der verwendeten Messpunkte bei der Auswertung der Röntgenaufnahmen [24, 45, 52, 92, 101, 176] zusammen. Neben der Notwendigkeit einer objektiven Definition der degenerativen lumbalen Instabilität sind Angaben zur Zuverlässigkeit der verwendeten Auswertemethode der erstellten Funktionsröntgenbilder von besonderem Interesse. Die Wertigkeit der Röntgenfunktionsaufnahmen (Abb. 6) ist also umstritten.

Weiterhin wird die **Funktionsanalyse** mittels **Röntgenbild nach Kontrastmittelapplikation** verwendet (Abb. 7). Dieses Verfahren ist jedoch mit den gleichen Problemen wie die Beurteilung von Nativbildern in Funktion behaftet und außerdem invasiv. Die weithin akzeptierte Nachweisbarkeitsgrenze der pathologischen Beweglichkeit liegt bei  $> 3-4$  mm [74]. Die tatsächlich relevanten Wege sind wahrscheinlich kleiner und an bestimmte Kraftänderungen im Bewegungssegment gekoppelt.

Die statische **Magnetresonanztomographie** im Liegen (Abb. 8) bringt nur wenige Informationen zum Vorliegen einer lumbalen Instabilität.



Abb. 5: Konventionelle Röntgenaufnahme in 2 Ebenen eines Patienten mit primärer Instabilität im Segment L3/4: mittelgradige Segmentdegeneration, geringe Retrolisthesis als Hinweis auf Instabilität.



Abb. 6: Laterale Funktionsröntgenaufnahmen bei Instabilität L4/L5. Deutliche Stufe im Segment (Pfeil). Änderung der Winkelstellung zwischen Vorbeuge (links) und Rückbeuge (rechts) als Hinweis auf Instabilität.

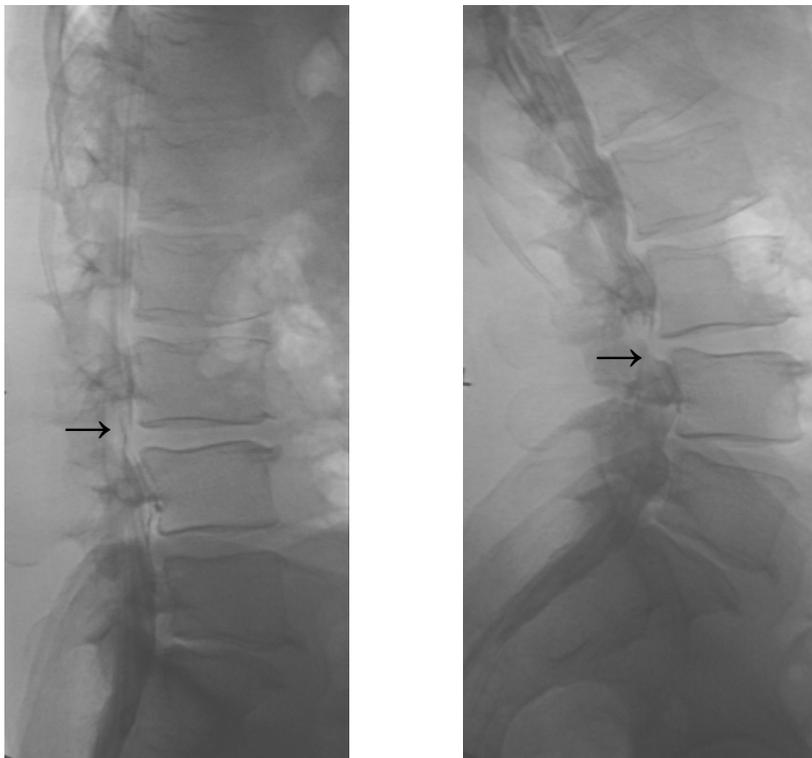


Abb. 7: Funktionsmyelographie bei Instabilität L3/4 mit „bulging disc“, vermehrter lokaler Kyphose in Anteflexion (links) und Retrolisthesis in Retroflexion (rechts).



Abb. 8: statisches MRT der LWS (sagittal, T2-gewichtet) mit Bandscheibenprotrusion Grad II im Segment L3/4. Kein Hinweis auf Instabilität.

Unter Verwendung aller derzeit zur Verfügung stehenden invasiven und nichtinvasiven Diagnostikverfahren ist die Objektivierung der lumbalen Instabilität nicht sicher möglich. Die Indikation zur Spondylodese erfolgt nach wie vor durch die gemeinsame Beurteilung von diesen Untersuchungsergebnissen in Kombination mit der klinischen Untersuchung.

Im Rahmen dieser Teilstudie soll innerhalb des Gesamtprojektes die Frage beantwortet werden, wie genau die radiologische Analyse unter Alltagsbedingungen ist und ob perspektivisch eine Korrelation der erhobenen radiologischen Parameter mit intraoperativ gemessenen Kraft-Weg-Koordinaten sinnvoll sein kann.

### 1.3. Forschungsstand Messtechnik

Bisher steht keine Messeinrichtung zur Verfügung, die in der Lage ist, an der menschlichen Wirbelsäule segmentale Kraft-Weg-Verläufe simultan und dreidimensional intraoperativ, also am Lebenden, zu erfassen. Mehrere experimentelle Versuchsanordnungen zur Bestimmung des Bewegungsausmaßes bei intakten oder geschädigten Bewegungssegmenten der Wirbelsäule sind entwickelt worden [z. B. 20, 69, 123, 135]. Wesentliche Arbeiten auf dem Gebiet der in vitro-Forschung zur Biomechanik der Wirbelsäule sind von WILKE und Mitarbeitern geleistet worden [169-171]. Dies zeigt den großen Forschungsbedarf auf diesem Gebiet an. Die Arbeitsgruppen um ROHLMANN und WILKE weiteten ihre Erkenntnisse auf in-vivo Situationen aus, indem Druckmessungen in der Bandscheibe am Lebenden [132, 172] und Messungen von Belastungen eines implantierten Fixateur interne während des täglichen Lebens durchgeführt werden konnten [130, 131, 173]. Experimentellen Versuchsanordnungen in vitro verdanken wir die vorhandenen Daten für segmentale Steifigkeiten der menschlichen Lendenwirbelsäule (Tab. 4), [108]:

<b>Flexibilitätskoeffizienten der LWS</b>						
<b>Kräfte</b>			<b>Momente</b>			
anteriorer Schub	posteriorer Schub	lateraler Schub	Flexion (Mx)	Extension (-Mx)	Lateral-Bending (Mz)	axiale Rotation (My)
8,3	5,9	6,9	0,74	0,48	0,57	0,20
<b>Steifigkeitskoeffizienten der LWS</b>						
121	170	145	1,36	2,08	1,75	5,0

Tab. 4: Flexibilitätskoeffizienten in mm/kN für Kräfte und in Grad/Nm für Momente, sowie Steifigkeitskoeffizienten in N/mm für Kräfte und Nm/Grad für Momente für die Lendenwirbelsäule [aus 108]

Die Neutralen Zonen (NZ) werden von den gleichen Autoren [108] für die LWS der Segmente L1/2 bis L4/5 angegeben mit: 1,5 mm in Flexion-Extensions-Richtung, 1,6 mm in Seitneige-Richtung und 0,7° in Rotationsrichtung. YAMAMOTO [177] bestimmte experimentell die Neutralen Zonen für die einzelnen lumbalen Segmente (Tab. 5):

<b>Segment</b>	<b>Flexion-Extension [°]</b>	<b>Seitneige [°]</b>	<b>einseitige Rotation [°]</b>
L1/2	1,6	1,4	0,9
L2/3	1,0	2,0	0,9
L3/4	1,4	1,4	0,7
L4/5	1,8	1,6	0,4
L5/S1	3,0	1,8	0,4

Tab. 5: Neutrale Zonen experimentell bestimmt [177]

Aus den gleichen experimentellen Studien stammen die kinematischen Daten für die LWS (repräsentative Werte der Autoren) [108, 177] (Tab. 6):

<b>Segment</b>	<b>Flexion-Extension [°]</b>	<b>Seitneige [°]</b>	<b>einseitige Rotation [°]</b>
L1/2	12	6	2
L2/3	14	6	2
L3/4	15	8	2
L4/5	16	6	2
L5/S1	17	3	1

Tab. 6: Kinematische Daten der Lendenwirbelsäule [aus 108]

Alle Anordnungen sind für den experimentellen Nachweis von veränderten Bewegungsparametern geschaffen worden und hier sehr wertvoll. Für die intraoperative Anwendung sind sie naturgemäß jedoch nicht geeignet.

1944 brachte KNUTSSON die bandscheibenbedingte Instabilität der Lendenwirbelsäulensegmente und ihre klinische Relevanz in die Diskussion [68], wobei auch er LWS-Funktionsaufnahmen im lateralen Strahlengang zur Beurteilung verwendete. Bereits 1945 versuchte sich KEY dem Problem der intraoperativen Stabilitätsanalyse zu nähern [65]. Er veröffentlichte einen Artikel, in dem er vorschlug, die Dornfortsätze der Wirbel mit einer starken Gefäßklemme zu erfassen und durch Heben und Senken in der Horizontalebene zu bewegen, um abnorme Beweglichkeit zu demonstrieren. Es handelt sich also um einen subjektiven Test der Bewegungsprüfung eines Einzelwirbels in einer Ebene. Später ist diese Idee in einigen Arbeitsgruppen weiter verfolgt worden [13, 14, 25, 31, 57-59]. Die wenigen Autoren, die das Problem der intraoperativen Datenerhebung zu realisieren versuchten, haben erste Gerätevorschläge in Einzelpublikationen veröffentlicht [s. u]. Es wurden zunehmend automatisierte bzw. technisierte Lösungen vorgeschlagen, die jedoch nur ein- [25, 31] oder höchstens zweidimensional [57, 58] arbeiten können. Zumeist werden segmentale Steifigkeiten bei vorgegebener Lasteinleitung zur Analyse benutzt. Die Ankopplung der dorsal ansetzenden Messgeräte findet jeweils am Dornfortsatz statt [13, 14, 25]. Lediglich FRANK et al. [31] stellt eine sichere intraossäre Ankopplung über Casparschrauben an seinem ventral arbeitenden Messgerät für die HWS vor. Der technische Aufwand sowohl für die Ankopplung als auch für die eindimensionale Messung und nicht zuletzt für die Datenaufarbeitung ist erheblich. Eine klinische Anwendung und Einführung dieser Geräte in die Praxis erfolgte deshalb bisher nur im Rahmen von Pilotstudien von KAIGLE [57-59] und von BROWN [13, 14].

## 1.4. Patentrecherche

Es liegen einige Patente im Zusammenhang mit Apparaturen zur Messung von Kraft und Bewegung an menschlichen Wirbelsäulen vor, die unten näher bezeichnet sind.

### **Patent 1 – US3915160 – 28. Oktober 1975**

#### *Zusammenfassung:*

Der Apparat wird an einer Stange befestigt, welche an einen Wirbelkörper angeklemt wurde. Die Stange ist dabei hauptsächlich senkrecht zur Wirbelsäule ausgerichtet. Der Apparat ermöglicht das Applizieren einer Kraft an einer oder an zwei verschiedenen Positionen auf besagter Stange für das Erstellen einer resultierenden Kraft oder eines Drehmomentes am untersuchten Wirbelkörper.

### **Patent 2 – US4899761 - 13. Februar 1990**

#### *Zusammenfassung:*

Apparat und Methode zum Messen spinaler Instabilität, bestehend aus einem Wirbeldistraktor, welcher ein Paar Distraktionsarme besitzt, die durch einen Motor angetrieben werden. Zwei angrenzende Wirbelkörper werden zwischen den Wirbelsäulenfortsätzen bis zu einer eingestellten Maximalkraft einer konstanten Bewegung zum Messen der Widerstandskräfte ausgesetzt. Die Widerstandsänderung wird zur Wegänderung ermittelt und gespeichert. Die bereitgestellten Daten werden dann mit vorbestimmten Standards verglichen.

### **Patent 3 – US5400800 – 28. März 1995**

#### *Zusammenfassung:*

Eine verbesserte Vorrichtung für das Messen und Registrieren der lumbalen spinalen Beweglichkeit wird beschrieben. Die transportable Einheit wird an einem oberen und unteren Teil der lumbalen Region befestigt und misst mehrere Bewegungsachsen unter Einsatz unabhängiger elektrischer Sensoren. Diese Erfindung ist eine Verbesserung der vorherigen, weil sie Fehler ausgleicht, die durch Wechselwirkungen der drei Achsen für eine Rotationsbewegung entstehen.

**Patent 4 – US5146929 –15. September 1992***Zusammenfassung:*

Dieses transportable Instrument zum Messen der lumbalen spinalen Beweglichkeit besteht aus einer einfachen Anlage, deren Gehäuse am Körper des Patienten durch eine stabile Platte befestigt wird. Ein zweites Gehäuse wird beweglich an eine zweite Platte angeschlossen. Die beiden Platten werden so miteinander verbunden, dass die zweite Platte eine Lage vertikal über der ersten Platte einnimmt. Signalumformer oder Sensoren innerhalb der Gehäuse dienen dazu, die eingeleitete Bewegung zwischen den beiden Gehäusen sowie auftretende Quer- und Drehbewegung zwischen den beiden Platten zu messen. Diese relativen Bewegungen produzieren elektrische Signale, welche direkt dem Ausmaß von Flexion/Extension, Seitenneige und axialer Rotation entsprechen, die an der Lendenwirbelsäule eines behandelten Patienten auftreten.

**Patent 5 und 6 – US5662122, WO/96/22051 – 2. September 1997, 5. Juli 1996***Zusammenfassung:*

Beschriebene Methode und Apparatur lassen eine einfache Korrektur der eingeschränkten spinalen Beweglichkeit zu. Der Arzt wendet einen konstanten schwachen Diagnoseimpuls an jedem interessanten vertebrealen Segment an und der resultierende Schwingungsverlauf wird gespeichert. Die Schwingungsverläufe aller Diagnoseimpulse werden verglichen, um die relative Bewegung jedes vertebrealen Segments festzustellen. Auf dieser Basis wählt der Arzt dann die vertebrealen Segmente aus, welche versteift oder instabil sind. Regulierend wird eine Fixierung im Bereich instabiler Segmente vorgenommen. Im letzten Schritt ist möglicherweise ein Vergleich der postoperativen Steifigkeit der Lendenwirbelsäule mit dem präoperativen Zustand durchführbar.

## 1.5. Zusammenfassung

Für die Bestimmung der tatsächlich vorhandenen biomechanischen Situation eines Bewegungssegmentes muss also eine Möglichkeit gefunden werden, gleichzeitig folgende Parameter aufzunehmen:

1. in das Segment eingeleitete Kraft (Load)
2. die resultierende Wegänderung (Displacement), die im System auf die Belastung folgt.

Diese Aufzeichnung sollte kontinuierlich erfolgen und in allen Freiheitsgraden, mindestens jedoch in x-, y- und z-Richtung möglich sein. Eine derartige Apparatur steht bisher nicht zur Verfügung.

Die theoretische und praktische Forschung hat in Bezug auf die lumbale Instabilität bisher viele interessante Erkenntnisse gebracht. Die unverändert kontrovers geführte Diskussion zeigt jedoch, dass allgemein akzeptable Kriterien zur Instabilitätsbeurteilung insbesondere für die klinische Routinediagnostik noch ausstehen. WHITE und PANJABI [109] haben einen sog. Checklistenzugang entwickelt, der einen Weg zur Klassifikation des Instabilitätsgrades der Lendenwirbelsäule aufzeigt (Tab. 7). Die Autoren sehen diese Aufstellung als Annäherung an das Problem, zumal es sich jeweils nur um eine Momentaufnahme eines prozesshaften Geschehens handelt, ohne dass sie diesem vollständig gerecht werden können.

Element	Punkte
Vordere Säule zerstört oder funktionsunfähig	2
Hintere Säule zerstört oder funktionsunfähig	2
<b>Funktionsaufnahmen (max. 4 Punkte)</b>	
Translation > 4,5 mm oder > 15%	2
Kippung > 5° bei L1/2 bis L3/4	2
Kippung > 20° bei L4/5	2
Kippung > 25° bei L5/S1	2

<b><i>Ruheaufnahmen</i></b>	
Dislokation > 4,5 mm oder > 15%	2
Verkipfung > 22°	2
Kaudasyndrom	3

Tab. 7: Instabilitätskriterien für die Lendenwirbelsäule nach PANJABI und WHITE [109]. Bei einer Summe von mehr als 5 Punkten ist von einer Instabilität auszugehen.

Trotz aller Bemühungen ist der letzte Entscheid zur Fusion oder zur ausschließlich dekomprimierenden Chirurgie ohne Instrumentation noch immer vom subjektiven Eindruck des Operateurs vor oder während der Operation abhängig. Insbesondere die dreidimensionale Erfassung von Kraft-Weg-Kurven während der Operation stellt ein bisher ungelöstes Problem dar. Es bleibt also nur, weitere Wege der Erkenntnissteigerung durch weitere Datenanalysen und Verfeinerung der Methodik zu suchen. Diese Arbeit soll einen weiteren Beitrag dazu liefern.

## 2. Spezifische Ziele des Projektes

**Evaluierung der Ausgangslage:** Die tägliche Routine bei den zahlreichen Rückenschmerzpatienten ist unverändert von der Interpretation der lateralen Funktionsaufnahmen der Lendenwirbelsäule bestimmt. Am Anfang des Projektes soll die Evaluierung der tatsächlichen Ausgangslage im Hinblick auf die Sicherheit der Analyse von lateralen Funktionsaufnahmen erfolgen. Hierzu werden mehrere Untersucher geblendet Röntgenbilder auswerten, die willkürlich aus dem täglichen Diagnostikprogramm einer großen orthopädischen Klinik ausgewählt worden sind.

**Ankopplung:** Voraussetzung für eine Anwendung des Messgerätes am Patienten ist eine sichere und gefahrlose Kopplung des zu konstruierenden Apparates an das menschliche Bewegungssegment. Dieses Kopplungsteil soll notwendigerweise ebenfalls im Rahmen dieses Projektes projektiert, konstruiert und erprobt werden. Die Erprobung erstreckt sich jeweils auf die Analyse der Festhaltekräfte der jeweils konstruierten Verbindung und auf die Erprobung der Handhabbarkeit unter Operationsbedingungen.

**Messgerät:** Ziel des Forschungsprojektes war es, ein Gerät zu entwickeln, das in der Lage sein soll, dreidimensionale Analysen von Bewegungen an der menschlichen lumbalen Wirbelsäule objektiv zu erfassen. Instabilität ist nur unter Analyse der zugehörigen Kräfte, die das System einer aufgezwungenen Wegänderung entgegenbringt, interpretierbar. Das zu entwickelnde Gerät muss also in der Lage sein, zeitgleich Kräfte und Wege zu erfassen. Da perspektivisch eine intraoperative Anwendung notwendig ist, sind an die Konstruktion bestimmte Bedingungen der intraoperativen Anwendung gekoppelt, die die Sterilisierbarkeit und die Handhabung betreffen. Weiterhin soll das Messsystem in der Lage sein, intraoperativ Daten zu liefern, die die Möglichkeit einer Modifikation der therapeutischen Strategie eröffnen. Eine entsprechende Online-Ausgabe der relevanten Daten soll vorgesehen werden. Ebenfalls im Rahmen dieses Projektes soll eine Anwendungserprobung unter realen Bedingungen am menschlichen Situs erfolgen. Hierzu sind Messungen an menschlichen Ganzkörperpräparaten an stabilen und iatrogen destabilisierten

lumbalen Bewegungssegmenten geplant. Ziel dieses Schrittes ist die Überprüfung der gewählten Messbereiche unter Extrembedingungen und die Standardisierung des intraoperativen Ablaufes von Montage und Anwendung des Messgerätes.

### 3. Realisierung des Projektes

**Projektleitung und Idee:** Dr. med. Ralph Kayser, Berlin (vormals Magdeburg und Dessau)

Zur Realisierung der Idee der Entwicklung eines intraoperativ verwendbaren Messgerätes zur gleichzeitigen Aufzeichnung von Kraft-Weg-Kurven in mehreren Freiheitsgraden an der menschlichen Wirbelsäule wurden vom Autor Partner gesucht, die in der Lage sind, die technischen Anforderungen des Projektes abzudecken. Insbesondere musste ein Partner mit messtechnischer Erfahrung (Messgerät) und ein weiterer mit konstruktiver Kompetenz (Kopplungsadapter) gefunden werden:

**Partner in Bezug auf Messtechnik:** Fachhochschule Jena, Fakultät für Maschinenbau, Fachbereich Mess-, Steuer- und Regelungstechnik (Direktor: Prof. Dr. Ing. Dirk Heinze), Dipl.-Ing. Michael Möhwald, Dipl. Ing. Andreas Riess

**Partner in Bezug auf Konstruktionstechnik:** Ingenieurbüro André Beutler (IBB), Fulda, Außenstelle Jena, Dipl. Ing. Wilhelm Erdt

Ziel der Entwicklung eines neuen Messgerätes zur Datenerhebung am menschlichen Organismus kann nur die Anwendung am Menschen selbst sein. Hierzu sind Anwendungserprobungen an menschlichen Präparaten unter Operationsbedingungen notwendig. Nur so kann später problemlos ein Ethikvotum erwirkt werden. Hierzu musste ebenfalls ein Partner gefunden werden, der in der Lage ist, Ganzkörperpräparate zur Verfügung zu stellen. Dies war in Zeiten zunehmender Reglementierung nicht ganz einfach. Gekoppelt werden sollte die Anwendung am menschlichen Präparat mit der Gewinnung objektiver Daten der untersuchten Segmente im Hinblick auf deren Degenerationsgrad (histologisch und radiologisch).

**Anwendungserprobung am menschlichen Situs:** Dr. med. Ralph Kayser am Institut für Anatomie der Charité - Universitätsmedizin Berlin, Campus Mitte (Direktor:

Prof. Dr. med. Robert Nitsch), AG Klinische Anatomie (Leiter: Prof. Dr. med. Gottfried Bogusch)

**Histologische Analysen:** Prosektor Dr. Harald Ebhardt, Institut für Pathologie, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin (Direktor: Prof. Dr. med. Harald Stein)

Um den aktuellen Stand der täglichen Routinediagnostik anhand von lateralen Funktionsröntgenbildern der Lendenwirbelsäule zu erfassen, wurden entsprechende Bilder an drei Zentren (Magdeburg, Dessau, Berlin) verschickt und zweimalig durch drei verschiedene, jedoch gleich qualifizierte Untersucher ausgewertet.

**Radiologische Analysen:** Dr. med. Ralph Kayser an der Orthopädischen Universitätsklinik Magdeburg (Direktor: Prof. Dr. med. Wolfram Neumann), Dr. med. Christoph E. Heyde, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie (Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Ertel), Tobias Schaaf, Orthopädische Klinik am Städtischen Klinikum Dessau (Direktor: Prof. Dr. med. Engelbert Seeber)

**Statistik:** Firma „SPSS-Berater“ GmbH, Dipl.-Psych. Christoph Droß und Team, Berlin, PD Dr. rer. nat. Dr. med. Werner Hopfenmüller, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, Institut für Biometrie und Epidemiologie (Direktor: Prof. Dr. rer. nat. Peter Martus)

Vor allem aber musste, wie immer bei derartigen Anliegen mit nicht geringem wissenschaftlichem und technischem Risiko, eine Finanzierungsmöglichkeit gefunden werden. Nach langer Vorbereitung gelang es, per 01.05.2003 eine Förderung durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie - Arbeitsgemeinschaft Industrieller Forschungsgemeinschaften e. V. - zu erhalten. Dies hat die im Folgenden zusammengestellten Arbeiten erst ermöglicht. Begutachter des Projektantrages war Dr. Dietrich Werner, Berlin.

**Finanzierung:** Förderung durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Arbeit –  
Projekträger Arbeitsgemeinschaft Industrieller Forschungsgemeinschaften e. V.

**Förderungskennzeichen:** KF 0436001KWD2

**Förderungsvolumen:** 220 647 €

**Beantragungs- und Begutachtungszeitraum:** 01.09.2001 bis 30.04.2003

**Geförderter Projektzeitraum:** 01.05.2003 bis 30.03.2005