

**Entwicklung von 3D-Simulationsmodellen  
für die computergestützte Operationsplanung  
bei chirurgischen Eingriffen an der Lendenwirbelsäule**

**Dissertation**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Naturwissenschaften  
Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften  
Universität Koblenz-Landau

vorgelegt

am 15.04.2013  
von Ulrike Hausen

geb. am: 30.03.1987 in Daun

Referent: Prof. Dr. Karin Gruber

Koreferent: Prof. Dr. Rolfdieter Frank

## Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde durch eine Anzahl an Personen und Institutionen unterstützt, ohne deren Förderung – und auch Forderung – ein Gelingen dieser Dissertation nicht möglich gewesen wäre.

An erster Stelle möchte ich mich bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. Karin Gruber, die sich wann immer möglich Zeit für mich genommen hat, für die intensive Betreuung bedanken. Die wissenschaftlichen Beratungen und langen Diskussionen unterstützten mich darin, meine Arbeit stetig zu verbessern.

Herrn Prof. Dr. Rolfdieter Frank gilt mein Dank für die Unterstützung beim Lösen mathematischer Problemstellungen. Die gemeinsamen Überlegungen haben mir bei der Umsetzung mathematischer Konstruktionen in der Computermodellierung sehr weitergeholfen.

Vielen Dank an Frau Dr. Sabine Bauer für die jederzeit freundliche Hilfestellung und die zahlreichen fachspezifischen Diskussionen, die viele neue Anregungen und Ideen hervorbrachten. Besonders bedanken möchte ich mich ebenfalls für die privaten Gespräche und Unternehmungen, die sehr motivierend und ermutigend für mich waren.

Weiterhin gebührt mein Dank Herrn Prof. Dr. Hanns Ruder für die Hilfe bei der Beantwortung physikalischer Fragestellungen und das Ermöglichen vieler produktiver Forschungstreffen im Kelternturm.

Meinen Dank möchte ich Herrn Dr. Werner Schmölz für das zur Verfügung stellen von Wirbelsäulenpräparaten und die Durchführung biomechanischer Untersuchungen aussprechen. Ihm möchte ich für die unkomplizierte Zusammenarbeit und die Hilfe bei der Auswertung der Experimente danken. Auch Frau Prof. Maja Bürgi danke ich für die Bereitstellung biomechanischer Messdaten und die hilfreiche Beratung bei deren Einbindung in der Computermodellierung.

Weiterer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. Alf Giese und Herrn Dr. Francis Kilian für die Beantwortung medizinspezifischer Fragen. Deren Beratungen und Hinweise durch klinische Erfahrungen führten zur stetigen Verbesserung meiner Forschungsarbeit.

Bedanken möchte ich mich bei der Firma Spinelab AG für die dreijährige finanzielle Förderung des Projektes. Mein besonderer Dank gilt hier Herrn Dr. Thomas Zehnder und Herrn Reto Braunschweiler.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden für deren Unterstützung und Verständnis. Sie haben mir sehr viel Zeit geschenkt, wenn ich Gleiches nicht zurückgeben konnte. Vielen Dank dafür!

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung und Problemstellung.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Stand der Forschung.....</b>	<b>6</b>
<b>3. Aufbau und Funktion der Lendenwirbelsäule.....</b>	<b>10</b>
3.1 Anatomischer Aufbau.....	11
3.1.1 Wirbelkörper.....	11
3.1.2 Zwischenwirbelscheiben.....	12
3.1.3 Facettengelenke.....	13
3.1.4 Ligamente.....	15
3.1.5 Muskulatur.....	18
3.2 Bewegungsmöglichkeiten.....	21
<b>4. Computermodell der Lendenwirbelsäule mit Einzelstrukturen.....</b>	<b>26</b>
4.1 Wirbelkörper.....	26
4.2 Bewegliche Verbindungen und Gelenke.....	29
4.2.1 Zwischenwirbelscheiben.....	29
4.2.2 Facettengelenke.....	38
4.3 Ligamente.....	42
<b>5. Computermodell des Implantatsystems Elaspine™.....</b>	<b>49</b>
5.1 Aufbau und Funktion des Stabilisierungssystems Elaspine™.....	49
5.2 Experimentelle Ermittlung der Materialeigenschaften des Stabilisierungssystems Elaspine™.....	50
5.2.1 Zug-Druck Versuch.....	51
5.2.2 Schub Versuch.....	52
5.3 Erstellung des Simulationsmodells des Stabilisierungssystems Elaspine™ ...	53
5.4 Dynamische Stabilisierung von Wirbelkörpern mit Elaspine™.....	55
<b>6. Modellvalidierungen.....</b>	<b>56</b>

<b>7. Modellanwendungen .....</b>	<b>61</b>
7.1 Auswirkung verschiedener operativer Eingriffe auf die Strukturen der Lendenwirbelsäule .....	61
7.1.1 Medizinischer Hintergrund und Operationsverfahren .....	61
7.1.2 Umsetzung verschiedener operativer Zugangswege in der Computermodellierung .....	64
7.2 Einfluss der dynamischen Stabilisierung auf die Nachbarsegmente einer instrumentierten funktionellen Einheit .....	79
7.3 Momentanes Drehzentrum.....	82
7.3.1 Berechnungsverfahren .....	83
7.3.2 Umsetzung des Berechnungsverfahrens in der Computermodellierung .....	88
<b>8. Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	<b>96</b>
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>100</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>108</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>113</b>
<b>Fachausdrücke und Abkürzungen.....</b>	<b>114</b>

## 1. Einleitung und Problemstellung

Rückenschmerzen sind in der heutigen Zeit eine Volkskrankheit, die das Gesundheitssystem durch kostenintensive Behandlungen stark belastet. Ebenso groß sind die Schäden für die Wirtschafts- und Arbeitswelt. 70 bis 85 % der Bevölkerung sind während ihres Lebens von Rückenschmerzen betroffen [4]. Nach dem Gesundheitsreport 2012 der Techniker Krankenkasse ist jeder zehnte Fehltag durch Rückenbeschwerden bedingt. Daraus ergeben sich in der Summe bundesweit rund 58 Millionen Fehltage [19]. Meist verursachen fehlende körperliche Aktivitäten die Beschwerden, die zunehmend in chronischen Schmerzen münden. Die Folge ist eine steigende Anzahl der Operationen an der Wirbelsäule. Die 2011 vom Institut für das Entgeltssystem im Krankenhaus erhobenen Daten zeigen den in Abb. 1.1 aufgeführten drastischen Anstieg der durchgeführten Eingriffe. So stieg zwischen den Jahren 2004 und 2009 besonders die Anzahl der Operationen mit dem Einsatz von Implantatsystemen, die zur Stabilisierung der Wirbelsäule dienen, um 220 % an [9].

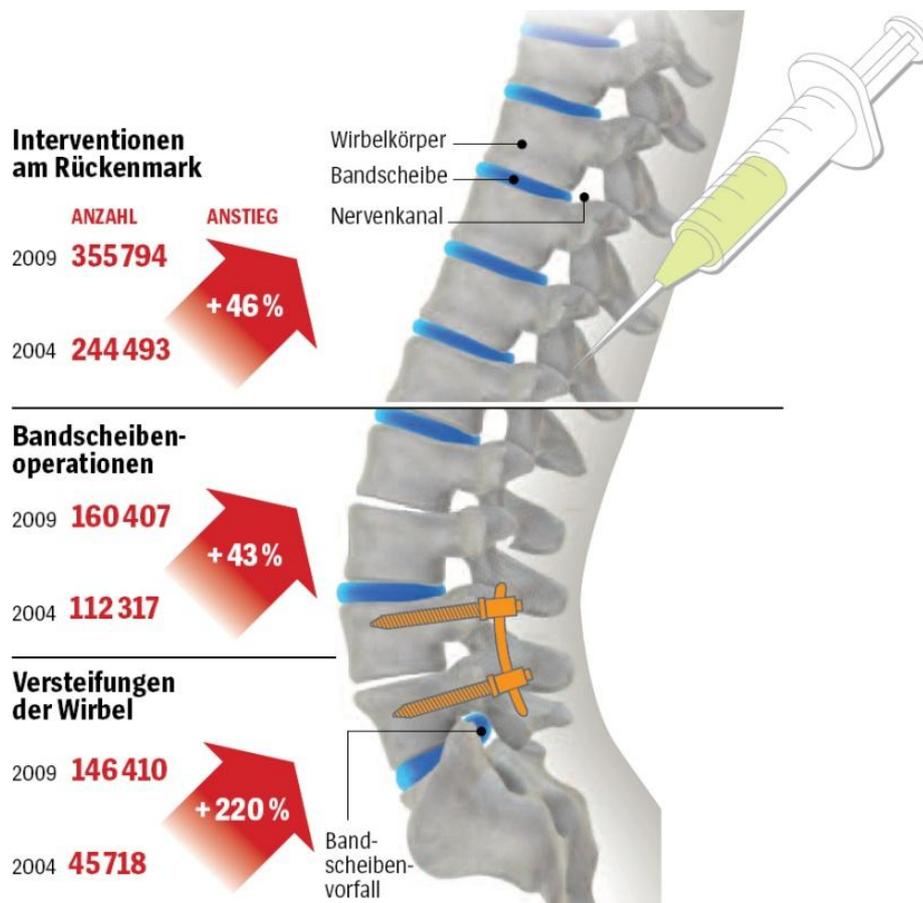


Abb. 1.1: Steigende Anzahl der Eingriffe an der Wirbelsäule (vgl. [9]).

In den meisten Fällen führen Überlastungen der verschiedenen Wirbelsäulenstrukturen zu Schmerzen, die eine Operation schlussendlich unumgänglich machen.

Nach [40] gibt es vier mögliche Vorgehensweisen um eine genaue Analyse der in den einzelnen Strukturen der Wirbelsäule auftretenden Belastungen vorzunehmen: experimentelle Messungen unter der Verwendung von physischen Modellen, In-Vitro- und In-Vivo-Experimente und Berechnungen mittels Computermodellen. Alle Untersuchungsmethoden sollen dazu dienen, die Rolle und den Einfluss der anatomischen Elemente zu eruieren. Es wird jedoch auf die je nach Untersuchungsschwerpunkt auftretenden, im Folgenden beschriebenen, Defizite hingewiesen.

Physische Modelle, die als Ersatzobjekt für das Original stehen, bestehen aus künstlichem Material. Hier wird bereits deutlich, dass diese Modelle unphysiologisch und damit auch ungenau sind. Da die Modelle in der Herstellung einfach und kostengünstig sind, finden sie dort Anwendung, wo die physikalischen Eigenschaften des biologischen Materials weniger wichtig sind, z.B. bei Tests, die der Evaluierung spinaler Instrumente dienen.

Zur Testung der Auswirkungen von Implantaten auf das menschliche Gewebe werden häufig In-Vitro-Versuche, also Testungen an Leichenpräparaten, durchgeführt. Als weitere Einsatzgebiete nennt Panjabi die Untersuchung von Kraft- und Druckausübung, Ermüdung und die Stabilität von Wirbelsäulenpräparaten. Als Einschränkung gilt jedoch der Einwand, dass die Präparate nicht gleiche physiologische und biomechanische Eigenschaften aufweisen wie das lebende Objekt. Bislang bleibt es umstritten, ob nach Eintritt des Todes die biologischen Materialeigenschaften erhalten bleiben.

Daher wird möglichst auf Untersuchungen am Lebenden (In-Vivo-Untersuchungen) zurückgegriffen. Aufgrund der begrenzten Durchführbarkeit und ethischer Bedenken liegen hier nur wenige Untersuchungen vor. Da zur Belastungsbestimmung Messinstrumente implantiert werden müssen, ist diese Vorgehensweise durch den invasiven Eingriff mit sehr hohen Risiken behaftet. Zudem werden die Messgeräte, wie z.B. zur Bestimmung des intradiskalen Drucks der Zwischenwirbelscheibe, nur an einer gezielten Stelle eingesetzt, sodass mit dieser Methode lediglich lokale Aussagen getroffen werden können. Die Auswirkung auf anschließende Gebiete oder sogar die gesamte Wirbelsäule bleibt unberücksichtigt. Zudem können gesunden Personen keine Verletzungen zugefügt werden, sodass hier keine Auswirkungen von Erkrankungen oder Degenerationserscheinungen untersucht werden können.

Demzufolge wird vermehrt auf die Computermodellierung zurückgegriffen, mit deren Hilfe es möglich ist, innere Belastungen zu bestimmen. Aufgrund immer größerer Rechenleistungen der Computer ist ein feinstrukturierter Modellaufbau umsetzbar. Auf diese Weise können Informationen über z.B. die Kraftübertragung innerhalb des Weichgewebes, innere Druck- und Scherbelastungen sowie Gelenk- und Muskelkräfte, die mit den zuvor genannten Methoden nicht oder nur sehr schwer zu erhalten sind, ermittelt werden.

Die Wirbelsäule mit ihren biomechanischen Eigenschaften wird bei der Computermodellierung durch mathematische Bewegungsgleichungen dargestellt, die die Morphologie und die physikalischen Eigenschaften aller Strukturen berücksichtigen. Besondere Bedeutung kommt der Validierung eines Computermodells zu, wobei die Qualität der berechneten Ergebnisse immer nur so gut ist, wie die Güte der Modellerstellung es zulässt.

Innerhalb der Computermodellierung kann zwischen der FE- (Finite Element) und der MKS- (Mehr Körper System) Modellierung unterschieden werden.

Die FE-Modellierung ist ein geeignetes Verfahren zur Untersuchung von Verformungen eines Körpers und den dabei auftretenden Spannungen unter Einwirkung äußerer Kräfte. Innerhalb dieses mathematischen Verfahrens, das auf der numerischen Lösung partieller Differentialgleichungen beruht, wird das betrachtete System in eine geeignete Anzahl endlich vieler geometrisch einfacher Elemente, den finiten Elementen, zerlegt [62]. Für die Verbindungsstellen der einzelnen Elemente, den sogenannten Knotenpunkten, werden Rand- und Übergangsbedingungen definiert. Für jedes Element findet an dessen Knotenpunkten unter Beachtung der Materialgesetze eine Berechnung der Knotenverschiebung und der damit verbundenen Spannungsänderung statt [7]. Ein Nachteil der FE-Modellierung ist jedoch der hohe Rechenaufwand des Systems. Nach [8] steigt die Genauigkeit des Modells mit der Anzahl der finiten Elemente, die zur Beschreibung der Geometrie verwendet werden. Jedes weitere Element bedeutet allerdings einen zusätzlichen Rechenaufwand. Die Studien [13] und [72] erwähnen, dass das Lösen dieser hohen Anzahl an FE-Gleichungen zu einer enorm zeitaufwendigen Rechnung führt. Die Genauigkeit des Systems und die erwartete Rechenzeit müssen demnach sorgfältig aufeinander abgestimmt sein. Als weiteren Nachteil nennt [26], dass ein Aufbau großer Systeme und eine anschließende Berechnung nach der FE-Methode aufgrund der Datenmengen nicht durchzuführen sind. Demnach sind nur begrenzte Körpereinheiten modellierbar, da die Daten

ansonsten nicht in einem angemessenen zeitlichen Umfang im Rahmen der Rechnerleistung zu verarbeiten sind. Die Erstellung eines Ganzkörpermodells mit der FE-Methode ist demzufolge nicht oder nur unter starker Vereinfachung des Systems möglich, bei der die Feinstrukturierung der finiten Elemente verloren geht.

Dank kurzer Rechenzeiten bietet sich die MKS-Modellierung an. Dabei werden die knöchernen Strukturen der Wirbelkörper als starre und damit nicht verformbare Körper, die die Trägheit und die Abmessung des Systems repräsentieren, angenommen. Die einzelnen Körper sind über masselose Verbindungen miteinander verknüpft. Diese Verbindungen können in Gelenke, mit je nach Gelenktyp unterschiedlicher Anzahl an Freiheitsgraden, und Kraftelemente, wie beispielsweise Feder-Dämpfer-Elemente, gegliedert werden [62]. Die Einwirkung äußerer Kräfte löst die Kinematik des Modells aus, die als System gekoppelter Differentialgleichungen definiert ist. Durch numerische Integration erfolgt die Berechnung, die Aussagen über die kinematischen Größen ermöglicht, aber auch Belastungsbestimmungen zulässt. So können sowohl der zeitliche Verlauf von Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung der einzelnen Körper als auch die übertragenen Momente und resultierende Gelenkkräfte bestimmt werden. Aufgrund der Rechengeschwindigkeit können neben feinstrukturierten Modellen einzelner Bewegungssegmente auch Modelle, die die ganze Wirbelsäule widerspiegeln, oder sogar der Aufbau eines Ganzkörpermodells vollzogen werden.

Das in der vorliegenden Forschungsarbeit beschriebene MKS-Modell der Lendenwirbelsäule dient der Berechnung der in den einzelnen Strukturen der Wirbelsäule, zu denen die Zwischenwirbelscheiben, Facettengelenke und die Ligamente zählen, auftretenden Kräfte und Momente und der Simulation der resultierenden Kinematik bei verschiedenen Lastfällen. Zur Modellierung der Wirbelsäule mit all ihren Strukturen wird die Simulationssoftware SIMPACK verwendet. Zu benutzende Kraftelemente sind, je nach Anspruch, bei einfachen Modellen aus einer vorgegebenen Bibliothek zu wählen oder bei komplexeren Problemen, zu denen beispielsweise das nicht-lineare Verhalten der Zwischenwirbelscheiben bei Krafteinwirkung zählt, selbst programmierbar. Dazu müssen die Materialparameter bekannt sein, die als Input in das Modell eingegeben werden. Zudem wird ein Implantatsystem modelliert, das zur Stabilisierung eines Bewegungssegmentes bei degenerativen Erscheinungen der Zwischenwirbelscheibe dient. Die sorgfältige Validierung beider Modelle erfolgt über den Vergleich mit In-Vitro erhobenen Daten über das kinematische Verhalten der Lendenwirbelsäule im intakten und im instrumentierten Zustand. Im Anschluss wird

der Nutzen der MKS-Modellierung menschlicher Strukturen für den Einsatz in der Operationsplanung an verschiedenen Modellen aufgezeigt. Besonderer Schwerpunkt liegt hier auf der Implantatforschung, mit Blick auf dynamische Stabilisierung. Die aktuelle Relevanz dieses Themas verdeutlicht der Bericht [36], in dem die Ergebnisse der Versteifungen der lumbalen Wirbelsegmente als nicht zufriedenstellend dokumentiert werden. Dies gibt Anlass dazu, nach Alternativen Ausschau zu halten, die in der dynamischen Stabilisierung gefunden werden können. Der Einsatz von Implantaten an der Wirbelsäule, der meist wesentlich früher im Vergleich zu anderen Gelenkersatzverfahren geschieht, sollte eine Lebensdauer der Prothesen von rund 40 Jahren erwarten lassen [36]. Dies benötigt eine besonders sorgfältige Planung des operativen Eingriffes, die zunehmend computergestützt vollzogen wird. Mithilfe der MKS-Modellierung kann neben der Planung eine zusätzliche Simulation und Analyse der Auswirkung der Operation auf alle Strukturen der Wirbelsäule erfolgen.

## 2. Stand der Forschung

In diesem Kapitel wird der Forschungsstand hinsichtlich der Verwendung von Implantaten zur Stabilisierung der Wirbelsäule dargelegt. Im Anschluss folgt die Erläuterung des Einsatzes der Computermodellierung zur Planung von Operationen.

Der Gebrauch von rigiden Implantaten, bei denen ein Bewegungssegment völlig versteift wird, ist bisher umstritten. Während es auf der einen Seite als anerkanntes Verfahren gesehen wird, bezweifeln andere dessen Effektivität aufgrund negativer Folgen für die Anschlusssegmente. So berichten [30], [33] und [17] aus Follow-Up-Studien von Patienten mit einem fusionierten Bewegungssegment von Degenerationserscheinungen an den Nachbarsegmenten. Dazu zählen neben der Degeneration der Zwischenwirbelscheibe auch Arthritis der Facettengelenke, Verengungen des Wirbelkanals (spinale Stenosen) und Wirbelgleiten (Spondylolisthesis). Die innerhalb der Studie [17] erhobenen Daten zeigen, dass bei 36,1% aller Patienten innerhalb von zehn Jahren nach dem operativen Eingriff zusätzliche Operationen an den Nachbarsegmenten, wie eine Dekompression der Zwischenwirbelscheibe oder eine weitere Gelenkversteifung, notwendig wurden. Der Forschungsarbeit [54] zufolge weisen sogar die Segmente in Anschluss an die Nachbarsegmente Veränderungen auf. Die Vermutung ist, dass die beschleunigte Degeneration durch eine steigende Mobilität der Segmente oberhalb und unterhalb der Fusion begünstigt wird. So ist hier neben dem größeren Bewegungsumfang eine Zunahme des intradiskalen Drucks messbar [14].

Dieser Aussage stimmen Bastian et al. nur teilweise zu [5]. Innerhalb der In-Vitro-Experimente, bei denen an zehn Präparaten der thoracolumbalen Wirbelsäule Th10-L4<sup>1</sup> die Bewegungssegmente Th12-L2 stabilisiert wurden, nahm der Bewegungsumfang in den darüber liegenden Segmenten zwar zu, es lag aber keine signifikante Änderung für das darunter liegende Segment vor.

Eine vollständig andere Sichtweise vertreten die Studien von Rohlmann et al. [48; 49]. Der Einfluss eines Fixateur interne wurde hier mithilfe eines FE-Modells der Lendenwirbelsäule untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass nur eine geringe Beeinflussung der Anspannung und Druckbelastung der Zwischenwirbelscheibe festzustellen war. Die Autoren vermuten, dass Degenerationen der Zwischenwirbelscheiben innerhalb der Anschlusssegmente nicht durch mechanische Faktoren verursacht

---

<sup>1</sup> Die Nummerierung der Wirbelkörper folgt deren in Richtung Gesäß verlaufender Anordnung unter Berücksichtigung des Wirbelsäulenabschnitts.

werden. Schlussfolgerung war, dass Veränderungen des intradiskalen Drucks und des Bewegungsumfanges gering bleiben, solange kontrollierte Momente auf die Wirbelsäule einwirken. Dies lässt zum einen vermuten, dass Degenerationen durch falsche Belastungen eingeleitet werden und zum anderen, dass es sich um natürlichen Verschleiß handelt.

Um den betroffenen funktionellen Einheiten der Wirbelsäule nicht völlig die Beweglichkeit zu nehmen, wird vermehrt auf eine dynamische Stabilisierung der Wirbelsäule zurückgegriffen. Sengupta [63] definiert die dynamische Stabilisierung als ein System, das die Bewegung und die Kraftübertragung innerhalb eines Bewegungssegmentes verändert ohne das Segment zu fusionieren. Das Segment bleibt somit beweglich und gleichzeitig werden unnatürliche Bewegungen kontrolliert. Diese Kontrolle, die zu einer physiologischen Kraftübertragung führt, nimmt dem Patienten den Schmerz, da das Implantat einen Teil der Last auffängt und somit die Zwischenwirbelscheibe und die Facettengelenke entlastet. Sengupta mutmaßt sogar als Ausblick, dass nach Wiedererreichen der natürlichen Bewegung und Kraftübertragung die Hoffnung besteht, dass die beschädigte Zwischenwirbelscheibe sich selbst regeneriert, sofern die Degeneration nicht zu weit fortgeschritten ist.

Ein häufig verwendetes dynamisches Stabilisierungssystem ist „Dynesys“, das aus Titanschrauben und einem flexiblen Teil gebildet wird. Dieser besteht aus einer Schnur aus Polyethylen Terephthalat (PET) umgeben von einem Abstandshalter aus Polycarbonat Urethan (PCU). Das System unterlag umfangreichen biomechanischen Tests. In-Vitro-Experimente zeigen unter anderem die Auswirkungen auf die Anschlusssegmente auf. [38] und [11] beobachteten, dass Dynesys den Bewegungsumfang stark beeinflusst und eine Verringerung der Rotationsfähigkeit auf etwa 20 % in Flexion (Beugung) und 40 % in Extension (Streckung) und Lateralflexion (Seitneigung) verursacht. Beide Studien stellten heraus, dass kaum Auswirkungen auf die axiale Rotation (axiale Drehung) zu beobachten sind.

Neben den Effekten von Dynesys stellten Studien von [57] und [58] einen direkten Vergleich zum Fixateur interne auf. Dabei konnten bei der Untersuchung des intradiskalen Drucks keine Unterschiede zwischen beiden Stabilisierungsmethoden festgestellt werden. Die Bewegungsmöglichkeit wurde reduziert, sodass in Flexion beide Systeme unter der natürlichen Grenze lagen. In Extension lag die Auslenkung unter der Verwendung von Dynesys im Bereich eines intakten Segmentes. Während der Fixateur interne die Bewegung auch in axialer Rotation begrenzt, wurde für ein

mit Dynesys stabilisiertes Segment ein größerer Bewegungszustand gemessen als für ein intaktes Segment. Dies macht deutlich, dass das Dynesys-System an die natürlichen Bewegungsmöglichkeiten angepasst ist.

Seit 2009 findet mit Elaspine™ ein weiteres dynamisches Stabilisierungssystem für die Lendenwirbelsäule Anwendung. Ein besonderer Fokus dieser Forschungsarbeit liegt auf dem Elaspine™-System, dessen biomechanische Eigenschaften vertiefend im Kapitel 5 behandelt werden. Der Schwerpunkt der In-Vitro-Studie [60] lag auf der Untersuchung des Bewegungsverhaltens der lumbalen Wirbelsäule L2-L5 nach Implementierung von Elaspine™ in der Etage L3-L4. Die Stabilisierung reduzierte den Bewegungsumfang im instrumentierten Segment auf 49,7 % in Flexion, 44,6 % in Extension und 53 % in Lateralflexion. Der geringste Einfluss lag mit 95 % der vollen Beweglichkeit in der axialen Rotation.

Alle vorgenommenen Untersuchungen fanden an Präparaten der Wirbelsäule statt. Dabei werden alle Muskeln entfernt und in den meisten Fällen wird die Gesamtbalance der Wirbelsäule nicht berücksichtigt, da nur einzelne Segmente untersucht werden. Die direkte biologische Reaktion auf die mechanischen Einwirkungen durch das Implantat ist folglich nicht zu erfassen. Da die Computermodellierung es ermöglicht, die physikalischen Eigenschaften aller Bestandteile der Wirbelsäule in ein Modell zu implementieren, ist es von Interesse, eine biomechanische Untersuchung unter der Verwendung eines Computermodells durchzuführen, das der Realität entsprechende Aussagen gewährleistet.

Mittels einer FE-Modellierung wurde der Einfluss der Steifigkeit eines Implantats eruiert [56]. Die Variation der axialen Steifigkeit und der Biegesteifigkeit des Implantats rief Stabilisierungen vom Typ fusioniert, semiflexibel oder flexibel hervor, nach denen sich zwei Wirbel zueinander gar nicht, in einem eingeschränkten Maß oder nahezu frei gegeneinander bewegen können. Als Ausblick erwähnt der Autor die Möglichkeit, dies zukünftig zur Entwicklung von Implantaten für spezielle klinische Indikationen zu nutzen.

Eine weitere FE-Studie führten Rohlmann et al. durch [52]. An einem Modell der Lendenwirbelsäule mit dynamischer Stabilisierung durch das Elaspine™-System in der Etage L4-L5, wurde untersucht, wie sich die Variation bestimmter Einflussgrößen des Implantats auf die intersegmentale Rotation (zwischen den Wirbelkörpern stattfindende Rotation), den Druck innerhalb der Zwischenwirbelscheibe und die Kontaktkraft in den Facettengelenken auswirkt. Variiert wurden zehn Parameter, zu denen

unter anderen der E-Modul des elastischen Stabes, dessen Durchmesser und Länge, der Eintrittswinkel der Implantatschrauben und die Verbindung zwischen Stab und Schraube zählten. Ergebnis der Studie war, dass die kennzeichnenden Funktionen des Implantats am besten erreicht werden, wenn der Stab eine geringe Steifigkeit hat und wenn die Verbindung zwischen dem elastischen Stab und der Schraube fest ist, ohne dass dort eine Bewegung stattfinden kann.

Analysen mittels MKS-Modellierung zur Untersuchung dynamischer Systeme liegen derzeit nicht vor. Die durch Mehrkörper Simulation berechnete Auswirkung der Fusion eines Bewegungssegmentes beschreibt [6].

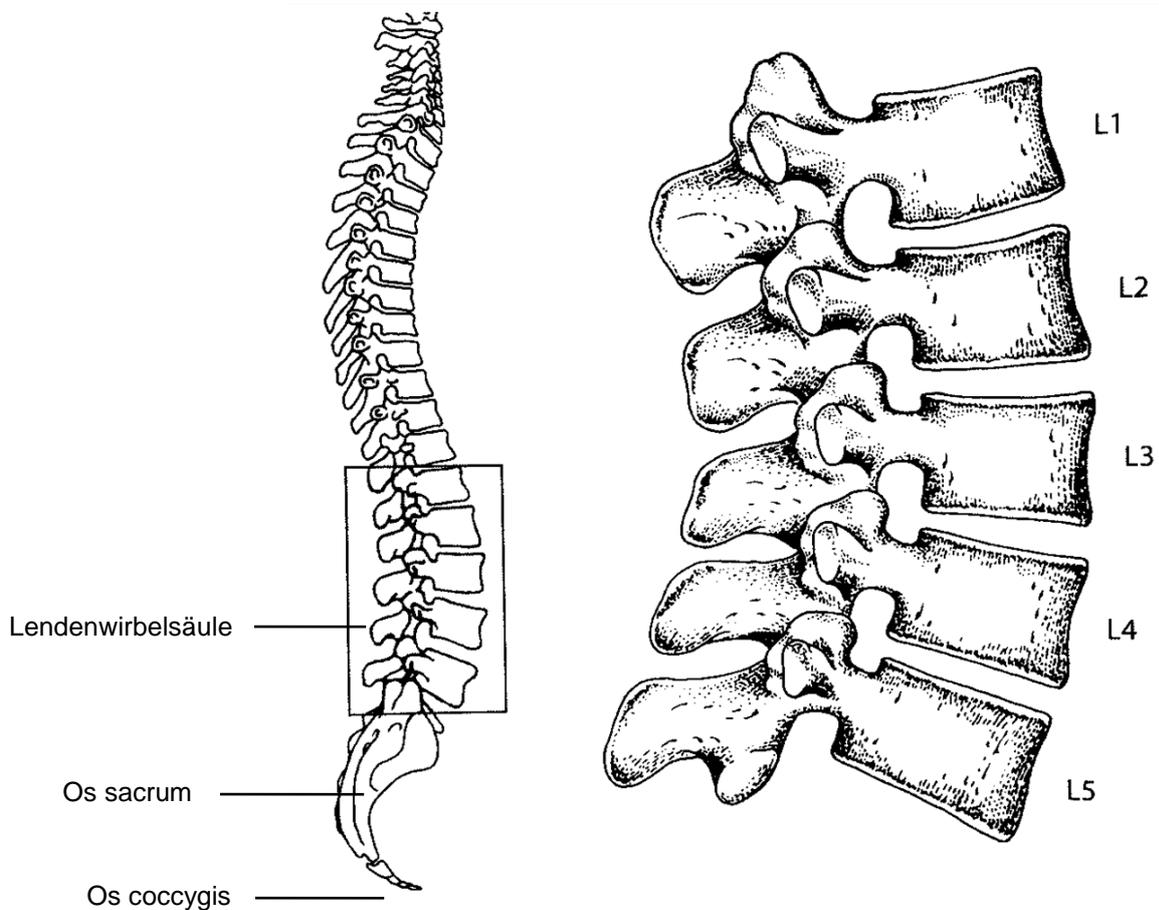
Einsatz findet der Computer bei der Operationsplanung, genauer bei der Positionierung der Pedikelschrauben. Da schlecht positionierte Schrauben neurologische Komplikationen hervorrufen können, wird die Navigationsplanung zur präoperativen Planung des Operationsweges genutzt um dies zu verhindern und somit auch Nachoperation zu vermeiden. In einer umfangreichen Studie an 394 Patienten befassten sich die Autoren mit der Sicherheit der Freihand-Operation [27]. Da zwar bei 6,2 % der Fälle die Schrauben nicht optimal gesetzt wurden, aber keine neurologischen Probleme auftraten, stuften die Autoren diese Methode als sicher ein. Dem widersprechen die Studien [3] und [32], die den direkten Vergleich zwischen konventioneller Methode und der Computerassistenz betrachteten. Amiot et al. [3] berichten von 85 % korrekt platzierter Schrauben nach der konventionellen Methode, denen 95 % korrekte, computerassistierte Positionierungen gegenüberstehen. Während nach erster Methode sogar 7 % der Schrauben neu positioniert werden mussten, lagen sogar die übrigen 5 % der nicht perfekt positionierten Schrauben der computerbasierten Methode in einer sicheren Zone. Gleiche Beobachtungen machten Laine et al. [32]. Wohingegen bei der konventionellen Methode in 13,4 % der Fälle Zerstörungen der Pedikel vorlagen, war dies nur bei 4,6 % der Fälle mit Navigationsplanung erkennbar. Zudem konnten sie feststellen, dass mit der neuen Methode intraoperativ keine Verbesserungen stattfinden mussten, während nach der konventionellen Vorgehensweise 4 % der Schrauben neu positioniert werden mussten.

Der Computer wird zunehmend Einzug in den Operationssaal finden. Er wird jedoch bisher lediglich nur zur präoperativen Planung herangezogen, sodass noch keine postoperativen Aussagen gemacht werden können.

### 3. Aufbau und Funktion der Lendenwirbelsäule

Da der Fokus der vorliegenden Forschungsarbeit auf der Lendenwirbelsäule liegt, wird der anatomische Aufbau der Wirbelsäule im Folgenden nur für diesen Teil der Wirbelsäule beschrieben.

In der frontalen Ebene befindet sich die Wirbelsäule bei aufrechter Haltung im Lot. In der Sagittalebene lässt sich jedoch im Lendenwirbelsäulenbereich eine dorsal gerichtete konkave Krümmung, eine Lordose, feststellen.



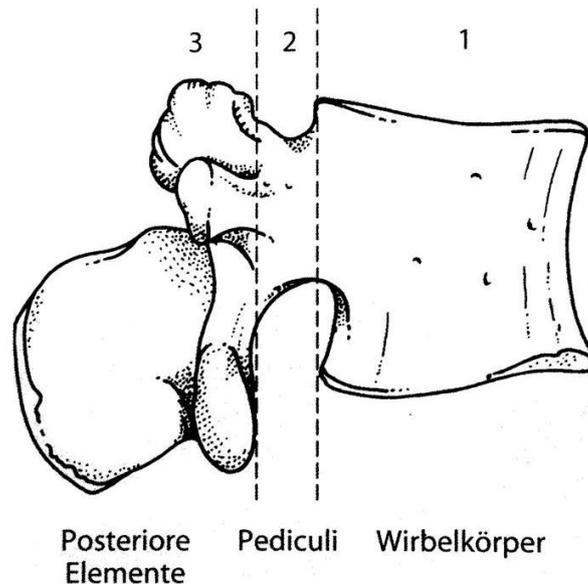
**Abb. 3.1: Lendenwirbel und ihre Lokalisierung innerhalb der gesamten Wirbelsäule in lateraler Ansicht.** An den fünften Lendenwirbel grenzt das Os sacrum, das im Os coccygis endet (vgl. [10]).

Der neben der Hals- und Brustwirbelsäule frei bewegliche Teil der lumbalen Wirbelsäule setzt sich aus den fünf Lendenwirbeln L1 bis L5 zusammen, an die sich die fünf Kreuzbeinwirbel und die vier bis fünf Steißbeinwirbel der nichtfreien Wirbelsäule anschließen, die jeweils knöchern miteinander verwachsen sind und das Kreuzbein (Os Sacrum) und Steißbein (Os coccygis) bilden.

### 3.1 Anatomischer Aufbau

#### 3.1.1 Wirbelkörper

Der Lendenwirbel kann in drei funktionelle Komponenten zerlegt werden, zu denen der Wirbelkörper (Corpus vertebrae), die Pedikel als Verbindungselemente (Pediculi) und die posterioren Elemente zählen (s. Abb. 3.2) [10].



**Abb. 3.2: Funktionelle Komponenten eines Wirbels in lateraler Ansicht [10].**

Aufgrund der hohen Belastung in der Lendenwirbelsäule, ist der Wirbelkörper als tragender Teil kräftig ausgebildet. Aus caudaler und cranialer Ansicht ist die gebogene Form, die an eine Niere erinnert, deutlich zu erkennen (s. Abb. 3.3).

An der dorsalen Seite des Wirbelkörpers schließt der Wirbelbogen (Arcus vertebrae) an, der beidseits mit den Pedikeln beginnt. An den Pedikeln befinden sich Knochenplatten (Laminae), die das Dach des Wirbelbogens bilden.

Zu den posterioren Elementen zählen weiterhin die sieben Fortsätze (Processi) eines jeden Wirbels. Am Zusammenschluss von Lamina und Pedikel entspringt je ein Fortsatz nach oben und nach unten (Processus articularis superior und inferior). An diesen Stellen treten die Wirbel mit dem anschließenden Wirbel in Kontakt und bilden die gelenkige Verbindung des Facettengelenks. Nach lateral gehen die Querfortsätze (Processi transversi) ab, an der dorsalen Seite des Wirbelbogens entspringt der Dornfortsatz (Processus spinosus). Der Dornfortsatz und die Querfortsätze dienen als Ansatzpunkte für ligamentöse Strukturen und Muskelzüge.

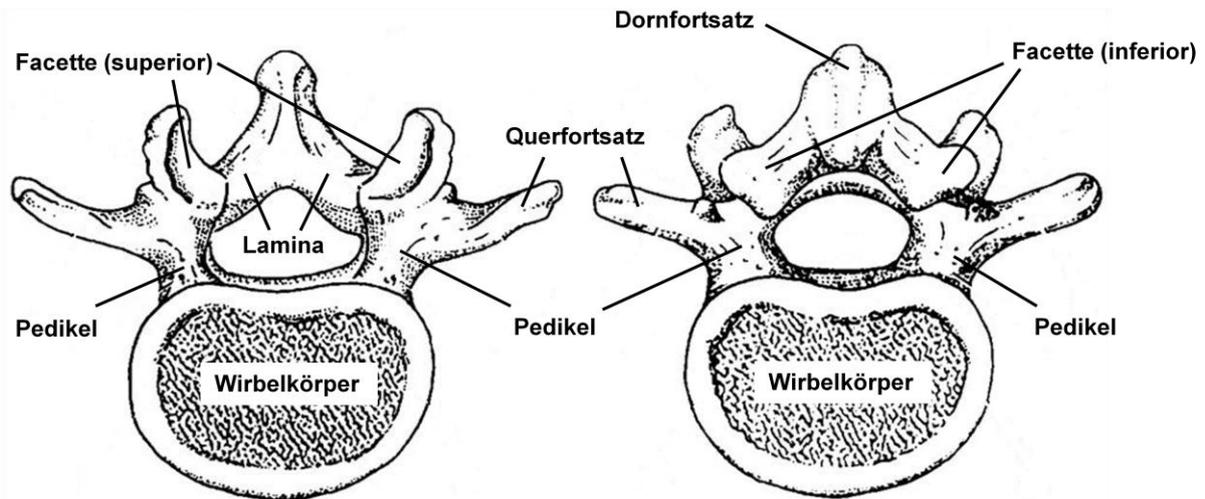


Abb. 3.3: Lendenwirbel in cranialer und caudaler Ansicht (vgl. [10]).

### 3.1.2 Zwischenwirbelscheiben

Zentrales Verbindungselement zwischen zwei Wirbeln ist die Zwischenwirbelscheibe (Discus intervertebralis). Im Aufbau der Zwischenwirbelscheiben können zwei Strukturarten unterschieden werden (s. Abb. 3.4). Der zentral gelegene linsenförmige Gallertkern (Nucleus pulposus) besteht nach [61] zu 80 bis 85 % aus Wasser und kann ruckartige Bewegungen wie ein Stoßdämpfer abfangen und den entstehenden Druck gleichmäßig auf die gesamte Wirbelkörperoberfläche verteilen.

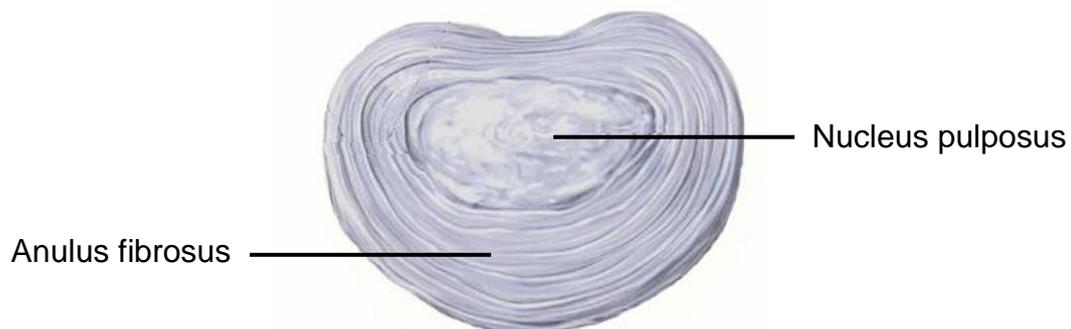
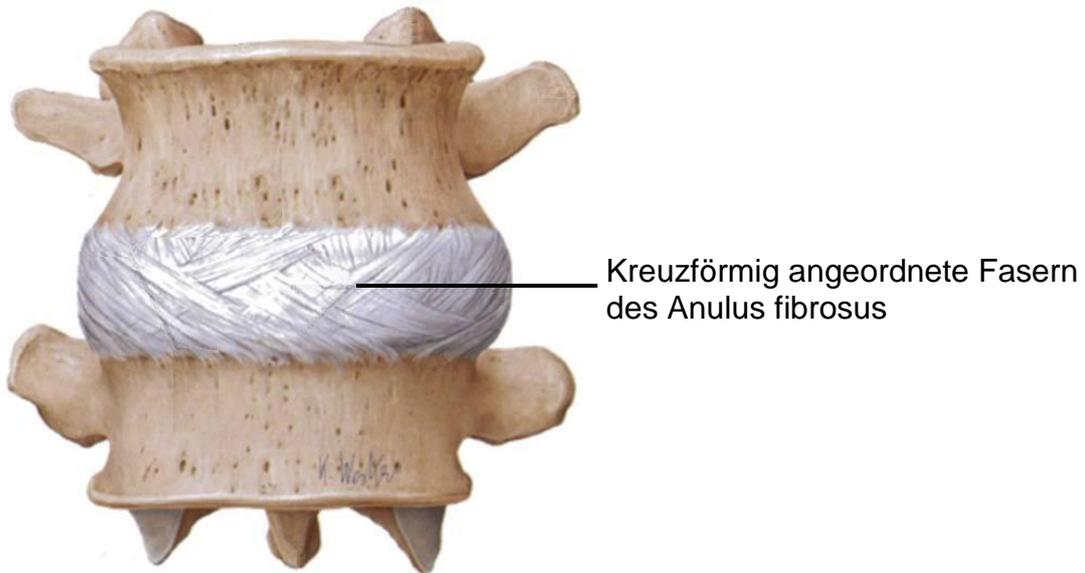


Abb. 3.4: Schematischer Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe in cranialer Ansicht (vgl. [61]).

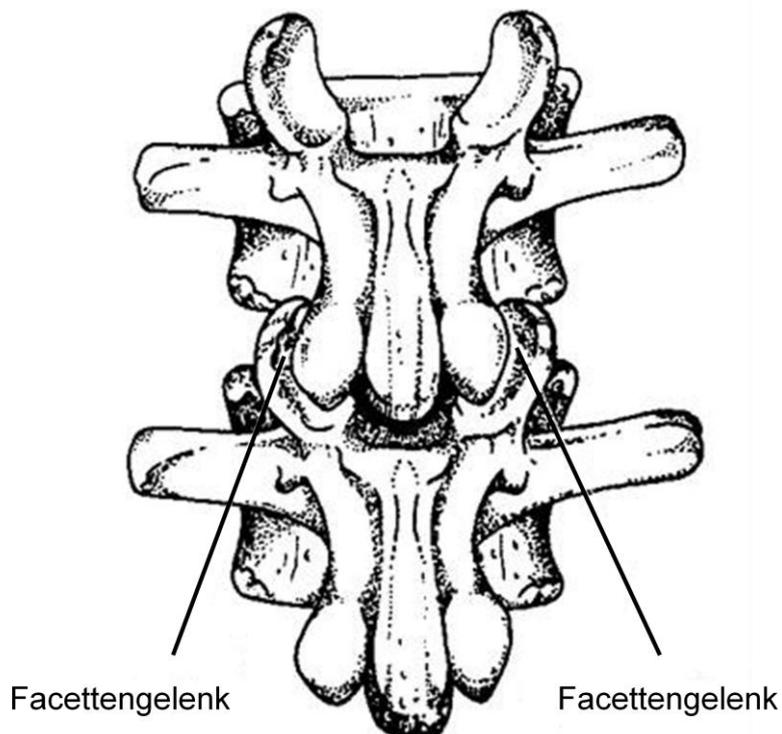
Der Gallertkern ist von einem straffen Faserring (Anulus fibrosus) umgeben. Hier sind mehrere Lagen der kollagenen Bindegewebsfasern zu unterscheiden, die schichtweise gegeneinander gekreuzt angeordnet sind und dadurch enormen Scherkräften standhalten können (s. Abb. 3.5). Im Alltag muss der Rücken hohen Ansprüchen gerecht werden und die Zwischenwirbelscheiben sind großen Belastungen ausgesetzt. Nur durch deren Aufbau wird es ermöglicht, diesen hohen Druck-, Zug- und Scherbelastungen standzuhalten.



**Abb. 3.5: Außenzone der Zwischenwirbelscheibe in ventraler Ansicht.** Die Abbildung zeigt die gekreuzt angeordneten Fasern des Anulus fibrosus (vgl. [61]).

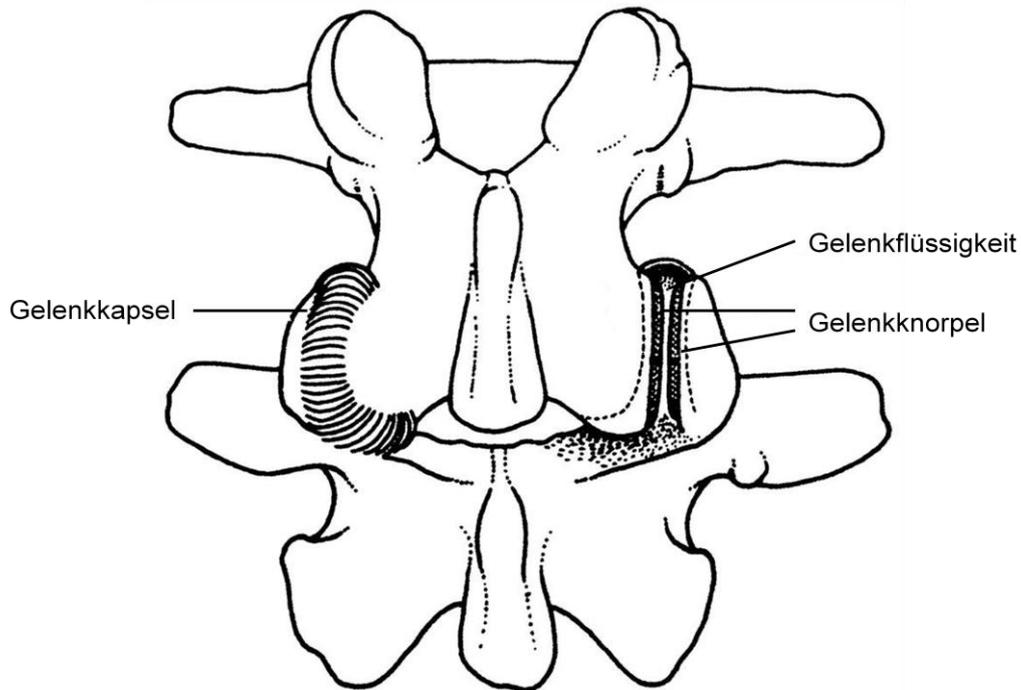
### 3.1.3 Facettengelenke

Neben der Verbindung über die Zwischenwirbelscheiben interagieren je zwei benachbarte Wirbel über die stark ausgebildeten Gelenkfortsätze, den Facettengelenken.



**Abb. 3.6: Facettengelenke in dorsaler Ansicht** (vgl. [10]).

Gebildet wird das Facettengelenk von den mit hyalinem Gelenkknorpel überzogenen Gelenkflächen. Zwischen den knorpeligen Kontaktflächen befindet sich der mit Gelenkflüssigkeit (Synovia) gefüllte Gelenkspalt. Umschlossen wird dieser von der Gelenkkapsel. Die umliegenden Kapselbänder stabilisieren die Wirbelgelenke zusätzlich.



**Abb. 3.7: Facettengelenk in dorsaler Ansicht mit Bestandteilen der Gelenkkapsel (vgl. [10]).**

Nach Adams und Hutton [2] zählt zur Funktion der Facettengelenke kontrollierte Bewegungen zwischen den Wirbeln begrenzt zuzulassen, sodass exzessive Flexion und axiale Rotation vermieden werden. Die Form und Orientierung der Gelenke entspricht ihrer Aufgabe im Bewegungsablauf, da die Ausrichtung der Facettengelenke den Bewegungsumfang in den drei Bewegungsebenen unterschiedlich stark einschränkt. Im Kapitel 3.2 wird darauf detaillierter eingegangen. Zudem soll durch die Einschränkung unphysiologischer Bewegungen die Zwischenwirbelscheibe vor Scherkräften geschützt werden. Die Autoren erwähnen ebenfalls, dass die Facettengelenke nicht geeignet sind, hohen Kompressionskräften standzuhalten. In der gesunden Wirbelsäule wird der größte Teil der zu tragenden Last durch die Zwischenwirbelscheibe aufgenommen. Daten aus der Literatur weisen darauf hin, dass die Facetten zwischen 2 und 28 % der einwirkenden Kraft übertragen. Es wurden Studien an Kadavermodellen funktioneller Einheiten der Lendenwirbelsäule durchgeführt, die von einer Belastung der Facettengelenke des Bewegungssegmentes L4-L5 von

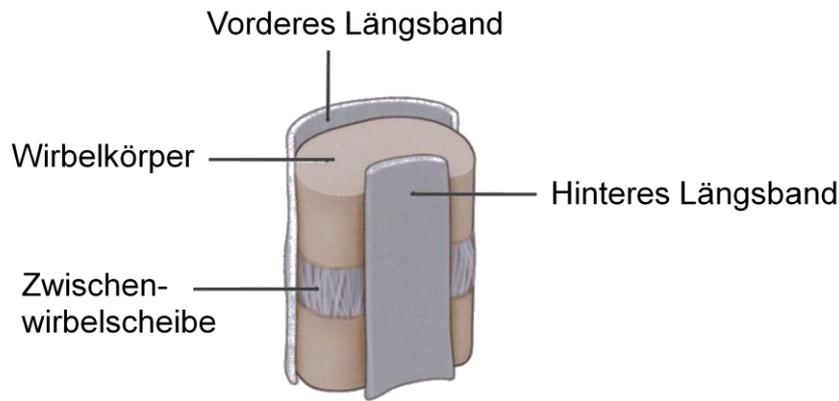
19 % [1] bzw. 8-28 % [34] bei rein axialer Kompression berichten. In diesem Rahmen liegen auch die mittels FE-Modellierung errechneten Daten von einer Belastung mit bis zu 15,8 % der wirkenden Gesamtkraft auf die Facetten [50]. Etwas geringere Werte ermittelten Shirazi-Adl und Drouin [64] ebenfalls unter der Verwendung eines FE-Modells des Segmentes L2-L3. Hier lag die Belastung bei nur 2 % für die reine Kompression. Große Lasten treten dafür bei Extension auf. Bei Flexionsbewegungen werden die Facettengelenke dagegen nicht belastet, da sich bei dieser Bewegung die Gelenkflächen voneinander entfernen.

#### **3.1.4 Ligamente**

Einen Beitrag zur Stabilisierung der Wirbelsäule leistet der in Längsrichtung verlaufende Bandapparat als passives Halteelement. Das Geflecht aus vielen Faserbündeln erstreckt sich über die gesamte Wirbelsäule. Dabei werden durch einen Faserstrang entweder einzelne Bewegungssegmente miteinander verknüpft oder es erfolgt eine Verbindung über mehrere Etagen.

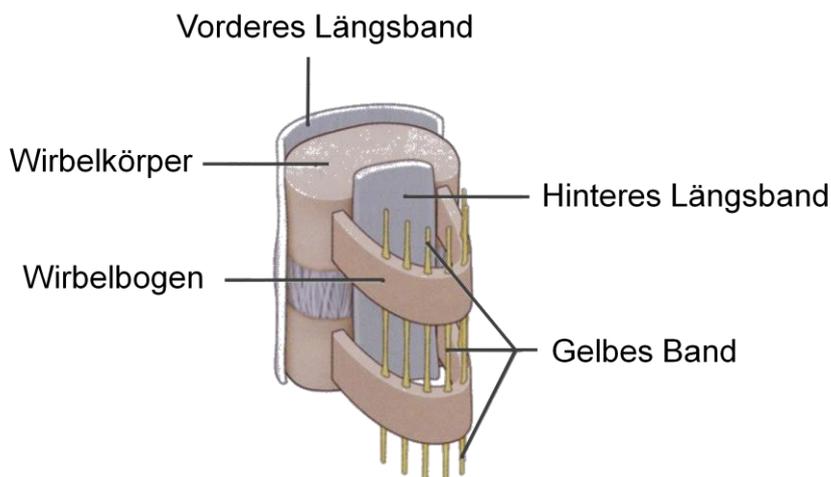
Innerhalb des sieben Ligamente umfassenden Bandapparates kann zwischen Wirbelkörper- und Wirbelbogenbändern unterschieden werden und zwischen Ligamenten, die die Dorn- oder Querfortsätze miteinander verbinden.

Die Wirbelkörperbänder werden von den an der Vorder- bzw. Hinterseite der Wirbelkörper entlang laufenden vorderen und hinteren Längsbändern (Ligamentum longitudinale anterius und Ligamentum longitudinale posterius) gebildet. Das vordere Längsband ist fest mit den Wirbelkörpern verwachsen, überspannt aber nur die Zwischenwirbelscheiben. Dahingegen ist das hintere Längsband fest mit den Wirbelkörpern und den Zwischenwirbelscheiben verbunden [10]. Die Ligamente befinden sich im ständigen Spannungszustand und sorgen so neben der Stabilisierung durch die Muskulatur für die Aufrechterhaltung der Wirbelsäule.



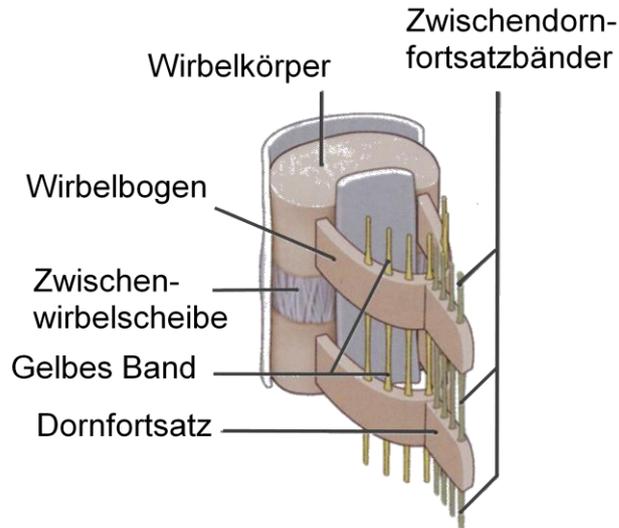
**Abb. 3.8: Vorderes und hinteres Längsband in schräg links-dorsaler Ansicht (vgl. [61]).**

Am Wirbelbogen setzen die elastischen Fasern des Gelben Bandes (Ligamentum flavum) an, dessen Name auf seiner Eigenfarbe beruht. Auch diese Ligamentstrukturen stehen unter stetiger Spannung und unterstützen somit die Rumpfaufrichtung.



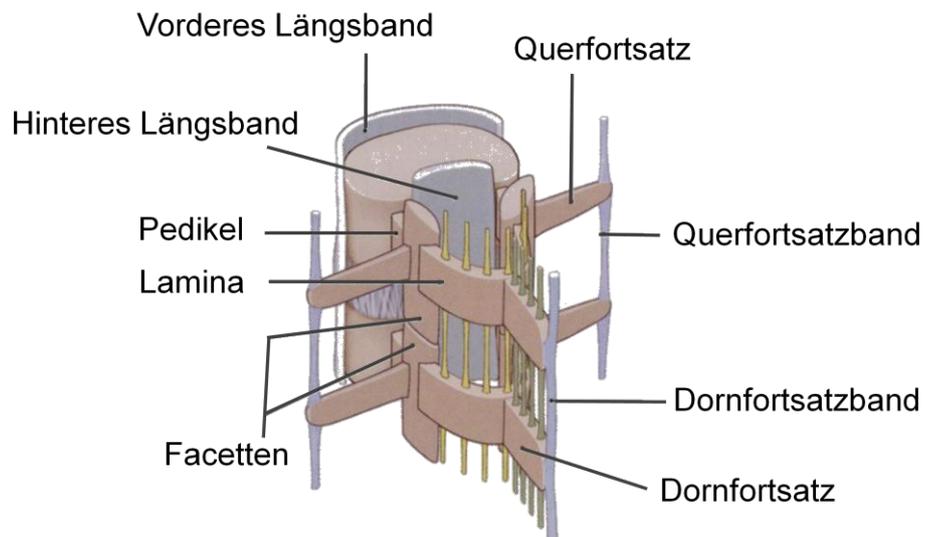
**Abb. 3.9: Längsbänder und Gelbes Band in schräg links-dorsaler Ansicht (vgl. [61]).**

Die Zwischendornfortsatzbänder (Ligamenta interspinalia) spannen sich zwischen den Dornfortsätzen der einzelnen Wirbel auf. Das Dornfortsatzband (Ligamentum supraspinale) zieht entlang der Dornfortsatzspitzen.



**Abb. 3.10:**Längsbänder, Gelbes Band und Zwischendornfortsatzbänder in schräg links-dorsaler Ansicht (vgl. [61]).

Zwischen den Querfortsätzen verläuft das Querfortsatzband (Ligamentum intertransversarium).

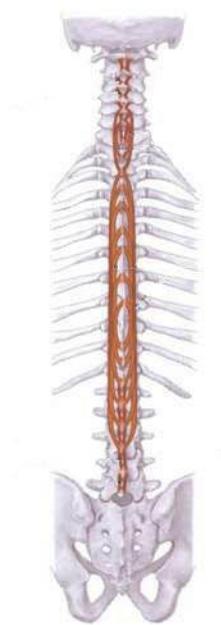


**Abb. 3.11:**Längsbänder, Gelbes Band, Zwischendornfortsatzbänder, Dornfortsatzband und Querfortsatzband in schräg links-dorsaler Ansicht (vgl. [61]).

### 3.1.5 Muskulatur

Die Rückenmuskulatur gewährleistet das Aufrichten und Stützen der Wirbelsäule. Eine zentrale Rolle spielt der Rückenstrecker (Musculus erector spinae), der aus zwei kräftigen Muskelsträngen, die beidseits entlang der Wirbelsäule verlaufen, gebildet wird. Sowohl in der Lage als auch in der Funktion kann die Muskelgruppe in einen medialen und einen lateralen Anteil gegliedert werden [53]. Da der Schwerpunkt der Forschungsarbeit auf dem lumbalen Bereich der Wirbelsäule liegt, beschreibt der folgende Teil ausschließlich die Muskulatur der Lendenwirbelsäule. Im thorakalen und cervikalen Bereich sind weitere Muskelstränge zu finden, die dort spezielle Aufgaben erfüllen.

Der tiefer liegende mediale Trakt unterteilt sich in das spinale und transversospinale System.



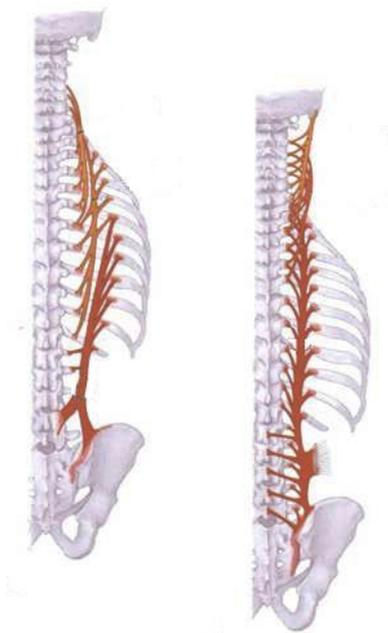
Im Lendenwirbelbereich zählen zum spinalen System die Muskeln, die die Dornfortsätze miteinander verbinden (Mm. interspinales lumborum).

**Abb. 3.12 : Mm. interspinales lumborum** (vgl. [61]).

Dem transversospinalen System ist der Muskel zuzuordnen, der sich zwischen den Quer- und Dornfortsätzen der Lendenwirbel aufspannt (M. multifidus).



**Abb. 3.13: M. multifidus**  
(vgl. [61]).



**Abb. 3.14: M. iliocostalis lumborum**  
**und M. longissimus** (vgl. [61]).

Der laterale Anteil des M. erector spinae setzt sich ebenfalls aus mehreren Systemen mit mehreren Muskelzügen zusammen. Der M. iliocostalis und der M. longissimus bilden das sakrospinale System. Der in der Hals- und Brustwirbelsäule entspringende M. longissimus findet unter anderem Ansatzpunkte an der Lendenwirbelsäule. Der M. iliocostalis lumborum entspringt am Os sacrum, dem Beckenkamm und den Querfortsätzen und erstreckt sich bis zu den Rippen, wo er an der sechsten bis zur zwölften Rippe ansetzt.

Die Mm. intertransversarii mediales lumborum und laterales lumborum sind dem intertransversalen System zugeordnet. Die Mm. intertransversarii mediales lumborum verlaufen zwischen benachbarten Processi mamillares, kleinen Knochenvorsprüngen, die an den Gelenkfortsätzen entspringen. Zwischen den Querfortsätzen benachbarter Wirbel verlaufen die Mm. intertransversarii laterales lumborum.

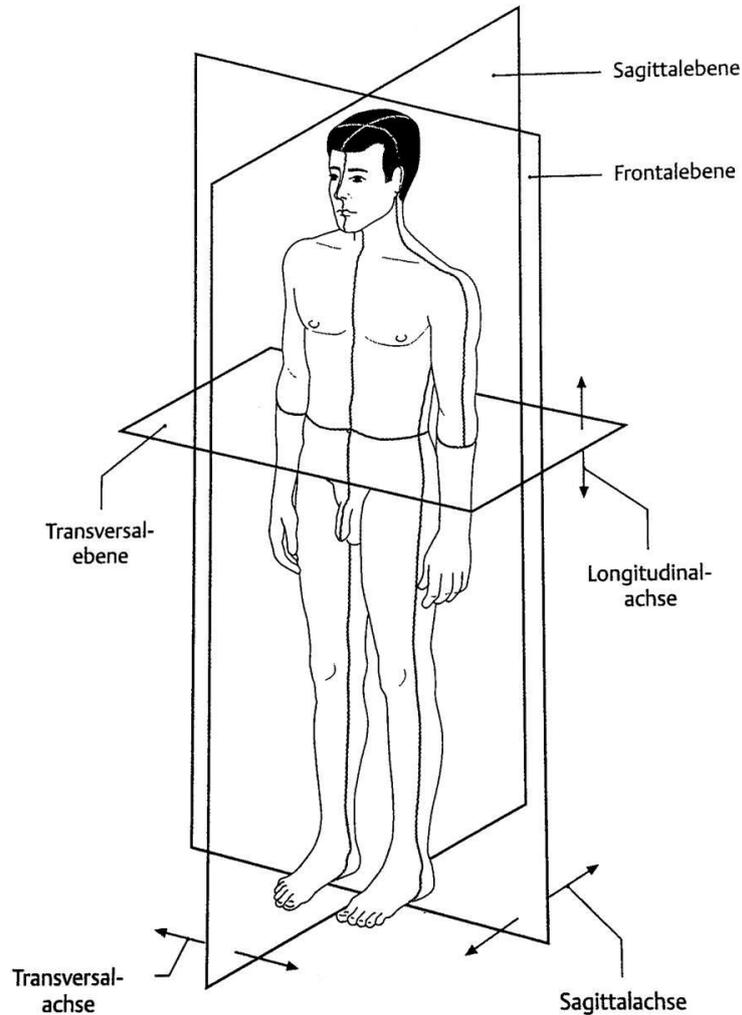


**Abb. 3.15: Mm. intertransversarii mediales lumborum und Mm. intertransversarii laterales lumborum (vgl. [61]).**

Bei einseitiger Kontraktion der beschriebenen Muskelzüge wird eine Lateralflexion ausgeführt, wohingegen die beidseitige Kontraktion eine Extensionsbewegung der Lendenwirbelsäule hervorruft [61].

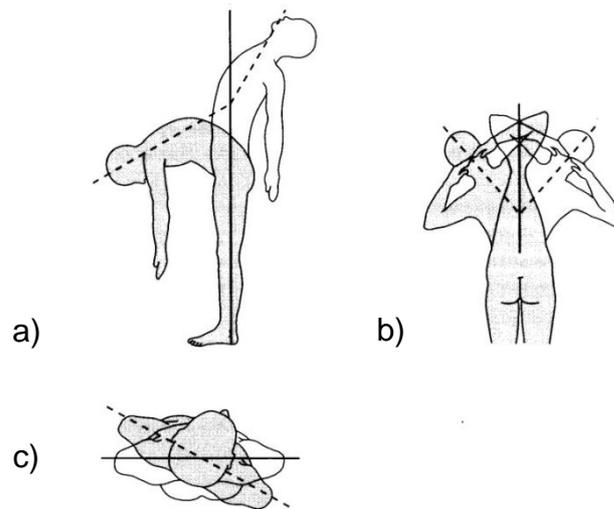
### 3.2 Bewegungsmöglichkeiten

Beim menschlichen Körper erfolgt die Beschreibung von Bewegungen innerhalb der Körperebenen bzw. entlang der Körperachsen.



**Abb. 3.16:** Hauptebenen und -achsen am menschlichen Körper [61].

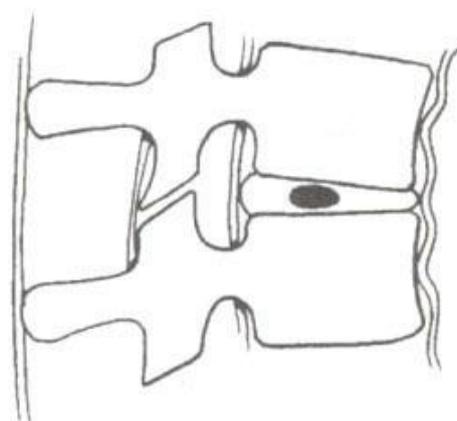
Da die translatorischen Bewegungen innerhalb der Wirbelsäule stark eingeschränkt sind, finden vor allem rotatorische Bewegungen statt. Dazu zählen die Flexion und Extension in der Sagittalebene (s. Abb. 3.17 a), die Lateralflexion nach rechts und links in der Frontalebene (s. Abb. 3.17 b) und die axiale Rotation in der Transversalebene (s. Abb. 3.17 c).



**Abb. 3.17: Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule a) Flexion und Extension, b) Lateralflexion und c) axiale Rotation [28].**

Die außerordentliche Beweglichkeit der Wirbelsäule setzt sich dabei aus den vielen Teilbewegungen, die in den einzelnen Bewegungssegmenten stattfinden, zusammen.

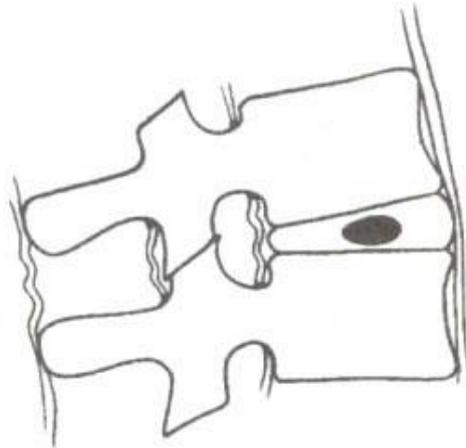
Bei einer Flexionsbewegung entfernen sich die Wirbelbögen mit ihren Fortsätzen voneinander, wodurch sich der Raum zwischen den zwei Wirbelköpfen auf der dorsalen Seite vergrößert und auf der ventralen Seite verringert. Dies verursacht ein ventrales Zusammendrücken der Zwischenwirbelscheibe, sodass sich der Nucleus pulposus in dorsale Richtung verschiebt. Durch Anspannung der dorsal verlaufenden Ligamentstrukturen wird die Auslenkung gebremst und eine weitere Bewegung gehemmt. Damit ist die maximale physiologische Auslenkung erreicht.



**Abb. 3.18: Bewegungssegment während Flexion in lateraler Ansicht.** Der Nucleus pulposus wird bei der Bewegungsausführung dorsal verschoben. Die dorsal verlaufenden Ligamente werden in Spannung versetzt, wohingegen das vordere Längsband gestaucht wird [12].

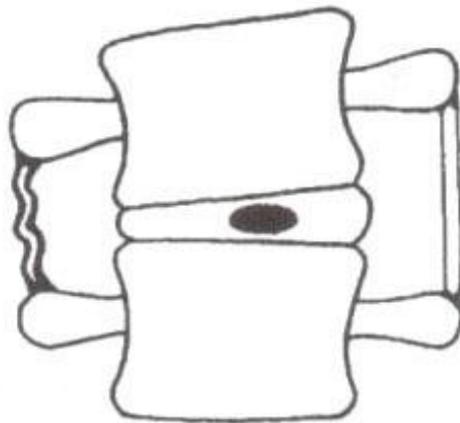
Im Gegensatz dazu wird das vordere Längsband bei der Extension angespannt und beschränkt so die Bewegungsmöglichkeit. Zudem treten die Dornfortsätze in knö-

chernen Kontakt und verhindern eine weitere Auslenkung. Die Zwischenwirbelscheibe wird dorsal zusammengedrückt, sodass der Nucleus pulposus zur ventralen Seite in Richtung der dort auseinanderklaffenden Wirbelkörper verlagert wird.



**Abb. 3.19: Bewegungssegment während Extension in lateraler Ansicht.** Der Nucleus pulposus wird während der Bewegung ventral verschoben. Das vordere Längsband wird gedehnt und entwickelt Zugkräfte. Die dorsalen Ligamente bleiben unbelastet [12].

Die Ausführung einer lateralen Beugung komprimiert die Zwischenwirbelscheibe auf der Seite, auf der die Bewegung stattfindet, wohingegen sie auf der Gegenseite an Höhe gewinnt. Dabei verschiebt sich der Nucleus pulposus zur Gegenseite der Bewegung. Dort werden die seitlichen Ligamente angespannt, die eine weitere Auslenkung verhindern. Zudem treten die Querfortsätze auf der Gegenseite in Kontakt und hemmen die Bewegung.



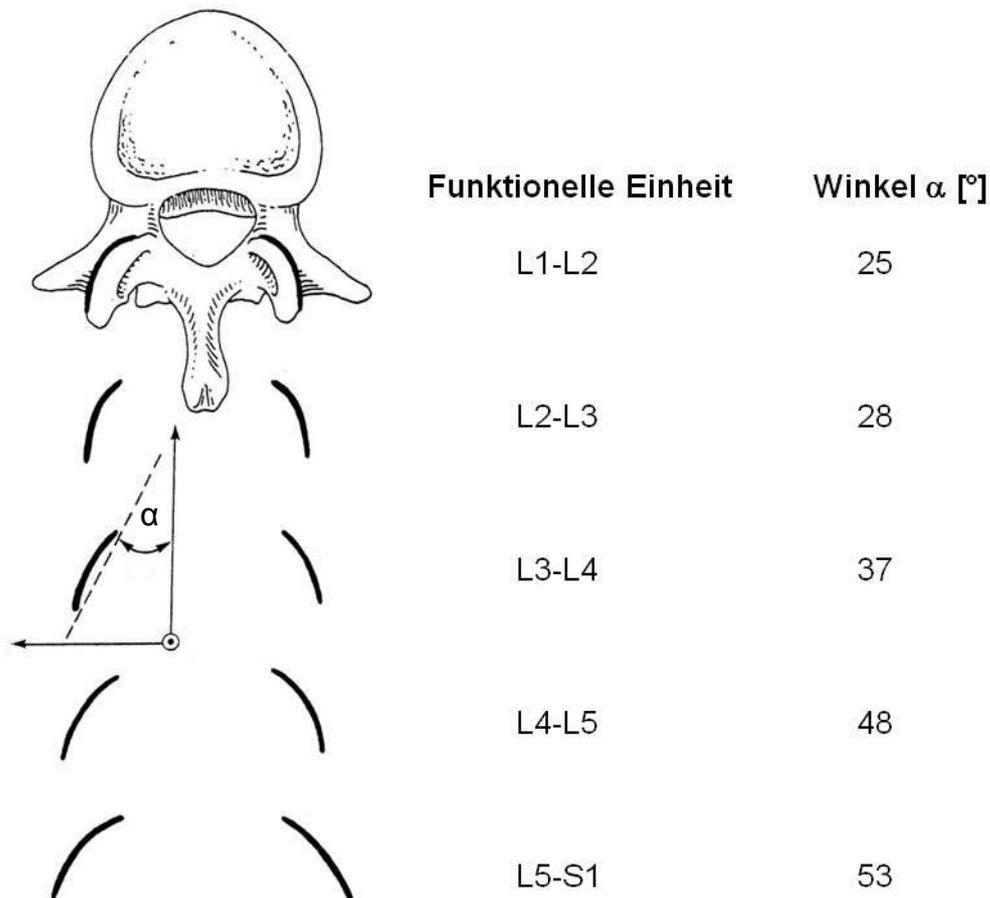
**Abb. 3.20: Bewegungssegment während Lateralflexion in ventraler Ansicht.** Es findet eine Verlagerung des Nucleus pulposus zur Gegenseite der Bewegung statt. Die Ligamente in Bewegungsrichtung werden gestaucht, die Ligamente der Gegenseite angespannt [12].

Die Ausführung einer rotatorischen Bewegung um die Längsachse führt zur Anspannung der Fasern des Anulus fibrosus der Zwischenwirbelscheibe. Dabei verringert sich die Höhe der Zwischenwirbelscheibe, was den Gallertkern leicht komprimieren

lässt [12]. Die Anspannung der umliegenden Ligamente und der knöchernen Kontakt der Facettengelenke führen zu einer Einschränkung der Bewegung.

Die Zwischenwirbelscheibe als zentrales Kernstück des Bewegungssegmentes ist ausschlaggebend für den Bewegungsumfang. Sie verleiht der Wirbelsäule eine allgemeine, aber nicht gerichtete Beweglichkeit. Erst die Orientierung der Facettengelenke, die in den einzelnen Wirbelsäulenregionen in ihrem Aufbau variieren, gibt die Richtung der Bewegung vor.

In der Transversalebene sind die Gelenkflächen der unteren Fortsätze konvex, dementsprechend die oberen Fortsätze konkav gebogen. Die Stärke der Krümmung variiert mit der Anordnung des Gelenks innerhalb der Lendenwirbelsäule von 25° im Bewegungssegment L1-L2 bis 53° im Bewegungssegment L5-S1 [68].



**Abb. 3.21:** Ausrichtung der Gelenkflächen der Facettengelenke innerhalb der Lendenwirbelsäule. Caudalwärts nimmt die Krümmung der Gelenkflächen zu (vgl. [68]).

Eine derartige Ausbildung der Facettengelenke schränkt die Rotationsmöglichkeit um die Längsachse erheblich ein. Dafür ermöglichen sie jedoch eine weiträumige Flexions- und Extensionsbewegung. White und Panjabi [68] fassten die Bewegungsmöglichkeiten für die Segmente der Lendenwirbelsäule wie folgt zusammen:

Funktionelle Einheit	Flexion/Extension [°]	Lateralflexion einseitig [°]	Axiale Rotation einseitig [°]
L1-L2	12	6	2
L2-L3	14	6	2
L3-L4	15	8	2
L4-L5	16	6	2
L5-S1	17	3	1

**Tab. 3.1: Bewegungsmöglichkeit der funktionellen Einheiten der Lendenwirbelsäule (vgl. [68]).**

Zu erkennen ist, dass mit dem Anstieg der Neigungswinkel der Facettenausrichtung die Flexions- und Extensionsfähigkeit ansteigt. Auf die Lateralflexion scheint dies keinen Einfluss zu nehmen. Die Orientierung der Facetten schränkt die axiale Rotation deutlich ein, die in der untersten Etage der Lendenwirbelsäule kaum noch stattfinden kann.

## 4. Computermodell der Lendenwirbelsäule mit Einzelstrukturen

Die als Starrkörper angenommenen Lendenwirbel L1 bis L5 und das Os Sacrum bilden die Grundstruktur des Modells. Neben diesen knöchernen Strukturen wird weiterhin das Weichgewebe, zu dem die Zwischenwirbelscheiben und die Ligamentstrukturen zählen, als elastische Bestandteile unter Berücksichtigung ihrer mechanischen Eigenschaften verwirklicht.

Die geeignete Implementierung von Kräftelementen und die Definition von Freiheitsgraden ermöglicht die Wechselwirkung der Starrkörper untereinander, die aufgrund von außen auf den Körper einwirkender Belastungen in Form von Kräften und Drehmomenten hervorgerufen wird.

### 4.1 Wirbelkörper

Die CAD (Computer Aided Design) Oberflächenmodelle der einzelnen Körper wurden durch Segmentierung aus Aufnahmen einer Computertomographie (CT) gewonnen. Vorlage dazu sind künstliche Wirbel, die den Abguss eines durchschnittlich großen Europäers darstellen. Dies gewährleistet, dass keine individuellen Abweichungen zum Normwert auftreten, die die spätere Modellierung beeinflussen.

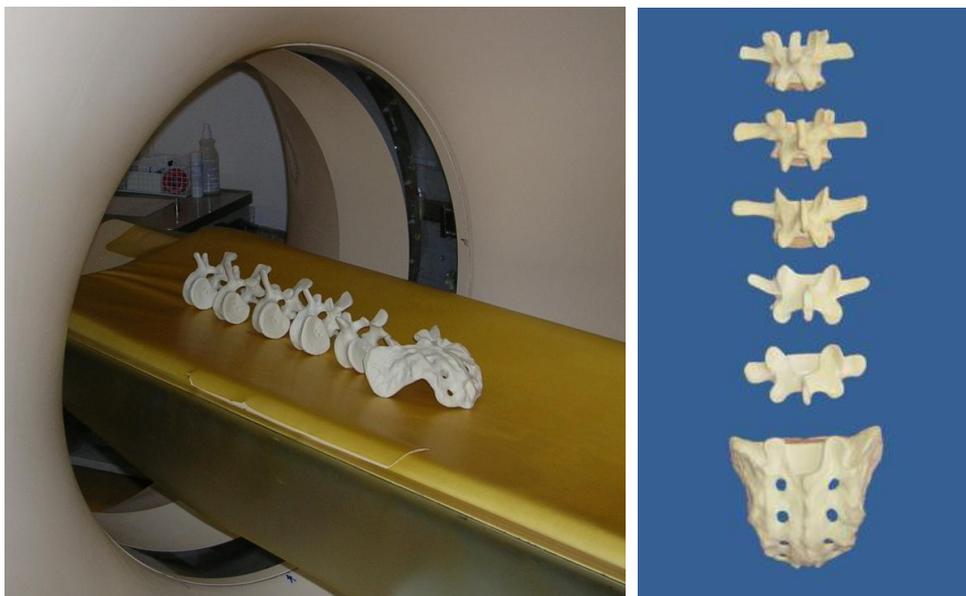
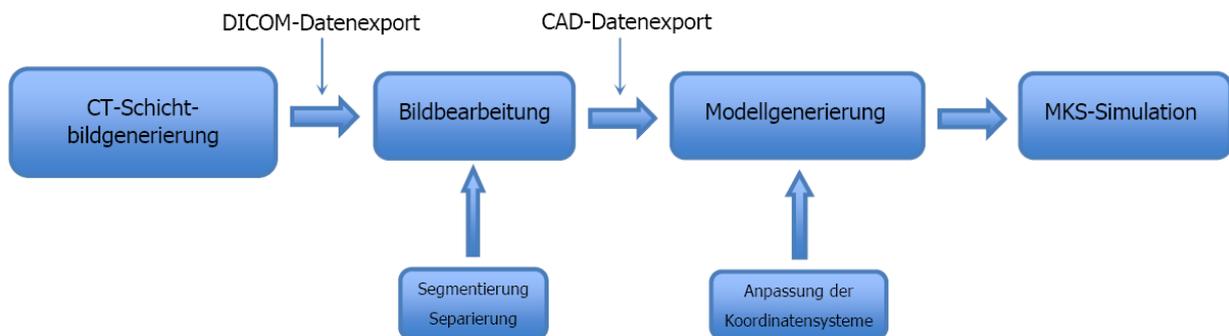


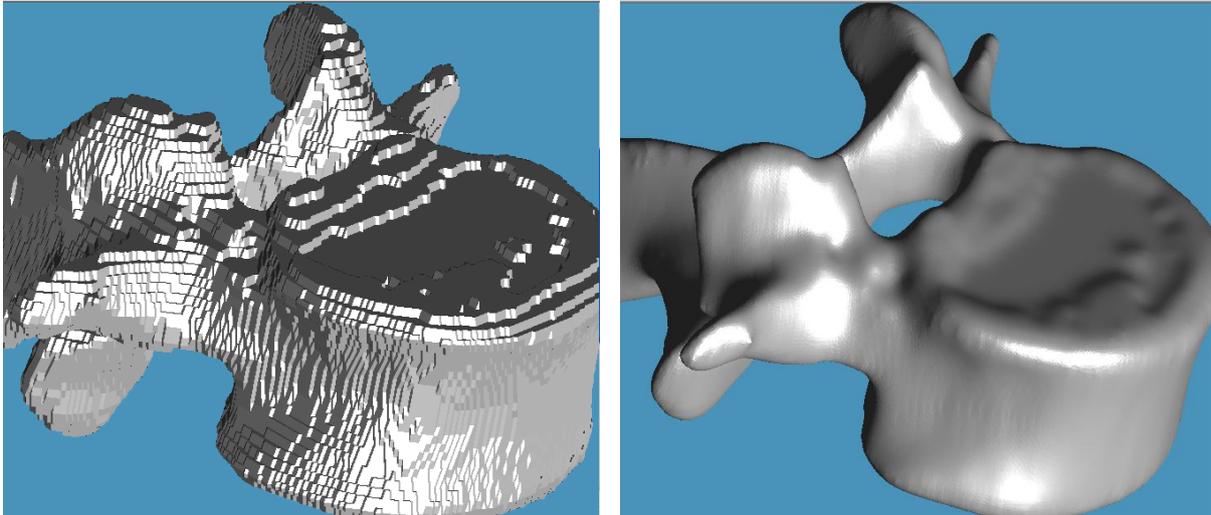
Abb. 4.1: Einscannen der Wirbel im CT zur Gewinnung der Oberflächenmodelle.

Während der Computertomographie wird eine Vielzahl von Schnittbildern des Objektes aufgenommen. Im vorliegenden Fall wurde eine möglichst geringe Schichtdicke von 0,9 mm gewählt, um die Oberfläche im Detail wiedergeben zu können. Die Daten werden entsprechend aufgearbeitet bevor sie in das Computermodell implementiert werden. Juchem [26] beschreibt die notwendigen Arbeitsschritte der Bildbearbeitung von der radiologischen Aufnahme bis hin zur Verwendung als Oberflächen im MKS-Modell.



**Abb. 4.2: Arbeitsschritte der Oberflächenerstellung.** Aus dem DICOM-Datensatz werden durch Segmentierung und anschließende Visualisierung die Oberflächenmodelle der Wirbel gewonnen. Nach Konvertieren der Bilddaten in das Format .obj können die Oberflächen in das MKS-Modell implementiert werden [26].

Dazu zählen die Segmentierung und Visualisierung des nach dem CT erhaltenen Datensatzes. Dieser liegt im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine), dem in der Medizin standardmäßig verwendeten Format der Bildverarbeitung, vor. Da eine manuelle Segmentierung sehr aufwendig ist, führte Reimche [45] eine automatische Segmentierung durch. Dafür wurde ein Plugin für das Toolkit MITK entwickelt. Innerhalb der 2002 vom Deutschen Krebsforschungszentrum in Heidelberg entwickelten, frei zugänglichen Software ist es dem Benutzer möglich, eigene Plugins zu schreiben und in die Bibliothek der Software einzubinden. Ein weiteres von Nowack [39] entwickeltes Plugin für selbige Software vollzieht die anschließende Visualisierung. Nach der Segmentierung und Visualisierung sind die einzelnen Schichten des CTs noch deutlich zu erkennen und es entsteht eine treppenstufige Form, die eine Glättung erforderlich macht (s. Abb. 4.3). Ein Laplace-Filter vollzieht die Polygonnetzglättung.



**Abb. 4.3: Oberflächenmodell eines Lendenwirbels ohne Glättung und nach 300 Glättungsiterationsschritten [39].**

Des Weiteren kann über einen zusätzlichen Algorithmus eine Polygonreduktion vorgenommen werden, um die Datenmenge deutlich zu reduzieren. Bei der Erstellung des Plugins wurde darauf geachtet, dass bei der Polygonreduktion der Netzstruktur der Oberfläche ein Volumenverlust des Körpers möglichst vermieden wird.

Letztendlich werden die Bilddaten in ein Dateiformat (.obj) konvertiert, das zum Speichern geometrischer Formen geeignet und zudem in der verwendeten Software SIMPACK einlesbar ist. Die Oberflächen können dann als CAD-Files (Computer Aided Design) in das Modell implementiert werden.

Bei der Einbettung der Wirbeloberflächen in das MKS-Modell wurde die spezielle Ausrichtung der einzelnen Wirbelkörper zueinander berücksichtigt. Vorgabe für den korrekten anatomischen Aufbau war, dass der dritte Lendenwirbel parallel zur Horizontalebene ausgerichtet ist. Die Stellung der weiteren Wirbelkörper orientiert sich an dieser Vorgabe. Neben der gegenseitigen Lage von Deck- und Bodenfläche zweier benachbarter Wirbel waren weiterhin die Ausrichtungen der Facettengelenke ein ausschlaggebendes Kriterium. Die miteinander artikulierenden Gelenkflächen mussten bei der Positionierung der Körper ebenso genau berücksichtigt werden.

Zudem wurden die Starrkörper, die bislang als reine Oberflächenmodelle nur die Geometrie des Körpers beschreiben, mit den Knocheneigenschaften versehen. Nach der Bestimmung des Volumens der künstlichen, als Vorlage dienenden Wirbel, nach dem archimedischen Prinzip, konnte unter der Annahme einer Knochendichte von  $1,3 \text{ g/cm}^3$  die Masse der jeweiligen Körper ermittelt werden.

## 4.2 Bewegliche Verbindungen und Gelenke

Die als starr angenommenen Wirbelkörper sind sowohl über die Zwischenwirbelscheiben als auch über die Facettengelenke miteinander verbunden. Deren elastische Eigenschaften ermöglichen die Beweglichkeit der Wirbelsäule, kontrollieren diese gleichzeitig aber auch in ihrem Ausmaß.

### 4.2.1 Zwischenwirbelscheiben

Die Zwischenwirbelscheibe verbindet zwei benachbarte Wirbelkörper. Innerhalb des Modells ist ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden definiert, das Translation entlang und Rotationen um die Körperachsen zulässt. Über die Zwischenwirbelscheibe erfolgt neben der Kraftweiterleitung die Übertragung von Drehmomenten. Dabei wird unter den drei Kraftkomponenten  $F_x$ ,  $F_y$  und  $F_z$  und den drei Komponenten der Drehmomententwicklung  $M_\alpha$ ,  $M_\beta$  und  $M_\gamma$  unterschieden.

Ein Feder-Dämpfer-Element verwirklicht die mechanischen Eigenschaften der Translation. Die Entwicklung von Kräften folgt der Kraftgleichung (1), die sich aus einem Steifigkeitsterm und einem geschwindigkeitsabhängigen Dämpfungsterm zusammensetzt.

$$F = c \cdot CSA \cdot \Delta r + d \cdot \Delta \dot{r} \quad (1)$$

Eine einwirkende äußere Kraft verursacht eine Deformation  $\Delta r$  der Zwischenwirbelscheibe in vertikale Richtung. Die Größe des von der Deformation beeinflussten Terms hängt zudem von der Steifigkeit  $c$  ab. Der Idee von [26] folgend, ermöglicht ein die Querschnittsfläche  $CSA$  (Cross Section Area) der Zwischenwirbelscheibe beschreibender Faktor eine Skalierung für die jeweiligen funktionellen Einheiten der Lendenwirbelsäule. Steifigkeitskonstanten für das Scherverhalten stammen aus der Literatur. Wilke et al. [69] untersuchten das Scherverhalten der Zwischenwirbelscheibe an Kadavermodellen der Bewegungssegmente L2-L3 und L4-L5 in anterior-posteriore und lateral-laterale Richtung. Im Ergebnis zeigt sich kein Unterschied im Verhalten der Zwischenwirbelscheibe in den beiden Belastungsrichtungen. Im Modell dient als Grundlage für die Scherung eine Schersteifigkeit von  $c = 530.000 \text{ N/m}$ .

Zur Ermittlung der Steifigkeitskonstanten  $c$  bei axialer Kompression wurden in Zusammenarbeit mit der Universitätsklinik für Unfallchirurgie Innsbruck unter der Leitung von Dr. Werner Schmözl experimentelle Messungen durchgeführt. Ziel der Versuchsreihe war es, das biomechanische Verhalten der menschlichen Zwischenwir-

belscheibe unter Belastung zu eruieren. Dazu wurden sechs Präparate des Bewegungssegmentes L2-L3 axial komprimiert.

Wie Tab. 4.1 zu entnehmen, stammen die Proben von einer weiblichen Spenderin und fünf männlichen Spendern im Alter zwischen 51 und 73 Jahren. Bei keiner der Proben lagen degenerative Erkrankungen der Zwischenwirbelscheibe vor.

Probe	Geschlecht	Alter
Probe 1	weiblich	73
Probe 2	männlich	59
Probe 3	männlich	57
Probe 4	männlich	51
Probe 5	männlich	65
Probe 6	männlich	65

**Tab. 4.1: Geschlecht und Alter der Präparate mit der Zuordnung der Probennummer.**

Die Proben waren vakuumverpackt, bis zum Zeitpunkt der Versuchsreihe tiefgefroren und wurden erst über Nacht bei einer Raumtemperatur von 6°C aufgetaut. Innerhalb der Versuchsvorbereitung erfolgte eine Isolierung der Zwischenwirbelscheibe durch Entfernung der dorsalen Elemente, zu denen die Facettengelenke und die ligamentösen Strukturen zählen. Erhalten blieben dagegen das vordere und hintere Längsband, da diese direkt mit der Zwischenwirbelscheibe verwachsen sind und die Entfernung dieser Ligamente auch Teile der Zwischenwirbelscheibe zerstören würde. Die obere Hälfte des cranialen Wirbels L2 und die untere Hälfte des caudalen Wirbels L3 wurden in PMMA Zement eingelassen, um sicherzustellen, dass die Zwischenwirbelscheibe im Versuchsstand horizontal ausgerichtet und eine Befestigungsstelle für den Versuchsstand gegeben ist.



**Abb. 4.4: Bewegungssegment L2-L3 in der Materialprüfmaschine.**

Innerhalb einer Materialprüfmaschine diente eine Vorlast von  $F = 100 \text{ N}$  der Präkonditionierung. Anschließend fand innerhalb von drei Zyklen eine Be- und Entlastung der Proben statt. Das Maximum der Belastung bildete eine äußere Kraft von  $F = 500 \text{ N}$ . Neben der Aufzeichnung der einwirkenden Kraft wurde gleichzeitig die Deformation der Zwischenwirbelscheibe bestimmt. Resultat war der Kraft-Deformations-Graph wie in Abb. 4.5 beispielhaft für die Probe 1 aufgeführt. Der Verlauf des Graphen verdeutlicht das nicht-linear elastische Verhalten der Zwischenwirbelscheibe. Der eine Hysterese beschreibende Verlauf zeigt die Abhängigkeit der Kraft von der Geschwindigkeit, da bei Be- und Entlastung ein unterschiedlicher Verlauf messbar ist.

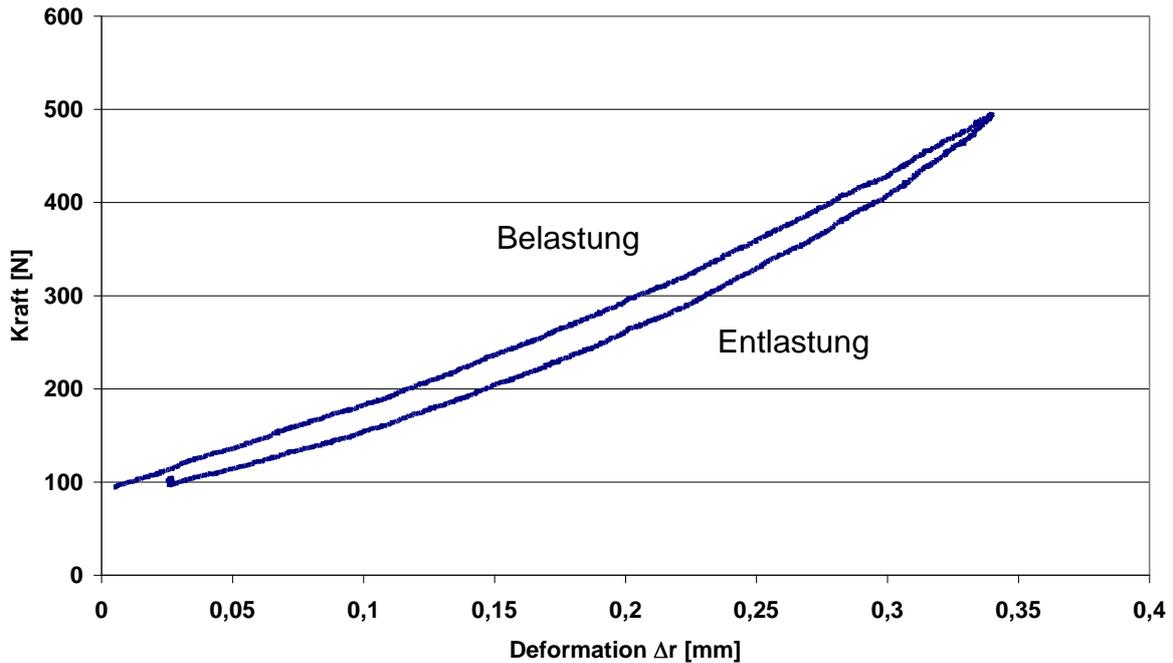


Abb. 4.5: Kraft-Deformations-Verlauf der Probe 1 bei einer Belastung mit einer Kraft von  $F = 500 \text{ N}$  und anschließender Entlastung. Das nicht-lineare Materialverhalten der Zwischenwirbelscheibe spiegelt sich in der Aufspaltung der Kurve wider.

Die Steigung der Geraden, die annähernd durch die Messkurve gelegt werden kann, spiegelt die Steifigkeit  $c$  für den quasistatischen Fall wider. Aus dem Graphen kann durch iteratives Rechnen zusätzlich zur Steifigkeitskonstanten der Dämpfungswert  $d$  bestimmt werden. Überprüft werden die ermittelten Parameter  $c$  und  $d$  durch den Einsatz der Werte in ein MKS-Modell, das den Versuchsstand wiedergibt (s. Abb. 4.6). Da das Computermodell des Bewegungssegmentes L2-L3 analog zur Versuchsdurchführung mit der Kraft  $F = 500 \text{ N}$  belastet wurde, konnten die Ergebnisse aus Messung und Simulation einander gegenübergestellt werden.

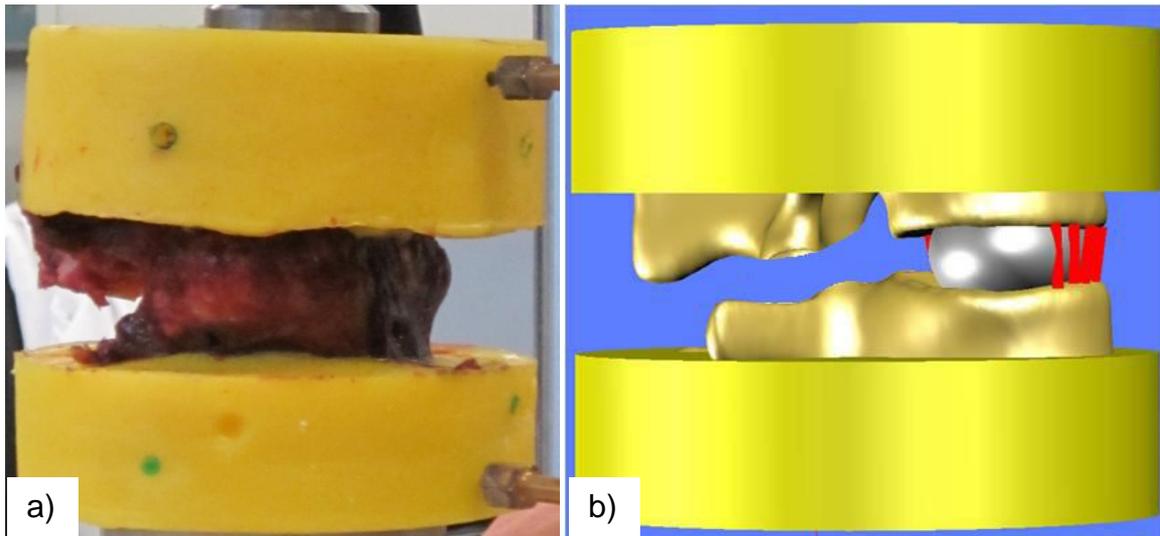


Abb. 4.6: Bewegungssegment L2-L3 mit isolierter Zwischenwirbelscheibe als a) Präparat und b) MKS-Modell.

Der Vergleich zwischen Messung und Simulation, der eine gute Übereinstimmung der Kraft-Deformations-Verläufe zeigt (s. Abb. 4.7), dient der Validierung der ermittelten Parameter.

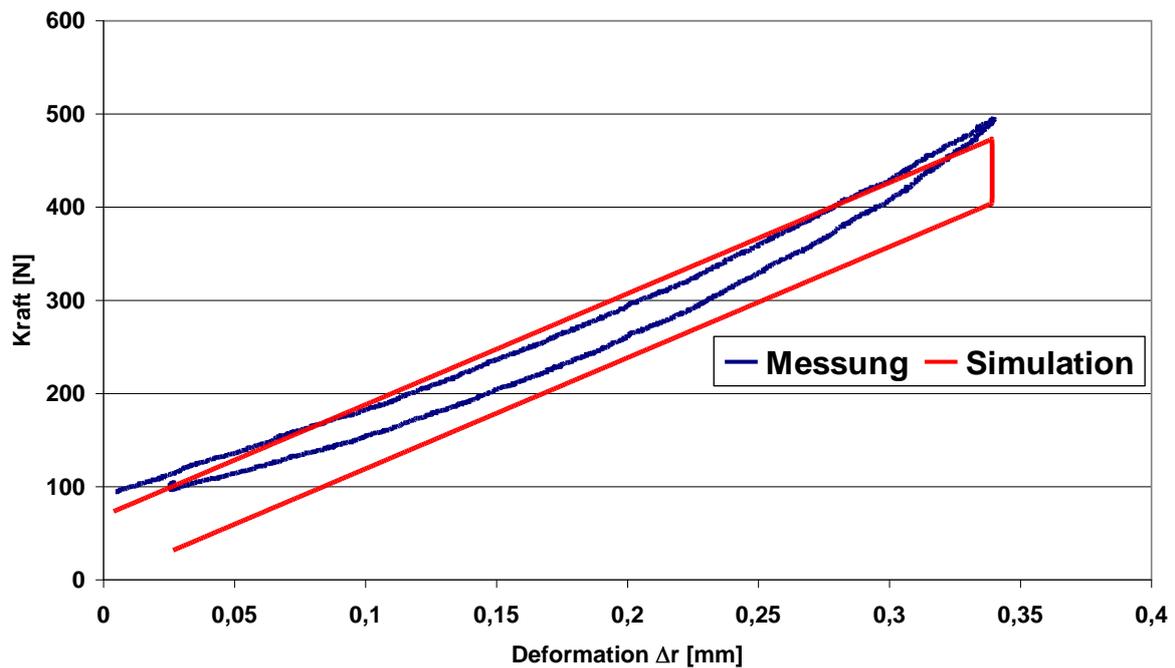
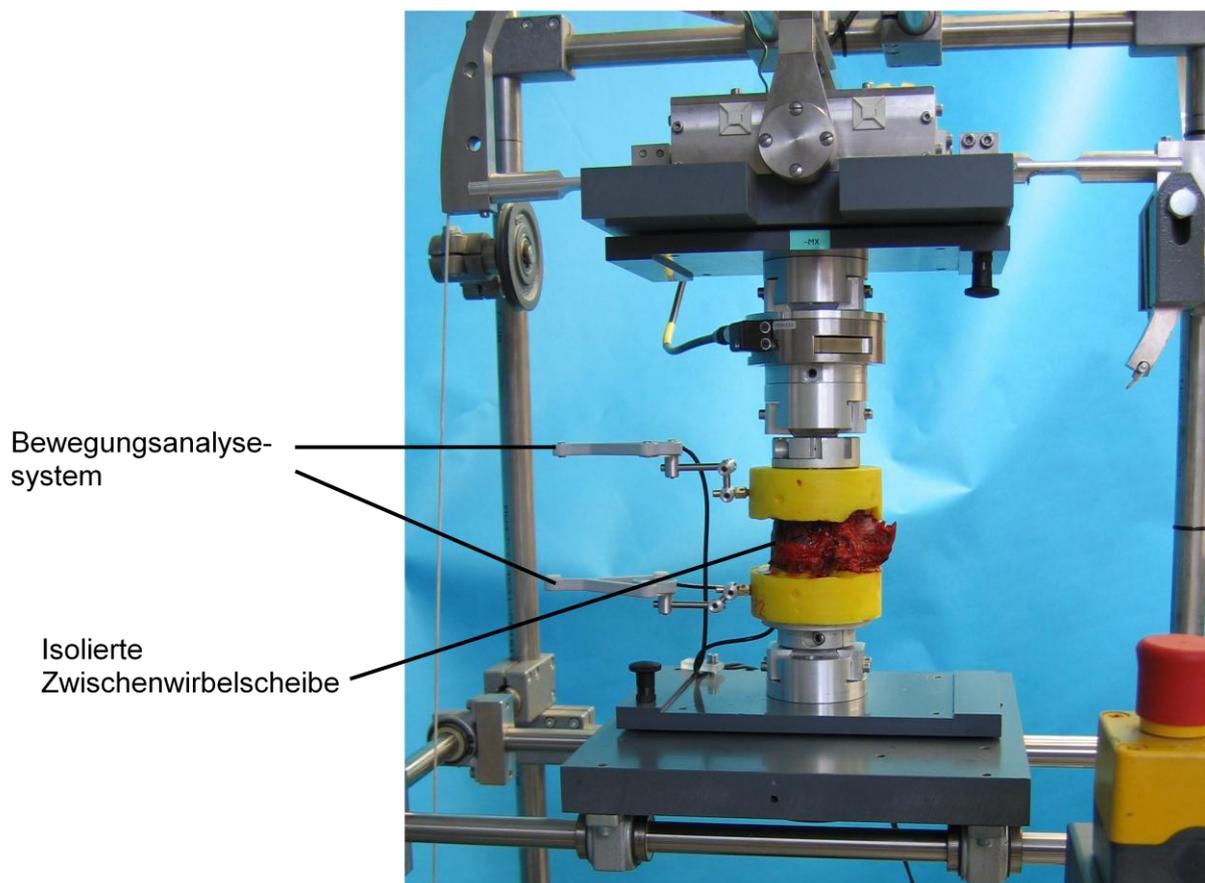


Abb. 4.7: Gemessener (blau) und simulierter (rot) Kraft-Deformations-Verlauf der Probe 1. Die Aufspaltung des Kurvenverlaufs der berechneten Ergebnisse folgt aus der Verwendung eines geschwindigkeitsabhängigen Dämpfungsterms.

Da die physikalischen Eigenschaften der Zwischenwirbelscheibe eines jeden Individuums unterschiedlich sind, weisen die eruierten Steifigkeits- und Dämpfungskonstanten der sechs getesteten Präparate Unterschiede auf. Das arithmetische Mittel aus allen Proben findet als Standardwert Anwendung im Computermodell.

Die Übertragung von Drehmomenten folgt Kennlinien, die ebenfalls aus eigens durchgeführten experimentellen Messungen stammen. Dazu wurde eine zweite Versuchsreihe durchgeführt, bei der die Proben in einen Wirbelsäulenprüfstand mit sechs Freiheitsgraden eingespannt waren. Unter Anwendung eines Schrittmotors wurden die Proben mit Drehmomenten von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$  in den drei Bewegungsbebenen in drei Zyklen be- und wieder entlastet. Die gleichzeitige Aufzeichnung der intersegmentalen Rotation erfolgte mithilfe eines Bewegungsanalyse-systems. Daraus ergab sich ein charakteristischer Moment-Winkel-Verlauf für die Rotationsbewegungen Flexion/Extension, Lateralflexion und axiale Rotation (s. Abb. 4.9 für Lateralflexion).



**Abb. 4.8: Wirbelsäulenprüfstand mit eingespannter Probe des Bewegungssegmentes L2-L3.**

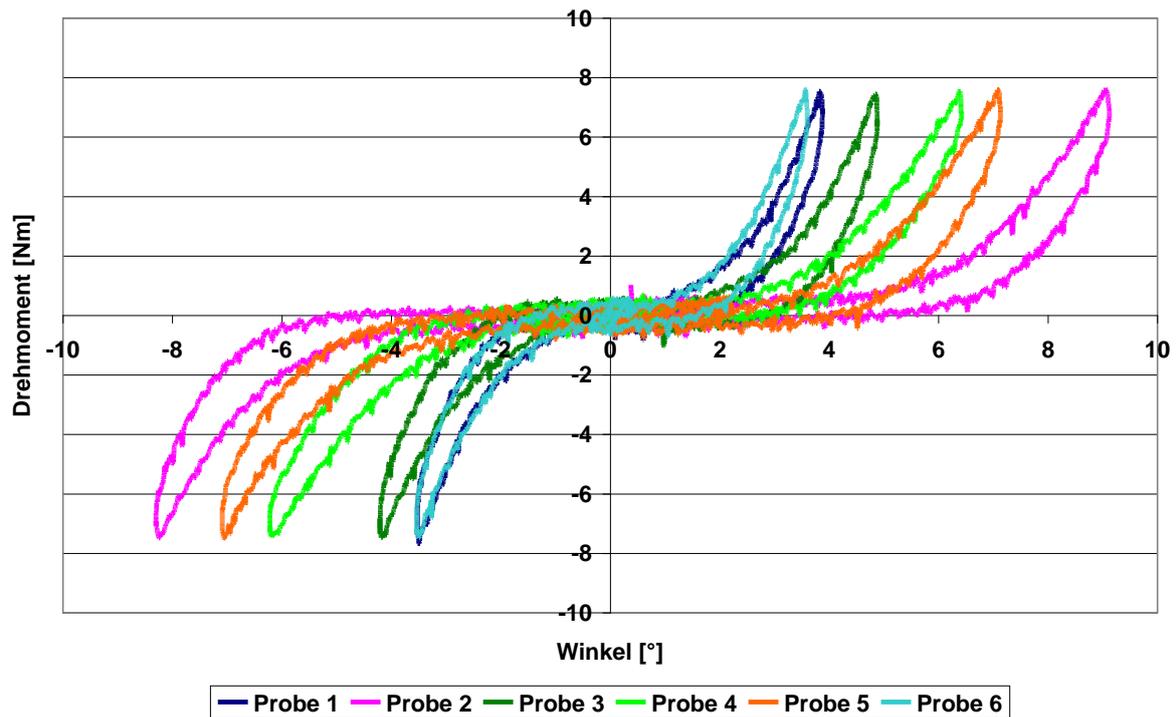
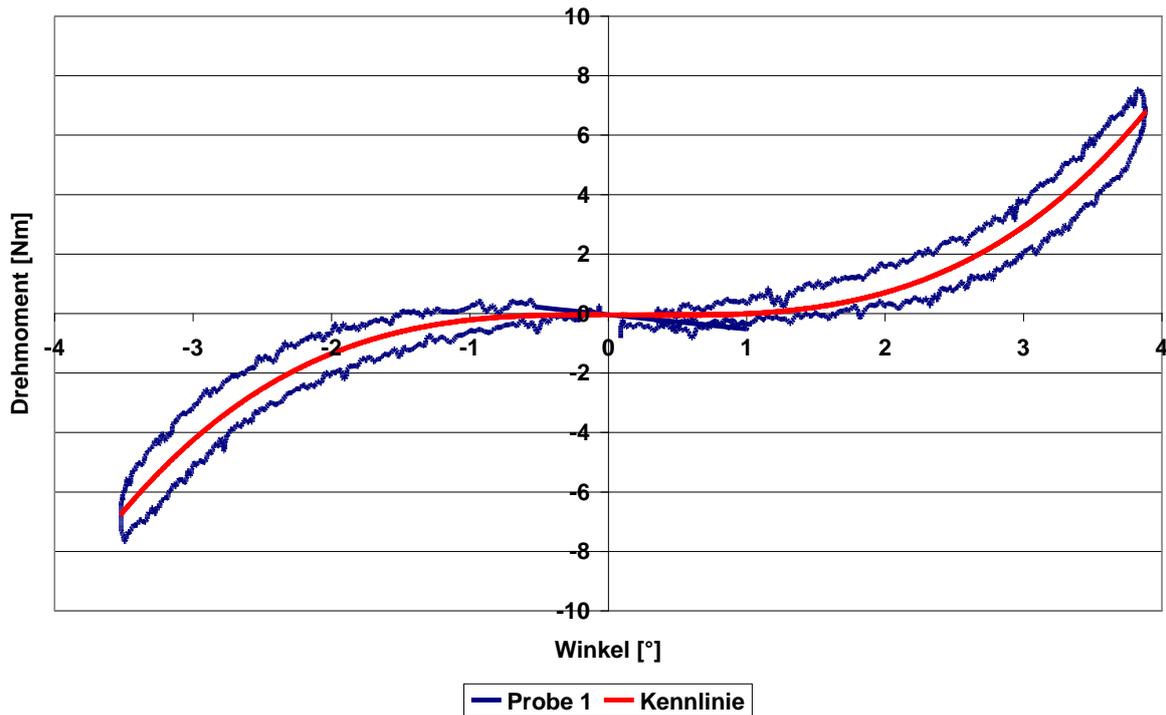


Abb. 4.9: Messkurven für den Moment-Winkel-Verlauf der verschiedenen individuellen Zwischenwirbelscheiben in Lateralflexion bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ .

Auch hier wird der Verlauf durch eine Hysterese beschrieben. Dies ist Resultat des nicht-linear elastischen Verhaltens der Zwischenwirbelscheibe.

Da der Hystereseeffekt der Messkurven allerdings nur sehr gering ist, wird dieser für die Modellierung vernachlässigt. Die Messdaten finden im Modell Anwendung indem durch die Messkurven annähernde Kennlinien gelegt werden, die als Input im Computermodell verwendet werden (vgl. Abb. 4.10).



**Abb. 4.10:** Messkurve und Annäherung durch Ausgleichspolynom der Probe 1 für den Moment-Winkel-Verlauf in Lateralflexion bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ . Das Ausgleichspolynom findet als Kennlinie Anwendung im Computermodell.

Die Forschungsarbeit [21] beschäftigte sich damit, solche Messkurven zur Weiterverwendung in der Computermodellierung effektiv auszuwerten. Es ist wichtig, eine möglichst einfache mathematische Funktion zu ermitteln, die gleichzeitig aber dem Anspruch gerecht wird, in möglichst geringem Maße vom gemessenen Kurvenverlauf abzuweichen. Es zeigte sich, dass es ausreichend präzise ist, ein Ausgleichspolynom dritten Grades der Form  $p(x) = ax^3$  zu verwenden. Mit dem Gebrauch der Ausgleichsrechnung konnte für die Bewegung in den drei Hauptebenen aus den sechs Proben eine Kennlinie ermittelt werden, die den Mittelwert der Proben repräsentiert. Die Kennlinien aus Abb. 4.11 dienen als Input zur Erstellung eines standardisierten Modells.

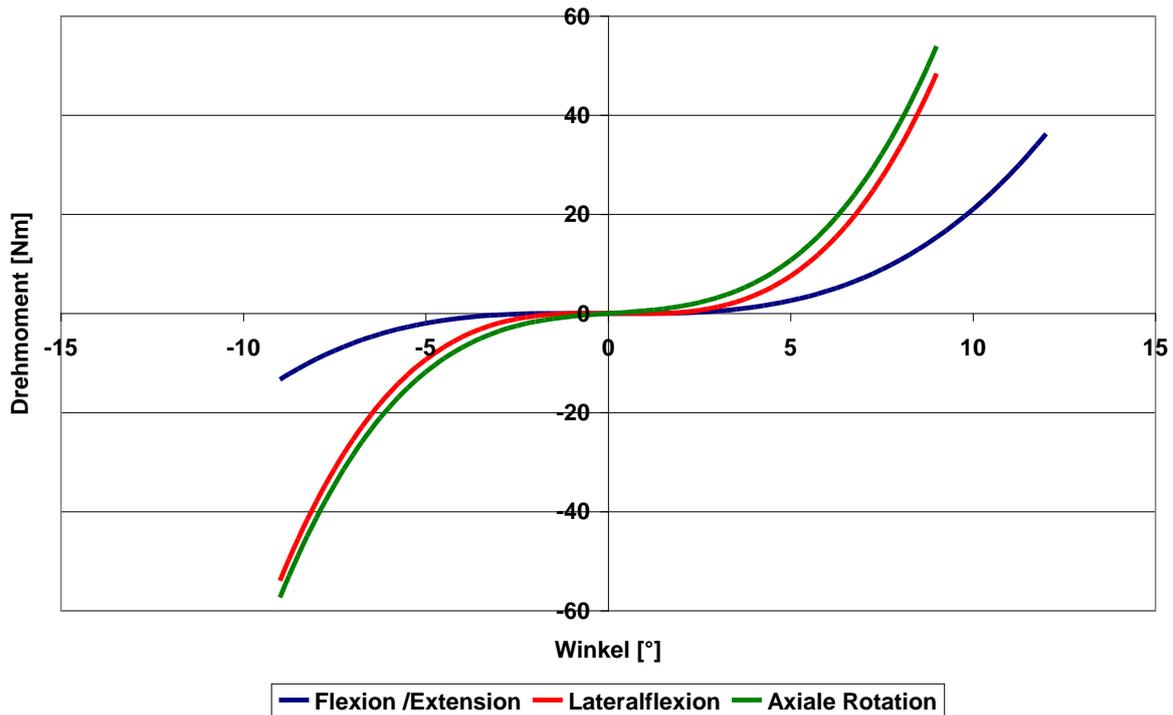


Abb. 4.11: Kennlinien für den Moment-Winkel-Verlauf bei Rotationen in den Bewegungsebenen.

Des Weiteren wurde der Frage nachgegangen, ob der unterschiedliche Verlauf der Messkurven für die sechs Proben ausschließlich auf die individuelle Anatomie eines jeden Menschen zurückzuführen ist oder ob definierbare Einflussgrößen die Ergebnisse vorhersagen lassen [21]. Es konnte aufgezeigt werden, dass ein Zusammenhang zwischen dem Volumen der Zwischenwirbelscheibe und deren Flexibilität besteht. Dieser Zusammenhang kann über die Konstante  $a$  des Ausgleichspolynoms  $p(x) = ax^3$  den Verlauf der Kennlinie beeinflussen. Der Graph aus Abb. 4.12, der das Volumen der Zwischenwirbelscheibe und die Konstante  $a$  gegeneinander aufträgt, verdeutlicht, dass mit Zunahme des Volumens die Größe der Konstante ebenfalls ansteigt. Diese Beziehung kann über eine Exponentialfunktion angenähert werden. Somit kann unter der Kenntnis des Volumens der Zwischenwirbelscheibe, das sich mit wenig Aufwand aus radiologischen Bildmaterialien bestimmen lässt, die Konstante  $a$  des Ausgleichspolynoms festgelegt werden. Dies ermöglicht die Erstellung einer Input-Kennlinie für das Computermodell, die auf der individuellen Beschaffenheit der Zwischenwirbelscheibe beruht. Diese Vorgehensweise ermöglicht den Aufbau eines individualisierten Modells.

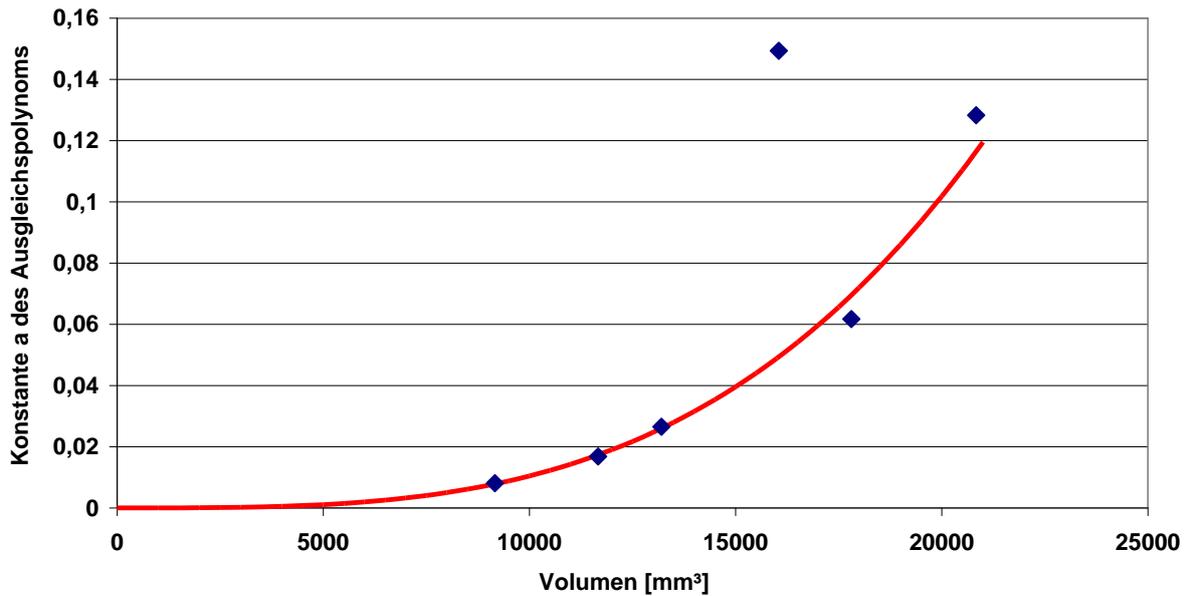


Abb. 4.12: Funktionaler Zusammenhang zwischen Volumen der Zwischenwirbelscheibe und Skalierungsfaktor  $a$  des Ausgleichspolynoms bei Lateralflexion [21].

#### 4.2.2 Facettengelenke

In knöchernen Kontakt treten zwei benachbarte Wirbel an den Facettengelenken. Die Facettengelenke werden mit einer Kontaktmodellierung realisiert, wobei das Durchdringen zweier Wirbel durch den Aufbau von Kontaktkräften verhindert wird.

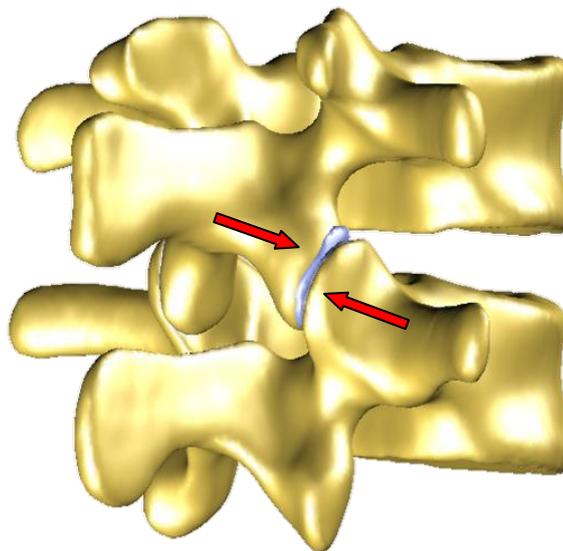
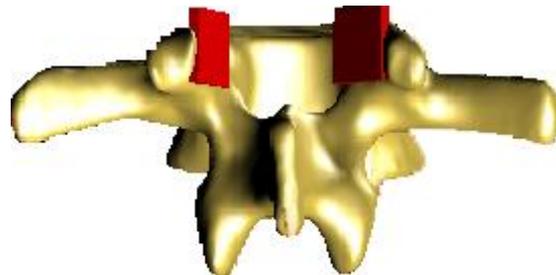


Abb. 4.13: Artikulierende Gelenkflächen zweier Lendenwirbel.

Die Dicke der Kontaktfläche wird nach [37] und [67] als 0,5 mm dicke Knorpelschicht verwirklicht. Rohlmann nimmt eine Gelenkspaltbreite von 0,5 mm an [51]. Wie von

Teo et al. [66] beschrieben, kann die Funktion der Gelenkschmiere durch die Modellierung eines reibungsfreien Kontaktes Berücksichtigung finden.

Das Kontaktvolumen wird in Form eines Quaders mit planaren Gelenkflächen modelliert. Die Größe und Ausrichtung ist an das Oberflächenmodell der Wirbelkörper und damit an den Ausrichtungswinkel der Facetten angepasst.



**Abb. 4.14:** Lendenwirbel mit planaren Kontaktflächen an den Facettengelenken.

Kommt es zum Kontakt, werden Actio- und Reactiokräfte senkrecht zur Kontaktfläche aufgebaut. Die resultierende Kraft setzt sich aus einem Steifigkeitsterm (2) und einem Dämpfungsterm (3) zusammen.

$$F_{\text{stiff}} = c_{\text{trans}} \cdot \Delta r \quad (2)$$

$$F_{\text{damp}} = d_{\text{trans}} \cdot \Delta \dot{r} \quad (3)$$

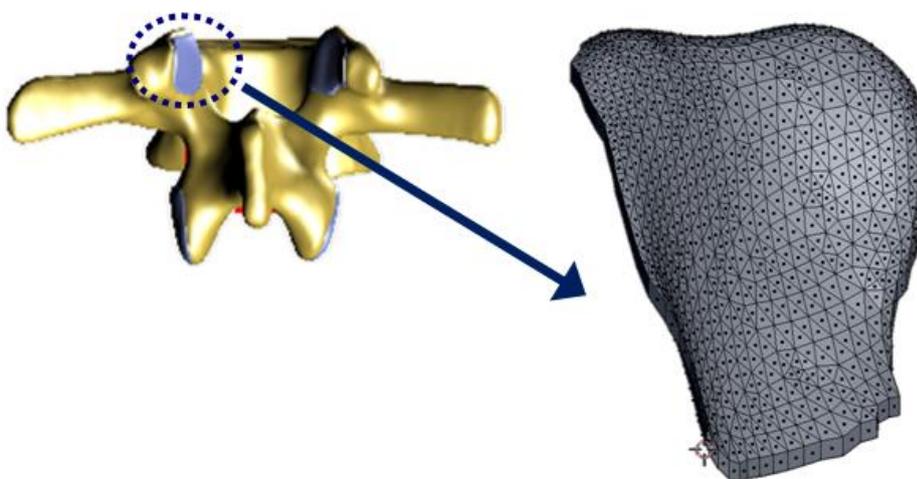
Dabei beschreibt  $\Delta r$  die Eindringtiefe und  $\Delta \dot{r}$  die Eindringgeschwindigkeit. Die Ermittlung der Steifigkeits- und Dämpfungskonstanten  $c$  und  $d$  erfolgte mithilfe einer Sensitivitätsanalyse durch Variierung der Parameter. Die Untersuchung bestand darin, den Einfluss der Parameteränderung auf das funktionale Zusammenspiel der einzelnen Strukturen zu bestimmen, mit dem Ziel, die optimale Parameterkonfiguration für eine realitätsnahe Modellierung zu eruieren. Die Analyse ergab einen Steifigkeitsparameter von  $c = 300.000 \text{ N/m}$  und eine Dämpfungskonstante von  $d = 30.000 \text{ Ns/m}$ .

Zu erwähnen bleibt, dass dies eine vereinfachte Darstellung der in den Facettengelenken stattfindenden Kraftübertragung ist. Für ein Standardmodell genügt die Berücksichtigung der Ausrichtungswinkel der Facetten, die an die Oberflächen der Wirbelkörper angepasst sind. Für den Gesamtzusammenhang und das Zusammenspiel der einzelnen funktionellen Elemente der Wirbelsäule ist diese Art der Kontaktmodellierung völlig ausreichend.

Die sehr empfindlichen Facettengelenke sind oft Ursache für Rückenschmerzen. Durch Degeneration des Facettenknorpels (Arthrose) kann chronischer Schmerz entstehen. In solchen Fällen ist eine detaillierte Untersuchung und Modellierung der in den Facettengelenken übertragenen Kräfte unabdingbar.

Dazu kann innerhalb der Mehrkörpersimulation die Methode des Polygonflächen-Kontaktmodells PCM (Polygonal Contact Modell) verwendet werden. Diese von Hippmann [23] entwickelte Methode dient zur Kontaktbestimmung bei starren Körpern in der Mehrkörperdynamik. Bei der MKS-Simulation erfolgt die Berechnung nur aufgrund von Kräften, Momenten, Gelenken etc., die zwischen je zwei Markern definiert sind. Die Oberflächen der Körper bleiben dagegen völlig unberücksichtigt. Hippmann beschreibt, dass dadurch die Berührvorgänge zweier Starrkörper nicht abgebildet werden, sodass sich zwei Körper sogar durchdringen können ohne dass dies Auswirkungen auf die Simulation hervorruft. Mithilfe des erstellten MKS-Kontaktalgorithmus ist es möglich, Berührvorgänge zu erkennen und dort auftretende Kontaktkräfte zu bestimmen. Zwischen zwei artikulierenden Gelenkflächen, deren Oberflächenmodelle aus Dreiecksflächen aufgebaut sind, findet zunächst eine Kollisionserkennung statt. Nach der Bestimmung des Schnittvolumens und der aktiven Kontaktelemente erfolgt schließlich die Berechnung der Kontaktkraft [23].

Zur Verwendung dieses Modells in der Kontaktmodellierung der Facettengelenke wurde die Wirbeloberfläche an den Facetten mit einer aus Dreiecksflächen aufgebauten Knorpelschicht überzogen, die der realen Gelenkfläche entspricht.



**Abb. 4.15:** Lendenwirbel mit an die Krümmung der Facettengelenke angepassten Kontaktflächen.

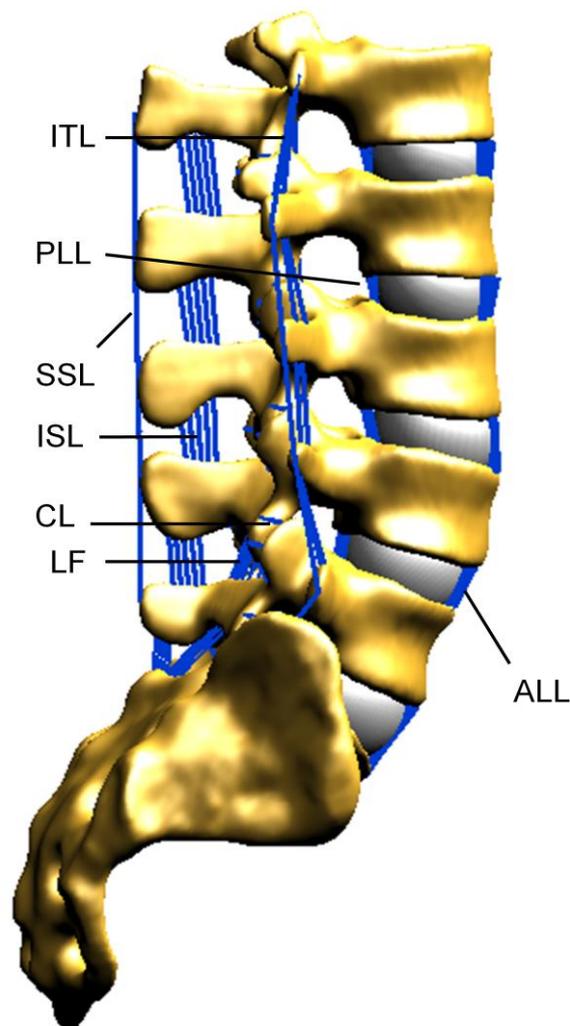
Die Knorpelschicht wurde mit den Eigenschaften des menschlichen Knorpels versehen, deren charakteristische Parameter der Literatur entnommen sind (vgl. Tab. 4.2). Zur Simulation des elastischen Verhaltens des Knorpels dient die Verwendung des Elastizitätsmoduls (E-Modul) und der Poissonzahl. Dabei beschreibt der E-Modul bei der Verformung eines Körpers den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung. Die Poissonzahl, auch Querkontraktionszahl genannt, gibt Aufschluss über das bei der Verformung auftretende Verhältnis zwischen Dicken- und Längenänderung des Körpers. Diese beiden Größen werden neben der Eindringtiefe und Eindringgeschwindigkeit zur Berechnung der Kontaktkraft herangezogen. Im Modell kam ein E-Modul von  $E = 10,4 \text{ MPa}$  und eine Poissonzahl von  $\nu = 0,4$  zur Anwendung, die zur Simulation an die Modellgegebenheiten angepasst wurden.

	Modell	Funktionelle Einheit	E-Modul [MPa]	Poisson Zahl
Vandlen [67]	MKS	LWS	10,4	0,4
Williams et al. [70]	FE	L4-L5	11	0,4
Goel et al. [18]	FE	L3-L4	10	0,3
Natarajan et al. [37]	FE	L3-L4	11	0,4
Kumaresan et al. [31]	FE	Facetten Kapsel	10,4	0,4

Tab. 4.2: Knorpel­eigenschaften der Gelenkflächen der Facettengelenke.

### 4.3 Ligamente

Zur vollständigen Anatomie gehören weiterhin die Ligamente der Lendenwirbelsäule. Implementiert wurden das vordere und hintere Längsband (Ligamentum longitudinale anterius und posterius, ALL und PLL), das Gelbe Band (Ligamentum flavum, LF), die Zwischendornfortsatzbänder (Ligamenta interspinalia, ISL), das Dornfortsatzband (Ligamentum supraspinale, SSL), die Zwischenquerfortsatzbänder (Ligamenta intertransversaria, ITL) und die Kapselbänder der Facetten (CL).



**Abb. 4.16: Computermodell der Lendenwirbelsäule mit implementierten Ligamentstrukturen.**

Innerhalb der verwendeten Software ist es nur möglich, Kräfte zwischen zwei Markerpunkten zu definieren. Breite Ligamentstrukturen wurden durch den Aufbau als Bündel aus mehreren Ligamentfasern realisiert. Die in den Ligamentstrukturen auftretenden Kräfte folgen aus der Literatur stammenden Kennlinien [68], da hier nicht die Möglichkeit bestand, eigene Versuchsreihen durchzuführen. Für jedes Ligament lag aus experimentellen Daten ein Kraft-Deformations-Zusammenhang vor.

Im Modell wird zunächst die Deformation des Ligamentes berechnet und dementsprechend dem Kraftwert aus der Kennlinie zugeordnet.

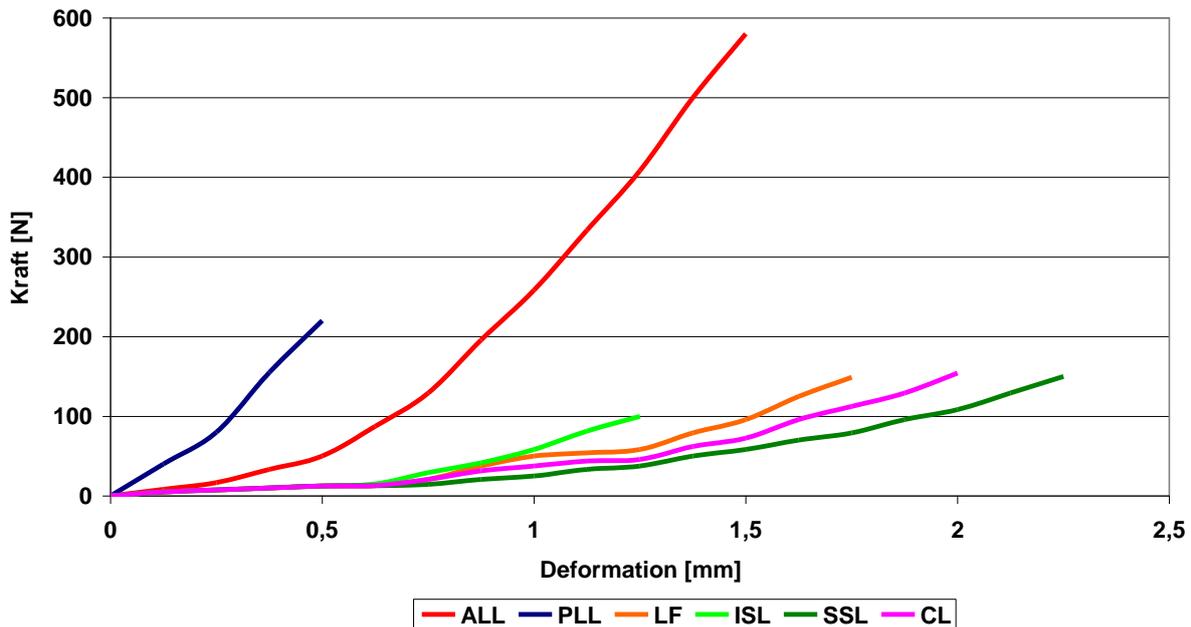
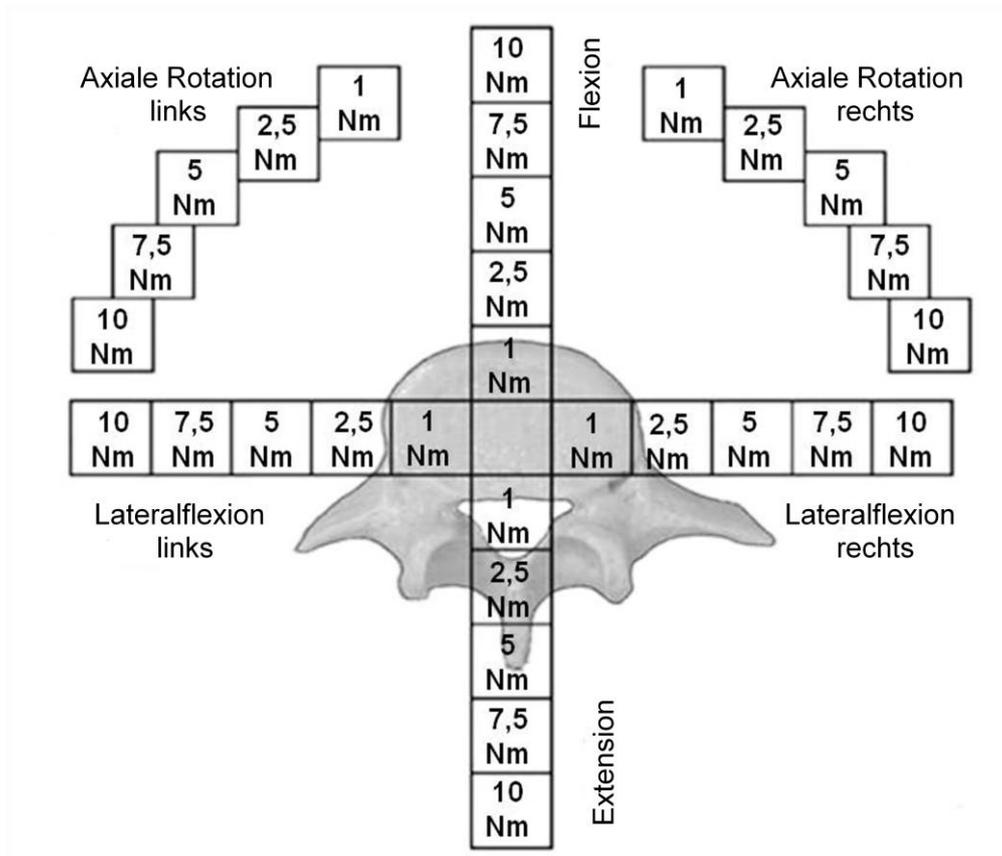


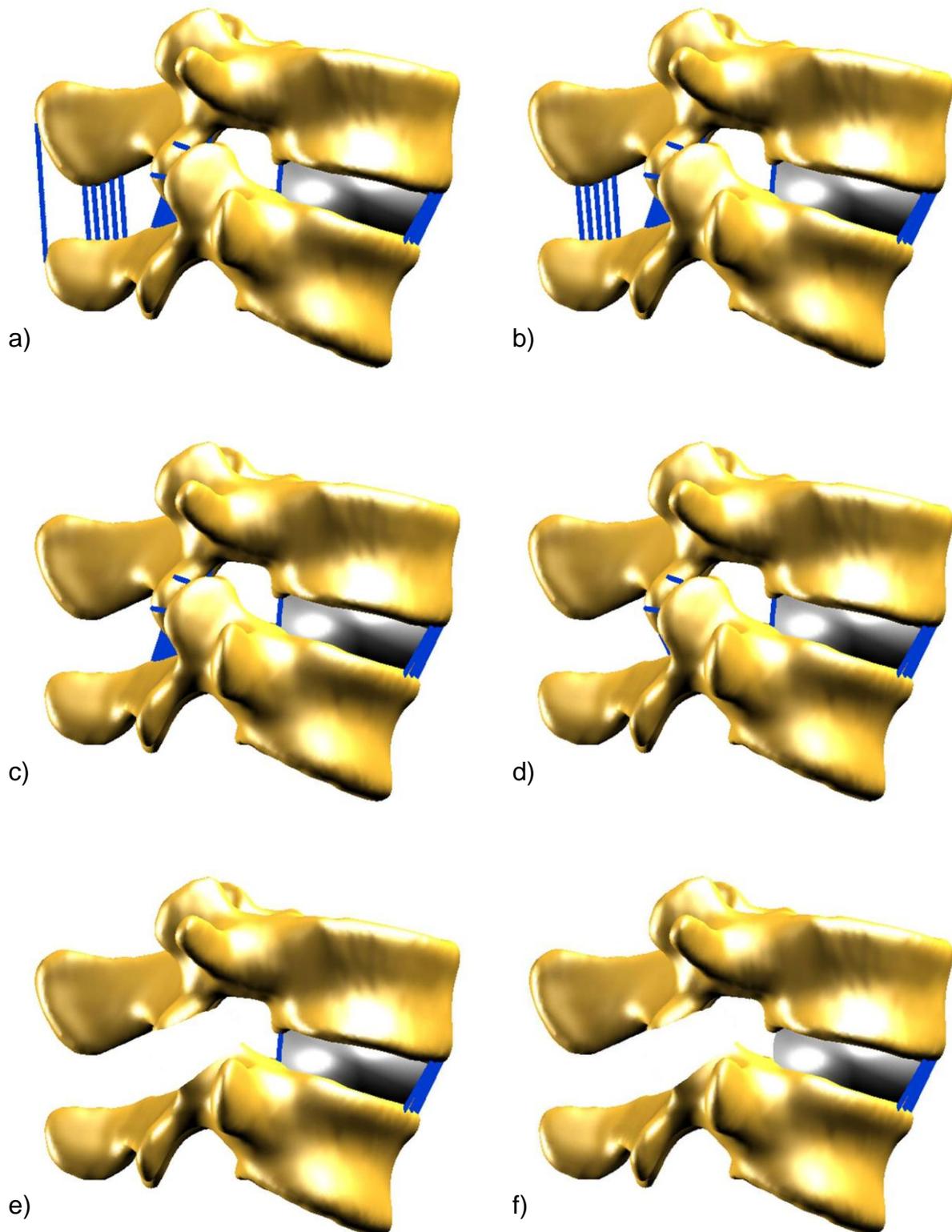
Abb. 4.17: Kraft-Deformations-Kurven der Ligamente der Lendenwirbelsäule (vgl. [68]).

Zur Ermittlung der Kennlinie im Experiment war es notwendig, ein Ligament aus den Präparaten zu entfernen und bei anschließender Deformation des Ligamentes die dazugehörige Kraft zu bestimmen. Unberücksichtigt blieben dabei allerdings die Positionierung der Ligamente in Bezug auf den Drehpunkt innerhalb der Zwischenwirbelscheibe und die entsprechenden Hebelarme. Aus diesem Grund ist es nicht ausreichend, die Kennlinien ohne weiteres zu übernehmen. Heuer et al. [22] untersuchten den Einfluss eines jeden Ligamentes auf die Beweglichkeit eines Wirbelsäulensegmentes. Dabei wurden an Präparaten der funktionellen Einheit L4-L5 schrittweise die Ligamentstrukturen entfernt und das Bewegungsverhalten nach jedem Sektions-schritt in einem Wirbelsäulenprüfstand kontrolliert. Belastungen mit Drehmomenten von  $M = 1 \text{ Nm}$ ,  $M = 2,5 \text{ Nm}$ ,  $M = 5 \text{ Nm}$ ,  $M = 7,5 \text{ Nm}$  und  $M = 10 \text{ Nm}$  in den drei Bewegungsebenen führten zu messbaren Bewegungsausschlägen für Flexions-/ Extensions-, Lateralflexions- und axiale Rotationsbewegungen.



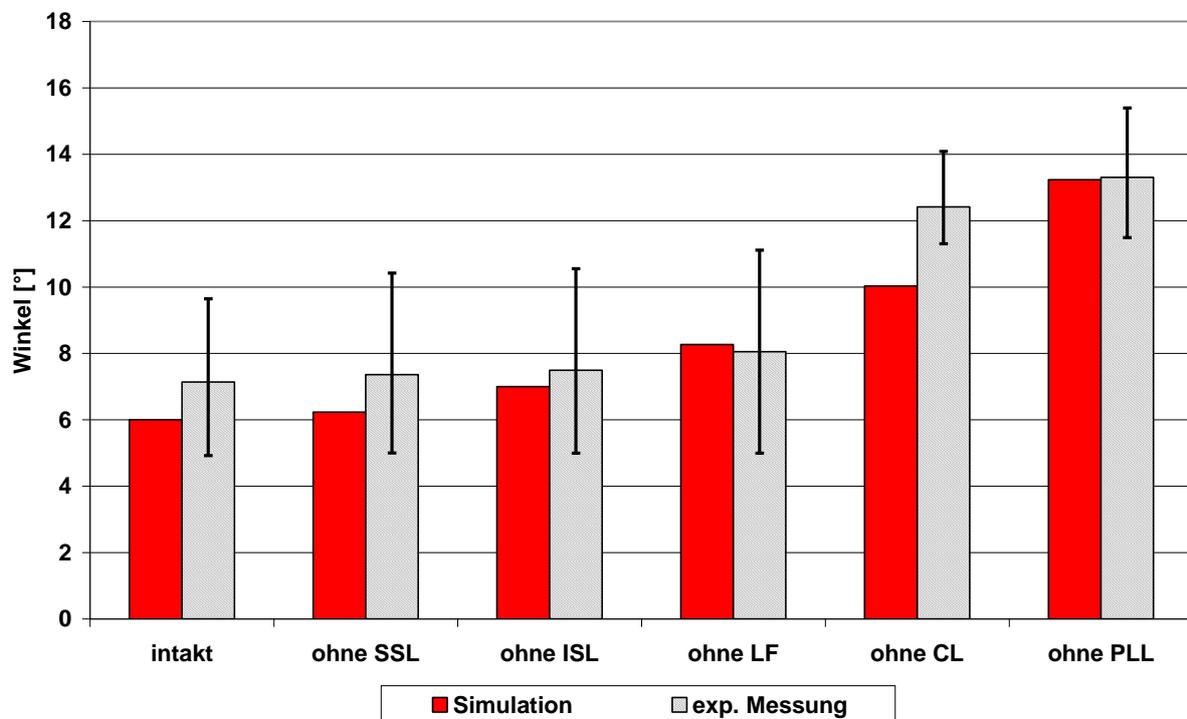
**Abb. 4.18:** Belastungsfälle der Versuchsanordnung zur Eruierung des Einflusses der Ligamentstrukturen auf das Bewegungsverhalten der Wirbelsäule. Die Proben wurden mit definierten Drehmomenten in den drei Bewegungsebenen belastet (vgl. [22]).

In einem MKS-Modell der funktionellen Einheit L4-L5 wurde die Versuchsreihe nachvollzogen.

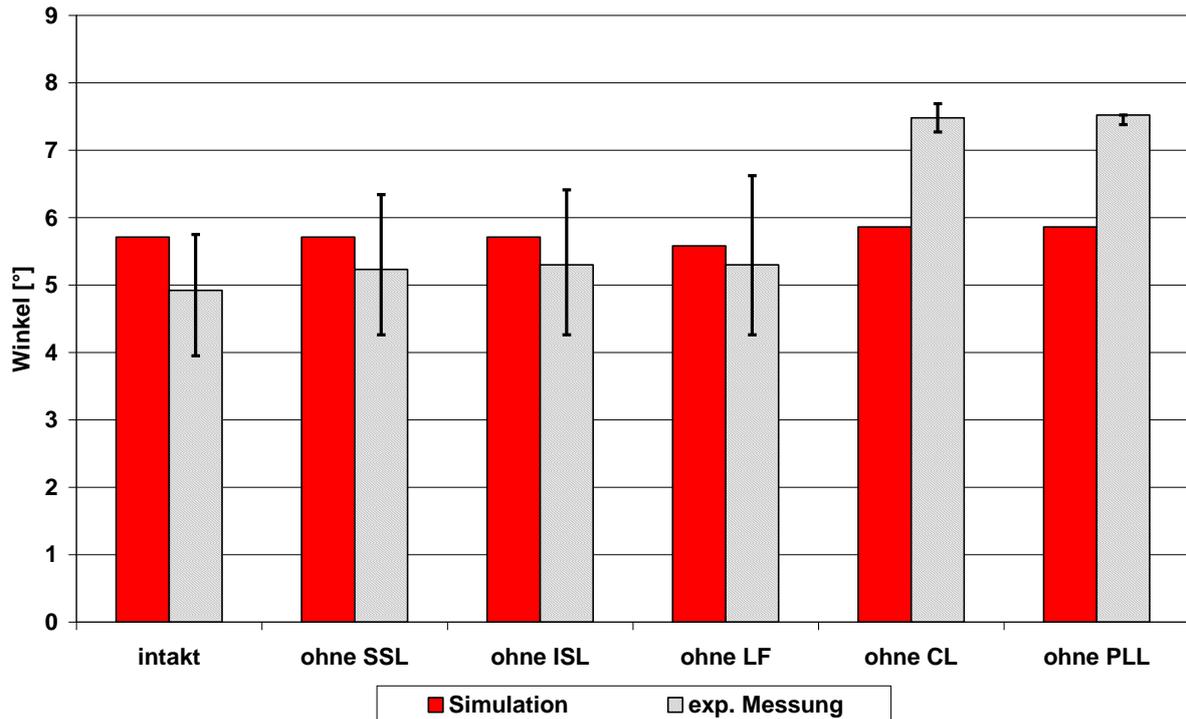


**Abb. 4.19: MKS-Modelle des Bewegungssegmentes L4-L5 mit schrittweiser Entfernung der Ligamentstrukturen.** Aus dem intakten Bewegungssegment (a) wurden zunächst die dorsalen Ligamentstrukturen SSL (b) und ISL (c) entfernt. Nach Abtrennung des LF (d) wurden die Facettengelenke reseziert (e). Es folgte die Entfernung des PLL (f).

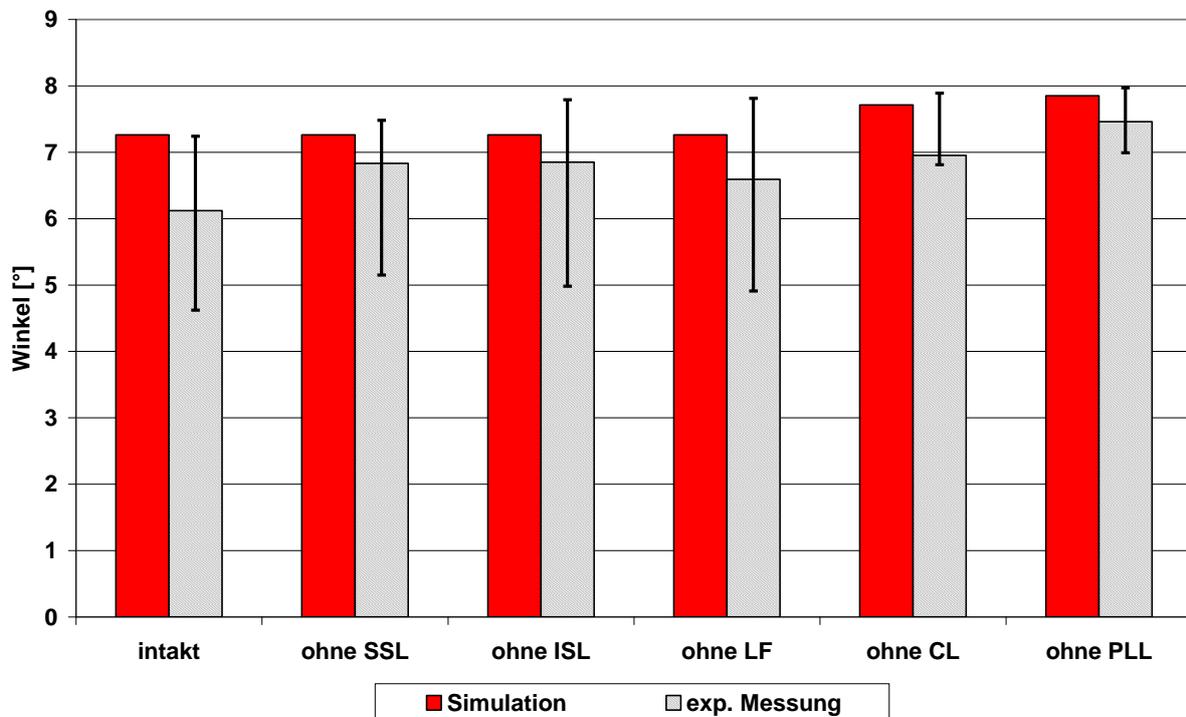
Nach Implementierung der experimentell ermittelten Kennlinien aus [68] in das Modell erfolgte die Belastung des Modells entsprechend der experimentellen Untersuchungen nach [22]. In einem iterativen Prozess wurden die Kennlinien mit einem zusätzlichen Parameter versehen, der den Einfluss der Kennlinie regelt. Die vergleichende Gegenüberstellung der Ergebnisse aus Berechnung und experimenteller Messung für eine Belastung mit einem Drehmoment von  $M = 10 \text{ Nm}$  sind in den Abb. 4.20 bis Abb. 4.23 dargestellt. Es wird deutlich, dass die Werte aus Simulation und Experiment der gleichen Größenordnung zuzuordnen sind und dass nahezu ausschließlich alle berechneten Daten in der Streuung der Abweichung zum Mittelwert der Messung liegen.



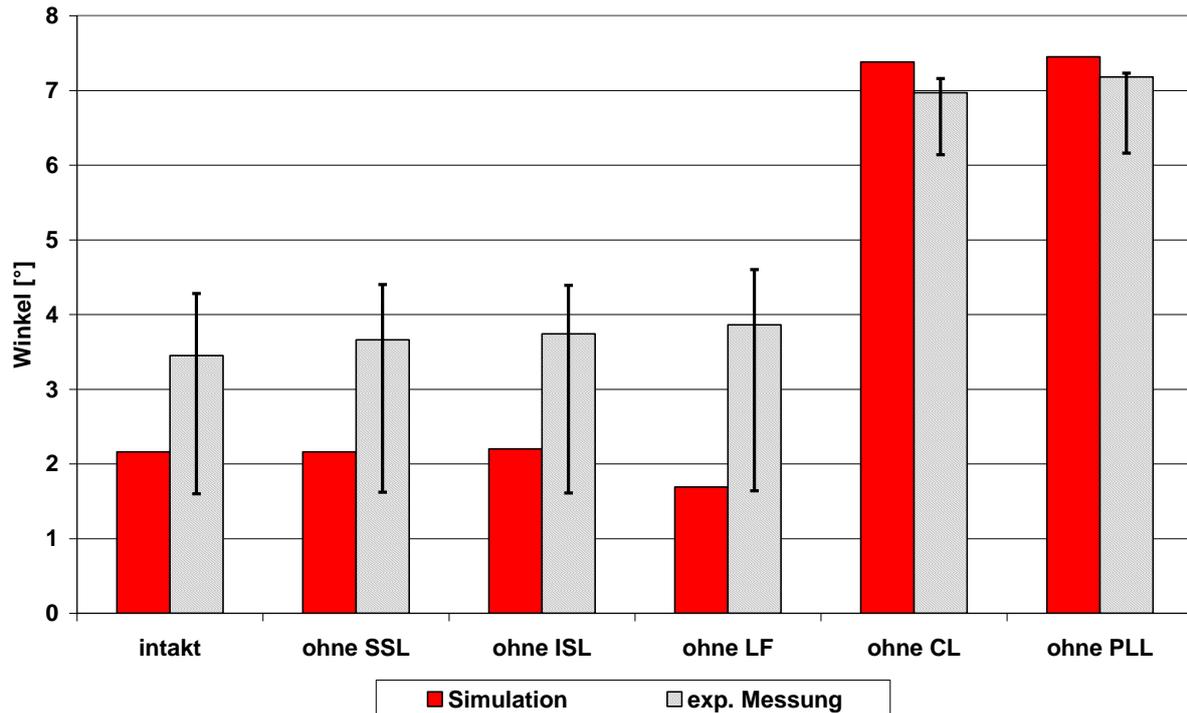
**Abb. 4.20: Bewegungsumfang in Flexion bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 10 \text{ Nm}$  nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen.** Mit zunehmender Entfernung der Ligamentstrukturen verliert das Bewegungssegment an Stabilität und der Bewegungsumfang steigt stetig an.



**Abb. 4.21:** Bewegungsumfang in Extension bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 10 \text{ Nm}$  nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen. Die Entfernung der Ligamente, die im dorsalen Bereich des Bewegungssegmentes ansetzen, nimmt keinen Einfluss auf das Bewegungsverhalten bei Extension. Lediglich nach Entfernung der Facettengelenke steigt die Bewegungsmöglichkeit geringfügig.



**Abb. 4.22:** Bewegungsumfang in Lateralflexion nach rechts bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 10 \text{ Nm}$  nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen. Da die Ligamentstrukturen mittig des Bewegungssegmentes verlaufen, hat die Resektion der Ligamente nur sehr geringen Einfluss auf das Bewegungsverhalten bei Lateralflexion.



**Abb. 4.23:** Bewegungsumfang in axialer Rotation nach links bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 10 \text{ Nm}$  nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen. Das Heraustrennen der Ligamente wirkt sich kaum auf die axiale Rotationsfähigkeit aus. Dahingegen schränken die Facettengelenke den Bewegungsumfang stark ein. Nach deren Resektion erhöht sich die Bewegungsmöglichkeit deutlich.

## 5. Computermodell des Implantatsystems Elaspine™

Nach derzeitigem Stand der Medizintechnik finden zur posterioren Stabilisierung der Lendenwirbelsäule die zwei zu unterscheidenden Verfahren, das der Versteifung (Spondylodese) und die dynamische Versorgung, Anwendung. Erstere führt zur starren Verbindung des beeinträchtigten Bewegungssegmentes, die eine Verknöcherung des betroffenen Wirbelsäulenabschnitts hervorruft. Dagegen sollen dynamische Verfahren die Beweglichkeit des Segmentes erhalten und so in möglichst geringem Maße in die Biomechanik der Wirbelsäule eingreifen.

Wenn möglich, wird auf die dynamische Stabilisierung zurückgegriffen. Zu den typischen Indikationen zählen degenerative Gelenksschädigungen, dadurch bedingte Verengungen des Wirbelkanals (Spinalkanalstenose), durch den die Rückenmarksnerven verlaufen, und das Wirbelgleiten (Spondylolisthesis). Degenerationen und Wirbelgleiten im fortgeschrittenen Stadium sowie Osteoporose zählen zu Kontraindikationen. In diesen Fällen ist meist eine rigide Stabilisierung unumgänglich.

### 5.1 Aufbau und Funktion des Stabilisierungssystems Elaspine™

Das von der Spinelab AG 2009 CE zertifizierte und seitdem implantierte elastische System Elaspine™ dient der dynamischen, meist bilateralen, posterioren Stabilisierung eines Bewegungssegmentes.

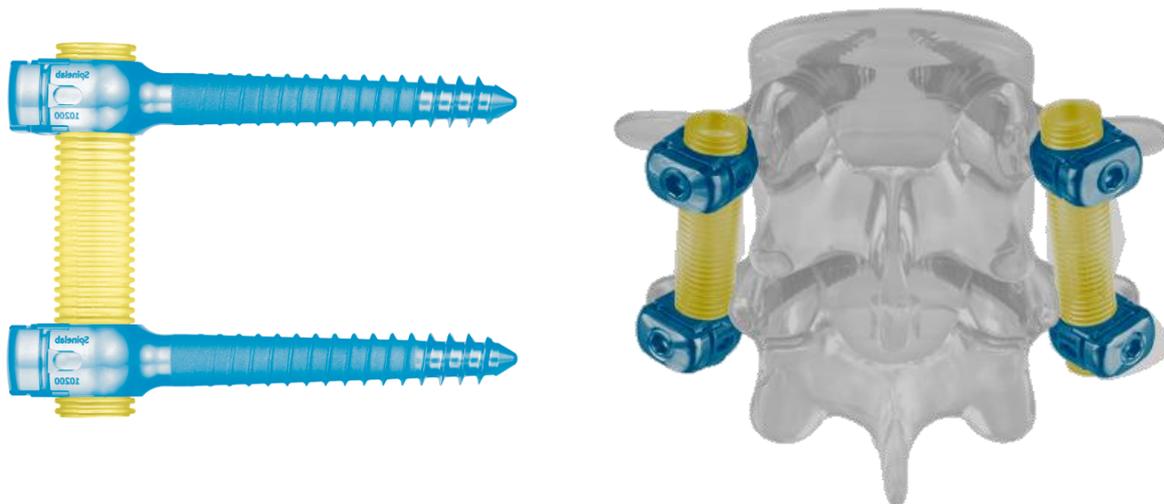
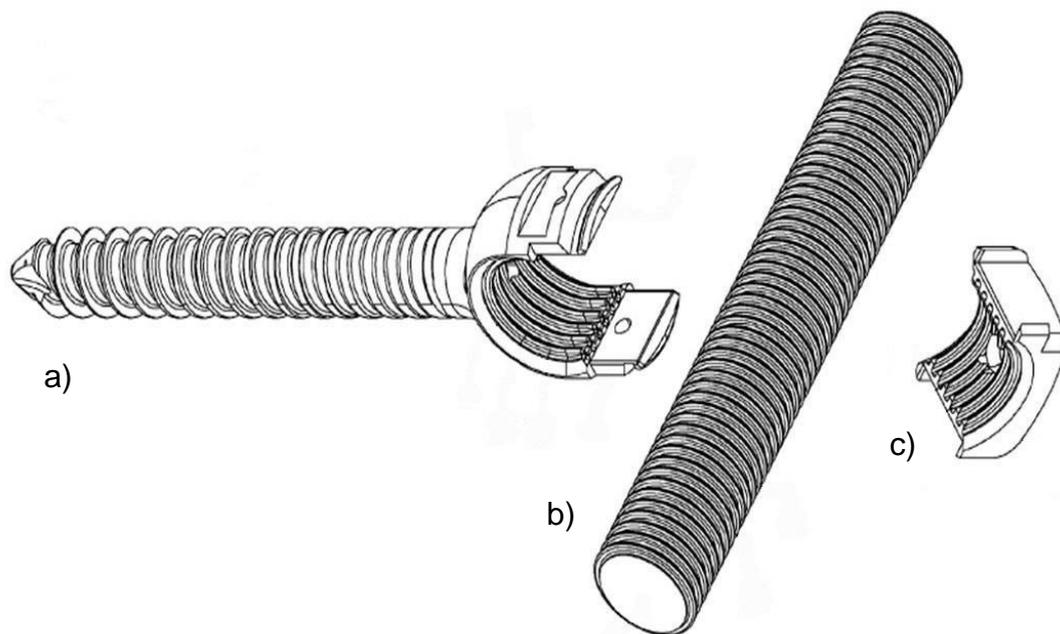


Abb. 5.1: Dynamisches Implantatsystem Elaspine™ [15].

Dabei wird ein Teil der Belastung durch das Implantatsystem getragen. Dies führt zu einer Entlastung der Zwischenwirbelscheibe und der Facettengelenke. Die starren

Bestandteile der Pedikelschrauben und das elastische Verbindungsstück verleihen Elaspine™ die gewünschte Elastizität, gewährleisten gleichzeitig aber auch dessen Stabilität. Aufgebaut ist Elaspine™ aus Materialien, die optimale Patientenverträglichkeit garantieren. Dazu gehören Titan als Bestandteil der Schrauben, der elastische Stab besteht aus einem biokompatiblen Kunststoff auf Basis von Polyurethan. Sowohl der Polymerstab als auch die Verbindungseinrichtung an der Pedikelschraube weisen eine rillenartige Oberfläche auf. Es entsteht eine feste, formschlüssige Verbindung zwischen elastischen und starren Bestandteilen. Ein Locking Clip fixiert den elastischen Stab.



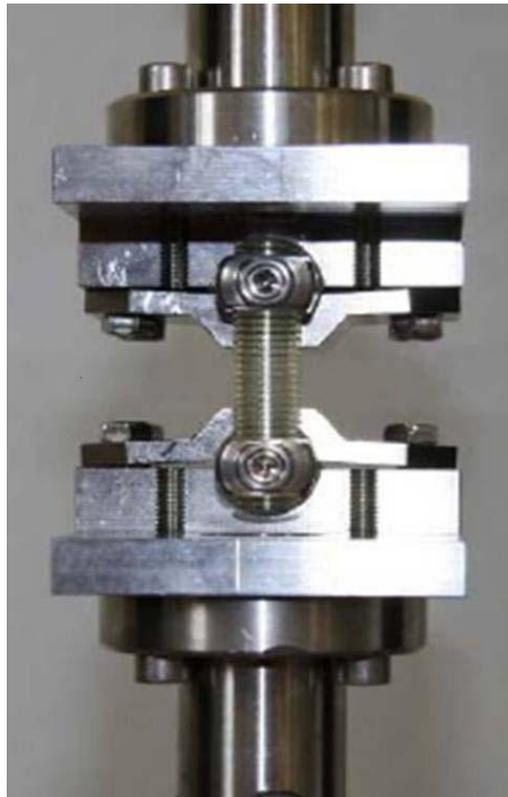
**Abb. 5.2: Bestandteile des dynamischen Implantatsystems Elaspine™.** Dazu zählen a) die Pedikelschraube, b) das elastische Verbindungsstück und c) der Locking Clip zur Fixierung des Stabes (vgl. [41]).

## 5.2 Experimentelle Ermittlung der Materialeigenschaften des Stabilisierungssystems Elaspine™

Bevor ein Produkt der Medizintechnik für den klinischen Gebrauch die Freigabe erlangt, sind diverse Testverfahren zu absolvieren, die dazu dienen, das Materialverhalten sorgfältig zu erforschen. Dazu zählen unter anderem die mechanischen Eigenschaften des Produktes unter der Einwirkung äußerer Belastungen. An der Züricher Hochschule für Angewandte Wissenschaften wurde am Institut für mechanische Systeme unter der Leitung von Prof. Maja Bürgi das Stabilisationssystem Elaspine™ Versuchsreihen zur Ermittlung der Implantateigenschaften unter Zug-Druck und Scherung unterzogen.

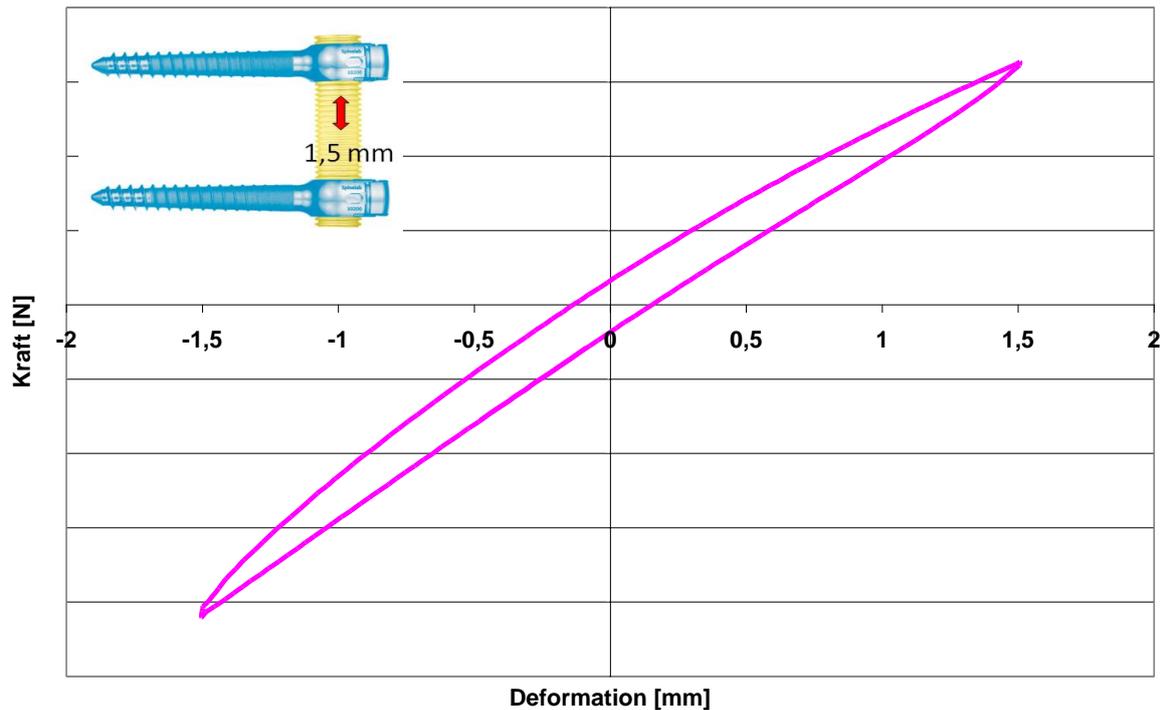
### 5.2.1 Zug-Druck Versuch

Die experimentelle Untersuchung lief in einem speziell entwickelten Prüfstand ab. Abb. 5.3 zeigt das in den Versuchsstand eingespannte Elaspine™, das durch eine äußere Kraft um eine Amplitude von  $s = \pm 1,5 \text{ mm}$  gestaucht bzw. gedehnt wurde. Die Krafteinleitung erfolgte mit einer Geschwindigkeit von  $v = 50 \text{ mm/min}$ .



**Abb. 5.3: Prüfstand zur Ermittlung des Materialverhaltens von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung.**

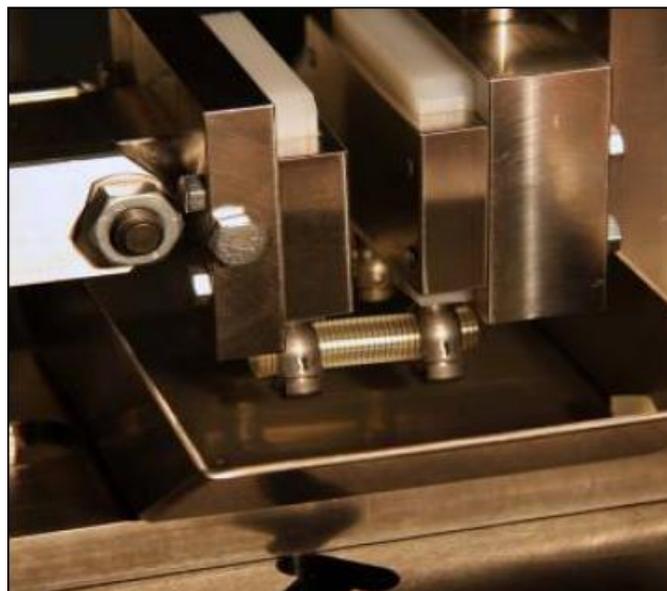
Der resultierende Zusammenhang zwischen wirkender Kraft und Deformation des elastischen Stabes ist in Abb. 5.4 graphisch dargestellt. Der Graph zeigt den typischen Verlauf einer Hysterese, der sowohl Stauchung als auch Dehnung des elastischen Stabes widerspiegelt, was in dessen nicht-linearen Materialeigenschaften begründet liegt.



**Abb. 5.4: Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung.** Aus Gründen der Geheimhaltung über das exakte biomechanische Verhalten des Implantatsystems werden die Daten hier nicht vollständig veröffentlicht.

### 5.2.2 Schub Versuch

Ebenso wurde zur Eruierung der Schereigenschaften des Stabilisationssystems ein Prüfstand entwickelt, in dem eine seitliche Verschiebung von Elaspine™ um eine Amplitude von bis zu  $s = 3 \text{ mm}$  mit einer Testgeschwindigkeit von  $v = 50 \text{ mm/min}$  stattfand.



**Abb. 5.5: Prüfstand zur Ermittlung des Materialverhaltens von Elaspine™ unter Scherbelastung.**

Das charakteristische Hystereseverhalten des gemessenen Kraft-Deformations-Zusammenhangs ist analog zum vorherigen Testverfahren das Ergebnis nicht-linearer Materialeigenschaften.

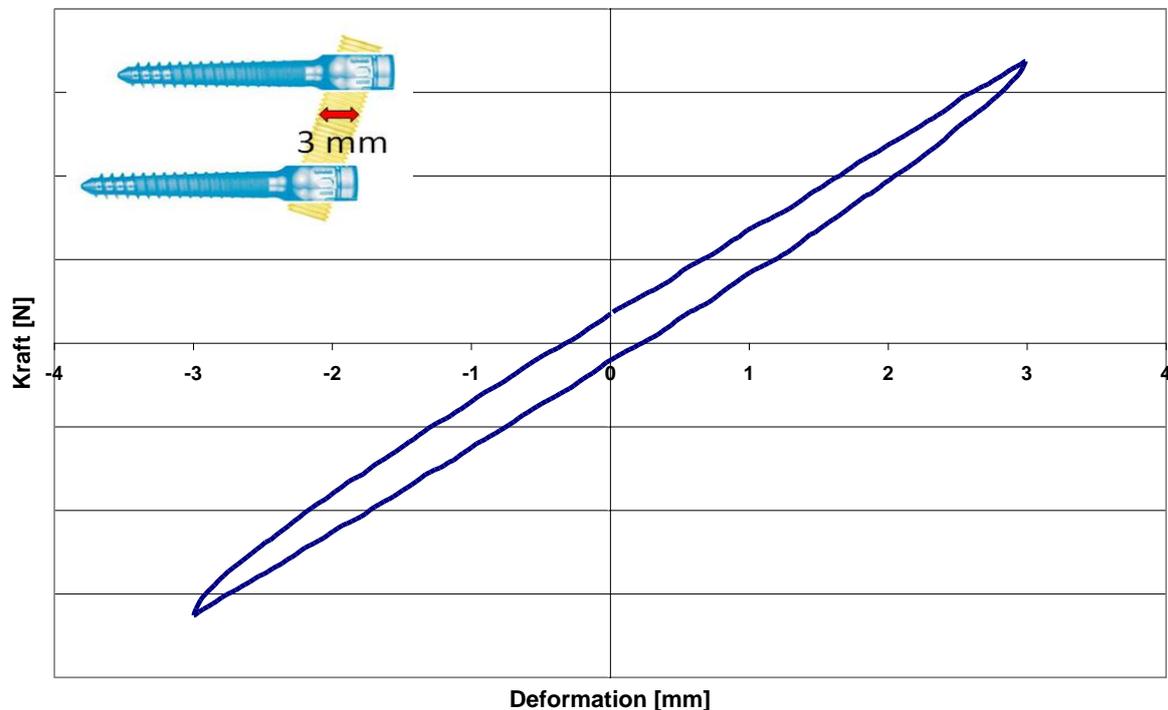


Abb. 5.6: Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Scherbelastung.

### 5.3 Erstellung des Simulationsmodells des Stabilisierungssystems Elaspine™

Die Pedikelschrauben werden als starre Körper innerhalb eines MKS-Modells verwirklicht. Dazu ist es notwendig, CAD-Oberflächenmodelle der Schrauben zu erstellen und deren Massen und Massenschwerpunkte sorgfältig zu definieren.

Die in Kapitel 5.2 ermittelten Kraft-Deformations-Zusammenhänge über das Materialverhalten des elastischen Stabes unter Zug-Druck- und Scherbelastung werden als Kennlinien in das Modell implementiert.

Zwischen den Köpfen zweier Pedikelschrauben findet ein eigens programmiertes Krafelement Anwendung. Innerhalb dieses Krafelementes erfolgt nach der Bestimmung des Deformationszustands des flexiblen Stabes die Zuordnung der dazu benötigten Kraft. Diese wird aus den als Input verwendeten Kennlinien über das Materialverhalten ausgelesen.

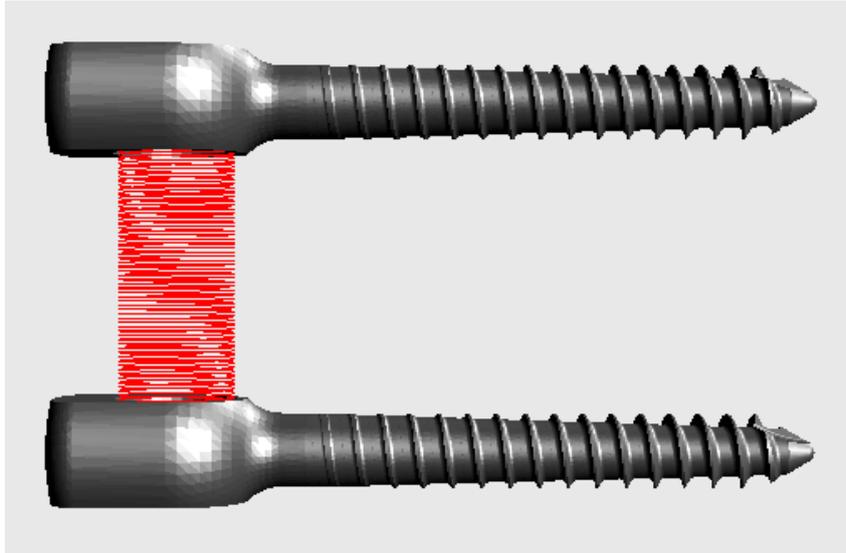


Abb. 5.7: Computermodell des Stabilisierungssystems Elaspine™.

Zur Überprüfung des Modells wird das modellierte Implantatsystem analog zur Versuchsreihe mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit und Amplitude deformiert. Der Vergleich der berechneten und experimentell gemessenen Kraft-Deformations-Verläufe, wie in Abb. 5.8 beispielhaft für die Zug-Druck-Belastung dargestellt, dient der Validierung des Modells des Implantatsystems.

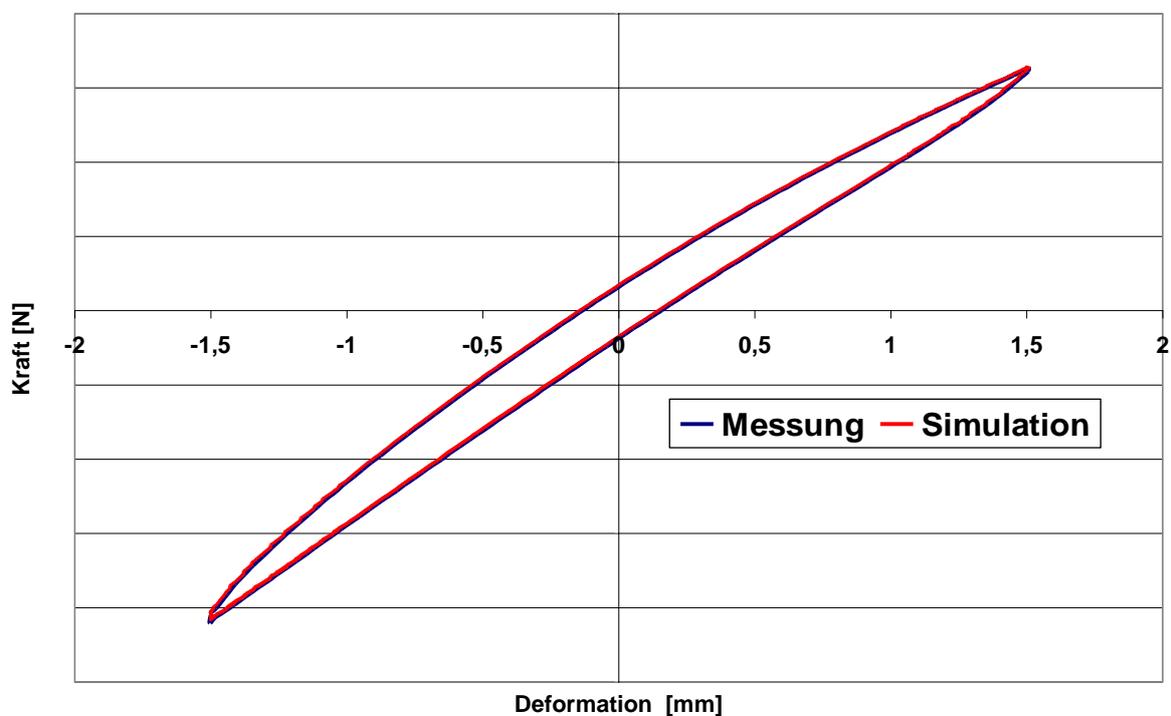


Abb. 5.8: Gemessener (blau) und simulierter (rot) Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung.

## 5.4 Dynamische Stabilisierung von Wirbelkörpern mit Elaspine™

Nach der durch die Geometrie der Wirbel vorgegebenen Ausrichtung der Pedikel werden die Schrauben in die Wirbelkörper bilateral implementiert.

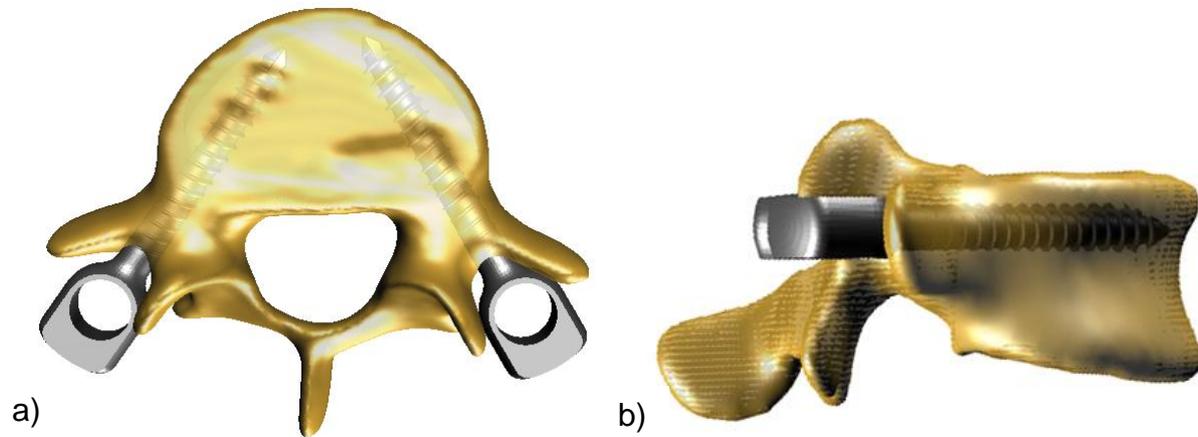


Abb. 5.9: Implementierung von Elaspine™ in den Wirbelkörper L5 in a) cranialer und b) lateraler Ansicht.

Wie in Kapitel 5.3 beschrieben, wird das Kraftelement zwischen je zwei Schraubenköpfen definiert.

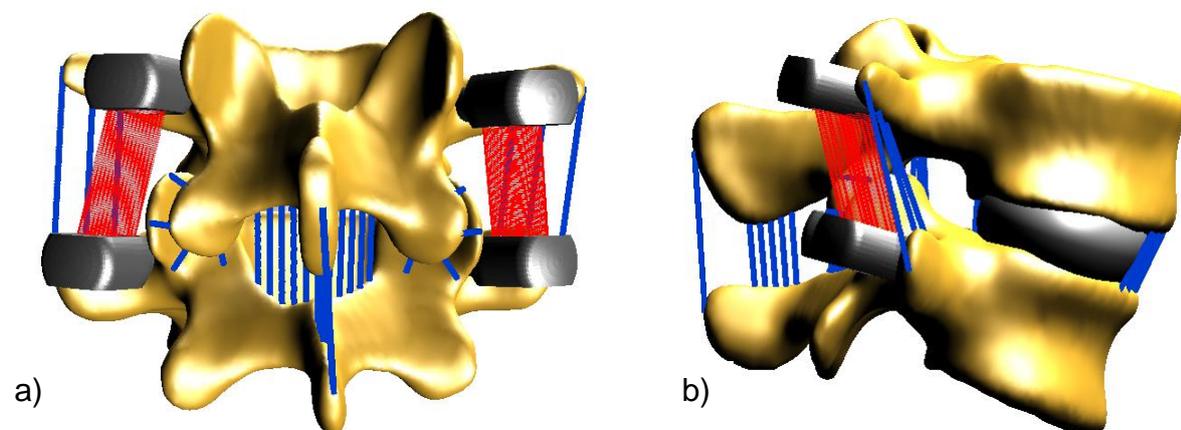
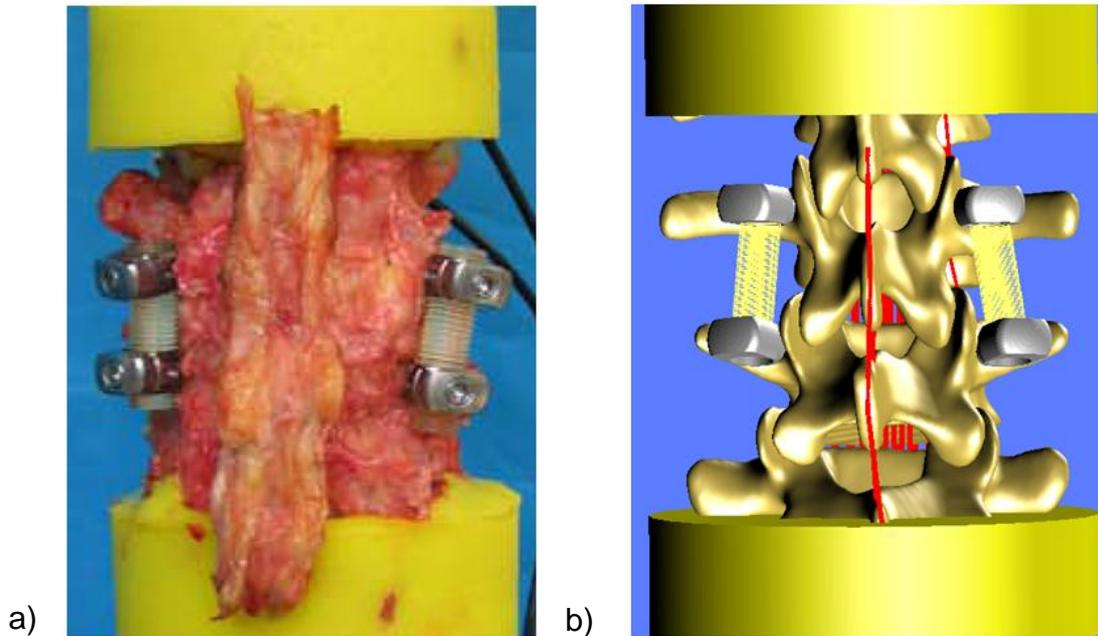


Abb. 5.10: Mit Elaspine™ stabilisiertes Bewegungssegment L4-L5 in a) dorsaler und b) lateraler Ansicht.

## 6. Modellvalidierungen

Zur Validierung des erstellten Computermodells der Lendenwirbelsäule im intakten Zustand und nach Stabilisierung durch das dynamische Implantatsystem Elaspine™ dient der Vergleich zu In-Vitro erhobenen Daten. Schmoelz et al. [60] untersuchten den Einfluss externer Kräfte auf das mechanische Verhalten der Wirbelsäule. Zu diesem Zweck wurden sechs Präparate des Wirbelsäulenabschnitts L2-L5 auf deren Bewegungsumfang (range of motion = ROM) bei Einwirkung eines äußeren Drehmoments von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$  in allen drei Bewegungsebenen mit Rotationen um die entsprechenden Drehachsen untersucht. Dazu zählen Flexion und Extension in der Sagittalebene, Lateralflexion nach links und rechts in der Frontalebene und die axiale Rotation nach links und rechts in der Transversalebene. Die Proben wurden in einen Wirbelsäulenprüfstand eingespannt und innerhalb von drei Zyklen be- und entlastet. Im Anschluss an die Erhebung des Bewegungsumfanges im intakten Zustand der Wirbelsäule wurde das Segment L3-L4 mit dem dynamischen Stabilisierungssystem Elaspine™ instrumentiert und einer erneuten Bestimmung des Bewegungsumfanges unter Einwirkung des Drehmoments unterzogen. Darauf folgend wurde durch die Entnahme von  $m = 2g$  des Nucleus pulposus eine Nukleotomie der Etage L3-L4 vorgenommen. Der dritte und vierte zu prüfende Fall bestand darin, die Wirbelsäule einmal ausschließlich mit Nukleotomie und anschließend die Wirbelsäule mit Nukleotomie und zusätzlicher Stabilisierung durch Elaspine™ auf ihren Bewegungsumfang zu untersuchen. Für die Gegenüberstellung mit den experimentellen Messungen war es notwendig, ein Modell der Einheiten L2-L5 zu erstellen, das für den direkten Vergleich an den Versuchsstand von Schmoelz et al. anzupassen war (s. Abb. 6.1). In Übereinstimmung mit dem experimentellen Versuchsablauf wurde das MKS-Modell nacheinander mit einem Drehmoment von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$  in allen Bewegungsebenen belastet und der Bewegungsumfang berechnet. Auch hier lag der Schwerpunkt der Untersuchung auf den oben beschriebenen vier Fällen a) intakt, b) intakt + Stabilisierung mit Elaspine™, c) Nukleotomie, d) Nukleotomie + Stabilisierung mit Elaspine™. Die Nukleotomie wurde innerhalb der Computermodellierung verwirklicht indem die Steifigkeits- und Dämpfungsparameter der Zwischenwirbelscheibe den Gegebenheiten des geschädigten Materials angepasst wurden.



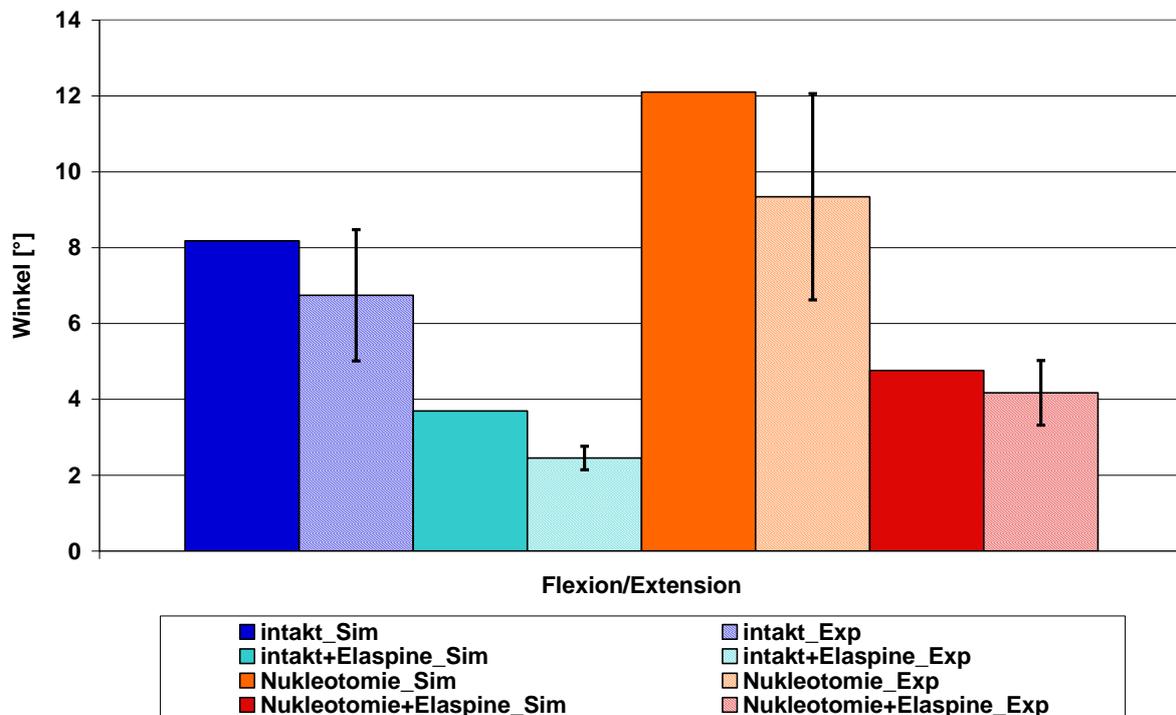
**Abb. 6.1:** a) Präparat aus Sektionsgut [59] und b) Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L2-L5 in dorsaler Ansicht. Die Stabilisierung durch Elaspine™ wurde im Abschnitt L3-L4 durchgeführt.

Der Vergleich zwischen Computermodellierung und der experimentellen Messung bezüglich des Bewegungsumfanges des Segmentes L3-L4 ist in Abb. 6.2 bis Abb. 6.4 für die vier untersuchten Fälle dargestellt.

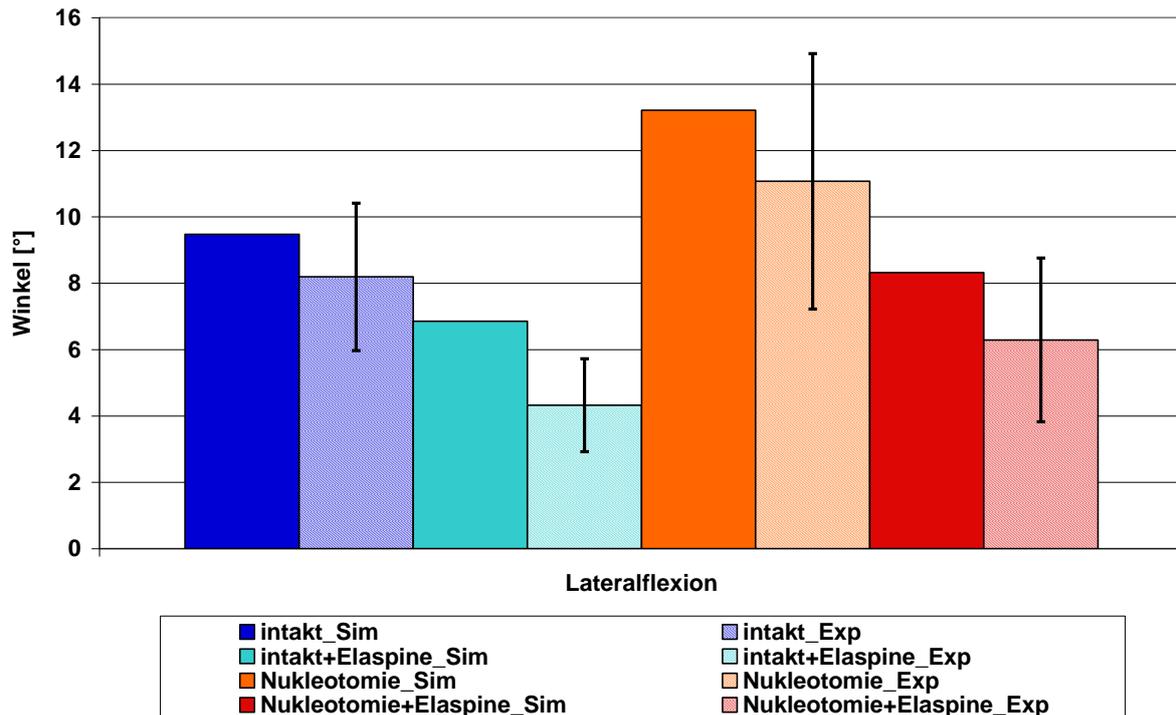
Es zeigt sich, dass die berechneten Daten für alle Rotationsbewegungen innerhalb des Bereichs der Standardabweichung der In-Vitro erhobenen Daten liegen. Eine leichte Abweichung ist im zweiten zu untersuchenden Fall, intakte Wirbelsäule mit instrumentierten Bewegungssegment L3-L4, zu erkennen. Dort liegt der berechnete Bewegungsumfang knapp außerhalb der Standardabweichung der experimentell gemessenen Daten.

Eine Instrumentierung mit Elaspine™ schränkt die Beweglichkeit deutlich ein. In Flexion/Extension führt die Stabilisierung zu einer Verringerung des Bewegungsumfanges auf 45,1%, in Lateralflexion auf 72,3 %. Der geringste Einfluss wird für die axiale Rotation berechnet, deren Bewegungsumfang bei 81,2 % des intakten Zustands liegt. Im Vergleich des Bewegungsverhaltens der gesunden Wirbelsäule mit dem der durch eine Nukleotomie destabilisierten Wirbelsäule, ist eine Erweiterung des Bewegungsumfanges in allen drei Bewegungsebenen zu erkennen. Die Destabilisierung des Segmentes durch Entfernung des Nucleus pulposus führt zu einer Erhöhung der Beweglichkeit auf 147,9 % in Flexion/Extension, 139,5 % in Lateralflexion und 176,5 % in axialer Rotation. Die Stabilisierung des mit einer Nukleotomie versehenen Bewegungssegmentes mit dem Implantatsystem Elaspine™ reduziert den Bewe-

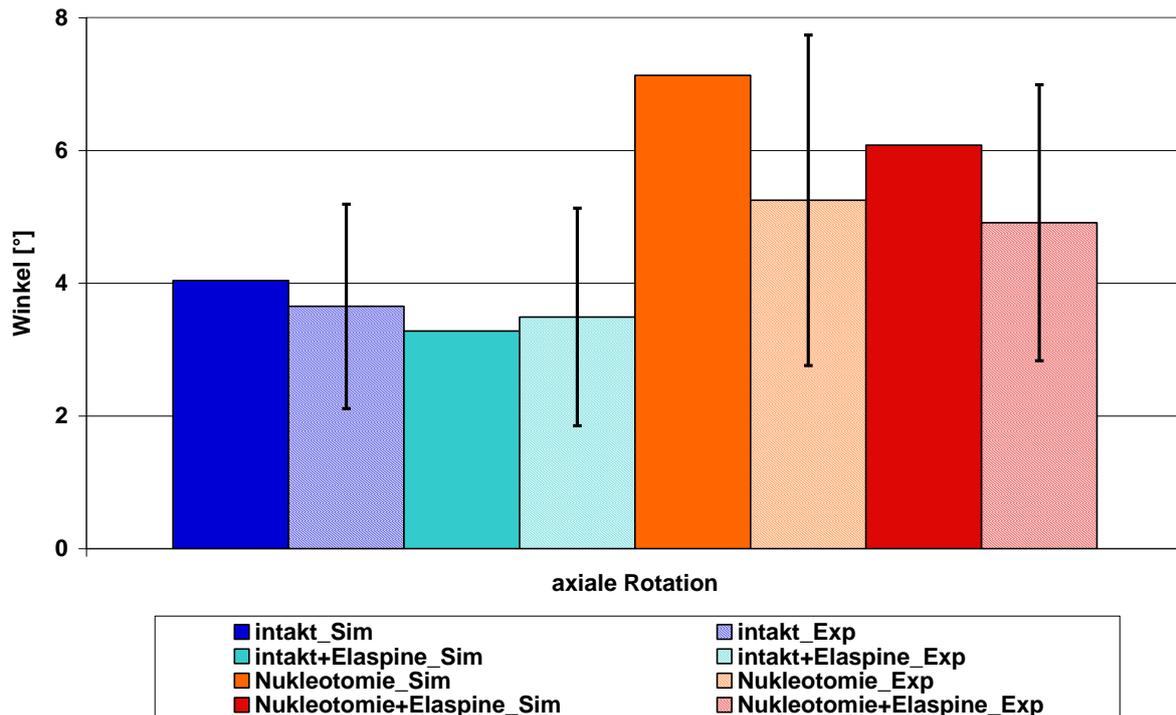
gungsumfang unterhalb des Bewegungsumfanges für ein intaktes Segment für Flexions-/Extensions- und Lateralflexionsbewegungen auf 58,2 % bzw. 87,9 %. Dahingegen kann für die axiale Rotation eine Zunahme der Bewegungsfähigkeit auf 150,5 % im Vergleich zum intakten Zustand berechnet werden.



**Abb. 6.2:** Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in Flexion/Extension in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$  im Vergleich zwischen Computermodellierung (Sim) und In-Vitro-Experiment (Exp). Die Stabilisierung mit Elaspine™ schränkt die Bewegungsmöglichkeit erkennbar ein. Eine durch Nukleotomie destabilisierte Zwischenwirbelscheibe zeigt dagegen einen höheren Bewegungsumfang als im intakten Zustand. Die anschließende Stabilisierung des Segmentes durch Elaspine™ schränkt die Bewegungsfähigkeit unterhalb des natürlichen Maßes ein, aber lässt eine deutliche Bewegungsmöglichkeit zu.



**Abb. 6.3:** Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in Lateralflexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$  im Vergleich zwischen Computermodellierung (Sim) und In-Vitro-Experiment (Exp). Durch die Stabilisierung mit Elaspine™ ist eine Verringerung des Bewegungsumfanges festzustellen. Eine Restbeweglichkeit von etwa 70% bleibt erhalten. Das Segment mit destabilisierter Zwischenwirbelscheibe zeigt einen deutlichen Anstieg der Bewegungsmöglichkeit. Die anschließende Stabilisierung des Segmentes mit Elaspine™ schränkt das Bewegungsausmaß knapp unterhalb des natürlichen Zustands ein.



**Abb. 6.4:** Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in axialer Rotation in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$  im Vergleich zwischen Computermodellierung (Sim) und In-Vitro-Experiment (Exp). Die Stabilisierung mit Elaspine™ zeigt nur geringen Einfluss auf die Bewegungsmöglichkeit, sodass der Bewegungsumfang nur knapp unterhalb des intakten Falls liegt. Die durch Nukleotomie hervorgerufene Destabilisierung der Zwischenwirbelscheibe erhöht das Bewegungsausmaß sichtbar. Eine anschließende Stabilisierung mit Elaspine™ reduziert den Bewegungsumfang, der allerdings dennoch über dem natürlichen Maß liegt.

Es konnte aufgezeigt werden, dass für alle untersuchten Fälle die berechneten Bewegungsumfänge in der gleichen Größenordnung der experimentell ermittelten Daten liegen. Dies bestätigt, dass das Computermodell die in der Realität messbaren Ergebnisse widerspiegelt und demzufolge davon ausgegangen werden kann, dass die mithilfe des Modells erstellten Berechnungen valide Ergebnisse liefern.

## 7. Modellanwendungen

Die Anwendung des validierten Computermodells der Lendenwirbelsäule ermöglicht nun weitere Aussagen. Durch die Computersimulation können gezielte Belastungssituationen für die gesunde oder durch Degeneration geschädigte Wirbelsäule analysiert werden.

### 7.1 Auswirkung verschiedener operativer Eingriffe auf die Strukturen der Lendenwirbelsäule

Ein Anwendungsfeld der Operationsplanung liegt in der Simulation und Untersuchung der Auswirkung unterschiedlicher operativer Zugangswege bei chirurgischen Eingriffen an der Wirbelsäule.

#### 7.1.1 Medizinischer Hintergrund und Operationsverfahren

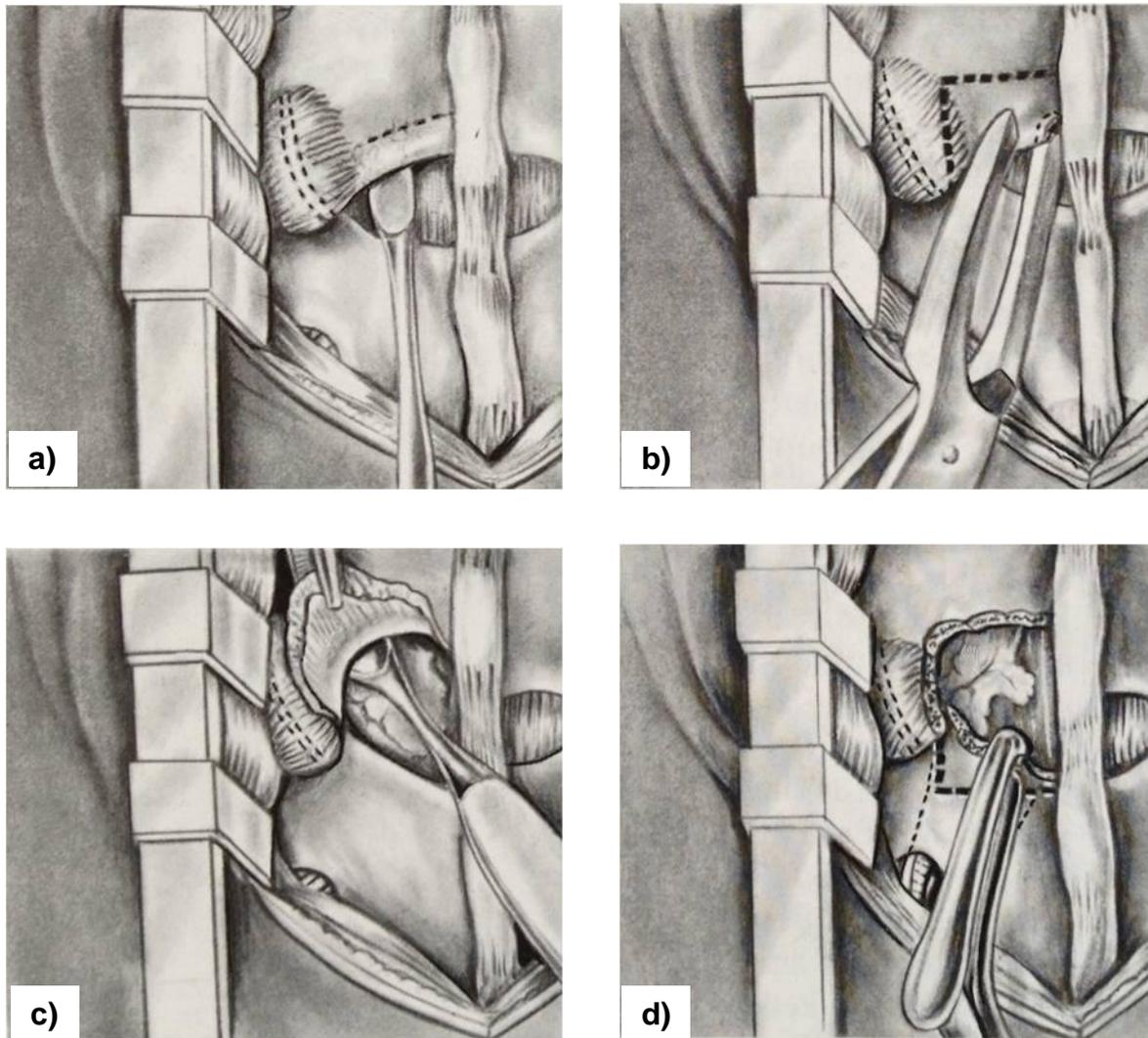
Die Entscheidung über den möglichen Zugangsweg bei der Versorgung von Schädigungen an der Wirbelsäule, wie z.B. bei Funktionsversagen der Zwischenwirbelscheibe, hängt von der betreffenden Position an der Wirbelsäule ab. So ist die Lage des Prolapses ausschlaggebend für die Wahl des Zugangsweges.

Im Folgenden liegt der Schwerpunkt auf der Betrachtung der drei verschiedenen Zugangswege der Operationsverfahren a) Interlaminotomie, b) Hemilaminektomie und c) Laminektomie. Die Operationsschritte werden aufgezeigt, sodass ersichtlich wird, welche Strukturen der Wirbelsäule entfernt werden müssen, um einen Zugangsweg zu der betroffenen Stelle freizulegen.

##### Interlaminotomie

Die Interlaminotomie ist eine einseitige Eröffnung des Wirbelkanals. Dazu wird nach Freilegung des Operationsgebietes zunächst für das betroffene Bewegungssegment das Ligamentum flavum von dem unteren Rand der Lamina des oberen Wirbels abgetrennt (Abb. 7.1 a). Nun kann der untere Rand der Lamina reseziert werden (Abb. 7.1 b). Im Anschluss folgt die Durchtrennung und Entfernung des Ligamentum flavum (Abb. 7.1 c). Sollte das so entstandene Fenster nicht ausreichend groß sein, kann der interlaminäre Raum durch Abtragen der oberen Lamina des darunterliegenden Wirbels erweitert werden (Abb. 7.1 d). Bei der Abtragung der verschiedenen

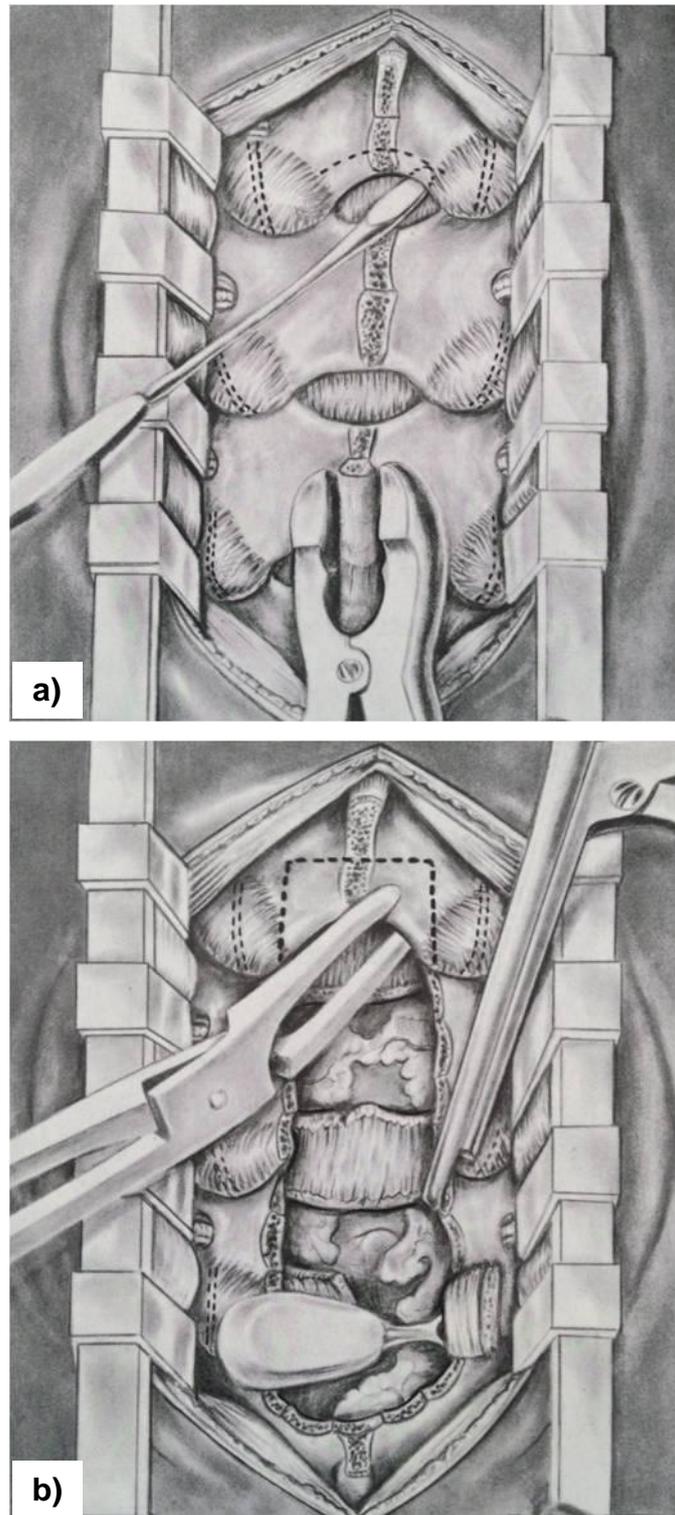
Strukturen ist darauf zu achten, dass die Resektion nur bis zu den Facettengelenken reicht, damit diese in ihrer Funktion erhalten bleiben.



**Abb. 7.1: Operationsschritte der Interlaminotomie.** Nach der Abtrennung des Ligamentum flavum (a) wird die obere Lamina reseziert (b). Es folgt die vollständige Entfernung des Ligamentum flavum (c). Zur Erweiterung des interlaminären Raums kann zusätzlich die untere Lamina abgetragen werden (d) (vgl. [35]).

### Laminektomie und Hemilaminektomie

Bei dem größeren Eingriff der Laminektomie wird der gesamte Wirbelbogen mit dem Dornfortsatz entfernt. Nach Eröffnung des betroffenen Abschnitts der Wirbelsäule werden die Ligamente, die zwischen den Dornfortsätzen verlaufen, durchtrennt. Daraufhin werden die Dornfortsätze abgeknipst und komplett entfernt. Das Ligamentum flavum wird rechts und links von der Lamina abgelöst (Abb. 7.2 a). Die freiliegenden Wirbelbögen können nun entfernt werden. Zuletzt wird das komplette Ligamentum flavum entnommen, wodurch der Wirbelkanal breiträumig freigelegt ist (Abb. 7.2 b).



**Abb. 7.2: Operationsschritte der Laminektomie.** Im Anschluss an die Resektion der Dornfortsätze folgt die Ablösung des Ligamentum flavum an den Laminae (a). Darauffolgend werden die Laminae und die Ligamenta flava vollständig entfernt (b) (vgl. [35]).

Die Hemilaminektomie unterscheidet sich von der Laminektomie insofern, dass hier die Entfernung des Wirbelbogens nur einseitig vorgenommen wird. Die Resektion beginnt neben dem Dornfortsatz, sodass dieser vollständig erhalten bleibt. Herausgetrennt werden nur die Lamina und das Ligamentum flavum einseitig des Dornfortsatzes. Die Hemilaminektomie betrifft meist nur einen Wirbelkörper, kann sich aber auch über mehrere Bewegungssegmente erstrecken.

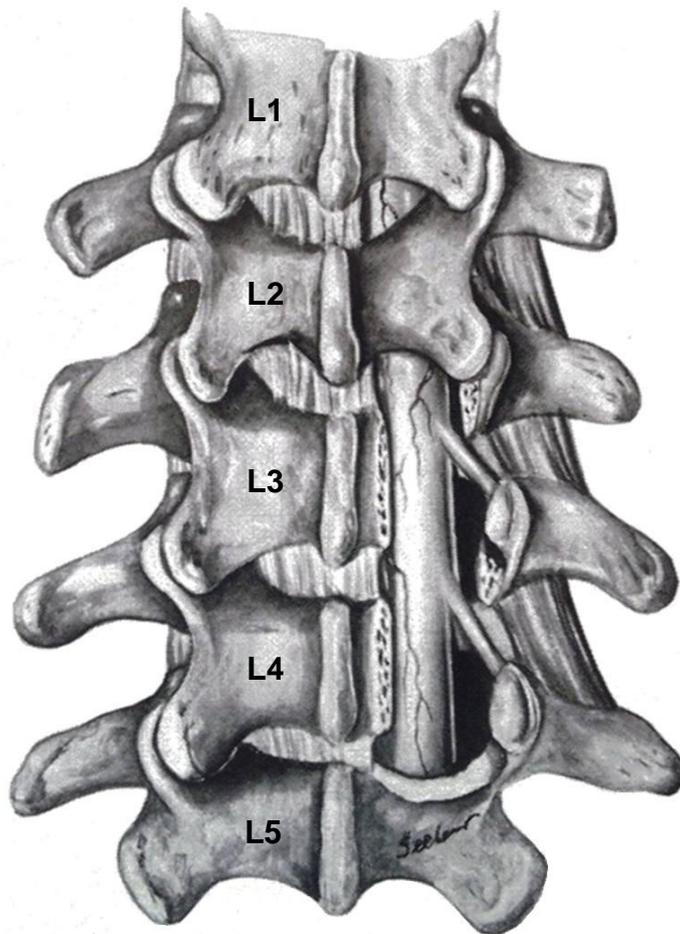
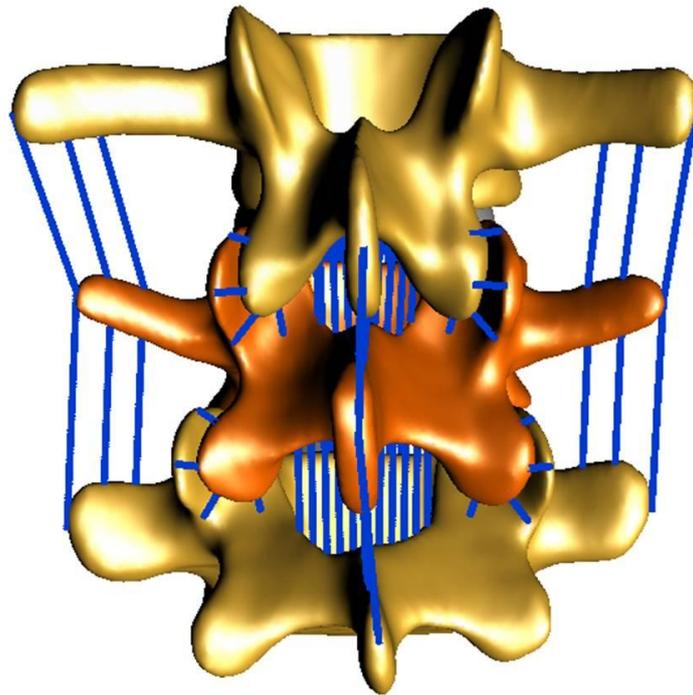


Abb. 7.3: Eröffnung des Wirbelkanals durch Hemilaminektomie an den Wirbelkörpern L3 und L4 [25].

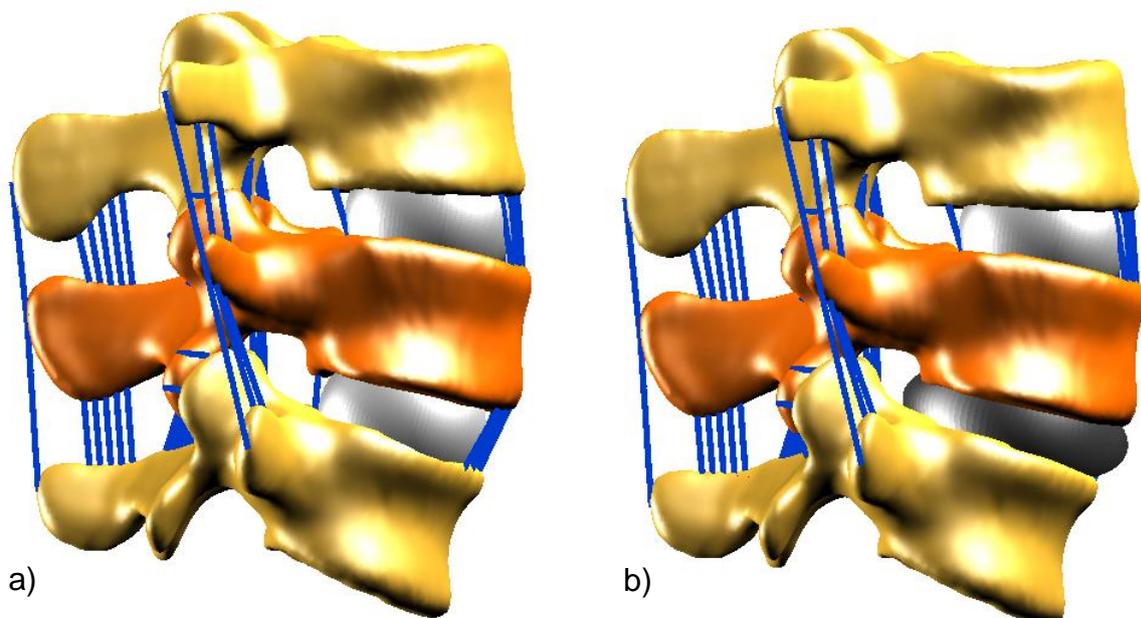
### 7.1.2 Umsetzung verschiedener operativer Zugangswege in der Computermodellierung

Zur Eruierung der Auswirkung unterschiedlicher Operationsmethoden auf die einzelnen Strukturen der Wirbelsäule wird ein Modell des Teilabschnitts der Lendenwirbelsäule erstellt, das die Bewegungssegmente L3 bis L5 umfasst. Im Modell sind alle Ligamentstrukturen verwirklicht, sodass die Auswirkung der teilweisen Entfernung einzelner Ligamente berechenbar ist.



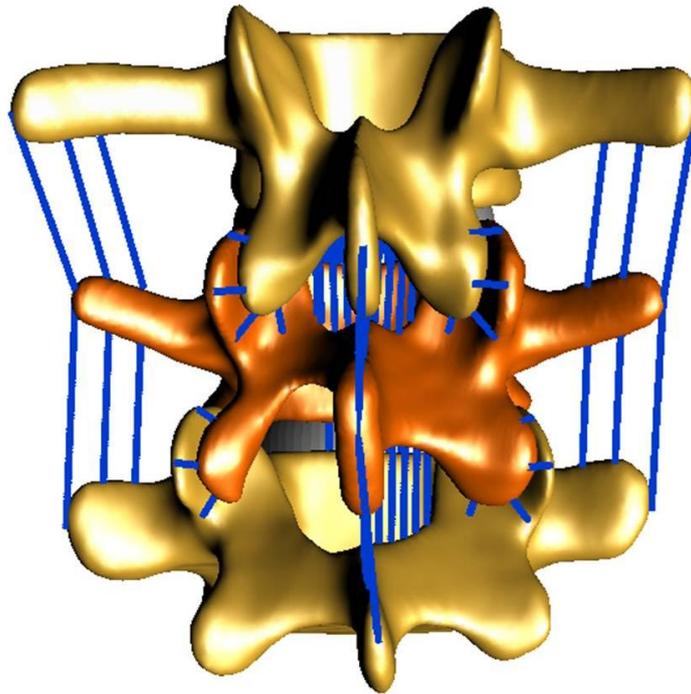
**Abb. 7.4:** Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 mit implementierten Ligamentstrukturen in dorsaler Ansicht.

Nach der Modellierung der intakten Wirbelsäule, werden nach den im Kapitel 7.1.1 beschriebenen Vorgehensweisen schrittweise einzelne Elemente entfernt. Änderungen der biomechanischen Eigenschaften der Zwischenwirbelscheibe ermöglichen es, eine degenerative Erkrankung der Zwischenwirbelscheibe im Segment L4-L5 zu simulieren.



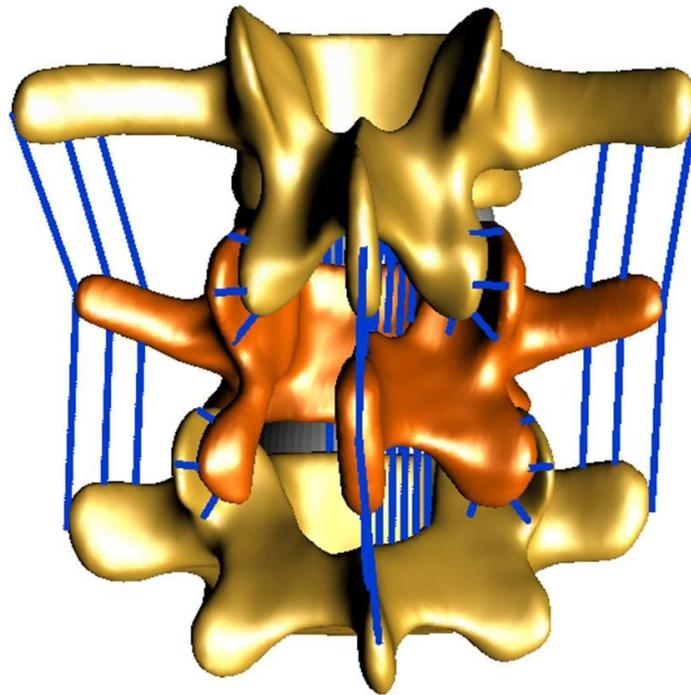
**Abb. 7.5:** Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 in lateraler Ansicht mit a) intakten Zwischenwirbelscheiben und b) degenerierter Zwischenwirbelscheibe der funktionellen Einheit L4-L5.

Zur Behebung des Schadens an der Zwischenwirbelscheibe, wird im Falle der Interlaminotomie ein seitlicher Zugang gewählt, bei dem ein Teil der Lamina abgetragen wird. Im Computermodell wird neben der Änderung der Oberfläche des Wirbelkörpers außerdem das gesamte Ligamentum flavum einseitig entfernt. Um die Zwischenwirbelscheibe freizulegen, wird zusätzlich ein Teil des hinteren Längsbandes abgelöst.



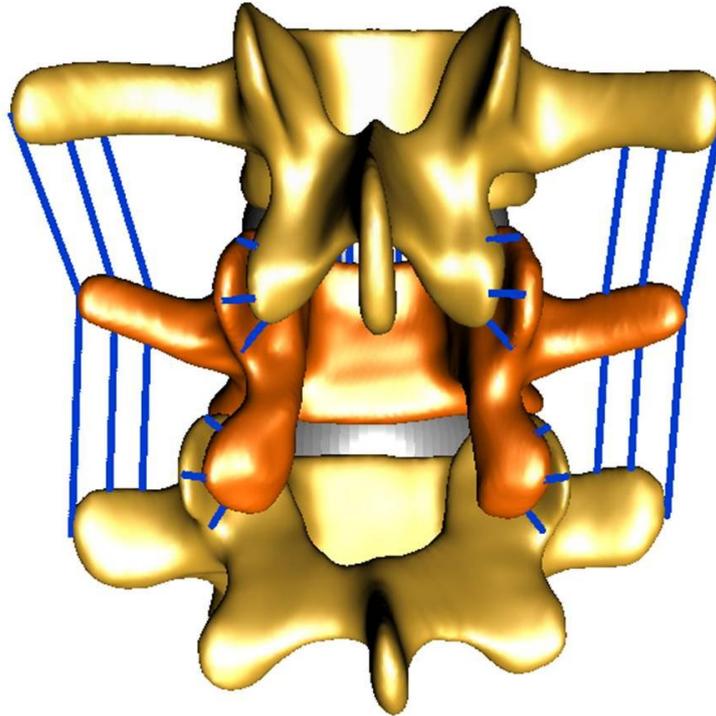
**Abb. 7.6:** Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 in dorsaler Ansicht nach Interlaminotomie am Wirbelkörper L4. Neben der Abtragung der unteren Lamina wird das Ligamentum flavum entfernt. Zusätzlich wird ein Teil des hinteren Längsbandes entnommen, um die Zwischenwirbelscheibe freizulegen.

Im Falle der Hemilaminektomie erfolgt eine Anpassung der Oberfläche des Wirbels L4 an die Operationsmethode. Durch die einseitige Entfernung der kompletten Lamina gehen die Kraftansatzpunkte des Ligamentum flavum verloren. Dieses Ligament wird infolgedessen sowohl für die Etage L4-L5 als auch für die Etage L3-L4 reseziert. Auch in diesem Fall findet eine zusätzliche Abtragung eines Teils des hinteren Längsbandes für das Bewegungssegment L4-L5 statt.



**Abb. 7.7:** Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 in dorsaler Ansicht nach Hemilaminectomie am Wirbelkörper L4. Die gesamte Lamina wird einseitig abgetragen. Das Ligamentum flavum wird zwischen den Segmenten L3-L4 und L4-L5 entfernt. Zusätzlich erfolgt die Entnahme eines Teils des hinteren Längsbandes der funktionellen Einheit L4-L5, um die Zwischenwirbelscheibe freizulegen.

Bei Laminektomie erfolgt die Entfernung des Dornfortsatzes und des gesamten Wirbelbogens aus dem Oberflächenmodell des Wirbels L4. Die Ligamente, die zwischen den Dornfortsätzen verlaufen, werden aus dem Computermodell entnommen. Anschließend wird die vollständige Resektion des Ligamentum flavum über die Bewegungssegmente L3-L4 und L4-L5 und des hinteren Längsbandes in der Etage L4-L5 durchgeführt.



**Abb. 7.8: Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 in dorsaler Ansicht nach Laminektomie am Wirbelkörper L4.** Entfernt wird der gesamte Wirbelbogen mit dem Dornfortsatz. Dadurch gehen die Ansatzpunkte der Ligamente verloren, sodass alle dorsalen Ligamentstrukturen, die zwischen den Dornfortsätzen oder den Laminae verlaufen, entnommen werden. Zusätzlich wird das hintere Längsband der funktionellen Einheit L4-L5 entfernt, um die Zwischenwirbelscheibe freizulegen.

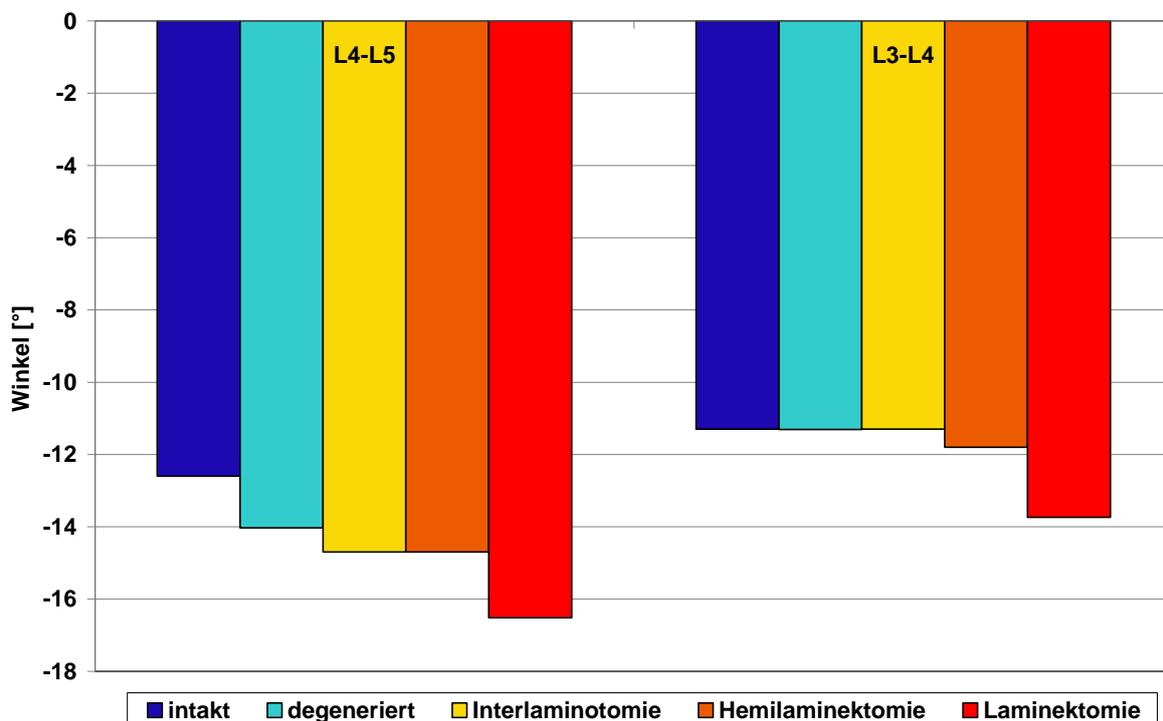
Mithilfe der Computermodellierung können die Auswirkungen der verschiedenen operativen Eingriffe auf die einzelnen Strukturen der Wirbelsäule ermittelt werden. Die Analyse erfolgt an einem Belastungsfall, der eine Flexionsbewegung des Wirbelsäulenabschnitts um die Transversalachse auslöst. Ein äußeres Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$  verursacht diesen Bewegungsablauf. Dieser spezifische Belastungsfall entspricht dem Heben eines Gewichtes der Masse  $m = 10 \text{ kg}$  im aufrechten Stand über einen Hebelarm der Länge  $l = 0,4 \text{ m}$  bezüglich des Drehpunktes in der Lendenwirbelsäule. Der Hebelarm beschreibt dabei die Länge der Unterarme bei angewinkelten Armen.

In der folgenden Darlegung der Ergebnisse der Computersimulation werden neben den drei Eingriffen Interlaminotomie, Hemilaminektomie und Laminektomie zudem zunächst die Belastungssituationen bei intakter und bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe im Bewegungssegment L4-L5 aufgeführt. Sie dienen als Vergleichswerte für die Ergebnisse aus den Simulationen der oben genannten operativen Eingriffe.

### Bewegungsumfang Flexion

Das einwirkende Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$  auf die Deckplatte des dritten Lendenwirbels löst die Kinematik des Modells aus, die sich in einer Flexionsbewegung der Bewegungssegmente zueinander zeigt.

Abb. 7.9 lässt erkennen, dass in der betroffenen Etage L4-L5 mit zunehmender Größe des Eingriffes und der damit verbundenen höheren Anzahl an entfernten Strukturen ein Anstieg des Bewegungsumfanges festzustellen ist. Dieser erhöht sich ausgehend von einem Auslenkwinkel von  $\varphi = 12,6^\circ$  im intakten Status auf einen Drehwinkel von  $\varphi = 16,5^\circ$  für die Laminektomie. Grund dafür ist die zunehmende Entfernung der Ligamente, die das Segment stabilisieren. So lange im darüber liegenden Segment L3-L4 alle Strukturen erhalten bleiben, wird das Bewegungsverhalten dieser Einheit durch keinen der Eingriffe beeinflusst. Dahingegen bewirken die betrachteten Operationsmethoden Hemilaminektomie und Laminektomie eine Erweiterung der Bewegungsmöglichkeit von ursprünglich  $\varphi = 11,3^\circ$  auf  $\varphi = 13,7^\circ$  nach Laminektomie, da in diesen Fällen auch Ligamente, deren Ansatzpunkte am dritten Lendenwirbel liegen, reseziert werden.



**Abb. 7.9:** Bewegungsumfang der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 in Flexion bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$ . Mit zunehmender Instabilität der Wirbelsäule durch Entfernung stabilisierender Elemente steigt der Bewegungsumfang im Segment L4-L5. Die Operationsmethoden Hemilaminektomie und Laminektomie verursachen zudem eine Erweiterung des Bewegungsumfanges in der funktionellen Einheit L3-L4.

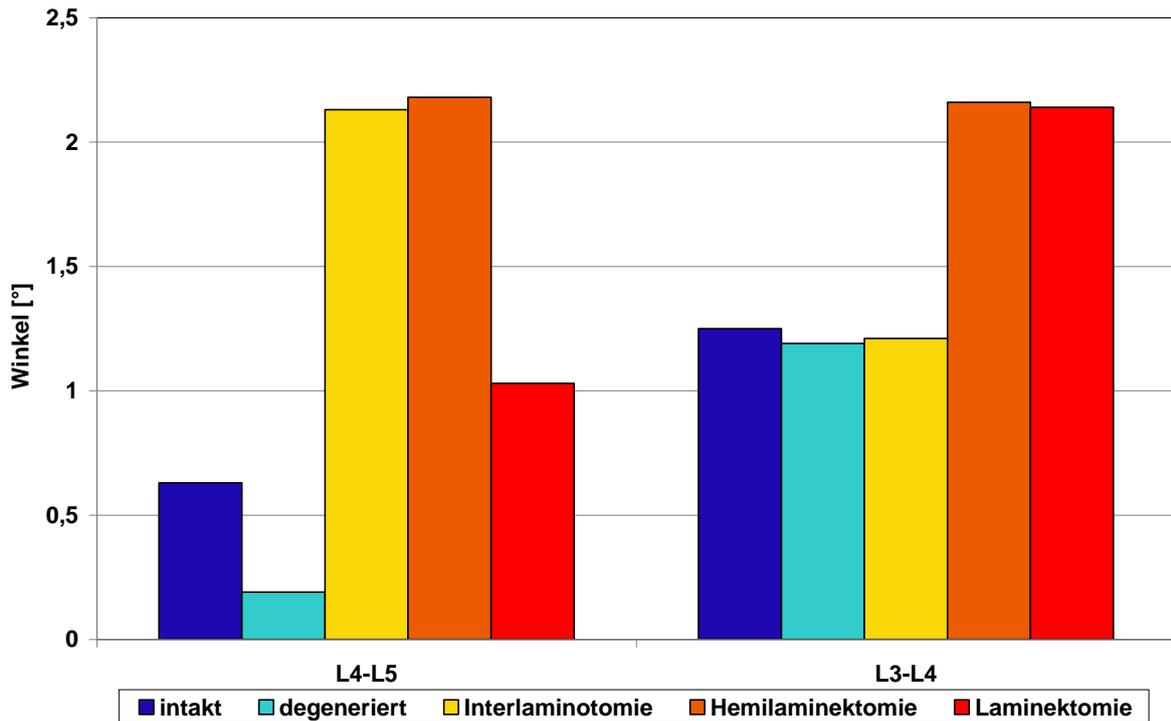
### **Bewegungsumfang Lateralflexion**

Obwohl es sich um die Betrachtung einer Flexionsbewegung handelt, bietet es sich an, zusätzliches Augenmerk auf die gleichzeitig stattfindende Lateralflexion zu legen. Da bei den Operationsmethoden Interlaminotomie und Hemilaminektomie einseitige Eingriffe an der Wirbelsäule mit Entfernung von Knochen und Weichteilen erfolgen, ist zu erwarten, dass diese Auswirkungen auf die Seitneigung der Wirbelsäule mit sich bringen.

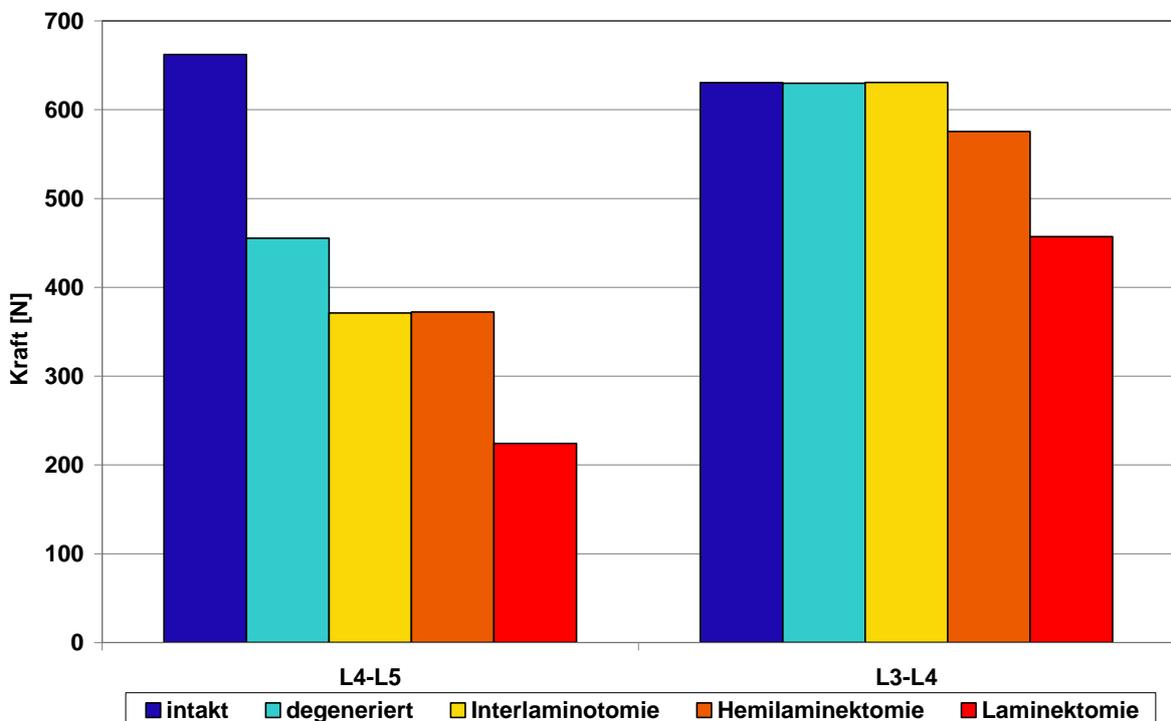
Die Auswertung für die funktionelle Einheit L4-L5 zeigt, dass die Seitneigung für die Fälle Interlaminotomie und Hemilaminektomie zunimmt (s. Abb. 7.10). Im Vergleich zu einer Auslenkung von  $\varphi = 0,6^\circ$  im intakten Fall ist ein Anstieg auf  $\varphi = 2,2^\circ$  für die Hemilaminektomie zu berechnen. Die Erhöhung mag zwar als gering eingestuft werden, ist für die Lateralflexion, bei der die maximale Auslenkung bei durchschnittlich  $6^\circ$  je Bewegungssegment liegt, als deutliche Änderung wahrzunehmen. Dieser Wert entspricht 25 % der Bewegungsmöglichkeit. In der funktionellen Einheit L3-L4 zeigen sich bei Interlaminotomie keine Effekte, da alle Strukturen in ihrer Funktionalität in dieser Etage erhalten bleiben. Die Eingriffe Hemilaminektomie und Laminektomie führen zu einer Vergrößerung des Bewegungsausschlages auf  $\varphi = 2,2^\circ$ .

### **Axiale Kraft innerhalb der Zwischenwirbelscheiben**

Die Untersuchung der axial auftretenden Kräfte innerhalb der Zwischenwirbelscheibe zeigt, dass mit der Degeneration die Kraftübertragung über die Zwischenwirbelscheibe sinkt. Die Zwischenwirbelscheibe verliert an Elastizität, kann die einwirkenden Kräfte nicht länger abdämpfen und wird zunehmend instabil. Abb. 7.11 lässt deutlich erkennen, dass dieser Effekt mit der Größe des Eingriffes zunimmt. Im Vergleich zu einer übertragenen Kraft von  $F = 660\text{ N}$  in der intakten Zwischenwirbelscheibe sinkt der Wert auf ein Drittel, auf eine Kraft von  $F = 225\text{ N}$  im Falle der Laminektomie. Während die Interlaminotomie vorerst keine Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften der Zwischenwirbelscheibe des Segmentes L3-L4 zeigt, führen Hemi- und Laminektomie auch dort zu einem Verlust der Kraftübertragung. Das lässt schlussfolgern, dass bei der Versorgung eines Prolapses der Zwischenwirbelscheibe im Segment L4-L5 eine Degeneration der Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes begünstigt wird.



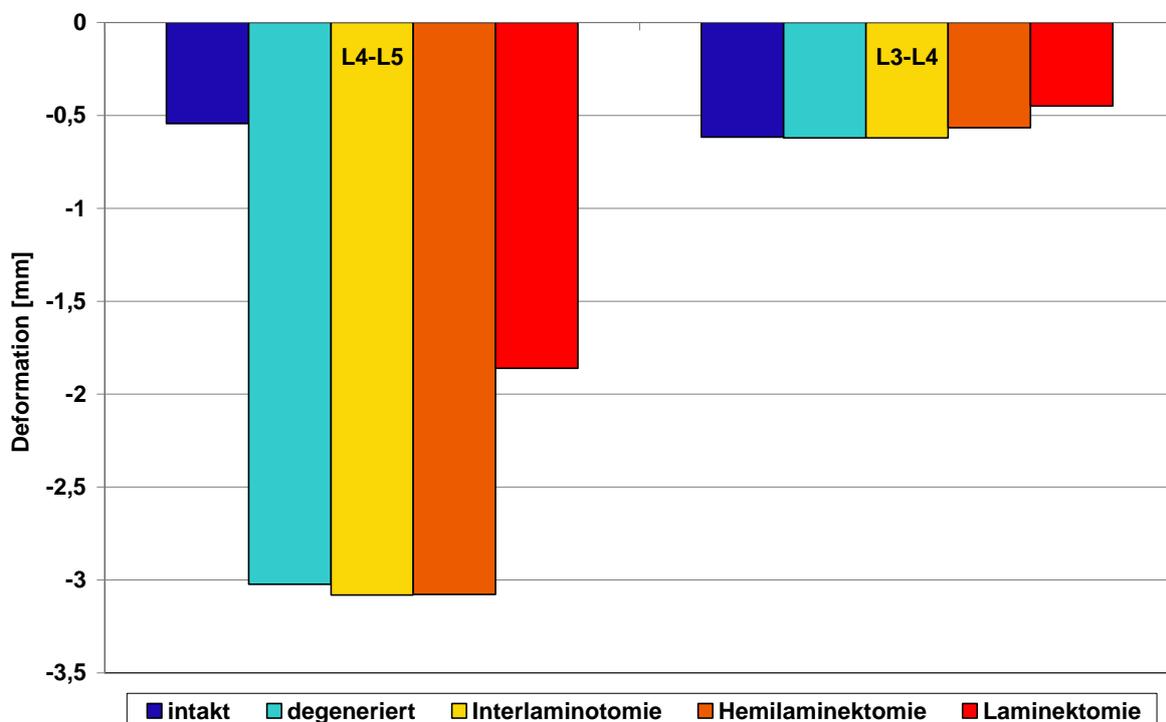
**Abb. 7.10:** Bewegungsumfang der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 in Lateralflexion bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$ . Durch die einseitige Entfernung der Ligamentstrukturen bei Interlaminotomie und Hemilaminektomie findet eine verstärkte Seitneigung im Bewegungssegment L4-L5 statt. Die Eingriffe Hemilaminektomie und Laminektomie lassen diesen Effekt auch in der Etage L3-L4 erkennen.



**Abb. 7.11:** Kraftübertragung innerhalb der Zwischenwirbelscheiben der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$ . Die degenerative Zwischenwirbelscheibe und deren operative Versorgung führen zu einem Verlust der Funktion der Kraftübertragung. Ebenso sind Auswirkungen auf die vorerst noch intakte Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes festzustellen.

## Deformation der Zwischenwirbelscheibe

Die Zwischenwirbelscheibe wird nicht nur in ihrer Eigenschaft als Stoßdämpfer beeinträchtigt. Bedingt durch Degenerationserscheinungen kommt es zu Einbußen der Widerstandsfähigkeit gegen Zug-Druck- und Scherbelastung. Dies ist erkennbar an einem sichtlich größeren Einsinken der Zwischenwirbelscheibe unter Belastung. Der Abb. 7.12 ist zu entnehmen, dass aufgrund der Degeneration die Deformation der Zwischenwirbelscheibe innerhalb der beeinträchtigten Einheit L4-L5 auf das nahezu Sechsfache von  $\Delta s = 0,55 \text{ mm}$  auf  $\Delta s = 3 \text{ mm}$  im Vergleich zum intakten Zustand ansteigt. Dahingegen sind für die darüber liegende Zwischenwirbelscheibe im Segment L3-L4 nur minimale Veränderungen bezüglich der Deformation festzustellen.

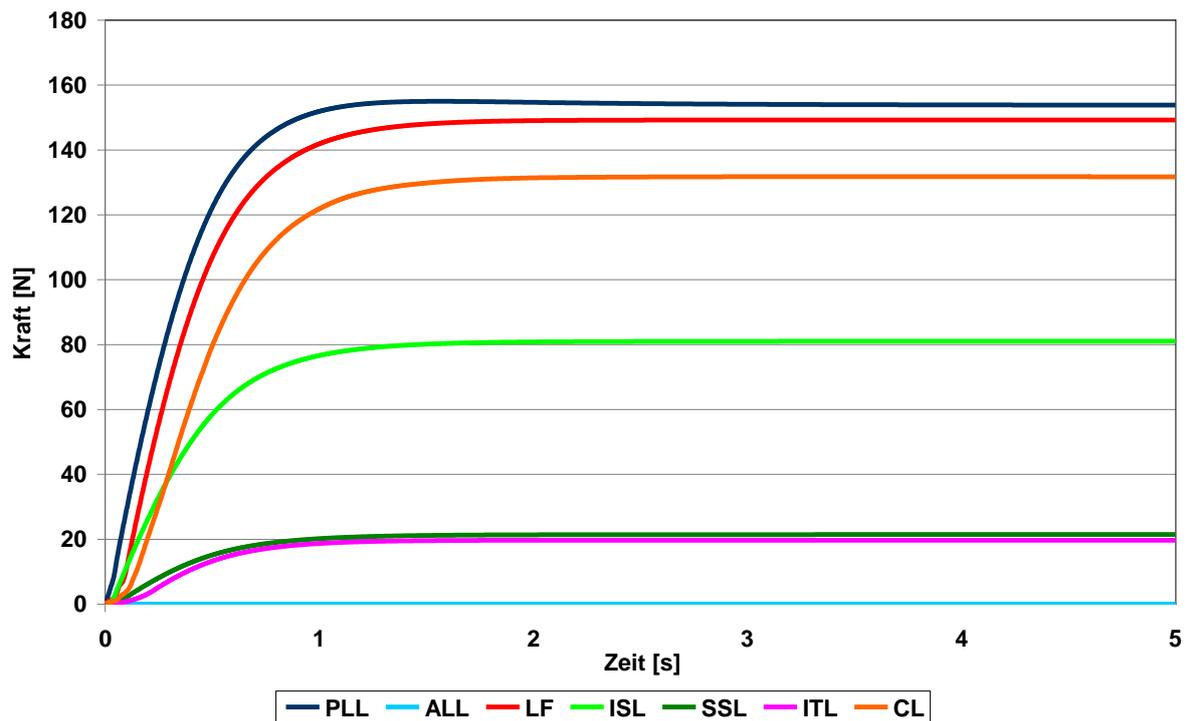


**Abb. 7.12: Deformation der Zwischenwirbelscheiben der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$ .** Die Schädigung im Segment L4-L5 verursacht ein deutliches Einsinken der Zwischenwirbelscheibe, da die Widerstandsfähigkeit gegen Zug-Druck- und Scherbelastung nicht mehr besteht. Die Degeneration und deren chirurgische Versorgung zeigen nur minimalen Einfluss auf das Anschlusssegment.

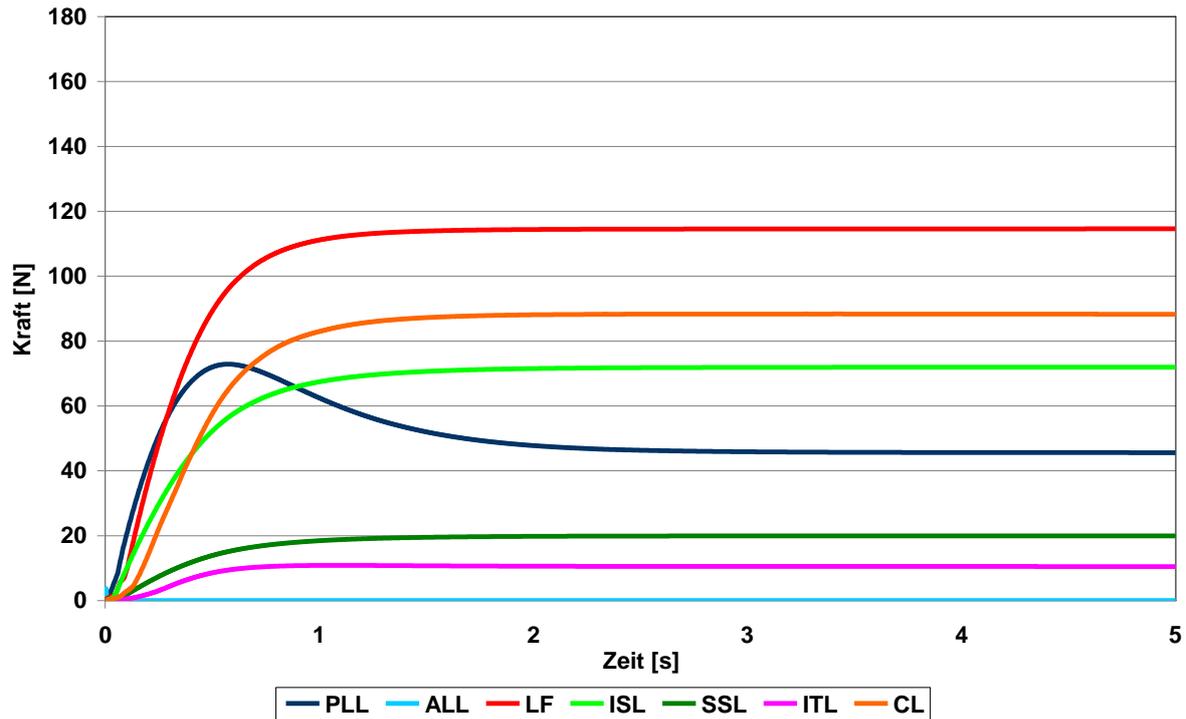
## Zugkräfte der Ligamente

Die Instabilität eines beeinträchtigten Bewegungssegmentes spiegelt sich ebenfalls in den berechneten Ligamentkräften wider. Der Vergleich der Ergebnisse des intakten und des degenerierten Falls in Abb. 7.13 und Abb. 7.14 weist erneut auf die Instabilität dieses Bewegungssegmentes hin. Durch die Lockerung der gesamten funktionellen Einheit, werden auch die Ligamente weniger in Zugspannung versetzt, so-

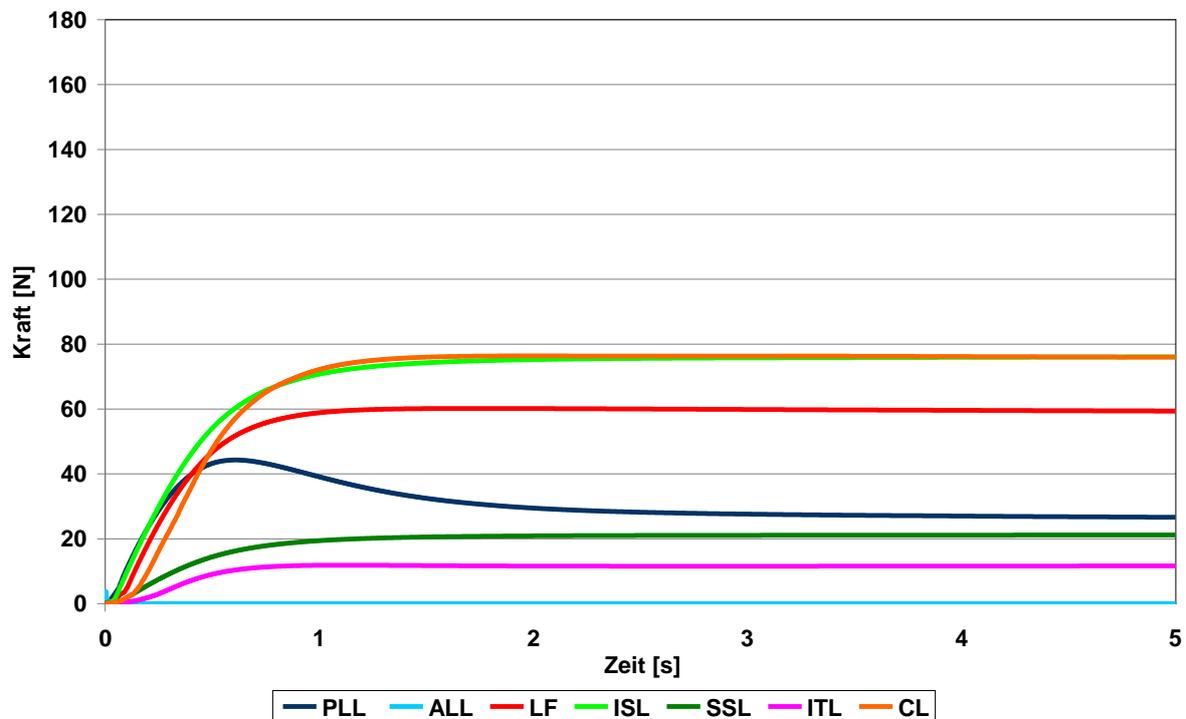
dass deutlich geringere Kräfte berechnet werden. Für den Übergang zwischen Interlaminotomie und Hemilaminektomie sind für die Ligamentkräfte keine Unterschiede festzustellen (s. Abb. 7.15 und Abb. 7.16). Der größte Eingriff der Laminektomie, bei dem eine Vielzahl an Ligamenten entfernt wird, führt zu einer stärkeren Belastung der erhaltenen Ligamente, die eine höhere Zugkraft entwickeln. Dies betrifft vor allem die Kapselbänder der Facettengelenke, die einer zunehmenden Dehnung ausgesetzt sind (s. Abb. 7.17).



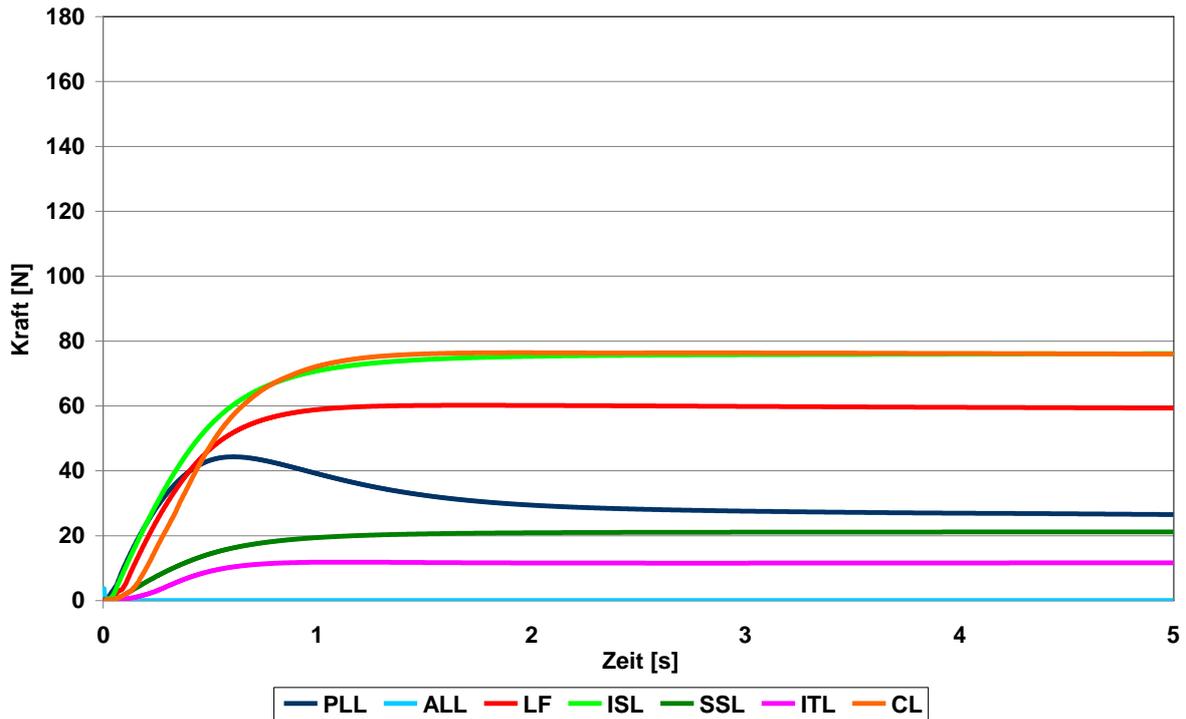
**Abb. 7.13:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 mit intakter Zwischenwirbelscheibe. Die Simulation erfolgt über einen Zeitraum von 5 Sekunden. Nach dieser Zeit befindet sich das Modell wieder im Gleichgewichtszustand. Da es sich um eine Flexionsbewegung handelt, werden die dorsalen Ligamente (PLL, LF, ISL, SSL, ITL, CL) gedehnt und entwickeln Zugkräfte. Das vordere Längsband (ALL) wird gestaucht, wodurch dort kein Aufbau einer Ligamentkraft erfolgt.



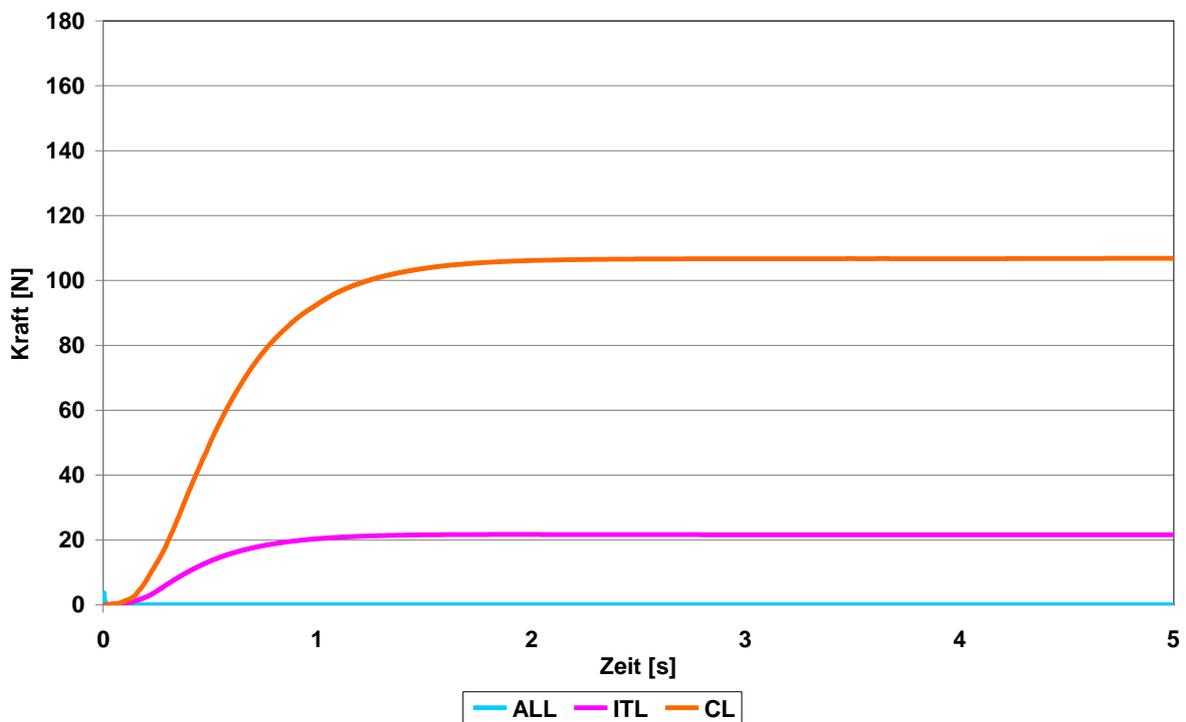
**Abb. 7.14:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 mit degenerierter Zwischenwirbelscheibe. Da das gesamte Bewegungssegment an Stabilität verliert, werden auch die Ligamente im Vergleich zum intakten Status weniger unter Zugspannung gesetzt und es werden geringere Kräfte aufgebaut.



**Abb. 7.15:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Interlaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe. Da bei dieser Operationsmethode das LF und das PLL linksseitig komplett reseziert werden, sind die berechneten Kräfte für diese Ligamente deutlich geringer als im zuvor betrachteten Fall. Für die weiteren Ligamente werden nur geringe Änderungen berechnet.

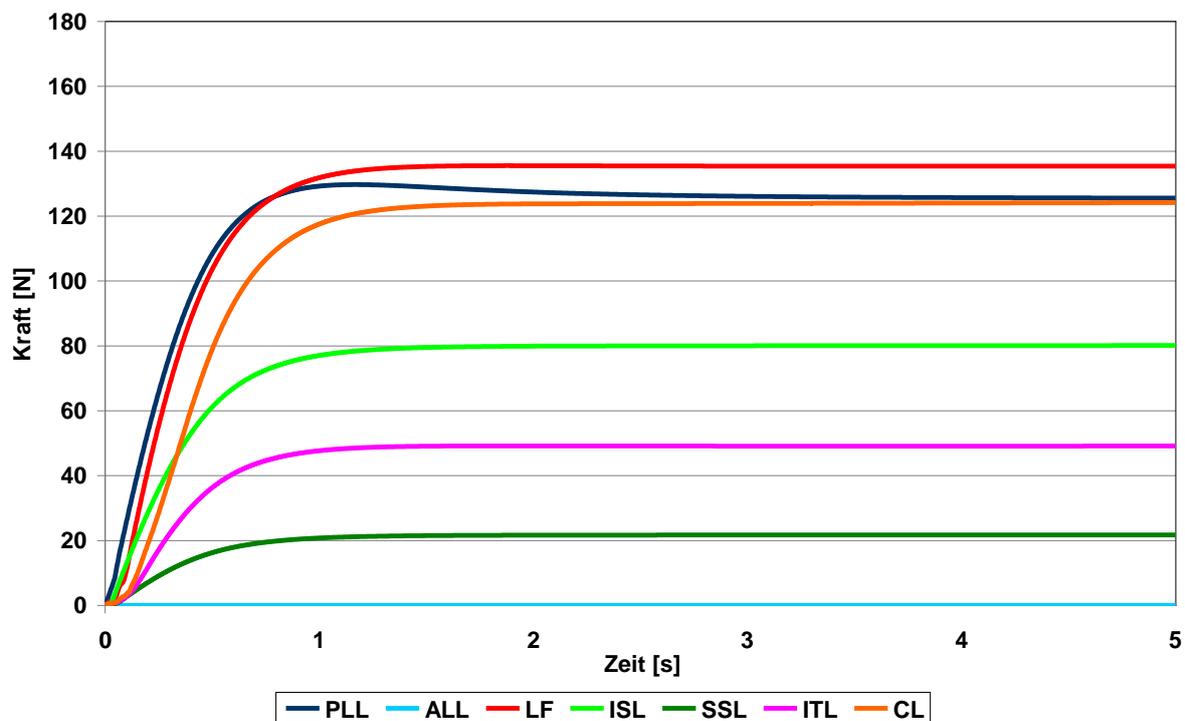


**Abb. 7.16:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Hemilaminektomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe. Da vergleichend zur Interlaminotomie innerhalb des Segmentes L4-L5 keine weiteren Ligamentstrukturen entfernt werden, sind keine Änderungen der berechneten Ligamentkräfte festzustellen.

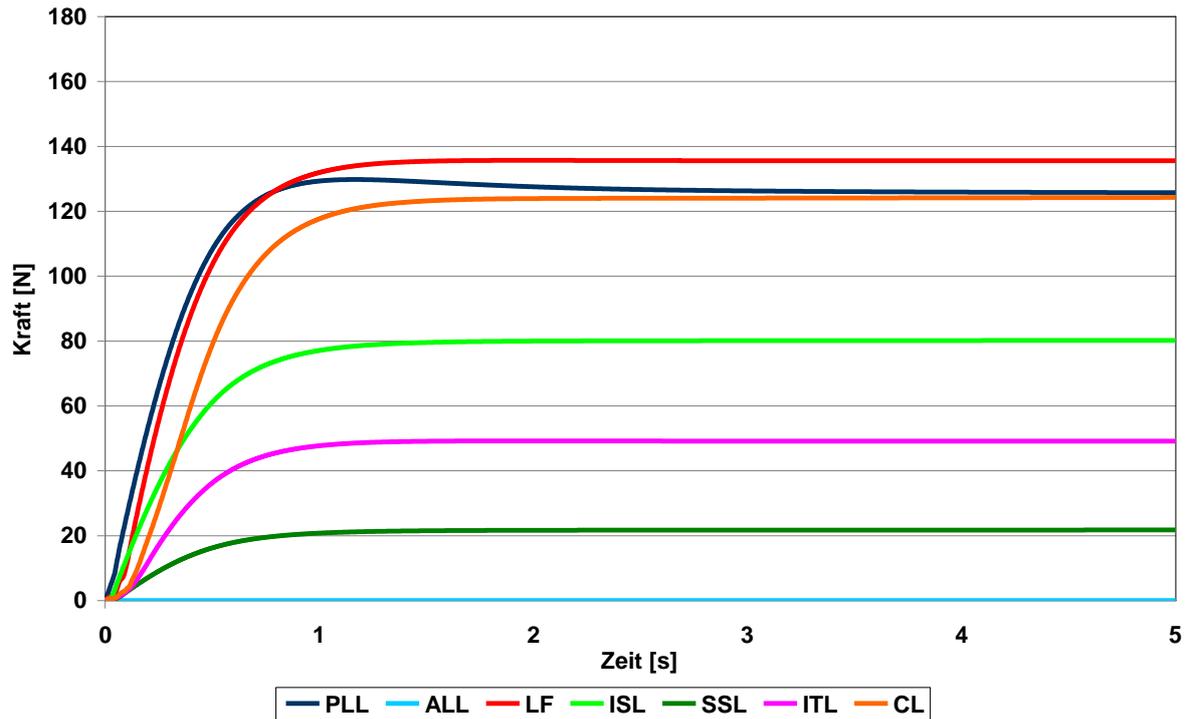


**Abb. 7.17:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Laminektomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe. Die erhaltenen Ligamentstrukturen entwickeln höhere Kräfte, um das Bewegungssegment zu stabilisieren. Dies betrifft vor allem die Kapselbänder der Facettengelenke (CL).

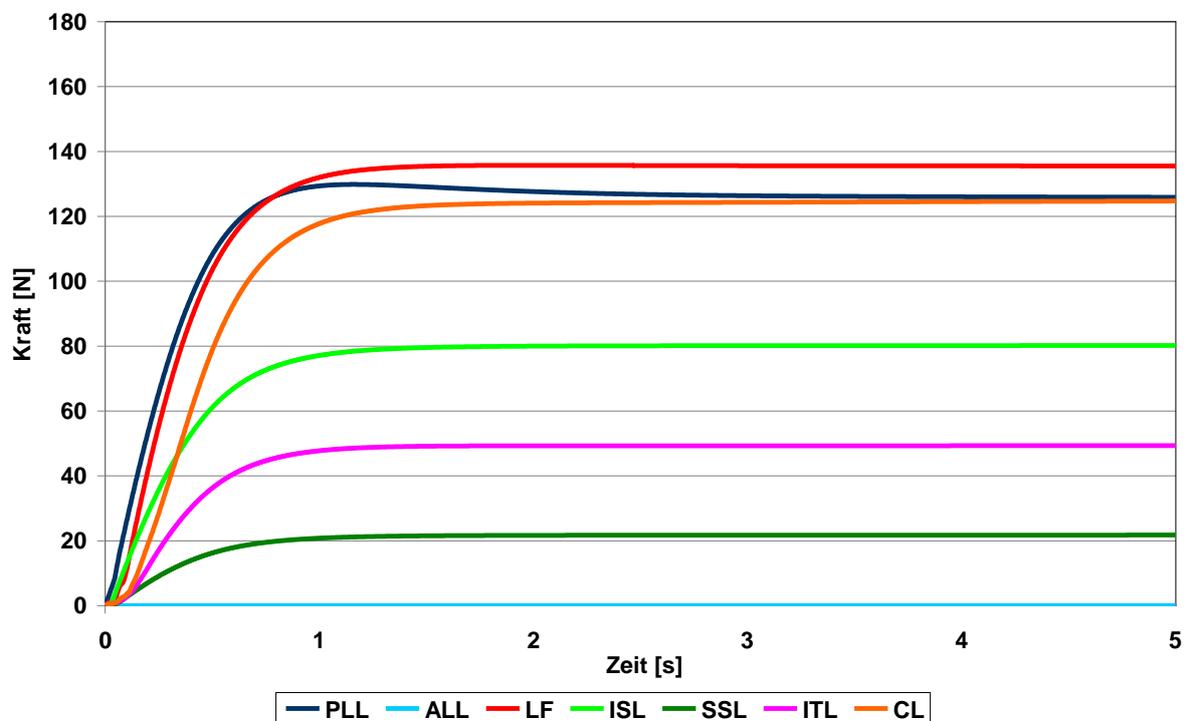
Wie der Darstellung der Ligamentkräfte des Bewegungssegmentes L3-L4 in Abb. 7.18 und Abb. 7.19 zu entnehmen, führen eine degenerierte Zwischenwirbelscheibe der darunterliegenden Einheit und die Interlaminotomie am Wirbel L4 zu keiner Änderung der Belastung der Ligamente im Segment L3-L4. Erst die Hemilaminotomie, bei der auch Ligamentstrukturen in dieser Etage reseziert werden, verursacht eine geringe Veränderung in der Beanspruchung der Ligamente. Für die Ligamente PLL, ISL, SSL und für das entlang der Querfortsätze verlaufende ITL wird ein leicht erhöhter Kraftaufwand berechnet. Der Eingriff der Laminotomie steigert die Belastung der erhaltenen Ligamente nochmals. Die Ligamente PLL, CL und ITL übernehmen einen vernehmlichen Anteil der Last, die zuvor durch die nun entfernten Ligamente getragen wurde, und sind nun allein für die Stabilität verantwortlich.



**Abb. 7.18:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 bei intakter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5. Bei der Ausführung der Flexionsbewegung werden die dorsalen Ligamente (PLL, LF, ISL, SSL, ITL, CL) gedehnt und entwickeln Zugkräfte. Im vorderen Längsband (ALL) entstehen aufgrund dessen Stauchung keine Kräfte.



**Abb. 7.19:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5. Im Vergleich zum intakten Status zeigt sich, dass die Degeneration der Zwischenwirbelscheibe im darunterliegenden Segment L4-L5 keine Auswirkung auf die Ligamentkräfte im Segment L3-L4 hat.



**Abb. 7.20:** Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Interlaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5. Die bei der Interlaminotomie durchgeführte Resektion einzelner Ligamentstrukturen im Segment L4-L5 ruft keine Effekte auf die berechneten Ligamentkräfte innerhalb der Etage L3-L4 hervor, in der alle Ligamentstrukturen erhalten bleiben.

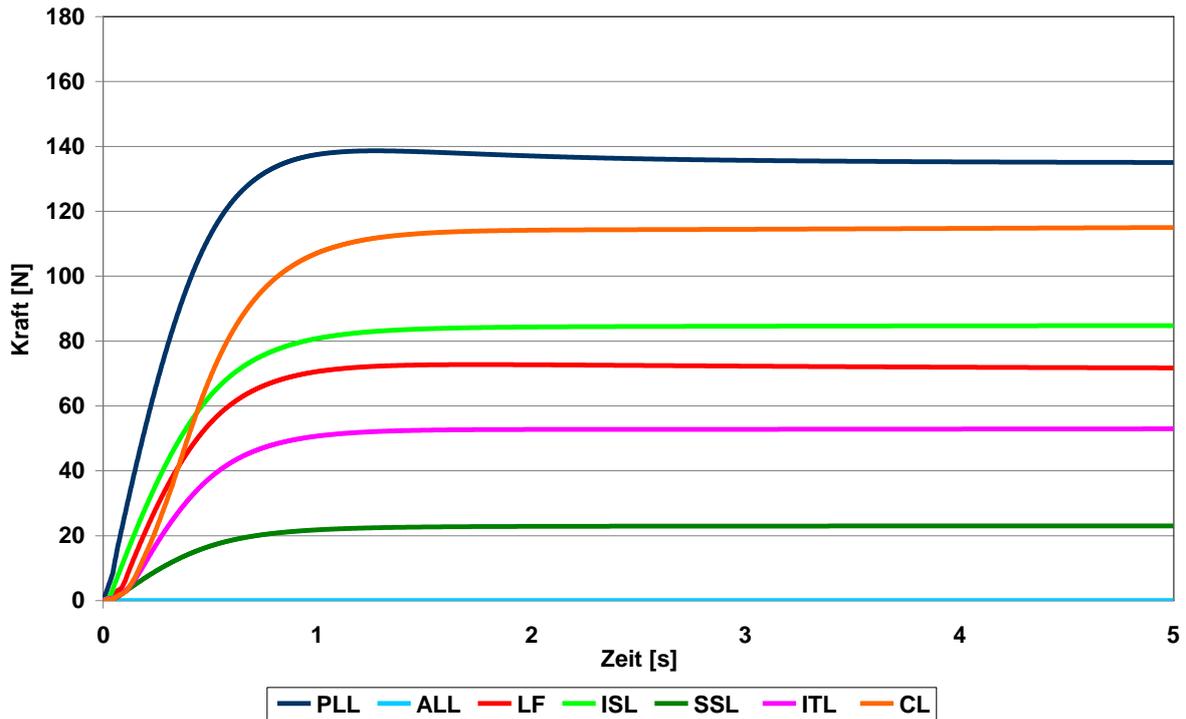


Abb. 7.21: Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Hemilaminektomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5. Innerhalb des operativen Eingriffes werden im Segment L3-L4 Teile des LF und der CL entfernt, sodass hier geringere Ligamentkräfte berechnet werden. Dagegen steigen die Zugkräfte des PLL, ISL, SSL und ITL leicht an.

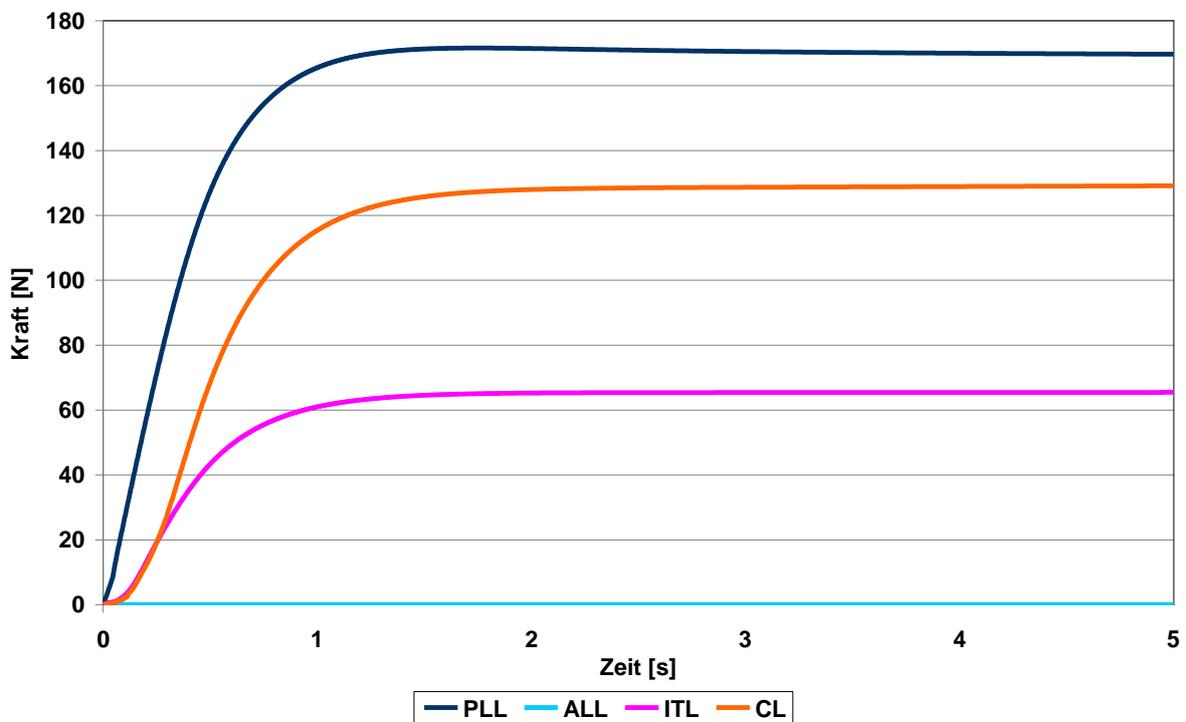
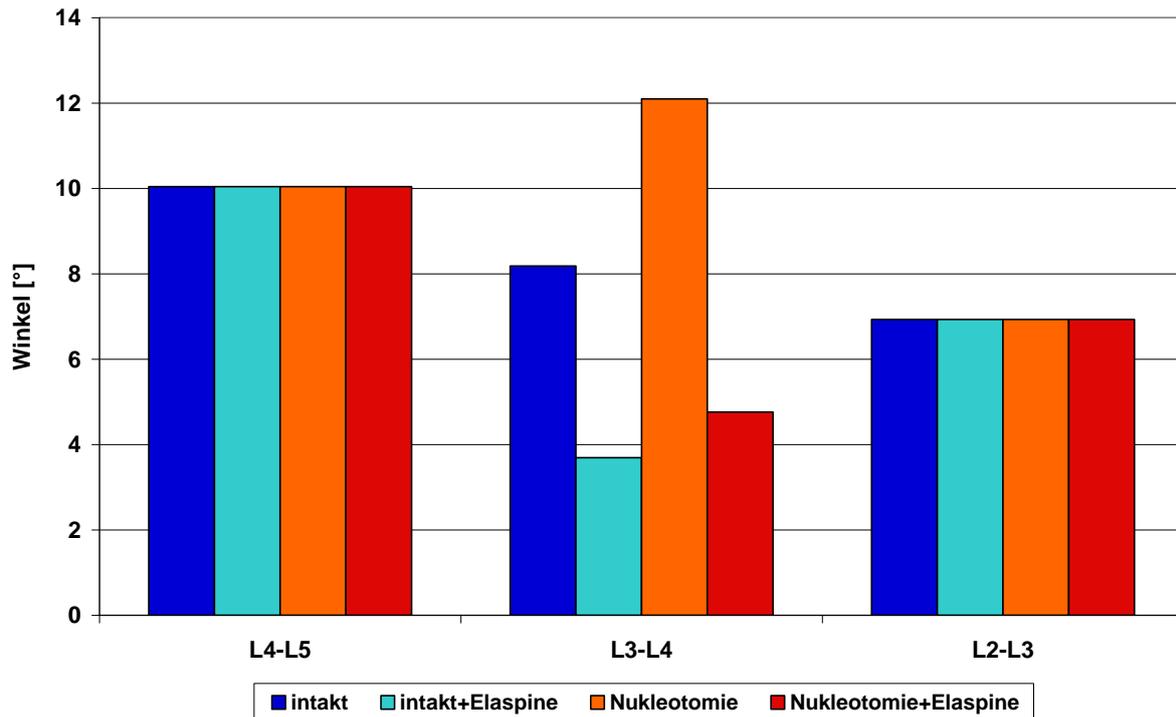


Abb. 7.22: Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Laminektomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5. Die erhaltenen Strukturen entwickeln höhere Ligamentkräfte. Dieser Effekt ist besonders deutlich für das PLL zu beobachten.

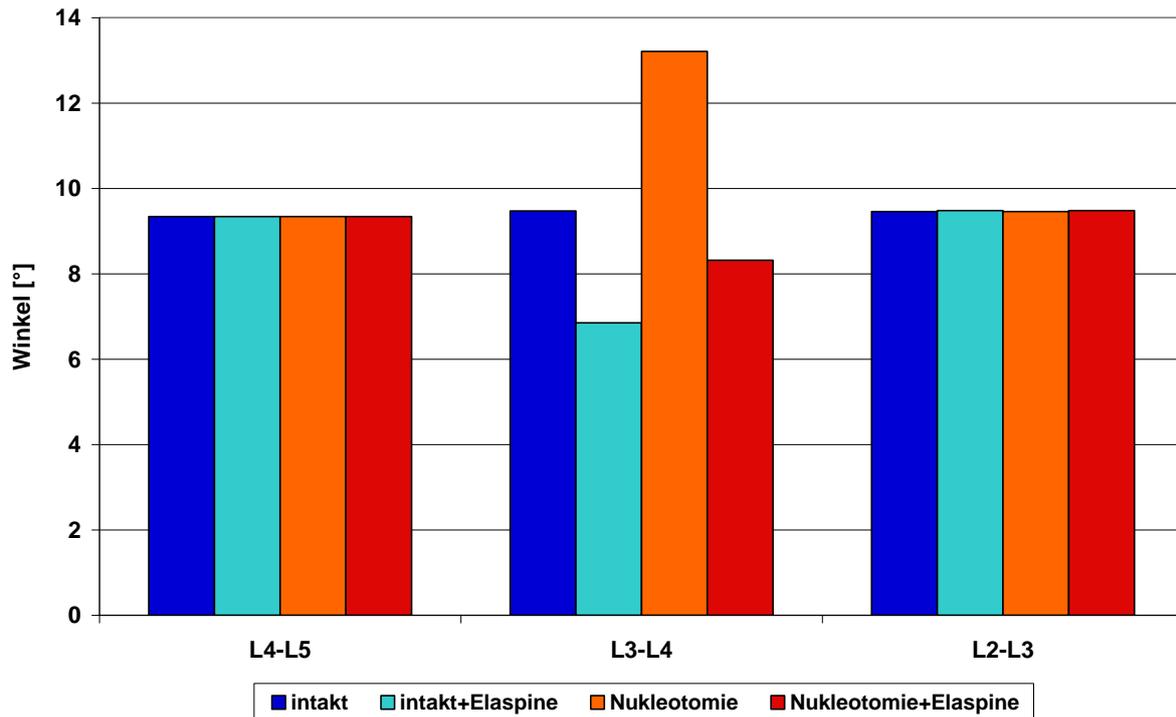
Es zeigte sich, dass die Zunahme der Größe des operativen Eingriffes mit einer steigenden Instabilität der betroffenen funktionellen Einheiten einhergeht. Der chirurgische Eingriff sollte demnach so minimal wie möglich sein. Zudem empfiehlt es sich bei der Operationsplanung in Betracht zu ziehen, dass die invasive Versorgung eines beeinträchtigten Bewegungssegmentes Auswirkungen auf die Anschlusssegmente mit sich bringt.

## **7.2 Einfluss der dynamischen Stabilisierung auf die Nachbarsegmente einer instrumentierten funktionellen Einheit**

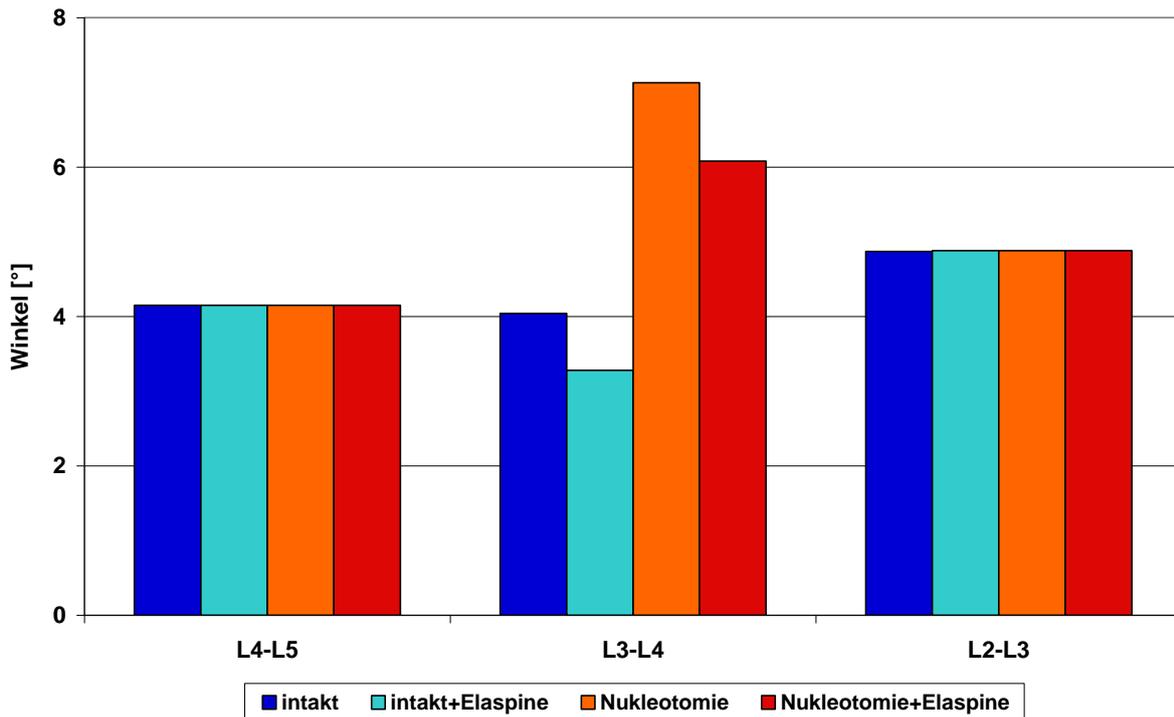
Die Versteifung eines Bewegungssegmentes führt oft zu Überlastungen der anschließenden Segmente, sodass dort in Folge des operativen Eingriffes ebenfalls Degenerationserscheinungen zu beobachten sind. Da die dynamische Stabilisierung die Beweglichkeit der Wirbelsäule erhält, verfolgt diese Operationsmethode das Ziel, den häufig auftretenden negativen Effekt auf die Anschlusssegmente zu verhindern. Diese These ist mithilfe der Computermodellierung überprüfbar. Zu diesem Zweck findet das in Kapitel 6 beschriebene Modell der Bewegungseinheiten L2-L5 Anwendung, das nach der Analyse des intakten Zustands schrittweise durch eine Nukleotomie destabilisiert und anschließend instrumentiert wird. Entsprechend der im vorangegangenen Kapitel betrachteten Belastungsfälle werden die Belastungssituationen a) intakt, b) intakt + Stabilisierung mit Elaspine™, c) Nukleotomie, d) Nukleotomie + Stabilisierung mit Elaspine™ unter der Einwirkung eines Drehmoments von  $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$  um alle drei Drehachsen analysiert. Die Ergebnisse sind in Abb. 7.23 bis Abb. 7.25 aufgeführt. Neben den Effekten auf das beeinträchtigte Bewegungssegment L3-L4, wie im Kapitel 6 bereits diskutiert, sind zudem die Auswirkungen auf die angrenzenden Segmente L2-L3 und L4-L5 dargelegt. Zu erkennen ist, dass keiner der Eingriffe Auswirkungen auf die Nachbarsegmente oberhalb und unterhalb der versorgten funktionellen Einheit zur Folge hat. Dies bestätigt das durch die dynamische Stabilisierung verfolgte Ziel, eine Überlastung der Anschlusssegmente zu vermeiden.



**Abb. 7.23:** Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in Flexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nucleotomie, Nucleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$ . Die operativen Eingriffe werden am Segment L3-L4 vorgenommen. Die größte Flexionsmöglichkeit wird für die unterste funktionelle Einheit L4-L5 berechnet, die cranialwärts abnimmt. Während die Eingriffe den Bewegungsumfang des betroffenen Segmentes deutlich beeinflussen, sind keine Auswirkungen auf die Nachbarsegmente festzustellen. Der Bewegungsumfang bleibt für alle vier untersuchten Fälle konstant.



**Abb. 7.24:** Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in Lateralflexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nucleotomie, Nucleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$ . Die operativen Eingriffe werden am Segment L3-L4 vorgenommen. Für die Möglichkeit der Lateralflexion sind keine segmentabhängigen Unterschiede festzustellen. Eine Nucleotomie und anschließende Stabilisierung der Etage L3-L4 beeinflusst die Bewegungsmöglichkeit innerhalb dieses Segmentes. Dies zeigt dennoch keine Auswirkungen auf die Anschlusssegmente für die in allen vier Fällen der gleiche Bewegungsumfang berechnet wird.



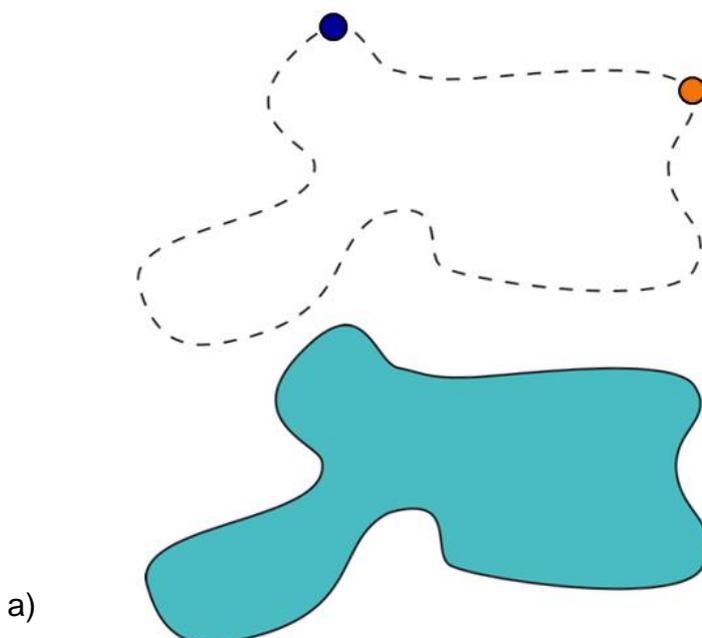
**Abb. 7.25:** Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in axialer Rotation in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von  $M = 7,5 \text{ Nm}$ . Die operativen Eingriffe werden am Segment L3-L4 vorgenommen. Die axiale Rotationsfähigkeit ist für alle Bewegungssegmente sehr gering. Der größte Ausschlag wird für das Segment L2-L3 berechnet. Während besonders eine Destabilisierung der funktionellen Einheit L3-L4 deren Bewegungsumfang ändert, werden keine Änderungen des Bewegungsverhaltens der Nachbarsegmente berechnet, sodass für alle vier untersuchten Fälle der gleiche Wert ermittelt wird.

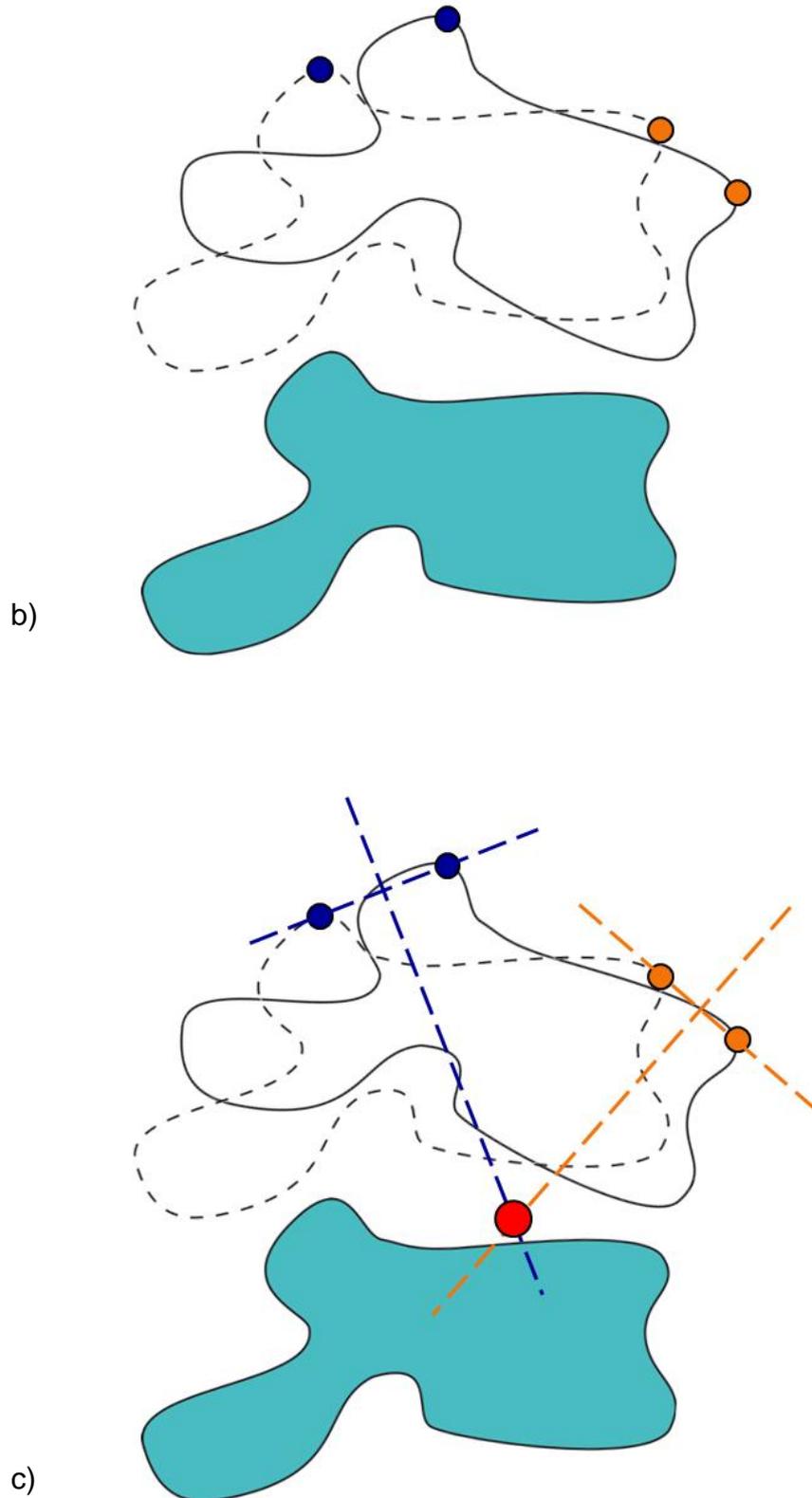
### 7.3 Momentanes Drehzentrum

Neben der Betrachtung des gesamten Bewegungsumfanges, bei der ein festes Rotationszentrum angenommen wird und die Anfangs- und Endlage der Körper in Beziehung zueinander gesetzt werden, gibt es eine weitere Möglichkeit, die Bewegung der einzelnen Wirbelkörper zueinander zu beschreiben. Die Bestimmung des momentanen Drehzentrums (center of rotation = COR) liefert detaillierte Informationen über den tatsächlichen Bewegungsablauf. Krismer et al. definieren das Drehzentrum als „ein durch Rechnung ermittelter und im Bewegungsablauf sich ändernder Punkt, der angibt, wo das Zentrum einer Rotationsbewegung liegt, wenn keine gleichzeitige Translationsbewegung erfolgt“ [29]. Dafür wird die Gesamtbewegung in zahlreiche Bewegungsabschnitte unterteilt. Zu jeder dieser Teilbewegungen erfolgt die Analyse des derzeitigen Drehzentrums. Auf diese Weise kann die Bewegung als reine Rotation um einen Punkt betrachtet werden. Resultat ist eine Verlaufskurve des Drehzentrums, die die Bewegung von Beginn bis zum Ende begleitet.

### 7.3.1 Berechnungsverfahren

Die Bestimmung des Drehzentrums erwähnt Reuleaux [46] bereits im Jahre 1876 für zwei sich bewegende feste Körper. Reuleaux beschreibt, dass jede Bewegung eines festen Körpers relativ zu einem zweiten Körper durch eine Kombination aus Translation und Rotation um eine Achse betrachtet werden kann. Die so entstandene Drehachse reduziert sich bei Bewegungen mit geringem Translationsanteil und bei Teilschritten der Bewegungen, die infinitesimal nah aneinander liegen, auf einen Drehpunkt. Zur Bestimmung des Drehzentrums wählt Reuleaux feste Punkte auf den Körpern, deren Positionsänderungen während des Bewegungsablaufs in Bezug zueinander gesetzt werden. Diese zeichnerische Vorgehensweise übertrugen Hoag et al. [24] 1960 erstmals auf die zwischen den Wirbelkörpern stattfindenden Bewegungen. In der Ausgangsposition werden zwei Fixpunkte markiert (s. Abb. 7.26 a). Bei der Bewegungsausführung wird der untere Wirbel fixiert, der obere Wirbel führt eine Bewegung relativ zum unteren Wirbel aus. Die Fixpunkte erhalten damit eine neue Position (s. Abb. 7.26 b). Die Ausgangs- und Endposition der markierten Punkte werden jeweils durch eine Gerade miteinander verbunden. Zu diesen Verbindungsgeraden wird anschließend die Mittelsenkrechte gebildet, deren Schnittpunkt den Drehpunkt wiedergibt (s. Abb. 7.26 c). Es bleibt anzumerken, dass dieses Verfahren nur für den ebenen Fall angewendet werden kann.





**Abb. 7.26: Zeichnerische Bestimmung des momentanen Drehzentrums.** In der Ausgangslage a) und der Endlage b) werden zwei Fixpunkte markiert. Nach Verbinden der Fixpunkte werden die Mittelsenkrechten zu den Verbindungsgeraden gebildet. In deren Schnittpunkt liegt das momentane Drehzentrum c).

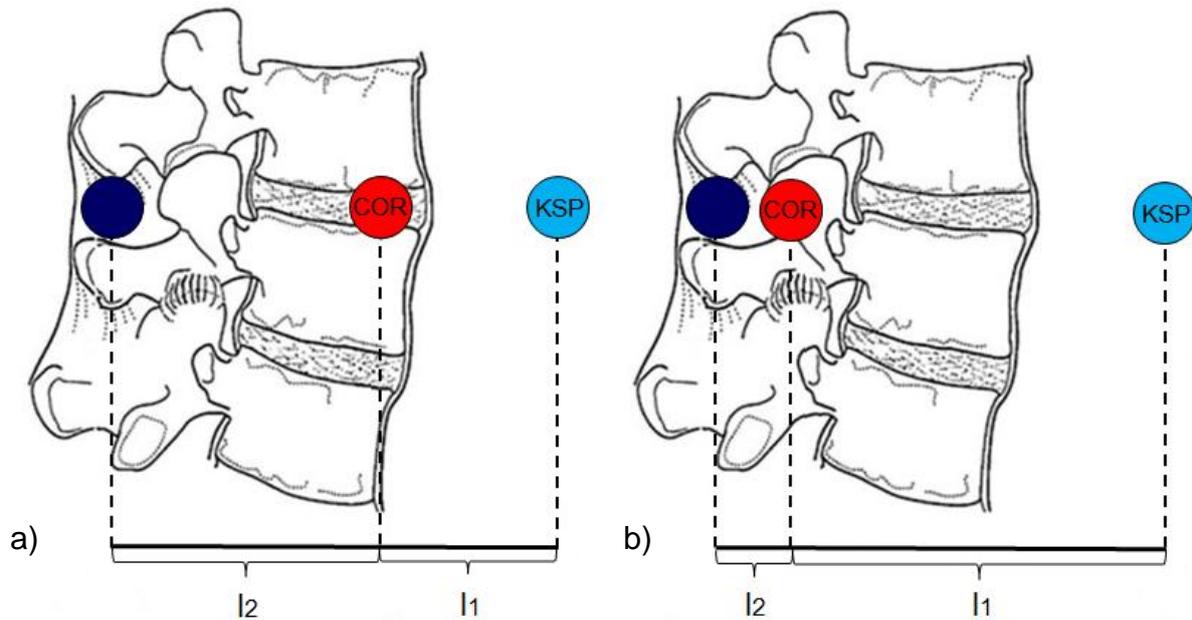
Als Grundlage für dieses Verfahren dienen meist radiologische Bilddaten. Dabei ist die Aufnahme der Endposition so über die Aufnahme der Ausgangssituation überlagerbar, dass der untere Wirbelkörper auf sich selbst abgebildet wird und die oben beschriebenen Auswertungsschritte vorgenommen werden können.

In einer Reihe von Forschungsarbeiten wurde mit dieser Methode die Lage des Drehzentrums berechnet. Rizzi et al. [47] untersuchten 60 Bewegungssegmente der Lendenwirbelsäule von zehn Patienten in Neutralstellung, bei 15° Flexion und bei 30° Flexion. Der Drehpunkt lag vorwiegend in der dorsalen Hälfte der Zwischenwirbelscheibe und des darunterliegenden Wirbelkörpers. Bei weiträumiger Flexion wanderte das Drehzentrum in das Gebiet unterhalb des betrachteten Segmentes. Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei extremer Flexion die Bewegung des oberen Wirbelkörpers relativ zum unteren Wirbelkörper vermehrt in eine Translationsbewegung übergeht. Des Weiteren waren keine segmentspezifischen Merkmale festzustellen. Reichmann et al. und Yoshioka et al. untersuchten das Drehzentrum ebenfalls mittels tomographischer Bilddaten von 10 Personen bzw. 61 Personen, die aus der Neutralstellung heraus maximale Flexion und Extension ausführten. Betrachtet wurden die Bewegungssegmente der Lendenwirbelsäule mit überlagerten Vorher- und Nachherbildern. In der Studie von Reichmann et al. [44] lag für 39 % der Fälle das Drehzentrum innerhalb der Zwischenwirbelscheibe, während es in den übrigen Fällen unterhalb der Zwischenwirbelscheibe lag. Dies war sowohl für Flexion als auch für Extension erkennbar. Yoshioka et al. [71] dokumentieren, dass das Drehzentrum an der Deckplatte des unteren Wirbels lokalisiert und für Flexion und Extension dorsal verlagert ist. Percy et al. [42] berichten aus ihrer experimentellen Studie an zehn Individuen ebenfalls von einem Drehzentrum, das bei Flexionsbewegungen an der superioren Endplatte des unteren Wirbels lag. Bei Extension wanderte das Drehzentrum sogar nochmals weiter nach dorsal und caudal.

Es gilt zu erwähnen, dass für die Bestimmung des Drehzentrums in den aufgeführten Studien jeweils nur zwei Bilddaten zur Anwendung kamen und somit auch nur ein momentaner Drehpunkt bestimmt werden konnte. Die Untersuchung zeigt sich als viel genauer und aufschlussreicher, wenn eine ganze Reihe an Bildfolgen verwendet wird, sodass eine Verlaufskurve des Drehpunktes entsteht. Auf diese Weise gingen Gertzbein et al. [16] in ihrer In-Vitro-Studie an fünf Kadavermodellen des Bewegungssegmentes L4-L5 vor. Sie ermittelten eine Verlaufsbahn des Drehzentrums, die für Flexion und Extension in der dorsalen Hälfte der Zwischenwirbelscheibe lag.

Dennoch ist darauf hinzuweisen, dass Messungenauigkeiten die Auswertung stark beeinflussen. Nach [55] kann ein Messfehler von 0,3 mm bei der Bestimmung der Fixpunkte die Lage des ermittelten Drehzentrums um fast 20 mm in der Horizontalebene verschieben, was eine genaue Aussage unmöglich macht. Daher bieten sich Untersuchungsmethoden an, deren maximaler Fehler bei 0,1 mm liegt. Schmidt et al. erstellten ein FE-Modell der funktionellen Einheit L4-L5 [55]. Mit dessen Hilfe war es möglich, ein Drehzentrum zu berechnen, das bei Flexion zunächst im Zentrum der Zwischenwirbelscheibe lag, mit zunehmendem Umfang einer Flexionsbewegung ventral, für die Extension dorsal verlagert wurde.

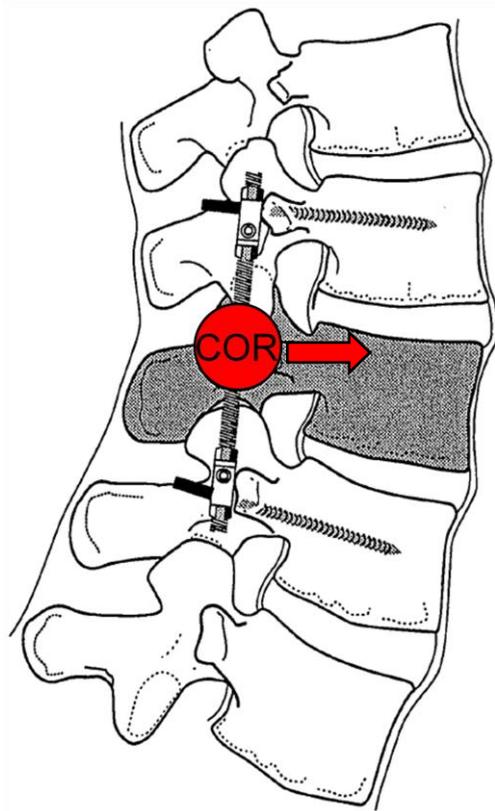
Die klinische Bedeutung über die Kenntnis der genauen Position des momentanen Drehzentrums beschreiben Hafer et al. [20]. Auf die Wirbelsäule einwirkende Kräfte verursachen je nach Hebelarm unterschiedlich große Drehmomente. Zum Erreichen des Gleichgewichtszustands und einer damit stabilen Haltung müssen innerhalb der Zwischenwirbelscheiben, den Ligamenten und der Muskulatur Gegendrehmomente aufgebaut werden, damit ein Momentengleichgewicht entsteht (s. Abb. 7.27 a). Bei Degenerationserscheinungen oder Verletzungen des komplexen Systems Wirbelsäule kommt es zu Verlagerungen dieser Prozesse. Eine veränderte Bahn des Drehzentrums lässt dies erkennen. Eine Verletzung der vorderen Wirbelsäule führt zu einer Rückverlagerung des Drehzentrums. Durch die damit verbundene Veränderung der Hebelarme werden die ligamentösen Strukturen und die Muskulatur schnell überlastet, da diese wesentlich mehr Kraft aufbringen müssen als im intakten Fall, um den Gleichgewichtszustand herzustellen (s. Abb. 7.27 b). Eine zusätzliche starke Beanspruchung der Facettengelenke begünstigt auch dort eine Degeneration durch Überlastung. In extremen Fällen wird das Drehzentrum sogar hinter die Ligamente und Muskelstränge verlagert. Nun können diese Strukturen nicht länger ein Gegendrehmoment zu der durch die Gewichtskraft erzeugten Drehwirkung aufbauen und es kommt zu einer Flexionsbewegung des Oberkörpers.



**Abb. 7.27:** Körperschwerpunkt, Kraftansatzpunkt der Ligamente und Muskulatur und Lage des Drehzentrums mit resultierenden Hebelarmen für die Entwicklung von Drehmomenten aus Gewichts- und Muskel- und Ligamentkräften für a) die intakte Wirbelsäule und b) eine Wirbelsäule mit Schäden der vorderen Strukturen (vgl. [20]).

Steffen et al. [65] berichten, wie sich eine Nukleotomie auf die Position des Drehpunktes auswirkt. Nach einer Nukleotomie findet eine Verlagerung des Drehpunktes caudalwärts und geringfügig nach ventral statt.

Können diese Sachverhalte deutlich aufgeführt und neben der Berechnung auch visualisiert werden, ist dies ein vorteilhafter Nutzen für die Instrumentation an der Wirbelsäule. Ein wesentliches Ziel des Einsatzes stabilisierender Implantate ist die Verlagerung des Drehzentrums in dessen ursprüngliche Position (s. Abb. 7.28). Das berechnete Drehzentrum kann somit als Kriterium für die Güte eines Operationsergebnisses Verwendung finden.



**Abb. 7.28:** Durch die posteriore Stabilisierung kann eine Rückverlagerung des Drehzentrums in den ursprünglichen Bereich, analog zu einer intakten Wirbelsäule erreicht werden (vgl. [20]).

### 7.3.2 Umsetzung des Berechnungsverfahrens in der Computermodellierung

Ein Computermodell des Bewegungssegmentes L4-L5 dient der Untersuchung des Drehzentrums. Durch geeignete Anpassung der Modellparameter ist es damit möglich, die Auswirkungen auf den Verlauf des Drehzentrums sowohl bei Degeneration der Zwischenwirbelscheibe als auch nach einem entsprechenden operativen Eingriff zu berechnen.

#### Intakte Zwischenwirbelscheibe

Das intakte Bewegungssegment zeichnet sich dadurch aus, dass alle Strukturen volle Funktionalität aufweisen. Dazu zählen eine gesunde Zwischenwirbelscheibe, intakte Ligamente und erhaltene Facettengelenke.

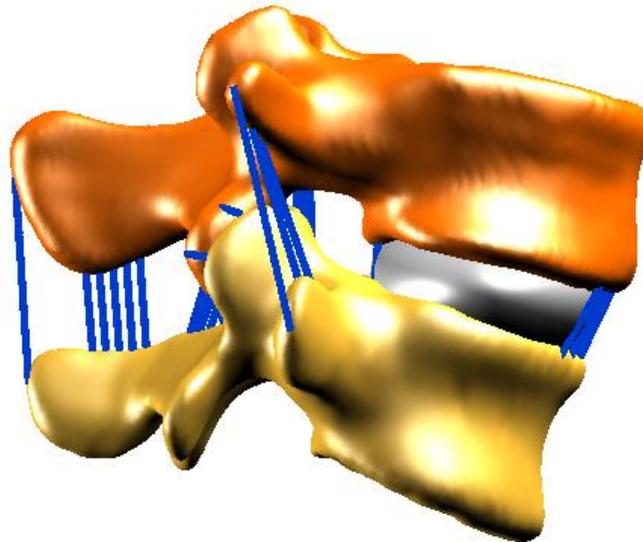


Abb. 7.29: Computermodell des intakten Bewegungssegmentes L4-L5 in lateraler Ansicht.

### Degenerierte Zwischenwirbelscheibe

Bei Degeneration der Zwischenwirbelscheibe verliert diese deutlich an Elastizität und kann ihre Aufgabe als Stoßdämpfer bei Einwirkung äußerer Kräfte nicht mehr erbringen. Zu erkennen ist dies durch einen Höhenverlust und einen zunehmenden Anteil an Translation bei der Bewegungsausführung.

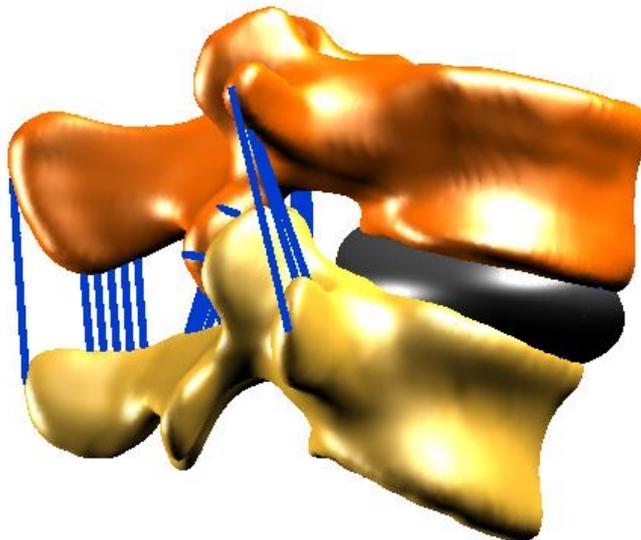


Abb. 7.30: Computermodell des Bewegungssegmentes L4-L5 mit degenerierter Zwischenwirbelscheibe in lateraler Ansicht.

### Operativer Eingriff der Interlaminotomie

Die Interlaminotomie dient dazu, Raum zu schaffen, um das bei einem Zwischenwirbelscheibenprolaps ausgetretene Material des Nucleus pulposus zu entnehmen. Dazu wird ein Teil der Lamina abgetrennt. So entsteht dort ein kleines Fenster, durch das das Material entnommen werden kann. Neben der Resektion des Knochens werden zusätzlich die Ligamente entfernt, die an diesem Teil der Lamina ansetzen.

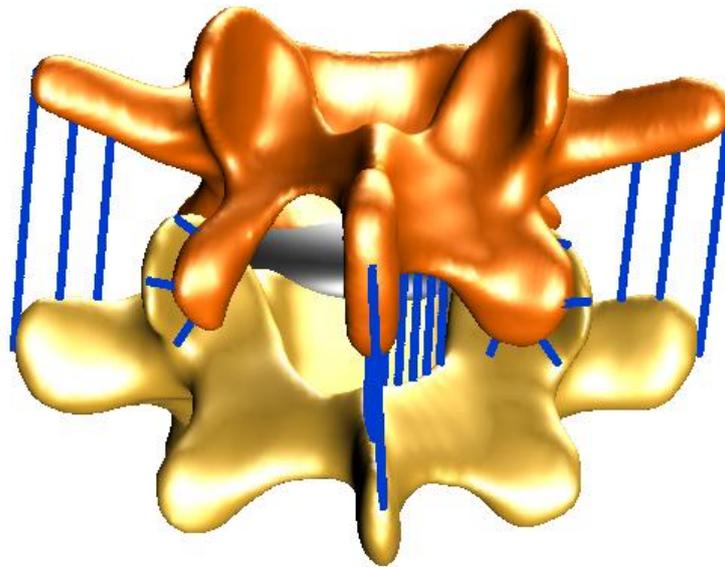
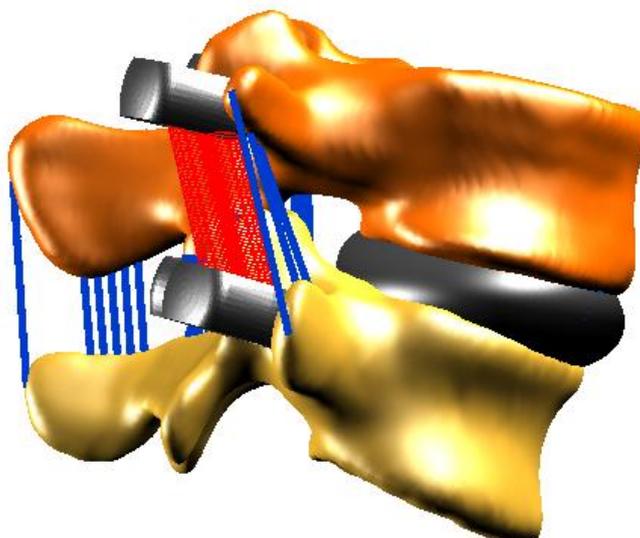


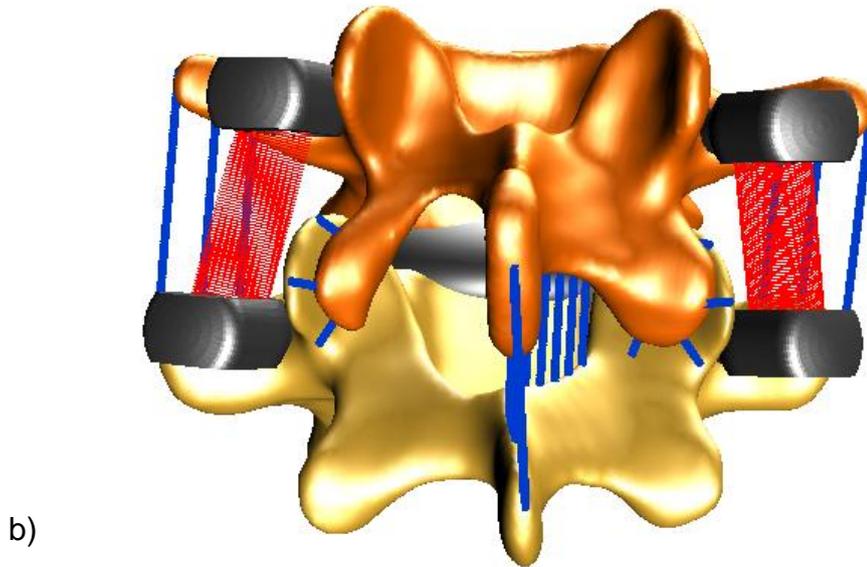
Abb. 7.31: Computermodell des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie in dorsaler Ansicht.

### Dynamische Stabilisierung nach Interlaminotomie

Durch den Einsatz des Implantatsystems soll das Bewegungssegment wieder Stabilität erlangen, damit unphysiologische Bewegungsmuster vermieden werden. In diesem Fall findet ein bewegungserhaltendes Implantat bilateral Anwendung.



a)

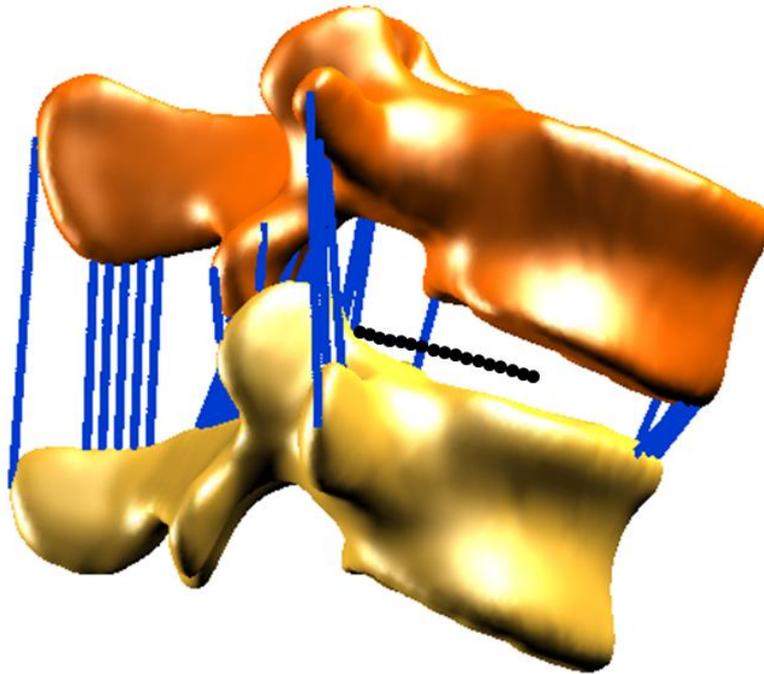


**Abb. 7.32: Computermodell des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlamino-  
tomie und dynamischer Stabilisierung in a) lateraler und b) dorsaler Ansicht.**

Zur Bestimmung des momentanen Drehzentrums wird ein eigens programmiertes Berechnungselement in das Computermodell implementiert. Unter Verwendung dieses Programms ist es möglich, die in Kapitel 7.3.1 beschriebene Methode zur Lokalisierung des Drehzentrums in der Computermodellierung umzusetzen.

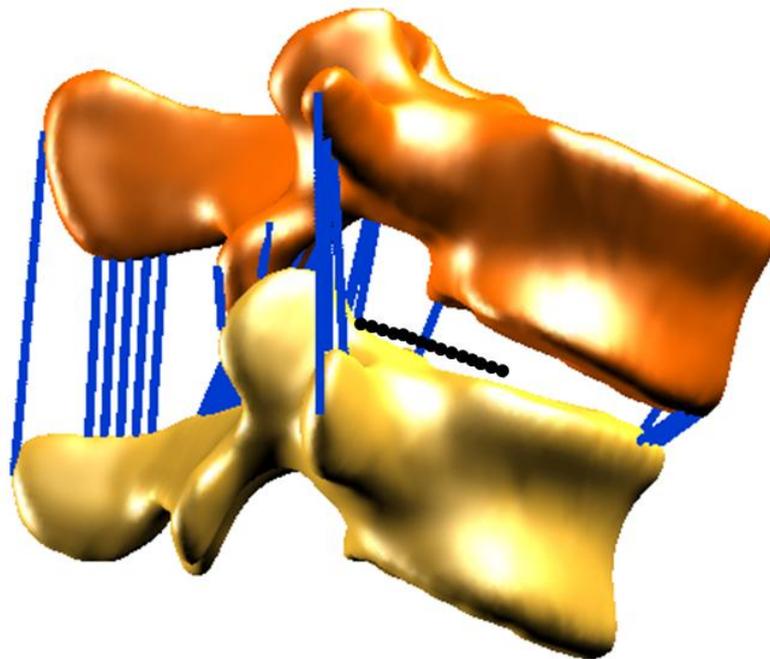
Die Analyse erfolgt für einen spezifischen Belastungsfall. Wie in Kapitel 7.1 wird an dieser Stelle erneut eine Flexionsbewegung betrachtet, die durch ein einwirkendes Drehmoment von  $M = 40 \text{ Nm}$  zustande kommt.

Der Verlauf der berechneten Drehpunktbahn für ein intaktes Bewegungssegment lässt die in der Literatur beschriebenen Charakteristika deutlich wiedererkennen (s. Abb. 7.33). Zu Beginn der Bewegungsausführung liegt der Drehpunkt im Zentrum der Zwischenwirbelscheibe. Mit zunehmender Auslenkung des oberen Wirbels erfolgt eine dorsale Verschiebung des Drehpunktes in Richtung der Facettengelenke.



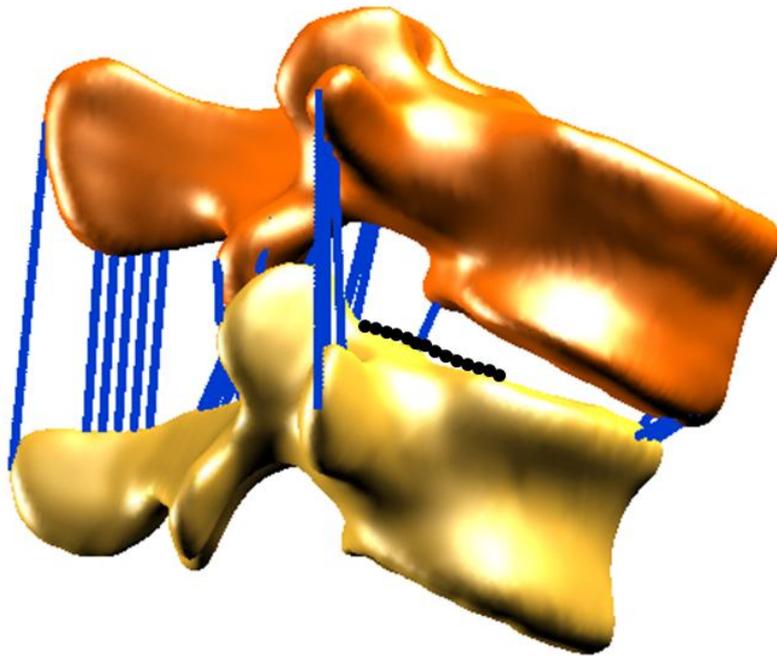
**Abb. 7.33: Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des intakten Bewegungssegmentes L4-L5 in lateraler Ansicht.** Auf die Visualisierung der Zwischenwirbelscheibe wird verzichtet, damit die Drehpunktbahn sichtbar ist. Bei der Flexionsbewegung findet eine Verlagerung des Drehpunktes vom Zentrum der Zwischenwirbelscheibe in dorsale Richtung hin zu den Facettengelenken statt.

Degenerative Veränderungen der Zwischenwirbelscheibe führen zu einer deutlichen Veränderung des Bewegungsverhaltens der funktionellen Einheit. Dies hat ebenso Auswirkungen auf die Position des Drehzentrums. Abb. 7.34 zeigt, dass im Vergleich zum intakten Status die Bahn des Drehpunktes zum einem caudal in die Nähe der Endplatte des unteren Wirbels verschoben ist. Zum anderen findet eine dorsale Verlagerung hin zu den Facettengelenken statt. Dieser Verlauf gibt Auskunft darüber, inwieweit die dorsalen Strukturen durch die Rückverlagerung des Drehzentrums höheren Belastungen ausgesetzt sind. Infolgedessen sind neben der bereits degenerierten Zwischenwirbelscheibe auch die Facettengelenke durch Überlastung einem erhöhten Verschleiß ausgesetzt.



**Abb. 7.34:** Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 in lateraler Ansicht. Durch die Degeneration der Zwischenwirbelscheibe ist das Drehzentrum in Richtung der Endplatte des unteren Wirbels verschoben. Zudem ist das Drehzentrum im Vergleich zum intakten Fall weiter dorsal, zu den Facettengelenken hin, lokalisiert.

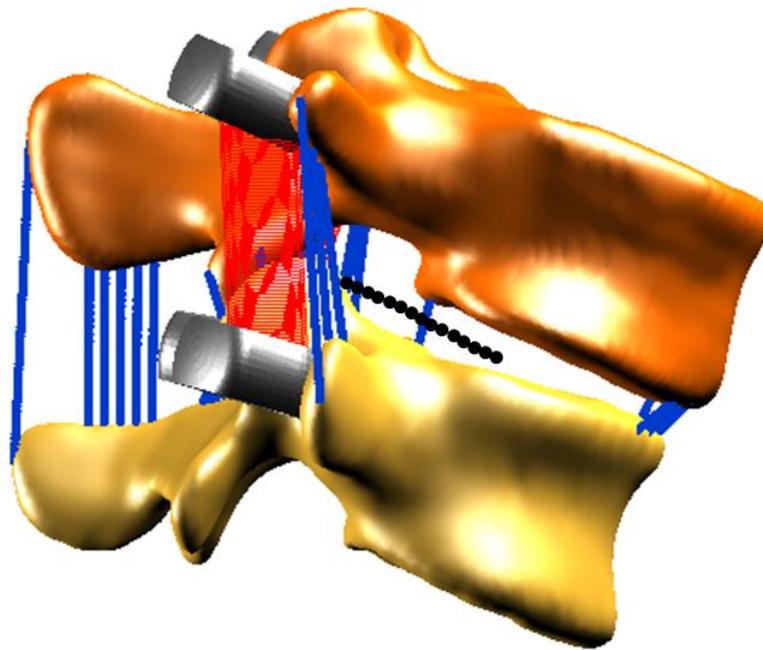
Der operative Eingriff der Interlaminotomie führt zu einer zusätzlichen Instabilität des Bewegungssegmentes, da hier durch die Entfernung von Ligamentstrukturen stabilisierende Elemente verloren gehen. Zur Behebung des Schadens an der Zwischenwirbelscheibe wird zudem eine Nukleotomie vorgenommen, was den Effekt der Instabilität verstärkt. Bei der Untersuchung des Drehzentrums äußert sich dies dadurch, dass die Bahn des momentanen Drehpunktes nochmals in Richtung des unteren Wirbels versetzt ist.



**Abb. 7.35:** Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie in lateraler Ansicht. Nach Interlaminotomie und Nukleotomie zur Behebung des Schadens an der Zwischenwirbelscheibe, befindet sich das Drehzentrum an der Endplatte des unteren Wirbelkörpers im dorsalen Bereich.

Ziel der dynamischen Implantate ist es, zum einen die Zwischenwirbelscheibe zu entlasten, zum anderen eine Überlastung der Facettengelenke zu vermeiden. Als Kriterium für die annähernde Wiederherstellung der normalen Verhältnisse soll dabei das berechnete Drehzentrum dienen, das nach Stabilisierung des Bewegungssegmentes wieder an den natürlichen Verlauf des intakten Falls angepasst ist.

Aus Abb. 7.36 ist zu entnehmen, dass dieses Ziel erreicht wird. Nach der Stabilisierung durch das flexible Implantat verläuft die Drehpunktbahn wieder mittig der Zwischenwirbelscheibe.



**Abb. 7.36:** Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungsegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie und dynamischer Stabilisierung in lateraler Ansicht. Durch die dynamische Stabilisierung wird das Drehzentrum in dessen Verlauf wieder an den natürlichen Fall angepasst. Die Drehpunktbahn ist wieder mittig der Zwischenwirbelscheibe lokalisiert.

## 8. Zusammenfassung und Ausblick

Innerhalb der vorliegenden Forschungsarbeit wurde ein Computermodell der Lendenwirbelsäule erstellt, mit dem Ziel, die damit durchgeführten Berechnungen und Simulationen für die Operationsplanung zu nutzen.

Nach Darlegung der anatomischen Gegebenheiten wurde der Modellaufbau unter Berücksichtigung dieser Vorgaben durchgeführt. Die Oberflächenmodelle der knöchernen Strukturen stammen aus der Segmentierung eines CT-Datensatzes der zur Vorlage dienenden künstlichen Knochen. Diese stellen den Abguss eines durchschnittlich großen Europäers dar, sodass gewährleistet ist, dass die Größe des Modells den Normwerten entspricht. Zudem wurden die Zwischenwirbelscheiben und Ligamente in das Modell implementiert. Zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften der Zwischenwirbelscheiben wurde eine Versuchsreihe an Sektionsgut durchgeführt. Aus den Ergebnissen der experimentellen Messungen lassen sich Steifigkeits- und Dämpfungsparameter ermitteln, die zur Berechnung der Kraftübertragung in den Zwischenwirbelscheiben Anwendung fanden. Des Weiteren konnten Kennlinien für die Entwicklung von Drehmomenten innerhalb der Zwischenwirbelscheiben bestimmt werden, die die Relation zwischen Auslenkwinkel und aufzubringendem Drehmoment widerspiegeln. Für die Berechnung der Kraftübertragung innerhalb der Ligamente dienten Kraft-Deformations-Kennlinien aus der Literatur als Grundlage. Die Einführung eines Skalierungsfaktors regelt den Einfluss eines jeden Ligamentes, sodass nicht nur die Kraft-Deformations-Eigenschaften, sondern auch die entsprechenden Hebelarme zum Drehpunkt Berücksichtigung fanden. Eine vergleichende Gegenüberstellung mit einem In-Vitro-Experiment belegte die Güte der Modellierung der Ligamentstrukturen. Eine Kontaktmodellierung ermöglichte die Simulation der Facettengelenke. Für detaillierte Analysen besteht hier die Möglichkeit, eine sehr feinstrukturierte Berechnung der auftretenden Kontaktkräfte durchzuführen, bei der die Kontaktflächen in zahlreiche Polygonflächen unterteilt sind.

Daneben wurde ein Modell eines Implantatsystems entwickelt, das zur dynamischen Stabilisierung der Lendenwirbel genutzt wird. Dabei wurden die mechanischen Eigenschaften des flexiblen Bestandteils des Implantats unter Zug-Druck- und Scherbelastung berücksichtigt.

Mit diesen Modellen konnten Berechnungen zur Untersuchung der Belastungen innerer Strukturen erfolgen. Neben der Analyse auftretender Kräfte und Drehmomente

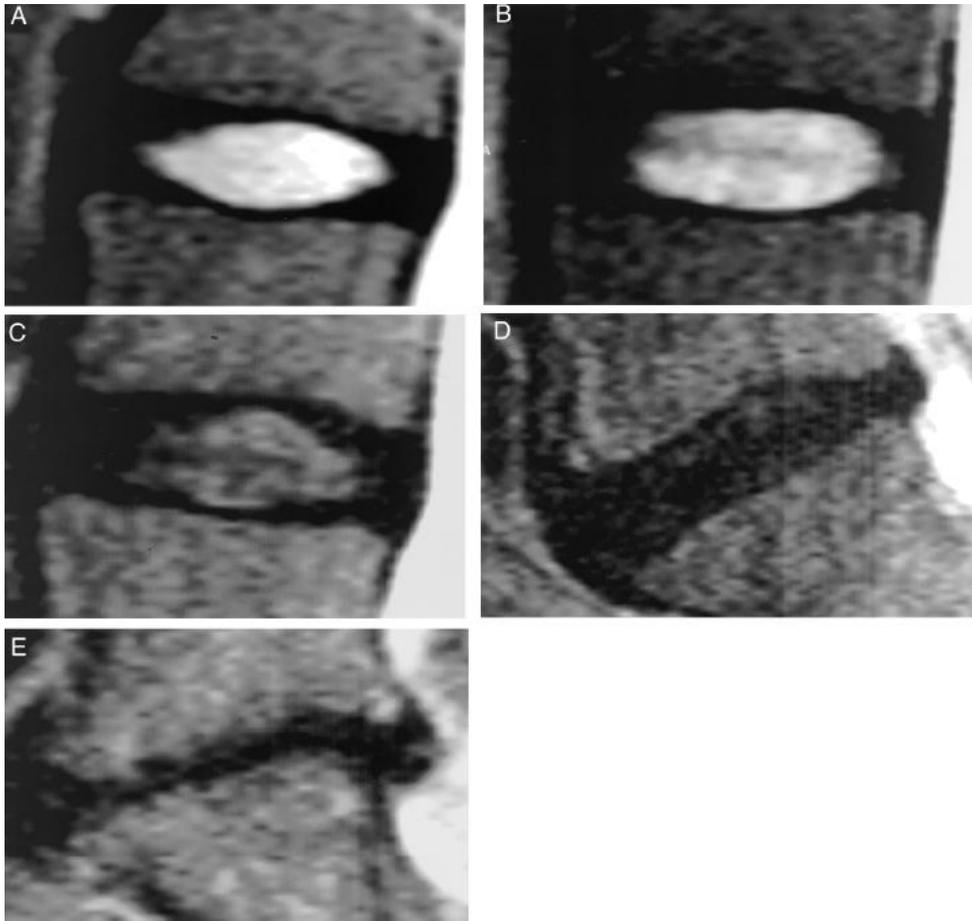
innerhalb der intakten Wirbelsäule, konnten auch postoperative Untersuchungen wie nach einer Stabilisierung eines Bewegungssegmentes in Betracht gezogen werden. Die Validierung der erstellten Modelle erfolgte über den Vergleich mit In-Vitro erhobenen Daten. Innerhalb der zum Vergleich herangezogenen Untersuchung wurden unter der Belastung mit spezifischen Drehmomenten die daraus resultierenden Bewegungsausschläge bestimmt. Die Ergebnisse konnten nicht nur für den intakten Fall, sondern auch für degenerative Schädigungen und deren Behandlung, wie Nucleotomie und dynamische Stabilisierung, aufgezeigt werden. Die Ergebnisse der Modellierung geben größtenteils die experimentell gemessenen Werte wieder. Die Darlegung der Modellanwendung zeigt, wie vielfältig die Einsatzmöglichkeiten für die Operationsplanung sind. So konnten zum einen verschiedene operative Zugangswege und deren Auswirkung auf die Belastung der einzelnen Strukturen simuliert werden. Zum anderen konnten die Auswirkungen des Einsatzes eines bewegungserhaltenden Implantats auf die Anschlusssegmente oberhalb und unterhalb der betroffenen funktionellen Einheit aufgezeigt und diskutiert werden. Ein weiteres Anwendungsfeld lag in der Untersuchung des Drehzentrums. Neben der Erläuterung der Position des Drehzentrums eines gesunden Bewegungssegmentes, war es möglich, Drehpunkte für degenerativ geschädigte und operativ versorgte funktionelle Einheiten zu untersuchen.

Für die zukünftige Arbeit ist die Einführung von Muskelzügen unumgänglich. Das in der vorliegenden Arbeit erstellte Modell ermöglicht eine realitätsnahe Modellierung für die passiven Strukturen der Wirbelsäule. Erst die Implementierung der Muskulatur erlaubt es, aktive Belastungssituationen zu analysieren.

Zudem bietet die Einbettung des Modells in ein Ganzkörpermodell die Möglichkeit, durch die Bestimmung von Schnittkräften Auswirkungen von Ganzkörperbewegungen auf den detailliert modellierten Bereich der Wirbelsäule zu bestimmen.

Mit dem langfristigen Ziel der Operationsplanung für patientenspezifische Situationen ist die Individualisierung des Modells auszubauen. Darunter fällt zunächst als Grundlage die Segmentierung eines CT-Datensatzes des Patienten, sodass individuelle Oberflächenmodelle entstehen. Zur detaillierten Modellierung der Zwischenwirbelscheibe könnte nach Pfirrmann [43] auf Grundlage radiologischer Bilddaten eine fünfstufige Klassifizierung der Beschaffenheit des Weichgewebes erfolgen

(s. Abb. 8.1), um demnach die im Modell verwendeten Steifigkeits- und Dämpfungseigenschaften auf den Patienten abzustimmen.



**Abb. 8.1: Beurteilung der Degeneration der Zwischenwirbelscheibe aufgrund radiologischer Bilddaten.** Je nach Degenerationsgrad erfolgt eine Klassifizierung in ein fünfstufiges Schema [43].

In Bezug auf die Implantatforschung könnten neue Ansatzpunkte verfolgt werden, die der Erweiterung der herkömmlichen Operationsmethodik dienen können. Bei der in den Kapiteln 7.2 und 7.3 aufgezeigten Stabilisierung eines Bewegungssegmentes wurden die Schrauben über die Pedikel in den Knochen eingesetzt. Es ist offensichtlich, dass die Position der Schrauben Auswirkungen auf das Bewegungsverhalten des Segmentes und der daraus resultierenden Verlaufsbahn des Drehpunktes hat. Nun ließe sich untersuchen, inwieweit eine Variation in der Positionierung der Schrauben die Rekonstruktion des ursprünglichen Drehzentrums beeinflusst. Hierzu könnten in Ergänzung zu der konventionellen Positionierung weitere Einbringungspunkte der Schrauben in Betracht gezogen werden, wie in Abb. 8.2 beispielhaft dargestellt.



**Abb. 8.2: Unterschiedliche Variationsmöglichkeiten der Positionierung der Schrauben.**

Über die Berechnung und anschließende Simulation im Computermodell ließen sich für jeden Fall die Drehpunktverläufe ermitteln. Auf diese Weise könnte die Computermodellierung dazu beitragen, in der Operationsplanung die optimale Konfiguration der Schraubenpositionen zu eruieren, mit dem Ziel, das Drehzentrum bestmöglich zu rekonstruieren.

## Literaturverzeichnis

- [1] Adams, M.A. & Hutton, W.C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62 (3), 358-362.
- [2] Adams, M.A. & Hutton, W.C. (1983). The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine*, 8 (3), 327-330.
- [3] Amiot, L.-P. et al. (2000). Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine*, 25 (5), 606-614.
- [4] Andersson, G.B.J. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*, 354, 581-585.
- [5] Bastian, L. et al. (2001). Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *European Spine Journal*, 10 (4), 295-300.
- [6] Bauer, S., Gruber, K. & Kilian, F. (2010). 3D-Computermodell der menschlichen Lendenwirbelsäule – Entwicklung und Anwendungsmöglichkeiten in der Medizin. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 55 (Suppl. 1), 127-130.
- [7] Beitz, W. & Küttner, K.-H. (Hrsg.). (1990). *Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau* (17. Aufl.). Heidelberg: Springer.
- [8] Berkley, J. et al. (2004). Real-time finite element modeling for surgery simulation: an application to virtual suturing. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 10 (3), 314-325.
- [9] Blech, J. (2011). Was den Rücken stark macht. *Der Spiegel*, 40, 132-140.

- [10] Bogduk, N. (2000). *Klinische Anatomie von Lendenwirbelsäule und Sakrum*. Berlin (u.a.): Springer.
- [11] Bothmann, M. et al. (2008). Dynesys fixation for lumbar spine degeneration. *Neurosurgical Review*, 31 (2), 189-196.
- [12] Calais-Germain, B. (1994). *Anatomie der Bewegung. Einführung in die Bewegungsanalyse*. Wiesbaden: Fourier.
- [13] Chomphan, S. & Leekitwattana, M. (2011). A reduced finite element model for analyzing the transverse shear stiffness of truss-like core sandwich beam. *Journal of Computer Science*, 7 (10), 1474-1477.
- [14] Chow, D.H.K. et al. (1996). Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine*, 21 (5), 549-555.
- [15] Claes, S. (2012, 04. Dezember). *Elastisches Stabilisierungssystem*. Zugriff am 22. Januar 2013 unter <http://www.spinelab.com/de/index.htm>
- [16] Gertzbein, S.D. et al. (1984). Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by moiré fringes. A new Technique. *Spine*, 9 (4), 409-413.
- [17] Ghiselli, G. et al. (2004). Adjacent segment degeneration in the lumbar spine. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86 (7), 1497-1503.
- [18] Goel, V.K. et al. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18 (11), 1531-1541.
- [19] Haase, U.-F. (2012, 09. März). *Fast jeder zehnte Fehltag aufgrund von Rückenbeschwerden*. Zugriff am 22. Januar 2013 unter <http://www.tk.de/tk/gesunder-ruecken/rueckenbeschwerden/volkskrankheit/152428>

- [20] Haher, T.R. et al. (1991). The effect of the three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion and extension. *Spine*, 16 (8), S312-S318.
- [21] Hausen, U. (2012). *Mathematische Verfahren zur Auswertung experimentell ermittelter Daten über das mechanische Verhalten von Zwischenwirbelscheiben*. Bachelorarbeit, Universität Koblenz-Landau.
- [22] Heuer, F. et al. (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of Biomechanics*, 40 (2), 271-280.
- [23] Hippmann, G. (2004). *Modellierung von Kontakten komplex geformter Körper in der Mehrkörperdynamik*. Dissertation, Technische Universität Wien.
- [24] Hoag, J.M., Kosok, M. & Moser, J.R. (1960). Kinematic analysis and classification of vertebral motion. *Journal of the American Osteopathic Association*, 59, 899-908.
- [25] Jaeger, F. (1959). *Chirurgie der Wirbelsäule und des Rückenmarks*. Stuttgart: Georg Thieme.
- [26] Juchem, S. (2009). *Entwicklung eines Computermodells der lumbalen Wirbelsäule zur Bestimmung mechanischer Belastungen*. Dissertation, Universität Koblenz-Landau.
- [27] Kim, Y.J. et al. (2004). Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? *Spine*, 29 (3), 333-342.
- [28] Krämer, J., Wilcke, A. & Krämer, R. (2005). *Wirbelsäule und Sport. Empfehlungen von Sportarten aus orthopädischer und sportwissenschaftlicher Sicht*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.

- [29] Krismer, M. et al. (1997). Biomechanik der lumbalen Instabilität. *Der Orthopäde*, 26 (6), 516-520.
- [30] Kumar, M.N., Baklanov, A. & Chopin, D. (2001). Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *European Spine Journal*, 10 (4), 314-319.
- [31] Kumaresan, S., Yoganandan, N. & Pintar, F.A. (1998). Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *Journal of Biomechanics*, 31 (4), 371-376.
- [32] Laine, T. et al. (2000). Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *European Spine Journal*, 9 (3), 235-240.
- [33] Lee, C.K. (1988). Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine*, 13 (3), 375-377.
- [34] Lorenz, M., Patwardhan, A. & Vanderby, R. (1983). Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. *Spine*, 8 (2), 122-130.
- [35] Louis, R. (1985). *Die Chirurgie der Wirbelsäule. Chirurgische Anatomie und operative Zugangswege*. Berlin (u.a.): Springer.
- [36] Meyer, B. (2012). Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen. In Vajkoczy, P. (Hrsg.), *Handbuch Neurochirurgie 2012: Neurochirurgie-Update 2012*. Wiesbaden: Med Publico.
- [37] Natarajan, R.N. et al. (1999). Study on effect of graded facetectomy on change in lumbar motion segment torsional flexibility using three-dimensional continuum contact representation for facet joints. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121 (2), 215-221.

- [38] Niosi, C.A. et al. (2006). Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study. *European Spine Journal*, 15 (6), 913-922.
- [39] Nowack, S. (2010). *Visualisierung der Wirbelsäule anhand segmentierter Computertomographie-Daten zur weiteren Verwendung in Simpack*. Bachelorarbeit, Universität Koblenz-Landau.
- [40] Panjabi, M.M.(1998). Cervical spine models for biomechanical research. *Spine*, 23 (24), 2684-2700.
- [41] Patentanmeldung EP2074957A1: *Pedikelschraube mit einer Verschlusseinrichtung zur Befestigung eines Stabes zur Stabilisierung der Wirbelsäule*. Angemeldet am 31.Dezember 2007, veröffentlicht am 01.Juli 2009, Anmelder: Spinelab AG, Erfinder: Zehnder, T.
- [42] Pearcy, M.J. & Bogduk, N. (1988). Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine*, 13 (9), 1033-1041.
- [43] Pfirrmann, C.W.A. et al. (2001). Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine*, 26 (17), 1873-1878.
- [44] Reichmann, S., Berglund, E. & Lundgren, K. (1972). Das Bewegungszentrum in der Lendenwirbelsäule bei Flexion und Extension. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte*, 138 (3), 283-287.
- [45] Reimche, P. (2010). *Segmentierung computertomographischer Daten der Wirbelsäule*. Bachelorarbeit, Universität Koblenz-Landau.
- [46] Reuleaux, F. (1876). *Kinematics of machinery. Outlines of a theory of machines*. London: Macmillan and Co.

- [47] Rizzi, M.A. et al. (1977). Biomechanisches Verhalten der Wirbelsäule-Segmente. Klinische und prognostische Bedeutung. *Archiv für orthopädische und Unfallchirurgie*, 87 (1), 111-116.
- [48] Rohlmann, A. et al. (1999). Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs. *Spine*, 24 (12), 1192-1196.
- [49] Rohlmann, A. et al. (2001). Effect of an internal fixator and a bone graft on intersegmental spinal motion and intradiscal pressure in the adjacent regions. *European Spine Journal*, 10 (4), 301-308.
- [50] Rohlmann, A. et al. (2009). Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing. *Journal of Biomechanics*, 42 (10), 1520-1526.
- [51] Rohlmann, A. et al. (2009). Realistic loading conditions for upper body bending. *Journal of Biomechanics*, 42 (7), 884-890.
- [52] Rohlmann, A. et al. (2010). Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis. *Journal of Biomechanics*, 43 (15), 2963-2969.
- [53] Rost, R. (Hrsg.).(2001). *Lehrbuch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- [54] Schlegel, J., Smith, J.A., Schleusener, R.L. (1996). Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions. *Spine*, 21 (8), 970-981.
- [55] Schmidt, H. et al. (2008). The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces – a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 23 (3), 270-278.

- [56] Schmidt, H., Heuer, F. & Wilke, H.-J. (2009). Which axial and bending stiffnesses of posterior implants are required to design a flexible lumbar stabilization system? *Journal of Biomechanics*, 42 (1), 48-54.
- [57] Schmoelz, W. et al. (2003). Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 16 (4), 418-423.
- [58] Schmoelz, W. et al. (2006). Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure. *European Spine Journal*, 15 (8), 1276-1285.
- [59] Schmoelz, W. et al. (2009). *Biomechanical evaluation of a new non-fusion instrumentation of the lumbar spine*. Poster, DWG München.
- [60] Schmoelz, W. et al. (2012). Biomechanical evaluation of a posterior non-fusion instrumentation of the lumbar spine. *European Spine Journal*, 21 (5), 939-945.
- [61] Schünke, M., Schulte, E. & Schuhmacher, U. (2005). *Prometheus. Lernatlas der Anatomie*. Stuttgart (u.a.): Georg Thieme.
- [62] Schwertassek, R. & Wallrapp, O. (1999). *Dynamik flexibler Mehrkörpersysteme. Methoden der Mechanik zum rechnergestützten Entwurf und zur Analyse mechatronischer Systeme*. Braunschweig (u.a.): Vieweg.
- [63] Sengupta, D.K. (2005). Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain. *Neurology India*, 53 (4), 466-474.
- [64] Shirazi-Adl, A. & Drouin, G. (1987). Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *Journal of Biomechanics*, 20 (6), 601-613.

- [65] Steffen, R. et al. (1991). Experimentelle Untersuchungen zur Drehpunktveränderung des Bewegungssegmentes nach Bandscheibenausräumung. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 129 (3), 248-254.
- [66] Teo, E.C. et al. (2003). Determination of load transmission and contact force at facet joints of L2-L3 motion segment using FE method. *Journal of Musculoskeletal Research*, 7 (2), 97-109.
- [67] Vandlen, K.A. (2009). *A nonlinear contact algorithm predicting facet joint contribution in the lumbar spine*. Masterarbeit, Ohio State Universität.
- [68] White, A.A. & Panjabi, M.M. (1991). *Clinical biomechanics of the spine* (2. Aufl.). Philadelphia: J.B. Lippincott Company.
- [69] Wilke, H.-J. et al. (2011). Shear properties of the lumbar intervertebral disc after spondylolysis. *European Spine Journal*, 20, 2016.
- [70] Williams, J.R., Natarajan, R.N. & Andersson G.B.J. (2007). Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*, 40 (9), 1981-1987.
- [71] Yoshioka, T. et al. (1990). Motion characteristic of the normal lumbar spine in young adults: instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses. *Journal of Spinal Disorders*, 3 (2), 103-113.
- [72] Zhang, X., Kneupner, K. & Kuhlenkötter, B. (2006). A new force distribution calculation model for high quality production processes. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 27 (7-8), 726-732.

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1:	Steigende Anzahl der Eingriffe an der Wirbelsäule .....	1
Abb. 3.1:	Lendenwirbel und ihre Lokalisierung innerhalb der gesamten Wirbelsäule .....	10
Abb. 3.2:	Funktionelle Komponenten eines Wirbels .....	11
Abb. 3.3:	Lendenwirbel.....	12
Abb. 3.4:	Schematischer Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe .....	12
Abb. 3.5:	Außenzone der Zwischenwirbelscheibe.....	13
Abb. 3.6:	Facettengelenke .....	13
Abb. 3.7:	Facettengelenk mit Bestandteilen der Gelenkkapsel .....	14
Abb. 3.8:	Vorderes und hinteres Längsband.....	16
Abb. 3.9:	Längsbänder und Gelbes Band .....	16
Abb. 3.10:	Längsbänder, Gelbes Band und Zwischendornfortsatzbänder. ....	17
Abb. 3.11:	Längsbänder, Gelbes Band, Zwischendornfortsatzbänder, Dornfortsatzband und Querfortsatzband.....	17
Abb. 3.12 :	Mm. interspinales lumborum .....	18
Abb. 3.13:	M. multifidus .....	19
Abb. 3.14:	M. iliocostalis lumborum und M. longissimus .....	19
Abb. 3.15:	Mm. intertransversarii mediales lumborum und Mm. intertransversarii laterales lumborum .....	20
Abb. 3.16:	Hauptebenen und –achsen am menschlichen Körper .....	21
Abb. 3.17:	Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule .....	22
Abb. 3.18:	Bewegungssegment während Flexion .....	22
Abb. 3.19:	Bewegungssegment während Extension .....	23
Abb. 3.20:	Bewegungssegment während Lateralflexion .....	23
Abb. 3.21:	Ausrichtung der Gelenkflächen der Facettengelenke innerhalb der Lendenwirbelsäule.....	24
Abb. 4.1:	Einscannen der Wirbel im CT zur Gewinnung der Oberflächenmodelle	26
Abb. 4.2:	Arbeitsschritte der Oberflächenerstellung .....	27
Abb. 4.3:	Oberflächenmodell eines Lendenwirbels ohne Glättung und nach 300 Glättungs-Iterationsschritten .....	28
Abb. 4.4:	Bewegungssegment L2-L3 in der Materialprüfmaschine. ....	31
Abb. 4.5:	Kraft-Deformations-Verlauf der Probe 1 bei einer Belastung mit einer Kraft von $F = 500 \text{ N}$ und anschließender Entlastung .....	32
Abb. 4.6:	Bewegungssegment L2-L3 mit isolierter Zwischenwirbelscheibe .....	33
Abb. 4.7:	Gemessener und simulierter Kraft-Deformations-Verlauf der Probe 1..	33

Abb. 4.8:	Wirbelsäulenprüfstand mit eingespannter Probe des Bewegungssegmentes L2-L3.....	34
Abb. 4.9:	Messkurven für den Moment-Winkel-Verlauf der verschiedenen individuellen Zwischenwirbelscheiben bei Lateralflexion .....	35
Abb. 4.10:	Messkurve und Annäherung durch Ausgleichspolynom der Probe 1 für den Moment-Winkel-Verlauf bei Lateralflexion .....	36
Abb. 4.11:	Kennlinien für den Moment-Winkel-Verlauf bei Rotationen in den Bewegungsebenen. ....	37
Abb. 4.12:	Funktionaler Zusammenhang zwischen Volumen der Zwischenwirbelscheibe und Skalierungsfaktor a des Ausgleichspolynoms bei Lateralflexion .....	38
Abb. 4.13:	Artikulierende Gelenkflächen zweier Lendenwirbel.....	38
Abb. 4.14:	Lendenwirbel mit planaren Kontaktflächen an den Facettengelenken. .	39
Abb. 4.15:	Lendenwirbel mit an die Krümmung der Facettengelenke angepassten Kontaktflächen. ....	40
Abb. 4.16:	Computermodell der Lendenwirbelsäule mit implementierten Ligamentstrukturen. ....	42
Abb. 4.17:	Kraft-Deformations-Kurven der Ligamente der Lendenwirbelsäule.....	43
Abb. 4.18:	Belastungsfälle der Versuchsanordnung zur Ermittlung des Einflusses der Ligamentstrukturen auf das Bewegungsverhalten der Wirbelsäule	44
Abb. 4.19:	MKS-Modelle des Bewegungssegmentes L4-L5 mit schrittweiser Entfernung der Ligamentstrukturen.....	45
Abb. 4.20:	Bewegungsumfang in Flexion bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 10 \text{ Nm}$ nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen.....	46
Abb. 4.21:	Bewegungsumfang in Extension bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 10 \text{ Nm}$ nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen.....	47
Abb. 4.22:	Bewegungsumfang in Lateralflexion nach rechts bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 10 \text{ Nm}$ nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen .....	47
Abb. 4.23:	Bewegungsumfang in axialer Rotation nach links bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 10 \text{ Nm}$ nach Resektion einzelner Ligamentstrukturen .....	48
Abb. 5.1:	Dynamisches Implantatsystem Elaspine™ .....	49
Abb. 5.2:	Bestandteile des dynamischen Implantatsystems Elaspine™ .....	50
Abb. 5.3:	Prüfstand zur Ermittlung des Materialverhaltens von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung. ....	51
Abb. 5.4:	Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung .....	52
Abb. 5.5:	Prüfstand zur Ermittlung des Materialverhaltens von Elaspine™ unter Scherbelastung. ....	52
Abb. 5.6:	Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Scherbelastung. ....	53

Abb. 5.7:	Computermodell des Stabilisierungssystems Elaspine™ .....	54
Abb. 5.8:	Gemessener und simulierter Kraft-Deformations-Zusammenhang von Elaspine™ unter Zug-Druck-Belastung.....	54
Abb. 5.9:	Implementierung von Elaspine™ in den Wirbelkörper L5 .....	55
Abb. 5.10:	Mit Elaspine™ stabilisiertes Bewegungssegment L4-L5.....	55
Abb. 6.1:	Präparat aus Sektionsgut und Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L2-L5.....	57
Abb. 6.2:	Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in Flexion/Extension in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5$ Nm im Vergleich zwischen Computermodellierung und In-Vitro-Experiment .....	58
Abb. 6.3:	Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in Lateralflexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5$ Nm im Vergleich zwischen Computermodellierung und In-Vitro-Experiment .....	59
Abb. 6.4:	Bewegungsumfang des Segmentes L3-L4 in axialer Rotation in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5$ Nm im Vergleich zwischen Computermodellierung und In-Vitro-Experiment .....	60
Abb. 7.1:	Operationsschritte der Interlaminotomie. ....	62
Abb. 7.2:	Operationsschritte der Laminektomie .....	63
Abb. 7.3:	Eröffnung des Wirbelkanals durch Hemilaminektomie an den Wirbelkörpern L3 und L4.....	64
Abb. 7.4:	Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 mit implementierten Ligamentstrukturen.....	65
Abb. 7.5:	Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 mit intakter Zwischenwirbelscheibe und degenerierter Zwischenwirbelscheibe der funktionellen Einheit L4-L5.....	65
Abb. 7.6:	Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 nach Interlaminotomie am Wirbelkörper L4 .....	66
Abb. 7.7:	Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 nach Hemilaminektomie am Wirbelkörper L4 .....	67
Abb. 7.8:	Computermodell des Wirbelsäulenabschnitts L3-L5 nach Laminektomie am Wirbelkörper L4 .....	68
Abb. 7.9:	Bewegungsumfang der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 in Flexion bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 40$ Nm.....	69
Abb. 7.10:	Bewegungsumfang der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 in Lateralflexion bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 40$ Nm ...	71

Abb. 7.11:	Kraftübertragung innerhalb der Zwischenwirbelscheiben der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 40 \text{ Nm}$ .....	71
Abb. 7.12:	Deformation der Zwischenwirbelscheiben der funktionellen Einheiten L4-L5 und L3-L4 bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 40 \text{ Nm}$ .....	72
Abb. 7.13:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 mit intakter Zwischenwirbelscheibe .....	73
Abb. 7.14:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 mit degenerierter Zwischenwirbelscheibe.....	74
Abb. 7.15:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Interlaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe .....	74
Abb. 7.16:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Hemilaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe .....	75
Abb. 7.17:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L4-L5 nach Laminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe	75
Abb. 7.18:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 bei intakter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5.....	76
Abb. 7.19:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5	77
Abb. 7.20:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Interlaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5 .....	77
Abb. 7.21:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Hemilaminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5 .....	78
Abb. 7.22:	Kraft-Zeit-Verläufe der Ligamente der funktionellen Einheit L3-L4 nach Laminotomie am Wirbel L4 bei degenerierter Zwischenwirbelscheibe des Anschlusssegmentes L4-L5 .....	78
Abb. 7.23:	Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in Flexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5 \text{ Nm}$ .....	80
Abb. 7.24:	Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in Lateralflexion in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5 \text{ Nm}$ .....	81
Abb. 7.25:	Bewegungsumfang der Segmente L4-L5, L3-L4 und L2-L3 in axialer Rotation in den Untersuchungsfällen intakt, intakt + Instrumentierung mit Elaspine™, Nukleotomie, Nukleotomie + Instrumentierung mit Elaspine™ bei einem einwirkenden Drehmoment von $M = 7,5 \text{ Nm}$ .....	82
Abb. 7.26:	Zeichnerische Bestimmung des momentanen Drehzentrums.....	84

Abb. 7.27:	Körperschwerpunkt, Kraftansatzpunkt der Ligamente und Muskulatur und Lage des Drehzentrums mit resultierenden Hebelarmen für die Entwicklung von Drehmomente .....	87
Abb. 7.28:	Durch die posteriore Stabilisierung kann eine Rückverlagerung des Drehzentrums in den ursprünglichen Bereich, analog zu einer intakten Wirbelsäule erreicht werden .....	88
Abb. 7.29:	Computermodell des intakten Bewegungssegmentes L4-L5 .....	89
Abb. 7.30:	Computermodell des Bewegungssegmentes L4-L5 mit degenerierter Zwischenwirbelscheibe. ....	89
Abb. 7.31:	Computermodell des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie.....	90
Abb. 7.32:	Computermodell des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie und dynamischer Stabilisierung .....	91
Abb. 7.33:	Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des intakten Bewegungssegmentes L4-L5.....	92
Abb. 7.34:	Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 .....	93
Abb. 7.35:	Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie .....	94
Abb. 7.37:	Verlauf des momentanen Drehzentrums bei Flexion des degenerierten Bewegungssegmentes L4-L5 nach Interlaminotomie und dynamischer Stabilisierung .....	95
Abb. 8.1:	Beurteilung der Degeneration der Zwischenwirbelscheibe aufgrund radiologischer Bilddaten.....	98
Abb. 8.2:	Unterschiedliche Variationsmöglichkeiten der Positionierung der Schrauben. ....	99

## Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1: Bewegungsmöglichkeit der funktionellen Einheiten der Lendenwirbelsäule .....	25
Tab. 4.1: Geschlecht und Alter der Präparate mit der Zuordnung der Probennummer. ....	30
Tab. 4.2: Knorpel Eigenschaften der Gelenkflächen der Facettengelenke. ....	41

## Fachausdrücke und Abkürzungen

ALL	vorderes Längsband, Ligamentum longitudinale anterius
axiale Rotation	axiale Drehung
Bewegungssegment	kleinste bewegliche Einheit der Wirbelsäule bestehend aus zwei Wirbelkörpern, der dazwischen liegenden Zwischenwirbelscheibe, den Facettengelenken und umliegenden Ligamentstrukturen
caudal	Lagebezeichnung: zu den Füßen hin
cervical	die Halswirbelsäule betreffend
CL	Kapselbänder der Facettengelenke
COR	center of rotation = Drehzentrum
cranial	Lagebezeichnung: zum Schädel hin
dorsal	Lagebezeichnung: zur Rückseite des Körpers
Extension	Streckung
FE	Finite Element
Flexion	Beugung
Funktionelle Einheit	kleinste bewegliche Einheit der Wirbelsäule bestehend aus zwei Wirbelkörpern, der dazwischen liegenden Zwischenwirbelscheibe, den Facettengelenken und umliegenden Ligamentstrukturen
Hemilaminektomie	Operationsmethode zur Freilegung des Wirbelkanals indem der Wirbelbogen einseitig entfernt wird
inferior	Lagebezeichnung: unterhalb
Interlaminotomie	Operationsmethode zur einseitigen Eröffnung des Wirbelkanals, dabei wird ein Teil der Lamina entfernt
In-Vitro	außerhalb des lebenden Organismus, unter Laborbedingungen
In-Vivo	im lebenden Organismus
ISL	Zwischendornfortsatzbänder, Ligamenta interspinalia
ITL	Zwischenquerfortsatzbänder, Ligamenta intertransversaria
Laminektomie	Operationsmethode zur großflächigen Freilegung des Wirbelkanals durch Entfernung des gesamten Wirbelbogens

lateral	Lagebezeichnung: seitlich von der Körpermitte entfernt
Lateralflexion	Seitneigung
LF	Gelbes Band, Ligamentum flavum
lumbal	die Lendenwirbelsäule betreffend
MKS	Mehr Körper System
Nukleotomie	Operationsmethode zur Entfernung von ausgetretenem Material der Zwischenwirbelscheibe
PLL	hinteres Längsband, Ligamentum longitudinale posterius
posterior	Lagebezeichnung: hinten gelegen
ROM	range of motion = Bewegungsumfang
SSL	Dornfortsatzband, Ligamentum supraspinale
superior	Lagebezeichnung: oberhalb
thorakal	die Brustwirbelsäule betreffend
thorakolumbal	den Bereich des Übergangs zwischen Brust- und Lendenwirbelsäule betreffend
ventral	Lagebezeichnung: zur Bauchseite