

Aus dem Institut/der Klinik für Neurochirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich klinischer und radiologischer Parameter nach
anteriorer Diskektomie und Fusion der Halswirbelsäule mit
Polyetheretherketon- und Titan-Cages

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Soner Özdemir

aus Berlin

Datum der Promotion: 30.05.2015

I. Inhaltsverzeichnis

I.	Inhaltsverzeichnis.....	2
II.	Abkürzungsverzeichnis.....	6
III.	Abbildungsverzeichnis.....	7
IV.	Tabellenverzeichnis.....	8
V.	Zusammenfassung	9
VI.	Abstract	10
1.	Einleitung	11
1.1	Die Anatomie und Physiologie der Halswirbelsäule.....	12
1.1.1	Zur Anatomie der Halswirbelsäule	12
1.1.2	Biomechanische Besonderheiten der Halswirbelsäule	12
1.2	Pathophysiologie degenerativer Erkrankungen der Halswirbelsäule	14
1.2.1	Zum "Bewegungssegment" nach Junghanns	14
1.2.2	Zur Pathophysiologie der Bandscheibe.....	14
1.2.3	Zur Degeneration der Ligamente und Facettengelenke.....	14
1.3	Klinische Symptomatik	15
1.4	Operationsindikation bei degenerativen Halswirbelsäulenerkrankungen...	16
1.4.1	Operationstechniken	18
1.5	Cervical intervertebral Fusion Cage.....	18
1.5.1	Cageformen	19
1.5.2	Cagematerialien	20

2.	Herleitung der Aufgabenstellung	21
3.	Methodik	22
3.1	Patientenkollektiv	22
3.2	Operationstechnik und Materialien	24
3.3	Prä- und postoperative klinische Daten.....	25
	3.3.1 Fragebögen	26
	3.3.1.1 Neck Pain and Disability Index (NPDI).....	26
	3.3.1.2 Visuelle Analog Skala (VAS).....	26
	3.3.1.3 Odom's-Kriterien	27
3.4	Prä- und postoperative radiologische Daten.....	28
	3.4.1 Zervikaler und segmentaler Lordosewinkel der Halswirbelsäule	28
	3.4.2 Beurteilung der Wirbelkörperperfusion und Implantatlage	29
3.5	Statistische Auswertung	30
4.	Ergebnisbeschreibung	31
4.1	Verteilung der Basischarakteristika	31
	4.1.1 Alter der Patienten	31
	4.1.2 Verteilung der Geschlechter in den Gruppen	31
	4.1.3 Verteilung der Rauchgewohnheiten in den Gruppen.....	32
	4.1.4 Verteilung der Symptome in den Gruppen	32
	4.1.5 Verteilung der Untersuchungszeitspanne in den Gruppen	33

4.2	Operation und Materialien.....	34
4.2.1	Operierte Wirbelsäulensegmente	34
4.2.2	Operationsdauer	34
4.2.3	Verwendete Implantate	35
4.3	Ergebnisse der radiologischen Daten.....	36
4.3.1	Fusionsverhalten	36
4.3.2	Knöcherner Brückenbildung	38
4.3.3	Implantateinbruch	39
4.3.4	Segmentaler und zervikaler Lordosewinkel.....	42
4.3.4.1	Segmentaler Lordosewinkel.....	42
4.3.4.2	Zervikaler Lordosewinkel	43
4.4	Ergebnisse der Patientenfragebögen	44
4.4.1	Ergebnisse des Neck Pain Disability Index (NPDI)	44
4.4.2	Ergebnisse der Visuellen Analog Skala (VAS)	44
4.4.3	Ergebnis der Odom's Kriterien	45
4.4.4	Gesamtergebnis der Patientenfragebögen	46

5.	Diskussion.....	47
5.1	Ergebnisse der Studie	47
5.2	PEEK versus Titanium.....	47
5.3	Implantateinbrüche.....	49
5.4	Zervikales Profil und Bandscheibenhöhe.....	50
5.5	Knöcherner Brückenbildung.....	51
5.6	Operation und Studiendesign.....	52
6.	Schlussfolgerungen der Studie.....	54
7.	Literaturverzeichnis.....	55
8.	Danksagung	62
9.	Lebenslauf.....	63
10.	Publikationsliste	65
11.	Eidesstattliche Versicherung.....	66

II. Abkürzungsverzeichnis

ACDF	Anteriore zervikale Diskektomie und Fusion
CT	Computertomographie
DDD	degenerative disc disease, degenerative Bandscheibenerkrankung
DGNC	Deutsche Gesellschaft für Neurochirurgie
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
MRT	Magnetresonanztomographie
NPDI	Neck Pain and Disability Index
TTN	Titan
VAS	Visuelle Analog Skala
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
SD	Standard Deviation, Standardabweichung
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

III. **Abbildungsverzeichnis**

Abb. 01: Behandlungsschema des zervikalen Wurzelkompressionssyndroms nach den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie	17
Abb. 02: Patientenfluss	23
Abb. 03A: CeSpace® PEEK Cage	25
Abb. 03B: CeSpace® Titan-Cage mit Plasmapore® Beschichtung und elektronenmikroskopische Vergrößerung der Reintitan-Plasmapore®-Oberfläche	25
Abb. 04: Visuelle Analog Skala	27
Abb. 05: Odom's Kriterien	27
Abb. 06: Schematische Darstellung der Messmethode des segmentalen und zervikalen Lordosewinkels der Halswirbelsäule.....	29
Abb. 07: Exemplarisches Bild eines 55 Jahre alten Patienten mit einer Pseudoarthrose. Röntgen HWS lateral.....	37
Abb. 08A: Beispielbild, knöcherner Brückenbildung in der TTN-Gruppe. Röntgen HWS lateral.....	38
Abb. 08B: Beispielbild, knöcherner Brückenbildung in der PEEK-Gruppe. Röntgen HWS lateral.....	38
Abb. 09A: Exemplarische Darstellung eines Implantateinbruchs eines PEEK-Cages im hinteren Wirbelkörperabschnitt	41
Abb. 09B: Exemplarische Darstellung eines Implantateinbruchs eines TTN-Cage im vorderen Wirbelkörperabschnitt.....	41
Abb. 10: OP-Zufriedenheit gemäß Odom's-Score der Gruppen	45

IV. Tabellenverzeichnis

Tab. 01:	Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule	12
Tab. 02:	Biomechanische Besonderheiten der HWS	13
Tab. 03:	Leitsymptome der zervikalen Wurzelkompressionssyndrome	15
Tab. 04:	Mittleres Patientenalter innerhalb der TTN- und PEEK-Gruppen	31
Tab. 05:	Geschlechterverteilung innerhalb der TTN- und PEKK-Gruppen	31
Tab. 06:	Verteilung der Rauchgewohnheiten innerhalb der TTN- und PEEK-Gruppen	32
Tab. 07:	Verteilung der Symptome innerhalb der TTN- und PEKK-Gruppen.....	33
Tab. 08:	Verteilung der Untersuchungszeitspanne zwischen den Gruppen	33
Tab. 09:	Häufigkeitsverteilung der operierten Wirbelsäulensegmente	34
Tab. 10:	Verteilung der Operationsdauer in den Gruppen	34
Tab. 11:	Verteilungsmuster der verwendeten Implantate in den Gruppen	35
Tab. 12:	Arthrode in den verschiedenen Gruppen	36
Tab. 13:	Pseudoarthrose in den verschiedenen Gruppen	36
Tab. 14:	Knöchernen Brückenbildung in den Gruppen	38
Tab. 15:	Implantateinbrüche in den der Gruppen	40
Tab. 16:	Segmentaler Lordosewinkel beider Gruppen.....	42
Tab. 17:	Zervikaler Lordosewinkel beider Gruppen	43
Tab. 18:	Bewertung des NPDI innerhalb der Gruppen	44
Tab. 19:	Ergebnis der VAS-Auswertung bezogen auf Nackenschmerzen.....	44
Tab. 20:	Ergebnis der Visuelle Analog Skala bezogen auf Armschmerzen	45

V. Zusammenfassung

Einführung: Verglichen mit Polyetheretherketon (PEEK) besitzen Titan (TTN) Cages ein höheres Elastizitätsmodul, aber den TTN Cages werden nach anteriorer zervikaler Diskektomie und Fusion (ACDF) ein höherer Korrekturverlust und vermehrt Implantateinbrüche nachgesagt. Bei Patienten mit degenerativen Bandscheibenerkrankungen scheinen im direkten Vergleich PEEK-Cages eher die Bandscheibenhöhe beizubehalten und eine bessere Fusion zu erzielen. Klinische Studien zu diesem Thema sind jedoch selten.

Methoden: Im Zeitraum von 2002 bis 2007 wurden 154 Patienten aufgrund einer degenerativen Bandscheibenerkrankung in Form einer ACDF monosegmental operiert. Bei 86 Patienten konnten klinische und radiologische Parameter zuletzt durchschnittlich 28,4 Monaten nach der Operation erhoben werden. 44 Patienten erhielten TTN- und 42 Patienten PEEK-Cages.

Ergebnis: Die Fusionsrate betrug bei den TTN Cages (TTN) 93,2 % und bei den PEEK-Cages 88,1 %. Cageeinbrüche wurden mit 20,3% bei der TTN- und mit 14,28% bei der PEEK-Gruppe beobachtet. Eine statistische Analyse dieser Ergebnisse zeigte keinen signifikanten Unterschied. Die Analyse der klinischen Parameter wie neck pain disability index (NPDI), Visuelle Analog Skala (VAS) und Odom's Kriterien ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen.

Schlussfolgerung: Die klinischen und radiologischen Ergebnisse scheinen in keinem Zusammenhang mit dem Elastizitätsmodul der verwendeten Materialien für die Implantate zu stehen.

VI. Abstract

Background: Compared with polyetheretherketone (PEEK) titanium (TTN) cages have a higher modulus of elasticity and are reported to show a higher loss of correction and more frequent cage subsidence after anterior cervical discectomy and fusion (ACDF). Direct comparison of both cage types appears to favour PEEK cages to maintain cervical interspace height and achieve better fusion in patients with a degenerative disc disease (DDD), but clinical studies on this subject are very rare.

Methods: From 2002 to 2007 154 patients underwent single-level ACDF for DDD. Clinical and radiological outcome were assessed in 86 eligible patients after a mean of 28.38 months. 44 patients received a TTN- and 42 patients a PEEK-cage.

Results: A solid arthrodesis was observed in 93.2% of the TTN-group and 88.1% of the PEEK-group. Cage subsidence was observed in 20.45% of the TTN- and 14.28% of the PEEK-group. Statistical analysis of these results revealed no differences.

The analysis of the clinical data assessed by the neck pain disability index (NPDI), visual analogue scale (VAS) of neck and arm pain and Odom's criteria did not show any significant differences between the groups.

Conclusions: Clinical and radiological outcomes do not appear to be influenced by the modulus of elasticity of the chosen synthetic graft.

1. Einleitung

Schmerzen durch degenerative Erkrankungen der Wirbelsäule sind keine Seltenheit. In den westlichen Industriestaaten sind etwa 80% der Bevölkerung mindestens einmal im Leben ernsthaft davon betroffen [1,2]. Bei etwa 20 bis 30% der Patienten mit einer degenerativen Wirbelsäulenerkrankung liegt die Ursache im Bereich der Halswirbelsäule [3].

In Deutschland betrug die Anzahl der stationär durchgeführten Operationen bei degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen in den Jahren 1993-1996 etwa 60.000 pro Jahr. Bei einer Gesamtbevölkerungszahl von 79.5 Millionen ergibt dies eine Inzidenz von 73,8 Eingriffen/100.000 Einwohner. Eine gesonderte Betrachtung der operativ behandelten intervertebralen Discopathien ergibt 49.000 Eingriffe pro Jahr. Dies entspricht einer Inzidenz von 60,75/100.000 Einwohner [4].

Heute gehört die anteriore zervikale Diskektomie und Fusion (ACDF) zu den etablierten operativen Therapieverfahren bei degenerativen Erkrankungen der Halswirbelsäule. Die Grundlagen hierfür wurden bereits in den 50er Jahren von Robinson und Smith [5, 6], sowie von Cloward gelegt [7]. Bei der klassischen Operationsmethode nach Robinson und Smith oder Cloward wird zunächst die defekte Bandscheibe entfernt und ein autologer Knochenblock in den Zwischenwirbelraum implantiert. Der Knochenblock dient dem Erhalt und der Wiederherstellung der Segmenthöhe sowie der Weite der Neuroforamina. Komplikationen wie Hämatome, Abszesse, Nervenschädigungen und chronische Schmerzen an der Knochenentnahmestelle wurden als Folge dieses zusätzlichen Eingriffs beschrieben [8,9]. Zur Vermeidung dieser Komplikationen durch den Zweiteingriff bestand ein hohes Interesse an alternativen Fusionsmaterialien.

1.1 Die Anatomie und Physiologie der Halswirbelsäule

1.1.1 Zur Anatomie der Halswirbelsäule

Die menschliche Halswirbelsäule (HWS) besteht aus sieben einzelnen Wirbeln und verbindet den Kopf mit dem ersten Brustwirbel. Im Seitenprofil weist sie eine physiologische Krümmung nach anterior auf, die als Halslordose bezeichnet wird. Die Halswirbelsäulenlordose unterliegt nicht nur einer natürlichen Schwankungsbreite, sondern ist auch abhängig von Alter und Geschlecht. So ist z.B. die Lordose der Halswirbelsäule bei Männern stärker ausgeprägt als bei Frauen. Die Beurteilung der Grenze zwischen normalem und pathologischem ist daher immer kritisch zu betrachten, denn jeder Mensch verfügt über sein persönliches „Profil“ der Halswirbelsäule [10,11].

1.1.2 Biomechanische Besonderheiten der Halswirbelsäule

Die Bewegung in einem Wirbelsäulensegment ist relativ gering. An der Wirbelsäule addieren sich die Bewegungsmöglichkeiten der einzelnen Segmente und ermöglichen so Bewegungen in allen Ebenen (siehe Tab. 01) [12].

Bewegung	Halswirbelsäule	Brustwirbelsäule	Lendenwirbelsäule
Beugung	40°	35°	70°
Streckung	70°	20°	70
Seitwärtsneigung	45°	30°	25°
Drehung	60 – 80°	45°	2°

Tab. 01: Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule [12]

Die HWS stellt den beweglichsten Wirbelsäulenabschnitt dar. An der Rotationsfähigkeit der Halswirbelsäule sind zu etwa 60% die beiden oberen Kopfgelenke beteiligt und das C1/C2 Segment trägt allein etwa 90% dazu bei. Das C0/C1 Segment trägt im Wesentlichen zur Flexion und Extension bei (siehe Tab. 02) [13,14,15].

Segmenthöhe	Flexion/Extension ROM(kombin.)	Lateralflexion ROM (einseitig)	Rotation ROM (einseitig)
C0 / C1	25°	5°	5°
C1 / C2	20°	5°	40°
C2 / C3	10° (5 – 16°)	10°(11 – 20°)	3°(0 – 10°)
C3 / C4	15° (7 – 26°)	11°(9 – 15°)	7°(3 – 10°)
C4 / C5	20°(13 – 29°)	11°(0 – 16°)	7°(1 – 12°)
C5 / C6	20°(13 – 29°)	8°(0 – 16)	7°(2 – 12°)
C6 / C7	17°(6 – 26°)	7°(0 – 17°)	6°(2 – 10°)
C7 / Th1	9° (4 – 7°)	4°(0 – 17°)	2°(0 – 7°)

Tab. 02: Biomechanische Besonderheiten der HWS [13]

1.2 Pathophysiologie degenerativer Erkrankungen der Halswirbelsäule

1.2.1 Zum "Bewegungssegment" nach Junghanns

Nach Junghanns stellt das Bewegungssegment die kleinste Funktionseinheit der Wirbelsäule dar und besteht aus zwei benachbarten Wirbelkörpern mit den paarigen "kleinen" Wirbelgelenken, der dazwischen liegenden Bandscheibe sowie dem zugehörigen Bandapparat [16].

1.2.2 Zur Pathophysiologie der Bandscheibe

Die Bandscheibe ist ein zentraler Bestandteil des Bewegungssegments und besteht aus dem Anulus fibrosus, einem peripheren Faserring, und dem Nucleus pulposus, einem zentral gelegenen Gallertkern. Der Faserring sichert den Gallertkern durch Verbindungen zu den Wirbelkörpern und schützt ihn so vor Zug- und Scherkräften. Der zentrale Gallertkern sorgt für eine gleichmäßige Druckverteilung an den Endplatten und hält den Faserring gespannt [14]. Die Bandscheibe ist ein bradytrophes Gewebe, und diese neigen zur raschen Alterung, insbesondere wenn sie statisch-mechanischen Belastungen ausgesetzt werden. Die Wasserbindungsfähigkeit der Bandscheibe und auch der Quelldruck im Nucleus pulposus nehmen mit zunehmendem Alter ab. Die Lastverteilung wird dann zunehmend vom Anulus fibrosus übernommen. Die Bandscheibe verliert an Höhe, und der Faserring wird spröde und rissig. Hält der Anulus fibrosus dem Quelldruck des Gallertkerns nicht mehr stand, kommt es zu einer Vorwölbung (Protrusio) in den Faserring, oder es treten Anteile des Nucleus pulposus durch den Faserring hindurch (Prolaps) [14,17,18,19,20].

1.2.3 Zur Degeneration der Ligamente und Facettengelenke

Durch die Höhenabnahme der Bandscheibe kommt es zu einer Mehrbelastung der Facettengelenke und des Bandapparates. Es wird vermehrt Knochen und Bindegewebe gebildet, um diesem Ungleichgewicht innerhalb der funktionellen Einheit entgegenzuwirken. Die Ausbildung von Osteophyten und eine ligamentäre Hypertrophie sind die Folgen. Insgesamt können die beschriebenen degenerativen Veränderungen zu Einengungen der Neuroforamina und des Spinalkanals führen [18].

1.3 Klinische Symptomatik

Die beschriebenen degenerativen Veränderungen in den Wirbelsäulensegmenten können sich unter anderem in den klinischen Erscheinungsbildern Radikulopathie (bei Affektion der Nervenwurzeln) und der Myelopathie (bei Affektion des Rückenmarkes) äußern. In Abhängigkeit von Lokalisation und Ausmaß der Kompression nervaler Strukturen der zervikalen Wirbelsäule reicht das Spektrum der Symptomatik von Parästhesien und Schmerzen der betreffenden Dermatome über eine Abschwächung der Reflexe bis hin zu Lähmungen und Atrophie der Kennmuskeln [20].

So kann z.B. eine Schädigung der Nervenwurzeln C2/C3 nach okzipital ausstrahlende Sensibilitätsstörungen und Schmerzen verursachen. Verspannung der Nackenmuskulatur mit Zwangshaltung des Kopfes sind mögliche Folgen. Schädigungen an C4 können zu Zwerchfellparesen führen.

Zu den Leitsymptomen der am häufigsten geschädigten zervikalen Nervenwurzeln siehe Tab. 03.

Segment	Bandscheibe	Schmerz und / oder Hypästhesie	Kennmuskel	Reflexabschwächung
C5	C4 / C5	Schulter und Oberarm lateral	Deltoideus	—
C6	C5 / C6	Radialer Ober-/Unterarm, Daumen, gelegentlich Teile des Zeigefingers radial	Bizeps, Brachioradialis	Bizeps, Brachioradialis (Radiusperiost)
C7	C6 / C7	Unterarm posterior, Zeige- und Mittelfinger,	Daumenballen, Trizeps, Pronator teres	Trizeps
C8	C7 / Th1	Unterarm posterior, Ring- und Kleinfinger	Kleinfingerballen, Fingerbeuger, Mm. interossei	—

Tab. 03 : Leitsymptome der zervikalen Wurzelkompressionssyndrome [21]

1.4 Operationsindikation bei degenerativen Halswirbelsäulenerkrankungen

Akute, signifikante oder progrediente Paresen (Kraftgrad 3/5 oder schlechter) sowie eine Störung der Blasen- und Mastdarmfunktion stellen eine dringliche oder gar notfallmäßige Operationsindikation dar [21], auch wenn es derzeit keine Studien gibt, die diese Aussage stützen oder widerlegen. Bei einer progredienten zervikalen Myelopathie und bei massiven radikulären Schmerzen, die kurzfristig nicht durch Analgetika beeinflussbar sind, und einem adäquaten Befund in der Bildgebung ist ebenfalls ein frühes operatives Vorgehen gerechtfertigt [21].

Die operative Behandlung kann über die bereits erwähnten Indikationen hinaus bei eindeutiger Korrelation zwischen klinischem Befund und Bildgebung in den folgenden Fällen empfohlen werden [21]:

- therapieresistente Schmerzen trotz intensiver konservativer Maßnahmen, über 6-8 Wochen,
- progrediente neurologische Ausfälle,
- persistierende neurologische Ausfälle mit radikulären Schmerzen, zervikale Myelopathie (häufig gekennzeichnet durch Gangstörung, Störung der Feinmotorik der Hände, Sensibilitätsstörungen, Inkontinenz).

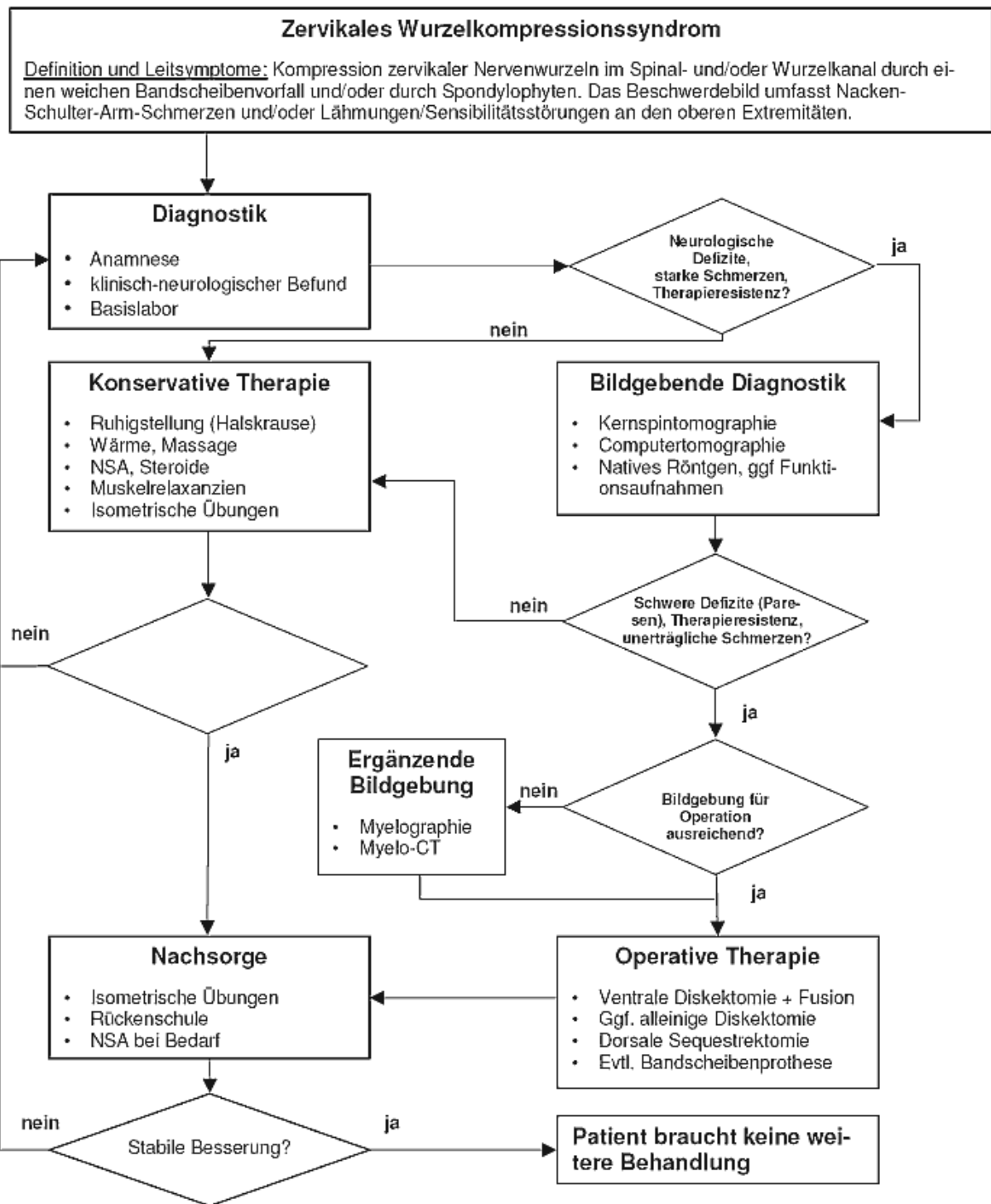


Abb. 01: Behandlungsschema des zervikalen Wurzelkompressionssyndrom nach den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie [21]

1.4.1 Operationstechniken

Es gibt unterschiedliche chirurgische Techniken, die bei degenerativen Bandscheibenerkrankungen angewendet werden. Man kann die Verfahren in Operationen mit anteriorem oder posteriorem Zugangsweg zur Wirbelsäule unterteilen. Ziel des operativen Eingriffs ist die Beseitigung der Kompression von Nervenwurzel und/oder Myelon sowie eine Stabilisierung des Bewegungssegments [21].

Operationen der HWS mit posteriorem Zugangsweg:

- Erweiterung des Wirbelkanals (Hemilaminektomie, Laminektomie, Laminoplastie)
- Erweiterung des Nervenaustrittsloches (posteriore Foraminotomie)

Operationen der HWS mit anteriorem Zugangsweg:

- operative Entfernung einer Bandscheibe (Diskektomie)
- Diskektomie mit interkorporeller Spondylodese
- Diskektomie und Implantation einer Bandscheibenprothese (neues Verfahren)
- perkutane Nukleotomie (endoskopische Technik)
- anteriore zervikale Foraminotomie

Eine zusätzliche Osteosynthese (anterior: Schrauben-Platten-System, posterior: Schrauben-Stab- oder Haken-System) ist unter Umständen im Falle einer segmentalen Instabilität oder zur Wiederherstellung der Lordose indiziert [21].

1.5 Cervical intervertebral Fusion Cage

Heute gehört die ACDF zu den etablierten operativen Therapieverfahren bei degenerativen Erkrankungen der HWS.

Nach der von Cloward beschriebenen Operationsmethode wird die defekte Bandscheibe entfernt, und ein autologer Knochenblock in den Zwischenwirbelraum implantiert [7]. Der Knochenblock dient dem Erhalt und der Wiederherstellung der Segmenthöhe sowie der Weite der Neuroforamina. Die Entfernung dieses Knochenblocks führte aber oft zu Komplikationen wie Hämatomen, Abszessen, Nervenschädigungen und chronischen Schmerzen an der Knochenentnahmestelle.

Zur Vermeidung dieser Komplikationen, der sog. „donor site morbidity“, durch den Zweiteingriff bestand ein hohes Interesse an alternativen Fusionsmaterialien.

Bereits 1979 wurde erstmals die Verwendung eines intervertebralen Cages beschrieben [22]. Ein aus Stahl gefertigter und fenestrierter hohler Zylinder wurde zur Behandlung des Wobbler-Syndroms, einem Symptomkomplex, der seine Ursache auch in einem Bandscheibenvorfall haben kann, in den Intervertebralraum der HWS eines Pferdes implantiert. Mit dieser Methode konnten Fusionsraten von bis zu 88% erreicht werden [23, 24, 25].

Nach Weiner und Fraser soll ein Cage folgende Aufgaben erfüllen [26]:

- Die Fehlstellung der Wirbelsäule soll korrigiert werden.
- Der Cage soll die bestmögliche Umgebung für eine schnelle und solide Fusion schaffen.
- Der Cage soll bis zum Erreichen der Fusion Stabilität im operierten Segment gewährleisten.
- Der Einsatz des Cages soll mit einer geringen Morbidität einhergehen.

1.5.1 Cageformen

Aktuell werden Cages in vielen unterschiedlichen Formen und Materialien eingesetzt, um ein optimales Ergebnis zu erzielen. So können Cages in verschiedene Designgruppen eingeteilt werden [26]: Es kann zwischen Cages in Box- und Zylinderform (vertikale Ringe) und schraubenartigen Cages (horizontale Zylinder) unterschieden werden. Die Cages weisen eine zentrale Öffnung auf, die mit Knochenmaterial und/oder Knochenersatzmaterial aufgefüllt werden kann, um eine bessere Fusion zu erzielen. Viele Cages sind teilweise „lordotisch“ geformt, um die natürliche Haltung des Wirbelsäulenabschnittes zu unterstützen. Einige Cages verfügen über kleine Zacken und Zähne an ihren Auflageflächen, um eine schnelle postoperative Stabilität zu erreichen, die Kontaktoberfläche zu vergrößern und einer Implantatdislokation vorzubeugen (siehe Abb. 03 A/B) [26].

1.5.2 Cagematerialien

Cages können aus unterschiedlichen Materialien hergestellt werden. Aktuell werden am häufigsten Titan, Karbon und Polyetheretherketon (PEEK) als Implantatmaterial verwendet [27]. Das Material sollte folgende Eigenschaften aufweisen: 1) Histokompatibilität, 2) Biomechanische Stabilität, 3) Radiologische Beurteilbarkeit [26].

- **Titan** gilt als biokompatibel [28]. Das Elastizitätsmodul von Titan liegt bei 105 kN/mm² und ist damit 10-mal so hoch wie das von kortikalem Knochen [29]. Von der Materialbeschaffenheit her ist es daher sehr viel steifer als Knochen. Titan ist robust und sehr langlebig und als Metall röntgendicht, was eine intra- und postoperative Lagebeurteilung des Cage erleichtert, aber eine Beurteilung der Fusion innerhalb des Cages erschwert. Ein weiterer Nachteil von Titan ist die Bildung von Streuartefakten in der CT und MRT, was die Beurteilung beeinträchtigt.
- **PEEK** ist ein sogenanntes Hochleistungspolymer und gilt ebenfalls als biokompatibel. Das Elastizitätsmodul entspricht annähernd dem der Knochenspongiosa und ist von den Materialeigenschaften nicht so steif wie Titan. PEEK ist weitgehend durchlässig für Röntgenstrahlen und ermöglicht eine gute radiologische Kontrolle auf Röntgenbildern, CT und MRT. Da keine Streuartefakte entstehen, können auch angrenzende nervale Strukturen besser beurteilt werden [30,31].

Mittels spezieller Beschichtungen versucht man, die Materialeigenschaften positiv zu beeinflussen, um ein besseres Fusionsergebnis zu erzielen. Beispielsweise wird durch eine Reintitanbeschichtung beim Titan-Cage mit Plasmapore®, versucht, die Osteokonduktivität über eine Vergrößerung der Oberfläche zu verbessern und damit eine optimierte Grundlage zum Einwachsen des Knochens herzustellen.

Material, Form, Befüllung, Befüllungsmaterial und Oberflächeneigenschaften sollten daher bei der Beurteilung von Primär- und Sekundärstabilität von Cages berücksichtigt werden [49, 66, 67].

2. Herleitung der Aufgabenstellung

PEEK- und TTN- Cages stellen heutzutage anerkannte Fusionsmaterialien bei der ACDF dar [27,32,33,34,35,36,37]. Den TTN- Cages werden nach ACDF ein höherer Korrekturverlust und vermehrt Cageeinbrüche nachgesagt [38]. Aufgrund der strukturellen Eigenschaften gelten Titanimplantate jedoch als biokompatibel und unterstützen aufgrund ihrer großen Oberfläche die Osteogenese des anliegenden Knochens [39]. Mehrere klinische Studien belegen ein erfolgreiches Ergebnis nach Implantation eines Titan Cages [40,41,42,43,44].

Aufgrund seiner Materialbeschaffenheit ist Titan sehr viel steifer als Knochen. Das Elastizitätsmodul ist mit 105 kN/mm^2 rund 10mal so hoch wie das von kortikalem Knochen [29,30]. Mögliche Folgen sind eine Lockerung und Sinterungstendenz des Implantates.

Das Elastizitätsmodul von PEEK gleicht dem von kortikalem Knochen, was eine potentiell vorteilhafte Lasten- und Spannungsverteilung ermöglicht. Dadurch kann das Risiko für einen Cageeinbruch in die anliegenden Wirbelkörper mit konsekutivem Korrekturverlust der Wirbelkörperhöhe potentiell reduziert und somit möglicherweise eine höhere Fusionsrate erreicht werden [44,45,46].

Der direkte Vergleich der klinischer Parameter nach ACDF mittels TTN- und PEEK-Cages findet sich nur in wenigen klinischen Studien [46,47,48,49], und noch weniger Studien vergleichen die radiologischen Ergebnisse [46,48]. Die letzteren Studien führen an, dass durch PEEK-Implantate höhere, radiologisch nachgewiesene Fusionsraten erreicht werden und die Bandscheibenfachhöhe besser beibehalten werden können, so dass die Verwendung von TTN-Cages obsolet geworden sei [46].

Ziel dieser Studie war es, die Fusionsrate der operierten Segmente, die Häufigkeit der Cageeinbrüche sowie die klinischen Parameter im direkten Vergleich zwischen PEEK und TTN Cages in 2 vergleichbaren Patientengruppen zu erfassen.

3. Methodik

3.1 Patientenkollektiv

Zwischen 2002 bis 2007 unterzogen sich insgesamt 252 Patienten einer ACDF an der Klinik für Neurochirurgie des Campus Virchow-Klinikums der Charité. Die Unterlagen der Patienten wurden retrospektiv ausgewertet.

Zum besseren Vergleich wurden Patienten mit multisegmentalen Operationen ausgeschlossen. Weiterhin wurden Patienten, die vor oder nach der ACDF eine Operation an der HWS erhielten, ausgeschlossen. Auch Patienten, die eine zusätzliche Plattenosteosynthese erhalten hatten, oder bei denen die Cages mit Knochen oder Knochenersatzmaterial gefüllt worden waren, wurden nicht für die Studie berücksichtigt. Akten solcher Patienten, die Infektionen oder traumatische Rückenmarksschädigungen erlitten hatten, wurden ebenso nicht für die Studie ausgewählt, wie solcher von Patienten, die nicht zur routinemäßigen Routinekontrolle nach 1 Jahr erschienen waren (siehe Abb. 02).

In die Untersuchung eingeschlossen wurden Patienten mit Radikulopathie und Nackenschmerz als führende Symptomatik. 16 Patienten litten an einer Myelopathie. Alle Patienten zeigten trotz zuvor durchgeführter konservativer Therapie eine Persistenz oder Progredienz der Symptomatik.

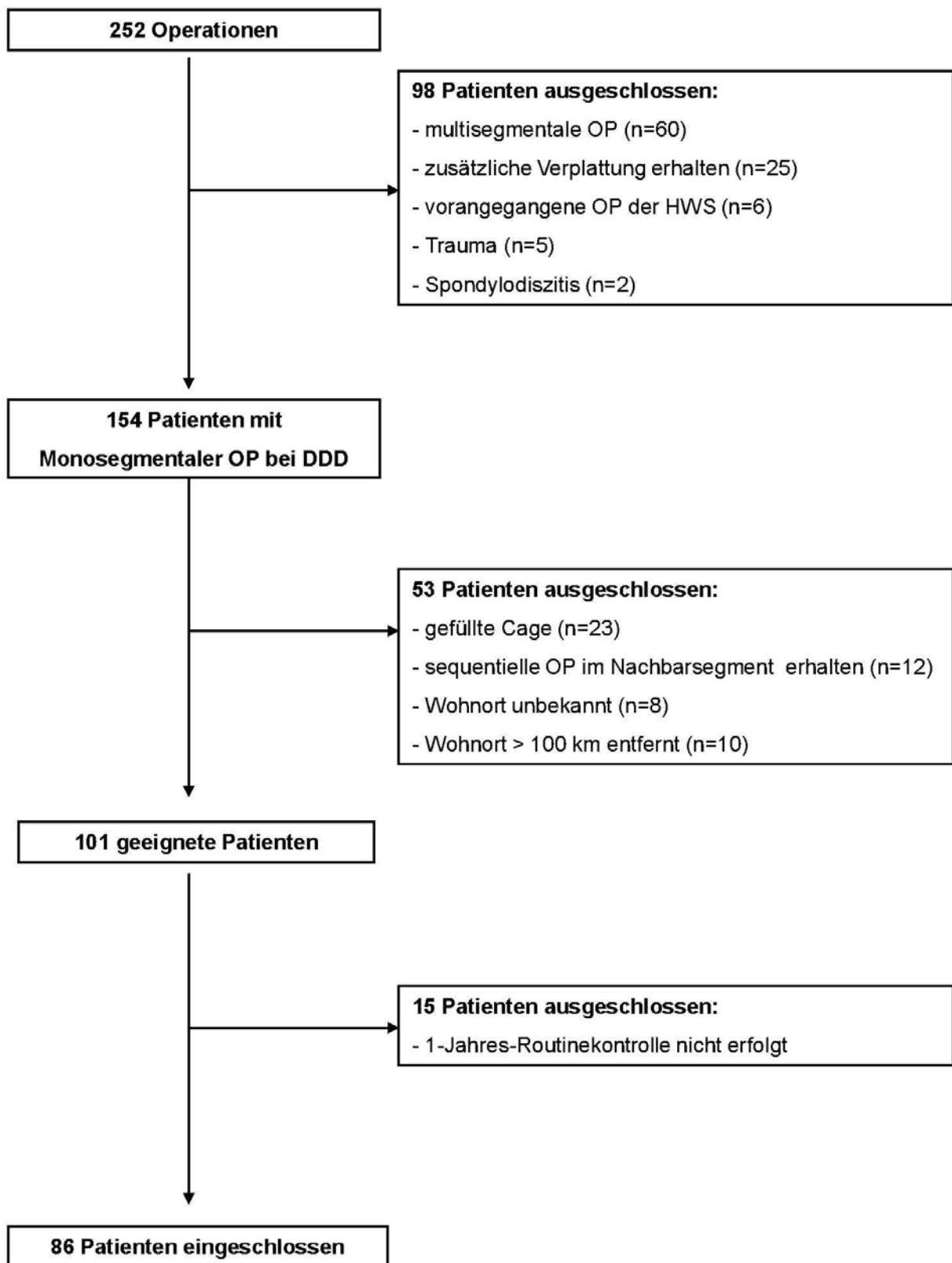


Abb. 02: Patientenfluss

3.2 Operationstechnik und Materialien

Der Patient wurde nach Einleitung der allgemeinen Anästhesie in Rückenlage mit leicht überstreckten Kopf positioniert, und die ACDF mit einem transversalen Hautschnitt an der rechten Halsseite begonnen. Die erkrankte Bandscheibe wurde unter größter Sorgfalt mit feinen Löffeln und Faserzangen entfernt, und die angrenzenden Endplatten wurden mit einem Rongeur präpariert. Nach Dekompression der neuralen Strukturen wurde der Cage unter Verwendung eines Distraktors in das freie Bandscheibenfach eingebracht. Um die Endplatten nicht zu beschädigen, wurde große Sorgfalt bei der Entfernung des Knorpelgewebes aufgebracht. Auf den Einsatz einer Fräse wurde daher verzichtet. Der Cage wurde im anterioren Abschnitt des Wirbelkörpers platziert, um den segmentalen Lordosewinkel beizubehalten bzw. herzustellen.

Die Patienten erhielten entweder einen CeSpace® Titan-Cage mit Plasmapore® Beschichtung oder einen CeSpace® PEEK Cage (B Braun Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) als intersomatischen Platzhalter. Beide Cagetypen verfügen über eine 5° lordotische Geometrie und wurden mit einem Durchmesser von 16 mm mal 13,5 mm Durchmesser sowie einer variablen Höhe von 4 bis 7 mm eingesetzt (siehe Abb. 03).

Die Wahl der zu implantierenden Cage-Größe wurde hauptsächlich von der Höhe der benachbarten Bandscheibenfachhöhe und dem sagittalen Profil des Patienten abhängig gemacht. Der gewählte Cage sollte mindestens einen Millimeter höher als die betroffene Bandscheibe, aber nicht höher als eine benachbarte „gesunde“ Bandscheibe sein. Eine genaue Vermessung der benachbarten Bandscheibenhöhe wurde prä- oder intraoperativ nicht vorgenommen, sondern vom Operateur intraoperativ unter lateraler Durchleuchtung mit verschiedenen Cages abgeschätzt. Die Wahl des Cagematerials erfolgte nach Ermessen und persönlicher Präferenz des Operateurs.

Nach der Operation wurden alle Patienten nach dem gleichen Protokoll behandelt, welches Physiotherapie nach einer Genesungszeit von mindestens 6 Wochen vorsah. Eine Halskrause kam nicht zum Einsatz.

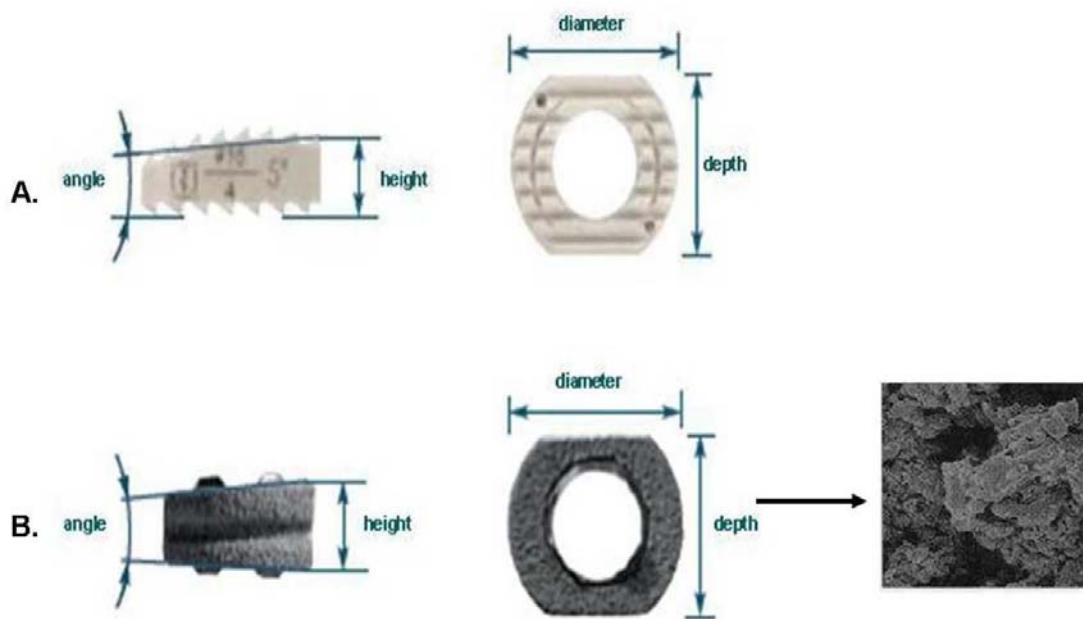


Abb. 03 A: CeSpace® PEEK Cage,

Abb. 03 B: CeSpace® Titan-Cage mit Plasmapore® Beschichtung und Elektronenmikroskopische Vergrößerung der Reintitan-Plasmapore®- Oberfläche[50].

3.3 Prä- und postoperative klinische Daten

Die Patientenakten, Arztbriefe und Operationsberichte dienen zur Recherche der relevanten präoperativen Daten. In den routinemäßigen Nachuntersuchungen in der neurochirurgischen Hochschulambulanz wurden klinisch etablierte Fragebögen bzw. Frageverfahren genutzt, um die aktuellen klinischen Symptome zu erfassen. Schmerzen im Bereich des Nackens und der Arme wurden mit Hilfe der Visuellen Analog Skala (VAS) erfasst. Einschränkungen der Funktionalität der HWS wurden mit dem Neck Pain and Disability Index (NPDI) quantifiziert. Zur Beurteilung des Gesamtergebnisses der Operation wurden die Odom's Kriterien herangezogen.

3.3.1 Fragebögen

3.3.1.1 Neck Pain and Disability Index (NPDI)

Der NPDI wurde 1989 von Howard Vernon entwickelt und dient der Quantifizierung schmerzbedingter funktioneller Einschränkungen der Halswirbelsäule. Vernon und Mior veröffentlichten 1991 gemeinsam die Resultate einer Studie über Reliabilität (Zuverlässigkeit) und Validität (Gültigkeit) des NPDI [51]. Der Fragebogen wurde als sensitiv gegenüber Veränderungen angesehen, die Validität als „akzeptabel“ bewertet [51].

Der Fragebogen muss vom Patienten selbständig ausgefüllt werden. Der NPDI gliedert sich in 10 Abschnitte mit Fragen nach: Schmerzintensität im Nacken, Selbstversorgung, Schmerzen beim Heben von Lasten, Schmerzen beim Lesen, Kopfschmerzen, Konzentrationsschwierigkeiten, Arbeit, Autofahren, Schlafstörungen und Freizeit. Alle 10 Abschnitte beinhalten jeweils sechs verschiedene Antwortmöglichkeiten, die auf einer Ordnungsskala zwischen 0 und 5 zu bewerten sind.

Liegt keine Beeinträchtigung im genannten Abschnitt vor, entspricht dies einem Wert von 0 auf der Ordnungsskala. Der Wert 5 kommt bei maximal vorliegender Einschränkung zum Einsatz. Daraus resultiert ein minimaler NPDI-Wert von 0 und ein Maximalwert von 50.

3.3.1.2 Visuelle Analog Skala (VAS)

Die VAS wurde erstmals 1921 als graphische Ratingskala von Hayes beschrieben [52]. Schmerz wurde von Scott und Huskisson 1976 mit der VAS gemessen und beschrieben [53]. Als einfach anwendbare Messmethode ist die VAS heutzutage weit verbreitet.

Eine zehn Zentimeter lange Gerade dient dem Patienten als Skala, um die Schmerzintensität zu markieren, wobei null Zentimeter Schmerzfreiheit bedeutet und zehn Zentimeter die maximal mögliche Schmerzintensität markiert. Die Patienten dieser Studie wurden gebeten, ihre Schmerzintensität im rechten Arm, im linken Arm und im Nacken durch entsprechende Markierungen auf einer entsprechenden Skala zu beschreiben. Werte zwischen 0-100 mm wurden vermessen.



Abb. 04: Visuelle Analog Skala

3.3.1.3 Odom's - Kriterien

Die Odom's Kriterien dienen zur Beurteilung des Gesamtergebnisses der Operation. Von Odom's und seinen Mitarbeitern 1958 entwickelt, ermöglicht dieser Auswertungsbogen eine Einschätzung des Operationserfolgs aus Sicht des Patienten [54]. Dem Patienten stehen hierbei vier verschiedene Auswahlmöglichkeiten zur Verfügung, die sich auf einer Ordinalskala anordnen. Das Gesamtergebnis der Operation konnte entsprechend mit „hervorragend“, „gut“, „befriedigend“ oder „mangelhaft“ bewertet werden (siehe Abb. 05).

hervorragend	Alle präoperativen Symptome haben sich gelindert, abnormale Befunde haben sich verbessert.
gut	Kaum noch präoperative Symptome, abnormale Befunde unverändert oder verbessert.
befriedigend	Erleichterung von einigen präoperativen Symptomen, andere Symptome unverändert oder geringfügig verbessert
mangelhaft	Symptome und Anzeichen unverändert oder verschlechtert.

Abb. 05: Odom's Kriterien

3.4 Prä-und postoperative radiologische Daten

Bei allen Patienten lagen präoperative Röntgenbilder der HWS in zwei Ebenen und in Funktion (Flexion-/Extensionsstellung) als Teil der Routinediagnostik vor. Im Rahmen der routinemäßigen Nachuntersuchung wurden von allen Patienten postoperative Röntgenbilder in 2 Ebenen und Funktion mitgebracht. Bei allen Patienten wurde der zervikale Lordosewinkel zwischen C2 und C7 in Neutralposition und in Funktion nach Cobb ausgemessen [55]. Die Ausmessung des segmentalen Lordosewinkels im betroffenen OP-Segment wurde ebenfalls in Neutral-, Extensions-, und Flexionsstellung durchgeführt. Die prä- und postoperative Bandscheibenhöhe sowie das kranial benachbarte Segment wurden im vorderen und hinteren Abschnitt ausgemessen. Die Werte wurden als Mittelwerte mit Standardabweichung angegeben. Die Validierung der erhobenen Daten erfolgte unabhängig durch zwei Prüfer. Auf allen Röntgenbildern wurden Cageeinbrüche, anteriore und posteriore Knochenbrücken als Ausdruck der Fusion, die Bandscheibenhöhe im vorderen und hinteren Abschnitt sowie der Verbesserungsgrad der zervikalen und segmentalen Lordose nach Kriterien beurteilt, auf die im folgenden Abschnitt näher eingegangen wird.

3.4.1 Zervikaler und segmentaler Lordosewinkel der Halswirbelsäule

Die Messungen wurden größtenteils an digitalen Röntgenaufnahmen durchgeführt. Die integrierte Software ermöglichte die Messung von Winkeln und Längen mit einer Genauigkeit von $0,1^\circ$ bzw. 0,01 mm (Centricity Enterprise Web, General Electric Medical Systems, Chalfont St Giles, United Kingdom).

Der zervikale und segmentale Lordosewinkel wurde auf den lateralen Röntgenbildern ausgemessen. Zur Vermessung der jeweiligen Winkel diente der Cobb Winkel [55]. Die Vermessung des Cobb Winkels erfolgte folgendermaßen:

Über die obere Endplatte des oberen Wirbelkörpers und der unteren Endplatte des unteren Wirbelkörpers wurde eine Gerade gezeichnet. Im Falle von physisch vorliegenden Bildern wurde beiden Geraden jeweils eine Senkrechte hinzugefügt. Der Schnittwinkel der Senkrechten entspricht dem Cobb Winkel (siehe Abb. 06).

Der zervikale Winkel der Halswirbelsäule wurde definiert als der Winkel zwischen den Senkrechten zu der gezeichneten Geraden der unteren Endplatte von HWK 2 und der gezeichneten Geraden zu der oberen Endplatte von HWK 7 (siehe Abb. 06).

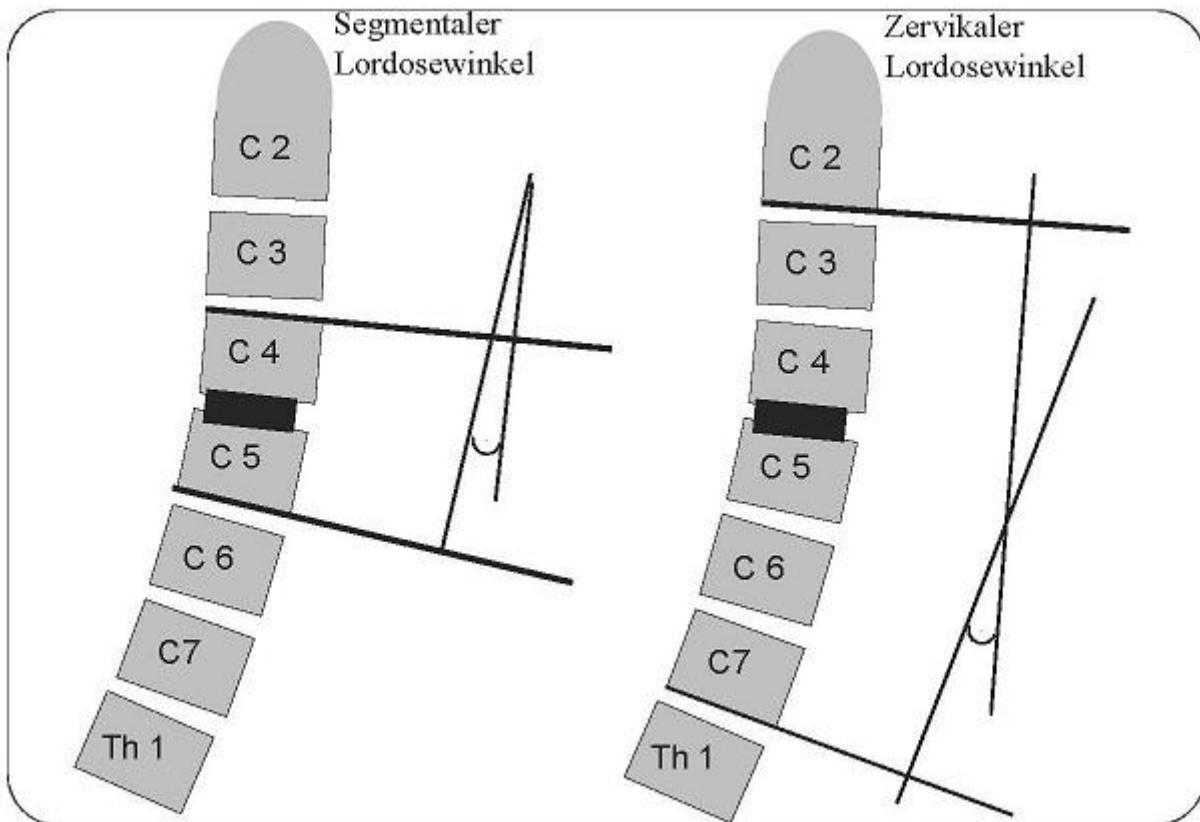


Abb.06: Schematische Darstellung der Messmethode des segmentalen und zervikalen Lordosewinkels der Halswirbelsäule [56]

3.4.2 Beurteilung der Wirbelkörperfusion und Implantatlage

Hacker et al. beschrieben ein Segment als fusioniert, wenn nicht mehr als 2° Bewegung in den Funktionsaufnahmen zu erkennen war [36]. Verschiedene Autoren beschreiben das Vorhandensein von radiologisch nachweisbaren anterioren und posterioren Knochenbrücken im Sinne völlig aufgehobener Bewegung als Zeichen der Fusion [57, 58]. Die Darstellung von derartigen Knochenbrücken wurde ebenfalls ausgewertet. Ebenso erfolgte die Vermessung der interspinösen Abstände in den Funktionsaufnahmen, um eine Bewegung durch eine weitere Messmethode sicher auszuschließen.

Eine sog. „solide Arthrodesen“ wurde nach folgenden akzeptierten Kriterien bewertet [32,36,43,59]:

- Konstante interspinöse Abstände auf den Funktionsaufnahmen in Flexion und Extension im operierten Segment.
- Weniger als 2° Bewegung auf den Funktionsaufnahmen in Flexion und Extension im operierten Segment.

Eine Bewegung von $\geq 2^\circ$ auf den Funktionsaufnahmen in Flexion und Extension wurde als Pseudoarthrose gewertet [33,36].

Die aktuellsten vorliegenden Röntgenaufnahmen wurden herangezogen, um einen Einbruch des Implantats sowie anteriore und posteriore Knochenbrücken zu erfassen. Das Implantat wurde als eingebrochen bezeichnet, wenn es um mehr als 2 mm in den Wirbelkörper eingesunken war [59]. Die Beurteilung erfolgte an den lateralen Röntgenbildern.

3.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm PASW Statistics 18, Version 18.0.0 (SPSS Inc.).

Nominale Daten wurden zur Analyse dem Chi-Quadrat-Test nach Pearson unterzogen. Die Analyse der klinischen und radiologischen Daten erfolgte in Abhängigkeit von parametrisch bzw. nicht-parametrischen Stichproben (Kolmogorow-Smirnow-Test) mittels Mann-Whitney-U-Test, Chi-Quadrat-Test und der Student-t-Verteilung. Als Signifikanzgrenze wurde $p < 0,05$ definiert.

4. Ergebnisbeschreibung

4.1 Verteilung der Basischarakteristika

4.1.1 Alter der Patienten

Von den 101 in Frage kommenden Patienten waren insgesamt 86 für eine Auswertung geeignet. Die Patienten waren zum Zeitpunkt der Operation durchschnittlich 54,3 Jahre alt. Der jüngste Patient war 32 Jahre, und der älteste 74 Jahre alt. Die Patienten in der PEEK-Gruppe waren signifikant älter als die Patienten der TTN-Gruppe ($p = 0,030$). Die Altersverteilungen innerhalb der Gruppen sind in Tab. 04 dargestellt.

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Alter (Jahr)	51,09± 8,88	57,64±11,10	0,030

Tab. 04: Mittleres Patientenalter innerhalb der TTN- und PEEK-Gruppen (Jahre)

4.1.2 Verteilung der Geschlechter in den Gruppen

Von den Insgesamt 86 untersuchten Patienten waren 54 (63%) männlichen und 32 (37%) weiblichen Geschlechts. Zur Verteilung der Geschlechter in der TTN- und PEEK-Gruppen siehe Tab. 05.

Die Verteilung der Geschlechter unterschied sich nicht signifikant in den Gruppen $p=0,768$ (Siehe Tab 05).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Geschlecht	—	—	0,768
➤ männlich	26	28	—
➤ weiblich	18	14	—

Tab. 05: Geschlechterverteilung innerhalb der Titan-und PEKK-Gruppen (n=Anzahl)

4.1.3 Verteilung der Rauchgewohnheiten in den Gruppen

Von den insgesamt 44 Patienten in der TTN-Gruppe gaben 27 (61%) an, Raucher und 17 (39%) Nichtraucher zu sein. In der PEEK-Gruppe mit insgesamt 42 Patienten gaben 22 (52%) an, Raucher und 20 (48%) Nichtraucher zu sein. Zur Verteilung der Rauchgewohnheiten der TTN- und PEEK-Gruppen siehe Tab. 06.

Die Verteilung ergab zwischen den Gruppen bezüglich des Nikotinabusus keinen signifikanten Unterschied ($p=0,400$).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Nikotinabusus	—	—	0,400
➤ Ja	27	22	—
➤ Nein	17	20	—

Tab. 06: Verteilung der Rauchgewohnheiten innerhalb der TTN- und PEEK-Gruppen

4.1.4 Verteilung der Symptome in den Gruppen

Von den insgesamt 86 Patienten beklagten 70 (81%) Symptome einer Radikulopathie, und 16 (19%) Patienten wiesen die Symptome einer Myelopathie auf.

Von 44 Patienten in der TTN-Gruppe zeigten 36 (82%) Symptome einer Radikulopathie und 8 (18%) Symptome einer Myelopathie. In der PEEK-Gruppe mit insgesamt 42 Patienten zeigten 34 (81%) Symptome einer Radikulopathie und 8 (19%) Symptome einer Myelopathie. Zur Verteilung der Symptome der TTN- und PEEK-Gruppen siehe Tab. 07.

Die Verteilung der Symptome in den beiden Gruppen ergab keinen signifikanten Unterschied (siehe Tab. 07).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Symptome	—	—	—
➤ Radikulopathie	36	34	0,796
➤ Myelopathie	8	8	0,918

Tab. 07: Verteilung der Symptome innerhalb der TTN- und PEKK-Gruppen

4.1.5 Verteilung der Untersuchungszeitspanne in den Gruppen

Die Patienten wurden zuletzt durchschnittlich nach 28,4 Monaten (Spannweite 12 bis 60 Monate) untersucht (siehe Tab. 08). Die Verteilung der Untersuchungszeiträume beim Vergleich der Gruppen war nicht signifikant unterschiedlich ($p=0,096$).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Follow-Up (Monate)	30,6±14,32	26,1±9,97	0,096

Tab. 08: Verteilung der Untersuchungszeitspanne zwischen den Gruppen

4.2 Operation und Materialien

4.2.1 Operierte Wirbelsäulensegmente

Die ACDF wurde in bei 7 Patienten im Segment C3/4 durchgeführt, in 17 Fällen bei C4/5, in 43 Fällen bei C5/6 und in 19 Fällen bei C6/7 ($p=0,077$). Zur Häufigkeitsverteilung der operierten Wirbelsäulensegmente siehe Tab. 09.

Die Verteilung dieser Parameter in der PEEK- und TTN-Gruppe zeigte keinen signifikanten Unterschied (siehe Tab. 09).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Operiertes Segment	—	—	0,077
➤ C 3-4	1	6	—
➤ C 4-5	7	10	—
➤ C 5-6	23	20	—
➤ C 6-7	13	6	—

Tab. 09 : Häufigkeitsverteilung der operierten Wirbelsäulensegmente (n=Anzahl)

4.2.2 Operationsdauer

Die Operationsdauer betrug durchschnittlich 84,4 Minuten (56 bis 150 Minuten). Die Verteilung dieser Parameter in der PEEK- und TTN-Gruppe zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p=0,133$).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Operationsdauer (Minuten)	91,91±16,70	84,44±19,99	0,133

Tab.10: Verteilung der Operationsdauer in den Gruppen (min)

4.2.3 Verwendete Implantate

Die Patienten der TTN- Gruppe erhielten einen CeSpace® Titan-Cage mit Plasma-pore® Beschichtung als intersomatischen Platzhalter (B Braun Aesculap, Tuttlingen, Deutschland).

Die Patienten der PEEK-Gruppe erhielten einen CeSpace® PEEK Cage (B Braun Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) als intersomatischen Platzhalter.

Beide Cagetypen verfügen über eine 5° lordotische Geometrie. In beiden Gruppen wurde Cages mit identischem Durchmesser (16 mm mal 13,5 mm) jedoch unterschiedlicher Höhe verwendet. Die Variationsbreite der verwendeten Cagehöhen betrug 4 bis 7 mm. Der 5 mm Cage wurde in beiden Gruppen am häufigsten gewählt.

Zum genauen Verteilungsmuster der verwendeten Cages innerhalb der Gruppen siehe Tab. 11.

Die Verteilung dieser Parameter in der PEEK- und TTN-Gruppe zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p=0,649$).

Charakteristika	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Cagehöhe	—	—	—
➤ 4 mm	6	3	—
➤ 5 mm	22	21	—
➤ 6 mm	14	14	—
➤ 7 mm	2	4	—
Mittlere Cagegröße (mm)	5,27±0,76	5,45±0,77	0,649

Tab. 11: Verteilungsmuster der verwendeten Implantate in den Gruppen

4.3 Ergebnisse der radiologischen Daten

4.3.1 Fusionsverhalten

In der TTN-Gruppe konnte bei 41 (93,2%) Patienten und in der PEEK-Gruppe bei 37 (88,1%) Patienten eine solide Arthrodeese im operierten Segment entsprechend der beschriebenen Kriterien nachgewiesen werden (siehe Tab. 12).

Das Verteilungsmuster zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p=0,471$).

Eine Pseudoarthrose fand sich in der TTN-Gruppe bei 3 Patienten (6,8%) und in der PEEK-Gruppe bei 5 Patienten (11,9%) (siehe Abb. 07). Die geringe Fallzahl erlaubte in diesem Punkt keinen statistischen Vergleich der Inzidenz einer Pseudoarthrose (siehe Tab. 13).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Arthrodeese (Segment ROM<2°)	41 (93,18%)	37 (88,1%)	0,417

Tab. 12: Arthrodeese in den verschiedenen Gruppen

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Pseudoarthrose (Segment ROM>2°)	3 (6,8%)	5 (11,9%)	—

Tab. 13: Pseudoarthrose in den verschiedenen Gruppen

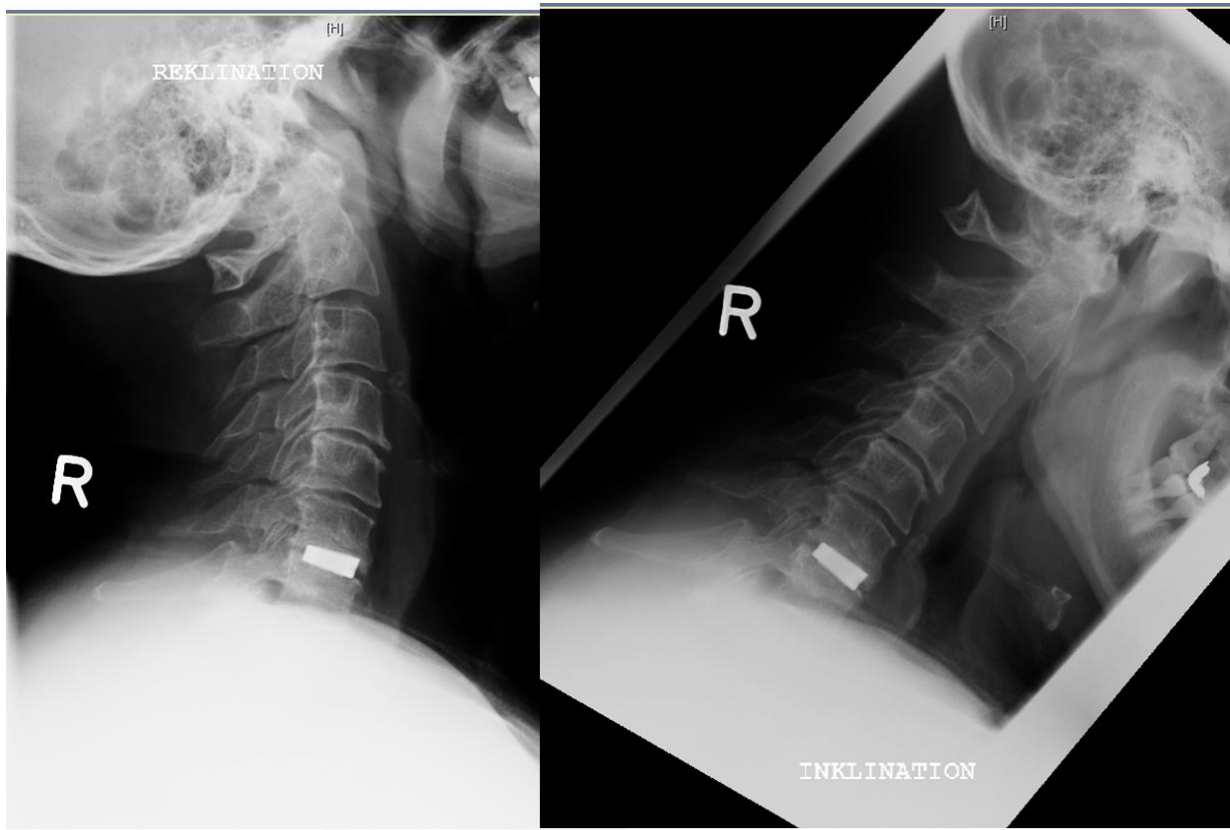


Abb. 07: Exemplarisches Bild eines 55 Jahre alten Patienten mit einer Pseudoarthrose 3 Jahre nach OP. Die Bewegung im operierten Segment wird auch deutlich, wenn man die interspinösen Abstände auf den Funktionsaufnahmen vergleicht.

4.3.2 Knöcherner Brückenbildung

Knöcherner Brückenbildungen wurden in der TTN- Gruppe bei 79,6% und in der PEEK- Gruppe bei 61,9% der Patienten festgestellt (siehe Tab. 14 und Abb.08 A und B). Der Unterschied zwischen den Gruppen war signifikant ($p=0,032$), so dass mehr Patienten mit einem TTN-Cage eine knöcherner Brückenbildung aufwiesen.

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Knochenbrücken	35 (79,55%)	26 (61,9%)	0,032
➤ Anterior	32 (72,7%)	23 (54,76%)	0,053
➤ Posterior	28 (63,6%)	17 (40,48%)	0,031

Tab. 14: Knöcherner Brückenbildung in den Gruppen

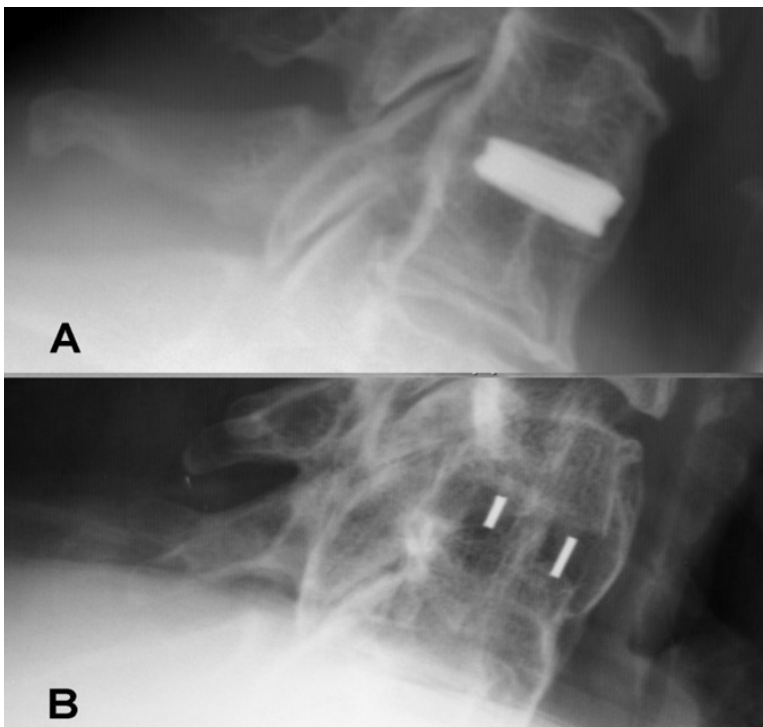


Abb. 08 A: Beispielbild, knöcherner Brückenbildung in der TTN-Gruppe

Abb. 08 B: Beispielbild, knöcherner Brückenbildung in der PEEK-Gruppe

4.3.3 Implantateinbruch

Auf den postoperativen Röntgenbildern wurden in der TTN-Gruppe 9 (20,5%) und in der PEEK-Gruppe insgesamt 6 (14,3%) Cageeinbrüche festgestellt, die mehr als 2 mm in die angrenzenden Wirbelkörper eingebrochen waren. Die Gruppen unterschieden sich nicht signifikant in der Anzahl der Einbrüche ($p=0,481$).

Die Spannweite der Cageeinbrüche reichte von 2,02 mm bis 3,88 mm und wies keinen signifikanten Unterschied in der Gruppenverteilung auf ($p=0,601$) (siehe Tab. 15 und Abb. 09 A und B).

Die Cageeinbrüche wurden bei 73,3% der Patienten im anterioren Wirbelkörperabschnitt und bei 26,7% im posterioren Wirbelkörperabschnitt beobachtet. Die Gruppen unterschieden sich in diesem Punkt nicht signifikant ($p=0,451$).

Ein signifikanter Einfluss folgender Faktoren auf einen Cageeinbruch konnte nicht festgestellt werden ($p>0,117$):

- Größe des gewählten Cages,
- die Bandscheibenfachhöhe,
- das Verhältnis von präoperativer Bandscheibenfachhöhe zur gewählten Cagehöhe,
- Kontaktfläche,
- Nikotinabusus,
- Alter des Patienten.

Die Interobserver-Variabilität betrug bei der Vermessung der Implantateinbrüche 0,11mm und hatte keinen Einfluss auf die statistische Analyse.

Die Bandscheibenfachhöhe in den operierten Segmenten betrug in der TTN-Gruppe anterior 3,71mm (SD: $\pm 1,38$) und posterior 3,10 mm (SD: $\pm 1,15$).

In der PEEK-Gruppe betrug die Bandscheibenfachhöhe anterior 3,98mm (SD $\pm 1,25$) und 2,79mm(SD $\pm 1,14$) posterior. Beide Gruppen unterschieden sich nicht signifikant ($p>0,211$).

Die Bandscheibenhöhe der operierten Segmente zeigte in beiden Gruppen eine signifikante Höhenminderung im Vergleich mit den jeweils kranial benachbarten Bandscheibenhöhen (p < 0,009).

Die Interobserver-Variabilität betrug 0,30 mm und 0,41 mm bei der Vermessung der Bandscheibenhöhe der operierten Segmente und der dazugehörigen benachbarten kranialen Bandscheibenhöhen. Diese Diskrepanz zwischen den unterschiedlichen Prüfern erreichte beinahe das Niveau der statistischen Signifikanz (p=0,07). Da die Aussagekraft der Bandscheibenhöhenvermessung dem der Winkelvermessung deutlich unterlegen war, erfolgte die Beurteilung des Korrekturverlustes durch den Vergleich der zervikalen und segmentalen Cobb-Winkel.

Charakteristika	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Cage-Einbruch [n]	9 (20,45%)	6 (14,28%)	0,451
Einbruchtiefe [mm] Mittel ± SD	3,07±0,33	2,94±0,64	0,601

Tab. 15: Implantateinbrüche in den Gruppen

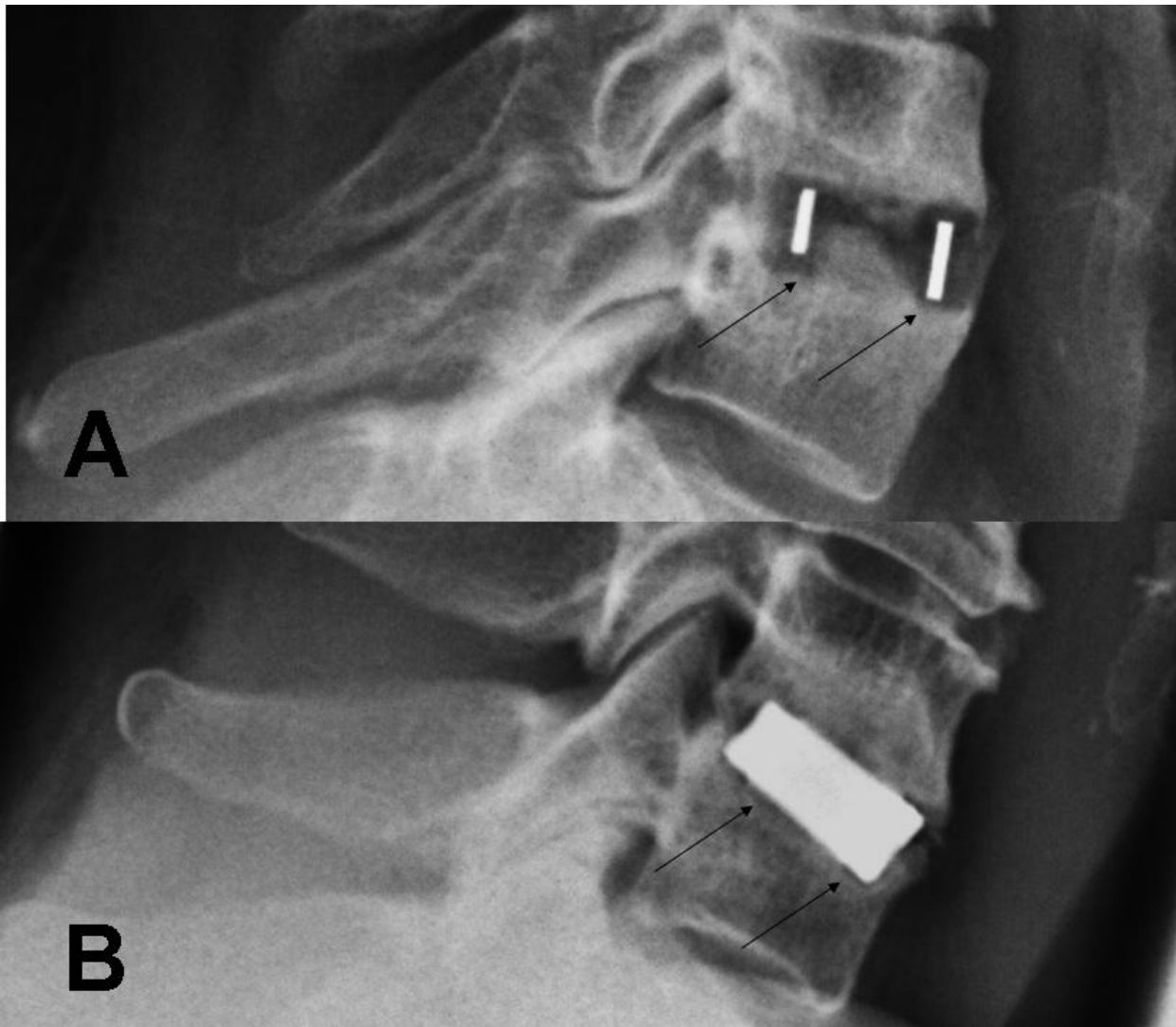


Abb. 09 A: Exemplarische Darstellung eines Implantateinbruchs eines PEEK-Cages im hinteren Wirbelkörperabschnitt .

Abb. 09 B: Exemplarische Darstellung eines Implantateinbruchs eines TTN-Cages im vorderen Wirbelkörperabschnitt.

Ein Aufhellungssaum um die Implantate herum kann in beiden Fällen beobachtet werden (siehe Pfeilmarkierungen).

4.3.4 Segmentaler und zervikaler Lordosewinkel

4.3.4.1 Segmentaler Lordosewinkel

Der segmentale Lordosewinkel in der TTN-Gruppe lag präoperativ im Schnitt bei 2,71° (SD: ±4,68) und postoperativ im Schnitt bei 5,49° (SD: ±3,85).

Der segmentale Lordosewinkel in der PEEK-Gruppe lag präoperativ im Schnitt bei 4,43° (SD: ±3,37) und postoperativ im Schnitt bei 6,48° (SD: ±3,67).

Eine Lordosekorrektur, also Verbesserung der segmentalen Lordose beim Vergleich von präoperativem mit postoperativem Befund konnte in beiden Gruppen beobachtet werden ($p=0,0001$).

Bei der letzten Nachuntersuchung konnte jedoch auch ein signifikanter Korrekturverlust in beiden Gruppen beobachtet werden ($p<0,020$).

Dennoch blieb in beiden Gruppen zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung im Vergleich mit der präoperativen Situation noch eine deutliche Korrektur der segmentalen Lordosewinkel der Halswirbelsäule erhalten ($p<0,031$). Es gab diesbezüglich keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen (siehe Tab.16).

Charakteristika	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Segmentaler Lordosewinkel [°]	—	—	—
➤ Präoperativ	2,71±4,68	4,43±3,37	0,054
➤ Postoperativ	5,49±3,85	6,48±3,67	0,223
➤ Final	4,06±3,65	5,51±4,13	0,075

Tab. 16: Segmentaler Lordosewinkel beider Gruppen [°]

4.3.4.2 Zervikaler Lordosewinkel

Der zervikale Lordosewinkel in der TTN-Gruppe lag präoperativ im Schnitt bei 10,75° (SD: ±14,44) und postoperativ im Schnitt bei 14,034° (SD: ±12,44).

Der zervikale Lordosewinkel in der PEEK-Gruppe lag präoperativ im Schnitt bei 16,31° (SD: ±11,18) und postoperativ im Schnitt bei 17,64° (SD: ±9,96).

Insgesamt zeigte sich der präoperative zervikale Lordosewinkel in beiden Gruppen erheblich reduziert, wobei die TTN-Gruppe im direkten Vergleich mit der PEEK-Gruppe einen signifikant geringeren präoperativen Lordosewinkel aufwies ($p = 0,05$) (siehe Tab. 17). Verglichen mit den präoperativen zervikalen Lordosewinkeln konnte in beiden Gruppen postoperativ ein signifikanter Korrekturgewinn erzielt werden ($p < 0,048$).

In der TTN-Gruppe wurde insgesamt eine Korrektur von 3,3° erreicht (siehe Tab. 16 und 17). Ein Korrekturverlust der zervikalen Lordosewinkel war in beiden Gruppen zu beobachten, jedoch besonders stark in der PEEK-Gruppe von durchschnittlich 4,35°. Dieser Korrekturverlust erreichte aber nicht das Niveau der statischen Signifikanz ($p = 0,061$ in der PEEK- Gruppe und $p = 0,294$ in der TTN-Gruppe).

Die Interobserver-Variabilität betrug 0,31° bzw. 0,27° bei der Bestimmung der segmentalen und zervikalen Lordosewinkel und hatte keinen Effekt auf die statistische Analyse.

Charakteristika	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Zervikaler Lordosewinkel [°]	—	—	—
➤ Präoperativ	10,750±14,44	16,31±11,18	0.050
➤ Postoperativ	14,034±12,44*	17,64±9,96*	0,143
➤ Final	13,140±12,71	13,29±7,06	0,288

Tab. 17: Zervikaler Lordosewinkel beider Gruppen [°]

4.4 Ergebnisse der Patientenfragebögen

4.4.1 Ergebnisse des Neck Pain Disability Index (NPDI)

Der postoperative NPDI zeigte zwischen den Gruppen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,940$) (siehe Tab. 18).

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
Postoperativer NPDI	16,886±10,24	17,047±9,61	0,940

Tab. 18: Bewertung des NPDI innerhalb der Gruppen

4.4.2 Ergebnisse der Visuellen Analog Skala (VAS)

Hinsichtlich der postoperativen Schmerzsymptomatik in den Armen sowie im Nacken, beschrieben auf der VAS, unterschieden sich die beiden Gruppen nicht signifikant (siehe Tab. 19 und 20).

Die Schmerzen in den Armen unterschieden sich zwischen den Gruppen nur geringfügig und waren statistisch nicht signifikant.

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
VAS-Nackenschmerzen (0-100 mm)	33,01±19,48	36,333±21,28	0,460

Tab. 19: Ergebnis der VAS-Auswertung bezogen auf Nackenschmerzen

Charakteristikum	Titan-Gruppe (n=44)	PEEK-Gruppe (n=42)	p
VAS-Armschmerzen (0-100 mm)	23,70±23,78	25,76±26,74	0,759

Tab. 20: Ergebnis der VAS bezogen auf Armschmerzen

4.4.3 Ergebnisse der Odom's Kriterien

Nach den Odom's Kriterien bescheinigten 13 (15,11%) Patienten ein hervorragendes, 47 (54,65%) Patienten ein gutes, 21 (24,42%) ein befriedigendes und 5 (5,81%) ein mangelhaftes Ergebnis nach Operation.

Das operative Ergebnis wurde in der TTN-Gruppe von 75% (n=33) der Patienten und in der PEEK-Gruppe-Gruppe von 64,3% (n=27) der Patienten als hervorragend oder gut gewertet (siehe Abb. 10).

Statistisch unterschieden sich diese Ergebnisse nicht signifikant (p=0,229).

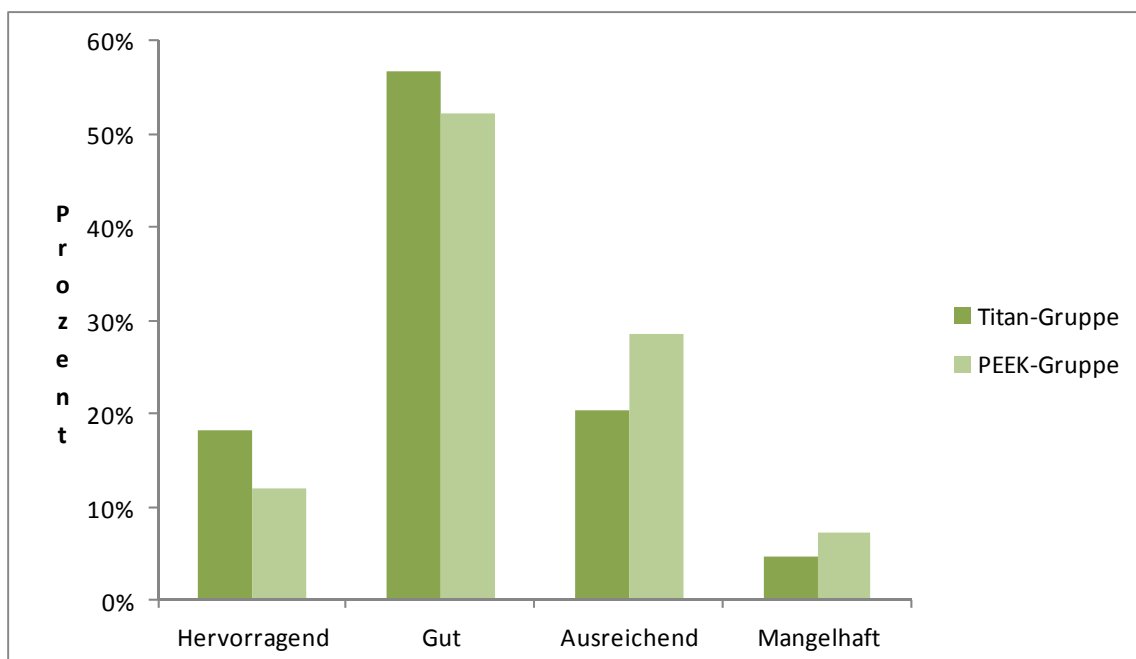


Abb. 10: OP-Zufriedenheit auf der Odoms's –Score der Gruppen

4.4.4 Gesamtergebnis der Patientenfragebögen

Beim Vergleich der Ergebnisse von NPDI ($p=0,940$), VAS für Arm- und Nackenschmerzen ($p>0,460$) sowie Odom's-Kriterien ($p=0,229$) beider Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Die klinischen Ergebnisse wurden nicht beeinflusst von Cageeinbrüchen oder knöcherner Brückenbildungen ($p>0,211$).

5. Diskussion

5.1 Ergebnisse der Studie

Die vorliegende retrospektive Studie umfasst 86 Patienten, die im Zeitraum von 2002 bis 2007 an der Klinik für Neurochirurgie, Campus Virchow-Klinikum der Charité-Universitätsmedizin Berlin mit einer ACDF operativ versorgt worden sind. Die Patienten erhielten entweder einen TTN-Cage oder einen PEEK Cage als intersomatischen Platzhalter und wurden je nach verwendetem Implantat klinisch und radiologisch miteinander verglichen.

Die wichtigsten Ergebnisse der Studie waren:

- Der segmentale Lordosewinkel verbesserte sich in beiden Gruppen.
- Die Gruppen unterschieden sich nicht signifikant in ihrer Fusionsrate und in der Anzahl an Einbrüchen der Implantate in den Wirbelkörper.
- Das gute klinische Ergebnis der Patienten unterschied sich nicht signifikant zwischen den Gruppen.

5.2 PEEK versus Titan

Im Patientenkollektiv von 86 Patienten wurden bei insgesamt 15 (17,4%) Cageeinbrüche festgestellt (TTN-Gruppe = 9 (20,5%) und PEEK-Gruppe = 6 (14,3%)). Die Beurteilung erfolgte auf den seitlichen Röntgenaufnahmen, und ein Cageeinbruch wurde definiert als ein Einsinken des Implantats um mindestens 2 mm in den benachbarten Wirbelkörper [59].

Der bei allen Patienten festgestellte Korrekturverlust der segmentalen Lordose kann als Folge der Cageeinbrüche angesehen werden [59]. Einige Autoren sehen einen direkten und entscheidenden Einfluss des Elastizitätsmoduls von PEEK und Titan auf die Sinterungstendenz der entsprechend verwendeten Implantate [46,48]. So wird den TTN-Cages aufgrund des höheren Elastizitätsmoduls auch eine erhöhte Sinterungstendenz im direkten Vergleich mit PEEK-Cages nachgesagt. Dennoch gab es keine signifikanten Unterschiede in der Anzahl der Einbrüche im analysierten Patientenkollektiv. Dies mag seine Ursache darin finden, dass Niu et al. verschiedene Cagegrößen in den von ihnen

vergleichenen PEEK- und TTN-Gruppen verwendeten, obwohl die präoperativen Bandscheibenhöhen vergleichbar waren. Die PEEK-Gruppe erhielt Implantate, die nicht größer als 6 mm waren. Demgegenüber erhielt die TTN-Gruppe in 86% der Fälle Implantate, die nicht kleiner als 7 mm und 8 mm waren und 5 operierte Segmente erhielten sogar 9 mm große Implantate [48]. Die Verwendung von Cages erheblicher Größe führt zu einer potentiell höheren Druckbelastung der Endplatten und steigert somit auch das Risiko für Cageeinbrüche [60,61,62]. Nur die Bandscheibenhöhe zeigte in dieser Studie einen Korrekturverlust mit der abschließenden Hypothese, dass TTN-Cages eine höhere Sinterungstendenz hätten. Es ist von den Autoren nicht diskutiert, warum sich neben der Bandscheibenhöhe nicht auch der segmentale Winkel entsprechend verändert hat. In der vorliegenden Arbeit konnte beobachtet werden, dass die Validität der Bandscheibenfachvermessung dem der Winkelvermessung unterlegen ist. Ferner wurden die PEEK-Cages in der zuvor genannten Studie mit allogenen spongiösem Knochenmaterial gefüllt, während die TTN-Cages mit ortsständigem Knochenmaterial und einem Knochenersatzmittel ausgefüllt wurden, was aufgrund der unterschiedlichen osteokonduktiven und osteoinduktiven Eigenschaften zu unterschiedlichen radiologischen Ergebnissen führen kann. Die Studie von Chou et al. favorisierte ebenfalls PEEK gegenüber TTN, hatte aber zum Vergleich nur 9 Patienten in der PEEK-Gruppe eingeschlossen, während 27 Patienten einen TTN-Cage erhalten hatten [46]. Die Überlegenheit der PEEK-Cages gegenüber den TTN-Cages bezüglich der Fusionsrate und der Bandscheibenfachkorrektur lässt sich daher aufgrund der unterschiedlichen Gruppen in beiden Studien nicht eindeutig schlussfolgern.

Beide Cagetypen bieten gewisse Vorteile in der Wirbelsäulenchirurgie. Titanimplantate gelten als biokompatibel und sind osteokonduktiv [39]. Weiterhin scheint TTN aufgrund seiner Oberflächenstruktur vergleichsweise inert gegenüber bakterieller Besiedlung zu sein, obwohl das Auftreten einer Infektion eine multifaktorielle Genese besitzt [63,64].

Das Elastizitätsmodul von PEEK gleicht dem der Knochenspongiosa und die Durchlässigkeit für Röntgenstrahlung ermöglicht eine gute radiologische Kontrolle der Fusion auf den Röntgenbildern [65,66]. Es beeinträchtigt keine MRT-Untersuchungen, die bei Patienten mit Myelopathie oder Tumorerkrankungen im Rahmen der Nachsorge von besonderem Interesse sind.

5.3 Implantateinbrüche

Beim Vergleich von PEEK-Cages mit TTN-Cages wird der Einbruch der Titanimplantate mit dem höheren Elastizitätsmodul des Materials in Verbindung gebracht [46,48], aber der Vergleich von Cages aus demselben Material hat gezeigt, dass ein Cageeinbruch ein Vorgang multifaktorieller Genese ist [59,67,68].

Die Patienten in der untersuchten PEEK-Gruppe waren signifikant älter als die Patienten der Titan-Gruppe. Dies mag ein zufälliges Verteilungsmuster sein, könnte aber auch die intuitive Reaktion des Operateurs gegenüber der potentiell schwächeren Knochensubstanz bei älteren Patienten sein und somit die Wahl eines Materials begünstigen, dessen Elastizitätsmodul eher dem von kortikalem Knochen ähnelt. Ein Einbruch der Titanimplantate wurde in größeren Serien in 13 bis 45 % der Fälle beobachtet [40,59]. Bei den PEEK-Cages wird ein Implantateinbruch mit einer Bandbreite von 11 bis 18% angegeben [47,62,69]. Das günstige Elastizitätsmodul von PEEK allein schützt also nicht vor Cageeinbrüchen.

Die unterschiedliche Rate der Cageeinbrüche in den verschiedenen Studien, die sich mit synthetischen intersomatischen Platzhaltern beschäftigten, mag Ihre Ursache auch in den verschiedenen Messkriterien (1 oder 2mm) und Messmethoden haben [40,59,62]. Die hochauflösende digitale Radiographie und die damit verknüpften digitalen Messinstrumente ermöglichen zudem eine sehr viel präzisere Analyse der Situation an der Wirbelsäule.

Der Abstand des Implantats zur Wirbelkörpervorderkante, die Wahl eines zu großen Cages, eine kleine Kontaktfläche von Cage und Endplatte oder eine Überdistraction mit konsekutiv erhöhtem Druck auf die Endplatten sind mögliche Faktoren für einen Cageeinbruch [40,59,60,61,62,70]. Die verwendeten Cages der vorliegenden Arbeit hatten identische Oberflächen und wurden nahe der Vorderkante des Wirbelkörpers platziert. Das Verhältnis von Cagehöhe und Bandscheibenhöhe war kein erkennbarer Einflussfaktor bei den Cageeinbrüchen.

Die Qualität der Knochensubstanz, Position des Implantats, postoperative Krafteinwirkung durch Bewegung, Form des Implantats und intraoperative Präparation der Endplatten sind weitere wesentliche Größen, die einen Cageeinbruch beeinflussen [59,67,68].

Im vorliegenden Patientenkollektiv wurden Patienten mit einem Cageeinbruch bei fehlender klinischer Symptomatik, ähnlich wie in anderen Studien, keiner Revisionsoperation unterzogen [59,62,69].

5.4 Zervikales Profil und Bandscheibenhöhe

Der zervikale Lordosewinkel im untersuchten Patientenkollektiv lag im Schnitt bei 13° und ist vergleichbar mit Patienten, die an einer DDD leiden [42,71,72]. Dieser geringe Winkelwert zeigt den schon enormen Verlust des zervikalen Lordosewinkels, der physiologisch bei durchschnittlich 34° liegt [73]. In der vorliegenden Arbeit konnte zwar eine gewisse Korrektur der zervikalen Lordose erreicht werden, lag aber vom „physiologischen“ Wert noch sehr weit entfernt. Eine vollständige zervikale Lordosekorrektur ist durch einen monosegmentalen Zugang aber auch schwer zu erreichen.

Darüber hinaus wird berichtet, dass Patienten postoperativ einen Verlust der physiologischen Lordose bis hin zur Kyphosierung im Abschnitt oberhalb des operierten Segments entwickeln können [72], was folglich im Laufe der Zeit zu einem Korrekturverlust der zervikalen Lordose führt. Ein Korrekturverlust konnte auch in den beiden untersuchten Gruppen feststellen, insbesondere in der PEEK-Gruppe ($4,35^\circ$). In diesem Punkt gab es zwischen den beiden Gruppen keinen signifikanten Unterschied. Wenn man jedoch bedenkt, dass die Patienten der PEEK-Gruppe signifikant älter waren als die der TTN-Gruppe, könnte der stärkere Korrekturverlust mit der verminderten Muskelkraft und einer möglicherweise progredient verlaufenden degenerativen Erkrankung des signifikant älteren Patientenkollektivs erklärt werden.

Einige Autoren beurteilen über die Vermessung der Bandscheibenhöhe die Korrektur bzw. den Korrekturverlust [46,74], aber die Form der Halswirbelkörper ist im Gegensatz zu den Brustwirbelkörpern nicht konsequent rechteckig. Die trotz Degeneration oft noch erhaltene konkave Form der Zwischenwirbelräume und gleichzeitig häufig vorhandenen Osteophyten bei Patienten mit DDD kann die Validität der Messung der Bandscheibenhöhe empfindlich beeinträchtigen. Die Interobserver-Variabilität in der vorliegenden Arbeit bei der Vermessung der Bandscheibenhöhe lag mit 0,30 mm und 0,41mm nahe der Signifikanzgrenze, was dazu führte, einen Korrekturgewinn bzw. Korrekturverlust unter Verwendung des Cobb-Winkels zu bestimmen [41,42,71,72].

5.5 Knöcherner Brückenbildung

In der TTN-Gruppe zeigten sich bei 35 von 44 Patienten (79,55%), und in der PEEK-Gruppe bei 26 von 42 operierten Patienten (61,9%) kontinuierliche Knochenbalken anterior und/oder posterior der Implantate auf den postoperativen Röntgenbildern. Die statistische Auswertung zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen zugunsten des TTN ($p=0,032$).

Die erhöhte Rate der Ausbildung von Knochenbrücken in der TTN-Gruppe kann möglicherweise durch folgende drei Faktoren erklärt werden:

1. Die Patienten der TTN-Gruppe waren signifikant jünger als in der Vergleichsgruppe und konnten so möglicherweise auf größere osteogene Kapazitäten zurückgreifen.
2. Die Oberflächenvergrößerung durch die Plasmapore® Beschichtung der TTN-Cages verbessert die osteokonduktiven Eigenschaften im Vergleich zu den PEEK-Cages.
3. Bedingt durch einen Cageeinbruch kann Knochenmaterial in den Hohlraum des Cage gelangen und in einigen Fällen eine fusionsfördernde Wirkung entfalten [69].

Es wird berichtet, dass mit TTN-Cages Fusionsraten von fast 100% erreicht werden können und somit über den Fusionsraten der PEEK-Cages liegen, die in einer Studie mit 72% angegeben wird [43,69]. Die vergleichsweise geringe Rate der knöchernen Brückenbildungen in der vorliegenden Arbeit hat ihre Ursachen möglicherweise in der Wahl der diagnostischen Mittel und der angewandten Kriterien bezüglich knöcherner Fusionen. In der vorliegenden Arbeit wurde lediglich das Vorhandensein anteriorer und/oder posteriorer Knochenbrücken bewertet. Die Knochenbrücken innerhalb der Cages wurden nicht berücksichtigt, weil zwar die PEEK-Cages strahlendurchlässig sind, und es hier möglich, aber ein angemessener Vergleich mit der TTN-Gruppe nicht möglich gewesen wäre [69]. Die Knochenbalken innerhalb der TTN-Cages sind auf den Seitenaufnahmen nicht beurteilbar.

Das Fehlen von Bewegung im operierten Segment war in der vorliegenden Arbeit Hauptkriterium zur Beurteilung einer Arthrodesen, und eine solide Arthrodesen wurde als Bewegung im operierten Segmente von nicht mehr als 2° in den Funktionsaufnahmen definiert. Bewegungen über 2° wurden als Pseudoarthrose gewertet [33,36]. In vielen Studien wird das Knochenbalkenwachstum im operierten Segment als Hauptkriterium für

eine stabile Fusion verwendet [75,76]. Eine weitere Analyse über die Abstandsbestimmung der Processus Spinosi auf den Funktionsaufnahmen in Flexion und Extension vermag es jedoch, trotz vorhandener Knochenbrücken Bewegung im operierten Segment nachzuweisen, und ebenso finden sich stabile Segmente ohne Bewegungsnachweis trotz fehlender knöcherner Brückenbildung [71,77]. Das Fehlen von Bewegung auf den lateralen Funktionsaufnahmen im operierten Segment stellt ein anerkanntes Kriterium zur Beurteilung einer erfolgreichen Fusion dar und ist durchaus vereinbar mit der Abwesenheit knöcherner Brückenbildungen [32,33,36,43,57,71]. Dennoch wurde zur Abgrenzung gegenüber einer knöchernen Durchbauung in der vorliegenden Arbeit der Begriff „solide Arthrodesen“ anstelle von Fusion verwendet, um die Abwesenheit von Bewegung im operierten Segment zu beschreiben. Der Vergleich von Patienten mit und ohne knöcherner Brückenbildung im untersuchten Patientenkollektiv ergab keinen Unterschied hinsichtlich der postoperativen klinischen Parameter wie VAS, NPDI oder Odom's-Score. Eine CT-Untersuchung würde eine genauere Beurteilung der knöchernen Brückenbildung erlauben, wurde aber im untersuchten Patientenkollektiv nicht routinemäßig durchgeführt, um eine höhere Strahlenbelastung der Patienten zu vermeiden.

5.6 Operation und Studiendesign

Die Operationen wurden von drei verschiedenen Neurochirurgen in identischer Operationstechnik in der Neurochirurgischen Klinik der Charite-Universitätsmedizin Berlin, Campus Virchow-Klinikum durchgeführt, was einen potentiellen Bias mit sich bringt. Eine Halsmanschette für mehrere Wochen oder alternative Plattenosteosynthese wird häufig empfohlen, um ein Materialgleiten oder –einbruch zu vermeiden. Im untersuchten Patientenkollektiv konnte dieses Phänomen nicht beobachtet werden. Bei degenerativen Erkrankungen der HWS scheinen aber weder Halsmanschette noch Plattenosteosynthese einen wesentlichen Einfluss auf das klinische oder radiologische Ergebnis zu besitzen [78].

Das retrospektive Studiendesign stellt die größte Einschränkung in dieser Studie dar. Die Zeitspanne der letzten Nachuntersuchung bietet einen höheren Grad an Interpretation verglichen mit prospektiven Studien. Der klinische Status wurde nur zur Nachuntersuchung reproduzierbar erhoben, nicht aber vorher, so dass nur der Odom's Score einen bedingten Vergleich der klinischen Ergebnisse zum präoperativen Status erlaubt. Präoperative

Unterschiede zwischen den beiden Gruppen sind daher möglich. Der klinische Vergleich von Patienten, die an einer Radikulopathie leiden, mit Patienten, die an einer Myelopathie erkrankt sind, ist ebenfalls schwierig. Allerdings lag der Fokus der Studie auf dem radiologischen Ergebnis, insbesondere der Einbruchrate der Cages in die Endplatten.

6. Schlussfolgerungen der Studie

In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die ACDF mit PEEK- oder TTN-Cages zur Therapie von degenerativen Bandscheibenerkrankungen der Halswirbelsäule ein sicheres und effektives Operationsverfahren darstellt. Die Materialeigenschaften der gewählten Implantate, PEEK und TTN, beeinflussten die klinischen und radiologischen Ergebnisse nicht signifikant. Das Auftreten von Implantateinbrüchen darf nicht nur mit dem gewählten Cagematerial und dessen Elastizitätsmodul in Verbindung gebracht werden, da das Elastizitätsmodul nur eine von vielen Eigenschaften des Implantats darstellt. Vielmehr müssen Design, Form, Größe und Oberflächenbeschaffenheit des Cages als wichtige Faktoren mitberücksichtigt werden. Knochendichte und Alter des Patienten sind weitere mögliche Faktoren für das Einbrechen von Implantaten. Die Vorbereitung der Endplatten und die Distraction intraoperativ können auch entscheidend zum radiologischen Ergebnis beitragen.

Beide Cagetypen bringen gewisse Vorteile mit sich und verdienen ihren Platz in der Wirbelsäulen Chirurgie. Eine multifaktorielle Genese der Cageeinbrüche muss berücksichtigt und weiter untersucht werden, bevorzugt im Design einer kontrollierten randomisierten prospektiven Studie.

7. Literaturverzeichnis

1. Pai S, Sundaram LJ: Low back pain: an economic assessment in the United States. *Orthop Clin North Am* 35:1-5, 2004.
2. Andersson GB: Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 354:581-585, 1999.
3. Engelhardt M, Wolzik M, Brenke C, et al. Pain reduction after cervical spine surgery. Outcome after implantation of a cervical wing cage in degenerative diseases of the cervical spine-a prospective study. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2005;143(5):585-90.
4. Kast E, Antoniadis G, Richter H. Epidemiologie von Bandscheibenoperationen in der Bundesrepublik Deutschland. *Zentralbl Neurochir* 2000;61:22-5.
5. Robinson R, Smith G. The Treatment of Certain Cervical-Spine Disorders by Anterior Removal of the Intervertebral Disc and Interbody Fusion. *J Bone Joint Surg Am* 1958;40:607-24.
6. Robinson R, Smith G. Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. *Bulletin of John Hopkins Hospital* 1955;96:223-4.
7. Cloward R. The Anterior Approach for Removal of Ruptured Cervical Disks. *J Neurosurg* 1958 ;15:602-17.
8. Silber J, Anderson D, Daffner S, et al. Donor site morbidity after anterior iliac crest bone harvest for single-level anterior cervical discectomy and fusion. *Spine* 2003;28(2):134-9.
9. Pitzen T, Kranzlein K, Steudel W, et al. Complaints and findings at the iliac crest donor site following anterior cervical fusion. *Zentralbl Neurochir* 2004;65(1):7-12.
10. Schünke M., Schulte E., Schumacher U.: Prometheus Lernatlas der Anatomie, 2. Auflage, Thieme Verlag 2007, 100-108.
11. Gutmann G: Funktionelle Pathologie und Klinik der Wirbelsäule: 1. Die Halswirbelsäule. Gustav Fischer Verlag Stuttgart, New York 1981: 146.
12. Moll K.J., Moll M.: Anatomie, 18. Überarbeitete Auflage, Urban & Fischer Verlag 2006:398.
13. White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B. Lippincott Comp. Philadelphia, second edition 1991, zit. n. von Strempel A: Die Wirbelsäule Thieme Verlag 2001:25.
14. Zäch G. A., Koch H.G.: Paraplegie, Ganzheitliche Rehabilitation. Verlag: Karger 2005 :17-19.

15. White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B. Lippincott Comp. Philadelphia, second edition 1991:86-102.
16. Junghanns H. Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheibe. Langenbecks Arch Chir 1951;267:393-8.
17. Krämer J, Bandscheibenbedingte Erkrankungen: Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. 5 ed. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2006.:43-58.
18. Niethard, F. U., J. Pfeil, P. Biberthaler: Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie, 2009 Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart:404-409.
19. Masuhr KF, Neumann M. Duale Reihe Neurologie, 6. Auflage, Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2007:453-460.
20. Poeck K., Hacke W.: Neurologie , 12. Auflage, Springer Verlag 2006:647-658.
21. Leitlinien der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) und der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie, Zervikales Nervenwurzelkompressionssyndrom. Stand März 2005 (Abgerufen am 11 März 2011 auf http://www.klinikumfulda.de/fileadmin/documents/02_Kliniken_und_Institute/02_11_Neurochirurgie/Zervikales_WKS.pdf).
22. Wagner P, Grant B, Bagby G. Evaluation of spine fusion as treatment in equine wobbler syndrome. J Vet Surg 1979;8:84-8.
23. Bagby GW. Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant. Orthopedics 1988;11(6):931-4.
24. Cloward R. Vertebral body fusion for ruptured cervical discs: description of instruments and operative technique. Am J Surg 1959;98:722.
25. DeBowes RM, Grant BD, Bagby GW, Gallina AM, Sande RD, Ratzlaff MH. Cervical vertebral interbody fusion in the horse: a comparative study of bovine xenografts and autografts supported by stainless steel baskets. Am J Vet Res 1984;45(1): 191-9.
26. Weiner BK, Fraser RD. Spine update. Lumbar interbody cages. Spine 1998;23(5):634-40.
27. Cabraja M, Kroppenstedt S: Bone grafting and substitutes in spine surgery. J Neurosurg Sci 2012, 56(2):87–95.
28. Matsuno H YA, Watari F, Uo M, Kawasaki T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum, and rhenium. Biomaterials 2001; 22:1253-63.

29. Das Elastizitätsmodul (Abgerufen am 04.07.2011 auf <http://de.wikipedia.org/wiki/Elastizit%C3%A4tsmodul>).
30. Shono Y, McAfee PC, Cunningham BW, Brantigan JW. A biomechanical analysis of decompression and reconstruction methods in the cervical spine. Emphasis on a carbon-fiber-composite cage. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75(11):1674-84.
31. Parsons JR, Bhayani S, Alexander H, Weiss AB. Carbon fiber debris within the synovial joint. A time-dependent mechanical and histologic study. *Clin Orthop Relat Res* 1985(196):69-76.
32. Dorai Z, Morgan H, Coimbra C: Titanium cage reconstruction after cervical corpectomy. *J Neurosurg* 2003, 99(1 Suppl):3-7.
33. Hacker RJ: A randomized prospective study of an anterior cervical interbody fusion device with a minimum of 2 years of follow-up results. *J Neurosurg* 2000, 93(2 Suppl):222-226.
34. Mastronardi L, Ducati A, Ferrante L: Anterior cervical fusion with polyetheretherketone (PEEK) cages in the treatment of degenerative disc disease. Preliminary observations in 36 consecutive cases with a minimum 12-month follow-up. *Acta Neurochir (Wien)* 2006, 148(3):307-312.discussion 312.
35. Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Khandha A, Ebraheim NA: Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006, 31(26):E992-E998.
36. Hacker RJ, Cauthen JC, Gilbert TJ, Griffith SL: A prospective randomized multicenter clinical evaluation of an anterior cervical fusion cage. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, 25(20):2646-2654. discussion 2655.
37. Profeta G, de Falco R, Ianniciello G, Profeta L, Cigliano A, Raja AI: Preliminary experience with anterior cervical microdiscectomy and interbody titanium cage fusion (Novus CT-Ti) in patients with cervical disc disease. *Surg Neurol* 2000, 53(5):417-426.
38. McKenna PJ, Freeman BJ, Mulholland RC, Grevitt MP, Webb JK, Mehdian SH: A prospective, randomised controlled trial of femoral ring allograft versus a titanium cage in circumferential lumbar spinal fusion with minimum 2-year clinical results. *Eur Spine J* 2005, 14(8):727-737.
39. Johansson CB, Roser K, Bolind P, Donath K, Albrektsson T: Bone-tissue formation and integration of titanium implants: an evaluation with newly developed enzyme and immunohistochemical techniques. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999, 1(1):33-40.
40. Schmieder K, Wolzik-Grossmann M, Pechlivanis I, Engelhardt M, Scholz M, Harders A: Subsidence of the wing titanium cage after anterior cervical interbody fusion: 2-year follow-up study. *J Neurosurg Spine* 2006, 4(6):447-453.

41. Cabraja M, Abbushi A, Kroppenstedt S, Woiciechowsky C: Cages with fixation wings versus cages plus plating for cervical reconstruction after corpectomy - is there any difference? *Cen Eur Neurosurg* 2011, 71(2):59–63.
42. Cabraja M, Abbushi A, Koeppen D, Kroppenstedt S, Woiciechowsky C: Comparison between anterior and posterior decompression with instrumentation for cervical spondylotic myelopathy: sagittal alignment and clinical outcome. *Neurosurg Focus* 2010, 28(3):E15.
43. Thome C, Krauss JK, Zevgaridis D: A prospective clinical comparison of rectangular titanium cages and iliac crest autografts in anterior cervical discectomy and fusion. *Neurosurg Rev* 2004, 27(1):34–41.
44. Brantigan JW, Steffee AD, Lewis ML, Quinn LM, Persenaire JM: Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F cage for posterior lumbar interbody fusion and the variable pedicle screw placement system: twoyear results from a Food and Drug Administration investigational device exemption clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, 25(11):1437–1446.
45. Cutler AR, Siddiqui S, Mohan AL, Hillard VH, Cerabona F, Das K: Comparison of polyetheretherketone cages with femoral cortical bone allograft as a single-piece interbody spacer in transforaminal lumbar interbody fusion. *J Neurosurg Spine* 2006, 5(6):534–539.
46. Chou YC, Chen DC, Hsieh WA, Chen WF, Yen PS, Harnod T, Chiou TL, Chang YL, Su CF, Lin SZ, et al: Efficacy of anterior cervical fusion: comparison of titanium cages, polyetheretherketone (PEEK) cages and autogenous bone grafts. *J Clin Neurosci* 2008, 15(11):1240–1245.
47. Meier U, Kemmesies D: [Experiences with six different intervertebral disc spacers for spondylodesis of the cervical spine]. *Orthopade* 2004, 33(11):1290–1299.
48. Niu CC, Liao JC, Chen WJ, Chen LH: Outcomes of interbody fusion cages used in 1 and 2-levels anterior cervical discectomy and fusion: titanium cages versus polyetheretherketone (PEEK) cages. *J Spinal Disord Tech* 2012, 23(5):310–316.
49. Matge G: Cervical cage fusion with 5 different implants: 250 cases. *Acta Neurochir (Wien)* 2002, 144(6):539–549. discussion 550.
50. Cespace. Anterior Cervikal Interbody Fusion System. Prospekt der Firma Aesculap AG.
51. Vernon H, Mior S. The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther* 1991;14(7):409-15.
52. Hayes M. Experimental development of graphic rating method. *Psychol Bull* 1921;18:98-9.
53. Scott J, Huskisson E. Graphic representation of pain. *Pain* 1976;2(2):175-84.

54. Odom G, Finney W, Woodhall B, et al. Cervical Disc Lesions. JAMA 1958;166:23-8.
55. Cobb J. Outline for the Study of scoliosis. AAOS Instr Course Lect 1948;5:261-75.
56. Shad A, Leach J, Teddy P, et al. Use of the Solis cage and local autologous bone graft for anterior cervical discectomy and fusion: early technical experience. J Neurosurg Spine 2005;2:116-22.(Abbildung modifiziert).
57. McAfee P. Interbody fusion cages in reconstructive operations on the spine. J Bone Joint Surg Am 1999;81:859-80.
58. Stauffer R, Coventry M. Anterior interbody lumbar spine fusion. Analysis of Mayo Clinic series. J Bone Joint Surg Am 1972;54:756-68.
59. Barsa P, Suchomel P: Factors affecting sagittal malalignment due to cage subsidence in standalone cage assisted anterior cervical fusion. Eur Spine J 2007, 16(9):1395–1400.
60. Francke EI, Demetropoulos CK, Agabegi SS, Truumees E, Herkowitz HN: Distractive force relative to initial graft compression in an in vivo anterior cervical discectomy and fusion model. Spine (Phila Pa 1976) 2010, 35(5):526–530.
61. Yang JJ, Yu CH, Chang BS, Yeom JS, Lee JH, Lee CK: Subsidence and nonunion after anterior cervical interbody fusion using a stand-alone polyetheretherketone (PEEK) cage. Clin Orthop Surg 2011, 3(1):16–23.
62. Lemcke J, Al-Zain F, Meier U, Suess O: Polyetheretherketone (PEEK) Spacers for Anterior Cervical Fusion: A Retrospective Comparative Effectiveness Clinical Trial. Open Orthop J 2011, 5:348–353.
63. Cabraja M, Klein M, Lehmann TN: Long-term results following titanium cranioplasty of large skull defects. Neurosurg Focus 2009, 26(6):E10.
64. Verran J, Whitehead K: Factors affecting microbial adhesion to stainless steel and other materials used in medical devices. Int J Artif Organs 2005, 28(11):1138–1145.
65. Diedrich O, Perlick L, Schmitt O, Kraft CN: Radiographic characteristics on conventional radiographs after posterior lumbar interbody fusion: comparative study between radiotranslucent and radiopaque cages. J Spinal Disord 2001, 14(6):522–532.
66. Disch AC, Schaser KD, Melcher I, Feraboli F, Schmoelz W, Druschel C, Luzzati A: Oncosurgical results of multilevel thoracolumbar en-bloc spondylectomy and reconstruction with a carbon composite vertebral body replacement system. Spine (Phila Pa 1976) 2011, 36(10):E647–E655.

67. Teo EC, Yang K, Fuss FK, Lee KK, Qiu TX, Ng HW: Effects of cervical cages on load distribution of cancellous core: a finite element analysis. *J Spinal Disord Tech* 2004, 17(3):226–231.
68. Wilke HJ, Kettler A, Goetz C, Claes L: Subsidence resulting from simulated postoperative neck movements: an in vitro investigation with a new cervical fusion cage. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, 25(21):2762–2770.
69. Pechlivanis I, Thuring T, Brenke C, Seiz M, Thome C, Barth M, Harders A, Schmieder K: Non-fusion rates in anterior cervical discectomy and implantation of empty polyetheretherketone cages. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011, 36(1):15–20.
70. Tureyen K: Disc height loss after anterior cervical microdiscectomy with titanium intervertebral cage fusion. *Acta Neurochir (Wien)* 2003, 145(7):565–569. discussion 569–570.
71. Cabraja M, Koeppen D, Lanksch WR, Maier-Hauff K, Kroppenstedt S: Polymethylmethacrylate-assisted ventral discectomy: rate of pseudarthrosis and clinical outcome with a minimum follow-up of 5 years. *BMC Musculoskelet Disord* 2011, 12:140.
72. Andaluz N, Zuccarello M, Kuntz C: Long-term follow-up of cervical radiographic sagittal spinal alignment after 1- and 2-level cervical corpectomy for the treatment of spondylosis of the subaxial cervical spine causing radiculomyelopathy or myelopathy: a retrospective study. *J Neurosurg Spine* 2012, 16(1):2–7.
73. Harrison DD, Janik TJ, Troyanovich SJ, Holland B: Comparisons of lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996, 21(6):667–675.
74. Kulkarni AG, Hee HT, Wong HK: Solis cage (PEEK) for anterior cervical fusion: preliminary radiological results with emphasis on fusion and subsidence. *Spine J* 2007, 7(2):205–209.
75. Boker DK, Schultheiss R, Probst EM: Radiologic long-term results after cervical vertebral interbody fusion with polymethyl methacrylat (PMMA). *Neurosurg Rev* 1989, 12(3):217–221.
76. Barlocher CB, Barth A, Krauss JK, Binggeli R, Seiler RW: Comparative evaluation of microdiscectomy only, autograft fusion, polymethylmethacrylate interposition, and threaded titanium cage fusion for treatment of single-level cervical disc disease: a prospective randomized study in 125 patients. *Neurosurg Focus* 2002, 12(1):E4.
77. van den Bent MJ, Oosting J, Wouda EJ, van Acker RE, Ansink BJ, Braakman R: Anterior cervical discectomy with or without fusion with acrylate. A randomized trial. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996, 21(7):834–839. discussion 840.
78. Jagannathan J, Shaffrey CI, Oskouian RJ, Dumont AS, Herrold C, Sansur CA, Jane JA: Radiographic and clinical outcomes following single-level anterior cervical

discectomy and allograft fusion without plate placement or cervical collar. *J Neurosurg Spine* 2008, 8(5):420–428.

8. Danksagung

Als erstes möchte ich meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. Mario Cabraja, dafür danken, dass er mich durch seine weisenden Worte und stets konstruktive Kritik dazu ermuntert hat, meine Arbeit zu reflektieren und zu verbessern. Durch seine natürliche und freundliche Art war er mir auch Vorbild für meine eigene ärztliche Tätigkeit. Er hat mich stets unterstützt und war mir wie ein Bruder.

Ich danke Herrn PD Dr. med. Stefan Nikolaus Kroppenstedt, der mir über die Zeit der Untersuchungen und des Verfassens der Dissertationsschrift ebenfalls ein helfendes Vorbild war.

Bedanken möchte ich mich auch besonders bei meinem Freund Herrn Dr. med. Daniel Köppen, der mich in vielen Punkten unterstützt hat.

Bedanken möchte ich mich auch bei den Schwestern der Neurochirurgischen -Poliklinik, Charité Campus Virchow-Klinikum, die in vielen kleinen Dingen zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie danken, die mich stets unterstützt hat.

9. Lebenslauf

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

10. Publikationsliste

1. Mario Cabraja, Soner Oezdemir, Daniel Koeppen and Stefan Kroppenstedt: Anterior cervical discectomy and fusion: Comparison of titanium and polyetheretherketone cages, BMC Musculoskeletal Disorders. Sep 2012, 13:172.

11. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Soner Özdemir, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Vergleich klinischer und radiologischer Parameter nach anteriorer Diskektomie und Fusion der Halswirbelsäule mit Polyetheretherketon- und Titan-Cages“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen

Soner Özdemir hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Mario Cabraja, Soner Oezdemir, Daniel Koeppen and Stefan Kroppenstedt: Anterior cervical discectomy and fusion: Comparison of titanium and polyetheretherketone cages, BMC Musculoskeletal Disorders. Sep 2012, 13:172.

Beitrag im Einzelnen (bitte kurz ausführen):

Herr Özdemir war im Rahmen der oben genannten Publikation für folgende Bereiche verantwortlich:

- Datenerhebung
- Datenanalyse
- Verfassen des Manuskripts in Teilen:
 - o Zum großen Teil Methoden und Resultate,
 - o Anteile an Einführung, Diskussion und Schlussfolgerung,
- Abschließende Zustimmung zur Endfassung des Manuskripts

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

PD Dr. med. Mario Cabraja

Unterschrift des Doktoranden

Soner Özdemir