

# Einfluss der Position einer lumbalen Bandscheibenprothese auf das segmentale Bewegungsverhalten

## Influence of Disc Prosthesis Position on Segmental Motion in the Lumbar Spine

### Autoren

M. Weißkopf<sup>1</sup>, U. Maus<sup>2</sup>, J. A. K. Ohnsorge<sup>2</sup>, A. Prescher<sup>3</sup>, T. Pandorf<sup>4</sup>, K. Birnbaum<sup>5,6</sup>

### Institute

Die Institutsangaben sind am Ende des Beitrags gelistet

### Schlüsselwörter

- Bandscheibenprothese
- Lendenwirbelsäule
- Implantatposition
- Biomechanik

### Key words

- total disc prosthesis
- lumbar spine
- position of implant
- biomechanics

### Zusammenfassung

**Studienziel:** Der Vorteil einer lumbalen Bandscheibenprothese liegt im Erhalt der segmentalen Beweglichkeit. Aus Finite-Element-Studien ist bekannt, dass die Prothese möglichst weit dorsal und zentral implantiert werden sollte. Ob eine dezentrale Position bei einer In-vitro-Studie mit Humanpräparaten ebenfalls einen negativen Einfluss auf das Bewegungsverhalten hat, wurde hingegen noch nicht untersucht.

**Methoden:** Insgesamt wurden 10 lumbale humane WS-Präparate auf einem Wirbelsäulenbelastungssimulator mit reinen Drehmomenten von 2,5 bis 7,5 Nm untersucht. Neben der Flexions-/Extensionsbewegung wurde auch die Seitneigung beurteilt. Nach der Leermessung über 3 Belastungszyklen erfolgte die Implantation einer ungeführten Totalendoprothese in zentraler Position. Dann wurde eine ultraschallgestützte Bewegungsanalyse mit Referenzpunkten im Bereich der Facettengelenke durchgeführt. Zuletzt erfolgte die dezentrale, um durchschnittlich 6,2 mm versetzte Implantation und die Belastungszyklen wurden wiederholt.

**Ergebnisse:** Beim Vergleich der Facettengelenkbewegungen wurden nach zentraler und dezentraler Protheseneinbringung folgende Werte registriert. Für die Flexionsbewegung war die Differenz der Referenzpunktbewegungen auf dem ipsilateral zur dezentralen Prothesenposition gelegenen Facettengelenk über die Belastungsstufen gemittelt bei 0,38 mm, für die Extension bei 0,33 mm, für die Seitneigung nach rechts bei 0,63 mm und für die Seitneigung nach links bei 0,24 mm. Im Bereich des kontralateralen Facettengelenks war der Unterschied für die Flexionsbewegung 0,23 mm, für die Extension 0,54 mm, für die Seitneigung nach rechts 0,18 mm und für die Seitneigung nach links 0,39 mm. Sowohl für den ipsilateralen ( $p=0,0564$ ) als auch für den kontralateralen ( $p=0,2593$ ) Referenzpunkt am

### Abstract

**Aim of the Study:** Total disc arthroplasty is reported to maintain segmental motion. From finite element studies a rather posterior and central implantation of the prosthesis is recommended. However, there is yet no in vitro study with cadaveric specimens investigating the topic of implant positioning.

**Methods:** Ten human lumbar spines were subjected to biomechanical testing. Flexion/extension and side-bending moments were applied from 2.5–7.5 Nm on a spine load simulator. First, the intact specimens were tested in 3 load cycles while motion was monitored with regard to the facet joints under different loads by an ultrasound-based system. An unconstrained total disc prosthesis was then implanted in a central position and the different load cycles were repeated. Finally the implant was positioned in a decentral position with an average offset of 6.2 mm for repetitive data acquisition.

**Results:** Comparison of the facet joint motion in central and eccentric prosthesis positions resulted in the following averaged differences. During flexion of the lumbar spine an average difference of the reference point excursions of 0.38 mm was recorded on the ipsilateral facet joint with reference to the decentral position. For extension, the difference was 0.33 mm on average, for right side bending a difference of 0.63 mm was recorded while left side bending resulted in an average difference of 0.24 mm. The deviation of the reference markers on the contralateral facet joint showed the following average differences: for flexion 0.23 mm and for extension 0.54 mm, respectively. For side bending right/left the differences amounted to 0.18 mm and 0.39 mm. With regard to segmental motion there was no statistically significant difference for both the ipsilateral ( $p=0.0564$ ) and the contralateral ( $p=0.2593$ ) reference marker.

### Bibliografie

DOI 10.1055/s-0029-1186189  
 Online-publiziert 3. 11. 2009  
 Z Orthop Unfall 2010; 148:  
 453–458 © Georg Thieme  
 Verlag KG Stuttgart · New York ·  
 ISSN 1864-6697

### Korrespondenzadresse

PD Dr. Markus Weißkopf  
 Orthopädische Fachklinik  
 Schwarzach  
 Dekan-Graf-Straße 2  
 94374 Schwarzach  
 Tel.: 099 62/20 95 71  
 Fax: 099 62/20 95 21  
 markus.weisskopf@web.de

Facettengelenk ließ sich keine statistisch signifikant unterschiedliche Bewegung nachweisen.

**Schlussfolgerungen:** Beim Vergleich segmentaler Bewegungen nach zentraler und dezentraler Implantation einer lumbalen Bandscheibentotalprothese lässt sich in vitro ein Unterschied nachweisen, der jedoch nicht statistisch signifikant ist. Für den klinischen Gebrauch sollte dennoch eine möglichst zentrale Prothesenposition angestrebt werden.

## Einleitung

Die Dekompensation im Nachbarsegment aufgrund des Verlusts der Beweglichkeit im operierten Anteil der Wirbelsäule wird als wesentlicher Nachteil von Fusionsoperationen beschrieben [1–4]. Nach der klinischen Einführung der ersten Bandscheibenprothesen in den 80er-Jahren [5] wurde bis zur Jahrtausendwende nur von vergleichsweise geringen Fallzahlen berichtet. Mittlerweile liegen für ein begrenztes Indikationsspektrum ermutigende Langzeitergebnisse vor, die zu einem starken Anstieg der Implantationen in den letzten Jahren geführt haben. Inhaltlich befassen sich die meisten Studien mit der klinischen Qualitätskontrolle [6–10], während das biomechanische Verhalten der Bandscheibenprothesen bisher nur wenig untersucht wurde. In einer Finite-Element (FE)-Studie wurde festgestellt, dass die Belastung der Facettengelenke bei möglichst dorsaler Positionierung der künstlichen Bandscheibe am günstigsten ist [11, 12]. Der Einfluss der Inlayhöhe auf das Bewegungsverhalten im lumbalen Wirbelsäulensegment wurde im Rahmen einer In-vitro-Studie untersucht. An humanen Wirbelsäulenpräparaten konnte bei Zunahme der Inlayhöhe eine Reduktion der segmentalen Beweglichkeit nachgewiesen werden [13]. Bezüglich lateraler Exzentrizität einer in a.-p. Richtung teilgeführten Bandscheibenprothese konnte wiederum in einer FE-Untersuchung nachgewiesen werden, dass die Belastung der Facettengelenke bei zentraler Position am geringsten ist [14].

Bisher liegen jedoch noch keine Untersuchungen bezüglich der Auswirkung einer Positionsänderung bei einer ungeführten Bandscheibenprothese vor. Ferner existiert noch keine In-vitro-Studie mit humanen Lumbalpräparaten, die sich mit dieser Fragestellung auseinandersetzt. Dabei kann davon ausgegangen werden, dass eine In-vitro-Untersuchung mit humanen Präparaten die individuellen Unterschiede von lumbalen Bewegungssegmenten besser berücksichtigen kann als eine FE-Untersuchung [15].

Da die lumbalen Bandscheibenprothesen über einen ventralen Zugang implantiert werden, muss eine gründliche Präparation der Gefäße von der Medianlinie nach lateral durchgeführt werden. Besondere Vorsicht gilt dabei den großen Bauchvenen, da diese, im Vergleich zu den arteriellen Gefäßen, unter Spannung leicht laziert werden können. Darüber hinaus entspringt im Bereich von L5 die großkalibrige V. lumbalis ascendens aus der V. iliaca communis. Beim Zugang zum Bandscheibensegment L4/L5 muss dieses Gefäß häufig ligiert werden, um einen übermäßigen Zug zu vermeiden. Da die laterale Begrenzung der Gefäße um mehrere Zentimeter über die Medianlinie zur kontralateralen Seite mobilisiert werden muss, besteht die Tendenz zur dezentralen Positionierung der Bandscheibenprothesen.

Im Rahmen dieser Untersuchung soll geklärt werden, ob ein Unterschied der Bewegungsdynamik im Bereich der Facettengelenke beim Vergleich von zentraler zu dezentraler Position der Bandscheibenprothese nachweisbar ist. Dabei wird das dreidi-

**Conclusions:** The comparison of the segmental motion after central and decentral implantation of a lumbar total disc prosthesis reveals differences that have, nevertheless, no statistical significance. However, for clinical use it is recommended to strive for a central position of the implant.

mensionale Bewegungsverhalten von jeweils einem Referenzpunkt auf den Facettengelenken beurteilt.

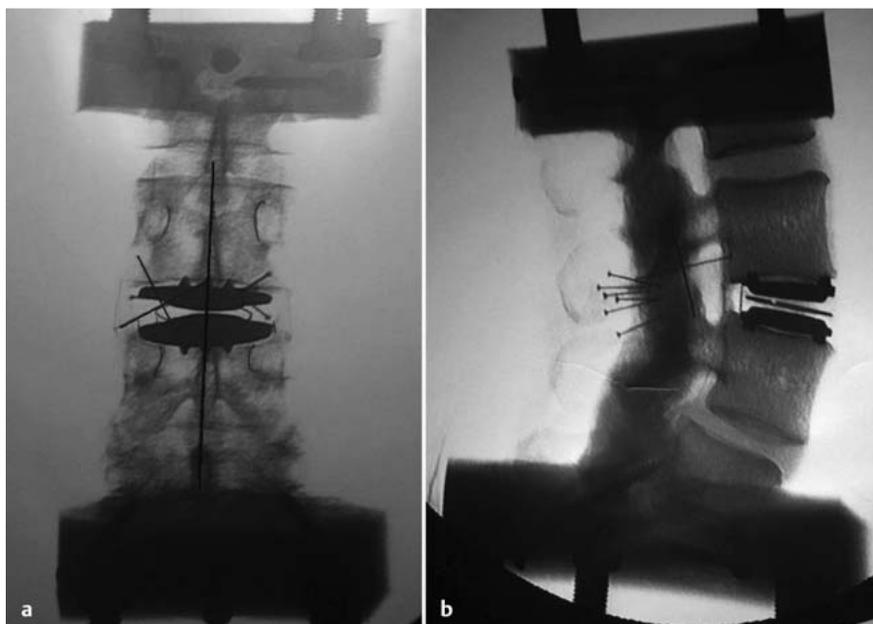
## Methoden

### Präparate

Für die Untersuchung wurden humane lumbale Wirbelsäulenpräparate verwendet. Zunächst wurde zum Ausschluss von Osteolysen und zur Evaluation degenerativer Veränderungen eine konventionelle Röntgenaufnahme in 2 Ebenen angefertigt. Nach der radiologischen Beurteilung, bei der höhergradige Degenerationen (osteophytäre Anbauten im Bereich des Bandscheibenraums, Bandscheibenraumhöhe < 4 mm, höhergradige Spondylarthrose) ausgeschlossen wurden, erfolgte die Resektion aller muskulären Anteile von den Wirbelsäulenpräparaten, wobei möglichst alle diskoligamentären Strukturen belassen wurden. Die Präparate wurden dann geteilt, sodass mindestens 2 freie Segmente verfügbar waren. Insgesamt konnten nach diesen Vorbereitungen 10 lumbale Wirbelsäulenpräparate (4 ♀, 6 ♂; durchschnittliches Alter zum Todeszeitpunkt: 54 J.; Min.: 25 J., Max.: 73 J., SD: ± 16,9) für die Untersuchung gewonnen werden. Dann wurden die Präparate an den Enden zur Aufnahme im Wirbelsäulenbelastungssimulator mit einem schnell härtenden 3-Komponenten-Kunststoff (Ureol®, Fa. Möller, Offenbach) in eine Metallvorrichtung eingegossen. Die radiologische Diagnostik und das Eingießen der Präparate waren nach maximal 6 h abgeschlossen. Gegen Austrocknung wurden alle Präparate unmittelbar nach Entnahme mit feuchten Kompressen, die in physiologischer Kochsalzlösung getränkt wurden, geschützt. Zuletzt wurden die Präparate bei -26 °C entsprechend den Empfehlungen der Literatur aufbewahrt [16, 17].

### Bewegungsanalyse

Alle Präparate wurden für die Flexions-/Extensionsbewegung und Seitneigung rechts/links durch pure Drehmomente (2,5 Nm, 5,0 Nm und 7,5 Nm) belastet [17]. Dabei wurden in der Neutralzone, bei 2,5 und bei 5,0 Nm jeweils 6 Belastungszyklen angefahren, während bei der Belastung von 7,5 Nm 3 Zyklen durchlaufen wurden. Die Erfassung der Relativbewegungen an den Facettengelenken erfolgte mit dem ultraschallgestützten Bewegungsanalyzesystem (Typ CMS 50/4; Fa. Zebris Medical, Isny). Hierzu mussten, um die Präzision der Messungen zu erhöhen, 2 virtuelle Punkte an dem kranial angrenzenden Gelenkfortsatz des zu beurteilenden Segments definiert werden. Aus mathematischen Überlegungen waren pro virtuellem Punkt 3 Referenzpunkte nötig, um in einem Relativkoordinatensystem den jeweiligen virtuellen Punkt zuverlässig wiederzufinden. Die Bewegungen der Referenzpunkte am Präparat wurden mit einer Messgenauigkeit von 0,1 mm/0,1° von der Sensorentafel dreidimensional registriert. Die auf den Versuch abgestimmten Bauteile zur Definition der virtuellen Punkte und eine auf das Zebris-System adaptierte



**Abb. 1** Zentrale Position der Prothese in Medianlinie. Im Bereich der Facettengelenke befinden sich die Marker zur Bewegungsanalyse.

Software wurden am Institut für Allgemeine Mechanik der RWTH Aachen entwickelt.

### Implantationstechnik

Die Implantation der Bandscheibe in die humanen Wirbelsäulenpräparate erfolgte über eine H-förmige Inzision in das vordere Längsband. Nach der vollständigen Ausräumung der Bandscheibe erfolgt das Entfernen der knorpeligen Anteile der Endplatten. Die lateralen Anteile des Anulus fibrosus und das hintere Längsband wurden aus Stabilitätsgründen belassen. Mit einer Lehre wurde die Größe der Prothese festgelegt und dann entsprechend der Lordosierung des Bandscheibensegments eine gewinkelte Grundplatte des Implantats ausgewählt. Die Endplattenanteile der Charité-III-Prothese wurden zusammen mit dem Polyäthyleninlay durch ein Spezialinstrument eingebracht. In 1 Fall wurde in Höhe L2/L3, in 6 Fällen im Segment L3/L4 und in 3 weiteren Präparaten in Höhe L4/L5 implantiert. Nach Abschluss der Prothesenimplantation erfolgte eine Röntgenkontrolle in 2 Ebenen zur Dokumentation der Implantatlage. Hierbei wurde auf dem a.-p. Röntgenbild darauf geachtet, dass der Dornfortsatz exakt zentral zwischen den Pedikeln projiziert wurde.

Nachdem die Datenerfassung zur zentralen Implantation abgeschlossen war, erfolgte die dezentrale Einbringung der künstlichen Bandscheibe in demselben Segment. Dazu wurde zunächst das Polyäthyleninlay unter segmentaler Distraction vorsichtig entfernt. Dann konnten die Endplattenanteile der Prothese in axialer Richtung gelöst werden. Danach wurden die ossären Endplattenanteile des Bandscheibensegments und die äußeren Anteile des Anulus fibrosus gründlich auf Läsionen inspiziert. Nach Spülung mit isotoner Kochsalzlösung wurde dann das Implantat in einer maximal lateralen Position dezentral eingesetzt. Nach erneuter radiologischer Kontrolle der Implantatlage in 2 Ebenen erfolgte die erneute Bewegungsanalyse.

### Position der Prothese

Bei der zentralen Implantation (◉ **Abb. 1**) lag die Prothese in 6 von 10 Fällen exakt in der Mittellinie, in 3 Fällen war sie um 1,5 mm und in 1 Fall um 3 mm von der Mittellinie versetzt (◉ **Tab. 1**). Bei der dezentralen Implantation (◉ **Abb. 2**) ergab sich im Vergleich

zur zentralen Implantation durchschnittlich eine Differenz von 6,2 mm ( $SD = 2,0112$ ). Bei der Beurteilung der Position der Prothese in Bezug auf die a.-p. Ausrichtung lag beim Vergleich der zentralen und dezentralen Position eine Differenz von durchschnittlich 0,9 mm vor ( $SD = 1,016$ ). In 5 von 10 Fällen wurde die Prothese links und in den übrigen Fällen rechts implantiert.

### Anzahl der Lastzyklen

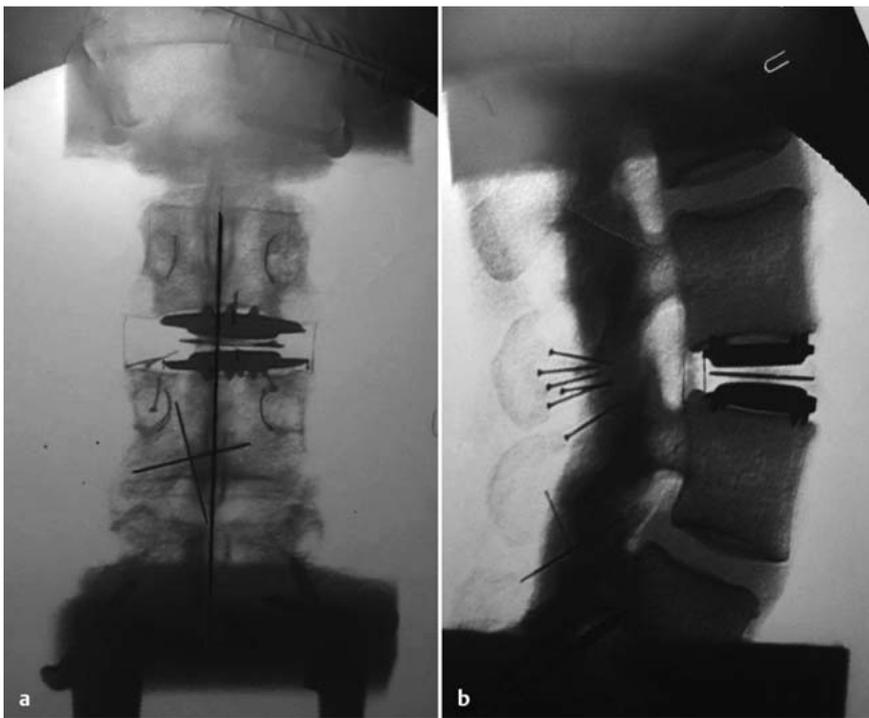
Zunächst wurde bei allen Präparaten eine Leermessung ohne Implantat mit den verschiedenen Belastungsstufen jeweils 3-mal durchlaufen. Nach zentraler Implantation der Bandscheibenprothese wurden in der Neutralzone, bei 2,5 und bei 5,0 Nm jeweils 6 Belastungszyklen angefahren, während bei der Belastung von 7,5 Nm 3 Zyklen durchlaufen wurden. Nach dezentraler Implantation wurden die Belastungszyklen in der gleichen Abfolge gefahren, sodass pro Präparat insgesamt 36 Zyklen pro Bewegungsrichtung durchlaufen wurden.

### Statistische Auswertung

Zunächst wurden die Daten in geeigneter Weise deskriptiv zusammengefasst (Mittelwert, Standardabweichung, grafische Darstellung). Für die statistische Auswertung wurde separat ein verbundener t-Test zum Vergleich von zentraler und dezentraler Bandscheibenprothesenposition bezüglich des Zielparameters (Auslenkung im Facettengelenk) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt. Eine Adjustierung des Signifikanzniveaus war nicht erforderlich, da es sich hier um eine explorative Datenauswertung handelt. Das bedeutet, dass p-Werte  $\leq 0,05$  als statistisch auffällig interpretiert werden konnten. Die Auswertung wurde mit dem SAS-Programm (Version 8.2; SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) vom Institut für Medizinische Statistik durchgeführt.

### Ergebnisse

Bei 9 von 10 Präparaten konnten alle Bewegungsrichtungen unter den 3 verschiedenen Belastungsstufen untersucht werden. Bei 1 Präparat konnte die Extensionsbewegung unter 7,5 Nm



**Abb. 2** Dezentrale um 5 mm nach lateral versetzte Position der Bandscheibenprothese bei nur geringfügiger Veränderung der Lage im seitlichen Strahlengang.

**Tab. 1** Lokalisation der Bandscheibenprothesen bei zentraler und dezentraler Implantation in den jeweiligen Präparaten.

Präparat	frontale Ebene			sagittale Ebene		
	zentral Abstand von Medianlinie (mm)	dezentral Abstand von Medianlinie (mm)	Differenz (mm)	zentral Abstand Inlay (Ring) zur Hinterkante (mm)	dezentral Abstand Inlay (Ring) zur Hinterkante (mm)	Differenz (mm)
1	0	8 rechts	8	4,5	2	2,5
2	0	8 rechts	8	3	3	0
3	0	4,5 rechts	4,5	7,5	6	1,5
4	0	5 links	5	6	7	1
5	1,5 links	4,5 links	3	6,5	6	0,5
6	0	9,5 rechts	9,5	4,5	4,5	0
7	0	8 rechts	8	7	6	1
8	3 links	7,5 links	4,5	7,5	9	1,5
9	1,5 links	5 links	3,5	7	6	1
10	1,5 rechts	6,5 links	8	2	2	0
Durchschnitt			6,2			0,9

Die in der frontalen Ebene dezentrale Implantation einer lumbalen Bandscheibenprothese führt im Gegensatz zur regelrechten zentralen Positionierung zu einem Unterschied der Facettengelenkbewegung. Eine statistische Signifikanz lässt sich jedoch beim in vitro Versuch mit humanen LWS Präparaten nicht nachweisen.

nicht beurteilt werden, da technische Probleme bei der Datenakquisition nach dezentraler Implantation auftraten. Es erfolgte eine entsprechende Interpolation der jeweiligen Datenpaare. Für den zur dezentralen Prothesenposition ipsilateral gelegenen Facettengelenkspunkt lag beim Vergleich aller unterschiedlichen Endpunkte nach zentraler und dezentraler Implantation unter den verschiedenen Belastungen und Bewegungsrichtungen kein statistisch signifikanter Unterschied vor ( $p=0,0564$ ). Bezogen auf die unterschiedlichen Bewegungsrichtungen ergaben sich folgende Differenzen zwischen den Bewegungen mit zentral und dezentral implantierter Prothese. Für die Flexionsbewegung veränderte sich die über die Belastungsstufen und Raumachsen gemittelte Gesamtauslenkung von 3,68 mm (SD: 2,88; Min.: 0,06; Max.: 7,15) um 0,38 mm (SD: 0,26; Min.: 0,01/Max.: 0,66), für die Extension von 1,71 mm (SD: 1,21; Min.: 0,23; Max.: 3,18) um 0,33 mm (SD: 0,19; Min.: 0,08/Max.: 0,69), für die Seitnei-

gung nach rechts von 0,67 (SD: 1,99; Min.: 0,41/Max.: 4,1) um 0,63 mm (SD: 0,34; Min.: 0,21/Max.: 1,27) und für die Seitneigung nach links von 0,61 (SD: 1,38; Min.: 0,05/Max.: 2,83) um 0,24 mm (SD: 0,20; Min.: 0,03/Max.: 0,53). Bei der Beurteilung des zur dezentralen Position kontralateral gelegenen Facettengelenkspunkts lagen folgende Unterschiede bei der segmentalen Bewegung mit zentral und dezentral implantierter Bandscheibe vor: Für die Flexionsbewegung von 3,58 mm (SD: 2,87; Min.: 0,01/Max.: 7,15) um 0,23 mm (SD: 0,14; Min.: 0,07/Max.: 0,45), für die Extension von 2,1 mm (SD: 1,38; Min.: 0,30/Max.: 3,53) um 0,54 mm (SD: 0,36; Min.: 0,20/Max.: 0,76), für die Seitneigung nach rechts von 0,65 mm (SD: 1,86; Min.: 0,39/Max.: 3,63) um 0,18 mm (SD: 0,14; Min.: 0,01/Max.: 0,38) und für Seitneigung nach links von 0,66 mm (SD: 1,53; Min.: 0,02/Max.: 3,1) um 0,39 mm (SD: 0,14; Min.: 0,08/Max.: 0,59). Bei dem Vergleich aller Werte der einzelnen Koordinaten war der Unterschied für

den kontralateralen Facettengelenkspunkt ebenfalls nicht statistisch signifikant ( $p = 0,2593$ ).

## Diskussion

Die Anzahl der Studien, die sich mit dem biomechanischen Verhalten von lumbalen Bandscheibenprothesen in Bezug auf ihre Position im Intervertebralraum auseinandersetzen, ist limitiert. Die Problematik der Präparation der Gefäße, besonders im Segment L4/L5, wird dagegen in nahezu allen Artikeln, die sich mit der Implantation der künstlichen Bandscheiben befassen, behandelt. Aufgrund der Größe der Endplattenanteile ist eine großzügige Präparation des jeweiligen Bandscheibenfachs notwendig, wobei prinzipiell möglichst große Implantatanteile gewählt werden sollten, um eine Migration der Prothese zu vermeiden [18]. Das Darstellen der großen Bauchgefäße ist daher der anspruchsvollste Anteil der Bandscheibenprothesenchirurgie. So berichten Geisler und Mitarbeiter, dass der Bandscheibenersatz eine der „herausforderndsten Operationen der Wirbelsäulenchirurgie“ ist. Mittlerweile existieren auch Implantate, die über einen ventrolateralen Zugang eingebracht werden können [14].

Über die Notwendigkeit der zentralen Positionierung des Implantats wird ebenfalls in zahlreichen Publikationen eingegangen [5, 9, 10, 19, 20]. Welche Inzidenz für eine dezentrale Position tatsächlich vorliegt, wird in den klinischen Qualitätskontrollstudien jedoch nicht beschrieben. In 7 von 14 klinischen Studien, die sich mit lumbalen Bandscheibenprothesen befassen, ist auf den jeweils abgebildeten Röntgenbildern eine nicht exakt zentrale Implantation der Prothese erkennbar. Zeegers berichtet in der Diskussion in einem Satz, dass er bei 50 Patienten keine klinisch erfassbare signifikante Differenz im postoperativen Verlauf zwischen Patienten mit zentral oder asymmetrisch implantierter Bandscheibe feststellen konnte [9].

In Bezug auf biomechanische Untersuchungen zur Position einer Bandscheibenprothese existieren einige Finite-Element-Studien. Bei einem Experiment von Dooris et al. wurden insgesamt 7 humane WS-Präparate zunächst intakt mit reinen Drehmomenten von 0–6 Nm mit 1,5-Nm-Steigerungen durchgemessen. Danach erfolgte die Implantation einer geführten Prothese (Sofamor Danek, Memphis, TN, USA) und die Messungen wurden in Flexion/Extension wiederholt. Für die gleichen Belastungen und Bewegungen wurden dann FE-Modelle entwickelt. Es zeigte sich, dass die Differenzen der Bewegungsmaße der In-vitro-Untersuchung und der FE-Studie innerhalb einer Standardabweichung lagen. Mit dem FE-Modell wurden dann verschiedene Bewegungsrichtungen, Belastungsstufen, Prothesenpositionen und Resektionsgrade des Bandscheibengewebes simuliert. Die Position der Prothese wurde nur in a.–p. Richtung verändert. Es stellte sich heraus, dass die Belastung der Facettengelenke bei anteriorer Prothesenimplantation 2,5-mal größer als beim intakten Segment ist. Bei möglichst posteriorer Position und rein axialer Belastung war die Belastung der Facettengelenke minimal und die Flexions-/Extensionsbeweglichkeit am größten. In der Folgerung der Studie wird festgestellt, dass der Operateur die Lastverteilung im Bereich der dorsalen Säule und das Bewegungsmaß im Segment durch Veränderung der Prothesenposition in a.–p. Richtung beeinflussen kann [11]. In einer weiteren FE-Untersuchung mit vergleichbarem Studiendesign konnte eine Arbeitsgruppe um Rohlmann et al. die Ergebnisse von Dooris et al. bezüglich der a.–p. Position einer teilgeführten Bandscheibenprothese bestätigen. Bei der Beurteilung einer möglichen lateralen Exzentrizität bis zu 3 mm von der Medianlinie versetzt konnten sie feststellen, dass eine vermehrte seitliche Kippung der Wirbelkörper von bis zu 2,2° im Stehen resultiert. Die Kräfteinwirkung im Bereich des stärker belasteten Facettengelenks kann dabei bis zum 4-Fachen gesteigert werden. Ferner fanden sie heraus, dass sich in den weiteren angrenzenden Segmenten eine gegenläufige kompensatorische Kippung darstellt. Die intradiskalen Drücke im Bereich der benachbarten Bandscheiben sind hingegen bei lateraler Position der Bandscheibenprothese im Vergleich zur zentralen Positionierung kaum verändert [14].

Der Einfluss der Implantatposition einer ungeführten Bandscheibenprothese in lateraler Ausrichtung wurde bisher noch nicht in einer In-vitro-Studie mit humanen Präparaten untersucht. Der Vorteil einer solchen biomechanischen Untersuchung ist die Berücksichtigung der individuellen Unterschiede beim segmentalen Bewegungsablauf, die den klinischen Verhältnissen nahekommt. Nachteilig ist sicherlich, dass die Präparate ein durchschnittliches Lebensalter von 54 Jahren zum Todeszeitpunkt aufwiesen; also ein nicht typisches Alter für die Bandscheibenprothesenimplantation.

Wir hatten in unserer biomechanischen Studie beurteilt, ob ein Unterschied in der Punktbeugung im Bereich der Facettengelenke bei dezentraler Position im Vergleich zur zentralen Position nachweisbar war. Dabei wurden die Bewegungen der Punkte, die auf der Seite der dezentralen Prothesenposition lagen, getrennt von den Punkten auf der Gegenseite ausgewertet. Für die einzelnen Bewegungsrichtungen ergaben sich dabei nur geringe Differenzen bei den verschiedenen Prothesenpositionen, die weniger als 10% der gemittelten maximalen Auslenkung der Facettengelenkspunkte betrug. Daher war der Unterschied der Facettengelenkbewegung weder für den auf der dezentralen ( $p = 0,0564$ ) noch für den auf der gegenüber der dezentralen Position gelegenen Facettengelenkspunkt ( $p = 0,2593$ ) statistisch signifikant.

In Bezug auf die Methodik muss darauf hingewiesen werden, dass bei den Präparaten unterschiedliche individuelle Bewegungsmuster vorlagen, die zum Teil zu erheblichen Unterschieden im Gesamtbewegungsausmaß für die einzelnen Bewegungen sorgten. Dies mag auch der Grund für die Unterschiede zu den Ergebnissen der Finite-Element-Studien sein. So wurden z. B. für die z-Koordinate mit zentral implantierter Prothese bei der Flexionsbewegung unter 7,5 Nm bei den verschiedenen Präparaten ein Maximalwert von 22,2 mm und ein Minimalwert von 1,4 mm ermittelt. Als weiterer methodischer Nachteil unserer biomechanischen Untersuchung mag angeführt werden, dass nach den Leermessungen zunächst die Hälfte der Präparate mit zentral implantierter Prothese und die weiteren 5 Präparate mit dezentraler Prothesenlage und anschließendem Wechsel zur jeweils anderen Position zu untersuchen gewesen wären. Da jedoch bei allen Präparaten zunächst eine gründliche Ausräumung der Bandscheibe unter Belassen der lateralen Anulus-fibrosus-Anteile durchgeführt wurde, war beim Wechsel von der zentralen zur dezentralen Bandscheibenprothesenposition keine weitere Resektion diskoligamentärer Anteile notwendig. Von daher war keine Veränderung der segmentalen Stabilität im jeweiligen Präparat während der gesamten Untersuchungen gegeben.

In unserer Untersuchung differierte die dezentrale Prothesenposition um durchschnittlich 6,2 mm von der zentralen Position. Bei einer klinischen Qualitätskontrollstudie wird eine dezentrale Lage der Prothese in 14 von 27 Fällen angegeben. Die 14 dezentral implantierten Prothesen lagen durchschnittlich um 0,96 mm von der Medianlinie entfernt [21]. Das bedeutet, dass die im klinischen Alltag bei der Prothesenimplantation vorgelegte Präzisi-

zität bis zu 3 mm von der Medianlinie versetzt konnten sie feststellen, dass eine vermehrte seitliche Kippung der Wirbelkörper von bis zu 2,2° im Stehen resultiert. Die Kräfteinwirkung im Bereich des stärker belasteten Facettengelenks kann dabei bis zum 4-Fachen gesteigert werden. Ferner fanden sie heraus, dass sich in den weiteren angrenzenden Segmenten eine gegenläufige kompensatorische Kippung darstellt. Die intradiskalen Drücke im Bereich der benachbarten Bandscheiben sind hingegen bei lateraler Position der Bandscheibenprothese im Vergleich zur zentralen Positionierung kaum verändert [14].

on sicherlich ausreichend ist. Darüber hinaus wurde im biomechanischen Versuch nicht das größtmögliche Implantat gewählt, da ansonsten selbst bei gründlicher Ausräumung der Bandscheibe eine dezentrale Position der Prothese nicht zu gewährleisten war. Geht man davon aus, dass bei der Bandscheibenprothesenimplantation allgemein versucht wird, das größtmögliche Implantat einzubringen, ist es aufgrund der Führung des Anulus fibrosus eher unwahrscheinlich, eine signifikant dezentrale Position in vivo herbeizuführen. Zusammenfassend zeigte sich nach unserem biomechanischen In-vitro-Experiment, dass bei exzentrischer Position einer lumbalen Bandscheibenprothese eine messbare Veränderung im segmentalen Bewegungsablauf, jedoch ohne statistische Signifikanz, resultiert. Für die klinische Anwendung wird daher empfohlen, eine möglichst zentrale Position des Implantats anzustreben.

**Interessenkonflikt:** Nein

### Institute

- <sup>1</sup> Abteilung Orthopädie, Sektion Wirbelsäule, Orthopädische Fachklinik Schwarzach
- <sup>2</sup> Universitätsklinikum Aachen, Orthopädische Klinik
- <sup>3</sup> RWTH Aachen, Anatomisches Institut I
- <sup>4</sup> RWTH Aachen, Institut für allgemeine Mechanik
- <sup>5</sup> Orthopädische Praxisklinik Hennef
- <sup>6</sup> Neunkirchen-Seelscheid

### Literatur

- 1 Nachemson A, Zdeblick TA, O'Brien JP. Lumbar disc disease with discogenic pain. What surgical treatment is most effective? *Spine* 1996; 21: 1835–1838
- 2 Panjabi M. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine* 1988; 13: 1129
- 3 Fritzell P, Hagg O, Wessberg P et al. Volvo Award Winner in clinical studies. Lumbar fusion versus nonsurgical treatment for chronic low back pain: a multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2001; 26: 2521–2532
- 4 Panjabi M, Malcolmson G, Teng E et al. Hybrid testing of lumbar CHARITE discs versus fusions. *Spine* 2007; 20: 959–966
- 5 Büttner-Janzen K, Schellnack K, Zippel H. An alternative treatment strategy in lumbar intervertebral disk damage using an SB Charité modular type intervertebral disk endoprosthesis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1987; 125: 1–6
- 6 Zigler JE, Burd TA, Vialle EN et al. Lumbar spine arthroplasty: early results using the ProDisc II: a prospective randomized trial of arthroplasty versus fusion. *J Spinal Disord Tech* 2003; 16: 352–361
- 7 Büttner-Janzen K, Hahn S, Schikora K et al. Basic principles of successful implantation of the SB Charité model LINK intervertebral disk endoprosthesis. *Orthopäde* 2002; 31: 441
- 8 Bertagnoli R, Kumar S. Indications for full prosthetic disc arthroplasty: a correlation of clinical outcome against a variety of indications. *Eur Spine J* 2002; 11: S131–S136
- 9 Zeegers WS, Bohnen LMLJ, Laaper M et al. Artificial disk replacement with the modular type SB Charité III: 2 years results in 50 prospectively studied patients. *Eur Spine J* 1999; 8: 210–217
- 10 McAfee PC, Fedder IL, Saiedy S et al. Experimental design of total disc replacement – experience with a prospective randomized study of the SB Charité. *Spine* 2003; 28 (Suppl. 20): S153–S162
- 11 Dooris AP, Goel VK, Grosland NM et al. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine* 2001; 26: E122–E129
- 12 Rohlmann A, Zander T, Bock B et al. Effect of position and height of a mobile core type artificial disc on the biomechanical behaviour of the lumbar spine. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2008; 222: 229–239
- 13 Weisskopf M, Ohnsorge JA, Martini F et al. Einfluss der Inlaygröße einer lumbalen Bandscheibenprothese auf das Bewegungsverhalten. *Z Orthop Unfall* 2008; 146: 452–457
- 14 Zander T, Rohlmann A, Bock B et al. Biomechanische Konsequenzen von verschiedenen Positionierungen bewegungserhaltender Bandscheibenimplantate. Eine Finite-Element-Studie an der Wirbelsäule. *Orthopäde* 2007; 36: 205–206
- 15 Rohlmann A, Mann A, Zander T et al. Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study. *Eur Spine J* 2009; 18: 89–97 (Epub 2008 Nov 29)
- 16 Panjabi MM, Krag M, Summers D et al. Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res* 1985; 3: 292
- 17 Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 1998; 7: 148
- 18 Eijkelkamp MF, van Donkelaar CC, Veldhuizen AG et al. Requirements for an artificial intervertebral disc. *Int J Artif Organs* 2001; 24: 311–321
- 19 Geisler FH, Blumenthal SL, Guyer RD et al. Neurological complications of lumbar artificial disc replacement and comparison of clinical results with those related to lumbar arthrodesis in the literature: results of a multicenter, prospective, randomized investigational device exemption study of Charité intervertebral disc. *J Neurosurg Spine* 2004; 1: 143–154
- 20 Delamarter RB, Fribourg DM, Kanim LEA et al. Pro disc artificial total lumbar disc replacement: introduction and early results from the United States clinical trial. *Spine* 2003; 28: S167
- 21 Weisskopf M. Einfluss von Größe und Position einer lumbalen Bandscheibenprothese auf die Biomechanik des Bewegungssegmentes. Aachen: Habilitationsschrift; 2005