

Aus der Klinik für Orthopädie
der Medizinischen Fakultät der Charité –Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Bestimmung des Einflusses verschiedener
Operationsverfahren auf das mechanische Verhalten der
Lendenwirbelsäule**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor rerum medicarum (Dr. rer. medic.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von
Dipl.-Ing. Thomas Zander
aus Berlin

Dekane: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen

Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. Georg Bergmann
 2. Prof. Dr.-Ing. Heinz Mertens
 3. PD Dr. med. Holger Mellerowicz

Datum der Promotion: 19.07.2004

Erklärung

Dieser Dissertationsschrift, die im Rahmen einer Publikationspromotion durchgeführt wurde, liegen die am Ende angegebenen sechs Veröffentlichungen zugrunde.

Die verschiedenen Leistungsanteile zur Erstellung der Publikationen lassen sich gliedern in die Durchführung der Forschungsarbeit, die Erstellung der Publikationen und in die Bereitstellung der Arbeitsmittel. Der größte Teil entfiel auf die Durchführung der Forschungsarbeit, ein geringerer auf die Erstellung der Publikationen und die Einwerbung von Sachmitteln.

Die Durchführung der Forschungsarbeit lag bei allen Publikationen fast ausschließlich, die Erstellung der Publikationen teilweise beim Promovenden. Die Koautoren waren größtenteils bei der Einwerbung der Sachmittel, beim Erstellen und Korrigieren der Publikationen sowie beratend tätig.

Zusammenfassung

Der Erfolg einer operativen Behandlung der Lendenwirbelsäule hängt von mehreren oft unbekanntem Faktoren ab. Einen möglichen unbekanntem Faktor stellen mechanische Größen dar, welche in In-vivo-Studien nur teilweise messbar oder in In-vitro-Versuchen nur eingeschränkt aussagefähig sind. Hier stellt die Finite-Elemente-Methode eine reproduzierbare numerische Möglichkeit dar, den mechanischen Einfluss verschiedener Operationsverfahren a priori zu ermitteln.

In dieser Arbeit ist ein Finite-Elemente-Modell der Lendenwirbelsäule erstellt worden, welches mit Hilfe vorhandener Ergebnisse aus In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen validiert werden konnte und das die Simulation verschiedener Operationsverfahren ermöglicht. Weiterhin wurde eine Methode zur Abschätzung der Muskelkräfte entwickelt, die eine realistischere Belastung des Modells erlaubt als bisher üblich.

Die Anwendung des Modells erstreckte sich in dieser Arbeit auf Dekompressionsverfahren zur Entlastung des Spinalkanals und Fusionsverfahren zur Herstellung der lumbalen Stabilität. Der Einfluss der Variation verschiedener Modell- und Operationsparameter wurde ermittelt. Hierzu zählen insbesondere die Steifigkeiten der Bänder, der Resektionsgrad bei der Dekompression des Spinalkanals und die unterschiedlichen Charakteristika des für die Fusion nötigen Knochenspanns.

Die Ergebnisse erweitern das biomechanische Verständnis der Wirbelsäule und geben Aufschluss über die Einflüsse wichtiger Operationsparameter.

Schlagwörter:

- Biomechanik
- Lendenwirbelsäule
- Finite Elemente
- Operationsverfahren

Abstract

The success of a surgical treatment at the lumbar spine depends on several, often unknown, factors. Mechanical values are one possible unknown factor. During in vivo studies these values are often not measurable and their relevance during in vitro experiments is limited. The finite element method is a reproducible numerical method which allows to determine the mechanical influence of different surgical techniques a priori.

A finite element model of the lumbar spine has been created in this study. It was validated with existing values from in vivo and in vitro investigations and therefore makes the simulation of surgical techniques possible. Additionally, a method to estimate muscle forces was created. This method allows a more realistic loading of the model than usual.

In this study, the model was used to simulate decompressional procedures to release the spinal cord and fusional techniques to regain lumbar stability. The influence of variations in model and surgical parameters on the mechanical behaviour was determined. In particular, the effects of ligament stiffness, the degree of decompression and different bone graft characteristics was determined.

The results extend biomechanical knowledge about the spine and reveal the influence of important surgical parameters.

Keywords:

- biomechanics
- lumbar spine
- finite elements
- operational techniques

1 Einleitung

Wirbelsäulenerkrankungen, insbesondere im Lendenbereich, stellen einen Großteil der zu behandelnden Erkrankungen in orthopädischen Praxen dar. Die Mehrzahl der Wirbelsäulenverletzungen kann konservativ behandelt werden. Kann jedoch die Wirbelsäule ihre Aufgabe als Stütz-, Bewegungs- und Schutzorgan nicht mehr wahrnehmen, ist ein operatives Vorgehen indiziert.

In den letzten Jahrzehnten war eine stetige Zunahme der Anzahl operativ behandelter Patienten zu verzeichnen. Dies hat seine Ursache in der fortgeschrittenen Entwicklung der Diagnose- und Operationstechniken, in der erhöhten Lebenserwartung und in der sich wandelnden Art der Freizeitbetätigung mit erhöhtem Verletzungsrisiko.

Die Verbesserung der Operationsverfahren erfordert die Überprüfung des Operationserfolgs. Die Forschung auf dem Gebiet der Biomechanik und insbesondere die Finite-Elemente-Analyse durchgeführter Operationstechniken kann diesen Erfolg vergrößern. Diese Arbeit soll dazu dienen, das biomechanische Verständnis der Wirbelsäule zu erweitern, mögliche Misserfolge im Voraus aufzudecken und den Behandlungserfolg weiterhin zu vergrößern.

Biomechanik ist sowohl Grundlagenforschung als auch angewandte Forschung. Wenn auch die praktische Nutzenanwendung ihr Hauptziel ist, so ist dieses Ziel häufig ein nicht unmittelbar erkennbares Ergebnis der Grundlagenforschung. Die biomechanische Forschung bedient sich der In-vivo- oder In-vitro-Versuche, um Erkenntnisgewinn zu erlangen, und seit der Entwicklung leistungsfähiger Computer auch der rechnerischen Simulation, beispielsweise mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Die Leistungssteigerung moderner Computer und die Weiterentwicklung numerischer Software haben den Ingenieur in den letzten Jahren zunehmend in den Stand versetzt, auch komplexe Strukturen mechanisch zu analysieren. So können auch biologische Strukturen bis zu einem gewissen Grad mit den Gesetzmäßigkeiten der Mechanik geometrisch und stofflich detailgetreu beschrieben werden.

2 Zielstellung

Geometrie, Materialdaten und die Belastungssituation der Lendenwirbelsäule sind kompliziert und teilweise unbekannt. Die Anwendung der Finite-Elemente-Methode macht es nötig, vereinfachende Annahmen zugrunde zu legen, zumal die Streubreite der Geometrie- und Materialdaten sehr groß ist. In dieser kumulativen Arbeit sollte ein Rechenmodell der Lendenwirbelsäule erstellt werden, welches das notwendige Maß an Detailtreue aufweist, um die Simulation verschiedener Operationsverfahren und die anschließende Beurteilung ihrer Einflüsse auf das mechanische Verhalten der beteiligten Strukturen durchzuführen. Die Arbeit gliedert sich in folgende drei Teile, die aus je zwei Publikationen bestehen:

Modellerstellung und -validierung (Publikationen [1] und [2])

Die Erstellung des Modells und seine Validierung beinhalten die Ermittlung einer physiologischen Belastungsart und den Vergleich mit den Ergebnissen aus In-vitro-Versuchen mit den dort üblichen Belastungen [1]. Es sollte ermittelt werden, welchen Einfluss die Materialdaten der Bänder auf die Beweglichkeit der Segmente haben [2].

Dekompressionsverfahren und Banddurchtrennungen (Publikationen [3] und [4])

In diesem Themenkomplex sollten verschiedene destabilisierend wirkende Verfahren untersucht werden. Neben den Dekompressionsverfahren der Facettektomie und

Laminektomie [3] hat auch die Durchtrennung einzelner Bänder [4] einen destabilisierenden Einfluss. Dieser Einfluss auf die Beweglichkeit und die veränderte Spannungs- und Kraftübertragung sollte ermittelt werden.

Fusionsverfahren (Publikationen [5] und [6])

Bei Instabilitäten ist häufig die Fusion des entsprechenden Bereichs indiziert. Hierbei werden Teile der Bandscheibe des instabilen Abschnitts durch einen Knochenspan ersetzt, so dass benachbarte Wirbelkörper miteinander verwachsen. Mitunter ist sogar die bisegmentale Versorgung indiziert [5]. Es sollte die Einbringung von Knochenspan mit verschiedenen Eigenschaften [6] in Verbindung mit einem Wirbel-Fixateur interne als stabilisierendes Fusionsimplantat simuliert und die mechanischen Aspekte diskutiert werden.

3 Methodik

Finite-Elemente-Methode und Aufbau des Modells

Die Finite-Elemente-Methode ist ein universelles Werkzeug zur Ermittlung des Spannungs- und Verschiebungszustands auch von geometrisch und materiell komplizierten Strukturen. Dabei wird das zu betrachtende Gebiet in kleine Bereiche, die so genannten finiten Elemente, unterteilt. Jedem Element können unterschiedliche Materialeigenschaften zugeordnet werden. Die Eckpunkte der Elemente, die so genannten Knoten, können mit Kräften beaufschlagt und mit Randbedingungen versehen werden. Die Steifigkeit der Gesamtstruktur lässt sich aus der bekannten Steifigkeit der Einzelelemente bestimmen. Die Kenntnis der Gesamtsteifigkeit ermöglicht die Bestimmung der Verschiebung aller Knoten und der Spannungen in den Elementen infolge gegebener Lasten und Randbedingungen. Die Systemantwort auf die Belastung ist im allgemeinen Fall nicht linear. Insbesondere im Fall der Analyse biologischer Strukturen wie der Lendenwirbelsäule sind alle drei Quellen von Nichtlinearitäten vorhanden: Nichtlinearitäten infolge der zu erwartenden großen Verformungen, infolge nichtlinearen Materialverhaltens und infolge Kontakts mehrerer Elemente untereinander, der sich als Ergebnis einer Verschiebung einstellen kann.

Es wurde ein dreidimensionales Finite-Elemente-Modell der Lendenwirbelsäule erstellt (Abb. 1), bestehend aus den fünf lumbalen Wirbeln, den vier Bandscheiben und den sieben Bändern. Dieses Modell besteht aus mehr als 8.000 Elementen und besitzt über 30.000 Freiheitsgrade. Je nach Fragestellung wurde zur Analyse entweder das gesamte Modell oder nur ein Bewegungssegment, bestehend aus zwei benachbarten Wirbeln (L3 und L4), der dazwischen liegenden Bandscheibe und den verbindenden Bändern, verwendet. Für die Analyse verschiedener Dekompressionsgrade wurde das Modell um die sakrolumbale Bandscheibe und die kraniale Endplatte des obersten Sakralwirbels erweitert sowie um den Wirbel L1 und die Bandscheibe L1/2 reduziert.

Die vorhandene Elementierung eines Wirbels wurde vervielfältigt und entsprechend Literaturangaben über die durchschnittlichen Abmessungen der fünf Lendenwirbel dimensioniert. Jeder Wirbel besteht aus 1188 8-Knoten-Elementen, 10 6-Knoten-Elementen und enthält 1731 Knoten. Das inhomogene Materialverhalten der Wirbel wurde dadurch berücksichtigt, dass drei Bereiche homogenen isotropen Materials zugrunde gelegt wurden: Ein Bereich bildet die äußere Elementschicht der Wirbelkörper (Kortikalis und Endplatten), ein zweiter den inneren Bereich (Spongiosa) und ein dritter die posterioren Elemente des Wirbels (Pedikel, Lamina, Fortsätze). Die sich ebenfalls im posterioren Bereich der Wirbel befindlichen Facettengelenke jeweils zweier benachbarter Wirbelkörper wurden als ebene, parallele Flächen modelliert und deren Eigenschaften Literaturangaben entsprechend gewählt.

Die Bandscheiben wurden aus drei Komponenten erstellt: Die Grundsubstanz des Annulus wurde aus 180 8-Knoten-Elementen gebildet. Die Annulus-Fasern wurden als in vier Schichten angeordnete uniaxiale Federelemente mit nur Zugkräften übertragenden Steifigkeiten modelliert. Der sich im Innern der Bandscheibe befindliche gallertartige Nukleus wurde als inkompressibler Bereich berücksichtigt.

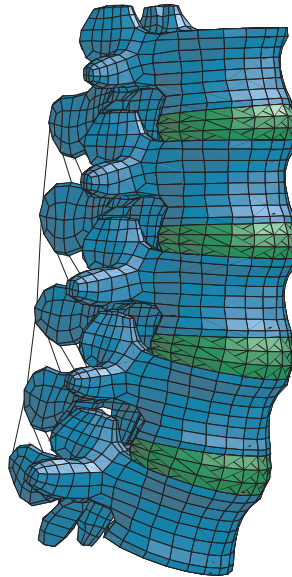


Abb. 1: Finite-Elemente-Modell der Lendenwirbelsäule

Die Bänder üben als nur Zugkraft übertragende Elemente einen Einfluss auf die Kinematik der Wirbelkörper zueinander aus und begrenzen die Bewegung. In dem Finite-Elemente-Modell wurden die Bänder als uniaxiale Federelemente mit nichtlinearem Materialverhalten berücksichtigt.

Belastungen und Randbedingungen des Modells

Die Knotenpunkte der unteren Endplatte des untersten Wirbelkörpers wurden für alle Untersuchungen ortsfest fixiert. Eine sich mit dem obersten Wirbel mitbewegende starre Balkenkonstruktion diente als Angriffspunkt des Oberkörpergewichts, der Muskelkraft des m. erector spinae und des m. rectus abdominis. Des Weiteren wurden 70 so genannte lokale Muskelfasern, die an den einzelnen Lendenwirbeln angreifen, in das Modell integriert. Die aufrechte Wirbelsäule wird durch Muskelkräfte stabilisiert. Während des Stehens und der Vorbeugung wirkt das Oberkörpergewicht im Schwerpunkt und bewirkt durch den flexionswinkelabhängigen Hebelarm ein Biegemoment im Zentrum der thorakolumbalen Bandscheibe. Es wurde angenommen, dass dieses Biegemoment durch die Muskulatur kompensiert wird, so dass sich bei Vorgabe von Winkel, Oberkörpergewicht und einer bestimmten Kraft in den lokalen Muskelfasern die notwendige Kraft im m. erector spinae ergibt. Diese Methode erlaubt die Belastungsermittlung für Bewegungen in der Sagittalebene.

Für In-vitro-Versuche, bei welchen die Belastung von Präparaten mit einer Vielzahl lokaler Muskelkräfte unpraktikabel ist, wurde ein Ersatz für die Modellierung der lokalen Muskelfasern entwickelt. Diese „geführte Kraft“ wirkt tangential entlang der Wirbelkörper und hat einen vergleichbaren Einfluss auf die betrachteten Ergebnisse wie eine physiologische Stabilisierung durch lokale Muskelfasern. Die Kombination der „geführten Kraft“ mit einer Momentenbelastung erlaubt Bewegungen auch außerhalb der Sagittal-

ebene und stellt eine Situation dar, die der physiologischen näher kommt als die Belastung mit reinen Momenten. In den neueren Arbeiten wurde diese „geführte Kraft“ als Ersatz für die lokale Muskulatur verwendet, um die Vergleichbarkeit mit Bewegungen außerhalb der Sagittalebene zu gewährleisten. In den Fällen, in welchen lediglich ein Bewegungssegment der Lendenwirbelsäule betrachtet wurde, erschien es sinnvoller, den oberen Wirbelkörper mit reinen Momenten zu beaufschlagen.

Modellerstellung und -validierung (Publikationen [1] und [2])

Das Modell der gesamten Lendenwirbelsäule wurde zunächst zum Vergleich mit In-vitro-Versuchen mit reinen Momenten belastet. Weiterhin wurde der Bereich L2 bis L4 mit dorsal paarig implantierten Wirbel-Fixateur interne ausgestattet und anschließend dieselben Belastungen vorgenommen. Die sich ergebenden intersegmentalen Rotationen und intradiskalen Drücke wurden für alle Bewegungsrichtungen mit den Werten aus In-vitro-Versuchen verglichen. Des Weiteren wurden zur Ermittlung einer physiologischeren Belastung unter Vorgabe des Flexionswinkels und der Kraft in den lokalen Muskelfasern die notwendige Kraft im m. erector spinae bestimmt. Die sich ergebenden Spannungen wurden mit denen verglichen, die sich aus einer Belastung mit reinen Momenten bei gleichem Flexionswinkel ergeben.

Zur Bestimmung des Einflusses der Materialeigenschaften der verschiedenen Bänder wurde die in der Literatur angegebene Streubreite ihrer Steifigkeiten zugrunde gelegt, indem einerseits für alle Bänder die weichsten und andererseits die steifsten Materialeigenschaften simuliert wurden. Hierzu wurde das Bewegungssegment L3/4 mit reinen Momenten verschiedener Größe in allen anatomischen Hauptebenen belastet. Es wurde die Streubreite der sich ergebenden intersegmentalen Rotationswinkel und der Kräfte in den Bändern berechnet.

Dekompressionsverfahren und Banddurchtrennungen (Publikationen [3] und [4])

Verschiedene Ausmaße einer Resektion der Facettengelenke und der Lamina im Bereich L4/L5 wurden durch Entfernung der entsprechenden osseoligamentären Elemente des Modells simuliert. Es erfolgte eine Überprüfung der berechneten mit vorhandenen Ergebnissen aus einer In-vitro-Studie. Außerdem wurden zusätzliche Lastfälle simuliert und die Eigenschaften einer degenerierten Bandscheibe im behandelten Segment angenommen. Als Beurteilungskriterium wurden die intersegmentalen Rotationen und die Spannungen in den Bandscheiben berechnet.

Weiterhin wurde der Einfluss der Durchtrennung einzelner Bänder am Bewegungssegment L3/L4 untersucht. Dabei wurde der in der Literatur angegebene Bereich der Steifigkeiten der Bänder zugrunde gelegt. Die intersegmentalen Rotationen und die Kräfte in den übrigen Bändern wurden für die Belastung mit reinen Momenten in den anatomischen Hauptebenen berechnet.

Fusionsverfahren (Publikationen [5] und [6])

Eine Operation zur bisegmentalen Fusion wurde durch eine partielle Diskektomie im Bereich L2/3 und L3/4 mit anschließender Einbringung von Knochenspänen in diese beiden Bereiche und durch dorsale Überbrückung des L3 mit paarig montierten Wirbel-Fixateur interne simuliert. Der Einfluss verschiedener Vorspannungen in den Fixateuren und verschiedener Knochenspanpositionen wurde für unterschiedliche Belastungen bestimmt, um die von den Spänen übertragenen Kräfte, die Größe der Kontaktfläche und den Kontaktdruck zwischen Spänen und Wirbelkörpern zu bestimmen und mögliche Erklärungen für die Ursache von Pseudarthrosen zu ermitteln.

Weiterhin wurde eine partielle Diskektomie im Bereich L2/3 mit Einbringung von Knochenspan und paarig montierten monosegmentalen Wirbel-Fixateur interne analysiert. Die Knochenspanparameter Größe, Position und Elastizität wurden variiert, um die Spannungsverteilung in den Endplatten und den maximalen Kontaktdruck zwischen Knochenspan und benachbarten Endplatten zu bestimmen.

4 Ergebnisse

Das erstellte Finite-Elemente-Modell der Lendenwirbelsäule zeigte hinsichtlich seiner mechanischen Eigenschaften eine gute Übereinstimmung mit Präparaten aus In-vitro-Versuchen. Es wurde eine Methode zur Simulation einer physiologischen Belastung erstellt und die muskulären Kräfte abgeschätzt. Dabei zeigte sich, dass die Art der Belastung einen großen Einfluss auf die erzielten Ergebnisse hat.

Ebenso ergab sich eine starke Abhängigkeit der Beweglichkeit und der übertragenen Kräfte in den Bändern je nach Wahl ihrer in der Literatur angegebenen Materialeigenschaften. Die für die Abmessungen des vorliegenden Modells wahrscheinlichsten Eigenschaften und die für die unterschiedlichen Bewegungen maßgeblichen Bänder wurden ermittelt.

Im Rahmen der Untersuchung verschiedener Resektionsgrade im Facetten- und Laminabereich wurde eine gute Übereinstimmung mit In-vitro-Versuchen festgestellt. Die vergrößerte intersegmentale Beweglichkeit wird teilweise durch die verminderte Elastizität einer degenerierten Bandscheibe abgefangen. Während die Spannungsverteilung in den Bandscheiben kaum durch eine Resektion beeinflusst wird, ist quantitativ eine deutliche Erhöhung der Spannungen in den Bandscheiben der betroffenen Etage, nicht jedoch in den angrenzenden Etagen zu beobachten. Weiterhin können Resektionen eine drastische Erhöhung der Dehnungen in der korrespondierenden Bandscheibe verursachen. Eine Resektion hat diesbezüglich nur einen geringen Einfluss auf die Nachbarsegmente.

Die Untersuchung der Durchtrennung einzelner Bänder unter Berücksichtigung der möglichen Streubreite ihrer Steifigkeiten ergab eine teilweise starke Abhängigkeit der Bänder untereinander. Die Durchtrennung des vorderen Längsbandes führt beispielsweise bei der Lateralflexion zu einer gekoppelten Mitbewegung in Richtung Extension und zu einer drastischen Erhöhung der Kapselbandbelastung bei der Extension.

Der Vergleich des Einflusses einer Operation zur monosegmentalen bzw. bisegmentalen Fusion mittels Knochenspan auf die mechanischen Größen im Kontaktbereich zwischen den Spänen und den Endplatten ergab keinen eindeutigen Hinweis auf mechanische Ursachen der höheren Pseudarthrosenrate bei bisegmentaler Fusion.

Die Untersuchung verschiedener Knochenspanparameter zur monosegmentalen Fusion verdeutlichte die starke Erhöhung der Spannungen in den Endplatten im Bereich des Spankontakts. Eine ausgeprägte Reduzierung der Spannungen kann durch die Wahl eines elastischen Knochenspans beispielsweise aus dem Bereich des Darmbeinkamms herbeigeführt werden. Die Abmessungen des Spans haben einen geringeren Einfluss auf die Größe der Spannungen als die Position und Ausrichtung in Verbindung mit der Bewegungsrichtung. Ungeachtet der Rigidität des überbrückten Bereichs infolge der dorsalen Fixateure hat die Lage des Spans einen wesentlichen Einfluss auf die Beweglichkeit des fusionierten Segments.

5 Diskussion

Ziel der Arbeit war die Erstellung eines Modells der Lendenwirbelsäule zur Beschreibung ihrer mechanischen Eigenschaften und dessen Anwendung zur Simulation verschiedener Operationsverfahren. Modelle zur Analyse der Realität werden immer für bestimmte Fragestellungen erstellt und sind lediglich zur Beschreibung dieses spezifischen Aspekts geeignet. Soll ein mechanisches Modell einer biologischen Struktur erstellt werden, so sind Annahmen und Vereinfachungen unumgänglich, da die geometrischen, stofflichen und kinematischen Gegebenheiten nur teilweise bekannt sind. Die große Anzahl der Unwägbarkeiten macht daher die ausführliche Überprüfung und Validierung eines Rechenmodells unverzichtbar.

Grundlage für die Modellerstellung der Lendenwirbelsäule waren Literaturangaben über die notwendigen Modellparameter, die teilweise mit erheblicher Streubreite behaftet sind. Nach Modifizierung des Modells innerhalb der gegebenen Streubreite, konnte die Validität mit Hilfe von Ergebnissen aus In-vitro- und In-vivo-Experimenten nachgewiesen werden. Ergebnisse, die nur von individuellen Größen abhängen, konnten jedoch in dieser Arbeit nicht berücksichtigt werden. Die dargestellten Resultate besitzen weniger quantitative als qualitative Aussagekraft, jedoch wurde der Versuch unternommen, individuelle Unterschiede durch Angabe einer Streubreite zu berücksichtigen.

Das validierte Modell bietet die Möglichkeit, verschiedene Operationsverfahren unblutig zu simulieren. Die Ergebnisse sind reproduzierbar, Parameterstudien sind einfach durchzuführen, und es sind Ergebnisse berechenbar, die mit Experimenten nicht bestimmt werden können. Von dieser Möglichkeit wurde mit Hilfe des dargestellten Modells Gebrauch gemacht, indem einerseits dekomprimierende jedoch destabilisierend wirkende Operationsverfahren und andererseits stabilisierende Fusionsverfahren simuliert wurden.

Die Ergebnisse der Untersuchung verschiedener Resektionsgrade legen aufgrund der erhöhten Beweglichkeit bei der axialen Rotation nahe, dass Patienten nach diesen Operationen solche Bewegung zunächst nur begrenzt ausführen sollten. Dies trifft im Besonderen für Patienten mit noch wenig degenerierter Bandscheibe, also guter Beweglichkeit in dem betroffenen Bereich zu. Eine gestärkte Rückenmuskulatur ist zur Stabilisierung insbesondere für Flexionsbewegungen wünschenswert. Die Gefahr der Überbelastung der angrenzenden Regionen besteht aus mechanischer Sicht nicht.

Die Untersuchung der Durchtrennung einzelner Bänder scheint zunächst nicht für alle Bänder sinnvoll, da innere Bereiche nicht ohne eine zusätzliche Freilegung zugänglich sind. Die simulierte Durchtrennung unzugänglicher Bänder ergab jedoch wertvolle Informationen über die Funktion der einzelnen Bänder bei verschiedenen Bewegungen. Insbesondere die Durchtrennung des vorderen Längsbandes hat klinische Relevanz und übt als einziger ligamentärer Antagonist der Extension einen starken Einfluss auf die Kinematik der Lendenwirbelsäule aus. Seine Durchtrennung sollte nach Möglichkeit vermieden oder durch einen künstlichen Ersatz kompensiert werden.

Der Vergleich monosegmentaler und bisegmentaler Fusion ergab keine eindeutigen mechanischen Ursachen für die höhere Komplikationsrate bei bisegmentaler Fusion. Dies kann seine Ursache in den Idealisierungen des Modells haben. Auch kommen Gründe in Betracht, die außerhalb des Bereichs der Mechanik liegen, beispielsweise die nicht zu berücksichtigende Vaskularisation im Fusionsbereich. Die Vorspannung in den Fixateuren sollte nicht zu hoch sein, um den sich einstellenden Kontaktdruck zwischen Span und Wirbelkörpern innerhalb eines günstigen Bereichs zu halten.

Die Wahl eines möglichst elastischen Spans ist für die Minimierung des Kontaktdrucks von Vorteil. Dadurch wird die Gefahr des Einbruchs verringert. Dies trifft auch für einen Span mit möglichst großen Abmessungen zu, da auf diese Weise Momente über einen großen Hebelarm aufgefangen werden können. Die höchsten Spannungen wurden für den Lastfall Lateralflexion ermittelt. Patienten sollten diese Bewegung mit der nötigen Vorsicht ausführen.

Auch nach diesen umfangreichen Arbeiten bleiben noch viele Fragen offen. Abgesehen von der Untersuchung individueller Gegebenheiten sind Langzeiteffekte oder dynamische Belastungen in dieser Arbeit unberücksichtigt geblieben. In jüngster Zeit tritt die Entwicklung von Implantaten, welche physiologische Eigenschaften nachahmen sollen (beispielsweise künstliche Bandscheiben und so genannte dynamische Implantate), immer stärker in den Vordergrund. Die herausgelöste Betrachtung des mit solchen Implantaten versorgten Lendenbereichs ist jedoch nicht sinnvoll, wenn auch der Einfluss der Brustwirbelsäule und die Bewegung in den Hüften berücksichtigt werden müssen. Die Untersuchung dieser Bereiche bleibt zukünftigen Studien vorbehalten.

Literaturverzeichnis

- [1] Zander, T.; Rohlmann, A.; Calisse, J.; Bergmann, G.: Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clinical Biomechanics 16, Supplement 1* (2001), S.S73-S80
- [2] Zander, T.; Rohlmann, A.; Bergmann, G.: Influence of ligament stiffness on the mechanical behavior of a functional spinal unit. *Journal of Biomechanics 37* (2004), S.1107-1111
- [3] Zander, T.; Rohlmann, A.; Klöckern, C.; Bergmann, G.: Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics. *European Spine Journal 12* (2003), S.427-434
- [4] Zander, T.; Rohlmann, A.; Bergmann, G.: Analysis of simulated single ligament transection on the mechanical behavior of a lumbar functional spinal unit. *Biomedizinische Technik 49* (2004), S.27-32
- [5] Zander, T.; Rohlmann, A.; Klöckner, C.; Bergmann, G.: Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. *Clinical Biomechanics 17* (2002), S.439-445
- [6] Zander, T.; Rohlmann, A.; Klöckner, C.; Bergmann, G.: Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics 35* (2002), S.491-497

Dankesworte

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Forschungstätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter im Biomechanik-Labor der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin. Mein erstes Dankeswort gilt Herrn Dr.-Ing. A. Rohlmann, der mir einerseits die Anfertigung dieser Arbeit ermöglicht und mich immer wieder zur Durchführung derselben angeregt hat und der mir andererseits durch seine umfangreichen Erfahrungen unverzichtbares Basiswissen vermittelte und wertvolle Hilfe zuteil werden ließ. Herrn Prof. Dr.-Ing. G. Bergmann gilt mein Dank für seine pragmatischen und kritischen Hinweise, die sehr zur qualitativen Verbesserung der Arbeit beigetragen haben. Auch den anderen Mitarbeitern des Biomechanik-Labors, besonders den studentischen Hilfskräften, die mich durch ihre Fragen zur Selbstkritik angeregt haben, sei gedankt.

Da Computer nicht nur Arbeit abnehmen, sondern auch verursachen, seien hier besonders die Mitarbeiter der Rechenzentren (Norddeutscher Verbund für Hoch- und Höchstleistungsrechnen und Zentraleinrichtung Rechenzentrum der TU Berlin), die Herren Dr.-Ing. W. Baumann, Dipl.-Math. K.-H. Müller, H. Pophal dankend erwähnt, die mir unkonventionell manch verloren geglaubte Datei wiederhergestellt oder nicht funktionierende Soft- und Hardware in Ordnung gebracht haben.

Auch dem Vorsitzenden des Promotionsausschusses Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. H. Guski möchte ich danken, ebenso den Gutachtern für ihre Bereitschaft, ihre Stellungnahme zu dieser Arbeit abzugeben.

Schließlich gebührt auch meiner lieben Frau Dagmar und allen denjenigen herzlicher Dank, die auf unsichtbare Weise wertvolle Hilfe beim Zustandekommen dieser Arbeit geleistet haben.

Erklärung an Eides Statt

Diese Dissertation ist von mir selbst und ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst worden. Sie stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar. Benutzte Hilfsmittel sowie die Literatur sind vollständig angegeben.