

Orthopäde 2006 · 35:347–361
 DOI 10.1007/s00132-006-0928-8
 Online publiziert: 18. Februar 2006
 © Springer Medizin Verlag 2006

Rubrikherausgeber

R. Graf · Stolzalpe
 D. Kohn · Homburg/Saar
 J. Löhner · Hamburg



CME.springer.de Zertifizierte Fortbildung für Kliniker und niedergelassene Ärzte!

Die CME-Teilnahme an diesem Fortbildungsbeitrag erfolgt online auf CME.springer.de und ist Bestandteil des Individualabonnements dieser Zeitschrift. Abonnenten können somit ohne zusätzliche Kosten teilnehmen.

Unabhängig von einem Zeitschriftenabonnement ermöglichen Ihnen CME.Tickets die Teilnahme an allen CME-Beiträgen auf CME.springer.de. Weitere Informationen zu CME.Tickets finden Sie auf CME.springer.de.

Registrierung/Anmeldung

Haben Sie sich bereits mit Ihrer Abonnementnummer bei CME.springer.de registriert? Dann genügt zur Anmeldung und Teilnahme die Angabe Ihrer persönlichen Zugangsdaten. Zur erstmaligen Registrierung folgen Sie bitte den Hinweisen auf CME.springer.de.

**Online teilnehmen
und 3 CME-Punkte sammeln**

Die CME-Teilnahme ist nur online möglich. Nach erfolgreicher Beantwortung von mindestens 7 der 10 CME-Fragen senden wir Ihnen umgehend eine Bestätigung der Teilnahme und der 3 CME-Punkte per E-Mail zu.

Zertifizierte Qualität

Diese Fortbildungseinheit ist zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig. Folgende Maßnahmen dienen der Qualitätssicherung aller Fortbildungseinheiten auf CME.springer.de: Langfristige Themenplanung durch erfahrene Herausgeber, renommierte Autoren, unabhängiger Begutachtungsprozess, Erstellung der CME-Fragen nach Empfehlung des IMPP mit Vorabtestung durch ein ausgewähltes Board von Fachärzten.

Für Fragen und Anmerkungen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung:

Springer Medizin Verlag GmbH
Fachzeitschriften Medizin/Psychologie
CME-Helpdesk, Tiergartenstraße 17
69121 Heidelberg
E-Mail: cme@springer.com
CME.springer.de

E. W. Fritsch¹ · T. Pitzen²

¹ Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes · ² Klinik für Neurochirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes

Zervikale Bandscheibenprothesen

Zusammenfassung

Die endoprothetische Versorgung an der Halswirbelsäule ist eine attraktive Alternative zur Fusion in Fällen, in denen eine operative Therapie eines degenerativen Bandscheibenleidens notwendig erscheint. Zumindest theoretisch ist nachgewiesen, dass bei endoprothetischer Versorgung eine Überbeanspruchung der Nachbarsegmente mit möglichen negativen Folgen minimiert wird. Weiterhin erlauben zervikale Endoprothesen eine schnellere Rehabilitation, und die Knochenspanentnahmeproblematik entfällt. Die bislang mitgeteilten klinischen Ergebnisse an der Halswirbelsäule sind sehr ermutigend und weisen darauf hin, dass der endoprothetische Ersatz gerade bei Mehretagenproblematiken besonders gute Erfolge hat. Dennoch gibt es bisher für zervikale Endoprothesen noch keine veröffentlichten Langzeitergebnisse, und daher sind derzeit Anhaltspunkte für das Überleben der Prothesen hinsichtlich der aseptischen Lockerungsrate nicht bekannt. Auch gibt es noch keine Erkenntnisse darüber, wie sich eine implantierte zervikale Endoprothese bei nachlassender Knochenqualität im höheren Lebensalter verhält.

Schlüsselwörter

Endoprothetische Versorgung · Halswirbelsäule · Bandscheibenleiden · Zervikale Bandscheibenprothesen · Langzeitergebnisse

Cervical disc prostheses**Abstract**

Endoprosthetic replacement for spinal cord disorders represents an attractive alternative to fusion in those cases where surgery appears necessary for degenerative disc disease. At least in theory it has been proven that placement of an endoprosthesis minimizes undue stress on the adjoining segments and its possible negative consequences. Furthermore, cervical endoprosthesis facilitate speedier rehabilitation and the problems involved in removal of the bone chip become irrelevant. Clinical results reported to date for the cervical spine are very encouraging and indicate that endoprosthetic replacement has been quite successful particularly for difficulties in multilevel approaches. However, long-term results for cervical endoprosthesis have not yet been published and therefore at present there are no reference values for the viability of the prosthesis with regard to the aseptical loosening rate. There are also no findings available on how the implanted cervical prosthesis will behave when bone quality diminishes at an advanced age.

Keywords

Endoprosthetic replacement · Cervical spine · Intervertebral disc disorders · Cervical disc prostheses · Long-term results

- ▶ Bandscheibenvorfall
- ▶ Osteophyten

- ▶ Osteokonduktive Knochenersatzmaterialien

Der ventrale Zugang mit Entfernung der Bandscheibe gilt heute als Goldstandard

Die normale Biomechanik der Halswirbelsäule wird durch die Fusion gestört

- ▶ Degeneration der Nachbarsegmente

Degenerative Bandscheibenveränderungen an der Halswirbelsäule können zu einem ▶ **Bandscheibenvorfall** führen oder die Ausbildung von ▶ **Osteophyten** initiieren. Beides kann zu Druck auf Nervenwurzeln und/oder Rückenmark mit den klinischen Zeichen der Zervikalgie, Radikulopathie oder Myelopathie führen [30].

Die Behandlung symptomatischer zervikaler Bandscheibenvorfälle oder zervikaler Spondylosen bei Patienten ohne neurologische Ausfälle ist zunächst konservativ. Bei therapieresistenten Beschwerden und/oder neurologischen Ausfällen ist eine operative Behandlung indiziert.

Die 1. operative Behandlung eines zervikalen Bandscheibenvorfalles wurde 1922 durch Elberg [15], einem Schüler Mikulicz', vorgenommen, der erfolgreich transdural einen Vorfall C6/7 entfernte.

Cloward [8] berichtete 1958 über einen ventralen Zugang zur Halswirbelsäule und eine ventral die Bandscheiben übergreifend angelegte Bohrung in 2 Wirbelkörper und den Wiederverschluss der dazwischen liegenden Bandscheibe mit einem am Beckenkamm entnommenen Knochendübel. Im gleichen Jahr publizierten Smith und Robinson [56] Erfahrungen mit dem ventralen Zugang zur Halswirbelsäule, der gezielten vollständigen Entfernung der betroffenen Zwischenwirbelscheibe und der Fusionierung der anliegenden Wirbel. Als Alternative zu dem traditionell verwandten Knochendübel aus dem Beckenkamm werden heute in den meisten Fällen entweder Platzhalter aus unterschiedlichen Materialien, z. B. Knochenzement oder Metall, eingefügt [27, 55], oder ein sog. Cage mit tragfähiger Rahmenstruktur und Möglichkeit der Füllung mit autologem Knochen soll zur Fusion führen [16, 23]. Aber auch ▶ **osteokonduktive Knochenersatzmaterialien** [34] werden verwandt, um die Komplikationen der Spantentnahme am Beckenkamm, die bei bis zu 25% der Patienten auftreten [54], zu vermeiden.

Dieser ventrale Zugang mit der Entfernung der Bandscheibe und falls notwendig Sequensterektomie und/oder Myelondekompression durch Entfernung von Spondylophyten und/oder knöcherner Dekompression der Neuroforamina mit nachfolgender Fusionierung der anliegenden Wirbel mit oder ohne zusätzliche Verplattung gilt heute als Goldstandard mit guten Ergebnissen, wenn eine Radikulopathie zugrunde liegt, und akzeptablen Ergebnissen für die Myelopathien [13, 30].

Probleme zervikaler Fusionen

Obwohl die beschriebene Operationstechnik der „anterior cervical decompression and fusion“ (ACDF) an einem oder mehreren Segmenten der Halswirbelsäule die Dekompression der neuralen Strukturen und die Wiederherstellung der Zwischenwirbelhöhe ermöglicht, konnte nachgewiesen werden, dass die normale Biomechanik der Halswirbelsäule durch die Fusion gestört wird. Es konnte z. B. gezeigt werden, dass in den einer Fusionierung benachbarten Zwischenwirbelräumen bei Anteflexion und Retroflexion des Kopfes Druckbelastungen auftreten, die um über 70% höher lagen als in Vergleichsmessungen ohne Fusionierung [10, 11, 14]. Diese Veränderungen der Biomechanik nach Fusion werden oft als Grund für die hohen Raten an ▶ **Degeneration der Nachbarsegmente** („adjacent level degeneration“, ALD) angegeben [13].

So berichteten Hilibrand et al. [26] über 26,6% symptomatischer Anschlussdegenerationen bei 374 Patienten nach Smith-Robinson-Fusion und einem Nachbeobachtungszeitraum von 10 Jahren. Goffin et al. [22] berichteten sogar über eine 92%ige Inzidenz von Anschlussdegenerationen nach anteriorer zervikaler Spondylodese.

Das Problem der Anschlussdegeneration nach zervikaler Spondylodese muss jedoch kritisch gesehen werden, da es unklar ist, ob die Anschlussdegeneration eine Folge der gestörten Biomechanik durch die Fusion ist oder ob diese eine natürliche altersbedingte Tendenz zur Degeneration der Halswirbelsäule darstellt, insbesondere bei Patienten mit symptomatischen zur operativen Behandlung führender Degeneration zervikaler Bandscheiben [44].

Neueste Ergebnisse einer kontrollierten Studie von Villas et al. [60] konnten nachweisen, dass nicht operierte symptomatische Patienten im Langzeitverlauf ebenso häufig „Anschlussdegenerationen“ von Segmenten der primär zur Behandlung führenden Segmente entwickelten wie operierte Patienten. Sie folgerten, dass die allgemein akzep-

tierte Ansicht, dass die Fusion ursächlich für eine Anschlussdegeneration sei, möglicherweise falsch ist.

Ein weiteres Problem zervikaler Fusionen stellen ► **Pseudarthrosen** dar. Insbesondere bei mehrsegmentalen Fusionen sinkt die Fusionsrate von 97 auf 83% bei 3 Segmenten ab [6]. Bohlman et al. [5] berichteten sogar über eine Pseudarthrosenrate von 13% nach durchschnittlich 6 Jahren; 11% bei unisegmentaler Fusion und 27% bei multisegmentaler Fusion mit einer Reoperationsnotwendigkeit von 17% dieser Patienten.

Die aufgezeigten Probleme zervikaler Fusionen lassen es daher als erstrebenswert erscheinen, bei einer Bandscheibenoperation an der Halswirbelsäule nach Dekompression der neuralen Strukturen und Wiederherstellung der Bandscheibenhöhe auf eine Knochenentnahme aus dem Beckenkamm zu verzichten und den Verlust der Beweglichkeit des operierten Segments zu vermeiden.

Vor diesem Hintergrund ist die Entwicklung eines endoprothetischen Ersatzes zervikaler Bandscheiben als Alternative zur Fusion in der Behandlung zervikaler Bandscheibenleiden erfolgt.

Geschichte der zervikalen Bandscheibenprothesen

Die 1. Bandscheibenprothese in Form einer Edelstahlkugel, die in den Zwischenwirbelaum einzusetzen war, wird im Allgemeinen Fernstrom zugeschrieben [17], obwohl die 1. Publikation über 75 Implantationen mit der ► **Fernstorm-Prothese** an der Halswirbelsäule von Reitz und Joubert [51] aus dem Jahr 1964 datiert. Mögliche Probleme hinsichtlich Hypermobilität und Einsinken der Stahlkugel in den Wirbelkörper führten dann zum Verlassen dieser „Prothese“.

Andere Autoren entwickelten ebenfalls zervikale Bandscheibenprothesen, so z. B. Steffee [57] im Jahr 1989.

Im Jahr 1998 berichtete Cummins [9] über die ersten 20 Patienten, die mit einer von ihm entwickelten Prothese versorgt wurden. Das Design dieser Prothese war eine Stahl-Stahl-Paarung mit einem kugelförmigen Aufbau auf der Basisplatte, die in einer Vertiefung der 2. Basisplatte („ball-in-socket design“) artikuliert. Die Prothese wurde an die Wirbel angeschraubt und war deshalb nicht für eine mehrsegmentale Anwendung geeignet.

Eine Modifikation der ► **Cummins-Prothese** (auch als Frenchay-Prothese bezeichnet nach der Wirkungsstätte Cummins) wurde als ► **Prestige-Prothese** (Medtronic Sofamor Danek) bezeichnet. Erste klinische Ergebnisse dieser Prothese wurden von Wigfield et al. im Jahr 2002 publiziert [62].

Im Jahr 2002 entwickelte Bryan [7] eine zervikale Bandscheibenprothese, die aus einem Polycarbonat-/Polyurethankern in einem Konstrukt aus 2 Schalen aus Titanlegierung besteht.

Eine zervikale Endoprothese mit einer Materialkombination von Stahl und ultrahochmolekularem Polyethylen, wie dies aus der Endoprothetik großer Gelenke bekannt ist, wurde im zervikalen Bereich erstmals 2003 vorgestellt [36].

Bei der ► **PCM-Prothese** („porous coated motion“) soll eine Titan-Plasmaspray-Beschichtung in Kombination mit einer Hydroxylapatitschicht den knöchernen Einbau fördern, bei der ► **ProDisc-C-Prothese** mit gleicher Oberfläche soll ein Kiel der Prothese eine hohe Primärstabilität geben. Erste klinische Ergebnisse der PCM-Prothese wurden 2004 von Pimenta et al. [47] veröffentlicht, und Frühergebnisse nach ProDisc-C-Versorgung wurden von Bertagnoli et al. 2005 [3, 4] publiziert.

Anforderungen an eine Bandscheibenprothese

Design

Das Design einer Bandscheibenendoprothese ist wichtig für die ► **Funktion** und ► **Haltbarkeit** (► **Tabelle 1**). Die artikulierenden Oberflächen müssen der Last ohne Versagen oder Ermüdung widerstehen können. Die Reibung der Gelenkpartner sollte minimiert sein, und die ► **Abriebfestigkeit** sollte so hoch wie möglich sein, um

► Pseudarthrosen

Der endoprothetische Ersatz zervikaler Bandscheiben stellt eine Alternative zur Fusion dar

► Fernstorm-Prothese

► Cummins-Prothese

► Prestige-Prothese

► PCM-Prothese

► ProDisc-C-Prothese

► Funktion

► Haltbarkeit

► Abriebfestigkeit

Tabelle 1

Zervikale Bandscheibenprothesen: Anforderungen an das Design

Artikulationskinematik

- 1-Komponenten vs. 2-Komponenten-Artikulation
- „Constrained“ vs. „unconstrained“
- Feste vs. bewegliche Rotationsachse

Materialien

- CoCrMb
- Titan
- Polyethylen
- Polycarbonat/Polyurethan

Gleitpaarung

- Metall – Polymer
- Metall – Metall

Geometrie und Dimensionen der Endplatten

Knochenverbindung

- Spannungshalt
- Poröse Oberflächenbeschichtung
- Verankerung zum Wirbelkörper (Schrauben, Finnen, Spikes)

Bewegungsausschläge der zervikalen Wirbelsäule setzen sich aus komplexen Bewegungsmomenten

► Intradiskaler Druck

► Gleitpaarungsprinzip

Tabelle 2

Indikationen und Kontraindikationen zur zervikalen Bandscheibenprothese

Indikationen	Strittige Indikationen	Kontraindikationen
<ul style="list-style-type: none"> • 1-Etagen-Pathologie mit Radikulopathie 	<ul style="list-style-type: none"> • 2 Etagen • Myelopathie • Angrenzend an Fusion 	<ul style="list-style-type: none"> • Alter <18 Jahre • Alter >60 Jahre • Infektion • Rheumatische Erkrankung • Autoimmunerkrankung • Tumor • Instabilität (F/E-Röntgen) • Spondylolisthesis • Schwangerschaft • Osteoporose • Metallallergie • Zustand nach Laminotomie • OPLL • Schwere Facettenarthrose • Schwere metabolische Leiden (z. B. Diabetes)

den Abrieb so gering wie möglich zu halten. Weiterhin sollten die Komponenten sich nicht auslockern [44].

Die Abmessungen und die Form der Prothesenteile sollten im Individualfall eine größtmögliche Fläche der Deck- bzw. Bodenplatte bedecken, um den Druck bestmöglich zu minimieren. Die natürliche Variabilität der Abmessungen zwischen 16,5 und 22,5 mm Abstand zwischen den Processi uncinati und einem a.-p.-Durchmesser der Halswirbel (C2–C7) zwischen 14,5 und 19,2 mm [61] und eine unterschiedliche Bandscheibenhöhe müssen in entsprechend abgestufte Größen der Prothese übertragen werden.

Kinematik

Obwohl es das erklärte Ziel einer zervikalen Bandscheibenprothese ist, die normale segmentale Beweglichkeit zu erhalten oder wiederherzustellen, sind Daten über Kinematik und Biomechanik von zervikalen Bandscheibenprothesen selten publiziert. Grundsätzlich ist festzustellen, dass die Bewegungsausschläge der zervikalen Wirbelsäule sich aus komplexen gekoppelten Bewegungsmomenten zusammensetzen, die sehr schwierig zu reproduzieren sind [44, 61]. Pullitz et al. [50] konnten zeigen, dass mit dem „Ball-and-socket-Design“ der ProDisc-C-Prothese die normale segmentale Beweglichkeit der Halswirbelsäule reproduzierbar war und auch die komplexen gekoppelten Bewegungsmomente reproduziert werden konnten (■ **Abb. 1**).

Pickett et al. [46] konnten für die Bryan-Prothese zeigen, dass auch nach bis zu 2 Jahren nach Implantation der Prothese die präoperativ vorgefundene Beweglichkeit des operierten spondylosten Segments unverändert erhalten blieb und dass in den angrenzenden Segmenten keine Veränderung des sagittalen Bewegungsausmaßes, der Rotationszentren, der Translationsbewegungen und der vorderen und hinteren Zwischenwirbelhöhen festzustellen war. Dmitriev et al. [12] fanden eine unveränderte segmentale Beweglichkeit nach bandscheibenprothetischer Versorgung mit der PCM-Prothese gegenüber dem Zustand vor Implantation. Sie fanden weiterhin, dass im Fall der Endoprothese der ► **intradiskale Druck** in den 2 benachbarten Segmenten im Gegensatz zu einer Fusion nicht anstieg.

Die klinische Bedeutung einer Wiederherstellung der normalen segmentalen Beweglichkeit der Halswirbelsäule insbesondere an der alternden, zur Einsteifung tendierenden Halswirbelsäule ist jedoch unklar [44].

Zervikale Bandscheibenprothesen mit dem ► **Gleitpaarungsprinzip** (Prestige LP, ProDisc-C, PCM, CerviCore) haben entweder ein Artikulationsdesign, das eine Translation

Tabelle 3

Aktuelle zervikale Bandscheibenprothesen					
	Bryan	Prestige, Prestige LP	ProDisc-C	PCM	CerviCore
Footprint	Kreis	Dreieckig	Rechteck	Rechteck	Oval
Endplatten-abmessung	Durchmesser	Breite/Tiefe	Breite/Tiefe	Breite/Tiefe	Breite/Tiefe
	14 mm	12×12 mm	15×12 mm	15×12 mm	12×12 mm
	15 mm	12×14 mm	15×14 mm	17×12 mm	12×14 mm
	16 mm	12×16 mm	17×14 mm	20×17 mm	14×16 mm
	17 mm	12×18 mm	17×16 mm		16×18 mm
	18 mm		19×16 mm 19×18 mm		
Höhen	11 mm	6 mm	5 mm	6,5 mm	5–10 mm
	10,3 mm	7 mm	6 mm	8,0 mm	
	unter Kompression	8 mm	7 mm		
Gleitpaarung	Verbund	CrCo: Metall/Metall	CrCo: Metall/PE	CrCo: Metall/PE	CrCo: Metall/Metall

neben Rotation, Flexion/Extension und Seitneigung ermöglicht, dann ist das Rotationszentrum variabel, oder ein Design mit fixem Rotationszentrum. Ein ► **fixes Rotationszentrum**, welches das natürliche Rotationszentrum so gut wie möglich nachahmen sollte, dient dem Schutz der Gelenkfacetten [44]. Weiterhin sind einige Prothesen starrer und andere weniger starr geführt („constraint“/„unconstraint“). Eine weniger starr geführte Prothese benötigt zur Führung eine gute Weichteilspannung, wobei insbesondere die stabilisierende Rolle des Lig. longitudinale posterior nachgewiesen ist [37]. Die weniger starr geführten Prothesen (Bryan, ProDisc-C, PCM) sind durch ihr mobiles Rotationszentrum verzeihender hinsichtlich kleinerer Implantationsfehler, kreieren jedoch unter Umständen dadurch größere Stressmomente an den Facetten [44], wohingegen die starrer geführten Prothesen mit fixem Rotationszentrum (Prestige LP, CerviCore) bei optimaler Implantation die Facetten schützen und eine größere Stabilität des Bewegungssegments bewirken, dadurch aber eine größere Beanspruchung am Knochen-Prothesen-Interface erleiden [44].

Materialien

Die Ziele der zervikalen Bandscheibenendoprothetik sind die Reproduktion bzw. der Erhalt der normalen segmentalen Beweglichkeit und der Erhalt bzw. die Wiederherstellung der normalen biomechanischen Eigenschaften der Bandscheibe [13].

Eine exakte Wiederherstellung der biomechanischen Eigenschaften der Bandscheiben ist jedoch nicht möglich. Daher ist mit den vorhandenen Biomaterialien immer nur ein Kompromiss zu verwirklichen. Insbesondere die Pufferfunktion der Bandscheiben kann durch keine Bandscheibenprothese erhalten bzw. wiederhergestellt werden [31].

Die Anforderungen an Materialien zur Verwendung als Bandscheibenprothese wurden umfassend von Hallab et al. [24] definiert und beinhalten die Kriterien:

- Erhalt der Kinematik des Bewegungssegments,
- Erhalt der Biomechanik der Bandscheiben,
- Erhalt der Bandscheibenhöhe,
- Biokompatibilität,
- Möglichkeit einer Revision und
- Langlebigkeit.

Unter diesen Gesichtspunkten werden die aus der Endoprothetik der großen Extremitätengelenke bekannten Gleitpaarungen CoCrMb-Stahl in Eigenpaarung (Prestige LP, CerviCore) und in Paarung mit ultrahochmolekularem Polyethylen (PCM, ProDisc-

► Fixes Rotationszentrum

Eine weniger starr geführte Prothese benötigt zur Führung eine gute Weichteilspannung

Die Pufferfunktion der Bandscheiben kann durch keine Bandscheibenprothese erhalten bzw. wiederhergestellt werden

Es werden die Gleitpaarungen CoCrMb-Stahl in Eigenpaarung und in Paarung mit ultrahochmolekularem Polyethylen eingesetzt

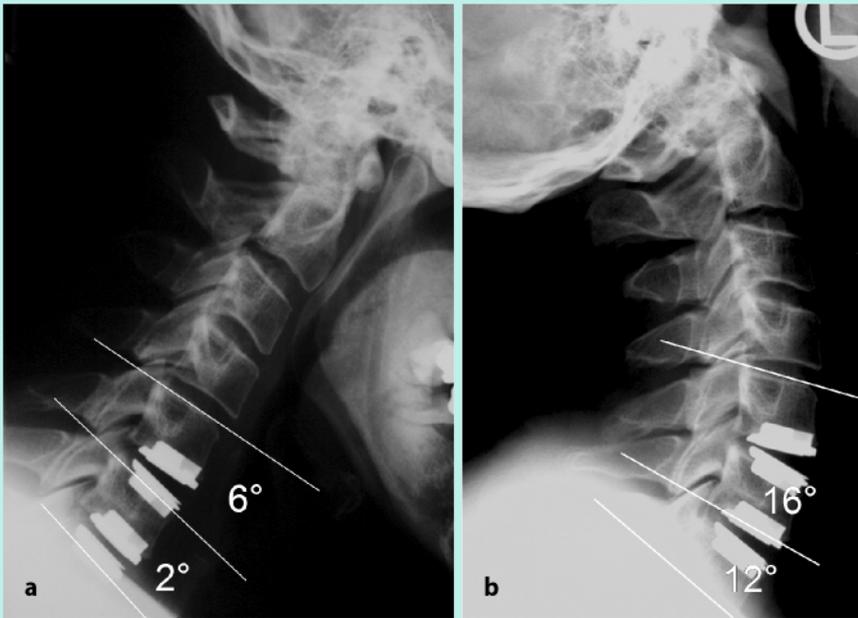


Abb. 1a,b ◀ Flexions- (a) und Extensionsaufnahme (b) 6 Monate nach ProDisc-C-Implantation C5/6 und C6/7; die Beweglichkeit von 10°-Winkeldifferenz bei C5/6 und 10°-Winkeldifferenz bei C6/7 und eine Translation von 2 mm bei C5/6 und 1 mm bei C6/7 entsprechen weitgehend der natürlichen segmentalen Mobilität

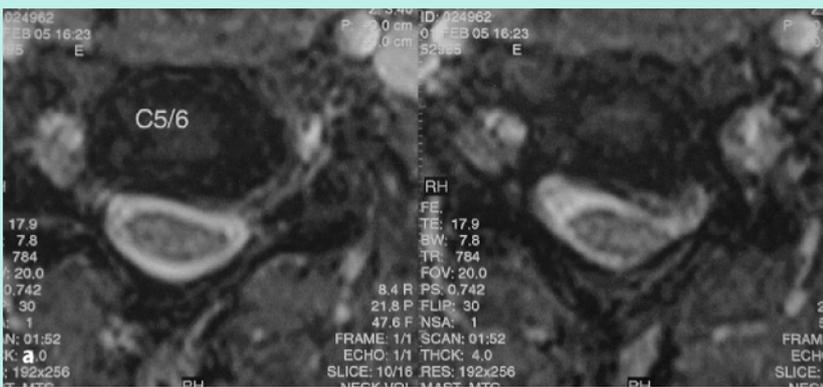
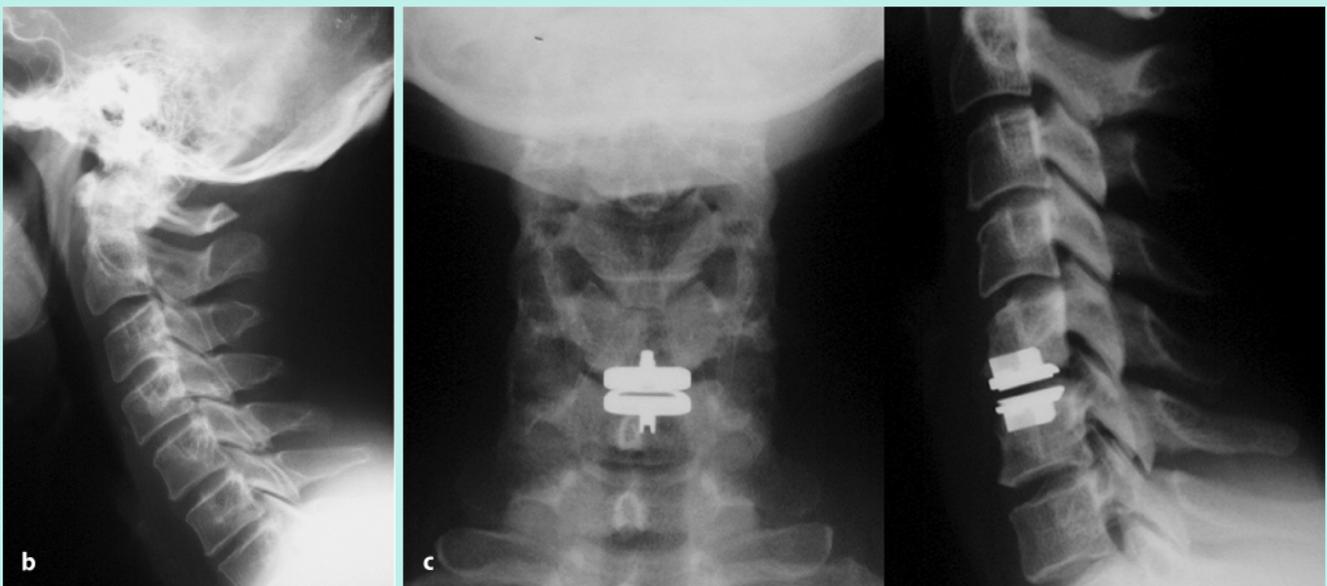


Abb. 2a-c ◀ 1-Etagen-Bandscheibenprothese bei Bandscheibenvorfall C5/6 links. a MRI: großer mediolateral links gelegener Bandscheibenvorfall C5/6 mit C5-Parese und Zeichen der Myelopathie (path. SSEP) bei einer 48-jährigen Patientin. b Das seitliche Röntgenbild zeigt nur geringe degenerative Veränderungen im Bereich der Halswirbelsäule ohne wesentliche Facettenarthrose. c Röntgenbild 3 Monate nach Bandscheibenendoprothese; beschwerdefreie Patientin. Klinisch freie Halswirbelsäulenbeweglichkeit



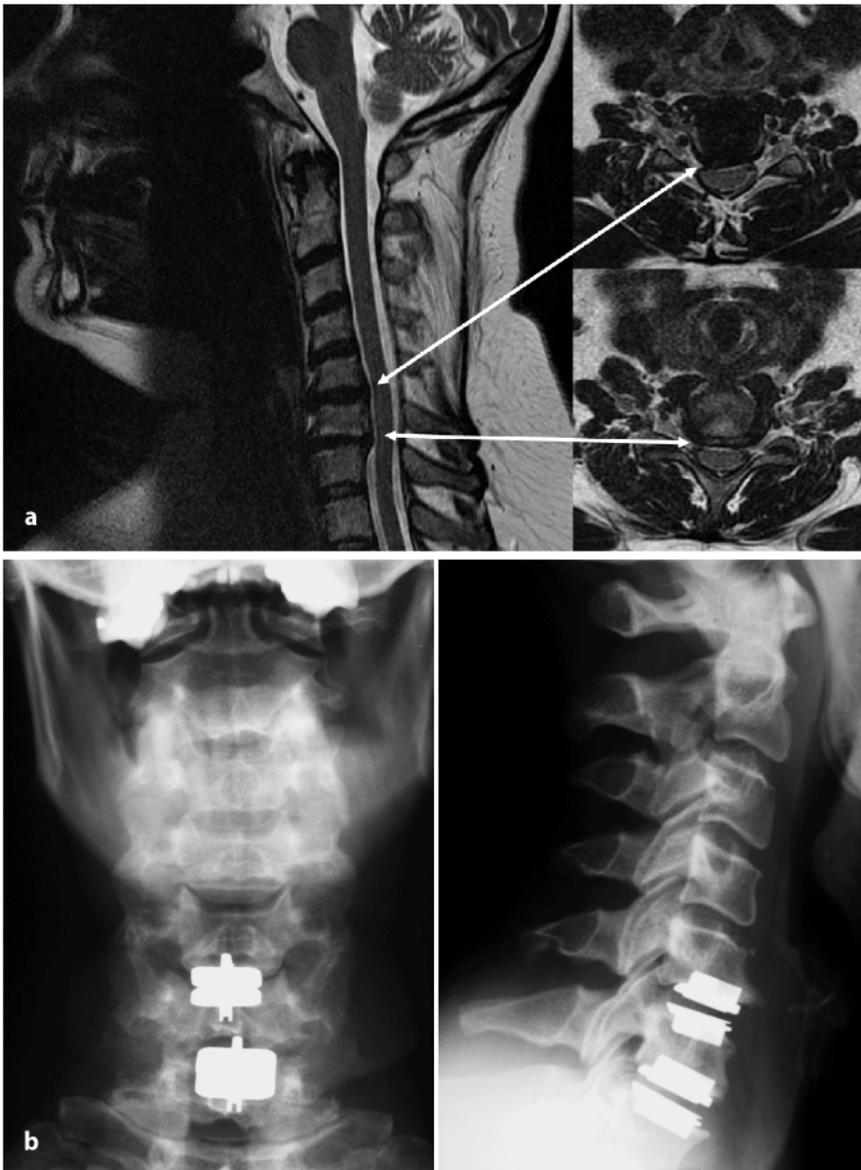


Abb. 3a,b ▲ 2-Etagen-Bandscheibenprothese bei Bandscheibenvorfall C5/6 rechts und Retro-spondylophythen mit Radikulokompression C6/7 beidseits. a MRI: Bandscheibenvorfall C5/6 rechts und Retro-spondylophythen mit Radikulokompression C6/7 beidseits bei einer 45-jährigen Patientin. b Röntgenbild 6 Wochen nach Bandscheibenendoprothese; die Patientin ist beschwerdefrei, die Halswirbelsäulenbeweglichkeit frei

C) eingesetzt. Nur die Bryan-Prothese ist nicht nach dem Prinzip einer Gleitpaarung aufgebaut.

Die Bedenken, wie sie gegen die einzelnen Gleitpaarungen aus der Hüft- und Knieendoprothetik bekannt sind, nämlich PE-Abrieb mit der gesicherten Rolle dieses Abriebs im Prozess der aseptischen Prothesenlockerung und Metallabrieb mit den noch unbekanntenen Auswirkungen erhöhter Konzentration von Metallionen im Blut, gelten auch für die zervikalen Bandscheiben [13, 35, 44].

► **Titanlegierungen**, die wegen der wesentlich besseren MRI-Kompatibilität wünschenswert erscheinen, können wegen der sehr schlechten Abriebfestigkeit sowohl in Eigenpaarung als auch in Paarung mit Polyethylen nicht verwandt werden. Eine Oberflächenbehandlung mit einer Beschichtung aus Titan-Nitrit oder Diamond-like-Carbon könnte die Härte und die Gleiteigenschaften verbessern [25, 29]. Zervikale Bandscheibenprothesen mit diesen neuen Oberflächen haben jedoch noch nicht Eingang in die klinische Anwendung gefunden.

► Titanlegierungen

Die Langzeitfestigkeit einer Bandscheibenprothese ist abhängig von einem Einwachsen von Knochen in ihre Oberflächenstruktur

- ▶ **Knöcherne Integration**
- ▶ **Primärstabilität**

- ▶ **Einsinken der Prothese**

Nur therapierrefraktäre symptomatische Bandscheibenpathologien sollten operiert werden

- ▶ **1-Etagen-Pathologie**

- ▶ **2-Etagen-Pathologie**

Fixation zum Knochen

Die Langzeitfestigkeit einer Bandscheibenprothese ist abhängig von einem Einwachsen von Knochen in die Oberflächenstruktur der Prothese. Die ▶ **knöcherne Integration** der Prothese ist abhängig von der Primärfestigkeit und der Porengröße und der Porengeometrie der Beschichtung [44].

Die ▶ **Primärstabilität** einer Prothese wird bestimmt von der Weichteilspannung, der Oberflächengeometrie der Prothese (gewellt/gezackt), der Dimension der Prothese und Verankerungshilfen, wie z. B. Finnen oder Schrauben.

Oberflächenbeschichtungen, die das Einwachsen der Prothese verbessern sollen, bestehen aus Titanfilamentnetzen, Plasmaspray Titan, porösem CoCr und bioaktiven Materialien wie Hydroxyapatit oder Kalziumphosphat [44]. Die gute Osseointegration solcher Oberflächen konnte für lumbale Bandscheibenprothesen im Tierversuch bestätigt werden [10, 11, 32, 38].

Neben einer unzureichenden Osseointegration stellt das Einsinken einer Bandscheibenprothese eine weitere Problematik dar. Dieses Phänomen ist für lumbale Bandscheibenprothesen schon beschrieben [59]. Das Risiko eines ▶ **Einsinkens der Prothese** ist möglicherweise zu verringern durch Erhalt des harten subchondralen Knochens (Verzicht auf hochtourige Fräßsysteme) während der Diskektomie und Verwendung adäquat großer Implantate, die auf der tragfähigeren Ringapophyse aufliegen [33].

Durch Alter und Osteoporose und die dadurch herabgesetzte Fähigkeit der Wirbelspongiosa, die Endplatten zu tragen, ergibt sich ein weiteres Potenzial für ein späteres Einsinken der Prothese und somit ein Spätversagen. Daten über solche Mechanismen liegen für zervikale Bandscheibenprothesen jedoch noch nicht vor.

Indikationen zur zervikalen Bandscheibenprothese

Die Indikationen für eine zervikale Bandscheibenprothese entsprechen im Prinzip der Indikation zur anterioren Dekompression und Fusion. Nur therapierrefraktäre symptomatische Bandscheibenpathologien (Zervikalgien, Radikulopathien, Myelopathien) sollten operiert werden. Die Einsatzmöglichkeiten werden unterschiedlich weit gesteckt.

Durbhakula und Ghiselli [13] beschränken die Indikation auf 1 Segment (■ **Abb. 2**) mit dem Argument, dass in den meisten derzeitigen Studien lediglich eine ▶ **1-Etagen-Pathologie** ein Einschlusskriterium ist. In einer zervikalen Myelopathie sehen diese Autoren kein Ausschlusskriterium. Weiterhin wird die Indikation auf jüngere Patienten unter 60 Jahren beschränkt.

Andere Autoren fassen die Indikation anders: Bertagnoli [3, 4] sieht eine Indikation auch in einer ▶ **2-Etagen-Pathologie** (■ **Abb. 3**), jedoch nur bei Vorhandensein einer Radikulopathie. Am weitesten fasst McAfee [39] das Indikationsspektrum, indem er eine Implantation einer Bandscheibenprothese auch bei Revisionen von Pseudarthrosen und bei Korrektur von Deformitäten, nach komplexen Osteotomien und auch benachbart zu einem fusionierten Segment indiziert sieht.

Kontraindikationen zur zervikalen Bandscheibenprothese

Neben den strittigen Indikationen zu zervikalen Bandscheibenprothesen bei mehrsegmentaler Pathologie, beim Vorhandensein einer Myelopathie oder benachbart zu einem fusionierten Segment besteht bezüglich der Kontraindikationen größere Einigkeit [3, 4, 13, 39, 44]:

Hier werden aufgeführt: Alter <18 und >60 Jahre, Schwangerschaft, rheumatoide Arthritis und andere rheumatische oder Autoimmunerkrankungen, Infektionen, Tumoren, Osteoporose, Metallallergien, metabolische Leiden (v. a. Diabetes mellitus), vorausgegangene Frakturen, Instabilitäten (Flexions-/Extensionsröntgenaufnahmen), Spondylolisthesis, schwere Facettenarthrose, Zustand nach zervikaler Laminektomie, dorsale, den Spinalkanal einengende Erkrankungen (v. a. OPLL), die von ventral nicht angegangen werden können (■ **Tabelle 2**).



Abb. 4 ▲ Bryan-Prothese (mit freundlicher Genehmigung von Medtronic Sofamor Danek, Deutschland; die Prothese ist in den USA und ihren Territorien nicht zugelassen)

Abb. 5 ▲ Prestige-LP-Prothese (mit freundlicher Genehmigung von Medtronic Sofamor Danek, Deutschland; die Prothese ist in den USA und ihren Territorien nicht zugelassen)



Abb. 6 ▲ ProDisc-C-Prothese (mit freundlicher Genehmigung von Synthes Stratec, Oberdorf/Schweiz)



Abb. 7 ▲ PCM-Prothese (mit freundlicher Genehmigung von Fa. Waldemar Link, Hamburg)

Klinische Ergebnisse

Die aktuellen Modelle zum zervikalen endoprothetischen Bandscheibenersatz, von denen auch klinische Daten und/oder biomechanische Daten publiziert sind, sind die Bryan-Prothese und die Prestige-Prothese (beides: Medtronic Sofamor Danek, Memphis, Tennessee), die ProDisc-C-Prothese (Synthes Stratec, Oberdorf/Schweiz) und die PCM-Prothese (Cervitech, Rockaway, New Jersey). Diese Typen sind CE-zertifiziert und können in der allgemeinen klinischen Anwendung eingesetzt werden.

Die CerviCore-Prothese (SpineCore, Stryker Spine, Allendale, New Jersey) befindet sich derzeit in den USA im FDA-Zulassungsverfahren (■ **Tabelle 3**).

Bryan-Prothese

Die Bryan-Prothese ist ein Verbund aus 2 mikroporös beschichteten Titanschalen mit einem Polycarbonat/Polyurethankern, der von einer Polymermembran, die an die Endplatten fixiert ist, umschlossen ist. Die Rotationsachse dieser Prothese ist variabel, die Polymermembran um den Kern hat die Aufgabe, den Austritt von entstehendem Abrieb und das Einwachsen von Weichteilen zu verhindern.

Die Bryan-Prothese ist bisher weltweit mehr als 5500-mal implantiert worden ([18]; ■ **Abb. 4**).

Die Ergebnisse der Untersuchungen zur Abriebfestigkeit wurden von Anderson et al. [1] publiziert. Der durchschnittliche Höhenverlust nach 10 Mio. Zyklen war 0,75%, die

Die Polymermembran um den Kern soll den Austritt von entstehendem Abrieb und das Einwachsen von Weichteilen verhindern

An explantierten Prothesen wurde festgestellt, dass der Bewegungsabrieb prothesenintern aufgefangen wird

Nach Implantation der Prothese blieb die präoperativ vorgefundene Beweglichkeit des operierten spondylotischen Segments unverändert erhalten

► „Unconstraint-Bauweise“

Abriebpartikel hatten einen durchschnittlichen Durchmesser von $3,89 \mu\text{m}$. Ein Kontakt der Endplatten war nach 40 Mio. Zyklen erreicht. Die Autoren gingen davon aus, dass 100.000–400.000 Simulatorzyklen 1 Jahr Implantationszeit entsprechen und folgerten hieraus eine Überlebenszeit der Prothese von 40 Jahren.

In 11 Fällen erfolgte eine Explantation der Prothese aus unterschiedlichen Gründen. Anhand von Untersuchungen an 6 dieser explantierten Prothesen konnte festgestellt werden, dass der Bewegungsabrieb selbst prothesenintern aufgefangen wird und nicht zu Fremdkörperreaktionen führt [2].

Goffin et al. [20] konnten zeigen, dass die Beweglichkeit bei C5/6 nach Implantation einer Bryan-Prothese ähnlich war wie bei normalen nicht operierten Freiwilligen. Pickett et al. [45, 46] konnten bei 20 Patienten mit mono- oder bisegmentaler Versorgung und einer Nachbeobachtungszeit von bis zu 2 Jahren zeigen, dass nach Implantation der Prothese die präoperativ vorgefundene Beweglichkeit des operierten spondylotischen Segments unverändert erhalten blieb (im Mittel $7,8^\circ$) und dass in den angrenzenden Segmenten keine Veränderung des sagittalen Bewegungsausmaßes, der Rotationszentren, der Translationsbewegungen und der vorderen und hinteren Zwischenwirbelhöhen festzustellen war.

Die ersten klinischen Ergebnisse mit der Bryan-Prothese wurden von Goffin et al. 2002 [19] publiziert. Von 97 Patienten mit „Single-level-Versorgung“ aufgrund von Radikulopathie oder Myelopathie konnten die Frühergebnisse von 60 Patienten ermittelt werden, wobei 30 Patienten 1 Jahr nachverfolgt wurden. Die Nachuntersuchungsparameter waren: Cervical Spine Research Society Assessment Scale und SF-36. Erfolg, von den Autoren definiert als hervorragendes bis befriedigendes Ergebnis, wurde bei 86% der Patienten nach 6 Monaten und bei 90% der Patienten nach 1 Jahr festgestellt. Ähnliche 1-Jahres-Ergebnisse bei 46 Patienten mit spondylophytär bedingter Radikulopathie oder Myelopathie und 1-Etagen-Versorgung wurden von Lafuente et al. [30] vorgefunden.

Mittelfristige Ergebnisse nach 1-Etagen-Versorgung bei 103 Patienten (89 Patienten mit 1-Jahres-Ergebnissen und 73 Patienten mit 2-Jahres-Ergebnissen) wurden von Goffin et al. 2003 [21] mitgeteilt. Die Ergebnisse von 45 der 73 1-Etagen-Versorgungen mit 2-Jahres-Follow-up wurden als hervorragend klassifiziert (62%), bei 7 Patienten wurde ein gutes Ergebnis, bei 13 ein befriedigendes und bei 8 ein schlechtes Ergebnis vorgefunden. Ähnlich gute Ergebnisse wurden für den 1-Jahres-Zeitraum der 2-Etagen-Versorgungen vorgefunden: Bei 21 von 30 Patienten (70%) wurde ein hervorragendes, bei 3 Patienten ein gutes, bei 5 ein befriedigendes und bei 1 Patienten ein schlechtes Ergebnis festgestellt.

In einer prospektiven Studie berichteten Jöllenbeck et al. 2004 [28] über 50 Verläufe mit einer Beobachtungszeit von bis zu 2 Jahren. Zum Zeitpunkt der Entlassung war die Beweglichkeit aller Prothesen mit einer mittleren Bewegung von $7,8^\circ$ ($2\text{--}11^\circ$) erhalten, nach 6 Monaten lag die mittlere Beweglichkeit bei $7,3^\circ$ (zwischen 2° und 14°). Die klinischen Ergebnisse waren mit denen von Goffin et al. 2002 [19] und 2003 [21] und Lafuente et al. 2005 [30] vergleichbar.

Komplikationen im Rahmen der Versorgung mit einer Bryan-Prothese wurden in 6,3% pro operiertem Segment ohne Zusammenhang mit dem Implantat vorgefunden [21], über eine inadäquate Dekompression wurde in 3 von 146 Fällen berichtet. Angaben über spezifische prothesenbedingte Komplikationen umfassen eine Migration nach vorne oder hinten, Kyphose der Endplatten, heterotrope Ossifikationen um die Prothese [21] sowie den Verlust der Beweglichkeit [48].

Über eine Verschlechterung der zervikalen Kyphose bei Patienten mit steil gestellter Halswirbelsäule und insbesondere kyphotischem operiertem Segment nach Implantation einer Bryan-Prothese wurde ebenfalls berichtet [45]. Die ► „Unconstraint-Bauweise“ der Prothese wird hierfür verantwortlich gemacht [3].

Prestige-Prothese

Aus der in den späten 1980er-Jahren von Cummins [9] entwickelten Prothese, deren Design in einer Stahl-Stahl-Paarung mit einem kugelförmigen Aufbau auf der Basisplatte, die in einer Vertiefung der 2. Basisplatte („ball-in-socket design“) artikuliert, bestand, wurde nach Modifikationen von Gill und Redesign des Anschraubmechanismus die sog. Bristol-Prothe-

se. Die Ergebnisse einer Pilotstudie mit dieser Prothese wurden 2002 von Wigfield [62] publiziert. Während dieser Studie wurden weitere Veränderungen an der Prothese durchgeführt in Form einer Oberflächenbeschichtung und Einführung verschiedenen AP-Durchmesser und Höhen [3]. Diese Prothese wurde Prestige II genannt. Seit neuestem liegt die Prothese als ► **Prestige LP** (► **Abb. 5**) vor, erneut wurde das Design geändert: Nun sorgen 2 gezackte Finnen in den Basisplatten für die nötige Primärstabilität, die Anschraublöcher entfielen.

Die Ergebnisse der Abriebmessungen wurden von Trynelis [58] publiziert:

Nach 10 Mio. Zyklen in Flexion/Extension und 5 Mio. Zyklen einer Komplexbewegung aus axialer Rotation und Seitneigung wurde ein Abrieb von 0,37–0,42 mm³/Mio. Zyklen festgestellt.

Der Erhalt der segmentalen Beweglichkeit im operierten Segment bei Versorgung mit der Prestige-I-Prothese und der Prestige-II-Prothese ist in Studien mit bis zu 4 Jahren Nachbeobachtungszeitraum belegt [52, 53, 62].

In der 1. prospektiven Studie überhaupt, die Patienten mit Fusion und Patienten mit zervikaler Bandscheibenprothese verglich, konnten 27 Patienten mit Prestige-II-Prothese und 28 Patienten mit anteriorer zervikaler Fusion verglichen werden [49]. Es konnte gezeigt werden, dass in der Prothesengruppe nach 1 Jahr die segmentale Beweglichkeit mit 5,9° durchschnittlich erhalten war und dass nach 2 Jahren die Verbesserung der erfassten Parameter (NDI-Score, SF-36, VAS für Nacken- und Armschmerz) für beide Gruppen gleich waren. Auch war die Komplikationshäufigkeit in beiden Gruppen gleich. Es wurde daher die Schlussfolgerung getroffen, dass die Versorgung mit der Prestige-II-Prothese so sicher und erfolgreich ist wie bei einer anterioren Fusion [49].

ProDisc-C-Prothese

Die ProDisc-C-Prothese (► **Abb. 6**), deren Design sich von der lumbalen Version herleitet, ist unter dem Augenmerk einer möglichst ► **einfachen Implantationstechnik** entwickelt worden [3, 4]. Das Design folgt den Prinzipien einer unmittelbaren Primärfestigkeit im Wirbel durch Finnen, einer einfachen und sicheren Anwendung, einer minimalisierten Endplattenbearbeitung und optimierten Beweglichkeit. Eine Titan-Plasmaspray-Beschichtung soll für eine optimierte knöcherne Integration sorgen [3, 4]. Es handelt sich bei der ProDisc-C-Prothese grundsätzlich um ein Modell mit einer Gleitpaarung UHMWPE-CoCrMb-Stahl, wobei die unterschiedlichen Höhen durch unterschiedlich dicke PE-Kerne erzielt werden. Die Bedenken, wie sie gegen die Gleitpaarung UHMWPE-CoCrMb-Stahl aus der Hüft- und Knieendoprothetik bekannt sind, nämlich PE-Abrieb mit der gesicherten Rolle dieses Abriebs im Prozess der aseptischen Prothesenlockerung, gelten auch für die zervikalen Bandscheiben [13, 35, 44]. Untersuchungen an lumbalen Bandscheibenprothesen mit dieser Gleitpaarung zeigten jedoch, dass nach 10 Mio. Testzyklen der Polyethylenabrieb gering war und die Menge an Abriebspartikeln vernachlässigbar. Für die zervikale ProDisc-Prothese wurden nach Herstellerangaben in multiaxialen Simulatortestreihen Abriebswerte gefunden, die um den Faktor 40–50 niedriger waren als in der Hüft- und Knieendoprothetik [4].

Was die Kinematik der ProDisc-C-Prothese betrifft, so konnten Pullitz et al. [50] zeigen, dass im Leichenversuch mit dem ► **„Ball-and-socket-Design“** der ProDisc-C-Prothese die normale segmentale Beweglichkeit der Halswirbelsäule reproduzierbar war und auch die komplexen gekoppelten Bewegungsmomente reproduziert werden konnten (► **Abb. 1**). Untersuchungen aus dem eigenen Haus mit RSA-Analysen ergaben jedoch geringere Bewegungsmöglichkeiten in vivo [42].

Was die klinischen Ergebnisse betrifft, so wurden von Murrey et al. Kurzzeitresultate einer randomisierten kontrollierten Studie an je 17 Patienten entweder mit anteriorer Fusion oder ProDisc-C-Implantation nach maximal 6 Monaten vorgestellt [41]. Es wurde festgestellt, dass alle Patienten signifikante Verbesserungen des präoperativen neurologischen Defizits und der VAS-Werte, was Nacken und Armschmerzen betrifft, sowie des NDI und des SF-36-Scores aufwiesen ohne Unterschiede in den Gruppen. Eine deutlich bessere Beweglichkeit der Halswirbelsäulensegmente C3–C7 in der ProDisc-C-Gruppe konnte festgestellt werden [41]. Eine weitere ähnliche Studie – ebenfalls mit prospektiv

► Prestige LP

Zwei gezackte Finnen in den Basisplatten sorgen für die nötige Primärstabilität, die Anschraublöcher entfielen

Die segmentale Beweglichkeit im operierten Segment bleibt erhalten

Die Versorgung mit der Prestige-II-Prothese ist so sicher und erfolgreich wie bei einer anterioren Fusion

► Einfache Implantationstechnik

Bei der ProDisc-C-Prothese handelt es sich um ein Modell mit einer Gleitpaarung UHMWPE-CoCrMb-Stahl

► „Ball-and-socket-Design“

Nacken- und Armschmerzen werden postoperativ dauerhaft signifikant verbessert

Es wurden weder zugangsbedingte noch prothesenspezifische Komplikationen beobachtet

► Gute Osseointegration

Die Ergebnisse waren bei den Multietagenfällen besser als bei den 1-Etagen-Versorgungen

randomisiertem kontrolliertem Studiendesign – von Patel et al. an je 14 Patienten zeigte gleichartige Ergebnisse [43].

Ein-Jahres-Ergebnisse von 16 Patienten mit 1- oder 2-Etagen-Versorgungen mit ProDisc-C-Prothesen wurden von Bertagnoli et al. 2005 [4] publiziert. Er fand Nacken- und Armschmerzen postoperativ dauerhaft signifikant verbessert, ebenso wie die erfassten Scores (modifizierter Oswestry Disability Questionnaire und VAS). Insbesondere konnte eine dauerhafte Wiederherstellung der Bandscheibenhöhe von präoperativ 3 mm im Durchschnitt auf 8 mm postoperativ festgestellt werden ohne Änderung der Nachbarsegmente sowie eine Verbesserung der segmentalen Beweglichkeit von 4° präoperativ zu 12° postoperativ. Was Komplikationen betrifft, so wurden weder zugangsbedingte noch prothesenspezifische Komplikationen beobachtet insbesondere keine Spontanfusion des operierten Segments. Ähnliche Ergebnisse von 27 Patienten mit ProDisc-C-Prothesen-Implantation und einem Follow-up von 1 Jahr publizierten Bertagnoli et al. 2005 an anderer Stelle [3]. Die eigenen Erfahrungen mit 16 ProDisc-C-Prothesen bei 10 Patienten seit 11/2004 sind ähnlich; eine deutliche dauerhafte Verbesserung des präoperativen neurologischen Defizits und der präoperativ vorhandenen Beschwerden war in allen Fällen zu beobachten ohne Verschlechterungstendenz bisher (■ Abb. 2, 3). Funktionsaufnahmen, die routinemäßig nach 3 Monaten durchgeführt wurden, zeigten in allen Fällen eine erhaltene segmentale Beweglichkeit in den endoprothetisch versorgten Segmenten (■ Abb. 1).

„Porous coated motion“ (PCM)

Bei der PCM-Prothese (■ Abb. 7) liegt eine Gleitpaarung Polyethylen-Metall vor, wobei eine besonders große lastaufnehmende UHMWPE-Oberfläche an der unteren Endplatte fixiert ist, was große translatorische Bewegungen erlaubt. Das Design ist also „unconstrained“.

Die stabilisierende Bedeutung des Lig. longitudinale anterior ist von McAfee [37] herausgearbeitet worden, welches gerade bei dieser in der Beweglichkeit kaum limitierten Prothese beachtet werden sollte. Die CoCrMb-Endplatten sind mit Titan überzogen und zusätzlich mit Kalziumphosphat beschichtet.

Die ► **gute Osseointegration** dieser Oberfläche ist für den lumbalen Einsatz belegt [38]; im Primatenmodell („baboons“) konnte eine Osseointegration von zwischen 35,5 und 58,8% der Prothesenflächen festgestellt werden, was mehr ist, als von Extremitätenendoprothesen bekannt ist.

Klinische 1-Jahres-Ergebnisse von 82 PCM-Prothesen bei 53 Patienten wurden von Pimenta et al. [47] veröffentlicht. Er berichtete über 90% sehr gute und gute Ergebnisse (Odom's Kriterien) nach 1 Jahr. In 1 Fall wurde eine Prothesendislokation um 4 mm nach vorne und in einem weiteren Fall eine milde heterotrope Ossifikation festgestellt.

McAfee [40] berichtete in jüngster Zeit über die klinischen Ergebnisse von 178 PCM-Prothesen bei 109 Patienten mit einem Anteil von 54 Patienten mit multietagerer Versorgung (43 Patienten 2 Etagen, 7 Patienten 3 Etagen und 4 Patienten 4 Etagen) und einer Nachbeobachtungszeit von durchschnittlich 19,6 Monaten (1-Etagen-Fälle) bzw. 18 Monate (Mehretagenfälle). Die Ergebnisse waren bei den Multietagenfällen sogar besser als bei den 1-Etagen-Versorgungen; die Verbesserung in Bezug auf den Neck-Disability-Index (NBI) betrug 54,8% bei den 1-Etagen-Fällen und 64,8% bei den Multi-Level-Fällen, die Verbesserung der VAS-Werte betrug 62% bei den 1-Etagen-Fällen und 68,1% bei den Multi-Level-Fällen. Der klinische Erfolg (Odom's Kriterien) war 86% bei den 1-Etagen-Fällen und 96% bei den Multietagenfällen.

Fazit für die Praxis

Die endoprothetische Versorgung an der Halswirbelsäule ist eine attraktive Alternative zur Fusion in Fällen, in denen eine operative Therapie eines degenerativen Bandscheibenschleuders (Bandscheibenvorfall, Osteophyten) notwendig erscheint.

Aufgrund der zwischenzeitlich publizierten biomechanischen Ergebnisse ist festzustellen, dass mit allen der derzeit in der klinischen Anwendung befindlichen Implantaten die

segmentale Beweglichkeit an der Halswirbelsäule erhalten bleibt. Weiterhin zeigen Versuchsergebnisse, dass im Gegensatz zu einer Fusion die Biomechanik und der intradiscale Druck in den angrenzenden Segmenten normal bleiben. So ist es zumindest theoretisch nachgewiesen, dass bei endoprothetischer Versorgung eine Überbeanspruchung der Nachbarsegmente mit möglichen negativen Folgen minimiert wird. Weiterhin erlauben zervikale Endoprothesen eine schnellere Rehabilitation, und eine Knochenspanentnahmeproblematik entfällt zur Gänze.

Auch die bislang mitgeteilten klinischen Ergebnisse an der Halswirbelsäule sind sehr ermutigend und weisen sogar darauf hin, dass der endoprothetische Ersatz gerade bei Mehretagenproblematiken besonders gute Erfolge hat. Dennoch gibt es bisher für zervikale Endoprothesen noch keine veröffentlichten Langzeitergebnisse, und daher sind derzeit Anhaltspunkte über das Überleben der Prothesen hinsichtlich der aseptischen Lockerungsrate nicht bekannt. Auch gibt es noch keine Erkenntnisse darüber, wie sich eine implantierte zervikale Endoprothese bei nachlassender Knochenqualität im höheren Lebensalter verhält.

An der Halswirbelsäule ergibt sich jedoch im Hinblick auf eine endoprothetische Versorgung ein grundlegender Unterschied zur Lendenwirbelsäule, was mögliche Langzeitkomplikationen betrifft. Am treffendsten ist dieser Unterschied von McAfee 2004 [39] formuliert worden: Während sogar ein höchst erfahrener Gefäßzugangschirurg erhebliche Probleme mit einer anspruchsvollen Revision eines anterioren Zugangs zur Lendenwirbelsäule hat, sind die meisten erfahrenen Halswirbelsäulenoperateure mit einem anterioren Revisionseingriff an der HWS vertraut.

Die chirurgisch-technische Machbarkeit einer Revisionsoperation an der Halswirbelsäule ist somit als der wesentliche Unterschied zur Lendenwirbelsäule anzusehen. Die Möglichkeit einer sicheren und komplikationsarmen Revision einer gelockerten zervikalen Endoprothese lässt es als gerechtfertigt erscheinen, diesem Verfahren – natürlich unter strikter Beachtung der Indikationen und Kontraindikationen – den Vorzug vor einer Fusion zu geben.

Korrespondierender Autor

Dr. E. W. Fritsch

Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes, 66421 Homburg/Saar, E-Mail: ekkehard.fritsch@uniklinik-saarland.de

Interessenkonflikt: Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Literatur

3. Bertagnoli R, Duggal N, Pickett GE et al. (2005) Cervical total disc replacement, part two: clinical results. *Orthop Clin N Am* 36:355–362
11. Cunningham BW, Dmitriev AE, Hu N et al. (2003) General principles of total disc replacement arthroplasty: seventeen cases in a nonhuman primate model. *Spine* 28 (Suppl):118–124
12. Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N et al. (2005) Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty. *Spine* 30(10):1165–1172
13. Durbhakula MM, Ghiselli G (2005) Cervical total disc replacement, part I: rationale, biomechanics, and implant types. *Orthop Clin N Am* 36:349–354
18. Firsching R, Jöllenbeck B, Hahne R (2005) Zervikale Bandscheibenprothesen. *Dtsch Arztebl* 102: A2178–2180
21. Goffin J, Van Calenbergh F, Van Loon et al. (2003) Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: single-level and bi-level. *Spine* 28:2673–2678
30. Lafuente J, Casey TH, Petzold A, Brew S (2005) The Bryan cervical disc prosthesis as an alternative to arthrodesis in the treatment of cervical spondylosis. *J Bone Joint Surg (Br)* 87:508–512
31. LeHuec JC, Kiaer T, Friesem T et al. (2003) Shock absorption in lumbar disc prosthesis: a preliminary mechanical study. *J Spinal Disord Tech* 16(4):346–351
33. Link HD, McAfee PC, Pimenta L (2004) Choosing a cervical disc replacement. *Spine* J 4 [Suppl 6]:294–302
36. McAfee PC, Cunningham B, Dmitriev A et al. (2003) Cervical disc replacement – porous coated motion prosthesis. *Spine* 28:S176–S185
39. McAfee PC (2004) The indications for lumbar and cervical disc replacement. *Spine* J 4 [6 Suppl]:1775–1815
44. Phillips FM, Garfin SR (2005) Cervical disc replacement. *Spine* 30:S27–S33
46. Pickett GE, Rouleau JP, Duggal N (2005) Kinematic Analysis of the cervical spine following implantation of an artificial cervical disc. *Spine* 30:1949–1954
50. Puttlitz CM, Rousseau MA, Xu Z et al. (2004) Inter-vertebral disc replacement maintains cervical spine kinetics. *Spine* 29:2809–2814
53. Robertson JT, Metcalf NH (2004) Long-Term outcome after implantation of the Prestige I disc in an end-stage indication: 4-year results from a pilot study. *Neurosurg Focus* 17:E10

Das komplette Literaturverzeichnis ...

... finden Sie in der elektronischen Version dieses Beitrags unter DerOrthopaede.de

Bitte beachten Sie:

Antwortmöglichkeit nur online unter: **CME.springer.de**

Die Frage-Antwort-Kombinationen werden online individuell zusammengestellt.

Es ist immer nur eine Antwort möglich.

Fragen zur Zertifizierung

Welche Biomaterialien werden bei zervikalen Endoprothesen verwandt?

- I Co-Cr-Legierung.
- II Titanlegierung.
- III Polyethylen.
- IV Polymethylmethacrylat.
- V Polyester.
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Nur I und IV sind richtig.
- Nur I und III sind richtig.
- Nur II und V sind richtig.

Welche Kontraindikationen bestehen für zervikale Endoprothesen?

- I Zervikaler Bandscheibenvorfall mit Radikulopathie.
- II Schwangerschaft.
- III Tumor.
- IV Instabilität.
- V Autoimmunerkrankungen.
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur II, III, IV und V sind richtig.
- Nur I und IV sind richtig.
- Nur I und III sind richtig.
- Nur II und III sind richtig.

Welche Aussagen für zervikale Endoprothesen treffen zu?

- I Eine zervikale Bandscheibenprothese hält immer lebenslang.
- II Die segmentale Beweglichkeit kann durch eine Bandscheibenprothese erhalten werden.
- III Die Biomechanik der Nachbarsegmente wird nicht wesentlich gestört.
- IV Es gibt bisher noch keine ausreichenden Langzeiterfahrungen.
- V Beim Einsatz einer Bandscheibenprothese kann auf eine Dekompression des Segments verzichtet werden.

- Die Aussagen II, III und IV sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Nur I und IV sind richtig.
- Nur I und III sind richtig.
- Nur II und V sind richtig.

Welche zervikalen Endoprothesen sind in Deutschland derzeit in der allgemeinen klinischen Anwendung?

- I Bryan-Prothese.
- II Prestige-Prothese.
- III PCM-Prothese.
- IV CerviCore-Prothese.
- V ProDisc-C-Prothese.
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Nur I, II, III und V sind richtig.
- Nur I und III sind richtig.
- Nur II, IV und V sind richtig.

Entscheiden Sie: Welche der folgenden Aussagen sind richtig?

- I Die zervikale Dekompression und Fusion haben eine gute klinische Erfolgsquote.
- II Nach zervikaler Fusion ist die Biomechanik der Nachbarsegmente gestört.
- III Es kommt immer nach zervikaler Fusion zur Anschlussdegeneration.
- IV Eine Bandscheibenprothese ist einer Fusion an der Halswirbelsäule immer vorzuziehen.
- V An der Halswirbelsäule gibt es keine Pseudarthrosen nach Fusion.
- Alle Aussagen sind falsch.
- Aussagen I und IV sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Aussagen III, IV und V sind richtig.
- Aussagen II, III und V sind richtig.

Welche Indikation ist keine strittige Indikation oder Kontraindikation der zervikalen Bandscheibenendoprothese?

- Ein-Etagen Pathologie mit Radikulopathie
- Zwei-Etagenpathologie
- Myelopathie
- Endoprothese grenzt an Fusion
- Infektion

Welche Anforderungen werden an das Design einer cervicalen Bandscheibenendoprothese gestellt?

- I Laststabilität
- II Minimale Reibung
- III Minimale Abriebfestigkeit
- IV Geringe Lockerungsrate
- V Ein Prothesenmodell für alle Bandscheibenhöhen
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Nur IV ist richtig.
- I, IV und V sind richtig.
- I, II und IV sind richtig.

Wodurch wird die Prothesenstabilität einer cervicalen Endoprothese bestimmt?

- I Weichteilspannung
- II Oberflächengeometrie
- III Dimension der Prothese
- IV Verankerungshilfen
- V Knochenstruktur
- Nur IV und V sind richtig.
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur V ist richtig.
- Nur III, IV und V sind richtig.
- Nur I, II, III und IV sind richtig.



Mitmachen, weiterbilden und CME-Punkte sichern durch die Beantwortung der Fragen im Internet unter **CME.springer.de**

Welche Anforderungen werden an eine Bandscheibenendoprothese gestellt?

- I Erhalt der Kinematik eines Segments
- II Erhalt der Biomechanik der Bandscheibe
- III Erhalt der Bandscheibenhöhe
- IV Biokompatibilität
- V Möglichkeit der Revision
- Nur III und V sind richtig.
- Nur I ist richtig.
- Nur I, II und V sind richtig.
- Nur I, II, IV und V sind richtig.
- Alle Aussagen sind richtig.

Wodurch wird das Risiko eines Einsinkens einer Prothese vermindert?

- I Harter subchondraler Knochen
- II Hochtouriges Fräsen
- III Kleine Implantate
- IV Hohes Alter des Patienten
- V Osteoporose
- Nur Aussage I ist richtig.
- Nur I und II sind richtig.
- Nur II, IV und V sind richtig.
- Alle Aussagen sind richtig.
- Nur II, III, IV und V sind richtig.

Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate auf [CME.springer.de](https://www.cme.springer.de) verfügbar. Den genauen Einsendeschluss erfahren Sie unter [CME.springer.de](https://www.cme.springer.de).

Hier steht eine Anzeige.

