Aus der Neurochirurgischen Klinik der Universität des Saarlandes, Homburg

Direktor: Prof. Dr. W. I. Steudel

# Computertomographische Untersuchungen zum Sinterungsverhalten eines zervikalen Titancages

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes

2008

Vorgelegt von Annette Schweickert, geb. am 11.06.1974 in Bensheim

Tag der mündlichen Prüfung

Dekan: Referenten: Prof. Dr. med. Prof. Dr. med. Prof. Dr. med. Prof. Dr. med.

## Inhaltsverzeichnis

1. Zus	ammenfassung	5
1.1.	Zusammenfassung	5
1.2.	Summary	7
2. Ein	leitung	8
2.1.	Die Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule	8
2.2.	Operationstechniken zur Wirbelsäulenstabilisierung	9
2.3.	Komplikationen der Knochenspanentnahme am Beckenkamm	10
2.4.	Ziel dieser Arbeit	13
3. Mat	erial und Methodik	14
3.1.	Entnahme und Vorbereitung der Präparate	14
3.2.	Knochendichtemessung	14
3.3.	Einbettung der Präparate und Diskektomie	15
3.4.	Belastung der Präparate	15
3.5.	Ausbettung der Präparate	18
3.6.	Computertomograpische Untersuchungen	18
3.7.	Statistik	22
4. Erg	ebnisse	22
4.1.	Knochendichtemessung	22
4.2.	Mechanismus der Sinterung des Cages in die Deckplatte	23
4.3.	Ausmaß der Sinterung	24
4.4.	Korrelationen	28
5. Disl	kussion	31
5.1.	Wesentliche Ergebnisse der Arbeit	31
5.1.	1. Sinterungsmechanismus	31
5.1.	2. Belastungsart und Sinterungstiefe	32
5.1.	3. Interpretation der Korrelationen	32
5.2.	Vergleich mit bisherigen Arbeiten in der internationalen Literatur	33
5.2	1. Sinterungsverhalten der Cages im Versuchsaufbau	33
5.2	2. Zusammenhang mit der gemessenen Knochendichte	34
5.2	3. Verwendung von Cages mit und ohne weitere Stabilisierung	35
5.3.	Limits der Studie	36
5.3.	1. Einschränkungen einer In-Vitro Studie	36
5.3.	2. Anzahl der verfügbaren Präparate	36
5.3.	3. Einfluss der Aufbewahrungsmethode	37

	5.3.4.	Wertigkeit der DEXA-Methode	. 37
5	.4. Vor	züge der Arbeit	. 38
	5.4.1.	Verwendung menschlicher Wirbelsäulenpräparate	. 38
	5.4.2.	Untersuchungsmethode	. 38
	5.4.3.	Verwendung nur eines Cages	. 39
5	.5. Klin	ische Relevanz	. 40
6.	Literatur	verzeichnis	. 41
7.	Danksag	gung	. 46
8.	Lebensl	auf	. 47

# 1. Zusammenfassung

## 1.1. Zusammenfassung

**Einleitung:** Ein therapeutisches Verfahren der Halswirbelsäule beruht auf der Entfernung der Bandscheibe und dem Ersatz durch einen Knochenspan zur Fusion. Die durch die Entfernung der Bandscheibe entstehende Lücke sollte möglichst ohne weitere Komplikationen zu verursachen, geschlossen werden. Seit einigen Jahren werden hierzu zylinder- oder quaderförmige, poröse Hohlimplantate aus Titan und Poly-Ether-Keton verwendet, welche Cages genannt werden. Sie vermeiden die Komplikationen der autologen Knochenspahnentnahme, weil diese entfällt. Allerdings können Cages zum Beispiel durch eine Sinterung in die benachbarten Wirbelkörper ebenfalls Komplikationen verursachen. Die Datenlage hierzu ist jedoch spärlich.

**Ziel** dieser Arbeit war es daher, das Sinterungsverhalten eines Cages im Wirbelkörper zu untersuchen.

**Methodik:** Hierzu wurden 5 Bewegungssegmente (Funktionseinheiten) der Halswirbelsäule post mortem bei einer Autopsie gewonnen. Jedes Segment wurde mit einem Cage versorgt und danach mit einer Flexion/Kompressionstestung bis zu einer maximalen Verformung der Wirbelkörper von 8 mm untersucht. Für die computertomographische Untersuchung wurden die Bewegungssegmente getrennt und der Cage entfernt. Die Untersuchung erfolgte im sagitalen Strahlengang. Die Sinterungstiefe des Cages in die Deckplatte wurde dann durch Wirbelrekonstruktion am Computer gemessen.

**Ergebnisse:** Es konnte eine gleichmäßige segmentale Sinterung des Cages von 0,3 cm (im Mittel) gezeigt werden. Eine zusätzliche Fraktur der Deckplatten konnte bei allen Präparaten ausgeschlossen werden. Einzeln betrachtet zeigte die Sinterung im kranialen Wirbel dorsal einen Mittelwert von 0,19 (+/-0,14) cm und ventral einen Mittelwert von 0,20(+/-0,93) cm. In den kaudalen Wirbel zeigte die Sinterung dorsal einen Mittelwert von 0,14 (+/-0,11) cm und ventral 0,13 (+/-0,82) cm. Für den Vergleich der Sinterung an den definierten Messpunkten konnte keine Signifikanz gezeigt werden. Signifikante Korrelationen konnten sowohl für die Sinterungstiefe versus der Kraft bei 4 mm Verformung (r=0,92; p=0,027), als auch für die Sinterungstiefe versus der Kraft beim ersten Versagen (r= 0,82; p=0,092) gezeigt werden. Für beide gilt: je höher die aufgewendete Kraft, desto tiefer sintert der Cage.

**Schlussfolgerung:** Eine Sinterung der Cages konnte mittels Computertomographie gezeigt werden. Sie beträgt eine Tiefe von 3-4 mm und erstreckt sich im gleichen Ausmaß über die ganze Kontaktfläche mit der Wirbelkörperdeckplatte. Im kranialen Wirbel kommt es im Vergleich zum kaudalen Wirbel zur tieferen Sinterung. Der Einfluss der Knochendichte konnte nicht sicher belegt werden.

## 1.2. Summary

**Introduction**: Degenerative diseases of cervical intervertebral discs are treated by anterior interbody fusion. One goal of this treatment is to save the physiological disc height, to prevent compression of the nerve roots and the spinal cord. Interbody cages are often used to restore the disc height after surgery. But today it is known that they sometimes cause clinical complications like subsidence or instability.

The **objective** of the study presented was to investigate the subsidence of cages in the human specimens after they were loaded in flexion /compression.

**Methods:** Ten human specimens from the cervical spine were used and loaded in flexion compression. The specimens were loaded until a bending of 8 mm was reached. After that they were explored with a computerized tomography to analysis the degree of subsidence.

**Results:** In the specimens was symmetrical subsidence from 0.3 cm measured. None of the preparation suffered a fracture of the roof plate. The mean of subsidence at the cranial dorsal specimen was 0.19 (+/-0.14) cm. The mean of subsidence at the cranial ventral specimen was 0.20 (+/-0.93) cm. The mean of subsidence at the caudal specimen was dorsal 0.14 (+/-0.11) cm and ventral 0.13 (+/-0.82) cm. There was no significant difference between the degrees of subsidence.

The statistical tests observed a significant correlation between both the yield compression strength (r= 0.82; p=0.092) and the force at 4 mm displacement (r=0, 92; p=0.027) with the subsidence.

**Conclusions:** In the present study subsidence of interbody cages was shown. There was a symmetrical subsidence in the roof plate of the specimens. The subsidence in the cranial specimen was lower compared with the subsidence in the caudal specimen. It could also be shown that the degree of subsidence was very small with regard to the load. The flaming in of bone density to the subsidence could not be shown. So after that interbody cages are save intervertebral spacers in the surgery treatment of degenerative disease of the spine.

# 2. Einleitung

## 2.1. Die Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule bildet das Achsenskelett des Menschen und setzt sich aus knöchernen und bindegewebigen Strukturen (Wirbelkörpern und Bandscheiben) zusammen. Sie besteht aus meist 33 Wirbeln, welche in 5 Abschnitte aufgeteilt werden: 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel, 5 Lendenwirbel, 5 Kreuzwirbel und 4 Steißwirbel. Die gesunde Wirbelsäule weist eine doppelt s-förmige Krümmung auf, die sich im Laufe der ersten Lebensjahre durch Bewegung und Belastung entwickelt. Im Bereich der Hals- und Lendenwirbelsäule findet sich eine Lordose, im Bereich der Brust- und Kreuzwirbel liegt eine Kyphose vor. Durch extreme Beweglichkeit, insbesondere Ventral- und Dorsalflexion, zeichnet sich vor allem die Halswirbelsäule aus, gefolgt von der Lendenwirbelsäule. Es gibt Hinweise darauf, dass sich die segmentale Beweglichkeit der Halswirbelsäule unter In-Vitro-Bedingungen von 2,5 Nm in Flexion/Extension, Links/Rechtsrotation und Links/Rechtsneigung um ca. 10 Grad bewegt (Pitzen, 1999).

Die Bandscheiben sitzen zwischen den einzelnen Wirbeln. Sie setzen sich aus einem äußeren Faserring (Anulus Fibrosus) und einem gallertartigen, wasserreichen Kern (Nucleus pulposus) zusammen. Als embryonales Restgewebe persistieren sie lebenslang und werden mittels Diffusion ernährt. Sie wirken als druckelastische Polster, indem der Kern den Druck aufnimmt und an den Faserring weiterleitet. Dieser enthält sowohl konzentrisch als auch überkreuzend gespannte Fasern, so dass ein elastisches Schwingen der Bandscheibe möglich ist.

Zur Degeneration der Bandscheibe kommt es ab der zweiten Lebensdekade. Zunächst verliert die Bandscheibe als Folge einer Druckbelastung und Belastung durch Bewegung an Wasser und somit an Elastizität. Entsprechend verringert sich die Bandscheibenhöhe. Damit wird der Anulus fibrosus mehr belastet und reist. Die Folge sind Bandscheibenvorfälle und Verminderung der Tragfähigkeit. Zur Kompensation bilden sich Knochenzacken (Spondylophyten). Bandscheibenvorfall und Spondylophyten komprimieren das Rückenmark oder die Wurzeln. Es entsteht eine Myelopathie oder eine Radikulopathie. Bei Versagen von konservativen Therapien besteht die operative Sanierung in der Entfernung der Bandscheibe. Essentiell ist jedoch, dass die Wirbelsäule postoperativ keine Stabilität einbüßt.

# 2.2. Operationstechniken zur Wirbelsäulenstabilisierung

Die ventrale zervikale Fusion ist ein anerkanntes Verfahren zur Dekompression und Stabilisierung der Halswirbelsäule bei degenerativen Erkrankungen, traumatischer oder tumoröser Destruktion. Mehrere mögliche Verfahren wurden beschrieben, so u. a. von

Bailey und Badgley (1960), Smith-Robinson (1958) und Cloward (1958/1961).

Diesen Verfahren ist gemeinsam, dass nach Dekompression des Bandscheibenfaches ein autologer Knochenspan aus der Crista iliaca entnommen und in das Bandscheibenfach eingepasst wird. Dieser Knochenspan führt dann in der Regel zur knöchernen Verblockung (Fusion) der benachbarten Wirbelkörper.

Bailey und Badgley verwendeten einen rechteckigen Knochenspan, der in eine zentrale Mulde der Wirbelkörper eingesetzt wurde.

Smith und Robinson verwendeten einen hufeisenförmigen, trikortikalen Knochenspan aus der Christa iliaca anterior. Beim Einbringen in das Bandscheibenfach wurde die Deckplatten des Wirbelkörpers erhalten und der Knochenspan in das Bandscheibenfach eingesetzt.

Cloward entnahm aus der Christa iliaca anterior einen runden Knochendübel und setzte ihn in einen zuvor zur Entfernung des Bandscheibenvorfalls gefertigten zylindrischen Bohrkanal. Dieser verlief durch die Bandscheibe und die angrenzenden Wirbelkörper.

# 2.3. Komplikationen der Knochenspanentnahme am Beckenkamm

Die hohe Komplikationsrate am Knochen ist ein Grund, warum die ventrale Fusion an der HWS in den letzten Jahren " in Kritik " geriet. Younger et al. konnten eine Komplikationsrate von ca. 20% aufzeigen. Die verschiedenen Komplikationen reichen von Hämatomen über Wundheilungsstörungen bis zu Verletzungen des N. cutaneus femoralis lateralis mit Meralgien und sogar iatrogenen Osteomyelitiden (Younger, 1989).

Das Komplikationsspektrum wurde von Pitzen et al. untersucht. Hierbei wurde eine große Variationsbreite postoperativer Beschwerden nach Spanentnahme am Beckenkamm wahrgenommen. Geringfügige Komplikationen zeigten sich zu 62,7%. Schwere Komplikationen wie z.B. Frakturen im Bereich der Crista iliaca konnten bei 11,9% gefunden werden (Pitzen, 2004). Der besondere Vorteil des Knochenspans ist nach wie vor die erzielbare hohe knöcherne Fusion. Zur Vermeidung dieser Komplikationen wurde nach Alternativen gesucht, welche keine zwingende autologe Knochenentnahme benötigen, aber dennoch eine hohe Stabilität und eine hohe knöcherne Fusion gewährleisten.

Knochenzement war die erste verwendete Alternative. Er garantiert eine hohe Primärstabilität, reduziert jedoch gleichzeitig die Fusionsfläche, da der knöcherne Durchbau um den Zement herum erfolgen muss (Fürderer, 2002).

Neue Implantate zur Wirbelsäulensegmentfusion, sind mittlerweile mehrere Jahre auf dem Markt. Sie werden Cages genannt und sind zylinder- oder quaderförmige poröse Hohlimplantate aus Titan oder Poly-Ether-Keton. Sie sollen die physiologische Bandscheibenhöhe postoperativ erhalten. Außerdem ermöglicht ihre zentrale Perforation im Gegensatz zu Knochenzement ein Einwachsen von Knochen in das Implantat und somit eine hohe knöcherne Fusion, welche die Stabilität im Segment positiv beeinflusst. Die Knochenheilung kann durch zusätzliche Knochenersatzstoffe im Cage selbst zusätzlich verbessert werden (Papavero 2002). Pitzen et al. konnten zeigen, dass eine autologe Spanentnahme zur Füllung der Cages aus dem ventralen Aspekt der Halswirbelkörper, welche der operierten Bandscheibe benachbart waren, keine signifikante Schwächung dieser Funktionseinheit im Flexions-/Kompressionsversuch zur Folge hatte (Pitzen/Kempf, 2004).

Die Komplikationen, die durch die Entnahme des Knochenspans entstehen, werden durch die Cages verhindert, da sie den Knochenspan ersetzen. Allerdings können Cages zum Beispiel durch eine Sinterung in die Wirbelkörper wiederum Komplikationen verursachen. Die Datenlage hierzu ist spärlich (Wilke, 2000; Gercek, 2003).

Die Sinterung des zervikalen Cages kann zu einem Verlust der Bandscheibenhöhe und zu einer Fehlstellung des benachbarten Segmentes führen. Außerdem sind Cagedislokationen oder Pseudarthrosenbildungen mit Instabilität beschrieben. Die Folgen der Instabilität, der Höhenminderung und der Fehlstellung begünstigen wiederum die Krankheitsbilder, die zur Kompression der Nervenwurzel (Radikulopathie) oder des kompletten Rückenmarkstranges führen (Myelopathie).

Bei der Radikulopathie handelt es sich um eine Einengung der lateral am Wirbelkörper austretenden Nervenwurzel. Der lateral austretende Bandscheibenvorfall drückt auf die Nervenwurzel. Somit hängt die Symptomatik von der betroffenen Wurzel ab und ist auf ein Dermatom bezogen.

Die Myelopathie ist eine Erkrankung des Rückenmarks, welche durch seine Kompression infolge eines medialen Bandscheibenvorfalls bedingt ist. Betrifft die Kompression die Vorderhornzellen kommt es zur Muskelatrophie. Bei Beeinträchtigung der langen Bahnen kommt es zur Spastik, Ataxie, sensorischen Störungen, Sensibilitätsstörungen, Inkontinenz und oder Reflexanomalien. Das Gesamtbild der Symptomatik ist immer unterschiedlich, aber insgesamt als das Bild einer chronischen langsam voranschreitenden Querschnittslähmung zu sehen.

Um Nervenschädigungen zu verhindern, ist es notwendig, mehr über das Verhalten der Cages unter Belastung sowie ihr Sinterungsverhalten zu erfahren. Eine Analyse des Sinterungsverhaltens würde Aufschluss über die Höhe des Komplikationsrisikos geben.

## Abbildung 1:



Gebräuchliche Cages aus Titan (links und Mitte ) und aus Poly-Ether-Keton (rechts). Deutlich zu erkennen sind die unterschiedlichen zentralen Perforationen, welche die knöcherne Fusion ermöglichen sollen. In der Mitte der von uns verwendete Cage (Rabea, Signus Medizintechnik, Alzenau, Deutschland).

# 2.4. Ziel dieser Arbeit

Folgende Fragen sollen durch die vorliegende Arbeit beantwortet werden:

1) Welcher Mechanismus liegt der Sinterung zu Grunde?

2) Mit welchem Ausmaß sintert der Cage unter Belastung?

3) Sintert der Cage mehr: - kranial oder kaudal?

- ventral oder dorsal?

- lateral oder medial?

4) Ist die Sinterung von der Knochendichte abhängig?

# 3. Material und Methodik

In dieser Versuchsreihe wurden die Wirbelkörper nach der Flexions-/Kompressionstestung (Pitzen/Kempf, 2004) mittels Computertomographie auf ihr Sinterungsverhalten untersucht.

## 3.1. Entnahme und Vorbereitung der Präparate

Die Wirbelsäulenpräparate wurden bei Leichen im Rahmen einer Routineautopsie entnommen. Das Durchschnittsalter der Spender lag bei 73.3 Jahren (Standardabweichung: 8,8 Jahre). Es wurden die Wirbelkörper C4-C7 von 5 Spendern verwendet. Die Präparate wurden in doppelter Plastikumhüllung bei -20 ℃ gelagert, da erwiesen ist, dass hierbei die Knochenautolyse vermindert und die Biomechanik kaum beeinträchtigt wird (Gleizes, 1998; Panjabi, 1985). Eine Trennung der Präparate erfolgte im Segment C5-C6, so dass jeweils die benachbarten Wirbelkörper ein Bewegungssegment ergaben (functional spinal unit). Diese wurden bis auf die umgebenden Bänder von allem anderen Gewebe befreit (Muskulatur, Nerven, Gefäße, Fett).

## 3.2. Knochendichtemessung

Die Knochendichtemessung erfolgte im lateralen Strahlengang mittels der DEXA-Methode (Dual-Energy-X-Ray-Absorptiometrie). Diese Methode hat ihre Validität in mehreren klinischen Studien bewiesen (Fitt, 2001). Als Maß für die Knochendichte wurde der Mittelwert aus den zwei Wirbeln einer Bewegungseinheit bestimmt.

# 3.3. Einbettung der Präparate und Diskektomie

Die Präparate wurden zur besseren Fixierung in der Testmaschine in Zahnzement eingebettet (TRU-Stone<sup>™</sup>, Modern Materials, Delta, BC, Kanada). Dies erfolgte jeweils an der kranialen und der kaudalen Deckplatte. Die Einbettung geschah in koronarer und sagittaler Ebene genau horizontal zur Bandscheibe.

Die Bandscheibe einer Funktionseinheit wurde unter Einschluss des hinteren Längsbandes ausgeräumt und durch einen Titancage ersetzt (Rabea, Signus, Medizintechnik Altenau Deutschland). Der Cage wurde genau 2 mm dorsal der ventralen Begrenzung des Bandscheibenfaches positioniert.

# 3.4. Belastung der Präparate

Die Kompressionstestung erfolgte mittels einer Materialtestmaschine (Instron, Corporation, Modell 8874,Canton, Massachusetts, USA). Sie erfolgte mit einer Geschwindigkeit von 0,25 mm/sek. Dieser Teil der Untersuchung erfolgte am Department of Orthopedic Engineering General Hospital, Vancouver.

Die Belastung wurde über eine Kugel auf die kraniale Zementplatte geleitet, genau auf den Schnittpunkt der sagitalen Medianachse und der ventralen Begrenzung des Bandscheibenfaches. Über die Kugel wurde die Kompression eingeleitet und der obere Wirbel somit in Flexion bewegt. Es resultierte somit in der Gesamtheit eine Belastung in Flexions-/Kompressionsbewegung der gesamten Funktionseinheit.

Durch integrierte Kraftwandler und Kopplung an eine Nachbearbeitungssoftware (Microsoft, Excel) konnte ein Zeit-Weg-Diagramm in Abhängigkeit von der Kompressionskraft erstellt werden.

Definierte und gemessene Punkte waren:

- 1) Kompressionskraft beim ersten Versagen
- 2) Maximal aufgenommene Kompressionskraft
- 3) Aufgebrachte Kraft bei 4 mm Segmentverformung
- 4) Verformung beim ersten Versagen.

# Abbildung 2:



Fotografie der Instron Materialtestmaschine mit eingespanntem Präparat.

Die Krafteinleitung erfolgte über einen kugelförmigen Adapter (Pfeil) punktförmig auf den Schnittpunkt der sagittalen Medianachse und der ventralen Begrenzung des Bandscheibenfaches. Wenn die Kompression über die Kugel eingeleitet wird, wird der obere Wirbel in Flexion bewegt. Es resultiert die gleichzeitige Belastung in Flexion und Kompression.

#### Abbildung 3:



Typisches Schleifendiagramm einer Kompressionstestung.

Dargestellt ist auf der X-Achse der zurückgelegte Weg in Millimetern. Auf der Y-Achse ist die aufgebrachte Kraft F in Newton aufgetragen, welche zu der angezeigten Verformung führt (X-Achse). Es zeigt sich zunächst ein fast linearer Anstieg des Weg-Kraft Diagramms, welcher entsprechend der Steifigkeit des Gesamtsystems in der Steilheit abgebildet wird. Der rote Pfeil zeigt die Kompressionskraft beim ersten Versagen. Daran schließt sich ein an Steilheit ähnlich dem ersten Anstieg vergleichbares Weg-Kraft Stück an, dies zeigt eine weitere Kompression. Der schwarze Pfeil stellt die entsprechend aufgewendete Kraft bei 4 mm Verformung dar. Nach 8 mm maximalem Verformungsweg kehrte die

17

Testmaschine automatisch in die Ausgangsposition zurück, dargestellt im unteren Teil der Kurve. Hierbei wird keine weitere Kraft aufgebracht.

# 3.5. Ausbettung der Präparate

Nach der Flexion/Kompressionstestung wurden die Präparate unter Schonung der knöchernen Strukturen von Zahnzement und verbleibenden Bändern befreit. Es folgte die Trennung eines Bewegungssegmentes in oberen und unteren Wirbel. Die Exartikulation erfolgte in den Processus articularis inferior und anterior. Hieraus ergaben sich 5 weiterverwertbare getrennte Paare, also 10 einzelne Wirbel.

Mittels handelsüblicher Silikonmasse wurden die Wirbel einer Bewegungseinheit auf ein Holzbrett fixiert. Die Fixierung erfolgte so, dass die Kontaktflächen mit dem Cage frei (oben) lagen und man immer auf die ventrale Seite der Wirbelkörper schaute. Dies erforderte eine Drehung des oberen Wirbelkörpers um 180 Grad, parallel wurde auf eine horizontale Stellung der Wirbelkörper geachtet.

# 3.6. Computertomographische Untersuchungen

Die computertomographische Untersuchung erfolgte im sagittalen Strahlengang (CT Twin-Flash, Elscint). Mittels einer Leonardo Workstation wurden die Bilder der Computertomographie rekonstruiert. Zur Bestimmung der Sinterungstiefe wurde ventral und dorsal an je 3 definierten Punkten, pro Wirbel also an 6 Punkten, gemessen. Diese Punkte wurden definiert aus den Eckkanten des Cages und dessen ventralen und dorsalen Mittelpunkt. Als Sinterungstiefe wurde die Strecke festgelegt, welche sich aus dem Abstand der Deckplatte zum Einbruch ergab. Diese Strecke wurde am Computer (Leonardo Workstation Siemens Erlangen, Deutschland) ermittelt. Abbildung 4:



Fotografie eines Wirbelkörpermodells mit Markierung der definierten Messpunkte (grün) für die Messung der Sinterungstiefe.

Abbildung 5:



Koronare Rekonstruktion der axialen Computertomographie durch einen Halswirbelkörper. Zu erkennen ist die Deckplatte mit dem Einbruch des Cages. Mit grünen Strichen sind die Messpunkte links, mittig und rechts markiert. Die rote Linie stellt die zur Messung der Sinterungstiefe genutzte Hilfslinie dar. Sie steht für die Lage der Endplatte vor dem Versuch.

# 3.7. Statistik

Mittelwert und Standardabweichung wurden berechnet. Mittels T-Test wurde geprüft, ob sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Einbruchtiefe der einzelnen Wirbel in Bezug auf den Einbruchsort ergibt. Signifikanz wurde definiert für p < 0,05. Darüber hinaus wurde mittels linearer Korrelation geprüft, ob es einen Zusammenhang zwischen der Sinterungstiefe und der Kraft beim ersten Versagen bzw. bei 4 mm Verformung gibt. Desweitern erfolgte diese Korrelation zwischen Sinterungstiefe und Knochendichte.

# 4. Ergebnisse

# 4.1. Knochendichtemessung

Die Messung der Knochendichte ergab einen Mittelwert (+/- Standardabweichung) von 0,82 (+/-0,16) g/cm<sup>3</sup>. Die Knochendichtemessung erfolgte an allen Wirbelkörpern. Diese Messung wurde am Department of Orthopedic Engineering General Hospital, Vancouver durchgeführt.

# 4.2. Mechanismus der Sinterung des Cages in die Deckplatte

## Abbildung 6:



Die Abbildung zeigt eine koronare Rekonstruktion der axialen Computertomographie durch einen Halswirbelkörper nach Flexion/Kompressionstestung mit Sinterungseinbruch durch den Cage. Die grünen Pfeile markieren die Einbruchstelle des Cages an dessen seitlichen Begrenzungen. Die roten Pfeile weisen auf die Sinterungstiefe in die Deckplatte hin. Es konnte bei allen Präparaten ein Einbruch der Deckplatte <u>ohne</u> zusätzlichen Frakturnachweis in der Deckplatte oder dem Wirbelkörper beobachtet werden. Der Einbruchmechanismus war bei kranialem und kaudalem Wirbelkörper gleich.

# 4.3. Ausmaß der Sinterung

Die Messung der Sinterung in die dorsalen Abschnitte der kranialen Wirbel ergab einen Mittelwert aus allen 3 Punkten von 0,19 (+/- 0,14) cm.

Die Messung der Sinterung in die dorsalen Abschnitte der kaudalen Wirbel ergab einen Mittelwert aus allen 3 Punkten von 0,14 (+/- 0,11) cm.

Die Messung der Sinterung in die ventralen Abschnitte der kranialen Wirbel ergab einen Mittelwert aus allen 3 Punkten von 0,20 (+/- 0,093) cm.

Die Messung der Sinterung in die ventralen Abschnitte der kaudalen Wirbel ergab einen Mittelwert aus allen 3 Punkten von 0,13 (+/- 0,082) cm.

# Abbildung 7: Ausmaß der Sinterung im Vergleich dorsale und ventrale Seite des Wirbelkörpers



Säulendiagramm zur Darstellung der gemessenen Sinterung in Zentimetern (Mittelwert +/- Standardabweichung) dorsal versus ventral. Dargestellt sind Mittelwert und Standardabweichung. Die Tiefe der Sinterung hat an beiden Enden des Wirbelkörpers das gleiche Ausmaß. Es besteht kein signifikanter Unterschied (p = 0.912).





Säulendiagramm zur Darstellung der gemessenen Sinterung in Zentimetern (Mittelwert +/- Standardabweichung) kranial versus kaudal. Dargestellt sind Mittelwert und Standardabweichung. Der Cage sinkt tiefer in den oberen Wirbelkörper ein. Es besteht aber kein signifikanter Unterschied (p = 0,563).

Abbildung 9: Ausmaß der Sinterung im Vergleich der drei Messpunkte in einer Ebene eines Wirbels



Säulendiagramm zur Darstellung der gemessenen Sinterung in Zentimetern (Mittelwert +/- Standardabweichung) an den einzelnen Messpunkten in einer Ebene. Dargestellt sind Mittelwert und Standardabweichung. Der Einbruch in die Deckplatte ist über die gesamte Breite des Wirbelkörpers gleich tief. Es besteht kein signifikanter Unterschied (p jeweils > 0,5).

## 4.4. Korrelationen

Abbildung 10: Sinterungstiefe versus Kraft bei 4 mm Verformung



Dargestellt ist die Korrelation der Sinterung in Zentimetern versus die Kraft bei 4 Millimeter Versagen. Ablesbar ist, dass die Sinterung umso tiefer in den Wirbelkörper eindringt, je mehr Kraft aufgewendet werden musste, um eine Verformung von 4 mm Verformung zu erreichen. Der Pearson-Korrelations-Koeffizient beträgt r = 0,92. Diese Korrelation ist signifikant (p =0,027).





Dargestellt ist die Korrelation der Sinterung in Zentimetern versus die gemessene Kraft beim ersten Versagen. Es ist abzulesen, dass die Sinterung in die Deckplatte umso tiefer ist, je mehr die Kraft zum Erlangen des ersten Versagens aufgebracht werden musste. Der Pearson-Korrelationskoeffizient beträgt r = 0,82. Diese Korrelation ist signifikant (p = 0,092).





Dargestellt ist die Korrelation der Sinterung in Zentimetern versus die Knochendichte in g/cm<sup>3</sup>. Aus der Grafik ergibt sich, dass der Cage bei höherer Knochendichte des Wirbelkörpers tiefer in diesen einbricht. Der Pearson Korrelationskoeffizient beträgt r = 0.95. Diese Korrelation ist signifikant (p = 0.011).

# 5. Diskussion

# 5.1. Wesentliche Ergebnisse der Arbeit

# 5.1.1. Sinterungsmechanismus

Ziel unserer Arbeit war es, das Sinterungsverhalten nach Belastung eines Titancages (Rabea, Signus Medizintechnik, Alzenau) mittels Computertomographie zu untersuchen und genau zu analysieren.

Es wurde gezeigt, dass die Sinterung eines Cages einem Einbruch der Endplatte in die Spongiosa entspricht. Eine zusätzliche Fraktur fand sich in keinem Präparat.

Die Sinterung des Cages in die Endplatte verhielt sich in der Analyse wie folgt:

- 1) Im gleichen Segment sinterte der Cage ventral und dorsal gleich tief.
- Im Vergleich zwischen kranialem und kaudalem Wirbel eines Bewegungssegmentes sinterte der Cage etwas weiter in den kranialen Wirbelkörper.
- 3) In einem Segment sinterte der Cage links, rechts und mittig gleich tief.
- Insgesamt konnte eine Sinterungstiefe nach Flexion/Kompressiontestung von insgesamt 3 – 4 mm Tiefe für das ganze Segment beobachtet werden.

## 5.1.2. Belastungsart und Sinterungstiefe

Die Kompression wurde im Rahmen des Versuchsaufbaus über eine Kugel auf das Bewegungssegment (die Funktionseinheit) übertragen. Diese Kugel zwang den oberen Wirbel zu einer Flexionsbewegung, so dass eine Belastung in Flexion-Kompression resultierte.

Die Verformung der Wirbelkörper erfolgte in dieser Versuchsreihe bis auf 8 mm Verformung. Die maximal gemessene Sinterungstiefe beträgt aber nur 3 – 4 mm, also nur etwa die Hälfte der erfolgten Kompression. Eine Flexibilität des Wirbelkörpers, welche die Kompression abfängt und somit eine tiefere Sinterung verhindert, könnte diese Ergebnisse erklären.

## 5.1.3. Interpretation der Korrelationen

Die Sinterungstiefe wurde in Bezug auf die Kraft beim ersten Versagen sowie in Bezug auf die Kraft bei 4 mm Verformung korreliert. Es zeigte sich für beide Untersuchungen eine signifikante Korrelation, die beweist, dass der Cage umso tiefer sintert, je mehr Kraft aufgewendet wird, um das erste Versagen bzw. eine Verformung von 4 mm des Wirbels zu erreichen. Das Ausmaß der Sinterung hängt also von der Kraft ab, die auf den Cage wirkt.

Die Knochendichte wurde ebenfalls mit der Sinterungstiefe korreliert. Hier zeigte sich eine tiefere Sinterung, je höher die Knochendichte des Wirbels war.

Dies ist letztendlich nicht sinnvoll zu erklären, die höhere Knochendichte sollte die Sinterung eher reduzieren. Erklärt werden kann dies am ehesten durch die niedrige Fallzahl, die bei In-vitro-Versuchen mit Leichen die Regel ist.

# 5.2. Vergleich mit bisherigen Arbeiten in der internationalen Literatur

## 5.2.1. Sinterungsverhalten der Cages im Versuchsaufbau

Wilke et al. fanden eine mittlere Sinterung zervikaler Cages von 0,7–1,6 mm (Wilke, 2002). Im Versuchsaufbau wurden die Präparate 700 reinen Lastzyklen ausgesetzt, um die postoperativen Bewegungen möglichst physiologisch zu simulieren. Die 3 Hauptbewegungsrichtungen waren Seitneigung, Flexion/Extension und axiale Rotation. Die unterschiedlichen Lastkombinationen wurden mit reinen Momenten von 2 Nm auf das Präparat aufgebracht. Zusätzlich wurde eine axiale Kompressionskraft von 50 N aufgebracht, um das Gewicht des Kopfes zu simulieren. In unserer Arbeit zeigten sich Sinterungen in den Wirbelkörper bis zu 0,3 cm. Ursache hierfür könnte die Belastungsart sein. Die Kompression/Flexions-Belastung, wie sie in unserer Studie ausgeübt wurde, ist eine extrem ungünstige und starke Belastung für die Wirbelsäule und somit ist eine Sinterung des Cages wahrscheinlicher. Des Weiteren wurde in der vorliegenden Publikation eine deutlich höhere Kraft zur Kompression der Wirbel aufgewendet, nämlich bis zu 2000 N.

Die tiefere Sinterung könnte möglicherweise von zwei Einflusskriterien abhängen: von der Art der Belastung und der Höhe der aufgebrachten Kraft. Die gemessene Sinterungstiefe ist für den Aufbau unseres Experimentes als gering zu betrachten, und somit ein bemerkenswertes Ergebnis, welches die Stellung der Cages in der Wirbelsäulenchirurgie festigt.

## 5.2.2. Zusammenhang mit der gemessenen Knochendichte

Wilke konnte in seiner bereits oben genannten Arbeit keinen Zusammenhang zwischen Sinterungstiefe und gemessener Knochendichte herstellen. Er ging aber von einem höheren Sinterungsrisiko bei geringerer Knochendichte aus (Wilke, 2002).

Jost et al. untersuchten drei verschiedene Cages auf ihr Kompressionsverhalten, bei axialer Belastung bis zum Versagen der Bewegungseinheit. Es zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Knochendichte und der benötigten Kraft zum Erreichen des Versagens.

Er zeigte, dass mit steigender Knochendichte auch mehr Kraft bis zum Erreichen des Versagens benötigt wurde. Er postulierte deshalb, dass das Verhalten eines Cages präoperativ mit der gemessenen Knochendichte korreliert und somit vorhergesagt werden kann (Jost, 1998). Ein Zusammenhang zwischen Sinterungtiefe und Knochendichte wird nicht hergestellt.

In unserer Arbeit zeigte sich eine umso größere Sinterungstiefe, je höher die gemessene Knochendichte war. Die größere Sinterung ergibt sich durch die höhere Kraft, die aufgebracht werden musste, um die im Studiendesign geforderte Verformung von 4mm zu erreichen. Der Cage sintert also umso tiefer, je mehr Kraft auf ihn wirkt.

Diese Beobachtung unterstützt die These von Jost, so dass wir ebenfalls der Meinung sind, dass die Knochendichte als Indikator für das spätere Cageverhalten verwendet werden kann.

# 5.2.3. Verwendung von Cages mit und ohne weitere Stabilisierung

Die Stabilisierende Wirkung eines Cages ist abhängig vom Ausmaß der Aufspreizung des Bandscheibenfaches (Kettler, 2002):

Je höher die Destruktion desto besser die Verankerung des Cages. Des Weiteren ist aber bekannt, dass ein Cage in alle Richtungen stabilisiert, nicht aber in Extension (Kettler, 2000). Dies kann nur eine ventrale Platte, weshalb viele Autoren die ventrale Platte nach Cage weiter empfehlen (Christodoulou, 2004; Song, 2006). Diesem Argument halten andere Autoren entgegen, dass Cages in der Halswirbelsäule ohne ventrale Stabilisierung einheilen (Hwang, 2004; Shad, 2005).

Dorsale Stabilisierungen spielen in der Halswirbelsäule vor allem bei Traumen, wenn die dorsalen Bänder destruiert sind, eine Rolle (Kandziora, 2003). Sowie bei Tumoren oder Entzündungen, Rheuma und langstreckigen ventralen Überbrückungen. Für die segmentale Stabilisierung bei Applikation eines Cages über den ventralen Zugang, spielen diese Formen der Fixation aber keine Rolle.

# 5.3. Limits der Studie

## 5.3.1. Einschränkungen einer In-Vitro Studie

Limitierend muss zunächst angeführt werden, dass es sich bei dieser Versuchsreihe um ein In-vitro-Experiment handelt. Wie bei In-vitro-Experimenten üblich, konnten auch hier nicht alle biologischen Einflussfaktoren berücksichtigt werden:

Keine Berücksichtigung fanden der Einfluss der Körpertemperatur sowie die Auswirkung bestimmter Bewegungen, wie zum Beispiel die Bewegungen im Sinne der Rotation und der Flexion/Extension. Des Weiteren wurde in dieser Arbeit der Einfluss einer zyklischen Dauerbelastung nicht berücksichtigt. Ob diese wie angenommen die postoperative Bewegung in der frühen postoperativen Phase simulieren kann, ist fraglich, denn weder der Einfluss einer voranschreitenden Fusion noch der Einfluss der Orthese wird berücksichtigt. Außerdem lässt sich kritisch hinterfragen, ob die zyklische Dauerbelastung mit konstanter Kraft eine Stresssituation simulieren kann, da es in einer Stresssituation zu einem plötzlichen Anstieg von Kräften und somit zum Strukturversagen kommt (Pitzen, 1999).

## 5.3.2. Anzahl der verfügbaren Präparate

In dieser Arbeit wurden 10 Wirbelkörper, also 5 Bewegungssegmente untersucht. Dies ist eine geringe Anzahl von Präparaten, welche sich aber durch die zunächst nötige Voruntersuchung erklärt (Pitzen, 2004). Auch bei gleichem Verhalten im Versuchsaufbau ist die begrenzte Zahl der Wirbel somit als Limit der Untersuchung anzusehen.

## 5.3.3. Einfluss der Aufbewahrungsmethode

Gleizes et al. untersuchten das biomechanische Verhalten von Wirbelkörpern vor und nach einer 3-monatiger Lagerungszeit bei -18 Grad.

Vor und nach der tiefgefrorenen Lagerung wurden die Flexion und Extension sowie die Rechts- und Linksneigung der Bewegeinheiten gemessen. Mittels statistischer Untersuchung konnte kein signifikanter Unterschied der Messungen gezeigt werden (von Gleizes, 1998). Folglich kann eine Beeinflussung der Wirbelkörper durch die tiefgefrorene Langzeitaufbewahrung ausgeschlossen werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Wirbelkörper nach dem Beispiel von Gleizes gelagert, so dass auch hier eine Beeinflussung der biomechanischen Untersuchung ausgeschlossen werden kann.

## 5.3.4. Wertigkeit der DEXA-Methode

Zur Bestimmung der Knochendichte wurde von uns die DEXA-Methode verwendet. Hierbei werden zwei Röntgenstrahlungen und deren Absorption durch den Wirbelkörper gleichzeitig gemessen. Die Strahlendetektion wurde verfeinert, indem man das durchstrahlte Areal in sehr kurzer Zeit ähnlich einem Computerscanner fächerartig statt wie in früheren Geräten durch einen Einzelstrahl abtastet.

Die Vorteile dieser Methode liegen in einer stark verkürzten Durchleuchtungszeit und somit einer geringeren Strahlenbelastung.

Es bietet eine stark erhöhte Auflösung und somit können degenerative Veränderungen von einzelnen Wirbelkörperstrukturen abgegrenzt werden. Somit lässt sich der unbekannte Mineralgehalt (BMD) als Hydroxylapatit Äquvivalent-Volumenwert bestimmen und in mg/cm<sup>3</sup> angeben. Die Validität der DEXA-Methode wurde in mehreren klinischen Studien bewiesen (Fitt, 2001).

## 5.4. Vorzüge der Arbeit

#### 5.4.1. Verwendung menschlicher Wirbelsäulenpräparate

Da menschliche Wirbelsäulen für biomechanische Testungen nicht unbegrenzt zur Verfügung stehen, werden mitunter Testungen an tierischen Wirbelsäulen wie z.B. Schafwirbelsäulen oder Rinderwirbelsäulen durchgeführt.

Lee et al. verglichen das biomechanische Verhalten von menschlichen Wirbelsäulen mit dem von Rinderwirbelsäulen. In der statistischen Auswertung konnte ein signifikanter Unterschied bei der axialen Rotation und der Seitneigung festgestellt werden. Die Untersuchungen in Extension und Flexion zeigten keinen signifikanten Unterschied (Lee, 2004). Ein Einfluss auf biomechanische Messungen und deren Aussage kann also bei der Verwendung von tierischen Wirblsäulenpräparaten nicht ausgeschlossen werden.

Um diesen möglichen Fehler zu umgehen, verwendeten wir menschliche Wirbelsäulenpräparate für unsere Arbeit.

#### 5.4.2. Untersuchungsmethode

Die Computertomographie ist ein radiologisches Untersuchungsverfahren, mit dem es gelingt, sowohl knöcherne als auch weichteildichte Strukturen ausreichend gut darzustellen (zur Nedden, 1984). In einer Arbeit von Robotti konnte gezeigt werden, dass Kompressionsfrakturen an der mittleren und unteren Halswirbelsäule in der Computertomographie beurteilen sind als in konventionellen besser zu Röntgenverfahren, da hier der Frakturverlauf und die Dislokationen der Fragmente besser zu analysieren sind (Robboti, 1986). Des Weiteren ist in der Literatur beschrieben, dass mit Rekonstruktionen in koronarer und sagittaler Ebene ein Informationsgewinn in Bezug auf die Schädigung der knöchernen Strukturen zu erreichen ist (zur Nedden, 1984).

In unserer Arbeit sollte die Sinterung und eine mögliche Frakturierung nach Versorgung mittels Cage und Belastung untersucht werden. Da das

Sinterungsverhalten des Cages nicht vorherzusehen war, entschieden wir uns anhand der oben genannten Daten für die Computertomographie mit Rekonstruktion als radiologische Untersuchungsmethode. Ein hoher Informationsgewinn konnte durch sie gesichert werden. Weitere Vorteile der Computertomographie ergaben sich in der komplikationslosen Untersuchungstechnik.

## 5.4.3. Verwendung nur eines Cages

Wilke testete 3 geometrisch unterschiedlich beschaffene Cages im selben Versuchsaufbau und kam zu dem Ergebnis, dass zwei Faktoren die Sinterung beeinflussen: Zum einen die Größe der Kontaktfläche zwischen Cage und angrenzender Deckplatte, zum anderen die Präparation der Endplatte. Wilke postuliert, dass eine große Kontaktfläche und eine intakte Deckplatte das Sinterungsrisiko vermindern (Wilke/Kettler, 2002).

Kandziora verwirft diese These. Er testete verschiedene Cages sowohl in vivo als auch in vitro an Halswirbelsäulen von Schafen und konnte allenfalls eine positive Beeinflussung der Sinterung durch die geometrische Beschaffenheit des Cages für die frühe postoperative Periode feststellen (Kandziora, 2002).

In dieser Arbeit wurde nur ein Cage-Typ verwendet. Somit wurde ausgeschlossen, dass die Ergebnisse durch den Cage selbst beeinflusst werden.

# 5.5. Klinische Relevanz

Mit den von uns unter Berücksichtigung obiger Vor- und Nachteile gefundenen Ergebnissen lässt sich somit auch die Frage nach der klinischen Relevanz der Arbeit stellen. Da in dieser Studie gezeigt werden konnte, dass die Cages auch unter ungünstiger Belastung nur gering sintern, kann ihre Stellung in der Wirbelsäulenchirurgie hiermit nur gestärkt werden.

Die Knochendichte kann bei den gefundenen Zusammenhängen möglicherweise als präoperativer Indikator für das postoperative Verhalten des Cages und der Funktionseinheit gesehen werden.

Ob aber diese Ergebnisse ohne weiteres auf die Klinik übertragen werden können, müssen klinische Untersuchungen zeigen.

# 6. Literaturverzeichnis

## Bailey RW, Badgley CE (1960)

Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. J Bone Jt Surg Am 42(4):565-594

Christodoulou A, Ploumis A, Terzidis I, Hantzidis P, Tapsis K, Pournaras J.(2004)

Combined interbody cage and anterior plating in the surgical treatment of cervical disc disease.

Acta Orthop Belg. Oct; 70(5):461-5

## Cloward RB (1958)

The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. J Neurosurg 15:602-617

## Cloward RB (1961)

Treatment of acute fractures and fracture-dislocations of the cervical spine by vertebral-body fusion.

J Neurosurg 18:201-209

## Fitt N, Mitchell S, Cranney S, Gulenchyn K, Huang M, Tugwell P (2001)

Influence of bone densitometry results on treatment of osteoporosis. CMAJ 164(6):777-81

## Fürderer S, Schöllhuber F, Rompe J-D, Eysel P (2002)

Einfluss von Design und Implatationstechnik auf das Risiko der progredienten Sinterung verschiedener HWS- Cages. Orthopäde 31:466-471

#### Gercek E, Arlet V, Delisle J, Marchesi D (2003)

Subsidence of Stand-alone cervical cages in anterior interbody fusion: warning. Eur Spine J 12:513-516

## Gleizes V, Viguier E, Feron JM, Canivet S, Lavaste F (1998)

Effects of freezing on the biomechanics of the intervertebral disc. Surg Radiol Anat.20(6):403-7

## Hwang SL, Lin CL, Lieu AS, Lee KS, Kuo TH, Hwang YF, Howng SL (2004)

Three-level and four-level anterior cervical discectomies and titanium cageaugmented fusion with and without plate fixation.

J Neurosurg Spine Sep; 1(2):160-7

## Jost B, Cripton PA, Lund T, Oxland TR, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP (1998)

Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. Eur Spine 7(2):132-141

# Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schäfer J, Schollmeier G, Schnake KJ, Bail H, Duda G, Haas NP (2002)

Experimentelle Spondylodese der Schafshalswirbelsäule Teil1:Der Effekt des Cage - Designs auf die intervertebrale Fusion. Chirurg 73:909-917

# Kandziora F, Pflugmacher R, Schäfer J, Scholz M, Ludwig K, Schleicher P, Haas NP(2003)

Biomechanical comparison of expandable cages for vertebral body replacement in the cervical spine.

J Neurosurg. Jul; 99(1 Suppl):91-7

## Kettler A, Wilke HJ, Dietl R, Krammer M, Lumenta C, Claes L (2000)

Stabilizing effect of posterior lumbar interbody fusion cages before and after cyclic loading.

J Neurosurg. Jan; 92(Suppl):87-92

## Kettler A, Dietl R, Krammer M, Lumenta CB, Claes L, Wilke HJ (2002)

Dislocation tendency, stabilizing effect and sintering tendency of different lumbar vertebrae cages in an in vitro experiment Orthopade May; 31(5):481-7

## Riley LH, Eck JC, Yoshida H, Koh YD, You JW, Lim TH (2004)

A biomechanical Comparison of Calf versus Cadaver Lumbar Spine Models Spine 29 (11): E217-220

## Zur Nedden D (1984)

Computertomographie der Wirbelsäule Der Orthopäde 13:169-181

## Matge`G (2002)

Cervical Cage Fusion with 5 Different Implants: 250 Cases Acta Neurochir 144:539-550

## Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T (1985)

Biomechanical time-tolerance of fresh cadavric human spine specimens J Orthop Res <u>3</u>:292-300

## Papavero L, Zwonitzer R, Burkard I, Klose K, Herrmann HD (2002)

A composite bone graft substitute for anterior cervical fusion: assessment of osseointegration by quantitative computed tomography Spine May 15; 27(10):1037-43

## Pitzen T, Wilke H-J, Caspar W, Claes L, Steudel WI (1999)

Evaluation of a new monocortical screw for anterior cervical fusion and plating by a combined biomechanical and clinical study Eur Spine J 8:382-387

## Pitzen T, Kränzlein K, Steudel WI, Strowitzki M (2004)

Complaints and findings at the iliac crest donor site following anterior cervical fusion Zentralblatt Neurochirurgie 65(1):7-12

## Pitzen T, Kempf J (2004)

Die Entnahme eines zylindrischen Dübels von 5 mm Durchmesser aus den Halswirbelkörpern reduziert die Kompressionsfestigkeit des Bewegungssegmentes nicht signifikant

## Robotti GC, Steinsiepe K, Geissmann A (1986)

Computertomographie bei Verletzungen der Halswirbelsäule Röntgen-Blatt 39:29-32

## Shad A, Leach JC, Teddy PJ, Cadoux-Hudson TA (2005)

Use of the Solis cage and local autologous bone graft for anterior cervical disectomy and fusion: early technical experience

J Neurosurg Spine Feb;2(2):116-22

## Smith G W, Robinson RA (1958)

The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion J Bone Joint Surg Am 40(3):607-624

## Song KJ, Lee KB (2006)

A preliminary study of the use of cage and plating for single-segment fusion in degenerative cervical spine disease J Clin Neurosci. Feb; 13(2):187-7. Epub Feb 3

## Wilke HJ, Kettler A, Claes L (1997)

Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? Spine 22(20):2365-2374

#### Wilke HJ, Kettler A, Goetz C, Claes L (2000)

Subsidence resulting from simulated postoperative neck movements An In Vitro investigation with a new cervical Fusion cage Spine 25(21):2762-2770

#### Wilke HJ, Kettler A, Claes L (2002)

Stabilisierende Wirkung und Sinterungstendenzen dreier unterschiedlicher Cages und Knochenzement zur Fusion von Halswirbelsäulensegmenten Orthopäde 31:472-480

## Younger EM, Chapman MW (1989)

Morbidity at bone graft donor sites J Orthop trauma 3(3):192-195

# 7. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. W. I. Steudel, Direktor der Neurochirurgischen Klinik der Universität des Saarlandes, für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit.

Ein ganz besonders großer Dank gilt Herrn PD. Dr. med. Tobias Pitzen für seine große und hilfreiche Unterstützung bei dieser Arbeit. Es gelang ihm die Freude an wissenschaftlicher Arbeit zu vermitteln und mich damit anzustecken.

Danken möchte ich auch Prof. Dr. W. Reith und Dr. Christian Roth für Ihre Unterstützung und Mitarbeit, sowie ihren fachlichen Rat.

Danken möchte ich auch Mr. Tom Oxland, Chief of the Department of Orthopedic Energineering, Vancouver General Hospital sowie allen seinen Mitarbeitern. Nur durch die Bereitstellung seines Labors waren die Messungen und Untersuchungen die dieser Dissertation zugrunde liegen möglich.

Mein persönlicher Dank gilt meinen Eltern und Geschwistern ohne deren Unterstützung und Liebe ich nicht die geworden wäre die ich bin.

Danke sagen möchte ich auch meinem Freund Kurt, der mit gutem Rat und notwendigen Ermahnungen maßgeblich zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen hat.

Nicht zu vergessen sind die Menschen und Freunde, die mir auf meinem bisherigen Lebensweg zur Seite standen.

# 8. Lebenslauf

# **Annette Schweickert**

# Persönliche Daten

Anschrift:	Steinbruchweg 1, 66129 Saarbrücken
Geburtsdatum:	11.06.74 in Bensheim
Eltern:	Heinz und Edith Schweickert
Staatsangehörigkeit :	deutsch

## <u>Schulbildung</u>

1981–1985	Grundschule Hähnlein
1985–1991	Melibokusschule Alsbach (Gesamtschule)
1991	Schuldorf Bergstraße
1991–1994	Liebfrauenschule Bensheim
1994	Allgemeine Hochschulreife

# <u>Hochschulbildung</u>

1994-2001	Beginn des Studiums der Humanmedizin an
	der Universität des Saarlandes
1997	Physikum
1998	1. Staatsexamen
2000	2. Staatsexamen
2000–2001	Praktisches Jahr
2001	3. Staatsexamen

# Weitere Ausbildung

2001–2002	Ärztin im Praktikum im Klinikum Saarbrücken,
	Abteilung Kardiologie und Angiologie

2002	Erlangen der <b>Vollapprobation</b> und Beginn der <b>Facharztausbildung zur Internistin</b> am Klinikum Saarbrücken Abteilung Kardiologie und Angiologie
2004	Erlangen der Zusatzbezeichnung Notfallmedizin
2004	Promotionsarbeit
	Universitätsklinikum Homburg,
	Abteilung für Neurochirurgie (PD Dr. Pitzen)
	CT-Untersuchungen zum Sinterungsverhalten
	eines zervikalen Titancages
2007	Anerkennung zum Führen der Bezeichnung
	Fachärztin für Innere Medizin
2007	Beginn der Ausbildung zum Erlangen der
	Zusatzbezeichnung Pneumologie im
	SHG-Klinikum Völklingen Medizinische Klinik II

## Fremdsprachen

Englisch:	Schulunterricht 9 Jahre
Latein:	Schulunterricht 5 Jahre; Latinum

## EDV-Kenntnisse

Microsoft Standard-Software (Word, Excel, PowerPoint) Internetrecherche und medizinische Datenbanken

Saarbrücken, im April 2008

Annette Schweickert