

Aus der  
Orthopädischen Universitätsklinik  
mit Poliklinik Tübingen

**Testung der Primärstabilität unzementierter und PMMA-  
augmentierter Pedikelschrauben in einem In-vitro-  
Modell mit osteoporotischen Knochen**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Walter, Ferdinand**

**2018**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. N. Wülker

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. Badke

Tag der Disputation: 08. 03. 2018

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>11</b>
2.1	Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule .....	11
2.1.1	Anatomie des Wirbelknochens .....	12
2.1.2	Anatomie der Bandscheibe.....	14
2.1.3	Bänder der Wirbelsäule .....	15
2.1.4	Muskulatur der Wirbelsäule .....	16
2.1.5	Biomechanische Grundlagen.....	16
2.2	Wirbelsäulenerkrankungen.....	18
2.2.1	Osteoporose .....	20
2.2.1.1	Zeitabhängige Entwicklung der Knochenmasse.....	20
2.2.1.2	Definition der Osteoporose.....	21
2.2.1.3	Epidemiologie der Osteoporose .....	23
2.2.1.4	Klinisches Erscheinungsbild der Osteoporose an der Wirbelsäule .....	24
2.3	Therapie der Wirbelsäulenerkrankungen.....	26
2.3.1	Medikamentöse Therapie der Osteoporose.....	26
2.3.2	Operative Therapien .....	27
2.3.2.1	Behandlung von Bandscheibenvorfällen .....	27
2.3.2.2	Stabilisierung des Wirbels durch die modernen Zementierverfahren Vertebroplastie und Kyphoplastie.....	28
2.3.2.3	Operative Versorgung von Frakturen der osteoporotischen Wirbelsäule .....	30
2.4	Chronologie der Entwicklung von Instrumentationen und Versteifungstechniken der Wirbelsäule .....	31
2.5	Anwendungsbereich von Instrumentationen und Versteifungstechniken im Überblick .....	37
2.6	Einflussgrößen auf die Festigkeit der transpedikulären Schraubenverankerung.....	40
2.6.1	Einfluss der Wirbelanatomie .....	40
2.6.2	Einfluss des Schraubenwerkstoffs .....	44
2.6.3	Einfluss der Einschraubtechnik.....	45
2.6.4	Einfluss der Belastungsweise der Pedikelschraube.....	46
2.7	Bauarten der Pedikelschraube .....	46
2.8	Klinische Probleme der Schraubenverankerung .....	48

2.9	Schraubenverankerung mit Knochenzement.....	49
2.10	Einschraubtechniken und Zementierweisen von Pedikelschrauben...	51
2.10.1	Solide Pedikelschraube .....	51
2.10.2	Fenestrierte Pedikelschraube .....	52
2.11	Fortbestehende Aufgabenstellungen zur Verbesserung der Ergebnisse der Zementaugmentation von Pedikelschrauben .....	55
<b>3</b>	<b>Fragestellung .....</b>	<b>56</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>57</b>
4.1	Verwendete Wirbelsäulen.....	57
4.2	Bestimmung der Knochenmineraldichte .....	58
4.2.1	Beschreibung des DXA-Messverfahrens .....	58
4.2.2	Beschreibung der DXA-Messung an den Versuchspräparaten.....	60
4.3	Studienaufbau und Studiengruppen .....	61
4.4	Instrumentierung der Wirbelsäulen.....	63
4.5	Präparation und Einbettung der Wirbel.....	67
4.6	Versuchsdurchführung .....	69
4.7	Datenanalyse .....	72
<b>5</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>75</b>
5.1	Vergleich der Knochenmineraldichten und Wirbellevel der Gruppen A, B und C, Vergleich der Auszugskräfte der unzementierten Pedikelschrauben der Gruppen A und B. ....	75
5.2	Vergleich der Auszugskräfte von zementierten fenestrierten und unzementierten soliden Pedikelschrauben .....	75
5.3	Vergleich der Auszugskräfte von zementierten soliden und unzementierten soliden Pedikelschrauben .....	77
5.4	Vergleich der Auszugskräfte von zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschrauben .....	78
5.5	Einfluss der Zementmenge auf die Auszugskraft .....	79
5.6	Einfluss der Knochendichte auf die Auszugskraft.....	81
5.7	Einfluss der Knochendichte auf das Eindrehmoment .....	84
5.8	Zusammenhang zwischen Auszugskraft und Eindrehmoment .....	87
5.9	Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und Knochenmineraldichte.....	90

5.10 Vergleich von thorakaler und lumbaler Auszugskraft in Abhängigkeit von der Zementmenge .....	92
5.11 Zementverteilung im Wirbel in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge .....	92
5.12 Zementleckagen in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge .....	95
<b>6 Diskussion.....</b>	<b>96</b>
6.1 Diskussion der Thematik .....	96
6.2 Hypothese 1: Zementierte Pedikelschrauben besitzen gegenüber unzementierten Pedikelschrauben eine unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit. ....	98
6.3 Hypothese 2: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in der Auszugsfestigkeit zwischen zementierten soliden Pedikel- schrauben und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben.....	105
6.4 Hypothese 3: Im Vergleich zum unzementierten Zustand reicht eine Zementmenge von 1ml aus, um eine signifikant unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit zu erhalten. Eine weitere Steigerung der Zementmenge hat keinen Einfluss mehr auf die Auszugsfestigkeit der Schrauben.....	109
6.5 Hypothese 4: Die Auszugsfestigkeit der Schraube hängt von der Knochendichte ab.....	112
6.6 Einfluss der Knochendichte auf das Eindrehmoment .....	115
6.7 Zusammenhang zwischen Auszugskraft und Eindrehmoment.....	117
6.8 Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und Knochenmineraldichte.....	120
6.9 Vergleich von thorakaler und lumbaler Auszugskraft in Abhängigkeit von der Zementmenge.....	121
6.10 Zementverteilung im Wirbel in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge .....	122
6.11 Zementleckagen in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge .....	123
6.12 Limitationen .....	124
6.13 Schlussfolgerung .....	124
<b>7 Zusammenfassung .....</b>	<b>126</b>
<b>8 Anhang .....</b>	<b>129</b>

<b>9</b>	<b>Verzeichnis der Tabellen und Diagramme.....</b>	<b>140</b>
<b>10</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>144</b>
<b>11</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>149</b>
<b>12</b>	<b>Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift.....</b>	<b>171</b>
<b>13</b>	<b>Veröffentlichung .....</b>	<b>172</b>
<b>14</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>173</b>

## 1 Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
ANOVA	Analysis Of Variance
$A_s$	Scherfläche
AxialLIF	Axial Lumbar Interbody Fusion
BMD	Bone Mineral Density
BWS	Brustwirbelsäule
bzw.	beziehungsweise
C	Zervikal
ca.	circa
CI	Konfidenzintervall
cm	Zentimeter
Co	Kobalt
Cr	Chrom
CT	Computer Tomographie
D	Durchmesser
d	je nach Kontext: Gewindetiefe oder Flächendichte
$D_a$	Außendurchmesser
$D_i$	Innendurchmesser
DPA	Dual Photon Absorptiometry
DVO	Dachverband Osteologie
DXA	Dual Energy X-Ray Absorptiometry
ELIF	Extraforaminal Lumbar Interbody Fusion
$\varepsilon$	Schüttdichte des trabekulären Rinderknochens
F	Kraft
FC, fc	fenestriert zementiert
Fe	Eisen
$F_{fc}$	Auszugskraft der zementierten fenestrierten Pedikelschraube
$F_{fc+sc(A+B+C)}$	Auszugskraft der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C
$F_s$	Scherkraft

$F_{fc(A+C)}$	Auszugskraft der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C
$F_{sc}$	Auszugskraft der zementierten soliden Pedikelschraube
$F_{sc(B+C)}$	Auszugskraft der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C
$F_{uc}$	Auszugskraft der unzementierten Pedikelschraube
$F_{uc(A+B)}$	Auszugskraft der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B
$\gamma$	Gamma
$^{\circ}$	Grad
g	Gramm
Gr	Gruppe
Hz	Hertz
HWS	Halswirbelsäule
I	Intensität
J	Jahr
K-Draht	Kirschnerdraht
kN	Kilonewton
L	je nach Kontext: Länge, lumbal, links
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus
Mm.	Musculi
m	männlich
min	Minute
mm	Millimeter
ml	Milliliter
$M_{fc}$	Eindrehmoment der in den zementfreien Knochen eingeschraubten fenestrierten Pedikelschraube
$M_{fc(A+C)}$	Eindrehmoment der in den zementfreien Knochen eingeschraubten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C
MRT	Magnet Resonanz Tomographie



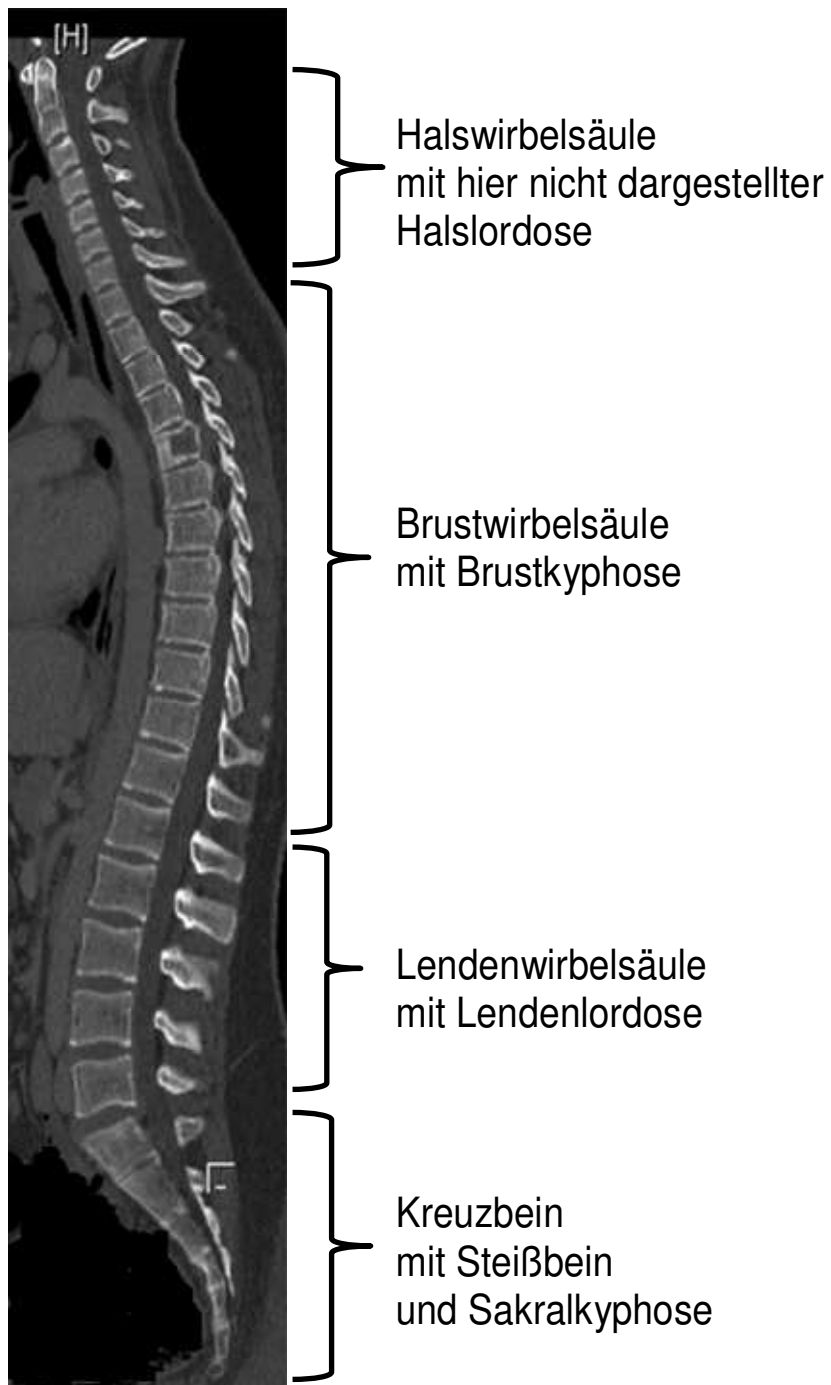
$M_{sc}$	Eindrehmoment der in den Zement eingeschraubten soliden Pedikelschraube
$M_{sc(B+C)}$	Eindrehmoment der in den Zement eingeschraubten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C
$M_{uc}$	Eindrehmoment der unzementierten Pedikelschraube
$M_{uc(A+B)}$	Eindrehmoment der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B
$M_{uc+fc(A+B+C)}$	Eindrehmoment der in den zementfreien Knochen eingeschraubten Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C
$\mu$	Absorptionskoeffizient
n	Anzahl
N	Newton
Ni	Nickel
Ncm	Newtonzentimeter
n. s.	nicht signifikant
p	Ganghöhe
Pbe	Probe
PBM	Peak Bone Mass
PLIF	Posterior Lumbar Interbody Fusion
PMMA	Polymethylmethacrylat
pQCT	periphere Quantitative Computertomographie
p-Wert	Signifikanzzahl
QCT	Quantitative Computertomographie
R	rechts
$\rho$	je nach Kontext: Dichte oder Spearman Korrelationskoeffizient
SC, sc	zementierte solide Schraube
SD	Standardabweichung
$S_{fc}$	Steifigkeit der zementierten fenestrierten Pedikelschraube
$S_{sc}$	Steifigkeit der zementierten soliden Pedikelschraube
$S_{uc}$	Steifigkeit der unzementierten soliden Pedikelschraube
Sv	Sievert
T	thorakal

T-Wert	Standardabweichung der Knochendichtemessung
T-score	Standardabweichung der Knochendichtemessung
TLIF	Transforaminal Lumbar Interbody Fusion
TSF	Thread Shape Faktor
u. a.	und andere
UC, uc	unzementiert
w	weiblich
WHO	World Health Organisation
x	Schichtdicke
XLIF	Extreme Lateral Interbody Fusion
z. B.	zum Beispiel
ZV	Zementvolumen
&	und

## **2 Einleitung**

### **2.1 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule**

Die exzentrisch angeordnete Wirbelsäule verkörpert die Achse des menschlichen Skeletts. Als mechanische Verbindung zwischen den oberen Gliedmaßen einschließlich Schädel und den über das Becken verbundenen unteren Gliedmaßen bildet sie gleichzeitig den Schutz für das Rückenmark. Die durch Stabilität und Beweglichkeit gekennzeichnete Doppelfunktion der Wirbelsäule spiegelt sich in ihrem Aufbau aus den Grundkomponenten Stützgewebe (Knochengewebe, Knorpelgewebe in Form von Bandscheiben und Gelenkknorpel), Bänder, Muskulatur sowie der vaskulären und neuronalen Versorgung wider. Die 24 beweglichen Wirbel, Ansatzstellen der Muskulatur, wechseln sich mit den passiv verformbaren, elastisch-fibrösen 23 Bandscheiben ab. Die Bandscheiben des Erwachsenen besitzen keine Blutversorgung, ernährt werden sie durch Diffusion und Konvektion. Wegen der von kranial nach kaudal zunehmenden Belastung der Wirbelsäule besitzen die Wirbel und Bandscheiben in gleicher Richtung ein zunehmend größeres Volumen. Die Wirbelsäule selbst gliedert sich in der Sagittalebene mit Halswirbelsäule HWS (7 Wirbel, Draufsicht auf Wirbelkörper: queroval), Brustwirbelsäule BWS (12 Wirbel, Draufsicht auf Wirbelkörper: herzförmig), Lendenwirbelsäule LWS (5 Wirbel, Draufsicht auf Wirbelkörper: nierenförmig), Kreuz- und Steißbein (5 verschmolzene Wirbel im Kreuzbein, 4 verschmolzene Wirbel im Steißbein) in 4 Abschnitte [1] (Bild 1).



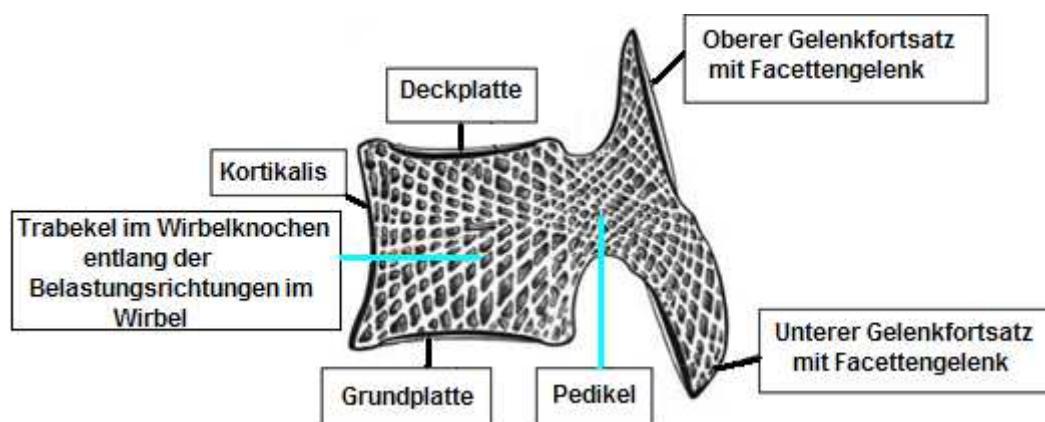
**Bild 1: Aufbau der Wirbelsäule aus ihren 4 Abschnitten [Aufnahme aus der Orthopädie UKT].**

### **2.1.1 Anatomie des Wirbelknochens**

Der Wirbelkörper, ventraler, zylindrischer Abschnitt des Wirbels, besteht zu 90% bis 95% aus stark vaskularisiertem, spongiossem Knochen [2], der in axia-

ler Richtung kranial durch die Deckplatte, kaudal durch die Grundplatte abgeschlossen wird. Die zylindrische Wirbelkörperwand wird durch die Kortikalis gebildet. Der dorsale Teil des Wirbels besteht aus dem Wirbelbogen mit den kleinen Wirbelgelenken und formt zusammen mit der dorsalen Kortikalis des Wirbelkörpers den Rückenmarkskanal. Wirbelkörper und Wirbelbogen sind durch die Pedikel verbunden [1, 3].

Die Mikrostruktur des Wirbelkörpers zeigt vertikal und horizontal ausgerichtete Spongiosabälkchen mit einem Durchmesser von ca. 0,2mm. Die Stärken von Kortikalis, Deckplatte und Grundplatte liegen in der Größenordnung von 0,5mm [4]. Die Anordnung und Dichte der Trabekel in der Spongiosa spiegeln die Richtung und Höhe der Belastungen wider, denen der Wirbel ausgesetzt war [5]. Durch die axiale Druckbelastung der Wirbelsäule bilden sich im Wirbelkörper Drucktrabekel in axialer und Zugtrabekel in horizontaler Richtung aus [1] (Bild 2).

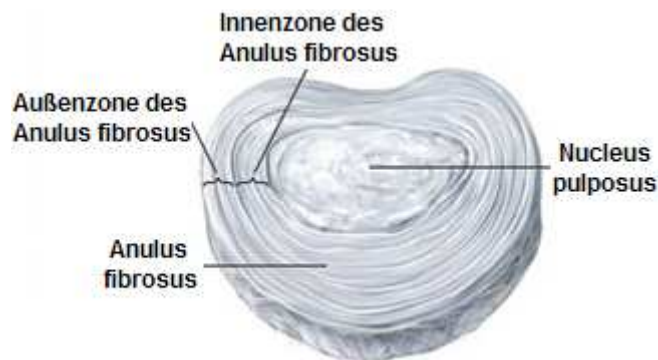


**Bild 2: Anatomische Struktur der Wirbel [6] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Der über die Facettengelenke (kleinen Wirbelgelenke) auf die Wirbelbögen übertragene Druck belastet die Interartikularportion (Knochenmasse zwischen dem oberen und unteren Gelenkfortsatz eines Wirbels) auf Biegung. Scherkräfte in der Wirbelsäule werden durch die Bandscheiben und die Facettengelenke aufgefangen [7, 8].

## 2.1.2 Anatomie der Bandscheibe

Der äußere, aus kollagenen Fasern und Faserknorpel bestehende Ring der Bandscheibe, der Anulus fibrosus, umspannt den weichen Kern, den gallertartigen Nucleus pulposus in Form von konzentrisch angelegten Schichten aus Typ-1-Kollagenfasern und Typ-2-Kollagenfasern (Bild 3).



**Bild 3: Aufbau der Bandscheibe aus Anulus fibrosus und Nucleus pulposus [9].**

Die Fasersysteme aus Typ-1-Kollagenfasern (Außenzone des Anulus fibrosus) überkreuzen sich in vertikaler Richtung unter verschiedenen Winkeln und inserieren in den Randleisten der benachbarten Wirbelkörper, die Fasersysteme aus Typ-2-Kollagenfasern (Innenzone des Anulus fibrosus) in deren Deckplatten und Grundplatten aus hyalinem Knorpel (Bild 4).



**Bild 4:**

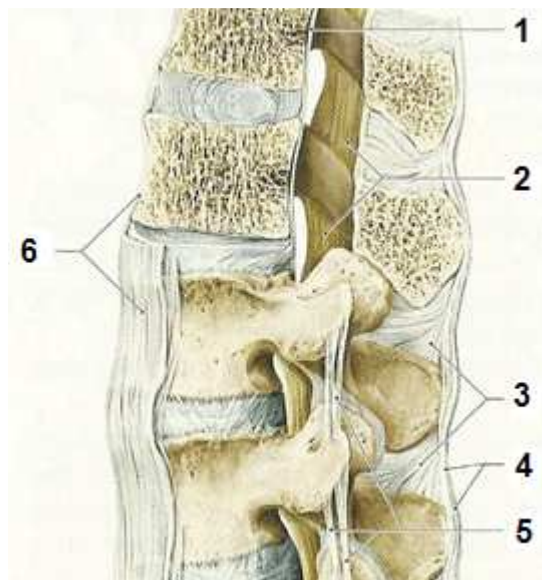
**a: Wirbelkörper mit dazwischenliegender Bandscheibe und deren überkreuzende Fasersysteme des Anulus fibrosus [9] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

**b: Wirbelkörperausschnitt mit einstrahlenden Fasern aus dem Anulus fibrosus in die hyaline Deckplatte [9] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Als osmotische Zelle besitzt die Bandscheibe einen Turgor, wodurch die Bandscheibe als „Wasserkissen“ wie ein Stoßdämpfer funktioniert und die segmentalen Bandstrukturen gestrafft werden. Die Zu- und Abnahme des Wassergehalts der Bandscheibe sowie die Diffusion aus der Blutversorgung der Wirbelkörper dienen der Ernährung der Bandscheibe [1, 8, 9, 10].

### 2.1.3 Bänder der Wirbelsäule

Das vordere Längsband (Ligamentum longitudinale anterius, 6) bedeckt die Vorderflächen der Wirbelkörper, mit denen es fest und die Vorderflächen der Bandscheiben, mit denen es locker verbunden ist. Das hintere Längsband (Ligamentum longitudinale posterius, 1) haftet fest an den Randleisten der Wirbelkörperrückseiten und den Bandscheiben. Die Ligamenta flava (2) bilden die Abgrenzung der Zwischenwirbellöcher und inserieren an den gegenüberliegenden Wirbelbögen. Die Ligamenta intertransversaria (5) verbinden die Querfortsätze benachbarter Brustwirbel und benachbarter Lendenwirbel miteinander, die Ligamenta interspinalia (3) die benachbarten Dornfortsätze. Die Spitzen der Dornfortsätze verbindet das Ligamentum supraspinale (4) (Bild 5) [1].



**Bild 5: Wirbelsäulenabschnitt mit den Wirbelsäulenbändern [11] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

### 2.1.4 Muskulatur der Wirbelsäule

Der Musculus erector spinae, als Oberbegriff für die ortsgebundenen Gruppen der Rückenmuskulatur (M. iliocostalis, M. longissimus, M. spinalis), befindet sich in den Vertiefungen beidseits der Dornfortsätze, wird von der Fascia thoracolumbalis überzogen und richtet, wie aus dem Namen ersichtlich, die Wirbelsäule auf. Diese autochtone Rückenmuskulatur wird von der eingewanderten, sekundären Rückenmuskulatur (z. B. M. latissimus dorsi, M. serratus posterior inferior) überlagert, die die Wirbelsäule in der Hauptsache mit anderen Skelettstellen verbindet. Die Mm. obliquus internus et externus abdominis gehören zu den Bauchmuskeln. Die Muskeln bilden, im Gegensatz zu den passiven Bestandteilen der Wirbelsäule wie Wirbel, Bandscheiben, Bänder und Gelenke, den aktiven Bewegungsapparat (Bild 6) [12, 13].

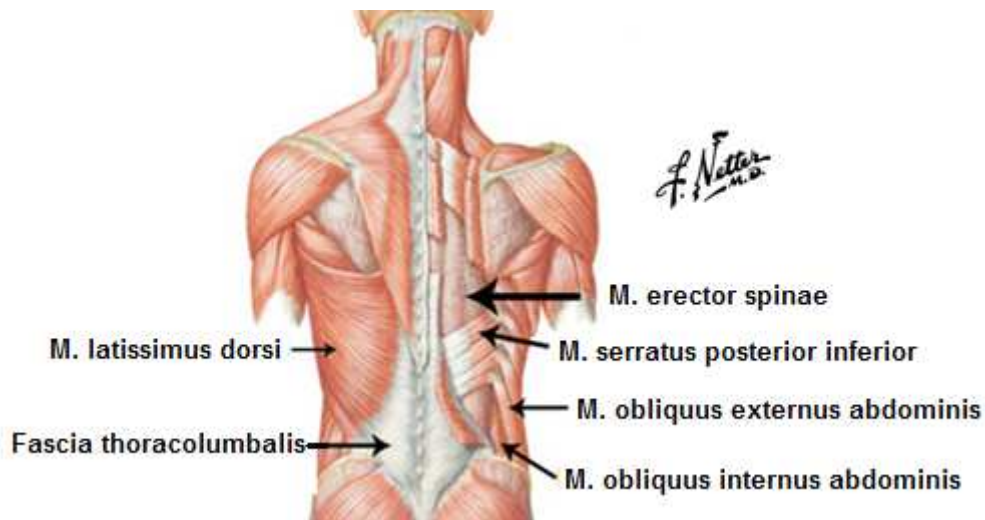


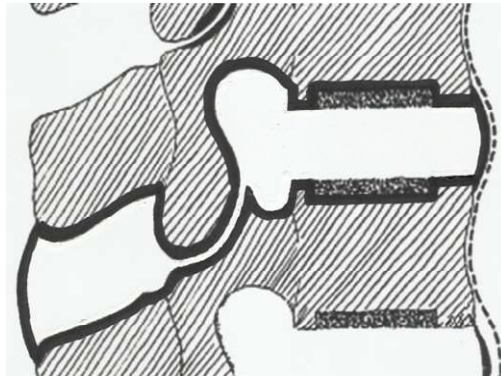
Bild 6: Einblick in die Rückenmuskulatur [Netter, F. H., Atlas der Anatomie] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), Copyright 2017 Elsevier Inc. All rights reserved. [www.netterimages.com](http://www.netterimages.com).

### 2.1.5 Biomechanische Grundlagen

Während die funktionelle Einheit anderer gelenkiger Knochenverbindungen unmittelbar einleuchtet, ist diese an der Wirbelsäule nicht ohne Weiteres ersichtlich. Junghanns benennt das intervertebrale Bewegungssegment als kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule, welches sich aus einer Bandscheibe sowie den zugeordneten kleinen Wirbelgelenken, Bändern und Muskeln,

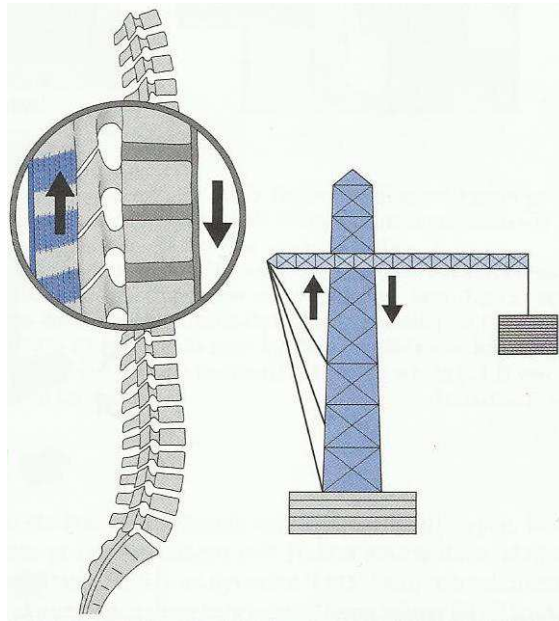


Zwischenwirbellöchern und dem entsprechenden Wirbelkanalabschnitt zusammensetzt [14, 15] (Bild 7).



**Bild 7: Junghannssches Bewegungssegment der Wirbelsäule (fett umrandet) als funktionelle Einheit [15] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Im Bewegungssegment der unversehrten Wirbelsäule herrscht zwischen der Belastung von Bandscheibe und ligamentärer Struktur ein Gleichgewicht, mit dem Wirbelgelenk als Drehpunkt [16]. Dem Bewegungssegment wird eine zentrale Bedeutung in der Wirbelsäulenpathologie zugeschrieben. Zur Abschätzung ihrer Stabilität wurde die mechanische Belastung der Wirbelsäule auf physikalische Modelle übertragen und mit Hilfe dieser erklärt. Whitesides verglich 1977 den mechanischen Aufbau der Wirbelsäule mit dem eines Turmkrans. Die Wirbelkörper, die Druckkräfte aufnehmen (1. Säule), entsprechen dem Turm des Krans und die dorsalen Wirbelanteile (2. Säule) mit ihren ligamentären Strukturen, die Zugkräfte aufnehmen, dem Halteseil des Krans, womit er das Prinzip der Zug-Gurtung an Hand eines 2-Säulen-Modells beschrieb [17, 18] (Bild 8).



**Bild 8: 2-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Whitesides: Lastübertragung gemäß Turmkranprinzip [17].**

**Ventrale Säule: Wirbelkörper und Bandscheibe.**

**Dorsale Säule: Wirbelbogengelenke und interspinöse Bänder.**

Weitere unterschiedliche, auf 3 Säulen basierende Wirbelsäulenmodelle, wurden von Denis und Louis beschrieben.

## 2.2 Wirbelsäulenerkrankungen

Dieses Volksleiden betrifft die beiden Komponenten der Wirbelsäule, die Bandscheibe wie auch den Wirbelkörper als funktionelle Einheit gleichermaßen, im Weiteren aber auch die Weichteile der Wirbelsäule. Rückenschmerzen als Anzeichen von Wirbelsäulenproblemen imponieren in Deutschland mit einer Lebenszeitprävalenz von 85,5% [19].

Die Degeneration der Bandscheibe, auch Chondrosis intervertebralis genannt, verkörpert in der Mehrheit der Fälle die Ursache für den großen Formenkreis der degenerativen Veränderungen an der Wirbelsäule. Sie entstehen altersbedingt durch zunehmende Verringerung des Wassergehaltes im Nucleus pulposus mit konsekutiver Höhenabnahme der Bandscheibe, was zur abnormalen Erhöhung der Beweglichkeit zwischen den Wirbeln und damit zur Instabilität führen kann. Hinzukommende Rupturen des Anulus fibrosus verursachen Bandscheibenvorfälle. Die Höhenverminderung durch Wasserverlust führt zur

Abnahme der stoßdämpfenden Eigenschaften der Bandscheibe. Durch die entstandene Überbelastung sklerosieren die Deckplatten und Grundplatten der Wirbelkörper, die Wirbelgelenke arthrotisieren und an den Rändern der Wirbelkörper bilden sich Knochenspangen.

An Erkrankungen ebenfalls zu nennen sind Spondylolisthese, Infektionen der Wirbelsäule, Tumore, Fehlbildungen wie Skoliose, Morbus Bechterew, Morbus Scheuermann und die Osteoporose.

Bei der Spondylolisthese verschiebt sich der kraniale Wirbel des betroffenen Segments in unphysiologischer Weise nach ventral auf Grund bestehender Spondylyse (Spaltung der Interartikularportion), was zu Kreuzschmerzen und neuronalen Störungen führen kann.

Infektionen der Wirbelsäule können durch Mykobakterien (spezifische Spondylitis) oder durch andere Erreger (unspezifische Spondylitis), am häufigsten durch *Staphylococcus aureus*, verursacht werden [20]. Sind nur die Wirbelknochen betroffen, spricht man von einer Spondylitis, bei zusätzlichem Befall der Bandscheibe von Spondylodiszitis.

Ursachen von Tumoren der Wirbelsäulen sind meistens Metastasen, seltener handelt es sich dabei um primäre Knochentumore. Metastasen können osteoplastischer oder osteoklastischer Natur sein.

Die Skoliose manifestiert sich in einer mit einer Torsion überlagerten seitlichen Verbiegung der Wirbelsäule, wobei diese Fehlstellung der Wirbel nicht ausgeglichen werden kann und damit fixiert ist.

Der Morbus Bechterew ist eine aseptische, rheumatische Erkrankung, die durch chronische Entzündungen zur Versteifung der Wirbelsäule führt.

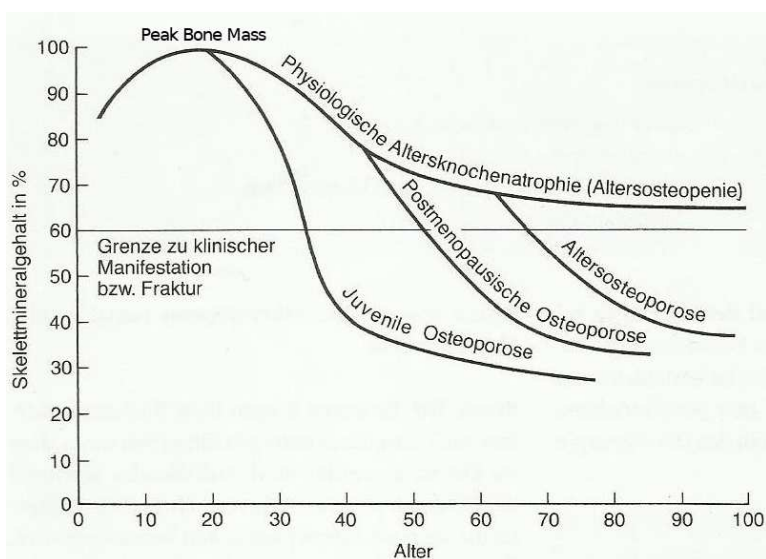
Beim Morbus Scheuermann entstehen durch vermindertes Wachstum der ventralen Wirbelkörperabschnitte keilförmige Wirbel, die zu einer Verstärkung der Brustkyphose und zu einer Verringerung der Lendenlordose führen [21].

Die weit verbreitete Osteoporose beim alternden Menschen wird im nachfolgenden Kapitel ausführlich beschrieben.

## 2.2.1 Osteoporose

### 2.2.1.1 Zeitabhängige Entwicklung der Knochenmasse

Die Knochenmasse nimmt im Wachstum zu [22], bis sie im Erwachsenenalter (Größenordnung 3. Lebensdekade) ihren Spitzenwert erreicht hat (Peak Bone Mass PBM, Bild 9). Ein genauere Zeitpunkt für die Ausbildung des Spitzenwertes konnte bisher nicht ermittelt werden, zudem gibt es Hinweise dafür, dass die verschiedenen Skelettlokalisationen ihre Spitzenwerte in unterschiedlichem Lebensalter erreichen. Die genetisch und hormonell abhängige Höhe des Spitzenwertes lässt sich darüber hinaus durch Faktoren beeinflussen, die von der Lebensweise abhängen (z. B. Ernährung, Bewegung). Die Stärke der Auswirkung des einzelnen Einflussfaktors auf den Spitzenwert wird von den verschiedenen Autoren unterschiedlich eingestuft [23 bis 35]. Mit weiter fortschreitendem Alter nimmt die Knochenmasse physiologischerweise wieder ab (Bild 9). Das Ausmaß der Abnahme kann wiederum über die Lebensweise beeinflusst werden [36 bis 40].



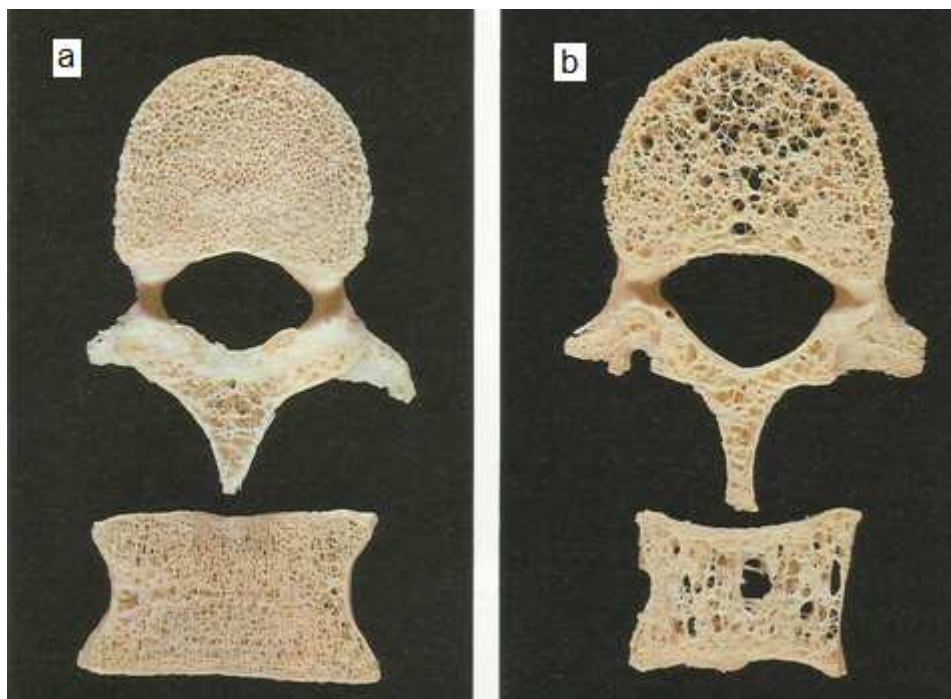
**Bild 9: Knochenmineralgehalt in Abhängigkeit vom Lebensalter [41] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Eine zusätzliche Überlagerung dieses langzeitigen Knochenmasseverlaufs mit jahreszeitlichen Schwankungen in Form von Zunahme der Knochenmasse im Sommer und Abnahme der Knochenmasse im Winter, welche die auf der nörd-

lichen Halbkugel lebende Bevölkerung betrifft, wird kontrovers diskutiert. Diese von einigen Autoren [38, 42 bis 47] festgestellten saisonalen Knochenmasseänderungen wurden von anderen [48] nicht gefunden. Die bis hierhin beschriebenen Vorgänge besitzen keinen Krankheitswert und werden nicht als Osteoporose bezeichnet.

### 2.2.1.2 Definition der Osteoporose

Unter der Osteoporose versteht man eine systemische Skeletterkrankung, die durch Störungen des physiologischen Knochenumbaus zu einer Verringerung der Knochenmasse und Qualitätsminderung der Knochenstruktur führt [29, 49] (Bild 10).



**Bild 10: Wirbelkörper im Quer- und Frontalschnitt [50].**  
**a: beim Skelettgesunden.**  
**b: beim Osteoporosepatienten.**

Das Ausmaß der osteoporotisch-, wie auch das der altersbedingten Verringerung der Knochenmasse kann durch einen möglichst hohen zu erreichenden Spitzenwert der Knochenmasse PBM entsprechend gemindert werden. Als klinische Folge der Osteoporose können pathologische Knochenbrüche ohne äußeren Anlass (Spontanfrakturen) oder bei bereits relativ niedrigen körperlichen

Belastungen des normalen Alltags (z.B. beim Bücken, Treppensteigen, Aufheben und Transportieren von leichten Objekten) auftreten [51]. Nach der WHO-Definition der Osteoporose ist die Knochendichte um mindestens 2,5 Standardabweichungen geringer als der Mittelwert der bei jungen, gesunden, prämenopausalen Frauen erreichten Spitzenwerte der Knochenmineraldichten, was durch den T-Score (Standardabweichungen) dargestellt wird [52]. Die Abstufung der Befunde gliedert sich wie folgt:

Normalbefund: T-Score  $> -1$ ,

Osteopenie: T-Score zwischen  $-1$  und  $-2,5$ ,

Klinische Osteoporose: Keine Frakturen vorhanden: T-Score  $< -2,5$ ,

Manifeste Osteoporose: 1 bis 3 Wirbelfrakturen vorhanden, die ohne erkennbare äußere Einwirkung entstanden sind: T-Score  $< -2,5$ ,

Fortgeschrittene Osteoporose: Multiple Wirbelfrakturen vorhanden: T-Score  $< -2,5$  [57].

Eine andere Einteilung der Osteoporosegrade ist die von Jikei:

Jikei Grad 0 (Normalbefund): Normale Trabekelstruktur.

Jikei Grad 0,5 (Anfangsstadium): Trabekelzahl normal, Trabekeldurchmesser reduziert, Knochendichte reduziert.

Jikei Grad 1: Horizontale Trabekel reduziert, vertikale Trabekel und Endplatten hervortretend.

Jikei Grad 2: Horizontale Trabekel stärker reduziert, vertikale Trabekel reduziert.

Jikei Grad 3: Horizontale Trabekel fast verschwunden, vertikale Trabekel undeutlich sichtbar [53].

Zur Messung der Knochendichte gibt es folgende Methoden:

- Zwei-Energie-Röntgen-Absorptionsmessung (DXA)
- Quantitative Computertomographie (QCT)
- periphere quantitative Computertomographie (pQCT) [54].

Die osteoporotische Verminderung der Knochenmineraldichte führt zu den typischen osteoporotischen Frakturen am Wirbelkörper, proximalem Femur, distalem Radius, proximalem Humerus und zu Beckenfrakturen, mit abnehmender Häufigkeit in der angegebenen Reihenfolge [55]. Über Ursachen und Entwick-

lung lässt sich die Osteoporose in primäre und sekundäre Osteoporosen unterteilen. Die primäre Osteoporose umfasst die idiopatische Osteoporose von prämenopausalen Frauen und von Männern vor dem Senium, die postmenopausale Osteoporose (Typ 1) und die Altersosteoporose bzw. senile Osteoporose (Typ 2). Bei der Typ-1-Osteoporose, die vorwiegend durch Wirbelkörperfrakturen in Erscheinung tritt, wird bei den postmenopausalen Frauen ein Östrogenmangel vermutet. Die Typ-2-Osteoporose führt überwiegend zu Schenkelhalsfrakturen [29]. Die sekundären Osteoporosen lassen sich auf defiziente Erkrankungen, iatrogene Ursachen oder Risikofaktoren, wie z. B. Immobilität zurückführen. Der Anteil sekundärer Osteoporosen am gesamten osteoporotischen Patientengut bei Männern außerhalb des Seniums und prämenopausalen Frauen beträgt ca. 50 %, während er bei postmenopausalen Frauen ca. 10 % beträgt [56, 57]). Die im Alter zahlenmäßig relevanten Osteoporosetypen sind die senile und die postmenopausale Osteoporose.

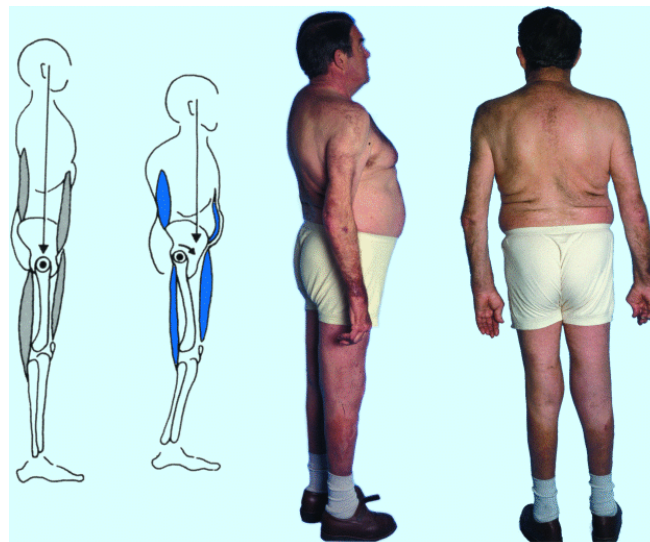
### **2.2.1.3 Epidemiologie der Osteoporose**

Noch vor wenigen Dezennien wurde dem Erscheinungsbild der Osteoporose in der klinischen Medizin, namentlich in der Orthopädie und Unfallchirurgie, wenig Aufmerksamkeit geschenkt. Heute ist die Osteoporose eine der häufigsten endokrin bedingten Krankheiten von alternden Menschen in Westeuropa und kann zu massiven Einschränkungen der Lebensqualität in Form von Schmerzen und Bewegungseinschränkungen führen, oftmals bei sichtbaren Skelettdeformitäten, aber noch immer ist sie eine verkannte, zu wenig erkannte und somit untertherapierte Erkrankung [58 bis 60]. Der Anteil an der deutschen Gesamtbevölkerung von Menschen mit einem Lebensalter von 50 Jahren und höher wird im Zeitabschnitt von 2009 bis 2050 von ca. 39% auf über 50% steigen [61]. In dem Lebensabschnitt nach 60 Jahren, einem relevanten Risikofaktor für Osteoporose, steigt damit auch die Anzahl der Patienten mit osteopenischer und osteoporotischer Knochenstruktur [60]. Die Analyse von anonymisierten Abrechnungsdaten der Techniker-Krankenkasse von 2006 bis 2009 ergab eine Gesamtprävalenz der über 50-jährigen von 14% im Jahre 2009, bei Frauen betrug die Prävalenz 24%, bei Männern 6%. Hochgerechnet ergibt dies 6,3 Millionen Menschen mit Osteoporose in Deutschland. Die Inzidenz betrug 2,1% pro Jahr,

die Zahl der Neuerkrankungen pro Jahr wird damit auf 885000 geschätzt. Die Hochrechnung der jährlich durch die Osteoporose verursachten Kosten beträgt ca. 4,5 Milliarden € [62]. Nach Bleibler et al. [61] wird sich die Anzahl der durch Osteoporose verursachten Frakturen in Deutschland von 115248 im Jahr 2010 auf 273794 im Jahr 2050 erhöhen, aufsummiert für den Zeitraum von 2010 bis 2050 sind dies 8,1 Millionen Frakturen (78% der Frakturen entfallen auf Frauen, 22% auf Männer). Die nicht abgezinsten anfallenden Gesamtkosten von ca. 1 Milliarde € im Jahre 2010 werden sich auf 6,1 Milliarden € im Jahre 2050 erhöhen.

#### **2.2.1.4 Klinisches Erscheinungsbild der Osteoporose an der Wirbelsäule**

Die körperliche Inspektion des Patienten kann bereits Hinweise auf osteoporotische Wirbelveränderungen geben. Schräg nach außen abfallende Hautfalten am Rücken links und rechts der Wirbelsäule (Tannenbaumphänomen), Gibbus (Witwenbuckel), Rundrücken, Abnahme der Körpergröße und Vorwölbung des Abdomens deuten auf abgelaufene Verformungsvorgänge der Wirbelsäule hin (Bilder 11, 12).



**Bild 11: Äußere Merkmale bei Osteoporose [63].**





a



b

**Bild 12: Witwenbuckel bei Osteoporose.**

**a: äußeres Erscheinungsbild [Tell-Klinik].**

**b: dazugehörige Wirbelkörperformen [64] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Diese Verformungen betreffen immer die Wirbelkörper. Typisch osteoporotische Wirbelkörperformen (Bild 12) sind der Keilwirbel, Plattwirbel und der Fischwirbel. Durch den verstärkten Abbau der Spongiosa kommt im Rahmenwirbel die Kortikalis radiologisch betont zur Darstellung [65]. Durch die vorwiegende Belastung der ventralen Wirbelkörperabschnitte finden sich Keilwirbel besonders im mittleren Wirbelsäulenbereich. Fischwirbel dagegen treten im thorakolumbalen Übergang und im lumbalen Bereich auf, wo die Wirbelkörper durch das sagittale Wirbelsäulenprofil zentral belastet werden. Fortgeschrittenes Zusammensintern der Wirbel führt zu Plattwirbeln [66] (Bild 12).

Typisch osteoporotisch bedingte Folgen im Halswirbelbereich verkörpern Densfraktur und Atlasfraktur. Die häufig auftretende Kombination aus Densfraktur,

vorderer Atlasbogenfraktur und Arthrose des C1/C2 Gelenks bei alten Menschen wird als „unhappy triad of C1/C2“ bezeichnet [67]. Diese hier beschriebenen Wirbelveränderungen verlaufen nicht symptomfrei, oft wird von quälenden Schmerzen berichtet. Die Schmerzen lassen sich in akute und chronische Schmerzen unterteilen. Der akute Schmerz wird durch Frakturen oder sich fortsetzende Sinterungen ausgelöst. Die chronischen, osteoporosebedingten Rückenschmerzen, durch Schonhaltung hervorgerufen, werden vorwiegend durch die Weichteile verursacht [68]. Osteoporotische Wirbelkörperfrakturen im Alter haben zahlenmäßig einen hohen Stellenwert, die Inzidenz nimmt zu. Schätzungen gehen von 1,7 Millionen osteoporotischen Wirbelkörperfrakturen pro Jahr in den USA und Europa aus [69].

## **2.3 Therapie der Wirbelsäulenerkrankungen**

### **2.3.1 Medikamentöse Therapie der Osteoporose**

Die Zielsetzung der medikamentösen Osteoporosetherapie besteht in der Erzeugung einer positiven Knochenmassebilanz. Dadurch sollen künftige, osteoporotisch bedingte Frakturen verhindert und die körperliche sowie seelische Verfassung des Patienten verbessert oder zumindest erhalten werden. Über die Zufuhr von Medikamenten wird auf systemischem Weg eine Zunahme der Knochendichte und Verbesserung der Knochenqualität angestrebt. Entsprechend ihrer Wirkungsweise lassen sich die Medikamente in 2 Gruppen einteilen:

- Medikamente wie Bisphosphonate, Raloxifen, Kalzitonine u. a. unterbinden den Knochenabbau durch die Osteoklasten,
- Präparate wie Parathormon, Teriparatid, Strontium u. a. stimulieren die Knochenbildung durch die Osteoblasten.

Der Wirkungsnachweis aller dieser Medikamente liegt für einen durch DXA-Messung erhaltenen Wert von  $T < -1,5$  bis  $-2$  vor. Mit der DXA-Messung wird somit außer der Knochendichte auch der sinnvolle Einsatzbereich der Medikamente ermittelt. Als Grundlage zur Entscheidung für den Beginn der Therapie sollte der Wert an LWS oder Hüfte bei  $T < -2$  und das geschätzte Risiko, dass

innerhalb von 10 Jahren Frakturen an LWS und proximalem Femur auftreten, bei > 30 % liegen.

Eine zusätzliche Therapiemaßnahme besteht in der Linderung osteoporotisch bedingter Schmerzen, die in den meisten Fällen auf Frakturen der Wirbelsäule zurückzuführen sind [70].

## **2.3.2 Operative Therapien**

### **2.3.2.1 Behandlung von Bandscheibenvorfällen**

Die Berichte über die von den Bandscheiben herrührenden Erkrankungen von verschiedenen Autoren aus der Antike (Hippokrates 460 v. Chr. bis 377 v. Chr., Galenus von Pergamon 129 n. Chr. bis 199 n. Chr., Caelius Aurelius im 5. Jahrhundert n. Chr.) über die Renaissance (Vesalius) bis in die Neuzeit (Sydenham 1624 bis 1689) beinhalten lediglich die Beschreibung der Krankheitsbilder [82].

Als wichtiges Hilfsmittel zur Diagnose kamen Ende des 19. Jahrhunderts die Röntgenstrahlen zur Anwendung, als operative Voraussetzungen wurden Narkose und Desinfektion entwickelt [71, 72, 73]. Durchschlagende Erkenntnisse zur Therapie der Bandscheibenvorfälle wurden erst im 20. Jahrhundert gewonnen. Krause und Oppenheim berichteten 1909 über einen 1905 mit Erfolg entfernten Bandscheibenprolaps. Die Kontrastdarstellungen des Lumbalkanals 1919 mit Luft durch Dandy und 1922 mit Lipiodol durch Sicard und Forestier verbesserten die diagnostischen Methoden entscheidend. Adson berichtete 1922 als erster über die erfolgreiche, operative Therapie eines Nucleus pulposus, bei dem das entfernte Material als Bandscheibengewebe identifiziert wurde [72, 74]. Mit der Erstbeschreibung der Diskographie 1948 durch Lindblom konnte durch Kontrastmittelzugabe der innere Zustand der Bandscheibe dargestellt werden. Nur mit diesem Verfahren konnte ein geschlossener Bandscheibenvorfall erkannt werden [75, 76]. Der mit der Fortentwicklung erzielte Ausbau der Operations- und Zugangstechniken führte von der vollständigen Entfernung des Wirbelbogens über die Hemilaminektomie zum translaminären und interlaminären Zugang und zur Fenestration des Ligamentum flavum. Die klinische Nut-

zung des CT ab den 1970ern und des MRT ab den 1980ern kennzeichnete einen weiteren, bedeutenden positiven Qualitätssprung in der Diagnostik [77, 78].

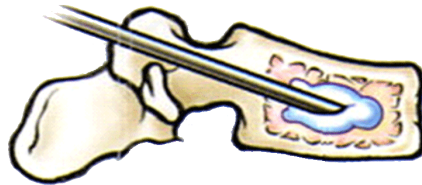
In Folge führte die Entwicklung zu minimal invasiven Verfahren der perkutanen Nukleolyse, bei der durch Resektion geringer Mengen Bandscheibengewebes oder Reduzierung des Wasserbindungsvermögens der Bandscheibe der intradiskale Druck herabgesetzt [79, 80] und dadurch die Herniation reduziert wird [81]. Das Ergebnis besteht in der Schmerzlinderung der Patienten. Folgende Verfahren seien hierzu erwähnt: Chemonukleolyse mit Chymopapain durch Smith [78, 82, 83], die perkutane Nukleotomie [81], die perkutan durchgeführte Laserbehandlung [79] und die intradiskale elektrothermale Therapie (IDET) [84].

Die Benutzung von Mikroskopen, verbesserter Beleuchtungstechnik und verkleinerten Zugängen durch Wegbereiter wie Yasargil und Caspar [85, 86, 87], führte Mitte der 1970er zur Umgestaltung der damaligen Standard-Diskektomie von der „offenen“ makroskopischen Chirurgie zur mikroskopischen Diskektomie [88]. Aus der daraus folgenden schnelleren Mobilisierung der Patienten durch die Reduzierung der Operationstraumata erwachsen Kosteneinsparungen. Auch heute noch stellt die mikroskopische Nukleotomie den Goldstandard der Bandscheibenchirurgie dar [86, 89].

### **2.3.2.2 Stabilisierung des Wirbels durch die modernen Zementierverfahren Vertebroplastie und Kyphoplastie**

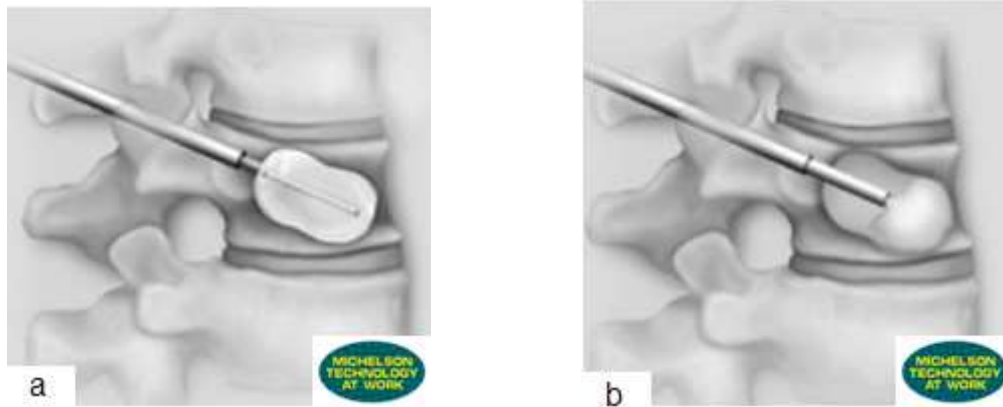
Galibert und Deramont veröffentlichten 1987 ihre Kenntnisse über ein minimal invasives Verfahren, perkutane Vertebroplastie genannt, mit dem sie von Hämangiomen befallene Wirbelkörper durch Befüllung mit PMMA stabilisierten. Als Ersatz der „verloren gegangenen Knochenmasse“ wurde Zementmaterial direkt, also auf nichtsystemischem Weg, in den Wirbelknochen injiziert, um so die mechanische Festigkeit des Wirbels wiederherzustellen. Indiziert ist die Vertebroplastie gegenwärtig bei osteoporotischen Wirbelkörperkompressionsfrakturen, bei neoplastisch-osteolytischen und mit Vorbehalt, bei traumatischen Wirbelkörperfrakturen sowie bei frakturgefährdeten Wirbeln. Bei niedriger Traumatisierung wird die Fraktur stabilisiert, das Nachsintern somit unterbunden, klinisch wird von einer Schmerzreduktion von 70% bis 90% berichtet. Durch die soforti-

ge Belastbarkeit kann der Patient frühzeitig mobilisiert werden, wegen der nicht durchgeführten Versteifung bleibt die Beweglichkeit der Wirbelsäule erhalten. Benötigt wird dazu ein relativ niedrigviskoser Zement, der unter Druck in den porösen Raum zwischen die Trabekel der Spongiosa gepresst wird (Bild 13).



**Bild 13: Einpressen des Zements in die Spongiosa des Wirbelkörpers [Clinica Neuros].**

Druck und niedrige Viskosität steigern jedoch das Risiko für Zementleckagen. Durch die Stabilisierung mit Zement erhöht sich zudem die Gefahr von Anschlussfrakturen. Die Vertebroplastie kann unipedikulär und bipedikulär ausgeführt werden. Die zur Anwendung kommenden PMMA-Knochenzemente sind mit Kontrastmittel und Antibiotikum versetzt. Im Gegensatz zur Vertebroplastie vermag die Ballonkyphoplastie, eine Weiterentwicklung der Vertebroplastie und 1998 von M. A. Reiley hervorgebracht, den frakturierten Wirbel wieder aufzurichten. Die Wiederaufrichtung der Wirbelkörperdeckplatte verhindert die Kyphosierung der Wirbelsäule, sie erhält die physiologische sagittale Wirbelsäulenkontur und damit die zur Atmung notwendige Beweglichkeit des Brustkorbs. Mit Hilfe eines in den Wirbelkörper eingebrachten und aufgeblasenen Ballons wird in der Spongiosa des Wirbels ein Hohlraum geschaffen, der nach Entfernung des Ballons unter niedrigem Druck mit Zement in der Größenordnung des vorausgegangenen maximalen Ballonvolumens aufgefüllt wird [67, 90, 91, 92] (Bild 14).



**Bild 14: Ballonkyphoplastie (Kyphon® Ballon-Kyphoplastie) [Medtronic Deutschland GmbH].**

**a: Aufblasen des Kyphoplastieballons im Wirbelkörper.**

**b: Einbringen des Knochenzements in die vom Ballon geschaffene Kavität im Wirbelkörper.**

Eine gewöhnliche Sinterungsfraktur A1 mit intakter Hinterkante erweist sich als passende Indikation für die Kyphoplastie. Die in den ersten 2 bis 3 Wochen nach dem Frakturereignis durchgeführte Kyphoplastie führt zu einem signifikant besseren Ergebnis, als ihre spätere Anwendung. Die Häufigkeit von symptomatischen Zementleckagen bei perkutaner Kyphoplastie fällt im Vergleich zur Vertebroplastie niedriger aus [67, 90]. Radiofrequenzkyphoplastie, Vesselplastie, Stentoplastie und Spongioplastie stellen weiterentwickelte Varianten der Ballonkyphoplastie dar [93 bis 96].

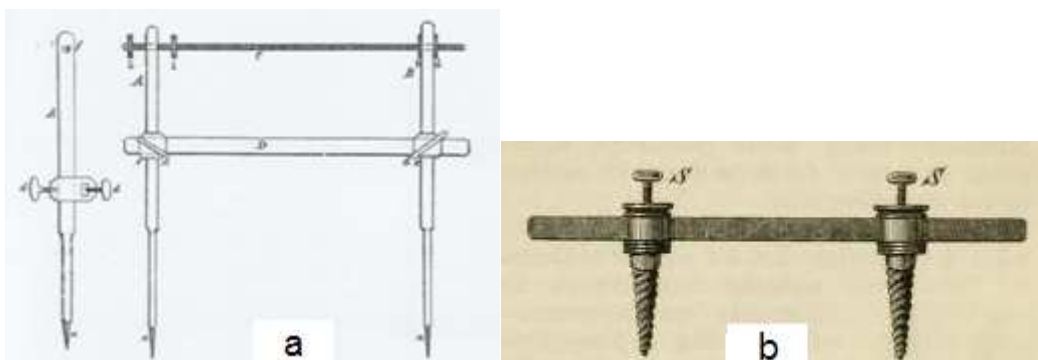
### **2.3.2.3 Operative Versorgung von Frakturen der osteoporotischen Wirbelsäule**

Wegen der verminderten Knochenqualität stellen Stabilisierungen der osteoporotischen Wirbelsäule durch Instrumentationen eine Herausforderung an den Chirurgen dar, zusätzlich muss er den oft eingeschränkten Allgemeinzustand des älteren Patienten in die Entscheidung für seine Vorgehensweise mit einbeziehen. Indikationen für die operative Stabilisierung von Wirbelfrakturen bei osteoporotischem Zustand sind die Entwicklung neurologischer Ausfälle, gravierende Fehlstellungen der Wirbelsäule mit folgenschweren, organischen Funktionseinschränkungen, A3-Frakturen, bei denen eine kyphoplastische Stabilisierung nicht ausreicht sowie konservativ nicht zu beherrschende Schmerzen. Die Zementaugmentation der Halteschrauben verschafft der Instrumentation zu-

sätzliche Verankerungsfestigkeit im osteoporotisch geschwächten Knochenmaterial. Oft sind langstreckige Fusionen mit konsekutiven Anschlussinstabilitäten nicht zu vermeiden [67, 91, 97].

## 2.4 Chronologie der Entwicklung von Instrumentationen und Versteifungstechniken der Wirbelsäule

Von Hippokrates (460 v. Chr bis 377 v. Chr.) stammten die ersten Berichte über Wirbelsäulenerkrankungen mit detaillierten Vorgaben zur Vorgehensweise bei Wirbelsäulenverkrümmung, die als Ursprünge der gegenwärtig regelmäßig verwendeten Techniken der Redression und Reposition gelten können. Bedeutende operative Eingriffe zur Wiederherstellung der mechanischen Stabilität der Wirbelsäule gab es erst wieder im 19. Jahrhundert nach der Erarbeitung der dafür notwendigen Grundlagen [72]. Die Vorläufer des heute an der Wirbelsäule in all seinen Variationen eingesetzten Fixateur interne waren Weiterentwicklungen von Schraubenapparaten, die extern und intern an Röhrenknochen eingesetzt wurden. C. W. Wutzer (1843) und B. von Langenbeck (1853) gelten als die Urheber des Fixateur externe, eines außerhalb der Extremität liegenden Schraubenapparates für die Frakturbehandlung des Röhrenknochens [98] (Bild 15).



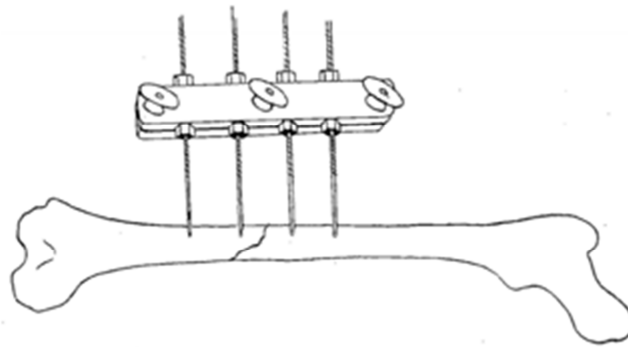
**Bild 15:**

**a: Schraubenapparat von C. W. Wutzer [98].**

**b: Knochenschraubenapparat von Bernhard v. Langenbeck [99].**

Lambotte, der Schöpfer des Begriffs der „Osteosynthese“ und Wegbereiter für die Entwicklung von Osteosynthesetechniken der verschiedensten Richtungen, schlug ab 1902 den von ihm 1900 ersonnenen extrakorporalen Fixateur externe

als ein Verfahren vor, welches die Nachteile der intrakorporalen Osteosynthese am Röhrenknochen vermied (Bild 16).

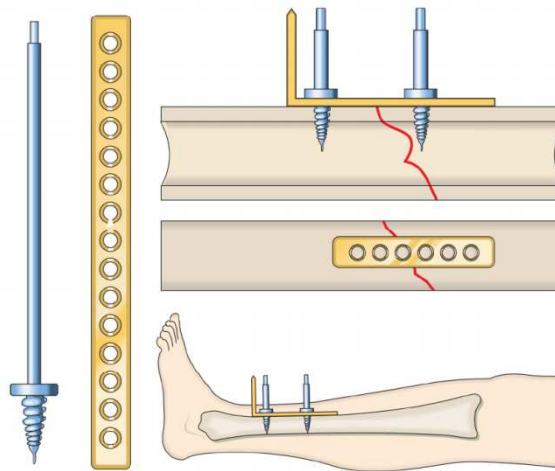


**Bild 16: Fixateur externe von Lambotte [102]**

Der winkelstabile Fixateur externe wurde mit dem Ziel eingesetzt, bei minimaler Invasivität den Weichteilmantel sowie die lokale Zirkulation der Röhrenknochen zu schonen und dem verletzten Abschnitt größtmögliche Stabilität unter verkürzter Fixationsstrecke zu verleihen. Durch die Minimierung des operationsbedingten Traumas wurden die physiologischen Vorgänge der Knochenheilung nicht beeinträchtigt [100, 101]. Durch den Einsatz des Fixateur externe entsteht aus einer geschlossenen Fraktur eine offene Fraktur [103].

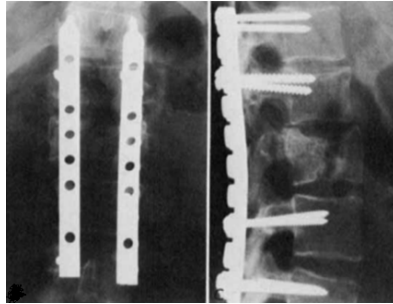
Von der eigenen Schraubenkonstruktion, der ersten, die dem Fixateur interne entsprach, berichtete 1886 Carl Hansmann [104] (Bild 17).





**Bild 17: Schraubenkonstruktion von Carl Hansmann [105]**

Um die oben beschriebenen Schraubenapparate und Fusionsprinzipien auch an der Wirbelsäule einsetzen zu können, ist deren stabile Befestigung an der Wirbelsäule durch Schrauben die Voraussetzung. Erste Verwendung von Schrauben an der Wirbelsäule beschrieb King 1948. Er führte lumbosakrale Versteifungsoperationen mit Metallschrauben durch, die durch die Facettengelenke des 5. Lumbalwirbels in das Sacrum gedreht wurden [106]. Holdsworth und Hardy schlugen 1953 vor, die Wirbelsäule durch beiderseits der Dornfortsätze anliegende Metallplatten zu stabilisieren, die mit durch die gesunden Dornfortsätze gehenden Schrauben zusammengezogen wurden [107]. Boucher berichtete 1959 über seine seit 1942 benutzte Methode, 2 Wirbel durch Verschraubung der Lamina des oberen Wirbels mit dem Wirbelkörper des unteren Wirbels zu fusionieren. Aus von ihm durchgeführten Operationen, in denen Schrauben durch die Pedikelwurzeln gedreht wurden, gewann Boucher 1959 die Erkenntnis, dass die transpedikuläre Verankerung der Schrauben Vorteile gegenüber der extrapedikulären Verschraubung aufweist [108]. In den 1970ern stand für die dorsale Stabilisierung der Wirbelsäule die Plattenosteosynthese nach Roy-Camille zur Verfügung. Roy-Camille, der Wegbereiter der Pedikelschraubentechnologie, befestigte mittels Schrauben durch die Pedikel seit 1963 winkelinstabile Plattensysteme an der Wirbelsäule [109], wofür jedoch lange Fusionsstrecken über mindestens 4 Segmente zu berücksichtigen waren (Bild 18).



**Bild 18: Plattenosteosynthese nach Roy-Camille [109]**

Die steigende Nachfrage nach kurzstreckiger Spondylodese durch die Einführung des winkelstabilen Fixateur interne in den 1980ern führte zum Durchbruch für die Anwendung der transpedikulären Schraubenverankerung [110]. Die Verankerung der dorsalen Instrumentierung mit Pedikelschrauben wird heute als der Goldstandard erachtet [111], mittlerweile existieren zahlreiche von Pedikelschrauben an der Wirbelsäule befestigte Implantatausführungen (Bild 19).



**Bild 19: Winkelstabile Konstruktionen.**

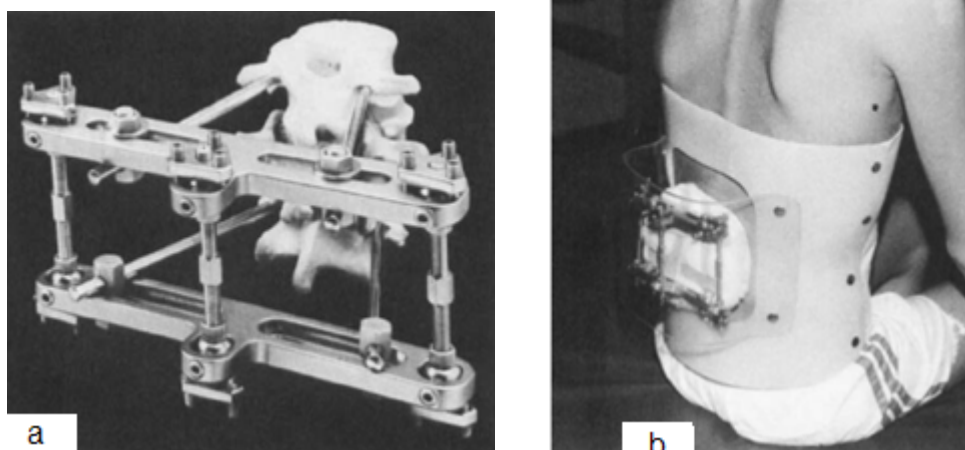
**a: Beispiel für winkelstabile Schraubekopf-Plattenverbindung [Johnson & Johnson Medical GmbH, DePuy Synthes].**

**b: Beispiel für winkelstabile Schrauben-Stabverbindung (S4<sup>®</sup> Spinal System) [B. Braun Melsungen AG].**

Mit der Verankerung der Schraube im Pedikel hatte Roy-Camille den optimalen Standort der Schraube im Wirbel herausgefunden und in die Operationstechnik eingeführt. Er bezeichnete den Pedikel als den stärksten Teil des Wirbels.

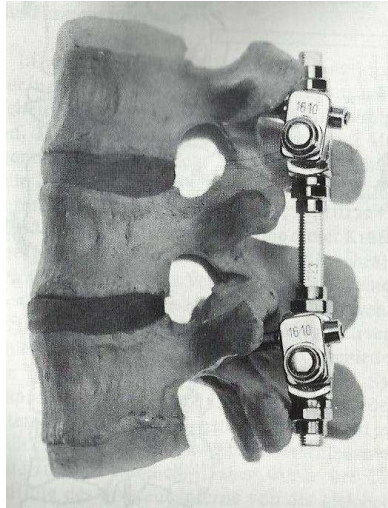
Dieses Verankerungsprinzip verwendete Magerl 1977 für seinen Fixateur externe, den er zur Stabilisierung und Wiederherstellung der physiologischen Wirbelsäulenkontur an der Wirbelsäule einsetzte. Sein Schrauben-Stab-System wurde mit Schanzschrauben durch die Pedikel an der Wirbelsäule befestigt,

wobei nur 2 Segmente einzubeziehen waren. Das Fehlen von voluminösen Wirbelsäulenimplantaten ermöglichte an Bögen und Gelenken kompakte Knochen-spananlagen, der Patient konnte am 1. bis 2. postoperativen Tag mobilisiert werden. Nach Ausheilung der Fraktur konnte der Fixateur externe ohne Zweitoperation und Weichteilablösung entfernt werden, ambulant und ohne Narkose. Der Fixateur externe wurde von Magerl bis 1986 zur Frakturbehandlung von TH10 bis L5 eingesetzt [112]. Die aufgeführten Vorteile des Fixateur externe wurden jedoch durch seinen hervorstehenden und damit unbequemen Spanner, der die Verwendung von Lochmatratzen und Schutzkorsetten erforderlich machte, entwertet (Bild 20).



**Bild 20: Fixateur externe [113].**  
**a: Fixateur externe nach Magerl und Schläpfer.**  
**b: Schutzkorsett für den Fixateur externe.**

Zur Beseitigung dieses Mangels entwickelte Dick auf den Grundlagen von Magerl und unabhängig von ihm Kluger den Fixateur interne 1982/1983 zur Behandlung instabiler Wirbelsäulenverletzungen [114, 115, 116], welcher die vorteilhaften Eigenschaften des externen Fixateurs durch seine Versenkung unter die Haut und Platzierung lateral der Wirbelsäule mit den Vorteilen der subkutanen Lagerung kombinierte (Bild 21).



**Bild 21: Fixateur interne nach Dick: Stangenverbindung zwischen Pedikelschrauben [117].**

Die kennzeichnenden Merkmale des Fixateur interne sind Winkelstabilität, Möglichkeit kurzstreckiger Versteifungen, wobei nur die Nachbarwirbel des betroffenen Wirbels in die Stabilisierung einbezogen sind [118], erleichterte Reposition durch die langen Schanzschrauben, Einstellung von Distraction und Kompression nach Erfordernis und die Möglichkeit der Wiederherstellung der physiologischen Wirbelsäulenkontur. Das Ausmaß der Integrität der Wirbelhinterwand sowie das der dorsalen Bänder und Pfeiler braucht nicht berücksichtigt zu werden. Der Patient kann frühzeitig mobilisiert werden, weil mit dem Fixateur interne Übungs- und Belastungsstabilität erreicht wird. Damit ist der Fixateur interne der konservativen Therapie überlegen. Durch seine Weiterentwicklung und Miniaturisierung ist der Fixateur interne heute der Goldstandard der Instrumentation und der Versteifungstechnik an der Wirbelsäule.

Der ventrale Abschnitt (Wirbelkörper mit Bandscheiben) der Wirbelsäule überträgt den Hauptteil der während des aufrechten Gangs von der Wirbelsäule aufgenommenen Last (ca. 70 % der Gesamtlast). Gleichzeitig betreffen die meisten pathologischen Veränderungen wie Tumoren, Entzündungen und Frakturen den ventralen Teil der Wirbelsäule, wodurch die Fähigkeit zur Kraftübertragung in diesem Abschnitt entsprechend eingeschränkt oder unmöglich wird und sich die Kraftübertragung auf den dorsalen Teil der Wirbelsäule verlagert. Wegen der Überlastung durch die konzentrierte Kraftübertragung im dorsalen

Teil waren die Ergebnisse der rein dorsalen Instrumentierung an der Lendenwirbelsäule in vielen Fällen nicht zufriedenstellend [119]. Für die Wiederherstellung der Stabilität des ventralen Abschnitts führte Cloward 1943 die posteriore interkorporelle Fusion der lumbalen Wirbelsäule (PLIF) ein und entwickelte sie weiter. Sie beinhaltete Laminektomie, Facettektomie sowie anschließende Diskektomie mit Resektion der vertebralen Endplatten und Auffüllung des entstandenen Hohlraums (Bandscheibenfach) durch autologe Beckenkammtransplantate [120, 121]. Zur Durchführung einer interkorporellen Fusion wurden im Laufe der Zeit verschiedene Zugangswege entwickelt. Diese Wege dienen der Exploration und ergebnisabhängig der Durchführung von notwendigen Maßnahmen. Dazu gehören die Diskektomie, die Korporektomie, das Einbringen von Wirbelkörper- und Bandscheibenersatz in Form von Knochenmaterial, Cages und endoprothetischem Bandscheibenersatz. Der Standardzugang zum vorderen Pfeiler der Lendenwirbelsäule, ALIF (anterior lumbar interbody fusion), verläuft ventral transperitoneal, vorzugsweise retroperitoneal. Weitere Zugangswege sind PLIF (posterior lumbar interbody fusion), TLIF (transforaminal lumbar interbody fusion), ELIF (extraforaminal lumbar interbody fusion), XLIF (extreme lateral interbody fusion) und AxiaLIF (axial lumbar interbody fusion). Da aber auch die alleinige ventrale Fusion schlechtere Ergebnisse zeigt, als wenn diese zusätzlich durch die dorsale Instrumentation ruhiggestellt wird, bildet die Kombination aus ventraler und dorsaler Fusionstechnik, die 360°-Spondylodese, heute das Standardverfahren [86, 110, 122, 123].

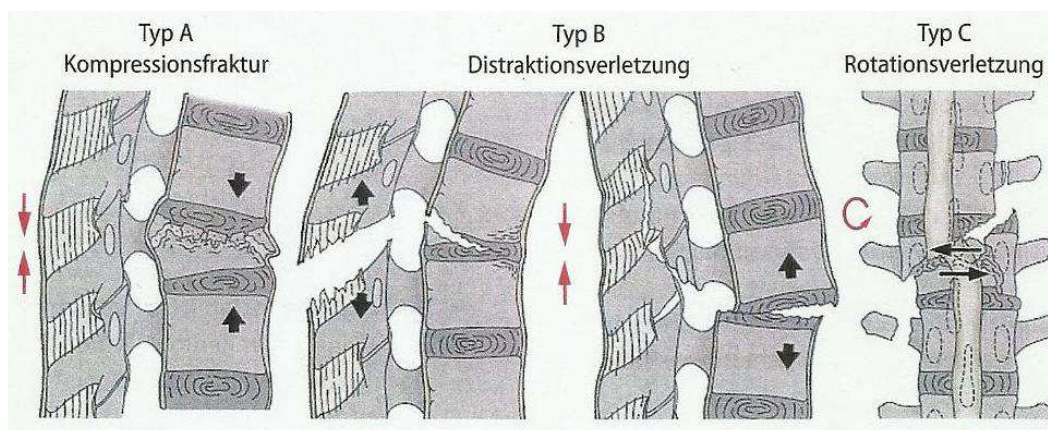
## **2.5 Anwendungsbereich von Instrumentationen und Versteifungstechniken im Überblick**

- **Wirbelkörperfrakturen**

70%-80% der bedeutenden Wirbelsäulenverletzungen finden sich an Brust- und Lendenwirbelsäule, die Hälfte davon am thorakolumbalen Übergang. Die operative Behandlung soll Fehlstellungen beseitigen, den Spinalkanal dekomprimieren und die Stabilität wiederherstellen. Sie ist bei Neigung zur Verschlechterung der Neurologie, wie bei Frakturen vom Typ A2.3 (Pinzer), Berstungsfrakturen vom Typ A3.1 bis A3.3 und allen Typ B- und C-Verletzungen indiziert [97, 124].

Nicoll erstellte 1949 als Erster eine grobe Einteilung der Frakturen in stabile und instabile Verletzungsmuster, um daraus die Behandlungsarten abzuleiten. Stabile Frakturen stellten für ihn keine Gefahr für das Rückenmark dar und konnten somit funktionell behandelt werden. Instabile Frakturen dagegen gefährdeten durch Verstärkung der Deformation die neuronalen Anteile und wurden deswegen zur protektiven Immobilisierung mit Gips versorgt [125].

Als aktuelle Entscheidungsgrundlage für das therapeutische Vorgehen wird heute die auf Stabilitäts Gesichtspunkten basierende AO-Klassifikation der Wirbelsäulenverletzungen nach Magerl auf der Grundlage des 2-Säulen-Modells von Whitesides [17] verwendet (Bild 22).



**Bild 22: Grundformen der Frakturen in der AO-Klassifikation [126].**

Die erhöhten Ansprüche an die operative Behandlung osteoporotischer Frakturen und die daraus abgeleitete Notwendigkeit einer besseren Differenzierung osteoporotischer Frakturmorphologien bildeten den Ausgangspunkt für die Entwicklung einer Klassifikation für osteoporotische Wirbelfrakturen und eines Auswertungssystems zur therapeutischen Indikationsfindung [127]. Diese OF-Klassifikation besteht aus "6 Gruppen:

- OF 0: Wirbelfraktur in situ
- OF 1: Fraktur einer Endplatte.
- OF 2: Fraktur einer Endplatte mit geringer Hinterwandbeteiligung.
- OF 3: Fraktur einer Endplatte mit ausgeprägter Hinterwandbeteiligung.
- OF 4: Fraktur beider Endplatten mit Hinterwandbeteiligung.
- OF 5: Distraktions- oder Rotationsverletzungen".

Das Auswertungssystem "beinhaltet die Parameter Morphologie (OF 0 bis 5), Knochendichte, Dynamik der Sinterung, Schmerz, Neurologie, Mobilisation und Gesundheitszustand des Patienten".

Für die bei Entscheidung zur Stabilisierung notwendige Instrumentation der Wirbelsäule fehlt häufig die für die Verankerung erforderliche Knochenqualität, insbesondere beim älteren Menschen in Form von Osteoporose. Die dadurch herabgesetzte Verankerungsfestigkeit der Instrumentation im Wirbelknochen gefährdet oder vereitelt das gewünschte Operationsergebnis.

- Tumorbefall

Die Mehrzahl dieser Patienten hat nur noch eine begrenzte Lebenszeit, da sich deren Tumore bereits im fortgeschrittenen Stadium befinden. Das Behandlungsziel ist somit nicht die Kuration im Sinne der Lebensverlängerung, sondern die Palliation mit dem Ziel, die Lebensqualität des Patienten zu verbessern. Das Ziel der operativen Behandlung durch die chirurgische Stabilisierung beinhaltet in erster Linie die Verhinderung von pathologischen Frakturen, die Beseitigung von konservativ nicht zu therapierenden Schmerzen, die Aufhebung der Progredienz pathologischer Frakturen und damit die Verhütung von neu entstehenden neurologischen Schäden [128].

- Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen

Degenerative Wirbelsäulenerkrankungen werden operativ durch druckentlastende, auseinanderziehende und versteifende Verfahren behandelt. Spondylothesen sind die bewährtesten operativen Verfahren zur Therapie degenerativer Lendenwirbelsäulenerkrankungen. Sie dienen der Beseitigung von Schmerzen, der Wiederherstellung der Stabilität des Bewegungssegments, der Korrektur des veränderten Wirbelsäulenprofils, der Wiederherstellung des Wirbelabstandes und der Dekompression bei neuronalen Defiziten. Als Standardverfahren hat sich die 360°-Fusion herausgebildet [86].

- Spondylodiszitis

Der operative Eingriff zielt auf die Verhinderung oder Beseitigung von Rückenmarkskompressionen sowie auf die Kontrolle der Infektion und die Stabilisierung der deformierenden Wirbelkörperzerstörungen ab [129].



- Skoliose

Ab einem Cobb-Winkel von 40° bis 50° ist die operative Behandlung der Skoliose aus der Erkenntnis heraus indiziert, dass sich der Zustand nach Wachstumsabschluss lebenslang verschlechtert. Das Wirbelsäulenprofil wird dreidimensional durch moderne Pedikelschrauben-Stabsysteme korrigiert, wobei so viele Bewegungselemente wie möglich in ihrer Mobilität geschont werden sollen [130].

- Spondylolisthese

Zu unterscheiden ist die Spondylolisthesis vera von der beim älteren Menschen auftretenden degenerativen Spondylolisthese. Damit unterscheiden sich auch die operativen Maßnahmen. Im Kindes- und Jugendalter wird die Fusion der Spondylysezone angestrebt, ohne die Versteifung des Bewegungssegments. Im Erwachsenenalter erfordert die degenerative Spondylolisthese mit Bandscheibendegeneration und unphysiologischer Segmentbeweglichkeit als bestimmende Faktoren den Einsatz von interkorporellen Fusionsverfahren [131].

## **2.6 Einflussgrößen auf die Festigkeit der transpedikulären Schraubenverankerung**

### **2.6.1 Einfluss der Wirbelanatomie**

- Pedikel

Roy-Camille et al. [109] bezeichneten den Pedikel als den stärksten Teil des Wirbels, als einen Knochenzylinder mit kortikaler Außenzone, der nur wenig Spongiosa beinhaltet. Zur Verankerungsfestigkeit der Schraube im Wirbelknochen trägt der Pedikel nach biomechanischen In-vitro-Studien ca. 60 %, die Spongiosa des Wirbelkörpers ca. 20 % und die Kortikalispenetration mit der Schraubenspitze ca. 20 % bei. Der Anteil des Pedikels an der kraniokaudalen Steifigkeit der Pedikelschraube beträgt 80 % [132, 133]. In den von Zindrick an den Wirbeln T1 bis L5 durchgeführten In-vitro-Messungen mit CT und Röntgen waren die Pedikeldurchmesser der ovalen Pedikelquerschnitte in der Sagittalebene grundsätzlich größer als in der Axialebene. Somit begrenzen die transversalen Pedikeldurchmesser die maximalen Durchmesser der Pedikelschrauben. Bei T5 besaß die transversale Pedikelweite ein Minimum, vergrößerte sich



in beide Richtungen der Wirbelsäule wieder und erreichte bei L5 das Maximum. Eine Vergrößerung des Schraubendurchmessers im osteoporotischen Pedikel blieb in den In-vitro-Untersuchungen von Brantley et al. [134] ohne bedeutende Auswirkung auf die Schraubenverankerung. Eine mögliche Erklärung dafür lieferten Hirano et al. [132] mit ihren Untersuchungen, in denen die Knochendichten der Kortikalis und Subkortikalis des osteoporotischen Pedikels bis fast auf die Knochendichte der nichtosteoporotischen Pedikelspongiosa gesunken waren. Kueny et al. [111] fanden dagegen bei einer Vergrößerung des Schraubendurchmessers um 1mm im osteoporotischen Knochen eine Erhöhung der axialen Auszugsfestigkeit um 24% und der kraniokaudalen Ermüdungskraft um 5%. Sie schlugen deshalb vor, den Schraubendurchmesser an die durch den Pedikeldurchmesser gesetzte Grenze zu legen, auch wenn sich dadurch die Gefahr der Pedikelfraktur erhöht. Grundsätzlich war ein Pedikelbruch nicht zu erwarten, wenn der Außendurchmesser der Pedikelschraube an der engsten Stelle des Pedikels kleiner als der endostale Durchmesser bzw. kleiner als 80 % des Pedikeldurchmessers war [135, 136]. Nach Zindrick et al. [137] orientierten sich die Pedikel in der Axialebene von dorsolateral nach anteromedial mit maximalen Winkeln bei L5 und T1 und minimalen Winkeln bei T11 und T12. In der Sagittalebene orientierten sich die Pedikel von T1 bis T12 von dorsokaudal nach anterokranial, von L1 bis L5 lagen die Pedikel annähernd in der Axialebene. Die Orientierung des Pedikels kann sich auf die auszuwählende maximale Länge der Pedikelschraube auswirken.

Grundsätzlich stieg die Tragfähigkeit längerer und dickerer Pedikelschrauben durch die Vergrößerung ihrer Kontaktfläche mit dem Knochen [69].

Nach Lill et al. [138] bildete der Pedikel in posterior-anteriorer Richtung einen Konus. Zur Angleichung des Schraubenprofils an die Geometrie des Pedikels gibt es Pedikelschrauben mit konischem Schraubenkern, die die Haftfähigkeit der Schrauben durch Verdichtung des kortikospongiösen Übergangs im Pedikel erhöhen [139, 140]. Wurden bei Lill et al. [138] Pedikelschrauben mit konischen Kernen nach dem Einschrauben um 180° zurückgedreht, reduzierten sich deren Auszugskräfte um 30%, sie versagten dann signifikant früher als zylindrische Schrauben. Abshire et al. [141] dagegen stellten nach dem Herausdrehen von

Pedikelschrauben mit konischen Kernen und zylindrischen Gewinden um 180° bis 360° keine Verminderungen der Verankerungskräfte fest. Auch die Lage der beiden Schrauben eines Wirbels zueinander beeinflusste die Verankerungsfestigkeit der Instrumentation im Wirbel. Instrumentationen mit parallel liegenden Schrauben waren leichter auszureißen, als wenn die Schrauben gegenseitig Winkel bildeten, bzw. die Schrauben konvergierten [142]. Zur Berücksichtigung der Eigenschaften von Pedikelkortikalis und Wirbelkörperspongiosa gibt es Pedikelschrauben, deren hinterer Schraubenabschnitt mit einem größeren Kerndurchmesser und einer geringeren Gewindetiefe („Kortikalisschraubengewinde“) für eine feste Verankerung in der Pedikelkortikalis sorgt. Der vordere Schraubenabschnitt mit kleinerem Kerndurchmesser und größerer Gewindetiefe („Spongiosaschraubengewinde“) bewirkt einen stabilen Sitz in der Spongiosa des Wirbelkörpers [69].

- Wirbelkörper

Nach Eysel [2] besteht der Wirbelkörper zu 90% bis 95% aus von Kortikalis und Endplatten eingefasster Spongiosa. Die Lage von Spongiosabereichen mit höherer Knochendichte innerhalb des Wirbelkörpers wurde unterschiedlich angegeben. Nach Amstutz und Sissons [143] besitzen die Randzonen zur oberen und unteren Endplatte hin eine kompaktere Konsistenz [145]. Banse et al. [144] dagegen fanden geringere Knochendichten in der oberen und vorderen Hälfte des Wirbelkörpers. Mit der Positionierung der Pedikelschraube in Bereichen höherer Knochendichte des Wirbelkörpers konnte ihre somit lageabhängige Verankerungsfestigkeit erhöht werden. Im Vergleich zur anatomischen Schraubenlage ergaben sich bei der Schraubenlage parallel zur oberen Deckplatte (Straight-Forward-Schraubenlage) im thorakalen Wirbelkörper bei Lehman et al. [145] signifikant höhere Werte für die Auszugsfestigkeit und das mittlere maximale Eindrehmoment. Die maximale Schraubenlänge wird durch die posterior-anteriore Dimension des Wirbelkörpers begrenzt. Die Ausdehnungen der Wirbelkörper in der Axialebene nehmen in kaudaler Richtung der Wirbelsäule zu. Durch die in den kaudalen Wirbelsäulenabschnitten möglichen längeren Pedikelschrauben erhöhte sich die Verankerungsfestigkeit. Eine Einschraubtiefe von

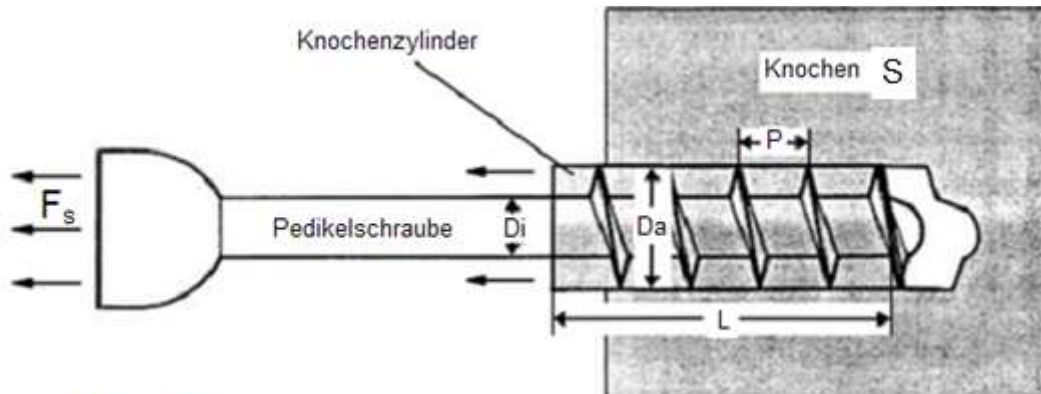
80% der möglichen Gesamttiefe des Wirbels erzeugte eine um 16% höhere Auszugsfestigkeit gegenüber einer Einschraubtiefe von 50% [146].

- Knochenmineraldichte und Schraubendimensionen

In der Studie von Asnis et al. [147] wurde der mathematisch-physikalische Zusammenhang zwischen der Auszugskraft einer in einem knochenartigen Material verankerten Schraube und der Scherfestigkeit der Knochensubstanz, den Schraubenabmessungen und den Schraubengewindeabmessungen formuliert:

$$F_s = S \cdot A_s \cdot TSF$$

Aus diesem Zusammenhang lässt sich ableiten, dass sich eine Erhöhung der axialen Abscherkraft  $F_s$  des Knochenzylinders mit der Vergrößerung der Scherfestigkeit  $S$ , der Vergrößerung der Gewindescherfläche  $A_s$  (Oberfläche des Knochenzylindermantels) und der Vergrößerung des Faktors  $TSF$  für die Schraubengewindeabmessungen erreichen lässt. Die Höhe der Scherfestigkeit  $S$  wird durch die Knochendichte bestimmt. So beträgt die Scherfestigkeit des Rinderknochens  $S=21,6 \cdot \epsilon^{1,65}$  mit der Schüttdichte  $\epsilon$  [g/cm<sup>3</sup>] des trabekulären Rinderknochens. Am exponentiellen Einfluss der Knochendichte lässt sich die gegenüber den anderen Einflussgrößen vorrangige Abhängigkeit der Auszugsfestigkeit von der Knochendichte erkennen. Die Zementaugmentation der Pedikelschrauben im osteoporotischen Knochen bedeutet eine artifizielle Erhöhung der Knochendichte, die durch die Eigenschaften des Zements bestimmt ist und wodurch, gemäß obenstehender Formel, eine Erhöhung der Auszugskraft aus osteoporotischem Knochen erreicht werden kann. Über die Gewindescherfläche  $A_s$  üben die Schraubenlänge  $L$  und der Schraubenaußendurchmesser  $D_a$  je einen linearen und damit gegenüber der Knochendichte nachrangigen Einfluss aus. Der Faktor  $TSF$  beinhaltet die Ganghöhe  $p$  des Gewindes und die Gewindetiefe  $d$ , bewegt sich in den Größenordnungen von 0,7 bis 0,9 und steht als Einflussfaktor an letzter Stelle (Bild 23).



$$F_s = S \cdot A_s \cdot TSF$$

$F_s$  = Abscherkraft der Pedikelschraube [N]

$S$  = Scherfestigkeit der Knochensubstanz [MPa]

$A_s = L \cdot \pi \cdot D_a$  = Gewindescherfläche [mm<sup>2</sup>]

$L$  = Länge des Knochenzylinders [mm]

$D_a$  = Außendurchmesser der Schraube [mm]

$TSF = (0,5 + 0,57735 \cdot d/p)$  = Thread Shape Factor [dimensionslos]

$d = (D_a - D_i)/2$  = Gewindetiefe [mm]

$D_i$  = Innendurchmesser der Schraube [mm]

$p$  = Ganghöhe des Gewindes [mm]

**Bild 23: Abgescherter Knochenzylinder mit Schraube, Berechnung der Zugkraft [147] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**

Die Grenze zwischen osteoporotischer und nicht osteoporotischer Knochendichte bezifferten Higashino et al. [148] mit 0,8 g/cm<sup>2</sup>. Eine Verminderung der Knochendichte in der oberen Brustwirbelsäule verursachte dort einen stärkeren Stabilitätsverlust der Pedikelschraube als in der Lendenwirbelsäule bei gleicher Knochendichteverringern, weil anatomiebedingt in der Brustwirbelsäule nur kürzere Schrauben mit kleinerem Durchmesser verwendet werden konnten [149].

## 2.6.2 Einfluss des Schraubenwerkstoffs

Wegen mangelnder Festigkeit der ersten Metallimplantate und dem werkstoffabhängigen Auftreten von Metallose führte die Suche nach dem idealen Werkstoff über verschiedene Stahllegierungen wie dem Vanadiumstahl, dem Chrom-Nickel-Stahl V2A, zum Chrom-Nickel-Molybdän-Stahl V4A. Parallel dazu wurde in den USA die Metalllegierung Vitallium entwickelt. Die Verwendung von V4A

und Vitallium als Implantatwerkstoffe führte in den 1950er Jahren zu brauchbaren Ergebnissen in der Chirurgie, wenn auch durch die Bildung einer bindegewebigen Kapsel um das Implantat keine feste Verbindung zwischen Metalloberfläche und Knochengewebe entstand. Die Beeinträchtigung des Gewebes durch Korrosionsprodukte von Fe, Cr und Ni in der Umgebung von Schraubenlöchern sowie durch Allergien gegen die Legierungsbestandteile Ni, Cr und Co war in erster Näherung vernachlässigbar [150, 151]. Von dem zum Stahl konkurrierenden Werkstoff Titan sind all diese Nachteile nicht bekannt. Seit 1952 erforschte Brånemark das Verhalten von ins Gewebe integrierten Implantaten. Waren diese aus Titan, konnte er zeigen, dass die Titanoberfläche untrennbar mit der Knochenmasse verwachsen war, ohne Bildung einer trennenden Bindegewebsschicht. Dieser innigen Verbindung zwischen Knochengewebe und Titanoberfläche auf mikroskopischer Ebene gab Brånemark die Bezeichnung „Osteointegration“. Mit dieser Eigenschaft kann Titan auf Dauer im Körper belassen werden. Zusätzlich zu dieser festen Verankerung erzeugte Titan, im Vergleich zu anderen Metallen, weniger Artefakte in CT- und MRT-Aufnahmen [150, 152 bis 155]. Titan wurde 1965 erstmals als Implantat für Zahnersatz verwendet [156] und verkörpert heute als Werkstoff für Pedikelschrauben und andere Implantate den Goldstandard.

### **2.6.3 Einfluss der Einschraubtechnik**

Bei jedem der Teilschritte, wie Eindrehen des Gewindeschneiders, Herausdrehen des Gewindeschneiders und Eindrehen der Pedikelschraube, erleidet das knöcherne Schraubenlager einen Materialabtrag. Durch das Gewindeschneiden kann sich also die Haftfestigkeit der Pedikelschraube, insbesondere im osteoporotischen Knochen, verringern. Chapman et al. [157] und Pfeiffer et al. [158] konnten keinen Vorteil des Gewindeschneidens im osteoporotischen Knochen feststellen. So scheint sich das Gewindeschneiden auf die Auszugskraft von unzementierten Schrauben nachteilig auszuwirken. Ein durch den Gewindeschneider präformierter Zylinder im Wirbelkörper, dessen Durchmesser etwas größer als der Schraubendurchmesser ist, könnte sich dagegen auf die Verankerungsfestigkeit der zementierten Schraube vorteilhaft auswirken. Nach der Zementierung und Implantation der Schraube umgibt diese eine dickere und

gleichmäßigere Zementmanschette als ohne vorheriges Gewindeschneiden [159, 160].

#### **2.6.4 Einfluss der Belastungsweise der Pedikelschraube**

Durch die Bewegungsabläufe der Wirbelsäule verlaufen die Hauptbelastungsrichtungen der Pedikelschrauben, mit denen die Instrumentationen befestigt sind, senkrecht zur Schraubenachse und nicht in deren axialer Richtung. Bei kraniokaudaler Belastung der Pedikelschraube besteht die Gefahr der Schraubenverkipfung, Schraubenverbiegung oder des Schraubenbruchs, daher darf der Kerndurchmesser der Schraube nicht zu gering ausfallen. Die Belastung der Schraube in mediolateraler Richtung kann wegen des in dieser Richtung kleineren Pedikeldurchmessers zum Bruch der medialen oder vorzugsweise der lateralen Pedikelwand führen [136, 161].

Zusätzlich kann der Schraubenkörper die Spongiosa des Wirbelkörpers durchschneiden [162].

Bei ausbleibender oder verzögerter Heilung, sowie bei unzureichender Spanabstützung steigt die Gefahr des Implantatversagens in Form von Verformung bzw. Bruch des Kraftträgers oder Schraubenversagens durch Bruch oder Auszug [163].

Konstruktive Maßnahmen zur Reduzierung des Risikos der Schraubenlockerung in osteoporotischen Knochen sind längerstreckige Instrumentationen, wodurch die Schraubenbelastung herabgesetzt wird [142, 164, 165], die Winkelstabilität der mit Schrauben befestigten Implantate [166, 167] und die Verwendung möglichst großer Schraubendurchmesser [142, 162].

### **2.7 Bauarten der Pedikelschraube**

Die unterschiedlichen Bauweisen der Pedikelschrauben beziehen sich auf die Kopf-Schaftverbindung und die unterschiedliche Gestaltung des Schraubenschaftes.

- Die starre Kopf-Schaftverbindung der monoaxialen Pedikelschraube erfordert die intraoperative Ausrichtung des Schraubenkopfes mittels Variation der Einschraubtiefe.

- Schraubenkopf und Schraubenschaft der polyaxialen Schraube dagegen sind durch Kugelkopfkupplung miteinander verbunden, wodurch der Kopf in alle Richtungen bewegt werden kann. Die Lage des Kopfes mit dem daran befestigten Implantat ist somit unabhängig von der Einschraublage des Schaftes. Der Befestigungsvorgang hat sich dadurch gegenüber der monoaxialen Pedikelschraube mit starrer Kopf-Schaftverbindung stark vereinfacht [168 bis 172] (Bild 24).



**Bild 24: Pedikelschraubentypen [Johnson & Johnson Medical GmbH, DePuy Synthes].**  
**a: Monoaxiale Pedikelschraube mit starrer Kopf-Schaftverbindung.**  
**b: Polyaxiale Pedikelschraube mit beweglicher Kopf-Schaftverbindung.**

- Der Kopf einer monoplanaren Pedikelschraube kann lediglich in einer Richtung bewegt werden.
- Bei der expandierbaren Pedikelschraube ist der Schaft ab Schraubenspitze über die ca. halbe Schraubenlänge gabel- oder flügelförmig aufgespalten und kann in die Spongiosa hinein aufgespreizt werden. Damit wird eine signifikante Erhöhung der Auszugsfestigkeit und Steifigkeit gegenüber einer normalen Pedikelschraube erzielt. Expandierbare Schrauben sind im osteoporotischen Knochen nur mit Einschränkung, im extrem osteoporotischen Knochen nicht zu verwenden und können bei axialem Auszug zu Pedikelfrakturen führen [173] (Bild 25).



**Bild 25: Expandierbare Pedikelschraubentypen.**  
**a: expandierbare Pedikelschraube mit geschlossener Spitze [Expanding Orthopedics] (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation).**  
**b: expandierbare Pedikelschraube mit offener Spitze [174].**

- Der Kern des Schaftes einer Pedikelschraube kann zylindrisch oder konisch ausgeführt sein (Bild 26).



**Bild 26: Pedikelschraube mit konischem Kern [Stryker Spine, France].**

- Die solide Pedikelschraube besitzt einen Schraubenschaft aus Vollmaterial.
- Die kanülierte Pedikelschraube besitzt einen Schraubenschaft mit einer zentralen, axialen Bohrung als Zementierungskanal.
- Die fenestrierte Pedikelschraube besitzt zusätzlich zur axialen Bohrung radiale Öffnungen, die die axiale Bohrung mit der Schraubenoberfläche verbinden.
- Schrauben mit einer Hydroxylapatitbeschichtung weisen nach einer gewissen Implantationsdauer eine höhere Verankerungsfestigkeit auf als unbeschichtete Schrauben, da sich im Verlauf dieser Zeit die vitale Knochensubstanz mit der Beschichtung verbunden hat [175, 176].

## **2.8 Klinische Probleme der Schraubenverankerung**

Die Fehlpositionierung von Pedikelschrauben im Pedikel wird in der Literatur mit einer Häufigkeit von 10% bis 40% beziffert [177]. Sie kann zur Pedikelperforation und zum Pedikelbruch führen, weshalb radiologische Lagekontrollen in 2 Ebenen notwendig sind [178]. Bedingt durch die komplizierte anatomische Beschaffenheit der thorakalen Pedikel, ihrer räumlichen Ausrichtungen und der schlechteren dynamischen Bilddarstellung in diesem Wirbelsäulenabschnitt, liegt die Anzahl der thorakalen Fehlpositionen höher als die der lumbalen. Durch die Fehllage besteht grundsätzlich Verletzungsgefahr von Nervengewebe, Gefäßen, Pleura und Organen. Bedeutend sind dabei die medialen Perforationen wegen ihrer Nähe zum Spinalkanal, kaudale Perforationen wegen ihrer Nähe zur Spinalwurzel und laterale Perforationen an der Halswirbelsäule wegen ihrer Nähe zur Arteria vertebralis [179]. Eine zu lange Schraube kann die ante-



riore Wirbelkörperkortikalis durchbohren und zu Verletzungen von ventral gelegenen Nerven, Gefäßen und Pleura führen. Das Ausmaß der klinischen Symptomatik durch fehl liegende Pedikelschrauben ergibt kein einheitliches Bild, die verschiedenen Studien berichten von 1% bis 7%, eine weitere Studie von 11,5% neurologischen Komplikationen [177].

Der Hauptgrund für den Funktionsverlust der dorsalen Instrumentation liegt in der Auslockerung der Pedikelschrauben [180]. Das Risiko des Versagens von Pedikelschrauben bei schlechter Knochenqualität, z. B. im osteoporotischen Wirbel, ist im Vergleich zu dem im gesunden Wirbel deutlich erhöht und kann durch Schraubenlockerung zum Schraubenauszug führen. Durch Verminderung oder Verlust der Primärstabilität entsteht durch Bewegung der vorher fixierten Wirbelsäulenkomponenten Korrekturverlust mit Schmerzsymptomatik [181]. Die Bewegungen zwischen den eingerichteten Fragmentenden von Wirbelfrakturen oder zwischen zu versteifenden Knochenstücken sind auch deshalb so gering wie möglich zu halten, weil dadurch schnellere Fusionen und höhere Fusionsraten erzielt werden [182].

## **2.9 Schraubenverankerung mit Knochenzement**

Die Zementaugmentation der Pedikelschraube vergrößert die Kontaktfläche zwischen Schraube und Knochen und führt dadurch zur Verbesserung der Schraubenverankerung, die im osteoporotischen Wirbel deutlich stärker als im gesunden Wirbel ausfällt [69, 183]. Die als Zemente verwendeten Grundsubstanzen lassen sich in organische Polymere wie PMMA (Plexiglas) als aktuellen Standardzement und anorganische Zemente, die Calciumphosphat, Hydroxylapatit und Calciumsulfat enthalten, unterteilen [184]. Frühe Versuche mit Zementaugmentation von Schrauben durch PMMA in nicht näher spezifizierten osteoporotischen Röhrenknochen und die daran ausgeführten axialen Auszugsversuche der Schrauben wurden von Cameron et al. [185] beschrieben. Dunn und Bolstad [186] berichteten in einer Kadaverstudie über die extrapedikuläre Einzementierung von Dwyer-Schrauben mit PMMA in osteoporotische Wirbel und die annähernde Verdoppelung der Verankerungsfestigkeit gegenüber unzementierten Schrauben bei ihrer Belastung senkrecht zur Schrauben-

achse. Ausgerissene Schrauben nach Auszugsversuchen erhielten durch Zementaugmentation mit PMMA wieder eine feste Verankerung im osteoporotischen Wirbel. Bei der Verwendung herkömmlicher PMMA-Zemente niedriger Viskosität bestand durch den über die Zementeinspritzung verursachten Druckaufbau im Wirbel, besonders bei Osteoporose mit herabgesetzter Knochenfestigkeit oder Ungängen in der Kortikalis, die Gefahr der Extravasation mit möglichen neuronalen und vaskulären Folgeschäden [187]. 63% der Teilnehmer einer Fachärztebefragung aus dem Jahr 2012 in Deutschland berichteten von Komplikationen in Form von Zementleckagen nach ventral und dorsal in den Wirbelkanal, sowie nach kaudal und kranial in die Bandscheiben [188]. Die hohen Aushärtungstemperaturen des PMMA können das umgebende Gewebe schädigen, die niedermolekulare Ausgangssubstanz kann schädliche systemische Nebenwirkungen auf die Herz-Lungenfunktion haben [189, 190]. Die Änderung der Wirbelsteifigkeit durch die Zementaugmentation erhöht das Risiko von Anschlussfrakturen [191]. Für die Injektion des PMMA-Zements steht nur ein enger Zeitraum zur Verfügung [192]. Im Gegensatz zu den mineralischen Zementen ist PMMA nicht biodegradierbar, es verbleibt als inerter Zementkörper im Knochen und besitzt keine osteoinduktiven, osteokonduktiven oder osteoplastischen Eigenschaften. Im Falle einer zwingend erforderlichen Entfernung des Zementkörpers aus dem Knocheninnenraum sind ausgedehnte Beschädigungen am Wirbel unvermeidlich [161, 184]. Die bevorzugte Verwendung der PMMA-Zemente resultiert aus ihrer leichten Handhabung während des Augmentationsvorgangs und ihren guten biomechanischen Eigenschaften [192]. In der Fachärztebefragung (Zusammensetzung: Orthopäden/Unfallchirurgen 64% und Neurochirurgen 36%) aus dem Jahr 2012 in Deutschland bestätigten 78,5% der Chirurgen den Einsatz von zementierten Pedikelschrauben in ihrer täglichen Praxis, ca. 2/3 von ihnen verwenden kanülierte oder andere Spezialschrauben. Hauptsächlichlicher Anlass für die Zementstabilisierung sind osteoporotische Knochendichteminderungen einschließlich tumorbedingte Wirbelkörperfrakturen, Schmerztherapie, Fehlstellungen und Revisionsoperationen bei Schraubenlockerung, zu allem ist der oft reduzierte Allgemeinzustand des Patienten zu beachten [188, 193, 194].

## 2.10 Einschraubtechniken und Zementierweisen von Pedikelschrauben

### 2.10.1 Solide Pedikelschraube

Im Gegensatz zur fenestrierten Pedikelschraube mit ihren diversen Bohrungen besitzt die solide Pedikelschraube einen massiven Schraubenschaft. Die Pedikelschraubenabmessungen, durch Bilddarstellung des Wirbels präoperativ abgeschätzt [195] und intraoperativ endgültig festgelegt, richten sich nach Pedikeldurchmesser und Wirbelgröße. Zur Vermeidung von Schraubenfehlagen werden die Eintrittspunkte der Pedikelschrauben in den Wirbel bestimmt. Als die verbreitetsten Methoden dazu seien hier die von Roy-Camille und Weinstein genannt, wobei Querfortsätze und Facettengelenke als Landmarken dienen [196]. Die Kortikalis an diesen Stellen wird durch Bohrer oder Ahle eröffnet, das Schraubenlager mit entsprechendem Durchmesser und entsprechender Länge mittels Ahle oder durch Aufbohren geformt. Die Unversehrtheit des Schraubenlagers kann mit einer Abtastsonde überprüft werden. Durch den Einsatz einer selbstschneidenden Schraube erübrigt sich die Frage nach der Zweckmäßigkeit des Gewindeschneidens. Die korrekte Lage wird unter Durchleuchtungskontrolle entweder mit Hilfe eines in die Kavität eingeführten K-Drahtes oder durch die für das vorbereitete Schraubenlager ausgewählte und dort eingeschraubte solide Pedikelschraube [196, 197] überprüft (Bild 27).

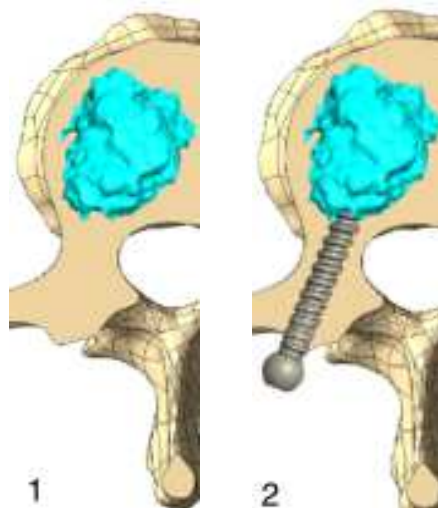


**Bild 27: Solide Pedikelschraube aus den eigenen Versuchen [eigene Aufnahme].**

- Zementierweise der soliden Pedikelschraube:

Für die Zementierung muss die bereits eingedrehte Pedikelschraube wieder entfernt werden. Danach wird die gemäß Herstellervorschrift angemischte PMMA-Zementmasse mittels einer Befüllvorrichtung in die Kavität eingebracht. Der Zement kann entweder am Ende des Schraubenkanals oder durch ret-

rogrades Führen der Befüllvorrichtung entlang des Schraubenkanals platziert werden (Bild 28). Aufgebrachter Druck und die Viskosität bestimmen die Eindringtiefe des Zements in die mehr oder weniger osteoporotische Spongiosa, die Lokalisation des Zements im Schraubenlager beeinflusst das Leckagerisiko und die Verankerungsfestigkeit der Pedikelschraube [198]. Auch das endgültige Einschrauben der Schraube in den Zement bewirkt dort einen Druckanstieg [159, 184, 192, 197]. Zindrick et al. [161] erzielten durch Zementierung unter Druck eine annähernde Verdoppelung der Schraubenauszugskraft gegenüber ihrem unzementierten Wert. Mit druckloser Zementierung von revidierten soliden Pedikelschrauben wurde die Schraubenauszugskraft in ihrer fast ursprünglichen Höhe wieder hergestellt. Für den Befüllvorgang und für das danach erfolgende endgültige Einschrauben der Pedikelschraube steht, wegen der bereits ablaufenden Zementaushärtung, nur ein begrenzter Zeitabschnitt zur Verfügung, der eine Unterbrechung des Eindrehvorgangs nicht zulässt. Die eben beschriebene Zementierweise dieser Schraube (Bild 28) wird auch Vertebroplastietechnik genannt [159, 184, 192, 199].



**Bild 28: Zementierung der soliden Pedikelschraube [111].**

**1: Die in den Wirbel eingebrachte Zementfüllung.**

**2: Die in die Zementfüllung hineingedrehte solide Pedikelschraube.**

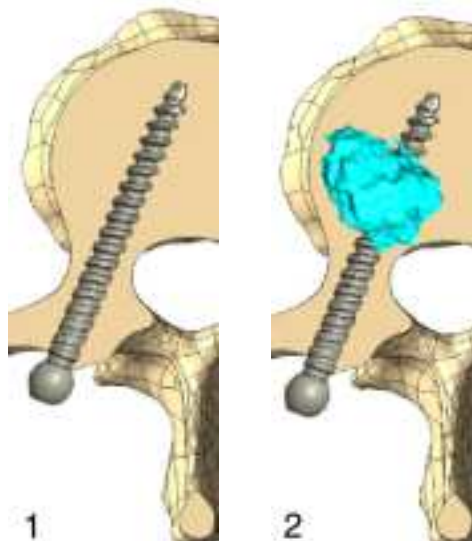
### **2.10.2 Fenestrierte Pedikelschraube**

Für die fenestrierte Pedikelschraube (Bild 29) wird auf die gleiche Weise wie für die solide Pedikelschraube im Wirbelknochen ein Schraubenlager geschaffen.



**Bild 29: Fenestrierte Pedikelschraube aus den eigenen Versuchen [eigene Aufnahme].**

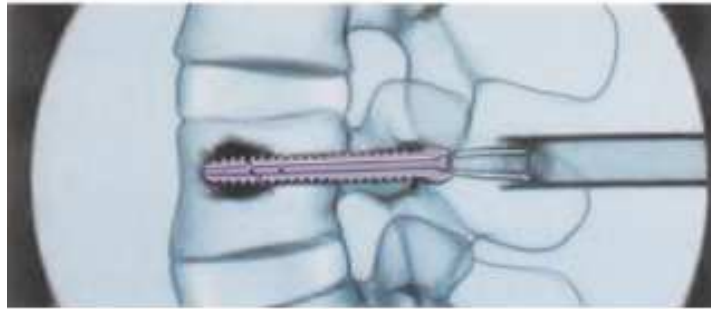
Ist die Schraube einmal eingeschraubt und die Schraubenlage nach Durchleuchtungskontrolle ohne Beanstandung, kann die Schraube wahlweise unter Durchleuchtungskontrolle zementiert oder unzementiert belassen werden. Im Falle der Zementierung wird mittels der am Schraubenkopf angekoppelten Befüllvorrichtung die Zementmasse unter hohem Druck durch den Schraubekanal im Zentrum der Schraube und durch die radialen Fenster in den Knochen verbracht, wodurch der Zement nicht an der Schraubenspitze, sondern um die Schraube herum platziert wird (Bild 30 und Bild 31), ein Zeitfenster besteht damit nur zwischen dem Anmischen und Einspritzen des Zements.



**Bild 30: Zementierung der fenestrierten Pedikelschraube [111].**

**1: Die in den Wirbel eingedrehte fenestrierte Pedikelschraube.**

**2: Die durch den Zentralkanal und die radialen Öffnungen der Pedikelschraube eingebrachte Zementfüllung.**



**Bild 31: Zementeinspritzung durch eine fenestrierte Pedikelschraube [69].**

Die Zementierung von mehreren, bereits gesetzten Schrauben kann so zeitsparend nacheinander ausgeführt werden, auch ist ein Abbruch der Augmentation im Leckagefall, bei im Wirbel verbleibender Schraube, problemlos möglich. Der Zement tritt hauptsächlich über die in Strömungsrichtung zuerst erreichten radialen Austrittskanäle in den Knochen über, durch die weiter in Richtung Schraubenspitze gelegenen Kanäle gelangt weniger Zementmasse in den Knochen. Beeinflusst wird die Auszugskraft der fenestrierten Pedikelschraube durch die Anzahl der radialen Fensterungen der Pedikelschraube, deren Lage entlang der Schraube (distal-proximal) und der Form des Schraubenkerns (Konus-Zylinder) [192]. Die erste Austrittsbohrung in Strömungsrichtung sollte, wegen der Gefahr des Zementaustritts in den Rückenmarkskanal, nicht zu nahe am Pedikel liegen [184].

Im Revisionsfall lassen sich die zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben problemlos herausdrehen. Mesfin et al. [200] stellten in einem klinischen Fall sogar fest, dass sich im Versagensfall die Schraube vom Zementkörper gelöst hat und nicht der Schrauben-Zement-Komplex vom Knochen [161, 175, 184, 201]. Der zentrale Schraubenkanal ermöglicht mit Hilfe eines Führungsdrahts die minimal invasive bzw. perkutane Implantation der fenestrierten Pedikelschraube [195, 202]. All dieses zeigt bereits die Vorteile der zementierten fenestrierten gegenüber der zementierten soliden Pedikelschraube.

## **2.11 Fortbestehende Aufgabenstellungen zur Verbesserung der Ergebnisse der Zementaugmentation von Pedikelschrauben**

Die Verwendung von zementaugmentierten Pedikelschrauben in der Wirbelsäulen Chirurgie bei verminderter Knochenfestigkeit, verursacht durch Osteoporose oder andere Krankheiten, hat sich in Deutschland durchgesetzt. Es existiert jedoch keine Einigkeit über die Zementierweise, die Zementauswahl, die Zementmenge und über den Ablauf des Injektionsvorgangs, Standards der Zementaugmentation für Pedikelschrauben wurden bisher nicht formuliert. Biomechanische und klinische Untersuchungen zeigen Verbesserungen des Schraubenhalts von soliden und fenestrierten Pedikelschrauben durch Zementaugmentation. Die noch bestehenden Komplikationen wie Zementleckagen, Temperaturentwicklung beim Aushärten, unterschiedliche Materialeigenschaften von PMMA und Knochensubstanz erfordern jedoch weitere Studien und Entwicklungen [188, 203]. Diese Studie soll zur Verringerung der bestehenden Unklarheit über die benötigte Zementmenge bezüglich der Verankerungsfestigkeit der soliden und fenestrierten Pedikelschraube im Wirbel, in Abhängigkeit vom Wirbelsäulenabschnitt, beitragen.

### **3 Fragestellung**

Im Rahmen der vorliegenden, experimentellen In-vitro-Studie sollen die Auszugskräfte von unzementierten Pedikelschrauben mit denen von zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben sowie die Auszugskräfte zwischen zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben mit Hilfe einer Materialprüfmaschine verglichen werden. Obwohl für die Zementierung der Pedikelschrauben hinsichtlich Materialauswahl, Materialmenge und Vorgehensweise keine Normen existieren, gilt diese Technik in Deutschland wegen ihrer offensichtlichen Vorteile als Goldstandard. Bei verminderter Knochenqualität wie z. B. Osteoporose führt die Zementaugmentation der Pedikelschrauben zur stärkeren Schraubenverankerung im Knochen. Diese Studie soll mit Erkenntnissen über die Auszugsfestigkeit in Abhängigkeit von der verwendeten Zementmenge einen Beitrag zur Bestimmung der optimal auszuwählenden Zementmenge für den jeweiligen Augmentationsfall leisten.

**Diese Studie stützt sich auf folgende Hypothesen:**

**1. Hypothese:**

Zementierte Pedikelschrauben besitzen gegenüber unzementierten Pedikelschrauben eine unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit.

**2. Hypothese:**

Es gibt keinen signifikanten Unterschied in der Auszugsfestigkeit zwischen zementierten soliden Pedikelschrauben und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben.

**3. Hypothese:**

Im Vergleich zum unzementierten Zustand reicht eine Zementmenge von 1ml aus, um eine signifikant unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit zu erhalten. Eine weitere Steigerung der Zementmenge hat keinen Einfluss mehr auf die Auszugsfestigkeit der Schrauben.

**4. Hypothese:**

Die Auszugsfestigkeit der Schrauben hängt von der Knochendichte ab.



## 4 Material und Methoden

In dieser Kadaverstudie wurden 5 humane Wirbelsäulenpräparate vom Anatomischen Institut der Eberhard Karls Universität Tübingen zur Verfügung gestellt. Unter Entfernung ihrer Weichteile wurden diese in ihre Wirbelkörper aufgespalten, die 54 verwendeten Wirbel sind in Tabelle 4.1.1 aufgeführt. Sie wurden randomisiert bezüglich Knochenmineraldichte (BMD) und Wirbellevel zu je 18 Stück auf die drei Studiengruppen A, B, C verteilt. In die beiden Pedikel eines Wirbels wurden in der Gruppe A eine unzementierte solide und eine zementaugmentierte fenestrierte Pedikelschraube, in der Gruppe B eine unzementierte und eine zementaugmentierte solide Pedikelschraube und in der Gruppe C eine zementaugmentierte solide und eine zementaugmentierte fenestrierte Pedikelschraube zum gegenseitigen Vergleich implantiert. Zur Bestimmung der Verankerungsfestigkeit der unzementierten und zementierten Pedikelschrauben in humanen Wirbeln wurden die axialen Auszugskräfte der Pedikelschrauben mit Hilfe einer Materialprüfmaschine bestimmt. Das Kennzeichen der Zustimmung der Ethikkommission zur Körperspende lautet 237/2007B01. Das positive Votum der Ethikkommission der Universität Tübingen liegt vor.

### 4.1 Verwendete Wirbelsäulen

Die 5 osteoporotischen Wirbelsäulen (Tabelle 4.1.1) wurden mit einem Äthanol/Glycerol-Gemisch fixiert. Zusammensetzung der Fixierlösung: 5 Teile Äthanol, 2 Teile Glycerol, Zugabe von 50 ml Lysoformin auf 30 Liter der Fixierlösung [204].

Wirbelsäulennummer	Geschlecht [m,w]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Verwendete Wirbel
A80	w	87	163	59	T5-L2, L5
A81	w	84	165	52	T4-L1
A82	m	83	168	57	T6-L5
A85	w	95	171	63	T4-L1
A86	m	87	160	60	T5-T7, T9, T10, L1-L6

**Tabelle 4.1.1: Herkunft der Wirbelsäulen mit Angaben zu Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht der Spender und die verwendeten Wirbel.**

Durch die Kontrolle mit dem CT wurden einige Wirbel mit nicht akzeptablen Vorschädigungen festgestellt und deswegen gegen Ersatzwirbel ausgetauscht (A85L2 gegen A85T4, A85L3 gegen A85T5, A86T12 gegen A86L6, A85L5 gegen A82L5, A80L3 gegen A80L5, A85L4 gegen A81T5, A80L4 gegen A80T5). Aus dem daraus entstandenen Satz von 54 Wirbeln (Tabelle 4.1.1) wurden im Laufe der Untersuchung noch einmal 3 Wirbel aus der Gruppe B (A80T12, A85T5, A86T7) ersatzlos verworfen (Tabelle 4.3.1).

## **4.2 Bestimmung der Knochenmineraldichte**

### **4.2.1 Beschreibung des DXA-Messverfahrens**

Die Standardmessmethode für die Knochendichte der Wirbelsäule ist die Dual-Energy-X-Ray Absorptiometry (DXA). Das DXA-Messverfahren ist gemäß der Weltgesundheitsorganisation und den Leitlinien des Dachverbandes Osteologie (DVO) sowie nach den europäischen Leitlinien das Messverfahren zur Untersuchung der Knochenmasse mit der größten Evidenz und damit das wichtigste Verfahren zur Feststellung einer Knochenmasseveränderung [205]. Die applizierte Strahlendosis ist mit  $1\mu\text{Sv}$  bis  $3\mu\text{Sv}$  sehr gering und entspricht der täglichen Hintergrundstrahlung von  $5\mu\text{Sv}$  bis  $8\mu\text{Sv}$  [206]. Das DXA-Verfahren verwendet 2 Röntgenstrahlen mit unterschiedlichen Energien (geräteabhängig, z. B. 38kV und 75kV). Die durchstrahlte Materie, wie Weichteilgewebe und Knochen, schwächt die Intensität der beiden Röntgenstrahlen ( $\gamma$ -Strahlung) unterschiedlich stark ab. Dieser Sachverhalt drückt sich in der exponentiellen Absorptionsfunktion

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot x)$$

aus.  $I_0$  ist die Intensität des in die Materie eintretenden  $\gamma$ -Strahls, der nach der Weglänge  $x$  durch die Materie auf die Intensität  $I$  abgeschwächt wird. In den Absorptionskoeffizient  $\mu$  gehen die Energie der Strahlung und die Ordnungszahlen der Elemente der durchstrahlten Materie ein. Diese Gleichung ist auch für die Durchstrahlung von inhomogenen Materialien, wie die spongiöse Knochenstruktur, gültig. Die Schichtdicke  $x$  ist in diesem Fall die aufsummierte wirksame Knochensubstanz. Aus bekanntem  $\mu$  für die Knochensubstanz und der Strahlenabschwächung von  $I_0$  auf  $I$  lässt sich die wirksame Schichtdicke  $x$  von

Knochen berechnen. Mit zusätzlich bekannter Dichte  $\rho$ , die über eine einmalige In-vitro-Bestimmung ermittelt wird, lässt sich die Knochenmineraldichte BMD (Bone Mineral Density) durch die Flächendichte

$$d = \rho \cdot x$$

errechnen. Verfälscht wird dieses Messergebnis durch im Strahlengang liegendes Weichteilgewebe. Zur Beseitigung des Weichteileinflusses dienen als Strahlungsquellen entweder eine mit zwei verschiedenen Spannungen betriebene Röntgenröhre oder auch 2 radioaktive Elemente mit ungleichen Strahlungsenergien. Für die beiden Röntgenstrahlen mit den unterschiedlichen Energien A und B, von denen Knochen und Weichteile durchstrahlt werden, erhält man für die unterschiedlichen Strahlungsenergien A und B die beiden Bestimmungsgleichungen

$$I_A = I_{0A} \cdot \exp(-\mu_{1A} \cdot x_1 - \mu_{2A} \cdot x_2)$$

und

$$I_B = I_{0B} \cdot \exp(-\mu_{1B} \cdot x_1 - \mu_{2B} \cdot x_2).$$

Aus den beiden Gleichungen und den bekannten, von der Ordnungszahl der Elemente und den Strahlungsenergien abhängigen Absorptionskoeffizienten  $\mu_{1A}$ ,  $\mu_{2A}$ ,  $\mu_{1B}$  und  $\mu_{2B}$  lassen sich die Schichtdicken  $x_1$  und  $x_2$  von Knochen und Weichteilgewebe bestimmen [207]. Die posterior-anteriore DXA-Messung an der Wirbelsäule führt zur Verzerrung von Messergebnissen. So verfälschen Knochenanteile wie der Dornfortsatz, Kalkeinlagerungen in der Wand der Aorta abdominalis, Spondylophytenbildung, Osteochondrosen, Spondylarthrosen, Osteolysen, Plasmozytome und Inhomogenitäten durch Frakturen die gewünschten Messergebnisse des Wirbelkörpers. Um diese Effekte auszuschließen, wird die DXA-Messung, sehr selten, lateral durchgeführt, zusätzlich sind Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen sinnvoll [208]. DXA ist ein Messverfahren, bei dem die Knochenmasse [g] auf die Knochenfläche [cm<sup>2</sup>] projiziert wird. Es wird somit eine Flächendichte errechnet, die fälschlicherweise als Bone Mineral Density (BMD) bezeichnet wird und keiner Dichte im physikalischen Verständnis entspricht. Das Messverfahren besitzt eine akzeptable Richtigkeit (ca. 5%-10% Fehlerbereich) und eine gute Präzision (<1,5% Fehlerbereich), zeigt eine relativ hohe Assoziation der Messwerte zur Frakturhäufigkeit, es kann aber die

Knochenmineraldichten von Kortikalis und Spongiosa nicht getrennt messen. Der Messwert beinhaltet die Knochenmineraldichten von Kortikalis und Spongiosa gemeinsam. Berücksichtigt werden müssen die deutlich kleineren Wirbelkörper von kleinen und zierlichen Menschen, deren dorsoventrale Wirbeldurchmesser und die entsprechend gemessenen Knochenmineraldichten folglich kleiner als die von großen Menschen sind [205].

#### **4.2.2 Beschreibung der DXA-Messung an den Versuchspräparaten**

Vor der Instrumentierung der Wirbelsäulen wurden die Knochenmineraldichten BMD der Wirbel in den vorliegenden Wirbelsäulen densitometrisch mit dem institutseigenen DXA-Gerät (Lunar Prodigy, GE Healthcare Medical Systems, München, Deutschland, Bild 32) in anterior-posteriorer Projektion bestimmt.



**Bild 32: DXA-Messgerät (Lunar Prodigy GE Healthcare Medical Systems, München, Deutschland) der Universitätsklinik für Orthopädie Tübingen [eigene Aufnahme].**

Zur Kompensation der unregelmäßigen Weichteilkonturen wurden die Wirbelsäulen dazu in ihrer Gänze in einem Wasserbad parallel zur Messrichtung (Sagittalebene senkrecht zum Messkopf) gelagert. Die Absorptionskoeffizienten von Wasser und Weichteilen korrespondieren bei entsprechender Photonenenergie [209, 210]. Die Knochenmineraldichte BMD wurde für jeden Wirbel einzeln bestimmt und ins Verhältnis zur Knochenmineraldichte BMD eines normalen Patientenkollektivs gesetzt. Den von der Messung nicht erfassten Wirbeln

an den Enden der Wirbelsäulen wurden die BMD-Werte angrenzender Wirbel zugeordnet: Der BMD-Wert von A82L5 stammt von A82L4, der BMD-Wert von A80T5 von A80T6 und der BMD-Wert von A80L5 von A80L4. Die Messungen wurden zweimal wiederholt und durch verschiedene Beobachter bewertet.

### **4.3 Studienaufbau und Studiengruppen**

Von den 5 Wirbelsäulen waren die Rippen, bis auf deren Reststücke der costo-vertebralen Verbindung, abgetrennt. Die kurzen Wirbelsäulenmuskeln, sowie die Bandverbindungen und Bänder der Wirbelsäulen waren unberührt. Zur Bildung der Studiengruppen A, B und C sollen die Wirbelsäulen mit unzementierten, zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben, den Zementmengen 1ml und 3ml nach folgendem Studienplan versehen werden:

Jeweils drei benachbarte Wirbel, z. B. beginnend bei T6 bis T8, wurden randomisiert auf die drei Studiengruppen verteilt, entsprechendes Vorgehen setzte sich bei den Wirbelgruppen T9 bis T11, T12 bis L2 und L3 bis L5 fort. Diese Verfahrensweise sicherte jeder Studiengruppe die ungefähr gleiche Anzahl von Wirbeln zu und führte zu ähnlichen mittleren BMD-Werten der drei Studiengruppen. Verwendet wurden grundsätzlich die Wirbel T6 bis L5, einige Wirbel wurden jedoch wegen nicht akzeptabler Vorschädigungen durch unbenutzte Wirbel T4, T5 und L6 ersetzt.

Innerhalb der einzelnen Wirbelsäulen wurden durch den Wechsel von Wirbel zu Wirbel die einzuspritzenden Zementvolumina 1ml und 3ml (z. B. T7=1ml, T8=3ml, T9=1ml usw.) randomisiert zugeteilt. Ausnahmen bildeten A85 mit ausschließlicher Einspritzung von 3ml und A86 mit ausschließlicher Einspritzung von 1ml Zementmenge. Für jede Zementmenge führte dies zum annähernd gleichen mittleren BMD-Wert. Die Zementmengen 1ml und 3ml repräsentieren eine durch die vorhandene Literatur begründete sinnvolle minimale und maximale Zementmenge [69, 159, 184, 199, 202, 211 bis 214]. Der paarweise Vergleich der Verankerungsmethoden und der Schraubenvarianten am selben Wirbel bewirkt die Minimierung von Einflüssen wie Wirbelgröße, Wirbelform und Knochenstruktur. Durch Verwendung von Schrauben gleicher Abmessungen

auf beiden Wirbelseiten werden Einflüsse durch unterschiedliche Schraubeneigenschaften ausgeschaltet. Als Folge sind in einer Studiengruppe die Anzahl der beiden Verankerungsmethoden immer gleich groß, in der Studiengruppe C zusätzlich die Anzahl der Zementmengen.

In Tabelle 4.3.1 sind die verwendeten Wirbelpräparate, aufgeteilt nach dem obigen Verteilungsschema in die Studiengruppen A, B, C, mit den BMD-Werten, den Zementmengen und den Zementierweisen, aufgelistet:

Gr A	B M D	Methode	ZV	Gr B	B M D	Methode	Z V	Gr C	B M D	Methode	Z V
Pbe			[ml]	Pbe			[ml]	Pbe			[ml]
A86 T6	0,54	R:FC/L:UC	1	A86 T7	0,58	R:SC/L:UC	1	A81 T4	0,38	L:FC/R:SC	1
A85 T6	0,71	R:FC/L:UC	3	A85 T5	0,56	L:SC/R:UC	3	A85 T4	0,51	L:FC/R:SC	3
A80 T7	0,71	R:FC/L:UC	3	A80 T6	0,73	L:SC/R:UC	1	A80 T8	0,73	L:FC/R:SC	1
A81 T8	0,32	R:FC/L:UC	1	A81 T6	0,32	L:SC/R:UC	1	A81 T7	0,32	L:FC/R:SC	3
A82 T7	0,88	R:FC/L:UC	3	A82 T8	0,99	L:SC/R:UC	1	A82 T6	0,81	L:FC/R:SC	1
A86 T9	0,56	R:FC/L:UC	1	A86 T10	0,64	L:SC/R:UC	1	A86 T5	0,57	R:FC/L:SC	1
A85 T9	0,57	L:FC/R:UC	3	A85 T8	0,61	R:SC/L:UC	3	A85 T7	0,72	R:FC/L:SC	3
A80 T10	0,83	L:FC/R:UC	1	A80 T9	0,75	L:SC/R:UC	3	A80 T11	0,77	R:FC/L:SC	3
A81 T11	0,40	L:FC/R:UC	3	A81 T9	0,33	R:SC/L:UC	3	A81 T10	0,36	R:FC/L:SC	1
A82 T10	0,98	L:FC/R:UC	1	A82 T11	0,90	R:SC/L:UC	3	A82 T9	0,99	L:FC/R:SC	3
A86 L1	0,69	R:FC/L:UC	1	A86 L2	0,80	R:SC/L:UC	1	A86 L3	0,91	R:FC/L:SC	1
A85 T12	0,59	R:FC/L:UC	3	A85 T11	0,58	L:SC/R:UC	3	A85 T10	0,61	R:FC/L:SC	3
A80 L1	0,82	R:FC/L:UC	3	A80 T12	0,83	L:SC/R:UC	1	A80 L2	0,85	L:FC/R:SC	1
A82 L3	1,13	L:FC/R:UC	3	A81 T12	0,41	L:SC/R:UC	1	A81 L1	0,36	L:FC/R:SC	3
A82 T12	0,81	R:FC/L:UC	1	A82 L2	1,02	L:SC/R:UC	1	A82 L1	0,88	R:FC/L:SC	3
A86 L6	0,83	R:FC/L:UC	1	A86 L4	0,90	R:SC/L:UC	1	A86 L5	1,01	R:FC/L:SC	1
A82 L5	1,19	L:FC/R:UC	3	A81 T5	0,32	L:SC/R:UC	3	A85 L1	0,74	L:FC/R:SC	3
A80 L5	1,16	L:FC/R:UC	3	A82 L4	1,19	R:SC/L:UC	1	A80 T5	0,73	R:FC/L:SC	1
Mittelwert	0,76			Mittelwert	0,70			Mittelwert	0,68		
SD	0,25			SD	0,27			SD	0,22		

**Tabelle 4.3.1: Die Studiengruppen Gr A (A), Gr B (B), Gr C (C) mit den Wirbelpräparaten aus den Wirbelsäulen A80, A81, A82, A85, A86. BMD=Knochenmineraldichte [g/cm<sup>2</sup>], ZV=Zementvolumen, SD=Standardabweichung.**

**In Spalte Pbe (Probe): T=Thorakal, L=Lumbal.**

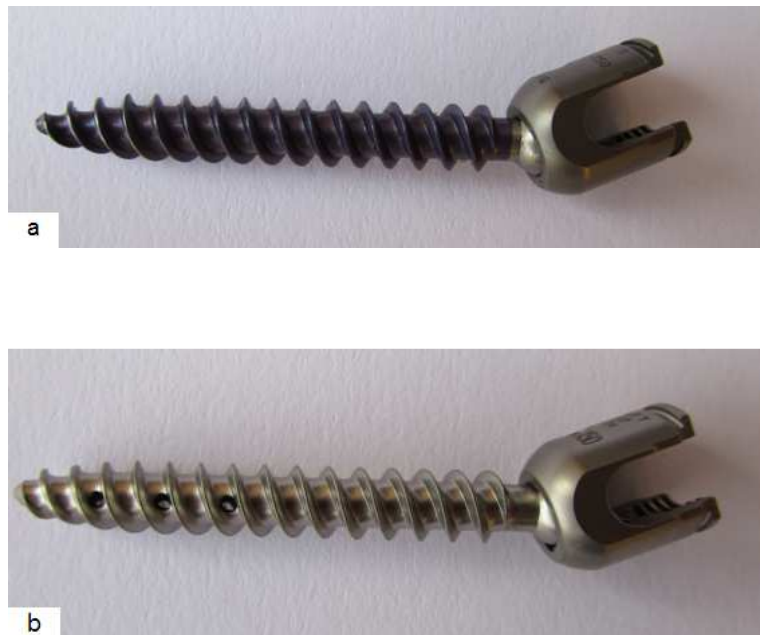
**In Spalte Methode: R=Rechts, L=Links; UC=unzementiert, FC=fenestriert zementiert, SC=solide zementiert.**

**Die gelb hinterlegten Wirbel wurden ausgeschlossen, weil die Spitzen der unzementierten Schrauben im Zement steckten (A85T5, A86T7) und weil sich kein Zement im Wirbelkörper befand (A80T12).**

#### **4.4 Instrumentierung der Wirbelsäulen**

Durch eine erfahrene Wirbelsäulenchirurgin (Dr. med. C. I. Leichtle) erfolgte die Zementaugmentation mit hochviskosem PMMA-Knochenzement (Confidence Spinal Zement System<sup>®</sup>, DePuy Spine, Kinkel, Deutschland) und die Instrumen-

tation der Wirbelsäulen nach Tabelle 4.3.1 mit polyaxialen Pedikelschrauben (Expedium® 5.5 Spine System, DePuy Spine, Kirkel, Deutschland, Bild 33).



**Bild 33: Die in unseren Versuchen verwendeten Pedikelschrauben.**  
**a: Solide, polyaxiale Pedikelschraube [eigene Aufnahme].**  
**b: Fenestrierte, polyaxiale Pedikelschraube [eigene Aufnahme].**

Die Pedikelcortices der für die Verschraubungen vorgesehenen Pedikel wurden durch eine Starterahle eröffnet. Danach wurden die Pedikel mit Hilfe einer Pedikelsonde aufgepfriemt. Die Durchmesser der erzeugten Kanäle wurden bezüglich der Schraubendurchmesser um die Größenordnung von 1mm unterdimensioniert. Schraubenlängen und Schraubendurchmesser wurden anhand der Wirbelanatomie ausgewählt, dokumentiert und die jeweiligen soliden und fenestrierten Pedikelschrauben, entsprechend des Verteilungsschemas für die Wirbelsäule, in die vorbereiteten Knochenkanäle eingeschraubt. Für alle Pedikelschrauben, solide wie fenestriert, wurde das Eindrehmoment (Eindrehmoment von den soliden Schrauben nach dem Einbringen des Zements) mit einem analogen Drehmomentmessgeber (Stahlwille Torsiometer 760/30, Wille GmbH, Wuppertal, Germany) gemessen und dokumentiert. Die Gewindeausführung (symmetrisches Spitzgewinde, Doppelganggewinde) aller Pedikelschrauben, ob unzementiert oder zementiert, war gleich. Nur die Pedikelschrauben der Wirbel



A86T10, A86L5 und A86L6 besaßen einen Durchmesser von 7mm, die Durchmesser aller anderen Pedikelschrauben betragen 6mm. Abhängig von den Wirbeldimensionen wurde eine Schraubenlänge von 40mm, 45mm oder 50mm ausgewählt. Da sich die unzementierten fenestrierten von den unzementierten soliden Pedikelschrauben in ihren Eigenschaften nicht unterschieden, wurden für den unzementierten Einsatz nur solide Pedikelschrauben verwendet. Als Herstellungsmaterial für alle Schrauben wurde eine Titanlegierung verwendet. Der PMMA-Knochenzement wurde von der Wirbelsäulenchirurgin in der vom Hersteller vorgesehenen Mischvorrichtung gemäß Gebrauchsanweisung durch Mischen in den verwendungsfähigen Zustand versetzt. Über die Dosiervorrichtung (Confidence Spinal Cement System®, Bild 34) wurde nach einer Anmischzeit von 1min die Zementmenge von 1ml oder 3ml appliziert, entsprechend des Verteilungsschemas und unter Einhaltung der Applikationszeit des PMMA-Zementes von 10 min.



**Bild 34:** Die für die Versuche verwendete Zement-Dosiervorrichtung (Confidence Spinal Cement System®) [Johnson & Johnson Medical GmbH, DePuy Synthes].

Beschreibung der beiden Schraubenarten und deren unterschiedliche Zementierweisen:

- Solide Pedikelschraube (Schraubenkern und Schraubenaußendurchmesser zylindrisch): Die bereits eingeschraubte Pedikelschraube wurde wieder herausgedreht, der Zement in den Wirbel injiziert und die Schraube endgültig in den zementierten Wirbel eingedreht. Bis auf den Durchmesser selbst gab es zwischen einer Schraube mit 6mm (Kerndurchmesser 4,1mm) und einer Schraube mit 7mm (Kerndurchmesser 4,4mm) Durchmesser keinen Unterschied. Das Gewinde war ein Doppelganggewinde, die Gewindeart konnte in erster Näherung als symmetrisches Spitzgewinde bezeichnet werden.
- Fenestrierte Pedikelschraube (Schraubenkern und Schraubenaußendurchmesser zylindrisch): Der Zement wurde über den Befüllungskanal (Durchmesser 2,65mm) und die 9 radialen Ausführungskanäle (3 radiale Bohrungen mit Durchmesser 1,6mm auf je 3 um 120° versetzten, zur Schraubenchse parallelen Linien, die Schraubenspitze war geschlossen) der Pedikelschraube in den Wirbel verbracht. Die Kanaldurchmesser der Schrauben mit 6mm und 7mm Durchmesser waren gleich. Das Gewinde war ein Doppelganggewinde, die Gewindeart konnte in erster Näherung als symmetrisches Spitzgewinde bezeichnet werden. Das Totvolumen einer Schraube mit 40mm Länge betrug ca. 0,2ml, das einer mit 50mm Länge ca. 0,3ml.

Für die fenestrierten Pedikelschrauben wurden die Zeitabschnitte zwischen Anmischzeit und Zementbefüllung, für die soliden Pedikelschrauben die Zeitabschnitte zwischen Anmischzeit und Einschrauben der Schrauben in den Zement festgehalten. Vor Auszugsversuch betrug die Aushärtungszeit des Zements mindestens 12h.

Eine vollständig instrumentierte Wirbelsäule zeigt Bild 35.

Mit einem Bildwandler (Philips Digital Scopifix BV 25, Hamburg, Deutschland) erfolgte die Kontrolle der Schraubenposition in der Transversalebene des Präparats. Zur Überprüfung der Schraubenlage, der Zementverteilung, der aufgetretenen Zementleckage und zur Vermessung der Wirbelkörpergröße wurde ein CT Scan (Somatom Sensation 64, Siemens Medical Solutions, Malvern, Penn-

sylvania) von jeder Wirbelsäule erstellt. Die dreidimensionale Datenrekonstruktion erfolgte in der Axialebene mit einer Auflösung von 0,6mm, in der Frontal- und Sagittalebene mit einer Auflösung von 1mm. Die Wirbelsäulen und Präparate wurden bei Raumtemperatur bearbeitet. Während Arbeitsunterbrechungen wurden sie, zur Konservierung ihres Zustandes, befeuchtet und in Plastikbeuteln im Kühlschrank gelagert.



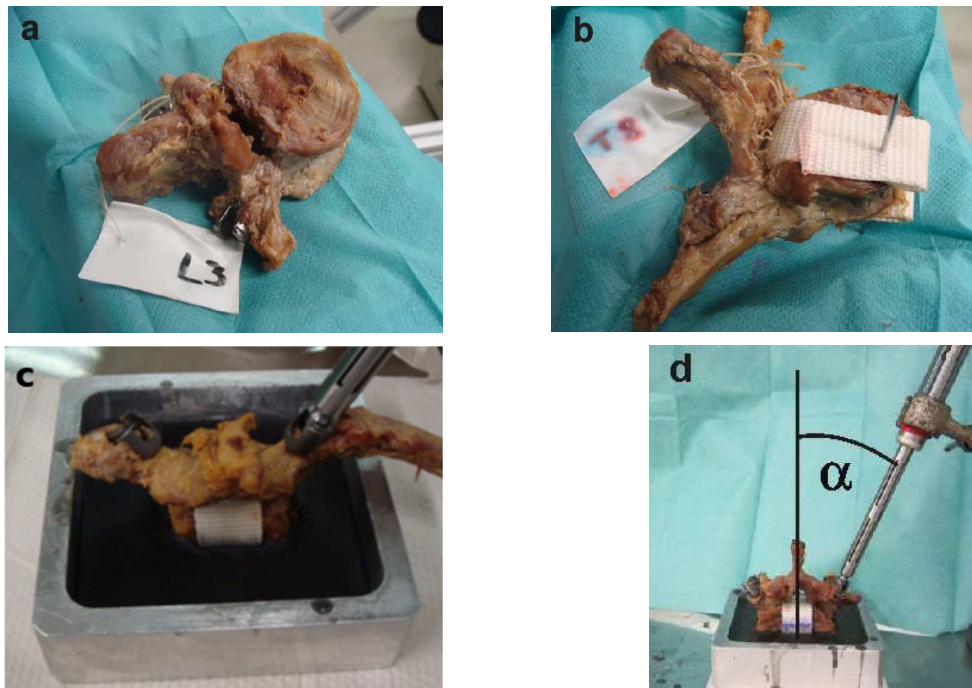
**Bild 35: Die instrumentierte Wirbelsäule A86 [eigene Aufnahme].**

#### **4.5 Präparation und Einbettung der Wirbel**

Zur Ermittlung der axialen Auszugskräfte von Pedikelschrauben aus den Pedikeln der Wirbel wurden die instrumentierten Wirbelsäulen manuell in die einzelnen Wirbel aufgetrennt (Bild 36a) und zur Fixierung in der Materialprüfmaschine in einer Vergußmasse (Technovit® Universal Fluid and Powder 2060, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) eingebettet. Die noch anhaftenden Weichteile des Wirbels, wie Muskulatur, Bänder und Rückenmark wurden entfernt, das Bandscheibengewebe abgetragen, um der Einbettungsmasse direkten Kontakt mit der Knochenoberfläche des Wirbels zu verschaffen und damit

das Haftvermögen des Wirbels in der Einbettungsmasse hinsichtlich der Zugbelastung während des Auszugsversuchs zu erhöhen. Zur zusätzlichen Halterung des Wirbels in seiner Einbettung wurde ein Stück unelastisches Rolladenband durch das Wirbelloch gezogen und an den Enden eines axial durch den anterioren Teil des Wirbelkörpers gebohrten Kirschnerdrahts aufgespießt (Bild 36b). Das Band wurde auf diese Weise mit Hilfe des Kirschnerdrahtes fest am Wirbel verspannt. Die Enden des Kirschnerdrahtes mit den beiderseits daran befestigten Enden des Rolladenbandes waren im ausgehärteten Kunststoffblock verankert. Der Wirbel war somit nicht nur in der Einbettungsmasse befestigt, sondern wurde zusätzlich durch das Band und den Kirschnerdraht in der Einbettungsmasse gehalten (Bild 36c).

Vor dem Eingießen wurde der Wirbel mittels einer Haltevorrichtung senkrecht in einen quadratischen Metallrahmen gestellt und bezüglich seiner Medianebene und Axialebene ausgerichtet (Wirbelkörper am Boden, Wirbelbogen oben, Bild 36d). Der Metallrahmen diente als Form für die einzugießende Einbettungsmasse. Mit einem Lineal wurde über die senkrechte Ausrichtung des Arms der Haltevorrichtung mit der daran befestigten Pedikelschraube die senkrechte Ausrichtung der Axialebene des Wirbels überprüft, mit einem Winkelmesser die Winkel der beiden Schrauben jeweils zur Medianebene ermittelt. Nach vollendeter Ausrichtung wurde die Einbettungsmasse Technovit<sup>®</sup> angemischt und der Wirbel in einer Höhe von maximal 2/3 des Wirbelkörpers eingegossen. Zur Erhaltung des physiologischen Frakturpatterns des Wirbels sollte eine zu tiefe Einbettung vermieden werden. Aus Verarbeitungsgründen wurde für die letzte Wirbelsäule die Einbettungsmasse Ureol<sup>®</sup> verwendet. Nach Aushärtung wurden die Winkel zwischen den Schraubenachsen und der Medianebene notiert (Bild 36d)



**Bild 36 a:** Wirbelkörper nach Präparation aus der Wirbelsäule [eigene Aufnahme].

**Bild 36 b:** Wirbelkörperpräparat mit dem durch das Wirbelloch gehenden Rolladenband und dem Kirschnerdraht im anterioren Abschnitt des Wirbelkörpers, an dessen Enden das Rolladenband befestigt ist [eigene Aufnahme].

**Bild 36 c:** Räumlich ausgerichteter und in Technovit<sup>®</sup> eingebetteter, instrumentierter Wirbel mit dem Rolladenband zur zusätzlichen Befestigung und den beiden implantierten Pedikelschrauben [eigene Aufnahme].

**Bild 36 d:** Eingebettetes Präparat mit Implantationsschraubenzieher und Halterung, Bestimmung des Winkels zwischen Medianebene und Pedikelschraube [eigene Aufnahme].

## 4.6 Versuchsdurchführung

Zur Durchführung der Auszugsversuche an den Pedikelschrauben wurde eine Materialprüfmaschine (MTS 858 Mini Bionix, Eden Prairie, Kraftmessdose 25kN, Wegsteuerung 10mm/min, Datenerfassungsrate 10Hz, Bild 37) verwendet. Der Einbettungsbehälter mit dem Wirbel wurde im schwenkbaren Träger des Unterteils der MTS befestigt.

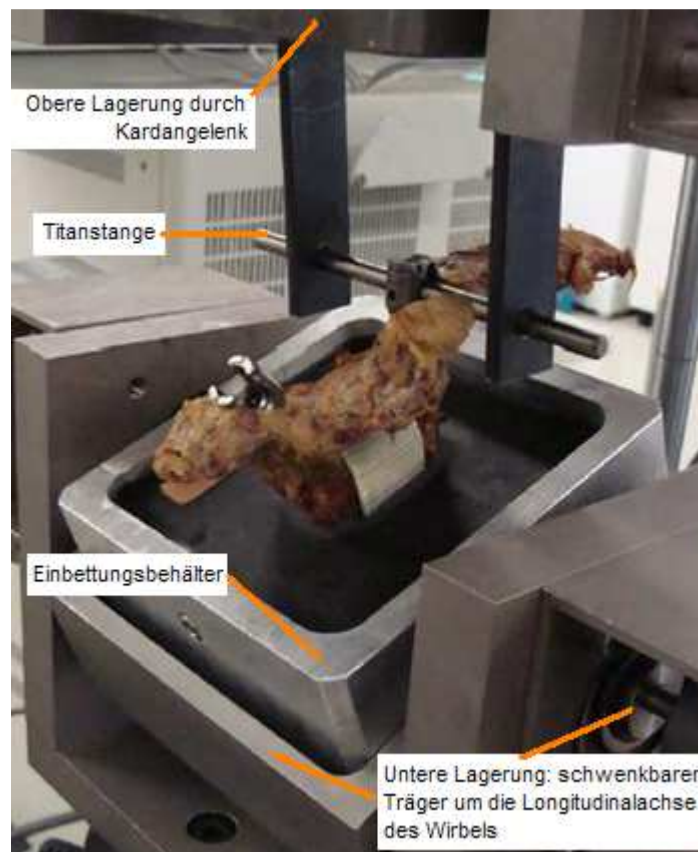


**Bild 37: Materialprüfmaschine MTS 858 in der Gesamtansicht [eigene Aufnahme].**

Um die Schraube senkrecht, also in Zugrichtung der Zugprüfmaschine zu positionieren, wurde der schwenkbare Träger für jeden Auszugstest um den bei der Einbettung zwischen Medianebene und zu prüfender Pedikelschraube gemessenen Winkel hydraulisch gedreht (Bild 38). Am Ende der senkrecht verfahrbaren Kolbenstange im oberen Teil der Zugprüfmaschine war ein Kardangelenk (Bild 38) befestigt, welches auf beliebige Positionen einstellbar war. Damit konnte der in den Bohrungen der beiden Flacheisen drehbar gelagerte Titan-



stab (Bild 38) kräfte- und drehmomentfrei in die U-förmige Aufnahme des Pedikelschraubenkopfes gefahren werden. Nach Befestigung des runden Titanstabes mit einer Madenschraube im Pedikelschraubenkopf wurde die Einstellung des Kardangelenks durch Anziehen der zugehörigen Schrauben fixiert, dadurch waren alle Drehfreiheitsgrade während des Zugversuches aufgehoben, außer der Drehung des runden Titanstabes in den Bohrungen der Flacheisen.



**Bild 38: Versuchsaufbau an der Zugprüfmaschine MTS 858. Fertig eingebetteter und montierter Wirbelkörper zur Versuchsdurchführung [eigene Aufnahme].**

Vor Start der Zugprüfung wurden die Wegsensoren und Kraftsensoren genullt. Die Zugkraft wurde axial weggesteuert mit 10mm/min in die Pedikelschraube eingeleitet. In den Studiengruppen A und B wurde der Zugversuch grundsätzlich zuerst an der unzementierten Pedikelschraube durchgeführt, um eine Vorschädigung des Wirbelkörpers durch den Zugversuch an der zementierten Schraube zu vermeiden. Die höchste im Zugversuch ermittelte Kraft wird als maximale Auszugskraft (Bild 39) bezeichnet. War in der Gruppe C (beide Seiten zementiert) eine auf die maximale Auszugskraft bezogene Kraftabnahme von

25% (Bild 39) an der zuerst geprüften Pedikelschraube erreicht, wurde der Zugversuch unterbrochen, um ihn an der Pedikelschraube der anderen Wirbelseite ohne Unterbrechung vollständig durchzuführen. Danach wurde der unterbrochene Auszugsversuch an der ersten Pedikelschraube fortgesetzt und vervollständigt. Zur Dokumentation des Versagensmusters wurde nach dem Zugversuch ein zusätzliches CT des Wirbels erstellt.

#### 4.7 Datenanalyse

Mit der durch diesen Studienaufbau ermöglichten Verwendung der Wirbelsymmetrie konnten die Ergebnisse der mechanischen Auszugsversuche in jeder Studiengruppe gepaart ausgewertet werden. Dadurch konnten nur die innerhalb eines Wirbels bestehenden, relativ geringen unterschiedlichen Knochenmineraldichten und Wirbelabmessungen einen Einfluss auf die Auszugsfestigkeit ausüben. Auf diese Weise wurden die diesbezüglich größeren Unterschiede zwischen zwei Wirbeln ausgeschaltet. Zwischen den Studiengruppen konnten auch ungepaarte statistische Tests durchgeführt werden, da die Knochenmineraldichten und die Anzahl der Wirbellevel der 3 Studiengruppen nach Randomisierung Strukturgleichheit aufwiesen.

Mit der Versuchsdurchführung wurde die Last-Schraubenauszugsweg-Kurve aufgenommen, aus der die Versagenslast in Form der maximalen Auszugskraft (Bild 39) bestimmt wurde.

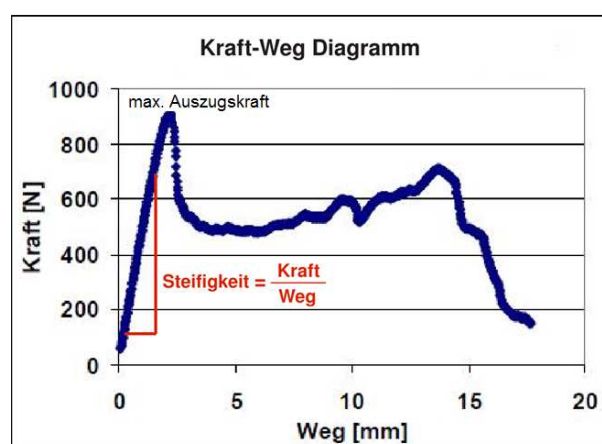


Bild 39: Typischer Kurvenverlauf eines Auszugsversuchs: Diagramm mit Kraftverlauf F [N], Schraubenauszugsweg [mm], initialer Steifigkeit [N/mm] [eigene Darstellung].



Die Messdaten der Auszugsversuche wurden im PC der Materialprüfmaschine MTS 858 gespeichert.

Die statistischen Tests wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 22 (SPSS 22 for windows, Armonk, New York) durchgeführt. Unabhängige und abhängige Variablen wurden für  $n \leq 50$  mit dem Shapiro-Wilk-Test, für  $n > 50$  mit dem Kolmogoroff-Smirnow-Test auf Normalverteilung untersucht. Für die Überprüfung auf Gleichheit dreier Mittelwerte wurde, nach Überprüfung auf Normalverteilung und zur Vermeidung der  $\alpha$ -Kumulierung, die Varianzanalyse (ANOVA=Analysis of Variance) mit eingeschlossenem Levene-Test herangezogen. Zur Überprüfung auf die Gleichheit zweier Mittelwerte von normalverteilten gepaarten und ungepaarten maximalen Auszugskräften wurde der t-Test verwendet. Für die nicht normal verteilten, ungepaarten maximalen Auszugskräfte wurde der Mann-Whitney-U-Test und für die nicht normal verteilten, gepaarten Messgrößen der Wilcoxon-Test eingesetzt. Messgrößen für unterschiedliche Zementmengen innerhalb einer Gruppe wurden mit ungepaarten Tests verglichen. Der Grad des Zusammenhangs zweier quantitativer Variablen wurde über eine Korrelationsanalyse ermittelt. In Abhängigkeit vom Ergebnis des Tests auf Normalverteilung wurde das Ergebnis in Form des Pearson'schen Korrelationskoeffizienten  $r$  oder des Spearman'schen Korrelationskoeffizienten  $\rho$  angegeben. Die Zahlenbereiche des Korrelationskoeffizienten werden folgendermaßen benannt: 0,0 bis 0,1: klein; 0,1 bis 0,3: gering; 0,3 bis 0,5: mäßig; 0,5 bis 0,7: hoch; 0,7 bis 0,9: ausgeprägt; 0,9 bis 1: nahezu vollständig [215, 216]. Das Signifikanzniveau zur Annahme oder zum Verwerfen der Nullhypothese war immer auf  $\alpha=0,05$  festgelegt und die Signifikanz immer zweiseitig. Alle durchgeführten Analysen sind von explorativer Natur und verstehen sich rein deskriptiv.

Die in den nachfolgenden Ausführungen angeführte maximale axiale Auszugskraft ist der höchste erreichte Wert des Kräfteverlaufs während des Auszugsversuchs (Bild 39).

Die Zahlenwerte im nachfolgenden Text und in den nachstehenden Tabellen im Ergebnisabschnitt bedeuten: Mittelwert $\pm$ Standardabweichung.

Die Abkürzung CI unter den Diagrammen bedeutet: Konfidenzintervall.

Um die Berechnung der Mittelwerte für die Wirbellevel in den Gruppen A, B und C zu ermöglichen, wurden die einzelnen Wirbel beziffert (T4=4, T5=5,..., T12=12, L1=13,...,L6=18) und aus diesen zugeordneten Zahlen der Mittelwert berechnet.

**Unabhängige Variablen sind:**

- Knochenmineraldichte BMD des Wirbels [ $\text{g}/\text{cm}^2$ ]
- Zementmengen (0ml (unzementiert), 1ml, 3ml)
- Schraubenarten in Verbindung mit deren Zementierweisen

**Abhängige Variablen sind:**

- $F_{fc}$  [N]: Auszugskraft der zementierten fenestrierten Pedikelschraube
- $F_{sc}$  [N]: Auszugskraft der zementierten soliden Pedikelschraube
- $F_{uc}$  [N]: Auszugskraft der unzementierten Pedikelschraube
- $M_{uc}$  und  $M_{fc}$  [Ncm]: Eindrehmoment der in den zementfreien Knochen eingeschraubten unzementierten und fenestrierten Pedikelschraube
- $M_{sc}$  [Ncm]: Eindrehmoment der in den Zement eingeschraubten soliden Pedikelschraube
- $S_{uc}$ ,  $S_{fc}$ ,  $S_{sc}$  [N/mm]: Steifigkeit der unzementierten, zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube

## 5 Ergebnisse

Die Messergebnisse der Eindrehmomente und der Auszugsversuche an der Materialprüfmaschine in Abhängigkeit von BMD-Werten und Zementmengen sind im Anhang in den Tabellen 5.01, 5.02 und 5.03 im Detail aufgeführt.

### 5.1 Vergleich der Knochenmineraldichten und Wirbellevel der Gruppen A, B und C, Vergleich der Auszugskräfte der unzementierten Pedikelschrauben der Gruppen A und B.

Die Wirbel wurden zwischen den Versuchsgruppen A, B und C, wie in Kapitel 4.3 beschrieben, verteilt. Zwischen den mittleren BMD-Werten der Gruppen A, B und C gab es keine signifikanten Unterschiede, der Signifikanzwert betrug  $p=0,590$  (Tabelle 5.1.1). Die mittleren maximalen Auszugskräfte der unzementierten Pedikelschrauben  $F_{uc}$  der Gruppen A und B waren nicht signifikant voneinander verschieden (Tabelle 5.1.1), der Signifikanzwert betrug  $p=0,160$ . Auch zwischen den mittleren Werten der Wirbellevel der Gruppen A, B und C waren keine signifikanten Unterschiede zu beobachten, der Signifikanzwert betrug  $p=0,453$  (Tabelle 5.1.1, die Berechnung der Wirbellevel wurde am Ende des Kapitels 4.7 Datenanalyse beschrieben, die dimensionslosen Zahlen bedeuten die mittleren Wirbelsäulenlevel).

Gruppe	A	B	C	p-Wert
BMD-Mittelwert [ $\text{g}/\text{cm}^2$ ]	$0,76\pm 0,25$	$0,70\pm 0,27$	$0,68\pm 0,22$	0,590
$F_{uc}$ Mittelwert [N]	611	444		0,160
Wirbellevel-Mittelwert[—]	$11,1\pm 3,8$	$10,3\pm 3,5$	$9,5\pm 4,0$	0,453

**Tabelle 5.1.1: Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen der BMD-Werte, der Wirbellevel in den Gruppen A, B und C und der maximalen Auszugskräfte der unzementierten Schrauben der Gruppen A und B.  $F_{uc}$ =Auszugskraft der unzementierten Pedikelschraube.**

### 5.2 Vergleich der Auszugskräfte von zementierten fenestrierten und unzementierten soliden Pedikelschrauben

In der Gruppe A wurde die Änderung der Auszugskräfte durch die Zementierung der fenestrierten Pedikelschrauben gegenüber den unzementierten Pedikelschrauben untersucht.

Die Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$  der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben waren, unabhängig von der verwendeten Zementmenge,

signifikant größer als die entsprechenden Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte  $F_{uc}$  der unzementierten Pedikelschrauben (Diagramm 5.2.1, Tabelle 5.2.1). In der Gruppe (1ml+3ml) lag die mittlere maximale Auszugskraft um 622N signifikant über der mittleren maximalen Auszugskraft der unzementierten Schrauben. Damit konnte für die fenestrierten Pedikelschrauben die Hypothese 1 angenommen werden und der Teil der Hypothese 3, der besagt, dass eine Zementmenge von 1ml ausreicht, um eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit zu erhalten.

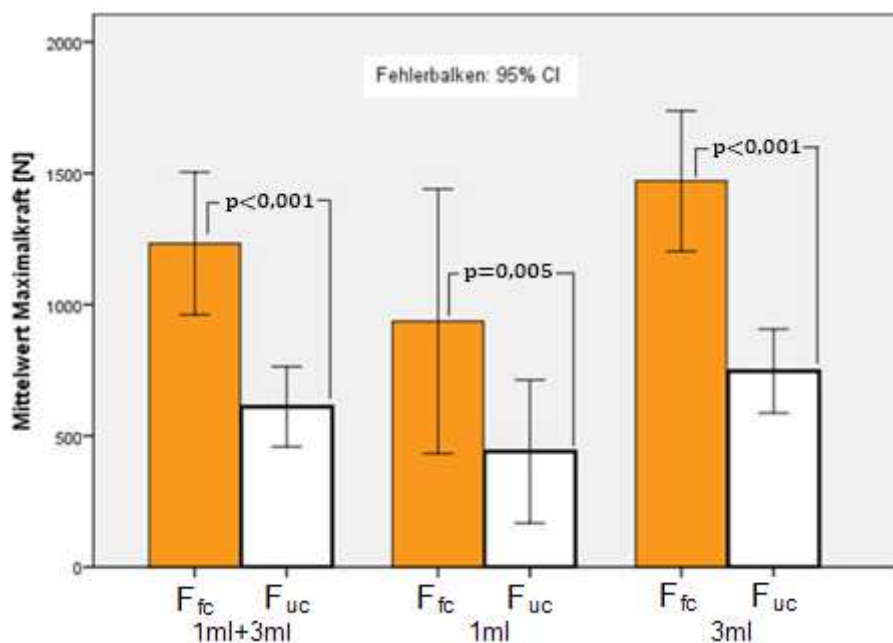
Zementvolumen	Stichprobenpaare n	Mittelwert $F_{fc}$	Mittelwert $F_{uc}$	p-Wert
1ml+3ml	18	1233 ± 546	611 ± 308	<0,001
1 ml	8	936 ± 603	441 ± 326	0,005
3 ml	10	1470 ± 374	747 ± 224	<0,001
Mittelwert BMD	18	0,76 ± 0,25		-----

**Tabelle 5.2.1: Mittelwerte±Standardabweichungen der maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$ ,  $F_{uc}$  und mittlerer BMD der Gruppe A.**

$F_{fc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube.

$F_{uc}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube.

BMD=Knochenmineraldichte [ $g/cm^2$ ].



**Diagramm 5.2.1: Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$  der fenestrierten Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften  $F_{uc}$  der unzementierten Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe A.**

$F_{fc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube.

$F_{uc}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube.

### 5.3 Vergleich der Auszugskräfte von zementierten soliden und unzementierten soliden Pedikelschrauben

In der Gruppe B wurde die Änderung der Auszugskräfte durch die Zementierung der soliden Pedikelschrauben gegenüber den unzementierten Pedikelschrauben untersucht.

Die Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte  $F_{sc}$  der zementierten soliden Pedikelschrauben waren, unabhängig von der verwendeten Zementmenge, signifikant größer als die entsprechenden Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte  $F_{uc}$  der unzementierten Pedikelschrauben (Diagramm 5.3.1, Tabelle 5.3.1). In der Gruppe (1ml+3ml) lag die mittlere maximale Auszugskraft um 460N signifikant über der mittleren maximalen Auszugskraft der unzementierten Schrauben. Damit konnte für die soliden Pedikelschrauben die Hypothese 1 angenommen werden und der Teil der Hypothese 3, der besagt, dass eine Zementmenge von 1ml ausreicht, um eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit zu erhalten.

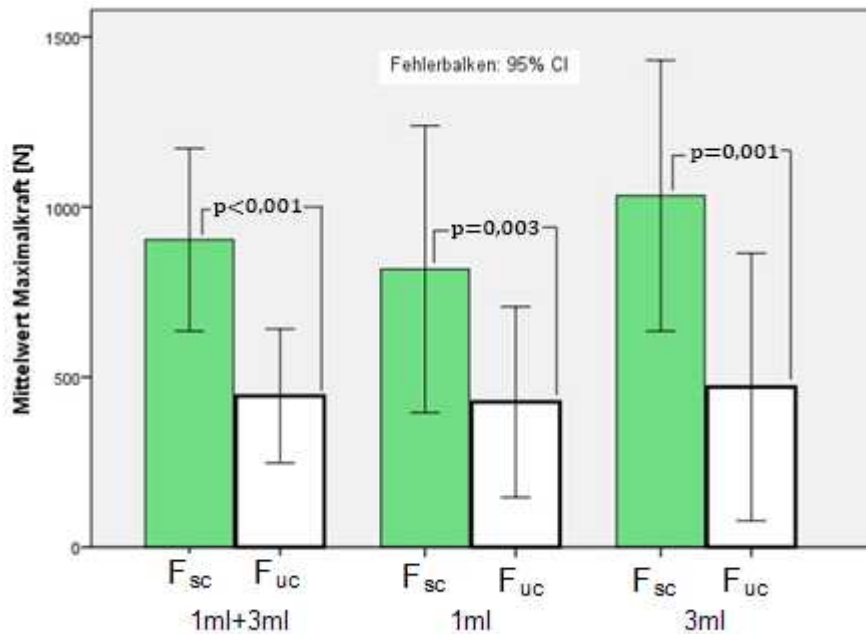
Zementvolumen	Stichprobenpaare n	Mittelwert $F_{sc}$	Mittelwert $F_{uc}$	p-Wert
1ml+3ml	15	904 ± 485	444 ± 356	<0,001
1 ml	9	817 ± 548	427 ± 365	0,003
3 ml	6	1033 ± 379	471 ± 375	0,001
Mittelwert BMD	15	0,70 ± 0,27		-----

**Tabelle 5.3.1: Mittelwerte±Standardabweichungen der maximalen Auszugskräfte  $F_{sc}$ ,  $F_{uc}$  und mittlerer BMD der Gruppe B.**

$F_{sc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube.

$F_{uc}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube.

BMD=Knochenmineraldichte [g/cm<sup>2</sup>].



**Diagramm 5.3.1:** Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte  $F_{sc}$  der soliden Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften  $F_{uc}$  der unzementierten Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe B.

$F_{sc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube.

$F_{uc}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube.

#### 5.4 Vergleich der Auszugskräfte von zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschrauben

In der Gruppe C wurden die Unterschiede zwischen den Mittelwerten der maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$  der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben und den Mittelwerten der maximalen Auszugskräfte  $F_{sc}$  der zementierten soliden Pedikelschrauben ermittelt.

Die Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte  $F_{sc}$  der zementierten soliden Pedikelschrauben lagen, unabhängig von der verwendeten Zementmenge, höher als die der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben. Mit der Differenz von 122N bestand in der Gruppe mit 3ml Zementvolumen der größte Unterschied zwischen den Auszugskräften. Diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant, der Signifikanzwert lag in allen 3 Gruppen bei  $p > 0,5$  (Tabelle 5.4.1, Diagramm 5.4.1). Damit konnte die Hypothese 2 beibehalten werden.

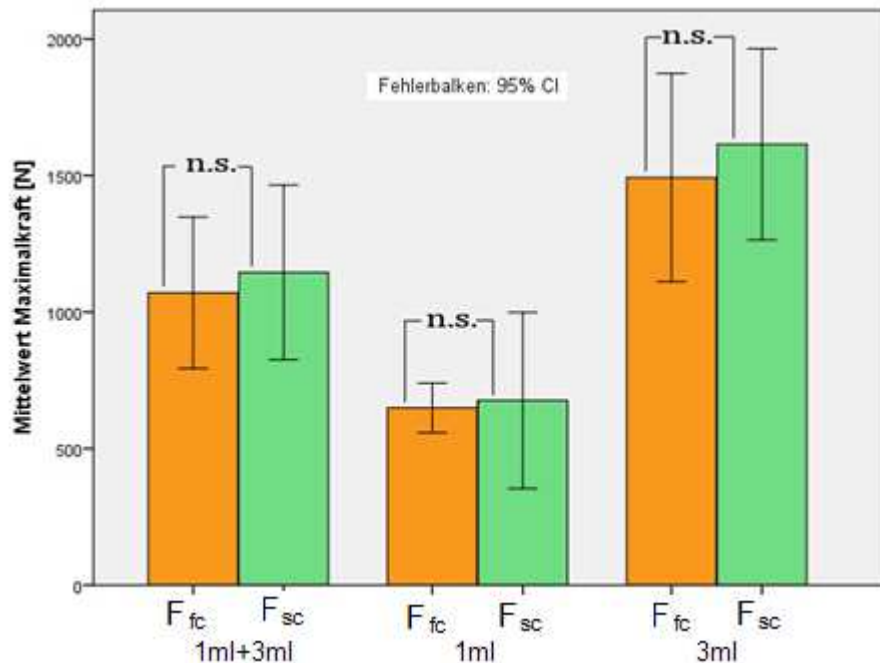
Zementvolumen	Stichprobenpaare n	Mittelwert $F_{fc}$	Mittelwert $F_{sc}$	p-Wert
1ml+3ml	18	1071 ± 557	1145 ± 643	0,564
1 ml	9	649 ± 118	676 ± 420	0,855
3 ml	9	1492 ± 496	1614 ± 455	0,589
Mittelwert BMD	18	0,68 ± 0,22		-----

**Tabelle 5.4.1: Mittelwerte±Standardabweichungen der maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$ ,  $F_{sc}$  und mittlerer BMD der Gruppe C.**

$F_{fc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube.

$F_{sc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube.

BMD=Knochenmineraldichte [ $g/cm^2$ ].



**Diagramm 5.4.1: Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$  der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften  $F_{sc}$  der zementierten soliden Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe C.**

n.s.: nicht signifikant.

$F_{fc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube.

$F_{sc}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube.

## 5.5 Einfluss der Zementmenge auf die Auszugskraft

Untersucht wurde, ob sich durch die höhere Zementmenge von 3ml die Auszugskraft gegenüber der Zementmenge von 1ml verändert. Die mittlere maximale Auszugskraft  $F_{fc}$  der mit 1ml zementierten fenestrierten Pedikelschrauben

aus der Gruppe (A+C) wurde mit der mittleren maximalen Auszugskraft der mit 3ml zementierten fenestrierten Pedikelschrauben aus der Gruppe (A+C) verglichen. Derselbe Vergleich wurde zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften  $F_{sc}$  an den zementierten soliden Pedikelschrauben aus der Gruppe (B+C) durchgeführt. Zusätzlich wurden, ohne Berücksichtigung der Schraubensart, alle zementierten Pedikelschrauben der Gruppen A, B und C in einer Gruppe (A+B+C) zusammengefasst und von dieser die mittlere maximale Auszugskraft  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  der mit 1ml zementierten Pedikelschrauben mit der mittleren maximalen Auszugskraft  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  der mit 3ml zementierten Pedikelschrauben verglichen. Die Zahlenwerte (Tabelle 5.5.1) und die Balken (Diagramm 5.5.1) zeigen die grundsätzlich höheren mittleren maximalen Auszugskräfte der mit 3ml zementierten Schrauben gegenüber den mittleren maximalen Auszugskräften der mit 1ml zementierten Schrauben. Alle Unterschiede zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften der mit 1ml und der mit 3ml zementierten Schrauben waren signifikant. In der Gruppe (A+C) der fenestrierten Pedikelschrauben bestand mit 696N der größte Unterschied zwischen den Auszugskräften. Der Teil der Hypothese 3, der besagt, eine weitere Steigerung der Zementmenge hat keinen Einfluss mehr auf die Auszugsfestigkeit der Schrauben, wurde deshalb abgelehnt.

Zementmenge → Stichprobengröße→	1 ml		3 ml		p-Wert
		n		n	
$F_{fc(A+C)}$	784 ± 433	17	1481 ± 424	19	<0,001
$F_{sc(B+C)}$	747 ± 479	18	1382 ± 507	15	0,001
$F_{fc+sc(A+B+C)}$	765 ± 451	35	1437 ± 457	34	<0,001

**Tabelle 5.5.1: Mittelwerte±Standardabweichungen der maximalen Auszugskräfte  $F_{fc}$ ,  $F_{sc}$  und  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  der Gruppen (A+C), (B+C) sowie (A+B+C) für 1ml und 3ml.**

**$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.**

**$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.**

**$F_{fc+sc(A+B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C.**



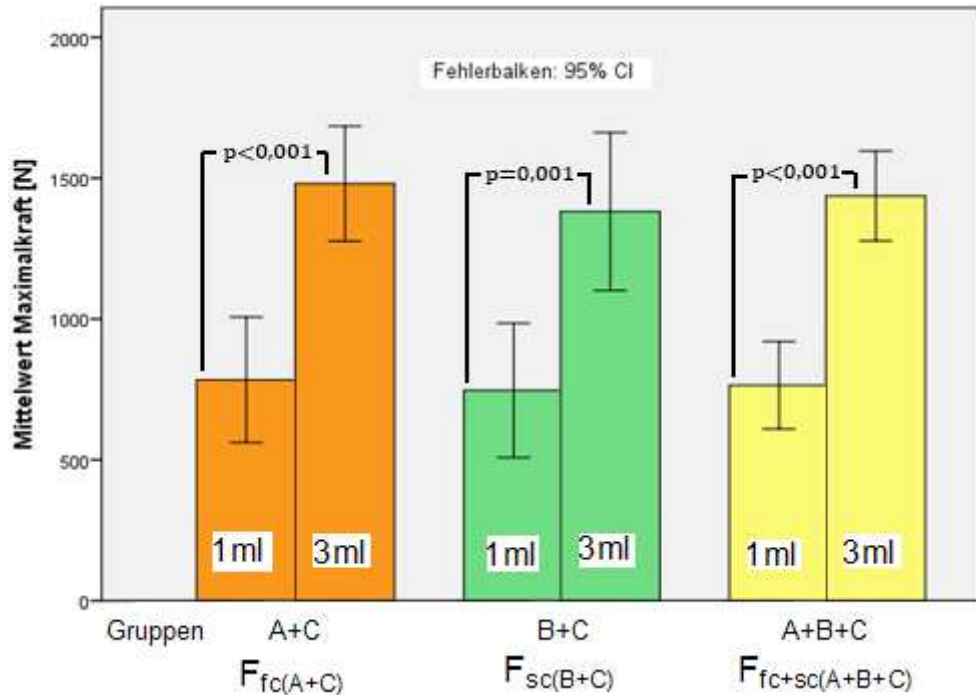


Diagramm 5.5.1: Vergleich zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften der mit 1ml zementierten und der mit 3ml zementierten Pedikelschrauben für die fenestrierten Pedikelschrauben der Gruppe (A+C), die soliden Pedikelschrauben der Gruppe (B+C) und für alle Pedikelschrauben der Gruppe (A+B+C).

$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.

$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.

$F_{fc+sc(A+B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C.

## 5.6 Einfluss der Knochendichte auf die Auszugskraft

Untersucht wurde die Größe des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften  $F_{uc}$ ,  $F_{fc}$ ,  $F_{sc}$  sowie denen der Gesamtheit aller zementierten Pedikelschrauben  $F_{fc+sc(A+B+C)}$ . Da sich die Verankerung der unzementierten Pedikelschrauben zwischen den Gruppen A und B nicht unterschied, wurden die maximalen Auszugskräfte der unzementierten Pedikelschrauben als eine Gruppe unter  $F_{uc(A+B)}$  zusammengefasst. Sinngemäß gilt das auch für die maximalen Auszugskräfte  $F_{fc(A+C)}$  und  $F_{sc(B+C)}$  der zementierten Pedikelschrauben. In Kapitel 5.4 wurde bereits gezeigt, dass die Zementierweise keinen signifikanten Einfluss auf die Auszugskräfte hat, deshalb wurde noch eine Gruppe  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  ohne Berücksichtigung der Zementierweise gebildet.

Die Ergebnisse für die Korrelationskoeffizienten wurden, nach vorausgegangener Prüfung auf Normalverteilung, nach Pearson ( $r$ ) oder nach Spearman ( $\rho$ ) mit zugehörigem  $p$ -Wert quantifiziert und in der Tabelle 5.6.1 aufgelistet. Unter Diagramme 5.6.1 befinden sich die Streudiagramme einschließlich Regressionsgeraden der Gruppe (A+B) der unzementierten Pedikelschrauben mit dem größten Korrelationskoeffizienten  $r=0,65$  (Fallnummer 1) und dem kleinsten Korrelationskoeffizienten  $r=0,28$  (Fallnummer 5) der Gruppe (B+C) mit 1ml+3ml zementierten soliden Pedikelschrauben. Die restlichen Streudiagramme mit Regressionsgeraden (Tabelle 5.6.1, Fallnummern 2 bis 4 und 6 bis 10) befinden sich im Anhang unter Diagramme 5.6.2. Die Korrelationskoeffizienten  $r$  bzw.  $\rho$  umfassten den Bereich von 0,28 bis 0,65 und waren damit gering bis deutlich. Die Korrelationskoeffizienten der Gruppe (B+C) der mit 1ml+3ml und mit 1ml zementierten soliden Pedikelschrauben (Fallnummern 5 und 6) zeigten mit  $r=0,28$  und  $r=0,46$  (Tabelle 5.6.1) einen geringen und mäßigen Zusammenhang und waren mit  $p>0,05$  nicht signifikant. Die Gruppe (A+B) der unzementierten Pedikelschrauben (Fallnummer 1) zeigte mit  $r=0,65$  und  $p<0,001$  einen deutlichen und signifikanten Zusammenhang. Mit den positiven Korrelationen kann der 4. Hypothese, welche beinhaltet, dass die Auszugsfestigkeit der Pedikelschrauben von der Knochendichte abhängt, zugestimmt werden.

Wechselwirkende Variablen	Zementmenge [ml]	Stichproben- größe n	Korrelationskoeffizient r bzw. ρ	p-Wert	Fallnummer
BMD ↔ $F_{uc(A+B)}$	-----	33	r=0,65	<0,001	1
BMD ↔ $F_{fc(A+C)}$	1ml+3ml	36	ρ=0,44	0,007	2
BMD ↔ $F_{fc(A+C)}$	1ml	17	ρ=0,54	0,025	3
BMD ↔ $F_{fc(A+C)}$	3ml	19	r=0,58	0,009	4
BMD ↔ $F_{sc(B+C)}$	1ml+3ml	33	r=0,28	0,112	5
BMD ↔ $F_{sc(B+C)}$	1ml	18	r=0,46	0,056	6
BMD ↔ $F_{sc(B+C)}$	3ml	15	r=0,59	0,021	7
BMD ↔ $F_{fc+sc(A+B+C)}$	1ml+3ml	69	r=0,38	0,001	8
BMD ↔ $F_{fc+sc(A+B+C)}$	1ml	35	ρ=0,44	0,009	9
BMD ↔ $F_{fc+sc(A+B+C)}$	3ml	34	r=0,58	<0,001	10

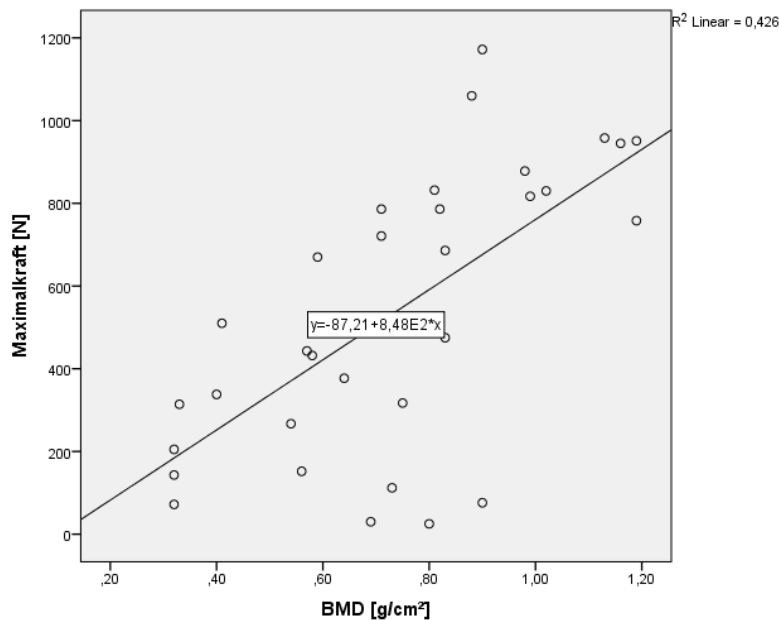
**Tabelle 5.6.1: Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$ ,  $F_{fc(A+C)}$ ,  $F_{sc(B+C)}$  und  $F_{fc+sc(A+B+C)}$ .**

**$F_{uc(A+B)}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B.**

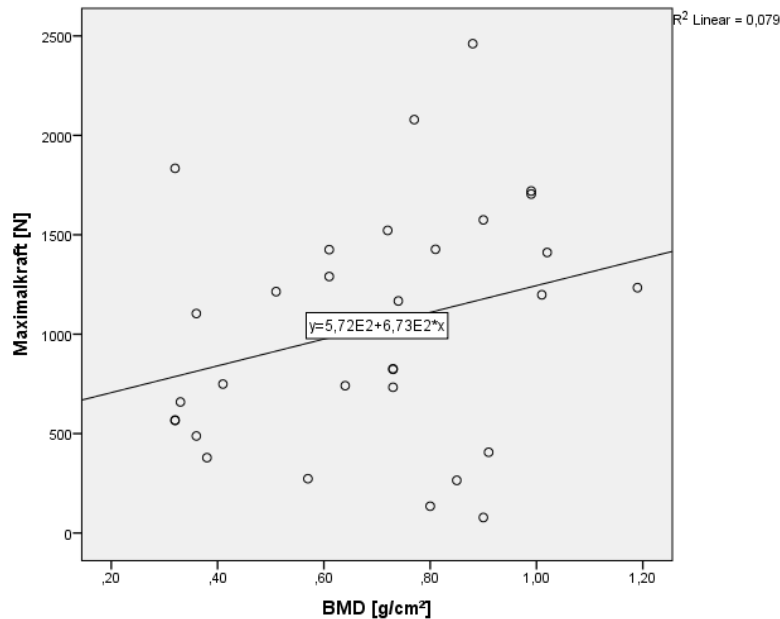
**$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.**

**$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.**

**$F_{fc+sc(A+B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C.**



**Nr. 1: BMD ---  $F_{uc(A+B)}$**



**Nr. 5: BMD--- $F_{sc(B+C)}$ , 1ml+3ml**

**Diagramme 5.6.1: Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$  und  $F_{sc(B+C)}$  mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten  $r$ .**

**$F_{uc(A+B)}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B.**

**$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.**

## 5.7 Einfluss der Knochendichte auf das Eindrehmoment

Untersucht wurde die Größe des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten  $M$  der Pedikelschrauben, die in den Endpunkten der Eindrehvorgänge gemessen wurden. Die Eindrehmomente ließen sich in 2 Gruppen unterteilen. Die eine Gruppe beinhaltete die ohne vorherige Zementierung der Schraubenlager eingedrehten Pedikelschrauben, die andere Gruppe die in den Zement eingedrehten Pedikelschrauben. Alle unzementierten und alle fenestrierten Pedikelschrauben wurden ohne vorherige Zementierung der Schraubenlager in die Pedikel eingeschraubt, deshalb wurden ihre Eindrehmomente in der Gruppe  $M_{uc+fc(A+B+C)}$  zusammengefasst. In die vorher zementierten Schraubenlager wurden alle soliden Pedikelschrauben eingedreht, ihre Eindrehmomente wurden in der Gruppe  $M_{sc(B+C)}$  zusammengefasst und zusätzlich nach eingesetzter Zementmenge unterschieden. Die Mittelwerte der Eindrehmomente der 69 unzementierten Pedikelschrauben mit 77,19Ncm

und der 33 zementierten Pedikelschrauben mit 77,82Ncm können als identisch angesehen werden.

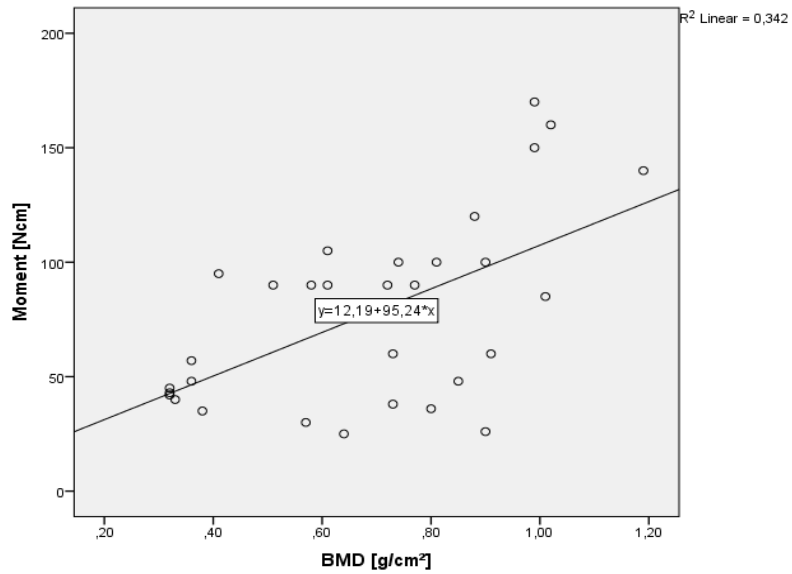
Die Ergebnisse für die Korrelationskoeffizienten wurden, nach vorausgegangener Prüfung auf Normalverteilung, nach Pearson (r) oder nach Spearman ( $\rho$ ) mit zugehörigem p-Wert quantifiziert und in der Tabelle 5.7.1 aufgelistet. Unter Diagramme 5.7.1 befinden sich die Streudiagramme einschließlich Regressionsgeraden mit dem kleinsten (Tabelle 5.7.1, Fallnummer 1) und dem größten (Tabelle 5.7.1, Fallnummer 3) Korrelationskoeffizienten, die restlichen Streudiagramme mit Regressionsgeraden (Tabelle 5.7.1, Fallnummern 2 und 4) befinden sich im Anhang unter Diagramme 5.7.2. Die Korrelationskoeffizienten r bzw.  $\rho$  umfassten den Bereich von 0,50 bis 0,90 und waren damit deutlich bis ausgeprägt. Ein deutlicher Zusammenhang bestand bei den unzementierten Schrauben der Gruppe (A+B+C) mit  $\rho=0,53$  und  $p<0,001$  (Tabelle 5.7.1, Fallnummer 4). Ein ausgeprägter Zusammenhang bestand bei den mit 3ml zementierten soliden Schrauben der Gruppe (B+C) mit  $r=0,90$  und  $p<0,001$  (Tabelle 5.7.1, Fallnummer 3). Bei allen Gruppen bestand eine positive Korrelation zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten M.

Wechselwirkende Variablen	Zementmenge [ml]	Stichprobengröße n	Korrelationskoeffizient r bzw. $\rho$	p-Wert	Fallnummer
$BMD \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	1ml+3ml	33	$\rho=0,50$	0,003	1
$BMD \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	1ml	18	$\rho=0,53$	0,023	2
$BMD \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	3ml	15	$r=0,90$	$<0,001$	3
$BMD \leftrightarrow M_{uc+fc(A+B+C)}$	-----	69	$\rho=0,53$	$<0,001$	4

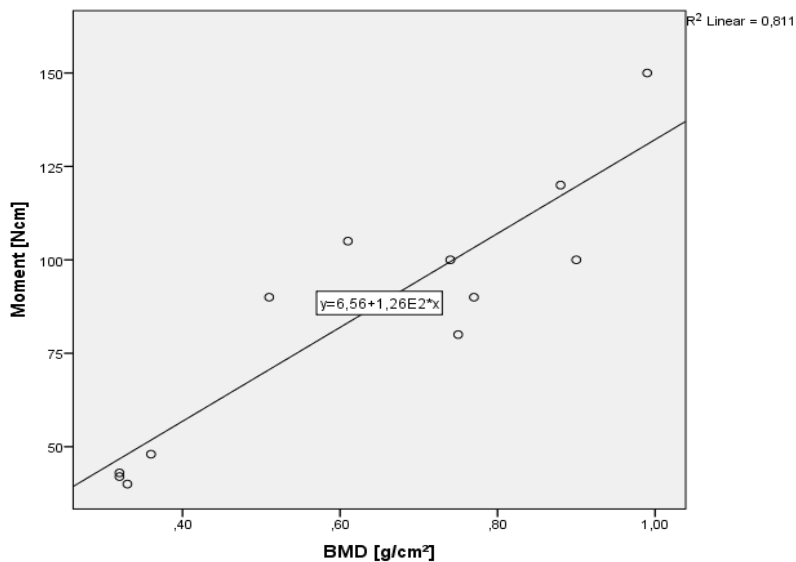
**Tabelle 5.7.1: Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten  $M_{sc(B+C)}$  und  $M_{uc+fc(A+B+C)}$ .**

**$M_{sc(B+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der zementierten soliden Schraube aus den Gruppen B und C.**

**$M_{uc+fc(A+B+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der unzementierten soliden und fenestrierten Schraube aus den Gruppen A, B und C.**



**Nr. 1: BMD--- $M_{sc(B+C)}$ , 1ml+3ml**



**Nr. 3: BMD--- $M_{sc(B+C)}$ , 3ml**

**Diagramme 5.7.1: Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten  $M_{sc(B+C)}$  mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten  $r$ .**

**$M_{sc(B+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der zementierten soliden Schraube aus den Gruppen B und C.**

## 5.8 Zusammenhang zwischen Auszugskraft und Eindrehmoment

Untersucht wurde die Größe des Zusammenhangs zwischen den maximalen Auszugskräften  $F$  und den Eindrehmomenten  $M$ .

Das Probenmaterial für diese Untersuchung ließ sich in 3 Gruppen aufteilen. Die 1. Gruppe enthielt die ohne Zement in die Schraubenlager eingedrehten Pedikelschrauben, die auch unzementiert dem Auszugstest unterworfen und in der Gruppe (A+B) zusammengefasst wurden. In der 2. Gruppe befanden sich die Pedikelschrauben, die erst nach ihrem Eindrehen in die Pedikel zementiert wurden. Dies waren alle fenestrierten Pedikelschrauben, die, mit Unterteilung nach Zementmengen, in der Gruppe (A+C) zusammengefasst wurden. Die 3. Gruppe umfasste alle Pedikelschrauben, die nach Zementierung der Schraubenlager in die Pedikel eingeschraubt und in der Gruppe (B+C), als Summe aller soliden Pedikelschrauben mit Unterteilung nach Zementmengen, zusammengefasst wurden.

Die Ergebnisse für die Korrelationskoeffizienten wurden, nach vorausgegangener Prüfung auf Normalverteilung, nach Pearson ( $r$ ) oder nach Spearman ( $\rho$ ) mit zugehörigem  $p$ -Wert quantifiziert (Tabelle 5.8.1).

Unter Diagramme 5.8.1 befinden sich die Streudiagramme einschließlich Regressionsgeraden mit dem größten (Tabelle 5.8.1, Fallnummer 1) und dem kleinsten (Tabelle 5.8.1, Fallnummer 4) Korrelationskoeffizienten. Die restlichen Streudiagramme mit Regressionsgeraden (Tabelle 5.8.1, Fallnummern 2 bis 3 und 5 bis 7) befinden sich im Anhang unter Diagramme 5.8.2.

Die Korrelationskoeffizienten  $r$  bzw.  $\rho$  umfassten den Bereich von 0,46 bis 0,91, der Zusammenhang war damit mäßig bis nahezu vollständig.

Der Zusammenhang zwischen Auszugskraft  $F$  und Eindrehmoment  $M$  in der Gruppe (A+B) der unzementierten Schrauben war mit  $r=0,91$  nahezu vollständig (Fallnummer 1), der Zusammenhang in der Gruppe (A+C) mit den fenestrierten Pedikelschrauben (Fallnummer 4) war mit  $r=0,46$  mäßig. Der Zusammenhang in der Gruppe (B+C) der zementierten soliden Schrauben war deutlich bis ausgeprägt (Fallnummern 5 bis 7). Ein deutlicher Zusammenhang zwischen Auszugs-

kraft  $F$  und Eindrehmoment  $M$  bestand bei den fenestrierten Pedikelschrauben (Fallnummern 2 bis 3) der Gruppe (A+C). Somit konnte bei allen Gruppen eine positive Korrelation zwischen Auszugskräften  $F$  und Eindrehmomenten  $M$  festgestellt werden.

Wechselwirkende Variablen	Zementmenge [ml]	Stichprobengröße $n$	Korrelationskoeffizient $r$ bzw. $\rho$	p-Wert	Fallnummer
$F_{uc(A+B)} \leftrightarrow M_{uc(A+B)}$	-----	33	$r=0,91$	$<0,001$	1
$F_{fc(A+C)} \leftrightarrow M_{fc(A+C)}$	1ml+3ml	36	$\rho=0,54$	0,001	2
$F_{fc(A+C)} \leftrightarrow M_{fc(A+C)}$	1ml	17	$\rho=0,70$	0,002	3
$F_{fc(A+C)} \leftrightarrow M_{fc(A+C)}$	3ml	19	$r=0,46$	0,046	4
$F_{sc(B+C)} \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	1ml+3ml	33	$\rho=0,74$	$<0,001$	5
$F_{sc(B+C)} \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	1ml	18	$\rho=0,77$	$<0,001$	6
$F_{sc(B+C)} \leftrightarrow M_{sc(B+C)}$	3ml	15	$r=0,55$	0,033	7

**Tabelle 5.8.1: Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$ ,  $F_{fc(A+C)}$  und  $F_{sc(B+C)}$  und den Eindrehmomenten  $M_{uc(A+B)}$ ,  $M_{fc(A+C)}$  und  $M_{sc(B+C)}$ .**

**$F_{uc(A+B)}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B.**

**$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.**

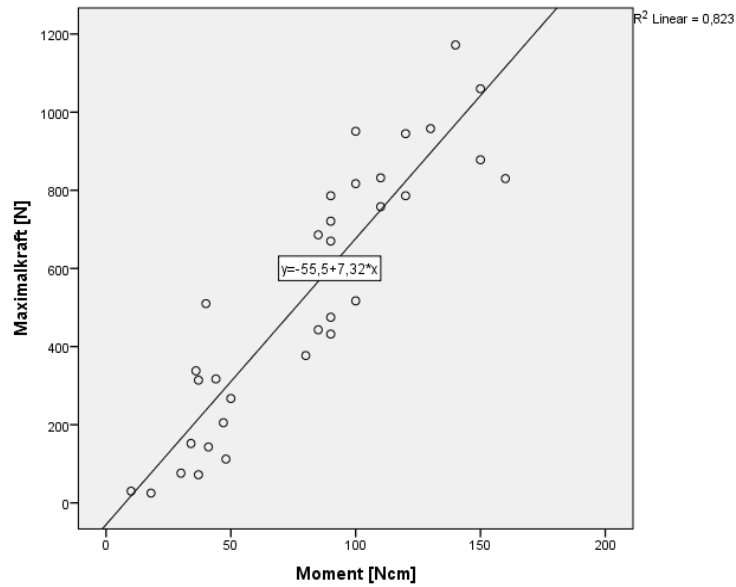
**$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.**

**$M_{uc(A+B)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der unzementierten Schraube aus den Gruppen A und B.**

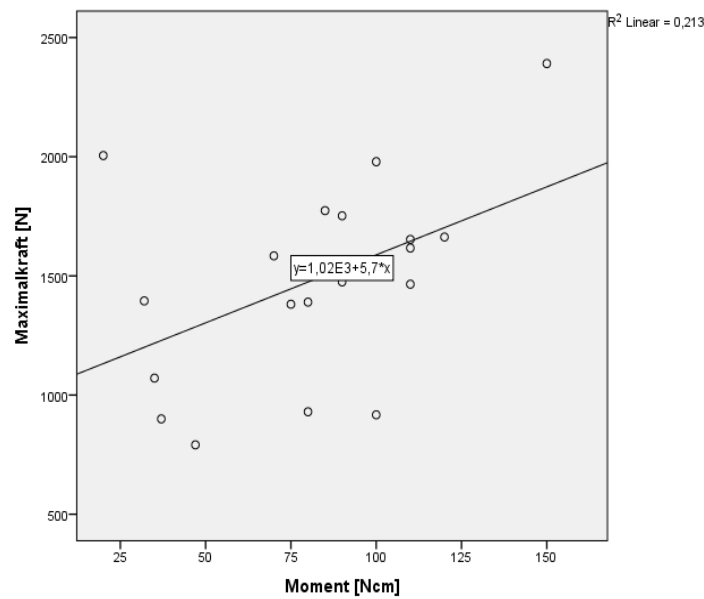
**$M_{fc(A+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der unzementierten fenestrierten Schraube aus den Gruppen A und C.**

**$M_{sc(B+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der zementierten soliden Schraube aus den Gruppen B und C.**





Nr. 1:  $F_{uc(A+B)}$ ---- $M_{uc(A+B)}$



Nr. 4:  $F_{fc(A+C), 3ml}$ ---- $M_{fc(A+C)}$

Diagramme 5.8.1: Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$ ,  $F_{fc(A+C)}$  und den Eindrehmomenten  $M_{uc(A+B)}$ ,  $M_{fc(A+C)}$  mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten  $r$  (Fallnummern 1 und 4).

$F_{uc(A+B)}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B.

$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.

$M_{uc(A+B)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der unzementierten Schraube aus den Gruppen A und B.

$M_{fc(A+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der unzementierten fenestrierten Schraube aus den Gruppen A und C.

## 5.9 Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und Knochenmineraldichte

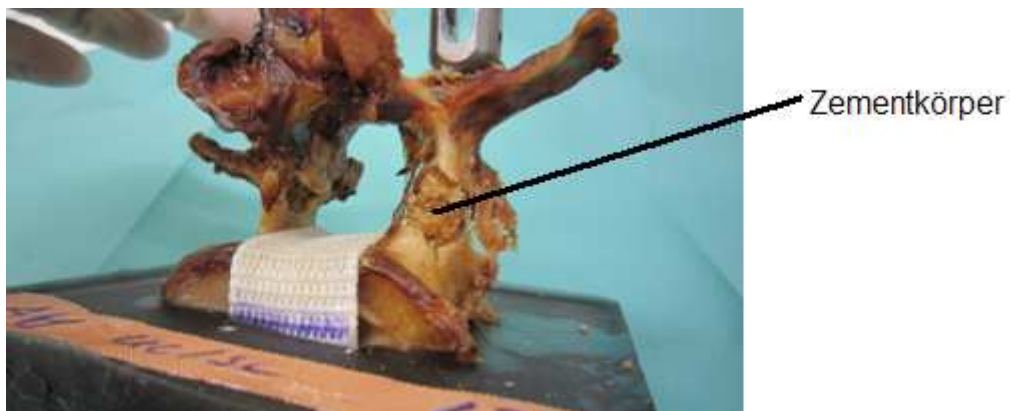
Definition der Versagensmuster:

- Schraubenausriss: Die Pedikelschraube wurde aus dem Zementkörper herausgezogen (Bild 40):



**Bild 40:** Zustand nach einem Auszugsversuch: Die linke Pedikelschraube wurde aus dem Pedikel des in der Einbettungsmasse verankerten Wirbels herausgezogen [eigene Aufnahme].

- Pedikelbruch: Die Pedikelschraube saß im Zementkörper und wurde mit diesem unter Mitnahme des Pedikels herausgezogen (Bild 41):



**Bild 41:** Zustand nach einem Auszugsversuch: Die rechte Pedikelschraube ist mit ihrem Zementkörper noch fest verbunden und hat im Verlauf des Auszugsversuchs den Pedikel vom Wirbel abgerissen [eigene Aufnahme].

Die Versagensmuster beim Auszug sind in Tabelle 5.9.3 im Anhang aufgeführt. Die Tabelle 5.9.1 zeigt die Anteile der Pedikelbrüche und Schraubenausrisse in Abhängigkeit von Zementmenge und Schraubenart. Der Anteil der Pedikelbrüche betrug bei den unzementierten Schrauben 0%. Er stieg bei der Zementmenge von 1ml auf ca. die Hälfte bis 2/3 und bei 3ml auf ca. 90% der Pedikelschraubenzahl an. Bei der Zementmenge von 1ml überwog bei den soliden Schrauben der Schraubenausriss und bei den fenestrierten Schrauben der Pedikelbruch.

Zementmenge [ml]	Zementierweise uc/fc/sc	Versagensmuster mit Häufigkeit absolut/relativ	
		Pedikelbruch	Schraubenausriss
0	uc	0/0%	33/100%
1	fc	11/65%	6/35%
1	sc	8/44%	10/56%
3	fc	18/95%	1/5%
3	sc	13/87%	2/13%
uc=unzementiert fc= fenestriert zementiert sc=solide zementiert			

**Tabelle 5.9.1: Absolute und relative Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von der Zementmenge und Zementierweise.**

Die Tabelle 5.9.2 zeigt, dass die Anzahl der Pedikelbrüche mit 74% im BMD-Bereich  $< 0,8 \text{g/cm}^2$  überwiegt. Die Anzahl der Schraubenausrisse überwiegt mit 74% im BMD-Bereich  $\geq 0,80 \text{g/cm}^2$ .

BMD [ $\text{g/cm}^2$ ]	Versagensmuster mit Häufigkeit absolut/relativ	
	Pedikelbruch	Schraubenausriss
$< 0,80$	37/74 %	5/26 %
$\geq 0,80$	13/26 %	14/74 %

**Tabelle 5.9.2: Absolute und relative Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte BMD.**

Die mittlere Auszugskraft der Pedikelbruch-Gruppe mit 1170N lag höher als die mittlere Auszugskraft der Schraubenausriss-Gruppe mit 927N, der Unterschied war jedoch nicht signifikant.

## 5.10 Vergleich von thorakaler und lumbaler Auszugskraft in Abhängigkeit von der Zementmenge

In unseren Versuchen gab es zwischen den Auszugskräften der thorakalen und lumbalen Pedikelschrauben keine signifikanten Unterschiede. Für die in einer Gruppe zusammengefassten unzementierten Pedikelschrauben und die in einer Gruppe zusammengefassten und nach Zementmengen aufgeteilten zementierten Pedikelschrauben lagen die Signifikanzzahlen für die Unterschiede zwischen den thorakalen Auszugskräften und den lumbalen Auszugskräften bei  $p \geq 0,469$  (Tabelle 5.10.1):

Wirbellevel → Stichprobengröße→	thorakal		lumbal		p-Wert
		n		n	
$F_{uc(A+B)}$	505 ± 310	23	605 ± 397	10	0,469
$F_{fc+sc(A+B+C)}$ 1ml+3ml	1107 ± 541	47	1072 ± 622	22	0,787
$F_{fc+sc(A+B+C)}$ 1ml	789 ± 441	23	719 ± 487	12	0,578
$F_{fc+sc(A+B+C)}$ 3ml	1413 ± 448	24	1496 ± 499	10	0,637

**Tabelle 5.10.1: Vergleich der aus den Gruppen A, B und C zusammengefassten thorakalen mittleren maximalen Auszugskräfte  $F_{uc(A+B)}$  und  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  mit den lumbalen mittleren maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$  und  $F_{fc+sc(A+B+C)}$ .**

$F_{uc(A+B)}$ =Auszugskraft [N] der unzementierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und B.  
 $F_{fc+sc(A+B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C.  
 Zahlenwerte=Mittelwerte±Standardabweichungen.

## 5.11 Zementverteilung im Wirbel in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge

Zur Ermittlung der Lage der Zementkörper der zementierten Pedikelschrauben wurden die Wirbel in folgende 4 Zonen [217] eingeteilt (Bild 42)

- Zone 1: anteriores Drittel des Wirbelkörpers
- Zone 2: mediales Drittel des Wirbelkörpers
- Zone 3: posteriores Drittel des Wirbelkörpers
- Zone 4: Pedikelbereich



**Bild 42: Beispiel für die Zoneneinteilung anhand eines Wirbels aus der Studiengruppe C: A80T11, Zementmenge 3ml [eigene Aufnahme].**

Für die zementierten Schrauben der Gruppe C und die zementierten Schrauben der Gruppe (A+B+C) sind in den Tabellen 5.11.1, 5.11.2 und 5.11.3 im Anhang die Wirbelzonen angegeben, in denen jeder Zementkörper lag.

In den untenstehenden Tabellen 5.11.4 und 5.11.5 sind die absoluten und relativen Häufigkeiten der ermittelten Wirbelzonen für die Zementkörper der Pedikelschrauben aufgeführt.

In der Tabelle 5.11.4 sind die Zonenhäufigkeiten separat für die Gruppe C erfasst, weil sich in dieser Gruppe die beiden Schraubentypen und damit Zementierweisen, bei gleicher Zementmenge, in einem Wirbel gepaart gegenüberstanden und somit ein direkter Vergleich möglich war.

Bei den mit 1ml zementierten fenestrierten Pedikelschrauben war zu sehen, dass sich nahezu alle Zementkörper in den Wirbelzonen 2 und 3 befanden, nur 53% der Zementkörper reichten in die Wirbelzone 1 und 38% in die Wirbelzone 4.

Im Gegensatz dazu lagen bei den mit 1ml zementierten soliden Schrauben die Zementkörper nahezu alle in den Wirbelzonen 1 und 2, nur 50% der Zementkörper reichten in die Wirbelzone 3 und 13% in die Wirbelzone 4.

Bei einer Zementmenge von 3ml zeigte sich eine andere Zonenverteilung. Alle Zementkörper der zementierten fenestrierten Schrauben lagen in den Wirbelzonen 1, 2 und 3, nur 33% der Zementkörper lagen auch in der Wirbelzone 4. Fast identisch mit dieser war die Zementverteilung der mit 3ml zementierten soliden Pedikelschrauben, nur dass deren Zementkörper zu 89% anstatt zu 100% einen Anteil an der Wirbelzone 3 besaßen.

Die Tabelle 5.11.5 zeigt die Zementverteilung in der Gruppe (A+B+C), die der Gruppe C (Tabelle 5.11.4) entspricht.

Wirbelzonen, in denen die Zementkörper der Pedikelschrauben der Gruppe C liegen						
Zementmenge	Schraubenzahl		Wirbelzone	Zonenhäufigkeit in Abhängigkeit von der Zementierweise absolut/relativ		
	fc n	sc n		fc	n/%	sc
1ml	8	8	1		4/50	8/100
			2		8/100	8/100
			3		7/88	4/50
			4		3/38	1/13
3ml	9	9	1		9/100	9/100
			2		9/100	9/100
			3		9/100	8/89
			4		3/33	3/33

fc= fenestriert zementiert  
sc=solide zementiert

**Tabelle 5.11.4: : Zonenhäufigkeiten der Zementkörper der Pedikelschrauben in der Gruppe C.**

Wirbelzonen, in denen die Zementkörper der Pedikelschrauben der Gruppe (A+B+C) liegen					
Zementmenge	Schraubenzahl		Wirbelzone	Zonenhäufigkeit in Abhängigkeit von der Zementierweise absolut/relativ	
	fc n	sc n		fc	n/%
1ml	15	17	1	8/53	17/100
			2	15/100	16/94
			3	14/93	7/41
			4	3/20	1/6
3ml	19	15	1	19/100	14/93
			2	19/100	15/100
			3	19/100	12/80
			4	5/26	4/27

fc=fenestriert zementiert  
sc=solide zementiert

**Tabelle 5.11.5: Zonenhäufigkeiten der Zementkörper der Pedikelschrauben in der Gruppe (A+B+C).**

## 5.12 Zementleckagen in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge

Von den 69 zementierten Pedikelschrauben, die in den Versuchen getestet wurden, wiesen 10 Zementierungen Zementleckagen auf (Tabelle 4.3.1). Von den 3 verworfenen Pedikelschrauben (Tabelle 4.3.1) wiesen 2 Zementierungen Zementleckagen auf, insgesamt waren es damit 12 Zementleckagen. Die auf alle zementierten Pedikelschrauben bezogene Leckagerate beträgt somit 17%. Die Leckagen lagen anterior oder lateral der Wirbel. Betroffen waren davon 4 mit 1ml zementierte und 8 mit 3ml zementierte Pedikelschrauben. Unter den 12 Pedikelschrauben mit Zementleckage befanden sich nur 4 fenestrierte Pedikelschrauben.

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion der Thematik

Die Lebenserwartung der Bevölkerung steigt immer weiter an. Die älter werdende Bevölkerung möchte auf körperliche Aktivitäten nicht verzichten, strebt nach Erhaltung der Bewegungsfähigkeit und damit der Mobilität bis ins hohe Alter. Eine der Volkskrankheiten ist die Osteoporose der Wirbelsäule, von der gerade der ältere Bevölkerungsanteil betroffen ist. Die möglichen Folgeerscheinungen der Osteoporose, wie z. B. Frakturen, Verformungen, Schmerzen und Bewegungseinschränkungen der Wirbelsäule stehen den Mobilitätsbestrebungen entgegen. Die Osteoporose ist einer der Gründe für die Zunahme der Wirbelsäulenoperationen in den letzten Jahrzehnten, aber auch die Fortentwicklung und die damit gestiegene Qualität der Instrumentationen haben zur Weiterverbreitung beigetragen. Der klinische Einsatz von soliden und fenestrierten Pedikelschrauben in der dorsalen Instrumentationsspondylodese, ohne oder mit Zementaugmentations, ist mittlerweile Goldstandard. Allerdings halten die nicht augmentierten Pedikelschrauben in der unter hoher mechanischer Belastung stehenden, osteoporotisch geschwächten Wirbelsäule der Belastung nicht immer stand, das Risiko für Revisionsoperationen ist erhöht. Schwerste Osteoporose stellt sogar eine Kontraindikation für Implantate dar, da in diesem Fall die Instrumentation im geschwächten Knochen äußerst problematisch ist. Die Herausforderung an den Chirurgen besteht nun darin, durch Stabilisierung der Wirbelsäule bei herabgesetzter Knochenqualität dem Patienten eine möglichst schmerzfreie und maximale Mobilität zurückzugeben. Mittlerweile existiert ein breites Angebot hochentwickelter, durch Pedikelschrauben befestigter Systeme zur dorsalen und dorsoventralen Wirbelsäulenstabilisierung. Die Schwachstelle liegt jedoch in der Belastbarkeit des Knochenlagers der Pedikelschraube. Um dennoch eine sichere Schraubenverankerung zu erreichen, kommen verschiedene Instrumentationsvarianten zum Einsatz. Durch die Verlängerung der Instrumentationsstrecke wird die Last auf mehr Schrauben verteilt und dadurch die Belastung des Knochenlagers der einzelnen Schraube verringert. Langstreckige Instrumentationen bergen jedoch die Gefahr von Anschlussinstabilitäten. Mit der Verwendung von polyaxialen Pedikelschrauben kann die Vorspan-



nung auf den Gewindeteil und damit auf das Schraubenlager reduziert werden. Auch die Winkelstabilität der Konstruktion bewirkt eine bessere Verteilung der Belastung über die Schraubenlänge und die Gesamtkonstruktion.

Die Stärke des Einflusses der räumlichen Lage der Pedikelschraube im Wirbelkörper, der Schraubenlänge, des Schraubendurchmessers und der Gewindeart auf die Schraubenverankerung werden kontrovers diskutiert.

Zur Erhöhung der Verankerungsfestigkeit von Schrauben im osteoporotischen Knochen gilt heute die Zementaugmentation als eine gängige Methode [184, 188], mit dem nachteiligen Risiko der Zementleckage. Die Erhöhung der Belastungsgrenze durch die Zementaugmentation von Pedikelschrauben ist durch In-vitro-Versuche unterschiedlichster Art ausreichend belegt [184, 187, 218]. Bedingt durch die Konstruktionsunterschiede unterscheiden sich solide und fenestrierte Pedikelschraube im Ablauf des Zementiervorgangs. Die solide Pedikelschraube wird in das präparierte Schraubenlager eingedreht und wieder herausgedreht. Dann wird das Schraubenlager mit Zement gefüllt und die solide Pedikelschraube endgültig eingeschraubt. Die fenestrierte Pedikelschraube dagegen wird einmal in das präparierte Schraubenlager eingedreht, die Einzementierung der Schraube im Wirbel erfolgt über den Schraubenkopf durch die zum Knochen offenen Schraubenkanäle. Um zu klären, wovon die Unterschiede der Auszugskräfte zwischen den zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben abhängen und ob die soliden und fenestrierten Pedikelschrauben hinsichtlich der erzielten Belastungshöhe durch Zementierung gleichwertig sind, werden vergleichende Untersuchungen zwischen den zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben benötigt. Bezüglich Leckagerisiko und Auszugsfestigkeit gibt es keine abschließenden Hinweise für Auswahl und Anwendung des PMMA-Zementes [201]. Genauere Angaben über die einzusetzenden Zementmengen bezüglich der soliden und fenestrierten Pedikelschrauben sowie der Wirbelsäulenabschnitte existieren nicht. Als Empfehlung für die einzusetzenden Zementmengen bei der Zementaugmentation von Pedikelschrauben wurde lediglich ein Anwendungsbereich von 1ml bis 3ml angegeben. Ein Standard der Zementaugmentation für Pedikelschrauben wurde bisher nicht formuliert [188]. Widersprüchlich sind

auch die Angaben über das Ausmaß der Abhängigkeit der Auszugskraft und des Eindrehmoments von der Knochendichte [187, 219, 220] sowie über den Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Auszugskraft [140, 221, 222]. Diese Studie soll zur Verringerung dieser bestehenden Unklarheiten beitragen. Es soll der Einfluss der Zementaugmentation in Abhängigkeit von den Zementmengen 1ml und 3ml auf die Auszugskraft der soliden und fenestrierten Pedikelschraube aus dem osteoporotischen Wirbel gezeigt werden. Der Vergleich zwischen den beiden Pedikelschraubenarten soll über deren Unterschiede oder Gleichwertigkeit Aufschluss geben. Weiterhin sollen die gegenseitigen Zusammenhänge von Auszugskraft, Eindrehmoment und Knochendichte untersucht werden.

## **6.2 Hypothese 1: Zementierte Pedikelschrauben besitzen gegenüber unzementierten Pedikelschrauben eine unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit.**

In unseren Gruppen A und B wurde der Einfluss der Zementierung auf die Auszugskraft von fenestrierten und soliden Pedikelschrauben aus osteoporotischen Wirbeln untersucht. Die mittleren maximalen Auszugskräfte waren, unabhängig von der Zementmenge, gegenüber denen der unzementierten Schrauben signifikant erhöht. In der Literatur wird dieses Ergebnis in vergleichbaren Studien bestätigt. Becker et al. [223], Burval et al. [224], Charles et al. [225], Goost et al. [211], Kueny et al. [111] und Liu et al. [174] verwendeten in ihren Studien ausschließlich lumbale Wirbel und die Auszugskräfte der zementierten Pedikelschrauben mit Durchmessern von 5,5mm bis 6,5mm lagen signifikant über denen der unzementierten Pedikelschrauben. Im Gegensatz dazu wurden in unseren Versuchen zusätzlich thorakale Wirbel untersucht. Zindrick et al. [137] haben in ihrer Untersuchung die transversalen mittleren Pedikelweiten der Wirbel und deren Streubreiten ermittelt. Wegen der darin angegebenen großen transversalen Pedikelweiten für die lumbalen Wirbel müssen die Gewinde von Pedikelschrauben mit 5,5mm bis 6,5mm Durchmesser in lumbalen Wirbeln aber nicht zwingend einen Kontakt mit der Pedikelkortikalis haben. Eine Schraube von 6mm Durchmesser, wie sie auch in unseren Versuchen verwendet wurde, ist eher in der thorakalen Pedikelkortikalis verankert, als in der Pedikelkortikalis

eines lumbalen Wirbels. Dies könnte zu unterschiedlichen Auszugskräften zwischen Stichproben mit ausschließlich lumbalen Wirbeln und Stichproben mit thorakalen und lumbalen Wirbeln geführt haben. In unserer Studie konnte zwischen den Auszugskräften der thorakalen Wirbel und denen der lumbalen Wirbel kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Bei Goost et al. [211] lag in der osteoporotischen Gruppe die Auszugskraft der fenestrierten Pedikelschrauben durch die Zementierung mit 3ml PMMA signifikant über der Auszugskraft der unzementierten Pedikelschrauben. Die mittlere Auszugskraft der unzementierten und die der zementierten Pedikelschrauben war jedoch niedriger als die der entsprechenden fenestrierten Pedikelschrauben unserer Gruppe A, was auf den niedrigeren BMD-Wert in der Goost-Studie und auf die fast ausschließliche Verwendung von lumbalen Wirbeln zurückgeführt werden könnte.

Bei Becker et al. [223] wurden die Pedikelschrauben auf die Länge von  $\frac{2}{3}$  des Wirbelkörperdurchmessers in die Wirbel eingeschraubt. Angaben über die Abmessungen der im Wirbel liegenden Schraubenabschnitte wurden nicht gemacht. Die mittleren Auszugskräfte dieser mit 2 ml zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben lagen signifikant über den mittleren Auszugskräften der unzementierten soliden Kontrollschrauben. Diese Auszugswerte entsprachen denen unserer unzementierten und zementierten Pedikelschrauben der Gruppen A und B.

Burval et al. [224] verglichen die Auszugskräfte von in osteoporotischen Wirbeln einzementierten soliden Pedikelschrauben mit denen einer unzementierten Kontrollgruppe. Um einen Bezug zur realen Belastungssituation herzustellen, wurden alle zementierten und die Hälfte der unzementierten Schrauben der Kontrollgruppe vor dem axialen Auszugstest einer kraniokaudalen zyklischen Belastung ausgesetzt. Trotz zyklischer Vorbelastung lagen die mittleren Auszugskräfte der zementierten soliden Pedikelschrauben höher als die der unzementierten Kontrollschrauben mit und ohne Ermüdungstest.

Kueny et al. [111] zementierten fenestrierte Schrauben mit durchschnittlich 3,1ml PMMA mittels Vertebroplastietechnik und fenestrierte Schrauben mit

durchschnittlich 1,8ml PMMA durch die Schraubenkanäle. Im Gegensatz zu unseren Schraubenlängen von  $45\text{mm} \pm 5\text{mm}$  betrug die transpedikuläre Einschraubtiefe hier nur ca. 38mm. Auch hier lagen die Auszugskräfte der mit Vertebroplastietechnik zementierten und der über die Schraubenkanäle zementierten Schrauben gegenüber denen der unzementierten Schrauben signifikant höher. Mit nur 38 mm Einschraubtiefe hatten gegenüber unserer Studie die unzementierten Schrauben einen höheren Auszugswert und unter Vergleich der in beiden Studien eingesetzten Zementmengen auch die Schrauben beider Zementierweisen. Die Wirbel in dieser Studie waren jedoch, im Gegensatz zu den osteoporotischen Wirbeln unserer Studie, osteopenisch. Dies könnte die höheren Auszugskräfte gegenüber unseren unzementierten Schrauben erklären.

Charles et al. [225] verglichen unzementierte fenestrierte Pedikelschrauben mit fenestrierten Pedikelschrauben, die mit 2ml PMMA entweder durch Vertebroplastietechnik oder mittels Injektion durch die Schraube zementiert wurden. Die Schrauben wurden einem aus axialem Zug und Biegebeanspruchung zusammengesetzten Auszugstest unterzogen. Außer der Altersangabe von 82J-100J für die verwendeten Wirbel gab es keine Angaben über die Knochendichtewerte, bei diesem Alter kann jedoch von osteoporotischen Wirbeln ausgegangen werden. Gegenüber der mittleren Auszugskraft der unzementierten Schrauben war die mittlere Auszugskraft der zementierten fenestrierten Schrauben signifikant, die der mit Vertebroplastietechnik zementierten Schrauben jedoch nur nicht signifikant erhöht. Begründet wurde der Festigkeitsunterschied durch die Lage und Form der Zementfüllung im Wirbel. Bedingt durch die Lage der radialen Öffnungen bei den durch Schraubeneinjektion zementierten Schrauben befand sich der Zementkörper mehr proximal um die Schraube. Die durch die Vertebroplastietechnik zementierten Schrauben steckten mit ihrer Schraubenspitze im distalen Zementkörper. Auch das Versagensmuster der Schrauben wurde durch die Lage des Zementkörpers bestimmt. Bei proximaler Lage des Zementkörpers gab es keine Trennung zwischen Schraube und Zement, bei distaler Lage des Zementkörpers wurde die Schraube aus dem Zement gerissen.

Liu et al. [174] ermittelten die axialen Auszugskräfte an unzementierten und an zementierten soliden Schrauben. Die mittlere axiale Auszugskraft der zemen-

tierten Schrauben war signifikant höher als die der unzementierten Schrauben. Die mittleren Auszugskräfte der unzementierten und der zementierten Schrauben lagen höher als die der entsprechenden Schrauben unserer Gruppe B. Da sich die Schraubendurchmesser und der BMD kaum von denen unserer Gruppe B unterschieden, könnten die höheren Auszugswerte der unzementierten Schrauben mit den möglicherweise geringeren Unterschieden zwischen den Pedikeldurchmessern und den Schraubendurchmessern erklärt werden. Die höhere Auszugskraft der mit ca. 2,5ml zementierten Schrauben könnte durch den spindelförmigen Zementmantel um einen großen Abschnitt des Schraubengewindes mitverursacht sein. Unsere solide Pedikelschraube dagegen steckte mit der Schraubenspitze in einem eher kugelförmigen Zementkörper.

Chao et al. [226], Choma et al. [201] und Christodoulou et al. [227] führten ihre Untersuchungen an thorakolumbalen Wirbelpräparaten von T10 bis L5 bzw. von T6 bis L5 durch.

In der Studie von Christodoulou et al. [227] lag der Mittelwert der Auszugskräfte der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben signifikant über den Mittelwerten der unzementierten fenestrierten Pedikelschrauben und unzementierten Standardpedikelschrauben. Diese Mittelwerte unterschieden sich kaum von denen unserer Gruppe A bei vergleichbaren Schraubendimensionen, BMD-Werten und Zementmengen. Die vollständig kanülierten Pedikelschrauben in dieser Studie hatten nur 4 radiale Öffnungen im Gegensatz zu unseren Schrauben mit geschlossenen Schraubenspitzen und 9 radialen Öffnungen und wurden möglichst geradeaus, unter kleinem Winkel zur Sagittalebene und nach Schneiden eines Gewindes in die Pedikel eingesetzt. Unsere Schrauben wurden entlang der Pedikelachse ohne Gewindeschneiden positioniert. Das Ergebnis zeigt die untergeordnete Bedeutung der unterschiedlichen Schraubenarten und deren Einschraubrichtungen.

Der Vergleich der Auszugskräfte unzementierter fenestrierter Pedikelschrauben mit denen unzementierter solider Standard-Pedikelschrauben in der Studie von Christodoulou et al. [227] ergab keinen signifikanten Unterschied. Damit hat die nach dem Einsetzen einer fenestrierten Pedikelschraube unterlassene Zemen-

tierung keine Minderung der Verankerungsfestigkeit gegenüber einer unzementierten, soliden Standardpedikelschraube zur Folge. Die fenestrierte Pedikelschraube kann somit ohne Nachteile situationsbedingt zementiert oder unzementiert belassen werden.

Chao et al. [226] verglichen unzementierte fenestrierte Pedikelschrauben mit 2ml PMMA in Vertebroplastietechnik zementierten Schrauben und mit 2ml PMMA über den Schraubenkanal zementierten Pedikelschrauben. Auch hier lagen die Auszugskräfte beider Zementierweisen signifikant über den Auszugskräften der unzementierten Pedikelschrauben. Die BMD-Werte waren im Vergleich zu unseren Knochenmineraldichtewerten niedrig. Passend dazu waren die niedrigen Auszugskräfte der unzementierten und zementierten Pedikelschrauben.

Die an unzementierten, an mit 2ml zementierten soliden und an mit 2ml zementierten vollständig und unvollständig fenestrierten Schrauben durchgeführten Auszugsversuche von Choma et al. [201] führten ebenso zu signifikant höheren Auszugskräften gegenüber den unzementierten Kontrollschrauben.

Bei Frankel et al. [218] wurden die präparierten Schraubenlager für die Pedikelschrauben durch einen kanülierten und gefensterten Knochengewindeschneider zementiert. Nach dem Entfernen des Knochengewindeschneiders wurden die soliden Pedikelschrauben in den nicht mehr flüssigen, aber noch weichen Zement eingeschraubt, wohingegen in unserer Studie die Schrauben mit Hilfe des Vertebroplastieverfahrens implantiert wurden. Die mittlere axiale Auszugskraft aller zementierten soliden Pedikelschrauben lag bei Frankel et al. [218] signifikant höher als die aller unzementierten soliden Pedikelschrauben. Es bestand kein großer Unterschied zwischen der mittleren maximalen Auszugskraft der 3ml-Untergruppe unserer Gruppe B und der mittleren maximalen Auszugskraft aus der Wirbelsäule eines 60-jährigen Mannes in der Studie von Frankel et al. [218]. Die mittlere Auszugskraft der unzementierten Pedikelschrauben bei Frankel et al. [218] lag dagegen um ca. 25% höher als die unserer unzementierten Pedikelschrauben. Bei Frankel et al. [218] wurden keine BMD-Einzelwerte angegeben. Allerdings muss die Wirbelsäule des 60jährigen Mannes, ange-

sichts des Lebensalters, nicht notwendigerweise osteoporotisch gewesen sein. Mit einem höheren BMD-Wert wäre damit die höhere Auszugskraft der unzeementierten Schrauben zu erklären. Die Längen der Pedikelschrauben wurden bei Frankel et al. [218] nicht angegeben und können damit in die Betrachtung der Zusammenhänge nicht mit einbezogen werden.

Zindrick et al. [161] untersuchten durch den Einsatz zweier gleicher Schrauben in den linken und rechten Pedikel die Homogenität der Knochenqualität innerhalb eines Wirbels. Der Unterschied zwischen den mittleren Auszugskräften beider Schrauben belief sich auf nicht signifikante 1%. Die Gleichwertigkeit der Verankerungsfestigkeit in den beiden Pedikeln des gleichen Wirbels bestätigte unser eigenes Vorgehen, in dem jeweils ein Pedikel des Wirbels zur Kontrolle der Gegenseite verwendet wurde.

Soshi et al. [53] untersuchten den Einfluss von Knochenzement in Abhängigkeit vom Osteoporosegrad nach der Jikei-Einteilung (Abschnitt 2.2.1.2) auf die Auszugsfestigkeit. So bewirkt die Zementierung mit 2ml bis 3ml Knochenzement von transpedikulär platzierten soliden Steffee-Schrauben bei den Osteoporosegraden Jikei I und II eine signifikante Erhöhung der Auszugsfestigkeit, nicht jedoch bei Jikei III. Im Gegensatz dazu erzielten Sarzier et al. [228] auch beim Osteoporosegrad Jikei III durch PMMA-Zementierung eine signifikante Erhöhung der Auszugskraft, allerdings mit einer mittleren Zementmenge von 4ml.

Paré et al. [212] untersuchten, mit Unterscheidung zwischen thorakalem und lumbalem Wirbelabschnitt, die Erhöhung der axialen Auszugskräfte von mit unterschiedlichen Zementmengen zementierten fenestrierten Pedikelschrauben gegenüber unzeementierten soliden Pedikelschrauben. Ohne die Schraubendimensionen in Zahlen anzugeben, wurden sie in dieser Studie den Pedikelabmessungen angepasst. Da sich die Auszugskräfte bei unterschiedlichen Zementmengen innerhalb des thorakalen bzw. lumbalen Abschnitts nicht signifikant voneinander unterschieden und die Zementmenge von 0,5ml im thorakalen Abschnitt nicht zu einer signifikanten Erhöhung gegenüber der unzeementierten Auszugskraft führte, wurde für den thorakalen Abschnitt 1ml und für den lumbalen Abschnitt 1,5ml als optimale Zementmenge vorgeschlagen.

Von Stempel et al. [149] schlugen für die lumbale Wirbelsäule eine untere Grenze von  $0,7\text{g/cm}^2$  für die Knochenmineraldichte vor, entsprechend einer Primärstabilität von 900N, unterhalb der z. B. augmentiert werden sollte. Die Abnahme der Belastungsfähigkeit von kaudal nach kranial wegen der sich verringenden Wirbeldimensionen würde eine Anhebung dieser Grenze auf  $0,85\text{g/cm}^2$  in den oberen thorakalen Abschnitten erforderlich machen.

Die Verbesserung der Verankerungsfestigkeit durch Zementaugmentation von Pedikelschrauben in osteoporotischen Wirbeln wurde durch unsere Studie und die vergleichbare Literatur bestätigt. Auch die klinischen Studien von Aydogan et al. [229], Chang et al. [197] und Piñera et al. [230] belegten die vorteilhafte Verwendung der Zementaugmentation von Pedikelschrauben durch PMMA. Bei Aydogan et al. [229] gab es keine Schraubenlockerung bis auf eine Ausnahme und kein Implantatversagen, bei Piñera et al. [230] gab es weder Auszug noch Implantatversagen und bei Chang et al. [197] konnten am Ende der Nachbetreuung keine signifikanten Lageveränderungen der Schrauben festgestellt werden. Zusammenfassend kann die Zementierung des Wirbels als eine drastische Erhöhung der „Knochenmineraldichte“ am Ort des Zementkörpers angesehen werden. Als Folge davon ist die Schraube in diesem Zementkörper sehr viel fester verankert als im osteoporotischen Knochen. Weiterhin wirken sich die Größen der Grenzflächen auf die Verankerungsfestigkeit aus. Je größer die Fläche ist, durch die eine Kraft durchgeleitet wird, umso geringer sind die Normalspannungen und Scherspannungen, die an dieser Fläche angreifen und zum Materialversagen führen. Für die Erhöhung der Verankerungsfestigkeit der zementaugmentierten gegenüber der Verankerungsfestigkeit der unzementierten Pedikelschrauben sind, außer der Festigkeit des Zements, die Grenzflächen zwischen Pedikelschraube und Zementkörper sowie zwischen Zementkörper und osteoporotischem Knochen verantwortlich, die deshalb so groß wie möglich auszuführen sind.



### **6.3 Hypothese 2: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in der Auszugsfestigkeit zwischen zementierten soliden Pedikelschrauben und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben.**

In unserer Gruppe C haben wir die Unterschiede zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften der zementierten soliden und der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben untersucht. Diese Unterschiede waren gering und ohne Signifikanz, auch in Abhängigkeit von den Zementmengen.

In den Arbeiten aus der Literatur mit Vergleichen von Auszugskräften zwischen zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben fielen die Unterschiede zwischen beiden Zementierweisen verschieden stark aus, in einigen Fällen waren diese auch signifikant. Becker et al. [223], Chao et al. [226], Charles et al. [225], Chen et al. [231], Choma et al. [201] und Kueny et al. [111] verglichen zementierte solide mit zementierten fenestrierten Pedikelschrauben.

Die mittleren Auszugskräfte der mit 2 ml zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben bei Becker et al. [223] waren fast identisch und sind mit denen unserer Gruppe C vergleichbar. Die Lage der radialen Bohrungen in unseren fenestrierten Pedikelschrauben ist mit der in den Schrauben von Becker vergleichbar, was zu einem gleichartigen Zementmantel und ähnlicher Zementverteilung geführt haben dürfte.

Bei Charles et al. [225] war die mittlere Auszugskraft der zementierten fenestrierten Schrauben gegenüber der der zementierten soliden Schrauben erhöht, jedoch nicht signifikant. Die unterschiedliche Zementierweise hatten eine unterschiedliche Lage und Form der Zementfüllung im Wirbel zur Folge. Bedingt durch die Lage der radialen Schraubenöffnungen lag bei der fenestrierten Schraube ein gleichförmiger Zementkörper in Pedikelnähe im posterioren Wirbelkörper. Dies führt zu einer höheren Auszugskraft, als wenn die Schraube nur mit ihrer Spitze in der Zementmasse liegt, wie bei der hier angewandten Ausführungsart der Vertebroplastiemethode.

In der Studie von Kueny et al. [111] war die Zementmenge der zementierten soliden Schrauben mit durchschnittlich 3,1ml höher als die der zementierten fenestrierten Schrauben mit durchschnittlich 1,8ml. Trotzdem war die mittlere

Auszugskraft der zementierten soliden Schrauben niedriger als die der zementierten fenestrierten Schrauben. Diese Differenz zwischen den beiden Auszugskräften war jedoch nicht signifikant. Erklärt wurde dies von Kueny et al. [111] durch die unterschiedliche Form und Lage des Zementkörpers. Die solide Schraube steckte mit ihrer Spitze in einem Zementkörper, der sich im anterioren Wirbelkörper befand. Der Zementkörper der fenestrierten Schraube erstreckte sich um den Bereich ihrer radialen Bohrungen und befand sich mehr im Pedikelbereich, unter Beteiligung der dorsalen Wirbelkörperwand. Dies könnte der fenestrierten Schraube, trotz Verwendung einer kleineren Zementmenge, zu einer stärkeren Schraubenverankerung im Vergleich zur soliden Schraube verholfen haben. Auch in unserer Studie waren die Differenzen zwischen den mittleren Auszugskräften der zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben nicht signifikant. Allerdings waren die paarig applizierten Zementmengen von entweder 1ml oder 3ml bei unseren beiden Pedikelschraubentypen, unter Vernachlässigung des Totvolumens der fenestrierten Pedikelschraube von ca. 0,2ml bis 0,3ml, gleich groß. Die Unterschiede zwischen unserer Studie und der von Kueny et al. [111] bezüglich der jeweils in beiden Studien eingesetzten Zementmengen lassen sich durch den stärkeren Unterschied von Form und Lage der Zementkörper zwischen den beiden Schraubenarten bei Kueny et al. [111] erklären, im Gegensatz zu den geringeren Unterschieden zwischen den Zementkörpern unserer Studie.

Der Vergleich der Auszugskräfte zwischen den in Vertebroplastietechnik zementierten Pedikelschrauben und den zementierten fenestrierten Pedikelschrauben durch Chao et al. [226] ergab eine höhere Auszugskraft der in Vertebroplastietechnik zementierten Pedikelschrauben gegenüber der der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben. Dieser nicht signifikante Unterschied in der Verankerungsfestigkeit zwischen den beiden Zementierweisen wurde durch die unterschiedlich geformten Zementwolken erklärt. Die fenestrierte Pedikelschraube wies einen mehr kugelförmigen Zementkörper um einen kleineren Schraubenabschnitt auf, der die radialen Ausführungsgänge enthielt, während ein zylindrischer Zementkörper die gesamte Schraubenlänge der vertebroplastierten Schraube umfasste.

Choma et al. [201] führten die signifikant höheren Auszugskräfte der zementierten fenestrierten im Vergleich zu den zementierten soliden Schrauben auf den Zementeintrag entlang der Pedikelschraube und damit auf die Lage und Form des Zementkörpers zurück. Umfasst die Zementmasse nur die Schraubenspitze wie bei der Vertebroplastie, ist die Erhöhung der Auszugskraft durch die Augmentation geringer, als wenn die Zementmasse einen höheren Anteil der Schraubenlänge einschließt, wie bei der Zementierung durch die radialen Schraubenöffnungen.

In der Studie von Chen et al. [231] wurden auch konische Pedikelschrauben untersucht, da sich die Pedikel nach anterior verjüngen. Die Schrauben wurden in synthetische Prüfkörper aus Polyurethanschaum eingeschraubt. Im Gegensatz zu unserer Studie zeigten die retrograd zementierten soliden Pedikelschrauben signifikant höhere Auszugskräfte als die zementierten fenestrierten Pedikelschrauben. Erklärt wurde dieses mit der größeren Kontaktfläche des zylindrischen Zementkörpers der zementierten soliden Schraube mit der Schaumhülle, die den Zementkörper umgab. Der mehr kugelförmige Zementkörper der fenestrierten Schraube besaß dagegen eine kleinere Grenzfläche zur Schaumhülle. Wie in unserer Studie zeigten aber beide Zementierweisen signifikant höhere Auszugskräfte als die unzementierten Pedikelschrauben, unabhängig von ihrer konischen oder zylindrischen Form.

Maximale Auszugskräfte sind durch gleichförmige Zementmäntel um die gesamte Schraubenlänge zu erzielen, wofür bereits spezielle Schrauben entwickelt wurden. Dai et al. [232] und Liu et al. [233] haben eine Schraube untersucht, die unterschiedlich große und geformte radiale Öffnungen besaß. Die Öffnungen vergrößerten ihre Durchmesser in Richtung Schraubenspitze, die Form der Öffnungen in Richtung Schraubenspitze veränderte sich von kreisförmig über oval nach U-förmig. In ihren In-vitro-Versuchen wurde dadurch eine gleichmäßige Zementverteilung über die distale Hälfte der Schraube erzeugt. Auch klinisch wurde dieser Schraubentyp erfolgreich mit einer Zementmenge von 1ml bis 2ml eingesetzt.

Aus technischer Sicht rühren die unterschiedlichen Auszugskräfte zwischen zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben von den unterschiedlichen Lagen und Formen der Zementkörper, in denen die einzementierten Schrauben stecken, her. Je tiefer die Pedikelschraube im Zementkörper steckt, desto fester ist sie in diesem verankert, was besonders die solide Schraube betrifft. Die Lage der fenestrierten Pedikelschraube in ihrem Zementkörper ist abhängig von der Lage und Anzahl der radialen Bohrungen entlang der Schraube.

Die mathematische Betrachtung des Volumens ergibt, dass für ein gegebenes Volumen die Kugelform von allen möglichen Formen die geringste Oberfläche besitzt. Auf den Zementkörper übertragen bedeutet dies, dass jede Abweichung von der Kugelform die Oberfläche des Zementkörpers vergrößert, in diesem Fall die Kontaktfläche zwischen Zementkörper und Knochensubstanz. Damit wird die Belastungskraft der Pedikelschraube durch die vergrößerte Übergangsfläche in die Knochensubstanz des Wirbels eingeleitet, wodurch die mechanischen Spannungen, die ja an dieser Übergangsfläche zum Materialversagen führen, herabgesetzt werden. Haben ein zylindrischer Zementkörper und ein kugelförmiger Zementkörper das gleiche Zementvolumen, dann kann die Pedikelschraube mit dem zylindrischen Zementkörper wegen der größeren Übergangsfläche zwischen Zementkörper und Knochensubstanz eine höhere Last als die Pedikelschraube mit dem kugelförmigen Zementkörper übertragen. Da die Zementkörper der soliden Pedikelschrauben und die der fenestrierten Pedikelschrauben in unserer Studie im Gesamtüberblick bezüglich Form und Lage keine größeren Unterschiede aufwiesen, unterschieden sich die entsprechenden Auszugskräfte auch nicht signifikant.

Nach den Ergebnissen unserer Studie ist die Verankerungsfestigkeit der beiden Zementierweisen somit gleichwertig. Zudem wurden bereits von Blattert et al. [175], Bullmann et al. [187], Cho et al. [234] und Choma et al. [201] die Bedenken bezüglich der Revisionsfähigkeit von zementierten Pedikelschrauben entkräftet. Die beiden Pedikelschraubenarten ließen sich problemlos aus den Zementkörpern herausdrehen. Klinisch bietet der Einsatz der fenestrierten Pedikelschraube aber Vorteile bezüglich des Implantationsvorgangs gegenüber der

preiswerteren soliden Pedikelschraube. Die fenestrierten Pedikelschrauben können in die Wirbelsäule eingeschraubt und eine nach der anderen zementiert oder auch unzementiert belassen werden bzw. der Zementiervorgang kann bei Erfordernis zu jedem Zeitpunkt ohne Nachteile abgebrochen werden. Die solide Schraube wird zuerst ins präparierte Schraubenlager eingedreht, wieder ausgeschraubt, das Schraubenlager zementiert und die Schraube endgültig eingedreht. Im Leckagefall kann die Schraube gegebenenfalls nicht weiter eingeschraubt, sondern muss entfernt werden. Der Einsatz von fenestrierten Schrauben verkürzt die Operationszeit gegenüber der Verwendung von soliden Pedikelschrauben.

#### **6.4 Hypothese 3: Im Vergleich zum unzementierten Zustand reicht eine Zementmenge von 1ml aus, um eine signifikant unterschiedliche, z. B. höhere Auszugsfestigkeit zu erhalten. Eine weitere Steigerung der Zementmenge hat keinen Einfluss mehr auf die Auszugsfestigkeit der Schrauben.**

In unserer Studie waren die Auszugskräfte der mit 3ml zementierten soliden wie auch fenestrierten Pedikelschrauben signifikant höher als die der mit 1ml zementierten Pedikelschrauben. Das gleiche Ergebnis haben wir für alle Pedikelschrauben zusammen genommen, ohne Berücksichtigung der Schraubenarten, erhalten. Der Teil der Hypothese 3, der besagt, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften in Abhängigkeit von den Zementmengen 1ml und 3ml gibt, wurde somit nicht bestätigt. Dagegen konnte der Teil der Hypothese, der besagt, dass eine Zementmenge von 1ml die Auszugsfestigkeit gegenüber dem unzementierten Zustand signifikant erhöht, durch unsere Versuche bestätigt werden.

Frankel et al. [218] zeigten, dass zwischen zementierten soliden Pedikelschrauben, die mit einer mittleren Zementmenge von <2,8ml und denen, die mit einer mittleren Zementmenge von ≥5,5ml zementiert wurden, bezüglich der Auszugskräfte keine signifikanten Unterschiede bestanden.

Paré et al. [212] führten Auszugsversuche an zementierten fenestrierten Schrauben durch, mit Unterscheidung zwischen thorakalem und lumbalem Wirbelabschnitt. Mit Ausnahme der thorakalen Zementmengen von 0,5ml führten

alle anderen Zementmengen zu signifikanten Erhöhungen der normierten Auszugskräfte gegenüber denen der unzementierten Schrauben. Die normierten Auszugskräfte der Schrauben mit höheren Zementmengen (>1ml thorakal, >1,5ml lumbal) lagen jeweils niedriger, jedoch nicht signifikant, als die von 1ml thorakal bzw. 1,5ml lumbal. In dieser Studie wurden keine Absolutwerte der Auszugskräfte angegeben. Möglicherweise wäre beim Vergleich der Absolutwerte ein anderes Ergebnis herausgekommen.

In der Studie von Bullmann et al. [187] ergab sich kein Zusammenhang zwischen Auszugskräften und Zementmengen. Allerdings waren die Unterschiede zwischen den einzelnen Zementmengen wegen der geringen Spanne von 0,6 ml bis 2ml relativ klein. Die zu den unterschiedlichen Zementmengen gehörenden unterschiedlichen Auszugswerte könnten deshalb möglicherweise von den statistischen Messwertschwankungen überdeckt worden sein. Zur Betrachtung der realen Zementmengen im Wirbel musste von den applizierten Zementmengen noch das Totvolumen der fenestrierten Schraube von 0,4ml abgezogen werden, so dass ein bedeutender Anteil der tatsächlich im Knochen liegenden Zementvolumina weniger als 1ml betrug.

Fölsch et al. [235] untersuchten den Zusammenhang zwischen Zementvolumen und Auszugsfestigkeit von fenestrierten Pedikelschrauben, die mit PMMA-Zement zwischen 0,5ml und 4,5ml in PU-Schaum, der ähnliche Eigenschaften wie Knochen aufwies, einzementiert wurden. Der PU-Schaum besaß jedoch, im Gegensatz zum Knochenmaterial, homogene Eigenschaften und erleichterte so den Vergleich zwischen den Schrauben. Die Korrelation zwischen dem Zementvolumen und der Auszugskraft war mit  $r=0,88$  hoch und mit  $p<0,01$  hoch signifikant. Die Regressionsgerade wies auf einen linearen Zusammenhang bis zumindest 4ml zwischen Auszugskraft und Zementvolumen hin. Das Versagen fand immer an der Zement-Schaumgrenze statt. Auch unsere Ergebnisse zeigten mit zunehmender Zementmenge eine Zunahme der Versagenshäufigkeit an der Zement-Knochengrenze.

Chen et al. [236] verglichen die Auszugskräfte von soliden Pedikelschrauben, die unzementiert, bzw. mit 1ml, 2ml und 3ml PMMA in PU-Schaum verankert

waren. Die Unterschiede zwischen den jeweiligen mittleren Auszugskräften der unzementierten, der mit 1ml, mit 2ml und mit 3ml zementierten Schrauben waren signifikant. Das entsprechend gleiche Ergebnis zeigte sich bei den Auszugsenergien. Durch einen Zementkörper größeren Volumens wirkt die eingeleitete Belastung auf die vergrößerte Kontaktfläche zwischen Zementkörper und angrenzender Spongiosa, wodurch faktisch die Belastungsgrenze erhöht wird. Zudem erhöhte sich der Einfluss des Zements mit Zunahme der Osteoporose [161, 237], da mit abnehmender Dichte und abnehmendem Widerstand der Spongiosa der Zement leichter, weiter und vermehrt in die vergrößerten Hohlräume des Knochens eindringen kann. Deshalb konnte die Auszugskraft durch Zementierung unter Druck verdoppelt werden [161]. Mit dem Anstieg der Auszugskraft stieg auch die zum Auszug benötigte Energie an. Die Ergebnisse aus den Arbeiten, in denen PU-Schaum anstatt humane Wirbel verwendet wurden, zeigten einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Auszugskraft und Zementvolumen. Woher die unterschiedlichen Ergebnisse aus den Studien in dieser Richtung herrührten, ist Gegenstand für weitere Untersuchungen.

Unsere Ergebnisse zeigten, dass die Erhöhung der Zementmenge von 0ml auf 1ml und von 1ml auf 3ml jeweils die mittleren maximalen Auszugskräfte signifikant erhöht hat. Eine applizierte Zementmenge von 1ml wäre grundsätzlich ausreichend, um gegenüber den unzementierten Pedikelschrauben eine signifikante Erhöhung der Auszugskraft zu erzielen. Bezieht man nun die Wirbelsäulenabschnitte in die Überlegungen mit ein, erkennt man, dass die Wirbel des oberen thorakalen Abschnitts weniger stark belastet sind als die weiter unten liegenden Wirbel und auch ein geringeres Fassungsvermögen besitzen, was die Gefahr für Zementleckage erhöht. Damit kann im thorakalen Abschnitt der Wirbelsäule eine Zementmenge von 1ml eher als ausreichend angesehen werden, während im lumbalen Abschnitt der Wirbelsäule, unter Kontrolle auf Zementleckagen, durchaus Zementmengen von 3ml appliziert werden können.

Zusammenfassend können die höheren Auszugskräfte der mit 3ml zementierten Pedikelschrauben mit den größeren Übergangsf lächen zwischen Zementkörper und Knochen sowie zwischen Schraube und Zementkörper begründet werden. Mit der Vergrößerung des eingesetzten Zementvolumens erhöhen

sich die Übergangsflächen. Zusätzlich ist die Übergangsfläche eines zylindrischen Zementmantels zum Knochen größer als die eines kugelförmigen Zementkörpers bei gleichem Zementvolumen. Um den maximalen Nutzen aus dem eingesetzten Zementvolumen zu ziehen sind also möglichst zylinderförmige Zementmäntel zu erzeugen, was durch die Literatur [232, 233]) unterstützt wird.

#### **6.5 Hypothese 4: Die Auszugsfestigkeit der Schraube hängt von der Knochendichte ab.**

Unser In-vitro-Versuchsergebnis dokumentiert die Festigkeitsminderung von Schraubenverankerungen in thorakalen und lumbalen Wirbeln mit abnehmender Knochendichte. Einen deutlichen Zusammenhang zwischen den BMD-Werten und den Auszugskräften zeigten die unzementierten Pedikelschrauben. Umgekehrt führten die nicht signifikant unterschiedlichen BMD-Mittelwerte der unzementierten Schrauben aus den Gruppen A und B zu nicht signifikant unterschiedlichen Mittelwerten der maximalen Auszugskräfte der Gruppen A und B. Einen mäßig bis deutlichen Zusammenhang zwischen den BMD-Werten und den Auszugskräften zeigten die zementierten Pedikelschrauben. Bei den mit 1ml+3ml zementierten soliden Schrauben bestand nur ein geringer Zusammenhang zwischen den BMD-Werten und Auszugskräften. Halvorson et al. [238], Okuyama et al. [222], Pfeiffer et al. [239], Soshi et al. [53] und Wittenberg et al. [240] fanden in lumbalen Humanpräparaten für den Zusammenhang zwischen Knochendichte und der Auszugsfestigkeit von Schrauben signifikante Korrelationen.

Bei Wittenberg et al. [240] und Okuyama et al. [222] wurde die Knochendichte mit QCT bestimmt. Bei Wittenberg gab es Unterschiede zwischen den Schraubentypen. Für die Kluger-Schrauben mit durch Sonden präparierten Schraubengarnen gab es eine hohe, für die Steffee-Schrauben mit vorgeschrittenen Gewinden eine niedrige Korrelation.

In der Arbeit von Pfeiffer et al. [239] wurde, zum Ausschluss von Störfaktoren wie z. B. Osteophyten, die Knochenmineraldichte in ausgesuchten Abschnitten des Wirbels mit DXA gemessen, die Korrelation war hoch.



Bei Halvorson et al. [238] zeigte sich die hohe signifikante Korrelation an Pedikelschrauben verschiedener Bauart und unterschiedlich präparierten Schraubenlagern. Die Knochendichte, die hier mit Dual Photon Absorptiometry (DPA) bestimmt wurde, war die einzige Größe mit signifikanter Auswirkung auf die Regressionsgerade. Im Unterschied zu gesunden Wirbeln beeinflusste die Art der Präparation des Schraubenlagers signifikant die Höhe der Auszugskraft in osteoporotischen Wirbeln.

In der Arbeit von Soshi et al. [53] fand sich eine starke, vom Schraubendurchmesser unabhängige, positive Korrelation zwischen BMD und der Auszugskraft von Steffee-Schrauben verschiedenen Durchmessers. Die Steigung der Regressionsgeraden stieg mit dem Schraubendurchmesser an.

Renner et al. [198] ermittelten eine positive Korrelation zwischen BMD und Auszugskraft von unzementierten Schrauben aus thorakalen und lumbalen Wirbeln. Wenn nach primärer Schraubenzementierung mit Kalziumphosphat sowie nach Zementierung der ausgerissenen Schrauben mit Kalziumphosphat lediglich die Spitzen der Schrauben im Zement steckten, war die signifikant positive Korrelation zwischen BMD und Auszugskraft auch noch nach der Zementierung vorhanden. In den Versuchsgruppen mit den entlang ihrer ganzen Länge zementierten Schrauben gab es diesen Zusammenhang nicht mehr.

Reitman et al. [241] haben Schrauben anterior in zervikale Wirbel eingedreht und fanden eine hohe, aber nicht signifikante Korrelation zwischen BMD und Auszugsfestigkeit.

Mehmanparast et al. [242] untersuchten die Schraubenverankerung in Knochenersatzmaterial, das im Gegensatz zum Knochen homogene mechanische Eigenschaften besaß. Die Auszugskraft stieg signifikant mit der Dichte des Knochenersatzmaterials an.

Goost et al. [211] stellten eine Korrelation ohne statistische Signifikanz zwischen den BMD-Werten und den Auszugskräften von unzementierten und mit PMMA zementierten fenestrierten Pedikelschrauben mit geschlossener Spitze in der osteoporotischen, fast ausschließlich lumbalen Versuchsgruppe fest. Die Knochendichte wurde durch DXA bestimmt.

Die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Auszugsfestigkeit von transpedikulären Pedikelschrauben und Knochendichte an thorakalen Wirbeln durch Fürderer et al. [243] ergab eine nicht signifikante Korrelation. Der mit QCT durchgemessene Wirbelabschnitt wurde nicht näher beschrieben. Die geringe Anzahl von 6 Schrauben mit 6 mm Durchmesser wurde in Geradeaus-Technik in die engen Pedikel von T7 bis T9 eingeschraubt. Der dadurch möglicherweise erzeugte Kortikaliskontakt könnte zur Verdeckung des Einflusses der Knochendichte geführt haben.

Bullmann et al. [187] konnten an unzementierten und mit PMMA zementierten Schrauben keine Korrelation zwischen Knochendichte und Auszugskraft feststellen. Es handelte sich um unzementierte und zementierte fenestrierte Revisionschrauben, die nach Ausschrauben des 1. Schraubensatzes an dessen Stelle eingeschraubt wurden. Der Durchmesser der Revisionschrauben war um 1mm größer als der der ursprünglichen Pedikelschrauben. Möglicherweise wurde durch den Revisionsvorgang mit der Vergrößerung des Schraubendurchmessers von lediglich 1mm der abgelaufene Ausschraubvorgang nicht vollständig kompensiert.

Mit dem QCT-Verfahren können die Knochendichten von Teilbereichen des Wirbels, wie z. B. des Schraubenlagers bestimmt werden, wohingegen das DXA-Verfahren die Knochenmineraldichte aus dem Wirbel mit seinen pathologischen Bestandteilen und aus den Bestandteilen seiner Umgebung bestimmt.

Für von Stempel et al. [149] galt der Zusammenhang zwischen Auszugsfestigkeit und BMD sogar als erwiesen, Einflussgrößen wie Schraubenabmessungen und Schraubenvarianten waren für sie dagegen von nachrangiger Bedeutung.

In der oben angeführten Literatur wurde die Abhängigkeit der Verankerungsfestigkeit transpedikulär gelagerter Schrauben primär von der Knochendichte kontrovers diskutiert. Auch wenn es in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse gibt, scheint bei Betrachtung unserer Daten doch ein Zusammenhang zwischen den Auszugsfestigkeiten der Schrauben und den BMD-Werten zu bestehen. Die zwei erwähnten Untergruppen unserer zementierten soliden Schrau-

ben mit den schwächsten und nicht signifikanten Zusammenhängen waren eher von untergeordneter Bedeutung. Ausschlaggebend für die Beurteilung der Knochenqualität war der Zusammenhang zwischen dem BMD-Wert und der Auszugskraft der unzementierten Pedikelschraube und der wie in unserer Studie den größten Korrelationskoeffizienten auf. Durch eine präoperative Abschätzung der Knochenqualität über den BMD-Wert könnte Art und Ausmaß der Instrumentierung sowie der Einsatz von Zement präoperativ am BMD-Wert ausgerichtet werden. Die Auszugskräfte der unzementierten sowie der mit 1ml und 3ml zementierten (bis auf die oben erwähnte Ausnahme) Pedikelschrauben korrelierten in unserer Studie signifikant mit den BMD-Werten. Damit könnten zusätzlich die Auszugskräfte für die jeweiligen Zementmengen mit Hilfe der Regressionsgeraden abgeschätzt werden. All diese Erkenntnisse sind als Entscheidungshilfe für den Chirurgen gedacht, nicht aber um damit die Erfahrung des Chirurgen zu ersetzen.

## **6.6 Einfluss der Knochendichte auf das Eindrehmoment**

Unsere Ergebnisse zeigten signifikante Zusammenhänge zwischen den Knochendichten und den Eindrehmomenten von unzementiert und zementiert eingeschraubten Pedikelschrauben.

Okuyama et al. [222] haben in humanen lumbalen Wirbelpräparaten eine signifikant positive Korrelation zwischen den Eindrehmomenten von unzementierten Schrauben und den Knochendichten festgestellt. Mit der subjektiven Einschätzung des Chirurgen, die Schraube festgezogen zu haben, wurde der Einschraubvorgang beendet. Die Knochendichten wurden durch QCT mit dem Vorteil ermittelt, dass allein die Knochendichten der interessierenden Wirbelbereiche gemessen wurden und dem Nachteil der höheren Messungengenauigkeit gegenüber DXA.

Reitman et al. [241] haben den Einfluss des BMD-Wertes auf das Eindrehmoment untersucht. Im Gegensatz zu den anderen angeführten Studien haben sie jedoch die Schrauben nicht in thorakale und lumbale Wirbel, sondern von anterior in zervikale Wirbelkörper eingedreht. Dabei wurde das Anzugsmoment nach Anschlag des Schraubenkopfes an der Kortikalis und durch weiteres Festziehen

der Schraube das maximale Anzugsmoment vor dem Schraubenausriss, das Überdrehmoment, gemessen. In der Klinik darf das Überdrehmoment selbstverständlich nicht überschritten werden, weil dann das Knochengewinde abgeschert und die Schraube ausgerissen ist. Das Eindrehen der Schrauben in der Klinik wird durch die subjektive Einschätzung des Chirurgen, die adäquate Anzugsfestigkeit erreicht zu haben, beendet. Es konnte ein starker signifikanter Zusammenhang zwischen dem BMD-Wert und dem mittleren maximalen Eindrehmoment gezeigt werden.

Einen signifikanten Anstieg des Eindrehmoments mit der Dichte des Knochenersatzmaterials ermittelten Mehmanparast et al. [242] in künstlichem Knochen.

In ihren klinischen Studien fanden Ozawa et al. [244] und Lee et al. [245] Abhängigkeiten des Eindrehmoments vom BMD-Wert. So war bei Ozawa et al. [244] das Eindrehmoment in gesunden Wirbeln signifikant größer als das in Wirbeln mit Osteoporosegraden von Jikei I und Jikei II, III (Abschnitt 2.2.1.2). Kein signifikanter Unterschied bestand zwischen den Eindrehmomenten der Osteoporosegrade Jikei I und Jikei II, III.

Eine positive Korrelation zwischen den BMD-Werten der lumbalen Wirbel und den Anzugsmomenten der in die lumbalen Wirbel eingedrehten Schrauben fanden Lee et al. [245] in ihrer 181 Patienten umfassenden Studie. Bei den Patienten mit osteoporotischen Wirbeln konnte jedoch keine Korrelation zwischen dem BMD-Wert des proximalen Femurs und den Anzugsmomenten der Schrauben in deren lumbalen Wirbeln festgestellt werden. Genauso wenig ergab sich ein Zusammenhang zwischen dem BMD-Wert des proximalen Femurs und den BMD-Werten der lumbalen Wirbel. Nach diesem Ergebnis lassen sich bei osteoporotischen Patienten die Bestimmungen der Knochenmineraldichten an den Wirbeln nicht durch eine Messung der Knochendichte am proximalen Femur ersetzen.

Bühler et al. [219] bestimmten die Eindrehmomente in vivo und in vitro. Sie fanden dabei eine signifikante Korrelation zwischen dem BMD-Wert der Wirbel und dem Eindrehmoment im In-vitro-Versuch, nicht aber im In-vivo-Versuch. Mögliche Ursachen sind Fehlbestimmungen der Knochenmineraldichten im Leben-

den durch DXA mittels Einflüsse von pathologischen Kalzifikationen wie z. B. durch in dieser Studie nachgewiesene Osteophyten. Die dafür ersatzweise in vivo durchgeführte Korrelation des BMD-Wertes vom proximalen Femur mit dem Eindrehmoment war signifikant, die BMD-Mittelwerte waren allerdings nicht osteoporotisch (nur 1 Patient in der In-vivo-Gruppe mit 6 Schrauben war relativ osteoporotisch).

Um die Schraube nicht zu überdrehen und auszureißen kann der Chirurg in Wirbeln mit herabgesetzter Knochendichte das Anzugsmoment der einzusetzenden Schraube mit Hilfe der präoperativ festgestellten Knochendichte vorher abschätzen. Allerdings hat die Bestimmung der Knochendichte mit DXA den Nachteil, die pathologischen Bestandteile des Wirbels und die Bestandteile seiner Umgebung in den Messwert miteinzubeziehen, während mit QCT, unter Auslassung anderer Wirbelausschnitte, die Qualität des knöchernen Schraubenlagers selbst bestimmt werden kann.

Die Zusammenhänge zwischen Knochenmineraldichte und Eindrehmoment sind im Detail noch nicht ermittelt. Die räumlich ausgerichtete Trabekelstruktur mit den dadurch in den verschiedenen Richtungen unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften der Spongiosa wurde z. B. in den Zusammenhang nicht miteinbezogen. Weitere denkbare Einflussfaktoren auf das Eindrehmoment sind z. B. Weichgewebe wie das Knochenmark und die Gewebsflüssigkeiten. Für eine sichere Festigkeitsabschätzung besteht also weiterer Untersuchungsbedarf.

## **6.7 Zusammenhang zwischen Auszugskraft und Eindrehmoment**

Das gemessene oder auch manuell wahrgenommene Eindrehmoment der Pedikelschraube gibt dem Chirurg intraoperativ die Möglichkeit, die zu erzielende Qualität der Schraubenverankerung abzuschätzen und damit über den Einsatz von Zement zu entscheiden. Der Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Verankerungsfestigkeit wurde in mehreren Arbeiten untersucht [140, 221, 222, 242, 246 bis 250]. Die Ergebnisse in der Literatur dazu waren widersprüchlich, sie reichten vom starken und signifikanten bis zum nicht vorhandenen Zusammenhang. In unserer Arbeit wurden mäßige bis nahezu vollständige Zu-

sammenhänge zwischen den Eindrehmomenten und Auszugskräften von un- zementierten, zementierten sowie unzementiert eingedrehten und nach Zemen- tierung ausgerissenen Pedikelschrauben gefunden.

Zdeblick et al. [250] fanden eine Korrelation zwischen dem Eindrehmoment und der Auszugskraft. Es korrelierten hier das Drehmoment des Gewindeschneiders und das Eindrehmoment beim nachfolgenden Eindrehen der Schraube mit der Anzahl der Lastwechsel bis zum endgültigen Versagen der Schraube.

Helgeson et al. [247] erhielten in thorakalen Wirbeln eine mittlere Korrelation zwischen den Auszugskräften und den Eindrehmomenten des Gewindeschnei- ders und eine starke Korrelation zwischen den Auszugskräften und den Ein- drehmomenten der nachfolgend eingedrehten Schrauben.

In lumbalen Wirbeln ermittelten Okuyama et al. [222] eine starke Korrelation zwischen Eindrehmoment und Auszugskraft. Als Einflussfaktoren auf das Ein- drehmoment wurden die Scherkraft und die Reibung zwischen Schraube und Knochen genannt.

Kwok et al. [140] ermittelten den Zusammenhang zwischen Auszugsfestigkeit und Eindrehmoment von 5 verschiedenen Schraubentypen. Doch nur für einige Wirbeltypen und Schraubenarten existierten starke Korrelationen zwischen Ein- drehmoment und Auszugskraft und deswegen wurde hier auf die unzuverlässi- ge Vorhersagefähigkeit der Auszugskraft durch das Eindrehmoment hingewie- sen.

In synthetischem Knochen fanden Mehmanparast et al. [242] und Daftari et al. [246] hohe signifikante Korrelationen zwischen Eindrehmomenten und Aus- zugskräften von unzementierten Schrauben, nicht so dagegen Ricci et al. [248]. Auch in Kalbswirbeln fanden Daftari et al. [246] einen hohen signifikanten Zu- sammenhang zwischen den beiden Größen.

Im Gegensatz dazu konnten Inceoglu et al. [221] weder in der Gesamtmenge ihrer in Kalbswirbeln untersuchten Schraubentypen, noch innerhalb der einzel- nen Gruppen von Schraubentypen einen Zusammenhang zwischen Auszugs- kraft und Eindrehmoment erkennen.

Wie die Ergebnisse der klinischen Studien von Sandén et al. [249] und Ozawa et al. [244] zeigten, konnte mit Hilfe des Eindrehmoments keine Aussage über die Qualität der nach einem längeren Zeitabschnitt bestehenden Schraubenverankerung und das klinische Ergebnis gemacht werden.

Bei Ozawa et al. [244] gab es keine signifikante Beziehung zwischen Eindrehmomenten und den 6 Monate bis 12 Monate nach dem Eingriff festgestellten Schraubenlockerungen bei bereits in allen Fällen erfolgter knöcherner Überbauung.

Sandén et al. [249] verglichen die Eindrehmomente der Schrauben mit den nach ca. einem Jahr bei Entfernung der Instrumentation gemessenen Ausdrehmomenten, welche als Qualitätsmaß für die Schraubenverankerung dienten. Für den Hauptteil dieser Schrauben gab es keine Korrelation zwischen Eindrehmoment und Ausdrehmoment.

In diesen klinischen Studien wurden die über einen längeren Zeitraum bestehenden multifaktoriellen Einflüsse wie z. B. Knochenqualität, tägliche Belastung und ausbleibende knöcherne Überbauung nicht berücksichtigt. Diese überdecken den Einfluss der Primärstabilität, wodurch ein Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Qualität der Schraubenverankerung nach z. B. einem Beobachtungszeitraum von 1 Jahr nicht mehr festgestellt werden kann, das Eindrehmoment gibt also nur einen Hinweis auf die primäre Auszugsfestigkeit.

Die Einflussgrößen auf die Zusammenhänge zwischen Eindrehmoment und Auszugskraft sind nicht vollständig ermittelt, deshalb waren die Ergebnisse teilweise widersprüchlich. Allgemein ergibt sich die Höhe des Eindrehmoments aus der Reibung zwischen der Schraubenoberfläche und dem Knochenmaterial, wobei die Reibungskraft des Knochens auf die Schraubenoberfläche mit der ausgeübten Kraft des Knochens auf die Schraube zunimmt. Durch die gerichtete Anordnung der Trabekel im Wirbel sind die Festigkeitseigenschaften des Schraubenlagers in den unterschiedlichen Richtungen verschieden. Das Eindrehmoment dieses eben beschriebenen reinen Einschraubvorgangs ist zudem vom Festziehen der Schraube zu unterscheiden, ein Vorgang der abläuft, so-

bald die Schraube maximal eingeschraubt ist und der Schraubenkopf der Kortikalis aufsitzt. Beim Festziehen der Schraube ist die axiale Fortbewegung der Schraube blockiert, die Scherfestigkeit der Knochensubstanz am Außendurchmesser des Gewindes bestimmt jetzt die axiale Versagenskraft. Der genau gleiche Schervorgang an der Knochensubstanz läuft beim axialen Auszug der Schraube ab, nur dass in diesem Fall eine äußere Kraft entlang der Schraubenchse zieht, ohne dass die Schraube sich dreht. Der Zusammenhang zwischen der axialen Auszugskraft und dem maximalen Eindrehmoment (Überdrehmoment) wird damit offensichtlich, in beiden Fällen schert der Außendurchmesser des Schraubengewindes den Knochen ab. In diesen Richtungen besteht weiterer Untersuchungsbedarf. Der erfahrene Chirurg kann das Eindrehmoment sinnvoll zur Abschätzung der primären Auszugsfestigkeit von Pedikelschrauben und für die daraus abzuleitenden Maßnahmen, wie den intraoperativen Einsatz von Zement, nutzen. Gegebenenfalls kann es ihm aber auch als Entscheidungshilfe zur Verlängerung der Spondylodese dienen.

### **6.8 Häufigkeiten der Versagemuster in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und Knochenmineraldichte**

In Richtung zunehmender Zementmenge zeigen unsere Ergebnisse für beide Zementierweisen eine in etwa gleichmäßige Verschiebung des Schadensmusters vom Schraubenausriss zum Pedikelbruch. Die Verankerungskraft der Schraube im Wirbel stieg mit der Zunahme des Zementvolumens an. Die Verankerung der Schraube besteht aus 2 Komponenten: Die eine ist die Verankerung der Schraube im Zement, die umso stärker ist, je tiefer diese in der Zementmasse sitzt, die andere die Verankerung des Zementkörpers in der Knochenmasse. Die Oberfläche des Zementkörpers und damit die Kontaktfläche zur Knochensubstanz nimmt mit dem Zementvolumen zu. Die eingeleitete Kraft wird auf diese größere Kontaktfläche verteilt, wodurch Normal- und Scherspannungen herabgesetzt werden. Aus Tabelle 5.9.1 ist zu entnehmen, dass bei den mit 1ml zementierten soliden Schrauben die maximalen Haltekräfte der Schrauben im Zement und die maximalen Haltekräfte der Zementkörper im Knochen ungefähr gleich groß sind, da bei 1ml Zementmenge Schraubenausrisse und Pedikelbrüche mit ungefähr gleicher Häufigkeit auftreten. Dagegen tritt bei ca.



2/3 der mit 1ml zementierten fenestrierten Schrauben Pedikelbruch auf, ein Zeichen für ihre vergleichsweise festere Verankerung im Zement gegenüber der Verankerung ihrer Zementkörper im Knochen. Mit der Zementmenge von 3ml treten bei beiden Zementierweisen mit einer Häufigkeit von ca. 90% Pedikelbrüche auf, die Grenze der Verankerungskraft des Zementkörpers im Knochen liegt damit unter der der Schraube im Zement. Die niedrigere der beiden Grenzen bestimmt die Versagenslast. Mit der Zunahme des Zementvolumens erhöht sich also die Verankerungsfestigkeit der Schraube im Zementkörper stärker als die Verankerung des größer werdenden Zementkörpers im Knochenmaterial des Wirbels. Die Haltekraft des Zementkörpers im Knochenmaterial wird durch den BMD-Wert des Knochenmaterials beeinflusst. Unsere Ergebnisse zeigen, dass mit niedriger werdenden BMD-Werten die Anzahl der Pedikelbrüche ansteigt, während bei höheren BMD-Werten die Schraubenausrisse überwiegen (Tabelle 5.9.2). Die mittlere Auszugskraft der Pedikelschrauben, die mit anhaftenden Zementkörpern aus den Wirbeln ausgerissen wurden und dadurch Pedikelbrüche verursachten, betrug in unseren Versuchen 1165N. Die mittlere Auszugskraft der Pedikelschrauben, die aus den in den Wirbelkörpern verbliebenen Zementkörpern ausgerissen wurden und deshalb keine Pedikelbrüche verursachten, betrug dagegen nur 914N, der Unterschied zwischen den beiden Kräften war jedoch nicht signifikant. Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen war in der Untersuchung von Bullmann et al. 2010 [187] die Differenz zwischen den Auszugskräften dieser beiden Versagensarten signifikant. Hier könnte die Widerstandskraft des Pedikels selbst bzw. die der Pedikelkortikalis während des Auszugsvorgangs ein Grund für die höhere Auszugskraft der Pedikelschraube mit anhaftendem Zementkörper gewesen sein.

Charles et al. [225], Derincek et al. [251] und Sarzier et al. [228] berichteten über ähnliche Schadensmuster aus ihren Versuchen.

## **6.9 Vergleich von thorakaler und lumbaler Auszugskraft in Abhängigkeit von der Zementmenge**

In unseren Versuchsergebnissen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den mittleren thorakalen und den mittleren lumbalen Auszugskräften, weder bei den unzementierten Schrauben, noch, unter Berücksichtigung der

verschiedenen Zementmengen, bei den zementierten Schrauben. Ergebnisse aus der Literatur bezüglich der Unterscheidung thorakaler und lumbaler Auszugskräfte waren nicht zu finden. Einzig Paré et al. [212] haben thorakal und lumbal unterschiedliche Zementmengen eingesetzt und die Erhöhung der Auszugskräfte durch Zementierung gegenüber den Auszugskräften der unzementierten Schrauben in Prozentzahlen angegeben, Absolutwerte fehlen. Ob die höheren prozentualen Auszugskräfte der lumbalen Wirbel gegenüber denen der thorakalen Wirbel signifikant höher waren, konnte den Ergebnissen nicht entnommen werden.

### **6.10 Zementverteilung im Wirbel in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge**

Die Zementmenge von 1ml zeigte in unseren Versuchen eine unterschiedliche Zementverteilung zwischen soliden und fenestrierten Schrauben. Diese kleinen Mengen erfuhren durch den Einspritzvorgang in die fenestrierten Schrauben und durch das Einschrauben der soliden Schrauben keine großräumigen Zementverlagerungen. Die Zementmassen unserer zementierten soliden Schrauben wurden hauptsächlich an die Enden der Schraubenlager gesetzt und befanden sich somit in den Zonen 1 und 2. Die Zementmassen der zementierten fenestrierten Schrauben gruppierten sich um ihre radialen Austrittsöffnungen und belegten die Zonen 2 und 3. Anders bei der Zementmenge von 3ml, bei der sich das größere Zementvolumen aus Platzgründen räumlich weiter verteilen musste. Bei beiden Zementierweisen waren in diesem Fall die Zementzonen 1, 2 und 3 belegt. Nach Hu et al. [217] bestand die theoretisch optimale Zementverteilung bezüglich der Schraubenverankerung in einer Belegung der Zonen 1, 2, 3 und 4 mit Zement. Um jedoch in der Praxis das Leckagerisiko zu minimieren, sollte eine Belegung der Zone 4 mit Zement unterbleiben, die real optimale Belegung mit Zement beschränkte sich damit auf die Zonen 1, 2 und 3, was bei unseren Zementierungen annähernd der Fall war. Zur gleichmäßigeren Zementverteilung mit Hilfe der radialen Öffnungen untersuchten Liu et al. [233] eine weiterentwickelte fenestrierte Schraube mit geschlossener Schraubenspitze, bei dem die unterschiedlich geformten Öffnungsquerschnitte der radialen Öffnungen von kreisförmig über oval nach U-förmig von proximal nach distal

größer wurden. Als Ergebnis war der Zement über die distale Hälfte der Schraube gleichförmig verteilt. Ein bei den üblichen Schraubentypen geschlossener Schraubenkanal an der Schraubenspitze war für die Zementierung unbedeutend, da bei dieser in Strömungsrichtung am weitesten entfernten Öffnung häufig kein Zement mehr ankam. Zum perkutanen Setzen von Schrauben wird jedoch eine offene Schraubenspitze für die Positionierung mit Draht benötigt.

### **6.11 Zementleckagen in Abhängigkeit von Zementierweise und Zementmenge**

Die Leckageraten anderer Studien lagen in einem Bereich von 5,5%-40%. Die Leckagerate unserer Studie mit 17% lag in dessen unterem Bereich [212]). In unserer Arbeit lag die Leckagerate der zementierten soliden Schrauben höher als die Leckagerate der zementierten fenestrierten Schrauben. In der Arbeit von Kueny et al. [111] waren die Zementleckageraten der soliden und fenestrierten Schrauben gleich hoch, aber die eingespritzte Zementmenge war bei den fenestrierten Schrauben mit durchschnittlich 1,8ml geringer als die bei den soliden Schrauben mit durchschnittlich 3,1ml. Der in der Literatur erwähnte Zusammenhang des Leckagerisikos mit der eingesetzten Zementmenge [235, 252, 253, 254] spiegelte sich auch in unserer Arbeit wieder. In unserer Studie betrafen 67% der Zementleckagen die Zementmengen von 3ml, was die Angaben aus der Literatur, dass das Leckagerisiko mit zunehmender Zementmenge steigt, bestätigte. Bezogen auf die Schraubenart betrafen 67% der Leckagen in unserer Studie die soliden Schrauben. Die von Paré et al. [212] festgestellten Zementleckagen ereigneten sich über die Gefäßkanäle der Wirbel, die durch die Präparation nach außen offen waren und denen der Gegendruck des flüssigen Inhalts fehlte. Auch die hohe Leckagerate von 65% bei Bullmann et al. [187] wurde durch den fehlenden Gegendruck aus den Gefäßen erklärt, zusätzlich wurde bei den fenestrierten Schrauben als Einfluss auf die Leckagerate der hohe mechanische Einspritzdruck und die niedrigere Zementviskosität genannt. Weiterhin können sich die Positionierung der Zementmasse bezüglich des Pedikels und der BMD-Wert auf die Leckagerate auswirken [217, 223].

## **6.12 Limitationen**

Unsere Studie ist eine In-vitro-Studie, in der die zu untersuchenden Wirbel aus dem biomechanischen Gesamtzusammenhang, denen diese im Lebenden unterliegen, herausgenommen wurden. Der axiale Auszugstest verkörpert lediglich eine idealisierte Belastungsweise der Pedikelschraube, die nur einen Teilaspekt der physiologischen Belastungsrealität abdeckt. In nicht winkelstabilen Schrauben-Plattenverbindungen, an den Enden langer Instrumentationsstrecken, bei Verschraubungen von Spondylolisthesen sowie bei den Korrekturen der Skoliose und von kyphotischen Deformitäten wirken axiale Auszugskräfte auf die Schrauben. In den heute hauptsächlich verwendeten winkelstabilen Schrauben-Plattenverbindungen wie Fixateur interne wirken axiale, kraniokaudale und mediolaterale Belastungen [198, 238, 243, 255]. Bezogen auf die Zementzufuhr in den Wirbel fehlen als Gegendruck der Systemdruck des Blutes aus den Gefäßen und das vitale Knochenmark, welches der Zementzufluss verdrängen muss. Die Vermischung dieser weichen Wirbelinhalte mit dem Zement kann dessen Festigkeit beeinflussen. Weiterhin wird klinisch der Durchmesser der Pedikelschraube dem kleinsten Pedikeldurchmesser, der sich von Wirbel zu Wirbel sichtlich unterscheiden kann, angepasst. In unseren Versuchen wurde, abgesehen von 6 Ausnahmen mit 7mm Durchmesser, der immer gleiche Schraubendurchmesser von 6 mm verwendet, eine Anpassung der Schraubendurchmesser an die Pedikeldurchmesser wurde somit nicht durchgeführt. Alter und Geschlecht der Wirbelsäulenspender wurden nicht berücksichtigt. Mit DXA wird die Knochenmineraldichte des gesamten Wirbels und nicht die des Schraubenlagers allein gemessen. Als Zement wurde ausschließlich PMMA eingesetzt, biodegradable Zemente konnten nicht berücksichtigt werden. Insgesamt können deshalb die Ergebnisse dieser Studie nur mit Einschränkung auf die Klinik übertragen werden.

## **6.13 Schlussfolgerung**

Die Verbesserung der Verankerungsfestigkeit durch Zementaugmentation von Pedikelschrauben in osteoporotischen Wirbeln wurde durch unsere Studie und die Literatur belegt. Zwischen den Auszugskräften der zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben konnten keine signifikanten Unter-

schiede festgestellt werden, die Verankerungsfestigkeit der beiden Schraubenarten ist gleichwertig. Damit haben wir gezeigt, dass eine angenommene minderwertige Auszugsfestigkeit der fenestrierten Pedikelschraube als Grund für deren Ablehnung nicht mehr in Frage kommen kann. Die zementierten fenestrierten Pedikelschrauben wiesen gegenüber den zementierten soliden Pedikelschrauben eine etwas geringere Leckagerate auf. Konstruktionsbedingt sind die fenestrierten Pedikelschrauben in ihrer Anschaffung teurer als die soliden Pedikelschrauben. Ihre Leckagerate ist jedoch etwas niedriger als die der soliden Pedikelschrauben und der klinisch einfachere Implantations- und Zementiervorgang bietet deutliche Vorteile. Deshalb stellen die zementierten fenestrierten Pedikelschrauben eine interessante Auswahlmöglichkeit zu den zementierten soliden Pedikelschrauben dar. Die Messung der Knochenmineraldichte oder auch des Eindrehmoments kann zur Ermittlung der Qualität des Implantatlagers in Wirbeln für die Planung des operativen Vorgehens herangezogen werden.

## 7 Zusammenfassung

Die Anwendung der Zementaugmentation für Pedikelschrauben ist eine Option zur Verbesserung der klinischen Schraubenstabilität in osteoporotischen Wirbeln und setzt sich in Deutschland immer mehr durch. Für die Zementierung der Pedikelschrauben gibt es bezüglich Materialauswahl, Materialmenge und Vorgehensweise bisher keine Richtlinien. In dieser Studie sollten Antworten auf die Fragen gefunden werden, ob die Auszugsfestigkeit von zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben höher ist als die der entsprechenden un-zementierten Pedikelschrauben, ob es Unterschiede zwischen den Auszugskräften der zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben gibt, ob die Auszugskräfte von der Zementmenge abhängen und ob die Auszugskräfte von der Knochenmineraldichte abhängen.

In dieser randomisierten In-vitro-Studie wurden 54 Wirbel von 5 humanen Wirbelsäulenpräparaten zu je 18 Stück auf die drei Studiengruppen A, B und C verteilt. In den beiden Pedikeln eines Wirbels der Gruppe A wurden zementierte fenestrierte und un-zementierte solide Pedikelschrauben, in denen der Gruppe B zementierte und un-zementierte solide Pedikelschrauben und in denen der Gruppe C zementierte solide und zementierte fenestrierte Pedikelschrauben einander gegenübergestellt. Die Durchmesser der Pedikelschrauben betragen 6mm, mit Ausnahme von 6 Pedikelschrauben mit 7mm Durchmesser. Die Schraubenlängen betragen 40mm, 45mm und 50mm. Verwendet wurde hochviskoser PMMA-Zement in den Zementmengen von 1ml und 3ml. Zur Bestimmung der Verankerungsfestigkeit von den un-zementierten und zementierten Pedikelschrauben in den humanen Wirbelkörpern wurden die axialen Auszugskräfte der Pedikelschrauben mit Hilfe einer Materialprüfmaschine bestimmt. Die Knochendichten der Wirbel wurden mit dem DXA-Verfahren ermittelt. Zusätzlich wurden die Eindrehmomente gemessen. Die statistischen Tests wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 22 durchgeführt.

Es konnte gezeigt werden, dass die Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte der zementierten soliden und fenestrierten Pedikelschrauben, unabhängig von den verwendeten Zementmengen, signifikant größer als die entsprechenden

Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte der unzementierten Pedikelschrauben waren. Die Gleichwertigkeit der Verankerungsfestigkeit der zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben, unabhängig von den verwendeten Zementmengen, konnte belegt werden. Die mittleren maximalen Auszugskräfte der mit 3ml zementierten Schrauben lagen signifikant höher als die mittleren maximalen Auszugskräfte der mit 1ml zementierten Schrauben. Auszugsfestigkeit und Eindrehmoment der Pedikelschraube hingen von der Knochenmineraldichte ab. Zwischen Auszugskräften und Eindrehmomenten wurde eine positive Korrelation festgestellt. Die Versagensarten ließen sich in Pedikelbrüche und Schraubenausrisse unterteilen. Der Anteil der Pedikelbrüche an den Versagensarten stieg mit der Erhöhung der Zementmenge an. Unterhalb eines BMD von  $0,8\text{g/cm}^2$  überwogen die Pedikelbrüche, oberhalb davon die Schraubenausrisse. Zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften der thorakalen und lumbalen Pedikelschrauben gab es keine signifikanten Unterschiede. Die Zementkörper der mit 3ml zementierten fenestrierten Pedikelschrauben aus der Gruppe C lagen zu 100% im vorderen, mittleren und hinteren Wirbelkörper und nur zu 33% im Pedikelbereich. Die Zementleckagen traten hauptsächlich bei den Zementmengen von 3ml und bei den zementierten soliden Pedikelschrauben auf.

Die signifikante Verbesserung der Auszugsfestigkeit von Pedikelschrauben durch Zementaugmentation wurde durch die Literatur und unsere Studie bestätigt, die vorteilhafte Verwendung der Zementaugmentation wurde durch klinische Studien belegt. Die Verankerungsfestigkeit von zementierten soliden und zementierten fenestrierten Pedikelschrauben ist gleichwertig. Wegen der höheren Auszugsfestigkeit der mit 3ml gegenüber den mit 1ml zementierten Pedikelschrauben ist der Einsatz höherer Zementmengen z. B. im lumbalen Wirbelsäulenabschnitt, unter Beachtung des Leckagerisikos, sinnvoll. Über den BMD-Wert und das Eindrehmoment lässt sich die Qualität des Implantatlagers abschätzen.

Konstruktionsbedingt sind die fenestrierten Pedikelschrauben in ihrer Anschaffung teurer als die soliden Pedikelschrauben. Ihre Leckagerate ist jedoch etwas niedriger als die der soliden Pedikelschrauben und der klinisch einfachere Im-

plantations- und Zementiervorgang bietet deutliche Vorteile. Deshalb stellen die zementierten fenestrierten Pedikelschrauben eine interessante Auswahlmöglichkeit zu den zementierten soliden Pedikelschrauben dar.



## 8 Anhang

Wirbel	A86 T6	A81 T8	A86 T9	A80 T10	A82 T10	A86 L1	A82 T12	A86 L6	A85 T6
BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	0,54	0,32	0,56	0,83	0,98	0,69	0,81	0,83	0,71
Zement- menge [ml]	1	1	1	1	1	1	1	1	3
F <sub>fc</sub> [N]	364	533	470	938	2109	503	1172	1401	1774
F <sub>uc</sub> [N]	267	205	152	475	878	30	832	686	721
M <sub>fc</sub> [Ncm]	32	47	38	54	120	24	130	90	85
M <sub>uc</sub> [Ncm]	50	47	34	90	150	10	110	85	90
S <sub>fc</sub> [N/mm]	403	394	342	470	355	410	---	390	514
S <sub>uc</sub> [N/mm]	286	278	184	445	390	---	443	486	434
Wirbel	A80 T7	A82 T7	A85 T9	A81 T11	A85 T12	A80 L1	A82 L3	A82 L5	A80 L5
BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	0,71	0,88	0,57	0,40	0,59	0,82	1,13	1,19	1,16
Zement- menge [ml]	3	3	3	3	3	3	3	3	3
F <sub>fc</sub> [N]	1395	1475	1381	791	1617	930	1752	2005	1584
F <sub>uc</sub> [N]	786	1060	443	338	670	786	958	758	945
M <sub>fc</sub> [Ncm]	32	90	75	47	110	80	90	20	70
M <sub>uc</sub> [Ncm]	90	150	85	36	90	120	130	110	120
S <sub>fc</sub> [N/mm]	306	346	421	243	373	451	333	345	506
S <sub>uc</sub> [N/mm]	290	374	474	253	352	457	460	373	462

**Tabelle 5.01: Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe A.**

**F<sub>fc</sub>:** maximale Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Schraube.

**F<sub>uc</sub>:** maximale Auszugskraft [N] der unzementierten Schraube.

**M<sub>fc</sub>:** Eindrehmoment [Ncm] der fenestrierten Schraube in das unzementierte Schraubenlager.

**M<sub>uc</sub>:** Eindrehmoment [Ncm] der soliden Schraube in das unzementierte Schraubenlager.

**S<sub>fc</sub>:** Steifigkeit [N/mm] der zementierten fenestrierten Schraube.

**S<sub>uc</sub>:** Steifigkeit [N/mm] der unzementierten Schraube.

Wirbel	A80 T6	A81 T6	A81 T12	A82 T8	A82 L2	A82 L4	A86 T10	A86 L2	A86 L4	A80 T9	A81 T5	A81 T9	A82 T11	A85 T8	A85 T11
BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	0,73	0,32	0,41	0,99	1,02	1,19	0,64	0,8	0,9	0,75	0,32	0,33	0,90	0,61	0,58
Zement- menge [ml]	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3
F <sub>sc</sub> [N]	733	568	749	1705	1411	1234	741	135	78	1032	566	659	1575	1290	1077
F <sub>uc</sub> [N]	112	143	510	817	830	951	377	25	76	317	72	314	1172	517	432
M <sub>sc</sub> [Ncm]	80	45	95	170	160	140	25	36	26	80	43	40	100	90	90
M <sub>uc</sub> [Ncm]	48	41	40	100	160	100	80	18	30	44	37	37	140	100	90
S <sub>sc</sub> [N/mm]	459	422	232	466	419	331	245	171	7	398	413	198	388	402	310
S <sub>uc</sub> [N/mm]	284	199	224	333	360	323	276	---	138	314	22	247	344	346	284

**Tabelle 5.02: Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe B.**

**F<sub>sc</sub>: maximale Auszugskraft [N] der zementierten soliden Schraube.**

**F<sub>uc</sub>: maximale Auszugskraft [N] der unzementierten Schraube.**

**M<sub>sc</sub>: Eindrehmoment [Ncm] der soliden Schraube in das zementierte Schraubenlager.**

**M<sub>uc</sub>: Eindrehmoment [Ncm] der soliden Schraube in das unzementierte Schraubenlager.**

**S<sub>sc</sub>: Steifigkeit [N/mm] der zementierten soliden Schraube.**

**S<sub>uc</sub>: Steifigkeit [N/mm] der unzementierten Schraube.**

Wirbel	A80 T5	A80 T8	A80 L2	A81 T4	A81 T10	A82 T6	A86 T5	A86 L3	A86 L5
BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	0,73	0,73	0,85	0,38	0,36	0,81	0,57	0,91	1,01
Zement- menge [ml]	1	1	1	1	1	1	1	1	1
F <sub>fc</sub> [N]	801	598	849	476	671	665	632	530	619
F <sub>sc</sub> [N]	826	823	265	379	488	1427	273	406	1198
M <sub>fc</sub> [Ncm]	48	70	54	35	50	130	46	85	70
M <sub>sc</sub> [Ncm]	38	60	48	35	57	100	30	60	85
S <sub>fc</sub> [N/mm]	234	411	460	147	308	200	422	509	408
S <sub>sc</sub> [N/mm]	389	252	238	141	303	388	278	398	516
Wirbel	A80 T11	A81 T7	A81 L1	A82 T9	A82 L1	A85 T4	A85 T7	A85 T10	A85 L1
BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	0,77	0,32	0,36	0,99	0,88	0,51	0,72	0,61	0,74
Zement- menge [ml]	3	3	3	3	3	3	3	3	3
F <sub>fc</sub> [N]	917	1071	900	2391	1663	1653	1979	1465	1390
F <sub>sc</sub> [N]	2079	1834	1104	1720	2461	1214	1522	1425	1167
M <sub>fc</sub> [Ncm]	100	35	37	150	120	110	100	110	80
M <sub>sc</sub> [Ncm]	90	42	48	150	120	90	90	105	100
S <sub>fc</sub> [N/mm]	250	239	521	314	184	442	365	370	168
S <sub>sc</sub> [N/mm]	524	201	110	392	390	111	154	142	228

**Tabelle 5.03: Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe C**

**F<sub>fc</sub>:** maximale Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Schraube.

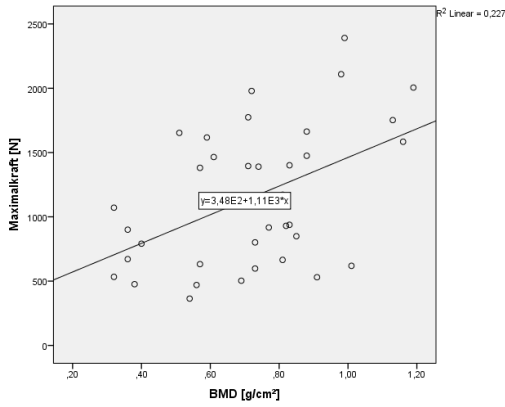
**F<sub>sc</sub>:** maximale Auszugskraft [N] der zementierten soliden Schraube.

**M<sub>fc</sub>:** Eindrehmoment [Ncm] der fenestrierten Schraube in das unzementierte Schraubenlager.

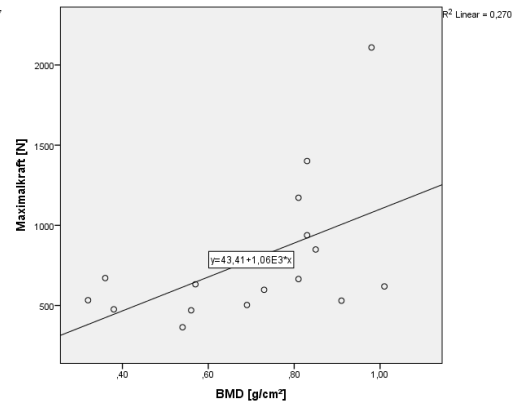
**M<sub>sc</sub>:** Eindrehmoment [Ncm] der soliden Schraube in das zementierte Schraubenlager.

**S<sub>fc</sub>:** Steifigkeit [N/mm] der zementierten fenestrierten Schraube.

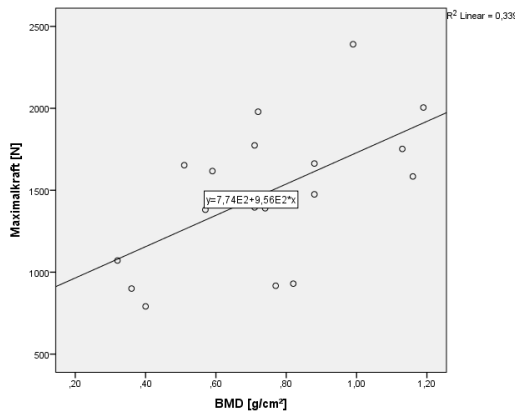
**S<sub>sc</sub>:** Steifigkeit [N/mm] der zementierten soliden Schraube.



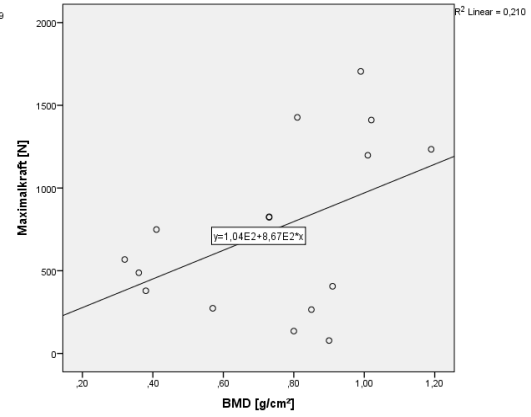
**Nr. 2: BMD---F<sub>fc(A+C)</sub>, (1ml+3ml)**



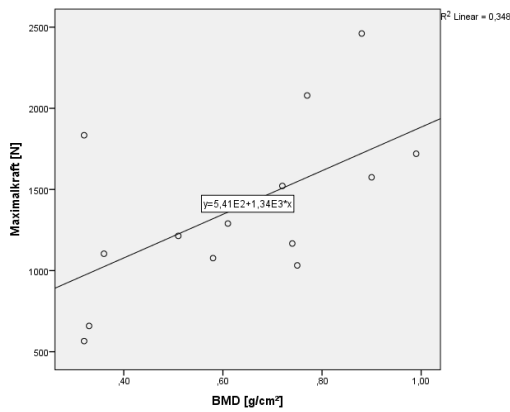
**Nr. 3: BMD---F<sub>fc(A+C)</sub>, 1ml**



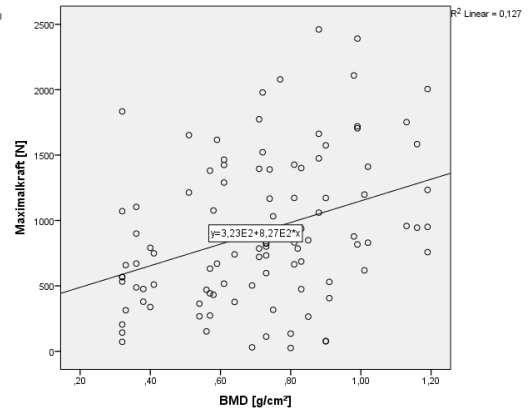
**Nr. 4: BMD---F<sub>fc(A+C)</sub>, 3ml**



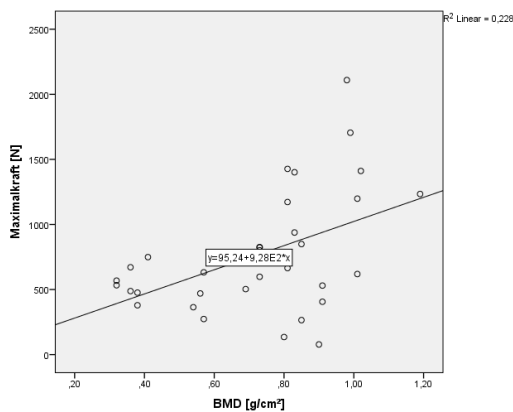
**Nr. 6: BMD---F<sub>sc(B+C)</sub>, 1ml**



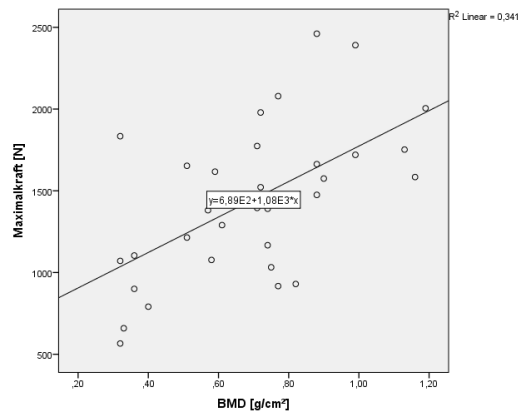
**Nr. 7: BMD---F<sub>sc(B+C)</sub>, 3ml**



**Nr. 8: BMD---F<sub>fc+sc(A+B+C)</sub>, 1ml+3ml**



Nr. 9: BMD--- $F_{fc+sc(A+B+C)}$ , 1ml



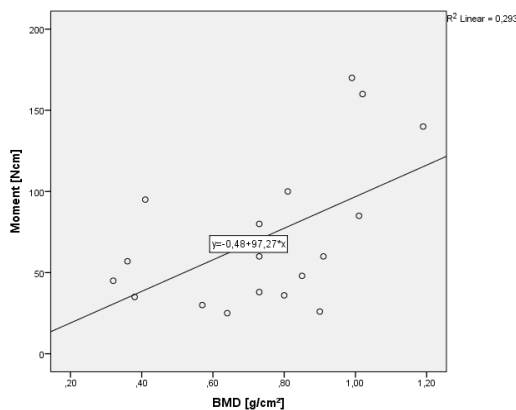
Nr. 10: BMD--- $F_{fc+sc(A+B+C)}$ , 3ml

Diagramme 5.6.2: Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften  $F_{fc(A+C)}$ ,  $F_{sc(B+C)}$ ,  $F_{fc+sc(A+B+C)}$  für die Fallnummern 2 bis 4 und 6 bis 10.

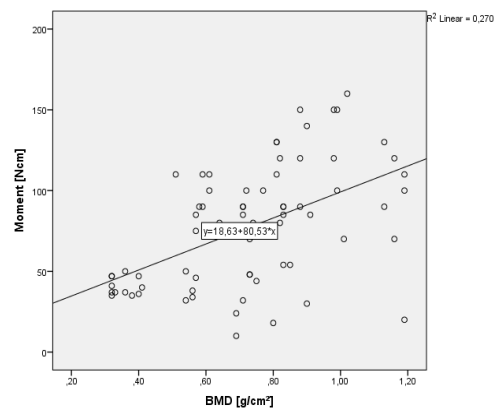
$F_{fc(A+C)}$  = Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.

$F_{sc(B+C)}$  = Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.

$F_{fc+sc(A+B+C)}$  = Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten und zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen A, B und C.



Nr. 2: BMD--- $M_{sc(B+C)}$ , 1ml

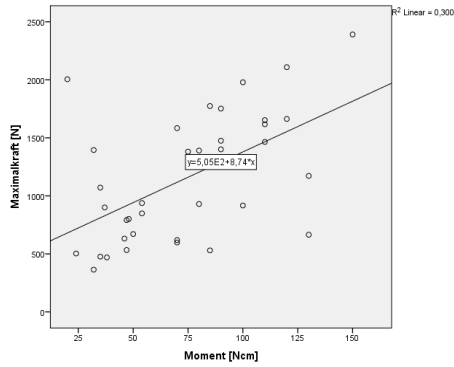


Nr. 4: BMD--- $M_{uc+fc(A+B+C)}$

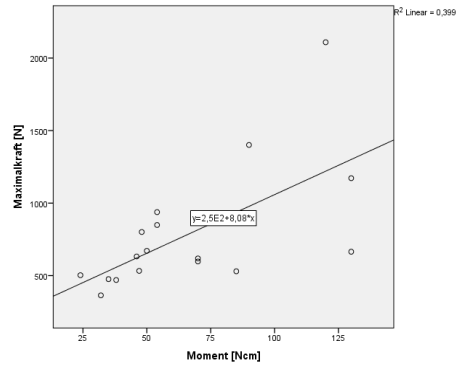
Diagramme 5.7.2: Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindhrehmomenten  $M_{sc(B+C)}$ ,  $M_{uc+fc(A+B+C)}$  für die Fallnummern 2 und 4.

$M_{sc(B+C)}$  = Eindhrehmoment [Ncm] der soliden Schraube aus den Gruppen B und C in das zementierte Schraubenlager.

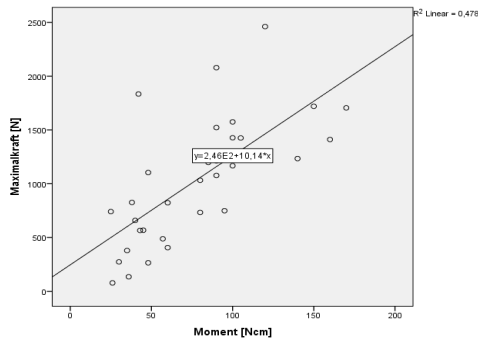
$M_{uc+fc(A+B+C)}$  = Eindhrehmoment [Ncm] der soliden und fenestrierten Schraube aus den Gruppen A, B und C in das unzementierte Schraubenlager.



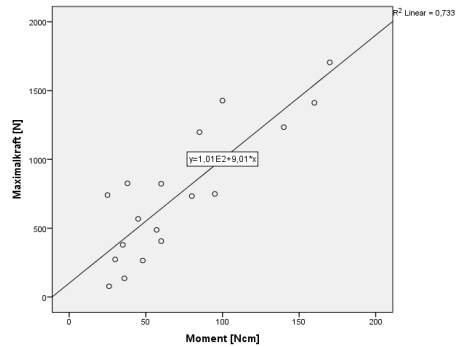
**Nr. 2:**  $F_{fc(A+C)}$ , 1ml+3ml---- $M_{fc(A+C)}$



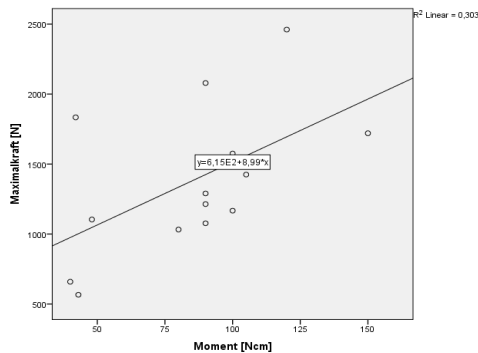
**Nr. 3:**  $F_{fc(A+C)}$ , 1ml---- $M_{fc(A+C)}$



**Nr. 5:**  $F_{sc(B+C)}$ , 1ml+3ml---- $M_{sc(B+C)}$



**Nr. 6:**  $F_{sc(B+C)}$ , 1ml---- $M_{sc(B+C)}$



**Nr. 7:**  $F_{sc(B+C)}$ , 3ml---- $M_{sc(B+C)}$

**Diagramme 5.8.2:** Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den maximalen Auszugskräften  $F_{uc(A+B)}$ ,  $F_{fc(A+C)}$  und den Eindrehmomenten  $M_{uc(A+B)}$ ,  $M_{fc(A+C)}$  für die Fallnummern 2 bis 3 und 5 bis 7.

$F_{fc(A+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten fenestrierten Pedikelschraube aus den Gruppen A und C.

$F_{sc(B+C)}$ =Auszugskraft [N] der zementierten soliden Pedikelschraube aus den Gruppen B und C.

$M_{fc(A+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der fenestrierten Schraube aus den Gruppen A und C in das unzementierte Schraubenlager.

$M_{sc(B+C)}$ =Eindrehmoment [Ncm] der soliden Schraube aus den Gruppen B und C in das zementierte Schraubenlager.

Wirbel	Zementvolumen [ml]	BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	Versagensmuster
A80T10L:FC	1	0,83	Pedikelbruch
A81T8R:FC	1	0,32	Pedikelbruch
A86T6R:FC	1	0,54	Pedikelbruch
A86T9R:FC	1	0,56	Pedikelbruch
A82T10L:FC	1	0,98	Schraubenausriss
A82T12R:FC	1	0,81	Schraubenausriss
A86L1R:FC	1	0,69	Schraubenausriss
A86L6R:FC	1	0,83	Schraubenausriss
A80T7R:FC	3	0,71	Pedikelbruch
A80L1R:FC	3	0,82	Pedikelbruch
A80L5L:FC	3	1,16	Pedikelbruch
A81T11L:FC	3	0,40	Pedikelbruch
A82L3L:FC	3	1,13	Pedikelbruch
A82L5L:FC	3	1,19	Pedikelbruch
A85T6R:FC	3	0,71	Pedikelbruch
A85T9L:FC	3	0,57	Pedikelbruch
A85T12R:FC	3	0,59	Pedikelbruch
A82T7R:FC	3	0,88	Schraubenausriss
A80T6L:SC	1	0,73	Pedikelbruch
A81T12L:SC	1	0,41	Pedikelbruch
A82L2L:SC	1	1,02	Pedikelbruch
A81T6L:SC	1	0,32	Schraubenausriss
A82T8L:SC	1	0,99	Schraubenausriss
A82L4R:SC	1	1,19	Schraubenausriss
A86T10L:SC	1	0,64	Schraubenausriss
A86L2R:SC	1	0,80	Schraubenausriss
A86L4R:SC	1	0,90	Schraubenausriss
A80T9L:SC	3	0,75	Pedikelbruch
A81T5L:SC	3	0,32	Pedikelbruch
A81T9R:SC	3	0,33	Pedikelbruch
A82T11R:SC	3	0,90	Pedikelbruch
A85T8R:SC	3	0,61	Pedikelbruch
A85T11L:SC	3	0,58	Pedikelbruch
A80T5L:SC	1	0,73	Pedikelbruch
A80T5R:FC	1	0,73	Pedikelbruch

**Tabelle 5.9.3, 1. Teil: Versagensmuster an den Wirbeln in Form von Pedikelbruch und Schraubenausriss in der Gruppe (A+B+C) in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und BMD.**

(Nicht aufgeführt die 33 unzementierten Pedikelschrauben mit 33 Schraubenausrissen)

**R:FC=rechts fenestriert zementiert**

**L:FC=links fenestriert zementiert**

**R:SC=rechts solide zementiert**

**L:SC=links solide zementiert**

Wirbel	Zementvolumen [ml]	BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	Versagensmuster
A80T8L:FC	1	0,73	Pedikelbruch
A80T8R:SC	1	0,73	Pedikelbruch
A80L2L:FC	1	0,85	Pedikelbruch
A81T4L:FC	1	0,38	Pedikelbruch
A81T4R:SC	1	0,38	Pedikelbruch
A81T10L:SC	1	0,36	Pedikelbruch
A81T10R:FC	1	0,36	Pedikelbruch
A82T6R:SC	1	0,81	Pedikelbruch
A86L3R:FC	1	0,91	Pedikelbruch
A80L2R:SC	1	0,85	Schraubenausriss
A82T6L:FC	1	0,81	Schraubenausriss
A86T5L:SC	1	0,57	Schraubenausriss
A86T5R:FC	1	0,57	Pedikelbruch
A86L3L:SC	1	0,91	Schraubenausriss
A86L5L:SC	1	1,01	Schraubenausriss
A86L5R:FC	1	1,01	Schraubenausriss
A80T11L:SC	3	0,77	Pedikelbruch
A80T11R:FC	3	0,77	Pedikelbruch
A81T7L:FC	3	0,32	Pedikelbruch
A81T7R:SC	3	0,32	Pedikelbruch
A81L1L:FC	3	0,36	Pedikelbruch
A82T9L:FC	3	0,99	Pedikelbruch
A82L1L:SC	3	0,88	Pedikelbruch
A82L1R:FC	3	0,88	Pedikelbruch
A85T4L:FC	3	0,51	Pedikelbruch
A85T4R:SC	3	0,51	Pedikelbruch
A85T7L:SC	3	0,72	Pedikelbruch
A85T7R:FC	3	0,72	Pedikelbruch
A85T10L:SC	3	0,61	Pedikelbruch
A85L1L:FC	3	0,74	Pedikelbruch
A85L1R:SC	3	0,74	Pedikelbruch
A81L1R:SC	3	0,36	Schraubenausriss
A82T9R:SC	3	0,99	Schraubenausriss
A85T10R:FC	3	0,61	Pedikelbruch

**Tabelle 5.9.3, 2. Teil: Versagensmuster an den Wirbeln in Form von Pedikelbruch und Schraubenausriss in der Gruppe (A+B+C) in Abhängigkeit von Zementmenge, Zementierweise und BMD.**

**(Nicht aufgeführt die 33 unzementierten Pedikelschrauben mit 33 Schraubenausrissen)**

**R:FC=rechts fenestriert zementiert**

**L:FC=links fenestriert zementiert**

**R:SC=rechts solide zementiert**

**L:SC=links solide zementiert**



Wirbelnummer	Zementmenge [ml]	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4
A80T5R:FC	1		x	x	
A80T8L:FC	1		x	x	
A80T11R:FC	3	x	x	x	
A80L2L:FC	1	x	x	x	x
A81T4L:FC	1	x	x	x	x
A81T7L:FC	3	x	x	x	x
A81T10R:FC	1		x	x	
A81L1L:FC	3	x	x	x	
A82T6L:FC	1	x	x	x	
A82T9L:FC	3	x	x	x	
A82L1R:FC	3	x	x	x	
A85T4L:FC	3	x	x	x	x
A85T7R:FC	3	x	x	x	x
A85T10R:FC	3	x	x	x	
A85L1L:FC	3	x	x	x	
A86T5R:FC	1		x	x	x
A86L3R:FC	1	x	x		
A86L5R:FC	1	kein CT	kein CT	kein CT	kein CT
A80T5L:SC	1	x	x	x	
A80T8R:SC	1	x	x	x	
A80T11L:SC	3	x	x	x	
A80L2R:SC	1	x	x		
A81T4R:SC	1	x	x	x	x
A81T7R:SC	3	x	x	x	x
A81T10L:SC	1	x	x		
A81L1R:SC	3	x	x	x	
A82T6R:SC	1	x	x	x	
A82T9R:SC	3	x	x	x	
A82L1L:SC	3	x	x		
A85T4R:SC	3	x	x	x	x
A85T7L:SC	3	x	x	x	x
A85T10L:SC	3	x	x	x	
A85L1R:SC	3	x	x	x	
A86T5L:SC	1	x	x		
A86L3L:SC	1	x	x		
A86L5L:SC	1	kein CT	kein CT	kein CT	kein CT

**Tabelle 5.11.1: Wirbelzonen der Gruppe C für die Lokalisation der Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.**

**x=Zone, in der Zement liegt.**

**R:FC=rechts fenestriert zementiert**

**L:FC=links fenestriert zementiert**

**R:SC=rechts solide zementiert**

**L:SC=links solide zementiert**

Wirbelnummer	Zementmenge [ml]	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4
A 80 T10 L:FC	1	x	x	x	
A 81 T8 R:FC	1		x	x	
A 82 T10 L:FC	1	x	x	x	
A 82 T12 R:FC	1	x	x	x	
A 86 T6 R:FC	1		x	x	
A 86 T9 R:FC	1		x	x	
A 86 L1 R:FC	1	x	x	x	
A 86 L6 R:FC	1	kein CT	kein CT	kein CT	kein CT
A 80 T5 R:FC	1		x	x	
A 80 T8 L:FC	1		x	x	
A 80 L2 L:FC	1	x	x	x	x
A 81 T4 L:FC	1	x	x	x	x
A 81 T10 R:FC	1		x	x	
A 82 T6 L:FC	1	x	x	x	
A 86 T5 R:FC	1		x	x	x
A 86 L3 R:FC	1	x	x		
A 86 L5 R:FC	1	kein CT	kein CT	kein CT	kein CT
A 80 T6 L:SC	1	x	x	x	
A 81 T6 L:SC	1	x	x		
A 81 T12 L:SC	1	x	x		
A 82 T8 L:SC	1	x	x		
A 82 L2 L:SC	1	x	x		
A 82 L4 R:SC	1	x	x		
A 86 T10 L:SC	1	x	x	x	
A 86 L2 R:SC	1	x	x	x	
A 86 L4 R:SC	1	x			
A 80 T5 L:SC	1	x	x	x	
A 80 T8 R:SC	1	x	x	x	
A 80 L2 R:SC	1	x	x		
A 81 T4 R:SC	1	x	x	x	x
A 81 T10 L:SC	1	x	x		
A 82 T6 R:SC	1	x	x	x	
A 86 T5 L:SC	1	x	x		
A 86 L3 L:SC	1	x	x		
A 86 L5 L:SC	1	kein CT	kein CT	kein CT	kein CT

**Tabelle 5.11.2: Wirbelzonen der Gruppe (A+B+C) für die Lokalisation der 1ml-Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.**

**x=Zone, in der Zement liegt.**

**R:FC=rechts fenestriert zementiert**

**L:FC=links fenestriert zementiert**

**R:SC=rechts solide zementiert**

**L:SC=links solide zementiert**

Wirbelnummer	Zementmenge [ml]	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4
A 80 T7 R:FC	3	x	x	x	
A 80 L1 R:FC	3	x	x	x	x
A 80 L5 L:FC	3	x	x	x	
A 81 T11 L:FC	3	x	x	x	
A 82 T7 R:FC	3	x	x	x	
A 82 L3 L:FC	3	x	x	x	
A 82 L5 L:FC	3	x	x	x	
A 85 T6 R:FC	3	x	x	x	x
A 85 T9 L:FC	3	x	x	x	
A 85 T12 R:FC	3	x	x	x	
A 80 T11 R:FC	3	x	x	x	
A 81 T7 L:FC	3	x	x	x	x
A 81 L1 L:FC	3	x	x	x	
A 82 T9 L:FC	3	x	x	x	
A 82 L1 R:FC	3	x	x	x	
A 85 T4 L:FC	3	x	x	x	x
A 85 T7 R:FC	3	x	x	x	x
A 85 T10 R:FC	3	x	x	x	
A 85 L1 L:FC	3	x	x	x	
A 80 T9 L:SC	3		x	x	
A 81 T5 L:SC	3	x	x	x	
A 81 T9 R:SC	3	x	x		
A 82 T11 R:SC	3	x	x		
A 85 T8 R:SC	3	x	x	x	x
A 85 T11 L:SC	3	x	x	x	
A 80 T11 L:SC	3	x	x	x	
A 81 T7 R:SC	3	x	x	x	x
A 81 L1 R:SC	3	x	x	x	
A 82 T9 R:SC	3	x	x	x	
A 82 L1 L:SC	3	x	x		
A 85 T4 R:SC	3	x	x	x	x
A 85 T7 L:SC	3	x	x	x	x
A 85 T10 L:SC	3	x	x	x	
A 85 L1 R:SC	3	x	x	x	

**Tabelle 5.11.3: Wirbelzonen der Gruppe (A+B+C) für die Lokalisation der 3ml-Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.**

**x=Zone, in der Zement liegt.**

**R:FC=rechts fenestriert zementiert**

**L:FC=links fenestriert zementiert**

**R:SC=rechts solide zementiert**

**L:SC=links solide zementiert**

## 9 Verzeichnis der Tabellen und Diagramme

Tabelle 4.1.1:	Herkunft der Wirbelsäulen mit Angaben zu Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht der Spender und die verwendeten Wirbel.	S.57
Tabelle 4.3.1:	Die Studiengruppen A, B und C mit den Wirbelpräparaten aus den Wirbelsäulen A80, A81, A82, A85, A86.	S.63
Tabelle 5.01:	Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe A.	Anhang, S.129
Tabelle 5.02:	Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe B.	Anhang, S.130
Tabelle 5.03:	Messdaten Auszugskräfte/Knochendichten/Eindrehmomente Gruppe C.	Anhang, S.131
Tabelle 5.1.1:	Mittelwerte der BMD-Werte, der Wirbellevel in den Gruppen A, B und C und der maximalen Auszugskräfte der unazementierten Schrauben der Gruppen A und B.	S.75
Tabelle 5.2.1:	Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte $F_{fc}$ , $F_{uc}$ und mittlerer BMD der Gruppe A.	S.76
Diagramm 5.2.1:	Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte $F_{fc}$ der fenestrierten Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften $F_{uc}$ der unazementierten Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe A.	S.76
Tabelle 5.3.1:	Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte $F_{sc}$ , $F_{uc}$ und mittlerer BMD der Gruppe B.	S.77
Diagramm 5.3.1:	Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte $F_{sc}$ der soliden Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften $F_{uc}$ der unazementierten Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe B.	S.78
Tabelle 5.4.1:	Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte $F_{fc}$ , $F_{sc}$ und mittlerer BMD der Gruppe C.	S.79

Diagramm 5.4.1:	Vergleich der mittleren maximalen Auszugskräfte $F_{fc}$ der zementierten fenestrierten Pedikelschrauben mit den mittleren maximalen Auszugskräften $F_{sc}$ der zementierten soliden Pedikelschrauben für die Zementmengen 1ml, 3ml und 1ml+3ml der Gruppe C.	S.79
Tabelle 5.5.1:	Mittelwerte der maximalen Auszugskräfte $F_{fc}$ , $F_{sc}$ und $F_{fc+sc(A+B+C)}$ der Gruppen (A+B), (B+C) sowie (A+B+C) für 1ml und 3ml.	S.80
Diagramm 5.5.1:	Vergleich zwischen den mittleren maximalen Auszugskräften der mit 1ml zementierten und der mit 3ml zementierten Pedikelschrauben für die fenestrierten Pedikelschrauben der Gruppe (A+C), die soliden Pedikelschrauben der Gruppe (B+C) und für alle Pedikelschrauben der Gruppe (A+B+C).	S.81
Tabelle 5.6.1:	Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ , $F_{fc(A+C)}$ , $F_{sc(B+C)}$ und $F_{fc+sc(A+B+C)}$ .	S.83
Diagramme 5.6.1:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ und $F_{sc(B+C)}$ mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten $r$ .	S.83, 84
Diagramme 5.6.2:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den maximalen Auszugskräften $F_{fc(A+C)}$ , $F_{sc(B+C)}$ , $F_{fc+sc(A+B+C)}$ für die Fallnummern 2 bis 4 und 6 bis 10.	Anhang, S.132, 133
Tabelle 5.7.1:	Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten $M_{sc(B+C)}$ und $M_{uc+fc(A+B+C)}$ .	S.85

Diagramme 5.7.1:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und den Eindrehmomenten $M_{sc(B+C)}$ mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten $r$ .	S.86
Diagramme 5.7.2:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den Knochenmineraldichten BMD und Eindrehmomenten $M_{sc(B+C)}$ , $M_{uc+fc(A+B+C)}$ für die Fallnummern 2 und 4.	Anhang, S.133
Tabelle 5.8.1:	Quantifizierte Größen der Zusammenhänge zwischen den maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ , $F_{fc(A+C)}$ und $F_{sc(B+C)}$ und den Eindrehmomenten $M_{uc(A+B)}$ , $M_{fc(A+C)}$ und $M_{sc(B+C)}$ .	S.88
Diagramme 5.8.1:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ , $F_{fc(A+C)}$ und den Eindrehmomenten $M_{uc(A+B)}$ , $M_{fc(A+C)}$ mit dem größten und kleinsten Korrelationskoeffizienten $r$ (Fallnummern 1 und 4).	S.89
Diagramme 5.8.2:	Streudiagramme mit Regressionsgeraden bezüglich des Zusammenhangs zwischen den maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ , $F_{fc(A+C)}$ und den Eindrehmomenten $M_{uc(A+B)}$ , $M_{fc(A+C)}$ für die Fallnummern 2 bis 3 und 5 bis 7.	Anhang, S.134
Tabelle 5.9.1:	Absolute und relative Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von der Zementmenge und Zementierweise.	S.91
Tabelle 5.9.2:	Absolute und relative Häufigkeiten der Versagensmuster in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte BMD.	S.91
Tabelle 5.9.3:	Versagensmuster an den Wirbeln in Form von Pedikelbruch und Schraubenausriss.	Anhang, S.135, 136

Tabelle 5.10.1:	Vergleich der aus den Gruppen A, B und C zusammengefassten thorakalen mittleren maximalen Auszugskräfte $F_{uc(A+B)}$ und $F_{fc+sc(A+B+C)}$ mit den lumbalen mittleren maximalen Auszugskräften $F_{uc(A+B)}$ und $F_{fc+sc(A+B+C)}$ .	S.92
Tabelle 5.11.1:	Wirbelzonen der Gruppe C für die Lokalisation der Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.	Anhang, S.137
Tabelle 5.11.2:	Wirbelzonen der Gruppe (A+B+C) für die Lokalisation der 1ml-Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.	Anhang, S.138
Tabelle 5.11.3:	Wirbelzonen der Gruppe (A+B+C) für die Lokalisation der 3ml-Zementmassen der zementierten Pedikelschrauben.	Anhang, S.139
Tabelle 5.11.4:	Zonenhäufigkeiten der Zementkörper der Pedikelschrauben in der Gruppe C.	S.94
Tabelle 5.11.5:	Zonenhäufigkeiten der Zementkörper der Pedikelschrauben in der Gruppe (A+B+C)	S.95

## 10 Abbildungsverzeichnis

Bild 1:	Aufbau der Wirbelsäule aus ihren 4 Abschnitten, Aufnahme aus der Orthopädie UKT.	S.12
Bild 2:	Anatomische Struktur der Wirbel ([6], S.43, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.13
Bild 3:	Aufbau der Bandscheibe aus Anulus fibrosus und Nucleus pulposus ([9], S.92), © Georg Thieme Verlag KG.	S.14
Bild 4a:	Wirbelkörper mit dazwischenliegender Bandscheibe und deren überkreuzende Fasersysteme des Anulus fibrosus ([9], S.92, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), © Georg Thieme Verlag KG.	S.14
Bild 4b:	Wirbelkörperausschnitt mit einstrahlenden Fasern aus dem Anulus fibrosus in die hyaline Deckplatte ([9], S.93, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), © Georg Thieme Verlag KG.	S.14
Bild 5:	Wirbelsäulenabschnitt mit den Wirbelsäulenbändern ([11], S.111, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), © Georg Thieme Verlag KG.	S.15
Bild 6:	Einblick in die Rückenmuskulatur ([Netter, F. H., Atlas der Anatomie], Tafel 168, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), Copyright 2017 Elsevier Inc. All rights reserved. www.netterimages.com.	S.16
Bild 7:	Junghannssches Bewegungssegment der Wirbelsäule als funktionelle Einheit ([15], S.522, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), © Georg Thieme Verlag KG.	S.17
Bild 8:	2-Säulen-Modell der Wirbelsäule nach Whitesides: Lastübertragung gemäß Turmkranprinzip ([17], S.437), © Georg Thieme Verlag KG.	S.18
Bild 9:	Knochenmineralgehalt in Abhängigkeit vom Lebensalter ([41], S.81, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.20



- Bild 10: Wirbelkörper im Quer- und Frontalschnitt ([50], S.1120), © Georg Thieme Verlag KG. S.21  
a: beim Skelettgesunden.  
b: beim Osteoporosepatienten.
- Bild 11: Äußere Merkmale bei Osteoporose ([63], S.271), mit freundlicher Genehmigung von Springer. S.24
- Bild 12: Witwenbuckel bei Osteoporose. S.25  
a: äußeres Erscheinungsbild, mit freundlicher Genehmigung der Tell-Klinik, Gotthardstraße 62, CH-6438 Ibach. URL: <http://www.tellklinik.ch/leistungen/wirbelsaeule/verkrueemmungen-der-wirbelsaule-skoliosen-kyphosen-kindes-und-erwachsenenalter/> (Zugriff 05.12.2016).  
b: dazugehörige Wirbelkörperformen ([64], S.4, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), mit freundlicher Genehmigung der Deutschen Rheuma Liga.
- Bild 13: Einpressen des Zements in die Spongiosa des Wirbelkörpers, mit freundlicher Genehmigung von Dr. Vicente Vanaclocha, Clinica Neuros Hospital 9 de Octubre, Allee Valle de la Ballestera 59, 46015 Valencia, Spanien, Telefon: +34-669 79 00 13, Wirbelfrakturen > Vertebroplastie. URL:<http://neuros.net/es/vertebroplastia/>(Zugriff 05.12.2016). S.29
- Bild 14: Kyphon<sup>®</sup> Ballon-Kyphoplastie, mit freundlicher Genehmigung der Medtronic Deutschland GmbH, Earl-Bakken-Platz 1, 40670 Meerbusch. „Kyphon<sup>®</sup> Ballonkyphoplastie beinhaltet eine von Gary K. Michelson, MD, entwickelte Technologie“. URL:[http://www.rkk-lok.de/fileadmin/user\\_upload/Informationsmat.\\_Downloads/Orthopaedie/Kyphoplastie.pdf](http://www.rkk-lok.de/fileadmin/user_upload/Informationsmat._Downloads/Orthopaedie/Kyphoplastie.pdf) (Zugriff am 05.12.2016). S.30  
a: Aufblasen des Kyphoplastieballons im Wirbelkörper.  
b: Einbringen des Knochenzements in die vom Ballon geschaffene Kavität im Wirbelkörper.
- Bild 15: a: Schraubenapparat von Carl Wilhelm Wutzer ([98], S.5), mit freundlicher Genehmigung von Springer. S.31  
b: Knochenschraubenapparat von Bernhard v. Langenbeck ([99], S.385).
- Bild 16: Fixateur externe von Lambotte ([102], S.72). S.32
- Bild 17: Schraubenkonstruktion von Carl Hansmann ([105], S.124), © Georg Thieme Verlag KG. S.33

Bild 18:	Plattenosteosynthese nach Roy-Camille ([109], S.10), mit freundlicher Genehmigung von Wolters Kluwer.	S.34
Bild 19:	Winkelstabile Konstruktionen. a: Beispiel für winkelstabile Schraubenkopf-Plattenverbindung: Less Invasive Stabilization-Platte mit Kopfverriegelungsschraube (LISS), mit freundlicher Genehmigung der Johnson & Johnson Medical GmbH, Geschäftsbereich DePuy Synthes, Vertrieb Umkirch, Im Brunnenfeld 8, D-79224 Umkirch, Germany. b: Beispiel für winkelstabile Schrauben-Stabverbindung: S4 <sup>®</sup> Spinal System, B. Braun Melsungen AG, Carl-Braun-Straße 1, 34212 Melsungen. URL: <a href="https://www.bbraun.de/de/products/b57/s4-element-open.html">https://www.bbraun.de/de/products/b57/s4-element-open.html</a> (Zugriff 16.02.2017).	S.34
Bild 20:	Fixateur externe ([113], S.126, 132), mit freundlicher Genehmigung von Wolters Kluwer. a: Fixateur externe nach Magerl und Schläpfer, S.126. b: Schutzkorsett für den Fixateur externe, S.132.	S.35
Bild 21:	Fixateur interne nach Dick: Stangenverbindung zwischen Pedikelschrauben ([117], S.57), mit freundlicher Genehmigung des Hogrefe Verlags.	S.36
Bild 22:	Grundformen der Frakturen in der AO-Klassifikation ([126], S.226), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.38
Bild 23:	Abgescherter Knochenzylinder mit Schraube, Berechnung der Zugkraft ([147], S.467, modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), mit freundlicher Genehmigung von Wolters Kluwer.	S.44
Bild 24:	Pedikelschrauben mit starrer und beweglicher Kopfschaftverbindung, mit freundlicher Genehmigung der Johnson & Johnson Medical GmbH, Geschäftsbereich DePuy Synthes, Vertrieb Umkirch, Im Brunnenfeld 8, D-79224 Umkirch, Germany. a: Monoaxiale Pedikelschraube Expedium. b: Polyaxiale Pedikelschraube Expedium Singel-Innie (SI).	S.47

Bild 25:	Expandierbare Pedikelschrauben. a: Expandierbare Pedikelschraube mit geschlossener Spitze (modifiziert durch den Verfasser der Dissertation), mit freundlicher Genehmigung von Expanding Orthopedics. URL: <a href="http://dynamikmed.com/images/pdf_Yuklenen/Expanding%20Orthopedics%20A4%20for%20email.pdf">http://dynamikmed.com/images/pdf_Yuklenen/Expanding%20Orthopedics%20A4%20for%20email.pdf</a> . (Zugriff 18. 02. 2017). b: Expandierbare Pedikelschraube mit offener Spitze ([174], S.1229), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.47
Bild 26:	Pedikelschraube mit konischem Kern, Xia 3 Spinal System, Surgical Technique. Stryker Spine SAS, Z. I. Marticot, 33610 Cestas, France, 2014, mit freundlicher Genehmigung von Stryker GmbH & Co. KG, Dr.-Homer-Stryker-Platz 1, 47228 Duisburg.	S.48
Bild 27:	Solide Pedikelschraube aus den eigenen Versuchen „Osteoporose Schraube SI“, Expedium® 5.5 Spine System, DePuy Spine, Kirkel, Deutschland, eig. Aufnahme.	S.51
Bild 28:	Zementierung der soliden Pedikelschraube ([111], S.2198), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.52
Bild 29:	Fenestrierte Pedikelschraube aus den eigenen Versuchen „Osteoporose Schraube SI“, Expedium® 5.5 Spine System, DePuy Spine, Kirkel, Deutschland, eigene Aufnahme.	S.53
Bild 30:	Zementierung der fenestrierten Pedikelschraube ([111], S.2198), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.53
Bild 31:	Zement einspritzung durch eine fenestrierte Pedikelschraube ([69], S.8), mit freundlicher Genehmigung von Springer.	S.54
Bild 32:	DXA-Messgerät (Lunar Prodigy GE Healthcare Medical Systems, München, Deutschland) der Universitätsklinik für Orthopädie Tübingen, eigene Aufnahme.	S.60
Bild 33:	Die in unseren Versuchen verwendeten Pedikelschrauben: a: Solide, polyaxiale Pedikelschraube „Osteoporose Schraube SI“, Expedium® 5.5 Spine System, DePuy Spine, Kirkel, Deutschland, eigene Aufnahme. b: Fenestrierte, polyaxiale Pedikelschraube „Osteoporose Schraube SI“, Expedium® 5.5 Spine System DePuy Spine, Kirkel, Deutschland, eigene Aufnahme.	S.64

Bild 34:	Die in den Versuchen verwendete Zement-Dosier- vorrichtung „Confidence Spinal Cement System®“, mit freundlicher Genehmigung der Johnson & Johnson Me- dical GmbH, Geschäftsbereich DePuy Synthes, Vertrieb Umkirch, Im Brunnenfeld 8, D-79224 Umkirch, Germa- ny. URL: <a href="https://www.depuysynthes.com/hcp/spine/">https://www.depuysynthes.com/hcp/spine/</a> (Zu- griff 06.12.2016).	S.65
Bild 35:	Die instrumentierte Wirbelsäule A86, eigene Aufnahme.	S.67
Bild 36 a:	Wirbelkörper nach Präparation aus der Wirbelsäule, ei- gene Aufnahme.	S.69
Bild 36 b:	Wirbelkörperpräparat mit dem durch das Wirbelloch ge- henden Rolladenband und dem Kirschnerdraht im ante- rioren Abschnitt des Wirbelkörpers, an dessen Enden das Rolladenband befestigt ist, eigene Aufnahme.	S.69
Bild 36 c:	Räumlich ausgerichteteter und in Technovit® eingebette- ter, instrumentierter Wirbel mit dem Rolladenband zur zusätzlichen Befestigung und den beiden implantierten Pedikelschrauben, eigene Aufnahme.	S.69
Bild 36 d:	Eingebettetes Präparat mit Implantationsschraubenzie- her und Halterung, Bestimmung des Winkels zwischen Medianebene und Pedikelschraube, eigene Aufnahme.	S.69
Bild 37:	Materialprüfmaschine MTS 858 in der Gesamtansicht, eigene Aufnahme.	S.70
Bild 38:	Versuchsaufbau an Zugprüfmaschine MTS 858. Fertig eingebetteter und montierter Wirbelkörper zur Ver- suchsdurchführung, eigene Aufnahme.	S.71
Bild 39:	Typischer Kurvenverlauf eines Auszugsversuchs: Dia- gramm mit Kraftverlauf $F$ [N], Schraubenauszugsweg [mm], initialer Steifigkeit [N/mm], eigene Darstellung.	S. 72
Bild 40:	Zustand nach einem Auszugsversuch: Schraubenaus- riss, eigene Aufnahme.	S. 90
Bild 41:	Zustand nach einem Auszugsversuch: Pedikelbruch, eigene Aufnahme.	S. 90
Bild 42:	Beispiel für die Zoneneinteilung der Wirbel aus der Stu- diengruppe C: A80T11, Zementmenge 3ml, eigene Auf- nahme.	S. 93

## 11 Literaturverzeichnis

- [1] Tillmann B. N., Rumpf, S.140-S.183, Zilles K., Tillmann B. N., Anatomie, 2010. Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- [2] Eysel P., Biomechanische Grundlagen, S.6-S.21, Anatomisch-morphologische Grundlagen, S.22-S.35, Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule, 1998. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart.
- [3] Niethard F. U., Pfeil J., Wirbelsäule, S.324-S.384, Duale Reihe Orthopädie, 2003. Thieme Verlag Stuttgart.
- [4] Mosekilde L., Vertebral structure and strength in vivo and in vitro. Calcif Tissue Int. 1993;53 Suppl 1:S121-5; discussion S125-6.
- [5] Fischbeck M., Mechanische Kompetenz und Knochendichte thorakolumbalen Wirbelkörper beim älteren Menschen, S.8, 2006. Medizinische Dissertationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
- [6] Louis R., Die Chirurgie der Wirbelsäule, S.43, 1985. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [7] Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G., Drerup P., Mechanische Aspekte der Lendenwirbelsäule, S.313-S.345, Orthopädische Biomechanik, 2012. MV-Verlag OHG Münster.
- [8] Kummer B., Grundlagen der Morphologie und Biomechanik der gesamten Wirbelsäule und ihrer Muskeln, S.483-S.516, Biomechanik, 2005. Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
- [9] Schünke M., Schulte E., Schumacher U., Knochen, Bänder und Gelenke, S. 75-S.117, Prometheus Lernatlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2005. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [10] Wurzinger L. J., Rücken, S.247-S.285, Aumüller G., Aust G., Engele J., Kirsch J., Maio G., Mayerhofer A., Mense S., Reißig D., Salvetter J., Schmidt W., Schmitz F., Schulte E., Spaniel-Borowski K., Wennemuth G., Wolff W., Wurzinger L. J., Zilch H.-G, Duale Reihe Anatomie, 2014. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart.
- [11] Kirsch J., May C. A., Lorke D., Winkelmann D., Schwab W., Herrmann G., Funk R., Taschenbuch der Anatomie, S.111, 2011. Georg Thieme Verlag Stuttgart.
- [12] Dauber W., Feneis H., Feneis' Bild-Lexikon der Anatomie, S.100, S.102, S.108, 2005. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [13] Pschyrembel W., Klinisches Wörterbuch, S.1399, 2014. Walter de Gruyter Berlin Boston.

- [14] Junghanns H., Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben als Grundlage für klinische Betrachtungen, S.393-417, 1951. Langenbecks Arch. u. Dtsch. Z. Chir., Bd. 267 (Kongreßbericht).
- [15] Junghanns H., Wirbelsäule, S.520-S.564, Bürkle le la Camp H., Rostock P., Handbuch der gesamten Unfallheilkunde, Band 2, 1955. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart.
- [16] Gollnast H., In vivo Evaluation eines posterioren dynamischen Stabilisationssystems am lumbalen ovinen Bandscheibendegenerationsmodell. Eine biomechanische Studie zur Anschlusssegmentdegeneration, S.17, 2012. Medizinische Dissertationsschrift, Charité-Universitätsmedizin Berlin.
- [17] Fürderer S., Eysel P., Verletzungen der Wirbelsäule, S.419-S.454, Wirth C. J., Zichner L., Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Krämer J., Wirbelsäule, Thorax, 2004. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [18] Whitesides T. E. Jr., Traumatic kyphosis of the thorakolumbar spine. Clin Orthop Relat Res. 1977 Oct;(128):78-92.
- [19] Schmidt C. O., Raspe H., Pfingsten M., Hasenbring M., Basler H. D., Eich W., Kohlmann T., Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. Spine (Phila Pa 1976). 2007 Aug 15;32(18):2005-11.
- [20] Bullmann V., Liljenqvist U. R., Koriller M., Lange T., Specific spondylitis. Orthopäde. 2012 Sep;41(9):764-9.
- [21] Niethard F. U., Pfeil J., Wirbelsäule, S.324-S.384, S.596, Duale Reihe Orthopädie, 2003. Thieme Verlag Stuttgart.
- [22] Niethard F. U., Pfeil J. Wirbelsäule, S.144-S.174, Duale Reihe Orthopädie, 2003. Thieme Verlag Stuttgart.
- [23] Bunker V. W., The role of nutrition in osteoporosis. Br J Biomed Sci. 1994 Sep;51(3):228-40.
- [24] Burckhardt P., Michel C., The peak bone mass concept. Clin Rheumatol. 1989 Jun;8 Suppl 2:16-21.
- [25] Cvijetic S., Baric I. C., Satalic Z., Keser I., Bobic J., Influence of nutrition and lifestyle on bone mineral density in children from adoptive and biological families. J Epidemiol. 2014;24(3):209-15.
- [26] Eisman, J. A., Kelly, P. J., Morrison, N. A., Pocock, N. A., Yeoman, R., Birmingham, J., Sambrook, P. N., Peak bone mass and osteoporosis prevention. Osteoporos Int. 1993;3 Suppl 1:56-60.

- [27] Eleftheriou K. I., Rawal J. S., James L. E., Payne J. R., Loosemore M., Pennell D. J., World M., Drenos F., Haddad F. S., Humphries S. E., Sanders J., Montgomery H. E., Bone structure and geometry in young men: the influence of smoking, alcohol intake and physical activity. *Bone*. 2013 Jan;52(1):17-26.
- [28] Ishimoto Y., Yoshida M., Nagata K., Yamada H., Hashizume H., Yoshimura N., Consuming breakfast and exercising longer during high school increases bone mineral density in young adult men. *J Bone Miner Metab*. 2013 May;31(3):329-36.
- [29] Langenbeck U., Erb- und Umweltfaktoren in der Entstehung der Osteoporose: Wege zu Prädiktion und Prävention. *Dtsch Arztebl*. 2005;102:A664-672 [Heft 10].
- [30] Marwaha R. K., Puri S., Tandon N., Dhir S., Agarwal N., Bhadra K., Saini N., Effects of sports training & nutrition on bone mineral density in young Indian healthy females. *Indian J Med Res*. 2011 Sep;134:307-13.
- [31] McGuigan F. E., Murray L., Gallagher A., Davey-Smith G., Neville C. E., Van't Hof R., Boreham C., Ralston S. H., Genetic and environmental determinants of peak bone mass in young men and women. *J Bone Miner Res*. 2002 Jul;17(7):1273-9.
- [32] Torgerson D. J., Campbell M. K., Reid D. M., Life-style, environmental and medical factors influencing peak bone mass in women. *Br J Rheumatol*. 1995 Jul;34(7):620-4.
- [33] Välimäki M. J., Kärkkäinen M., Lamberg-Allardt C., Laitinen K., Alhava E., Heikkinen J., Impivaara O., Mäkelä P., Palmgren J., Seppänen R., et al., Exercise, smoking, and calcium intake during adolescence and early adulthood as determinants of peak bone mass. *Cardiovascular Risk in Young Finns Study Group. BMJ*. 1994 Jul 23;309(6949):230-5.
- [34] Weaver C. M., The role of nutrition on optimizing peak bone mass. *Asia Pac J Clin Nutr*. 2008;17 Suppl 1:135-7.
- [35] Weaver C. M., Parallels between nutrition and physical activity: research questions in development of peak bone mass. *Res Q Exerc Sport*. 2015 Jun;86(2):103-6.
- [36] Shedd K. M., Hanson K. B., Alekel D. L., Schiferl D. J., Hanson L. N., Van Loan M. D., Quantifying leisure physical activity and its relation to bone density and strength. *Med Sci Sports Exerc*. 2007 Dec;39(12):2189-98.
- [37] Stevenson J. C., Lees B., Devenport M., Cust M. P., Ganger K. F., Determinants of bone density in normal women: risk factors for future osteoporosis? *BMJ*. 1989 Apr 8;298(6678):924-8.

- [38] Storm D., Eslin R., Porter E. S., Musgrave K., Vereault D., Patton C., Kes-  
senich C., Mohan S., Chen T., Holick M. F., Rosen C. J., Calcium supplementa-  
tion prevents seasonal bone loss and changes in biochemical markers of bone  
turnover in elderly New England women: a randomized placebo-controlled trial.  
*J Clin Endocrinol Metab.* 1998 Nov;83(11):3817-25.
- [39] Tatsuno I., Terano T., Nakamura M., Suzuki K., Kubota K., Yamaguchi J.,  
Yoshida T., Suzuki S., Tanaka T., Shozu M., Lifestyle and osteoporosis in mid-  
dle-aged and elderly women: Chiba bone survey. *Endocr J.* 2013;60(5):643-50.
- [40] Wilsgaard T., Emaus N., Ahmed L. A., Grimnes G., Joakimsen R. M., Om-  
sland T. K., Berntsen G. R., Lifestyle impact on lifetime bone loss in women and  
men: the Tromsø Study. *Am J Epidemiol.* 2009 Apr1;169(7):877-86.
- [41] Krämer J., Grifka J., *Orthopädie*, S.81, 2005. Springer Medizin Verlag Hei-  
delberg.
- [42] Aitken J. M., Anderson J. B., Horton P. W., Seasonal variations in bone  
mineral content after the menopause. *Nature.* 1973 Jan 5;241(5384):59-60.
- [43] Dawson-Hughes B., Dallal G. E., Krall E. A., Harris S., Sokoll L. J., Falcon-  
er G., Effect of vitamin D supplementation on wintertime and overall bone loss  
in healthy postmenopausal women. *Ann Intern Med.* 1991 Oct 1;115(7):505-12.
- [44] Hyldstrup L., McNair P., Jensen G. F., Transbøl I., Seasonal variations in  
indices of bone formation precede appropriate bone mineral changes in normal  
men. *Bone.* 1986;7(3):167-70.
- [45] Krølner B., Seasonal Variation of Lumbar Spine Bone Mineral Content in  
Normal Women. *Calcif Tissue Int.* 1983; 35(2):145-147.
- [46] Rico H., Revilla M., Cardenas J. L., Villa L. F., Fraile E., Martín F. J., Arri-  
bas I., Influence of weight and seasonal changes on radiogrammetry and bone  
densitometry. *Calcif Tissue Int.* 1994 May;54(5):385-8.
- [47] Rosen C. J., Morrison A., Zhou H., Storm D., Hunter S. J., Musgrave K.,  
Chen T., Wei W., Holick M. F., Elderly women in northern New England exhibit  
seasonal changes in bone mineral density and calciotropic hormones. *Bone  
Miner.* 1994 May;25(2):83-92.
- [48] Overgaard K., Nilas L., Johansen J. S., Christiansen C., Lack of seasonal  
variation in bone mass and biochemical estimates of bone turnover. *Bone.* 1988;  
9(5):285-8.
- [49] Dachverband Osteologie e. V., DVO-Leitlinie 2009 zur Prophylaxe, Diag-  
nostik und Therapie der Osteoporose bei Erwachsenen-Langfassung. *Osteolo-  
gie.* 2009;18:304-328.



- [50] Riede U.-N., Olah A. J., Schäfer H.-E., Knochengewebe, S.1120. Riede U.-N., Schäfer H.-E., Allgemeine und spezielle Pathologie, 1999/2001. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [51] Pfeilschifter J., Pientka L., Scheidt-Nave C., Osteoporosis in Germany, 2003 — a stock taking. *MMW Fortschr Med.* 2003 Feb 27;145(9):42-3.
- [52] World Health Organization, WHO scientific group on the assessment of osteoporosis at primary health care level. pp.1-13. Summary Meeting Report Brussels, Belgium, 5-7 May 2004. WHO Genf.
- [53] Soshi S., Shiba R., Kondo H., Murota K., An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 1991 Nov;16(11):1335-41.
- [54] Tillmann B. N., Eckstein F., Knochen, Gelenke, Muskeln, S.76-S.94, Zilles K., Tillmann B. N., Anatomie, 2010. Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- [55] Josten C., Osteoporotic fractures: What is new? *Chirurg.* 2012 Oct;83(10):857.
- [56] Bartl C., Bartl R., Secondary osteoporosis: pathogenesis, types,diagnostics and therapy. *Radiologe.* 2011 Apr;51(4):307-24.
- [57] Pschyrembel W., Klinisches Wörterbuch, S.1561-S.1562, 2014. Walter de Gruyter Berlin Boston.
- [58] Heyde C. E., Weber U., Osteoporosis. *Orthopäde.* 2010 Apr;39(4):359-60.
- [59] Robert Koch-Institut (Hrsg), Osteoporose, S.113-S.115, Daten und Fakten: Ergebnisse der Studie »Gesundheit in Deutschland aktuell 2010«. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 2012. RKI Berlin
- [60] Voigt K., Taché S., Hofer M., Straßberger C., Riemenschneider H., Peschel P., Kugler J., Bergmann A., Health related quality of life in male patients with osteoporosis: results of a cross sectional study. *Aging Male.* 2012 Dec;15(4):220-6.
- [61] Bleibler F., Konnopka A., Benzinger P., Rapp K., König H. H., The health burden and costs of incident fractures attributable to osteoporosis from 2010 to 2050 in Germany—a demographic simulation model. *Osteoporos Int.* 2013 Mar;24(3):835-47.
- [62] Hadji P., Klein S., Gothe H., Häussler B., Kless T., Schmidt T., Steinle T., Verheyen F., Linder R., The epidemiology of osteoporosis-Bone Evaluation Study (BEST): an analysis of routine health insurance data. *Dtsch Arztebl Int.* 2013 Jan;110(4):52-7.

- [63] Heimes S., Krankheiten der Knochen, S.271, Beise U., Heimes S., Schwarz W., Gesundheits- und Krankheitslehre, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [64] Franck H., Welcker M., Adam O., Becker A., Reil E. M., Schneider M., Wolf D., Was ist Osteoporose? S.4, Erst Rheuma- dann Osteoporose, 1999. Deutsche Rheuma-Liga Bundesverband. e. V.
- [65] Dirisamer A., Grampp S., Radiologische Diagnostik der Osteoporose. Journal für Mineralstoffwechsel. 2002;9(4):7–15.
- [66] Ringe J. D., Frakturtypen und Frakturgenese, S.37-S.63, Ringe J. D., Osteoporose, 1991. Walter de Gruyter Verlag Berlin New York.
- [67] Josten C., Bühren V., Frakturen bei Osteoporose, S.421-S.438, Bühren V., Josten C., Chirurgie der verletzten Wirbelsäule, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [68] Ringe J. D., Verdachtsdiagnose Osteoporose, S.109-S.118, Ringe J. D., Osteoporose, 1991. Walter de Gruyter Verlag Berlin New York.
- [69] Krappinger D., Kastenberger T. J., Schmid R., Augmented posterior instrumentation for the treatment of osteoporotic vertebral body fractures. Oper Orthop Traumatol. 2012 Feb;24(1):4-12.
- [70] Bartl R., Osteoporose- erfolgreich behandeln, S.112-S.190, Osteoporose, 2011. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [71] Bürgel P., Carl Hansmann (1872-1917)-die Plattenosteosynthese als neue Technik der operativen Frakturbehandlung, S.13, 1991. Medizinische Dissertationsschrift, Universität Hamburg.
- [72] Feldmann P. H., Wittenberg, R. H., History of the treatment of spinal diseases. Orthopäde. 2001 Oct;30(10):776-83.
- [73] Lister J., On the Antiseptic Principle in the Practice of Surgery. Br Med J. 1867 Sep 21;2(351);246-8.
- [74] Stienen M. N., Surbeck W., Tröhler U., Hildebrandt G. J., Little-known Swiss contributions to the description, diagnosis, and surgery of lumbar disc disease before the Mixter and Barrera. Neurosurg Spine. 2013 Dec;19(6):767-73.
- [75] Lindblom K., Diagnostic puncture of intervertebral disks in sciatica. Acta Orthop Scand. 1948;17(3-4):231-9.
- [76] Wittenberg R. H., Steffen R., Minimalinvasive intradiskale Therapie lumbaler Bandscheibenvorfälle, S.324, Wirth C. J., Zichner L., Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Krämer J., Wirbelsäule, Thorax, 2004. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.

- [77] Breitenfelder J., Die Entwicklung der lumbalen Diskektomie von den Anfängen bis zur Gegenwart, S.133-S.144, Zichner L., Rauschmann M. A., Thomann K.-D., Geschichte operativer Verfahren an den Bewegungsorganen, 2000. Steinkopff Verlag Darmstadt.
- [78] Breitenfelder J., Historische Bemerkungen zur Therapie von lumbalen Bandscheibenerkrankungen, S.2-S.5, Breitenfelder J., Haaker R., Der lumbale Bandscheibenvorfall, 2003. Steinkopff Verlag Darmstadt.
- [79] Choy D. S., Ascher P. W., Ranu H. S., Saddekni S., Alkaitis D., Liebler W., Hughes J., Diwan S., Altman P., Percutaneous laser disc decompression. A new therapeutic modality. Spine (Phila Pa 1976). 1992 Aug;17(8):949-56.
- [80] Krämer R., Matussek J., Theodoridis T., Therapie der Lumbalsyndrome, S.248-S.332, Bandscheibenbedingte Erkrankungen, 2013. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [81] Hijikata S., Percutaneous nucleotomy. A new concept technique and 12 years' experience. Clin Orthop Relat Res. 1989 Jan;(238):9-23.
- [82] Breitenfelder J., Bandscheibenerkrankungen aus historischer Sicht, S.125-S.132, Zichner L., Rauschmann M. A., Thomann K.-D., Geschichte operativer Verfahren an den Bewegungsorganen, 2000. Steinkopff Verlag Darmstadt.
- [83] Cramer W., Interventionelle Verfahren, S.82-S.87, Meyer-Holz J., Ernst A., Praxisbuch Wirbelsäulenschmerz, 2005. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [84] Böhm B., IDET-Katheter, S.248-S.251, Eckardt A., Praxis LWS-Erkrankungen, 2011. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [85] Caspar W., A new surgical procedure for lumbar disc herniation causing less tissue damage through a microsurgical approach, pp.74-77, Wüllenweber R., Brock M., Hamer J., Klinger M., Spoerri O., Lumbar Disc Adult Hydrocephalus, Advances in Neurosurgery Volume 4, 1977. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York.
- [86] Scheuffler K. M., Operative Verfahren, S.251-S.324, Eckardt A., Praxis LWS-Erkrankungen, 2011. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- [87] Yasargil M. G., Microsurgical Operation of Herniated Lumbar Disc, p.81, Wüllenweber R., Brock M., Hamer J., Klinger M., Spoerri O., Lumbar Disc Adult Hydrocephalus, Advances in Neurosurgery Volume 4, 1977. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York.
- [88] Börm W., Lumbaler Bandscheibenvorfall, S.77-S.84, Börm W., Meyer F., Spinale Neurochirurgie, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.

- [89] Greiner-Perth R., Böhm H., ElSaghir H., El Ghait A., The microscopic assisted percutaneous approach to posterior spine - a new minimally invasive procedure for treatment of spinal processes. *Zentralbl Neurochir.* 2002;63(1):7-11.
- [90] Blattert T. R., Gedeckte Techniken: Kypho-Vertebroplastie, S.119-S.134, Bühren V., Josten C., *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule*, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [91] Fürderer S., Eysel P., Kyphosen, S.105-S.163, Wirth C. J., Zichner L., *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*, Krämer J., *Wirbelsäule, Thorax*, 2004. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [92] Klingler J. H., Sircar R., Deininger M. H., Scheiwe C., Kogias E., Hubbe U., Vesselplasty: a new minimal invasive approach to treat pathological vertebral fractures in selected tumor patients-preliminary results. *Röfo.* 2013 Apr;185(4):340–50.
- [93] Fürderer S., Anders M., Schwindling B., Salick M., Düber C., Wenda K., Urban R., Glück M., Eysel P., Vertebral body stenting. A method for repositioning and augmenting vertebral compression fractures. *Orthopäde.* 2002 Apr;31(4):356-61.
- [94] Mattyasovszky S. G., Kurt A. A., Drees P., Gemidji J., Thomczyk S., Kafchitsas K., Minimal invasive cement augmentation of osteoporotic vertebral compression fractures with the new radiofrequency kyphoplasty. *Oper Orthop Traumatol.* 2013 Nov 7. [Epub ahead of print]
- [95] Pflugmacher R., Bornemann R., Koch E. M., Randau T. M., Müller-Broich J., Lehmann U., Weber O., Wirtz D. C., Kabir K. Comparison of clinical and radiological data in the treatment of patients with osteoporotic vertebral compression fractures using radiofrequency kyphoplasty or balloon kyphoplasty. *Z Orthop Unfall.* 2012 Feb;150(1):56-61.
- [96] Rotter H., Martin H., Fürderer S., Gabl M., Röder C., Heini P., Mittlmeier T., Vertebral body stenting: a new method for vertebral augmentation versus kyphoplasty. *Eur Spine J.* 2010 Jun;19(6):915-23.
- [97] Laurer H., Sander A., Wutzler S., Nau C., Marzi I., Traumatic vertebral body fractures and osteoporosis: value of cement augmentation. *Orthopäde.* 2010 Jul;39(7):704-10.
- [98] Nieländer K.-H., Wolter D., C. W. Wutzer und B. von Langenbeck: Die Pioniere des Fixateur externe S.3-S.6, Wolter D., Hansis M., Havemann D. *Externe und interne Fixateursysteme*, 1995. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York Barcelona Budapest Hong Kong London Mailand Paris Tokyo.
- [99] Hueter C., *Grundriß der Chirurgie*, S.385, 1880. Verlag Vogel Leipzig.

- [100] Hinsenkamp M., Andrianne Y., Evolution of the biomechanical principle of osteosynthesis. Rev Med Brux. 2011;32(6 Suppl):S38-45.
- [101] Lambotte A., Chirurgie opératoire des fractures, S.71, 1913. Masson & Cie Paris.
- [102] Lambotte A., Chirurgie opératoire des fractures, S.72, 1913. Masson & Cie Paris.
- [103] Hansis M., Der Fixateur externe im Dienst der Infektionsprophylaxe, S.9-S.11, Wolter D., Hansis M., Havemann D., Externe und interne Fixateursysteme, 1995. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York Barcelona Budapest Hong Kong London Mailand Paris Tokyo.
- [104] Hansmann C., Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen. Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie. 1886;15:134-137.
- [105] Höntzsch D., Perren S., Frigg R., Geschichte und technische Möglichkeiten der winkelstabilen Osteosynthese- eine Bildergeschichte. OP-Journal. 2012;28(02):124-128. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [106] King D., Internal Fixation for lumbosacral fusion. J Bone Joint Surg Am. 1948 Jul;30A(3):560-5.
- [107] Holdsworth F. W., Hardy A., Early treatment of paraplegia from fractures of the thoraco-lumbar spine. J Bone Joint Surg Br. 1953 Nov;35-B(4):540-50.
- [108] Boucher H. H., A method of spinal fusion. J Bone Joint Surg Br. 1959 May;41-B(2):248-59.
- [109] Roy-Camille R., Saillant G., Mazel C., Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop Relat Res. 1986 Feb;(203):7-17.
- [110] Haaker R., Spondylodese, S.346-S.360, Wirth C. J., Zichner L., Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Krämer J., Wirbelsäule, Thorax, 2004. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [111] Kueny R. A., Kolb J. P., Lehmann W., Püschel K., Morlock M. M., Huber G., Influence of the screw augmentation technique and a diameter increase on pedicle screw fixation in the osteoporotic spine: pullout versus fatigue testing. Eur Spine J. 2014 Oct;23(10):2196-202.
- [112] Jeanneret B., Magerl F., Der Fixateur externe, S.28-S.35, Stuhler T., Fixateur externe-Fixateur interne, 1989. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong.
- [113] Magerl F. P., Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Orthop Relat Res.1984 Oct;(189):125-41.

- [114] Blauth M., Haas N., Tscherne H., Vergleichende Nachuntersuchungsergebnisse bei der Stabilisierung frischer Frakturen der unteren BWS- und LWS, S.69-S.74, Stuhler T., Fixateur externe-Fixateur interne, 1989. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong.
- [115] Hefti F., Dick W., Anwendungsbereich und 4jährige klinische Erfahrung mit dem Fixateur interne an der Wirbelsäule, S.59-S.64, Stuhler T., Fixateur externe-Fixateur interne, 1989. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong.
- [116] Ulrich C., Wörsdörfer O., Biege- und Rotationsstabilität des Fixateur externe und interne an der Lendenwirbelsäule- Vergleichende experimentelle Studie, S.65-S.68, Stuhler T., Fixateur externe-Fixateur interne, 1989. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong.
- [117] Dick W., Innere Fixation von Brust- und Lendenwirbelfrakturen, S.57, 1987. Verlag Hans Huber Bern Stuttgart Toronto.
- [118] Kortmann H. R., Wolter D., Jürgens C., Die dorsale Druckplattenfixateur-stabilisierung am thorakolumbalen Übergang, S.165-S.170, Wolter D., Hansis M., Havemann D., Externe und interne Fixateursysteme, 1995. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York Barcelona Budapest Hong Kong London Mailand Paris Tokyo.
- [119] Eysel P., Indikationen zur ventralen Instrumentation, S.36-S.100, Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule, 1998. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart.
- [120] Cloward R. B., Spondylolisthesis: treatment by laminectomy and posterior interbody fusion. Clin Orthop Relat Res. 1981 Jan-Feb;(154):74-82.
- [121] Kreuzer R. P., Komplikationen bei posteriorer lumbaler intercorporeller Fusion, S.8, S.26-S.28, 2006. Medizinische Dissertationsschrift, Medizinische Fakultät der Charité-Universitätsmedizin Berlin.
- [122] Böhm H., Saghir E., Dorsale Stabilisierungen, S.97-106, Reichel H., Zwipp H., Hein W., Wirbelsäulenchirurgie, 2000. Steinkopff Verlag Darmstadt.
- [123] Viehweg U., Ventrale Fusionstechniken, S.340-S.346, Börm W., Meyer F., Spinale Neurochirurgie, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.
- [124] Gonschorek O., Bühren V., Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule, S.195-S.222, Orthopädie und Unfallchirurgie up2date Ausgabe 03-Volume 1-Mai 2006.
- [125] Nicoll E. A., Fractures of the dorso-lumbar spine. J Bone Joint Surgery Br. 1949 Aug;31B(3):376-94.

- [126] Gonschorek O., Bühren V., Frakturen des thorakolumbalen Übergangs (T11 bis L2), Bühren V., Josten C., Chirurgie der verletzten Wirbelsäule, S.226, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [127] Schnake K., Hahn P., Franck A., Blattert T., Zimmermann V., Ullrich B., Gonschorek O., Müller M., Katscher S., Hartmann F., A.O.F. Sektion Wirbelsäule DGOU, Development of a classification system (OF-classification) and of a score for therapeutic decision making (OF-score) for osteoporotic thoracolumbar fractures. *Eur Spine J.* 2013;22:2590.
- [128] Franck A., Josten C., Metastasen und pathologische Frakturen, S.379-S.394, Bühren V., Josten C., Chirurgie der verletzten Wirbelsäule, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [129] Hempelmann R. G., Maurer U. M., Eitrige Erkrankungen der Wirbelsäule, S.199-S.209, Börm W., Meyer F., Spinale Neurochirurgie, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.
- [130] Schröder J., Lilienqvist U., Skoliose, S.251-S.257, Börm W., Meyer F., Spinale Neurochirurgie, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.
- [131] Willburger R. E., Spondylolyse und Spondylolisthese, S.191-S.201, Wirth C. J., Zichner L., Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Krämer J., Wirbelsäule, Thorax, 2004. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.
- [132] Hirano T., Hasegawa K., Takahashi H. E., Uchiyama S., Hara T., Washio T., Sugiura T., Yokaichiya M., Ikeda M., Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997 Nov 1;22(21):2504-9; discussion 2510.
- [133] Weinstein J. N., Rydevik B. L., Rauschnig W., Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Nov;(284): 34-46.
- [134] Brantley A. G., Mayfield J. K., Koeneman J. B., Clark K. R., The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Aug 1;19(15): 1752-8.
- [135] Misenhimer G. R., Peek R. D., Wiltse L. L., Rothman S. L., Widell E. H. Jr., Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989 Apr;14(4):367-72.
- [136] von Stempel A., Seidel T., Plitz W., Stability of pedicle screws. 1: Maximum pullout force in healthy bony spine trunks with reference to drilling technique. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1994 Jan-Feb;132(1):75-81.
- [137] Zindrick M. R., Wiltse L. L., Doornik A., Widell E. H., Knight G. W., Patwardhan A. G., Thomas J. C., Rothman S. L., Fields B. T., Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1987 Mar;12(2):160-6.

- [138] Lill C. A., Schlegel U., Wahl D., Schneider E., Comparison of the in vitro holding strengths of conical and cylindrical pedicle screws in a fully inserted setting and backed out 180 degrees. *J Spinal Disord.* 2000 Jun;13(3):259-66.
- [139] Hsu C. C., Chao C. K., Wang J. L., Hou S. M., Tsai Y. T., Lin J., Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res.* 2005 Jul;23(4):788-94.
- [140] Kwok A. W., Finkelstein J. A., Woodside T., Hearn T. C., Hu R. W., Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996 Nov 1;21(21):2429-34.
- [141] Abshire B. B., McLain R. F., Valdevit A., Kambic H. E., Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.* 2001 Nov-Dec;1(6):408-14.
- [142] Delank K. S., Röllinghoff M., Eysel-Gosepath K., Sobottke R., Eysel P., Degeneration and osteoporosis of the spine. Is there a modified procedure? *Orthopäde.* 2010 Apr;39(4):425-31.
- [143] Amstutz H. C., Sissons H. A., The structure of the vertebral spongiosa. *J Bone Joint Surg Br.* 1969 Aug;51(3):540-50.
- [144] Banse X., Devogelaer J. P., Munting E., Delloye C., Cornu O., Grynepas M., Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body. *Bone.* 2001 May;28(5):563-71.
- [145] Lehman R. A. Jr, Polly D. W. Jr, Kuklo T. R., Cunningham B., Kirk K. L., Belmont P. J. Jr, Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003 Sep 15;28(18):2058-65.
- [146] Krag M. H., Beynon B. D., Pope M. H., DeCoster T. A., Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord.* 1988;1(4):287-94.
- [147] Asnis S. E., Ernberg J. J., Bostrom M. P., Wright T. M., Harrington R. M., Tencer A., Peterson M., Cancellous bone screw thread design and holding power. *J Orthop Trauma.* 1996;10(7):462-9.
- [148] Higashino K., Kim J. H., Horton W. C., Hutton W. C., A biomechanical study of two different pedicle screw methods for fixation in osteoporotic and nonosteoporotic vertebrae. *J Surg Orthop Adv.* 2012 Winter;21(4):198-203.
- [149] von Stempel A., Kühle J., Plitz W., Stability of pedicle screws. 2: Maximum pullout force with reference to bone density. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1994 Jan-Feb;132(1):82-6.



[150] Arens S., Hansis M., Implantate in der Unfallchirurgie. Osteosynthese mit Titan. Indikationen für die Wahl des geeigneten Implantatmaterials. Deutsches Ärzteblatt. 1998 Juni 12;95(24):A-1516-A-1518.

[151] Bürgel P., Carl Hansmann (1872-1917)-die Plattenosteosynthese als neue Technik der operativen Frakturbehandlung, S.26-S.29, 1991. Medizinische Dissertationsschrift, Universität Hamburg.

[152] Brånemark P. I., Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983 Sep;50(3):339-410.

[153] Hansson H. A., Albrektsson T., Brånemark P. I., Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J Prosthet Dent. 1983 Jul;50(1):108-13.

[154] Johns R., A very cornish tribute to two remarkable scientists, the Revd. William Gregor and Professor Per-Ingvar Brånemark, pp.13–18, Brånemark P. I., The Osseointegration Book, 2005. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, Chicago, Tokyo, Barcelona, Beijing, Istanbul, London, Milan, Moscow, Mumbai, Paris, Prague, São Paulo, Seoul and Warsaw.

[155] McClarence E., Historical Developments, pp.1-29, Close to the Edge, 2003. Quintessence Publishing Co. LTD., London Berlin Chicago Copenhagen, Paris Milan, Barcelona, Istanbul, São Paulo, Tokyo, New Dehli, Moscow, Prague, Warsaw.

[156] Brånemark P. I., Gröndahl K., Brånemark B. K., Why Osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts, pp.19-114, Brånemark P. I., The Osseointegration Book, 2005. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, Chicago, Tokyo, Barcelona, Beijing, Istanbul, London, Milan, Moscow, Mumbai, Paris, Prague, São Paulo, Seoul and Warsaw.

[157] Chapman J. R., Harrington R. M., Lee K. M., Anderson P. A., Tencer A. F., Kowalski D., Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. J Biomech Eng. 1996 Aug;118(3):391-8.

[158] Pfeiffer F. M., Abernathie D. L., Smith D. E., A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs: a study using tapped and untapped pilot holes. Spine (Phila Pa 1976). 2006 Nov 1;31(23):E867-70.

[159] Blattert T. R., Katscher S., Josten C., Percutaneous techniques in the thoracic and lumbar spine. Unfallchirurg. 2011 Jan;114(1):17-25.

[160] Kuhns C. A., Reiter M., Pfeiffer F., Choma T. J., Surgical strategies to improve fixation in the osteoporotic spine: the effects of tapping, cement augmentation, and screw trajectory. Global Spine J. 2014 Feb;4(1):47-54.

- [161] Zindrick M. R., Wiltse L. L., Widell E. H., Thomas J. C., Holland W. R., Field B. T., Spencer C. W., A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop Relat Res.* 1986 Feb;(203);99-112.
- [162] Blauth M., Lange U. F., Knop C., Bastian L., Spinal fractures in the elderly and their treatment. *Orthopäde.* 2000 Apr;29(4):302-17.
- [163] Steffen R., Nolte L. P., Jergas M., Biomechanical considerations concerning the use of internal fixator systems in spinal interventions. *Z Orthop Ihre Grenzgebiete.* 1995 Mar-Apr;133(2):130-5.
- [164] Heyde C. E., Rohlmann A., Weber U., Kayser R., Stabilization of the osteoporotic spine from a biomechanical viewpoint. *Orthopäde.* 2010 Apr;39(4):407-16.
- [165] Katscher S., Josten C., Frakturen und Luxationen der oberen und mittleren Brustwirbelsäule (T1 bis T10) einschließlich des zervikothorakalen Übergangs, S.197-S.222, Bühren V., Josten C., *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule*, 2013. Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- [166] Augat P., Bühren V., Modern implant design for the osteosynthesis of osteoporotic bone fractures. *Orthopäde.* 2010 Apr;39(4):397-406.
- [167] Strømsøe K., Fracture fixation problems in osteoporosis. *Injury.* 2004 Feb;35(2):107-13.
- [168] Chen S. H., Mo Lin R., Chen H. H., Tsai K. J., Biomechanical effects of polyaxial pedicle screw fixation on the lumbosacral segments with an anterior interbody cage support. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007 Mar 10;8:28.
- [169] Essig D. A., Miller C. P., Xiao M., Ivancic P., Jegede K., Badrinath R., Smith B. G., Grauer J. N., Biomechanical comparison of endplate forces generated by uniaxial screws and monoaxial pedicle screws. *Orthopedics.* 2012 Oct;35(10):e1528-32.
- [170] Kuklo T. R., Potter B. K., Polly D. W. Jr, Lenke L. G., Monoaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005 Sep 15;30(18):2113-20.
- [171] Schroerlucke S. R., Steklov N., Mundis G. M. Jr, Marino J. F., Akbarnia B. A., Eastlack R. K., How does a novel monoplanar pedicle screw perform biomechanically relative to monoaxial and polyaxial designs? *Clin Orthop Relat Res.* 2014 Jun 12. [Epub ahead of print]
- [172] Shepard M. F., Davies M. R., Abayan A., Kabo J. M., Wang J. C., Effects of polyaxial pedicle screws on lumbar construct rigidity. *J Spinal Disord Tech.* 2002 Jun;15(3):233-6.

- [173] Gao M., Lei W., Wu Z., Liu D., Shi L., Biomechanical evaluation of fixation strength of conventional and expansive pedicle screws with or without calcium based cement augmentation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Mar;26(3):238-44.
- [174] Liu D., Wu Z. X., Pan X. M., Fu S. C., Gao M. X., Shi L., Lei W., Biomechanical comparison of different techniques in primary spinal surgery in osteoporotic cadaveric lumbar vertebrae: expansive pedicle screw versus polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011 Sep;131(9):1227-32.
- [175] Blattert T. R., Glasmacher S., Riesner H. J., Josten C., Revision characteristics of cement-augmented, cannulated-fenestrated pedicle screws in the osteoporotic vertebral body: a biomechanical in vitro investigation. *Technical note. J Neurosurg Spine*. 2009 Jul;11(1):23-7.
- [176] Yildirim O. S., Aksakal B., Hanyaloglu S. C., Erdogan F., Okur A., Hydroxyapatite dip coated and uncoated titanium poly-axial pedicle screws: an in vivo bovine model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Apr 15;31(8):E215-20.
- [177] Schnake K. J., CT-basierte Computernavigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule- Praktikabilität, klinische Ergebnisse und Vergleich zur konventionellen Technik, S.8-S.13, 2002. Medizinische Dissertationsschrift, Medizinische Fakultät Charité der Humboldt Universität zu Berlin.
- [178] Grochulla F., Lendenwirbelsäule, S.19-S.23, Börm W., Meyer F., *Spinale Neurochirurgie*, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.
- [179] Pitzen T., Kast E., Operationen an der subaxialen Halswirbelsäule, S.385-S.387, Börm W., Meyer F., *Spinale Neurochirurgie*, 2009. Schattauer Verlag Stuttgart New York.
- [180] Kolb J. P., Weiser L., Kueny R. A., Huber G., Rueger J. M., Lehmann W., Cement augmentation on the spine : Biomechanical considerations. *Orthopäde*. 2015 Sep;44(9):672-80.
- [181] Scholz M., Schleicher P., Hoffmann C.-H., Kandziora F., Was gibt es neues in der Wirbelsäulenchirurgie? S.281-S.292, Jähne J., Königsrainer A., Südkamp N., Schröder W., Was gibt es neues in der Chirurgie? Jahresband 2013. ecomed Medizin, Verlagsgruppe Hüthig Jehle Rehm GmbH Heidelberg München Landsberg Frechen Hamburg.
- [182] Bagby G. W., Janes J. M., The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *Am J Surg*. 1958 May;95(5):761-71.
- [183] Goost H., Deborre C., Kabir K., Weber O., Wirtz D. C., Karius T., Pflugmacher R., Erste experimentelle Ergebnisse Radiofrequenz-Zement-augmentierter und kanülierter Pedikelschrauben. *Journal für Mineralstoffwechsel*. 2010;17 (Sonderheft 1):32-34.

- [184] Bullmann V., Lilienqvist U. R., Rödl R., Schulte T. L., Pedicle screw augmentation from a biomechanical perspective. *Orthopäde*. 2010 Jul;39(7):673-8.
- [185] Cameron H. U., Jacob R., Macnab I., Pilliar R. M., Use of polymethylmethacrylate to enhance screw fixation in bone. *J Bone Joint Surg Am*. 1975 Jul;57(5):655-6.
- [186] Dunn H. K., Bolstad K. E., Fixation of Dwyer screws for the treatment of scoliosis. A postmortem study. *J Bone Joint Surg Am*. 1977 Jan;59(1):54-6.
- [187] Bullmann V., Schmoelz W., Richter M., Grathwohl C., Schulte T. L., Revision of cannulated and perforated cement-augmented pedicle screws: a biomechanical study in human cadavers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Sep 1;35(19):E932-9.
- [188] Goost H., Kabir K., Wirtz D. C., Deborre C., Karius T., Pflugmacher R., Koch E. M., Burger C., Fölsch C., PMMA augmentation of pedicle screws: results of a survey in Germany. *Z Orthop Unfall*. 2012 Jun;150(3):318-23.
- [189] Blattert T. R., Jestaedt L., Weckbach A., Suitability of a calcium phosphate cement in osteoporotic vertebral body fracture augmentation: a controlled, randomized, clinical trial of balloon kyphoplasty comparing calcium phosphate versus polymethylmethacrylate. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 Jan 15;34(2):108-14.
- [190] Ulrich F. J. A., Ein Jahr „Follow up“ nach Zementaugmentation osteoporotischer Wirbelfrakturen mit einem neuen Kyphoplastiesystem, S.42, 2012. Medizinische Dissertationsschrift, Medizinische Fakultät der Universität Bonn.
- [191] Polikeit A., Nolte L. P., Ferguson S. J. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003 May 15;28(10):991-6.
- [192] Kafchitsas K., Geiger F., Rauschmann M., Schmidt S., Cement distribution in vertebroplasty pedicle screws with different designs. *Orthopäde*. 2010 Jul;39(7):679-86.
- [193] Gonschorek O., Lorenz M., Bühren V., Wirbelkörperfrakturen im Alter, minimalinvasive Behandlungsstrategien. Deutscher Ärzte-Verlag | OUP |. 2013; 2(5):253–258.
- [194] Josten C., Böhme J., Schmidt C., Höch A., Jarvers J.-S., Spiegl U., Was gibt es Neues zu innovativen Strategien in der Versorgung osteoporotischer Wirbel- und Beckenfrakturen? S.293-S.300, Jähne J., Königsrainer A., Südkamp N., Schröder W., Was gibt es neues in der Chirurgie? Jahresband 2013. ecomed Medizin, Verlagsgruppe Hüthig Jehle Rehm GmbH Heidelberg München Landsberg Frechen Hamburg.
- [195] Heintel T. M., Berglehner A., Meffert R., Accuracy of percutaneous pedicle screws for thoracic and lumbar spine fractures: a prospective trial. *Eur Spine J*. 2013 Mar;22(3):495-502.

- [196] Küper A., Beurteilung der Genauigkeit eines CT-basierten spinalen Navigationssystems beim Setzen von Pedikelschrauben, S.8-S.10, 2002. Medizinische Dissertationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- [197] Chang M. C., Liu C. L., Chen T. H., Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery: a novel technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 May 1;33(10):E317-24.
- [198] Renner S. M., Lim T. H., Kim W. J., Katolik L., An H. S., Andersson G. B., Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing and method. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004 Jun 1;29(11):E212-6.
- [199] Moon B. J., Cho B. Y., Choi E.Y., Zhang H. Y., Polymethylmethacrylate-augmented screw fixation for stabilization of the osteoporotic spine: a three-year follow-up of 37 patients. *J Korean Neurosurg Soc*. 2009 Oct;46(4):305-11.
- [200] Mesfin A., Komanski C. B., Khanna A. J., Failure of cement-augmented pedicle screws in the osteoporotic spine: a case report. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*. 2013 Sep;4(3):84-8.
- [201] Choma T. J., Pfeiffer F. M., Swope R. W., Hirner J. P., Pedicle screw design and cement augmentation in osteoporotic vertebrae: effects of fenestrations and cement viscosity on fixation and extraction. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012 Dec 15;37(26):E1628-32.
- [202] Lubansu A., Rynkowski M., Abeloos L., Appelboom G., Dewitte O., Minimally invasive spinal arthrodesis in osteoporotic population using a cannulated and fenestrated augmented screw: technical description and clinical experience. *Minim Invasive Surg*. 2012;2012:507826.
- [203] Ponnusamy K. E., Iyer S., Gupta G., Khanna A.J., Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations. *Spine J*. 2011 Jan;11(1):54-63.
- [204] Shiozawa T., Huebner M., Hirt B., Wallwiener D., Reisenauer C., Nerve-preserving sacrocolpopexy: anatomical study and surgical approach. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*. 2010 Sep;152(1):103-7.
- [205] Felsenberg D., Glüer C., Bildgebende Verfahren, Knochendichtemessung und quantitativer Ultraschall. *Aktuelle Rheumatologie*. 2001;26:106-114.
- [206] Faulkner K. G., Update on bone density measurement. *Rheum Dis Clin North Am*. 2001 Feb;27(1):81-99.
- [207] Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G., Drerup P., Mechanische Eigenschaften von Knochen und Knorpel S.139-S.173, *Orthopädische Biomechanik*, 2012. MV-Verlag OHG Münster.

- [208] Emmert A., Die Knochendichte am proximalen Femur bei gesunden Deutschen, S.11, 2002. Medizinische Dissertationsschrift, Julius-Maximilians-Universität Würzburg.
- [209] Parmentier M., Bestimmung der Knochenmineraldichte des Handskeletts und der Körperzusammensetzung der oberen Extremitäten der dominanten im Vergleich zur nichtdominanten Seite bei Normalpersonen, S.12-S.13, 2003. Medizinische Dissertationsschrift, Johann-Wolfgang-Goethe-Universität Frankfurt/Main.
- [210] Reiners C., Nicht-invasive quantitative Knochenbestimmung, S.157-S.216, Ringe J. D., Osteoporose, 1991. Walter de Gruyter Verlag Berlin New York.
- [211] Goost H., Deborre C., Wirtz D. C., Burger C., Prescher A., Fölsch C., Pflugmacher R., Kabir K., PMMA-augmentation of incompletely cannulated pedicle screws: a cadaver study to determine the benefits in the osteoporotic spine. *Technol Health Care.* 2014;22(4):607-15.
- [212] Pare P.E., Chappuis J. L., Rampersaud R., Agarwala A. O., Perra J. H., Erkan S., Wu C., Biomechanical evaluation of a novel fenestrated pedicle screw augmented with bone cement in osteoporotic spines. *Spine (Phila Pa 1976).* 2011 Aug 15;36(18):E1210-4.
- [213] Sawakami K., Yamazaki A., Ishikawa S., Ito T., Watanabe K., Endo N., Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screws increases the initial fixation in osteoporotic spine patients. *J Spinal Disord Tech.* 2012 Apr;25(2):E28-35.
- [214] Shea T. M., Laun J., Gonzalez-Blohm S. A., Doulgeris J. J., Lee W. E. 3rd, Aghayev K., Vrionis F. D., Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status. *Biomed Res Int.* 2014;2014:748393.
- [215] Hopkins W. G., <http://www.sportsci.org/resource/stats/effectmag.html>, 2002, (Zugriff 15. 12. 2016).
- [216] Hopkins W. G., Marshall S. W., Batterham A. M., Hanin J., Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Jan;41(1):3-13.
- [217] Hu M. H., Wu H. T., Chang M. C., Yu W. K., Wang S. T., Liu C. L., Polymethylmethacrylate augmentation of the pedicle screw: the cement distribution in the vertebral body. *Eur Spine J.* 2011 Aug;20(8):1281-8.
- [218] Frankel B. M., D'Agostino S., Wang C., A biomechanical cadaveric analysis of polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation. *J Neurosurg Spine.* 2007 Jul;7(1):47-53.

- [219] Bühler D. W., Berlemann U., Oxland T. R., Nolte L. P., Moments and forces during pedicle screw insertion. In vitro and in vivo measurements. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998 Jun 1;23(11):1220-7; discussion 1228.
- [220] Polly D. W. Jr., Orchowski J. R., Ellenbogen R. G., Revision pedicle screws. Bigger, longer shims--what is best ? *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998 Jun 15;23(12):1374-9.
- [221] Inceoglu S., Ferrara L., McLain R. F., Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*. 2004 Sep-Oct;4(5):513-8.
- [222] Okuyama K., Sato K., Abe E., Inaba H., Shimada Y., Murai H., Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An in vitro study of the mechanical stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993 Nov;18(15):2240-5.
- [223] Becker S., Chavanne A., Spitaler R., Kropik K., Aigner N., Ogon M., Redl H., Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. *Eur Spine J*. 2008 Nov;17(11):1462-9.
- [224] Burval D. J., McLain R. F., Milks R., Inceoglu S., Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae: biomechanical analysis of pedicle fixation strength. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007 May 1;32(10):1077-83.
- [225] Charles Y. P., Pelletier H., Hydiar P., Schuller S., Garnon J., Sauleau E. A., Steib J. P., Clavert P., Pullout characteristics of percutaneous pedicle screws with different cement augmentation methods in elderly spines: An in vitro biomechanical study. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015 May;101(3):369-74.
- [226] Chao K. H., Lai Y. S., Chen W. C., Chang C. M., McClean C. J., Fan C. Y., Chang C. H., Lin L. C., Cheng C. K., Biomechanical analysis of different types of pedicle screw augmentation: a cadaveric and synthetic bone sample study of instrumented vertebral specimens. *Med Eng Phys*. 2013 Oct;35(10):1506-12.
- [227] Christodoulou E., Chinthakunta S., Reddy D., Khalil S., Apostolou T., Drees P., Kafchitsas K., Axial pullout strength comparison of different screw designs: fenestrated screw, dual outer diameter screw and standard pedicle screw. *Scoliosis*. 2015 May 1;10:15.
- [228] Sarzier J. S., Evans A. J., Cahill D. W., Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines. *J Neurosurg*. 2002 Apr;96(3 Suppl):309-12.
- [229] Aydogan M., Ozturk C., Karatoprak O., Tezer M., Aksu N., Hamzaoglu A., The pedicle screw fixation with vertebroplasty augmentation in the surgical treatment of the severe osteoporotic spines. *J Spinal Disord Tech*. 2009 Aug;22(6):444-7.

- [230] Piñera A. R., Duran C., Lopez B., Saez I., Correia E., Alvarez L., Instrumented lumbar arthrodesis in elderly patients: prospective study using cannulated cemented pedicle screw instrumentation. *Eur Spine J.* 2011 Aug;20 Suppl 3:408-14.
- [231] Chen L. H., Tai C. L., Lee D. M., Lai P. L., Lee Y. C., Niu C. C., Chen W. J., Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011 Feb 1;12:33.
- [232] Dai F., Liu Y., Zhang F., Sun D., Luo F., Zhang Z., Xu, J., Surgical treatment of the osteoporotic spine with bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation: technical description and preliminary application in 43 patients. *Clinics (São Paulo).* 2015 Feb;70(2):114-9.
- [233] Liu Y., Xu J., Sun D., Luo F., Zhang Z., Dai F., Biomechanical and finite element analyses of bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2016 Jul;104(5):960-7.
- [234] Cho W., Wu C., Zheng X., Erkan S., Suratwala S. J., Mehbod A. A., Transfeldt E. E., Is it safe to back out pedicle screws after augmentation with polymethylmethacrylate or calcium phosphate cement? A biomechanical study. *J Spinal Disord Tech.* 2011 Jun;24(4):276-9.
- [235] Fölsch C., Goost H., Figiel J., Paletta J. R., Schultz W., Lakemeier S., Correlation of pull-out strength of cement-augmented pedicle screws with CT-volumetric measurement of cement. *Biomed Tech (Berl).* 2012 Dec;57(6):473-80.
- [236] Chen Y. L., Chen W. C., Chou C. W., Chen J. W., Chang C. M., Lai Y. S., Cheng C. K., Wang S. T., Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws. *Med Eng Phys.* 2014 Nov;36(11):1416-20.
- [237] McKoy B. E., An Y. H., An injectable cementing screw for fixation in osteoporotic bone. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(3):216-20.
- [238] Halvorson T. L., Kelley L. A., Thomas K. A., Whitecloud T. S. 3rd, Cook S. D., Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994 Nov 1;19(21):2415-20.
- [239] Pfeiffer M., Gilbertson L. G., Goel. V. K., Griss P., Keller J. C., Ryken T. C., Hoffman H. E., Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996 May 1;21(9):1037-44.



- [240] Wittenberg R. H., Shea M., Swartz D. E., Lee K. S., White A. A., Hayes W. C., Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991 Jun;16(6):647-52.
- [241] Reitman C. A., Nguyen L., Fogel G. R., Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in the cervical spine. *J Spinal Disord Tech*. 2004 Aug;17(4):306-11.
- [242] Mehmanparast H. N., Mac-Thiong J. M., Petit Y., Estimation of pedicle screw fixation strength from probe indentation force and screw insertion torque: a biomechanical study on bone surrogates of various densities. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2014;2014:4350-3.
- [243] Fürderer S., Scholten N., Coenen O., Koebke J., Eysel P., In-vitro comparison of the pullout strength of 3 different thoracic screw fixation techniques. *J Spinal Disord Tech*. 2011 Feb;24(1):E6-10.
- [244] Ozawa T., Takahashi K., Yamagata M., Ohtori S., Aoki Y., Saito T., Inoue G., Ito T., Moriya H., Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. *J Orthop Sci*. 2005;10(2):133-6.
- [245] Lee J. H., Lee J. H., Park J. W., Shin Y. H., The insertional torque of a pedicle screw has a positive correlation with bone mineral density in posterior lumbar pedicle screw fixation. *J Bone Joint Surg Br*. 2012 Jan;94(1):93-7.
- [246] Daftari T. K., Horton W. C., Hutton W. C., Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Disord*. 1994 Apr;7(2):139-45.
- [247] Helgeson M. D., Kang D. G., Lehman R. A., Dmitriev A. E., Luhmann S. J., Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection. *Spine J*. 2013 Aug;13(8):957-65.
- [248] Ricci W. M., Tornetta P., Petteys T., Gerlach D., Cartner J., Walker Z., Russell T.A., A comparison of screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma*. 2010 Jun;24(6):374-8.
- [249] Sandén B., Olerud C., Larsson S., Robinson Y., Insertion torque is not a good predictor of pedicle screw loosening after spinal instrumentation: a prospective study in 8 patients. *Patient Saf Surg*. 2010 Sep 3;4(1):14.
- [250] Zdeblick T. A., Kunz D. N., Cooke M. E., McCabe R., Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993 Sep 15;18(12):1673-6.
- [251] Derincek A., Wu C., Mehbod A., Transfeldt E. E., Biomechanical comparison of anatomic trajectory pedicle screw versus injectable calcium sulfate graft-augmented pedicle screw for salvage in cadaveric thoracic bone. *J Spinal Disord Tech*. 2006 Jun;19(4):286-91.

[252] Bohner M., Gasser B., Baroud G., Heini P., Theoretical and experimental model to describe the injection of a polymethylmethacrylate cement into a porous structure. *Biomaterials*. 2003 Jul;24(16):2721-30.

[253] Mueller J. U., Baldauf J., Marx S., Kirsch M., Schroeder H. W., Pillich D. T., Cement leakage in pedicle screw augmentation: a prospective analysis of 98 patients and 474 augmented pedicle screws. *J Neurosurg Spine*. 2016 Jul;25(1):103-9.

[254] Ryu K. S., Park C. K., Kim M. C., Kang J. K., Dose-dependent epidural leakage of polymethylmethacrylate after percutaneous vertebroplasty in patients with osteoporotic vertebral compression fractures. *J Neurosurg*. 2002 Jan;96(1 Suppl):56-61.

[255] Wittenberg R. H., Lee K. S., Shea M., White A. A. 3rd, Hayes W. C., Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 Nov;(296):278-87.

## **12 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift**

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik unter Betreuung von Frau Dr. med. C. I. Leichtle (bereichsleitende Oberärztin Wirbelsäulen Chirurgie), Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz (wissenschaftliche Mitarbeiterin/Biomechaniklabor), Herrn Dr.-Ing. S. Rothstock (wissenschaftlicher Mitarbeiter/Biomechaniklabor) und federführend von Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Frau Dr. med. C. I. Leichtle (bereichsleitende Oberärztin Wirbelsäulen Chirurgie) und Herrn Dr.-Ing. S. Rothstock (wissenschaftlicher Mitarbeiter/Biomechaniklabor).

Die Instrumentation der Wirbelsäule erfolgte durch Frau Dr. med. C. I. Leichtle (bereichsleitende Oberärztin Wirbelsäulen Chirurgie). Die Präparation der instrumentierten Wirbelsäule, die Vorbereitung der separierten Wirbel für die Auszugsversuche mit der MTS 858 und sämtliche Auszugsversuche an der MTS 858 wurden von mir in Zusammenarbeit mit Herrn Dr.-Ing. S. Rothstock (wissenschaftlicher Mitarbeiter/Biomechaniklabor) durchgeführt. Die Erfassung und Bearbeitung der erhaltenen Versuchsdaten erfolgte nach meiner Einarbeitung durch mich allein.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich mit nachfolgender Durchsicht durch Herrn Dr. med. G. Blumenstock vom Institut für Biometrie.

Ich versichere, das Manuskript selbständig nach Anleitung durch Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz (wissenschaftliche Mitarbeiterin/Biomechaniklabor) und Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den

Unterschrift

### **13 Veröffentlichung**

Teile der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in der folgenden Publikation veröffentlicht:

Leichtle C. I., Lorenz A., Rothstock S., Happel J., Walter F., Shiozawa T., Leichtle U. G., Pull-out strength of cemented solid versus fenestrated pedicle screws in osteoporotic vertebrae. Bone Joint Res. 2016 Sep;5(9):419-26.

## **14 Danksagung**

Für die Überlassung des Themas bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. N. Wülker.

Frau Dr. med. C. I. Leichtle (bereichsleitende Oberärztin Wirbelsäulen Chirurgie), Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz (wissenschaftliche Mitarbeiterin/Biomechaniklabor), Herrn Dr.-Ing. S. Rothstock (wissenschaftlicher Mitarbeiter/Biomechaniklabor) und vor allem Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der experimentellen Untersuchungen und für die gute Betreuung.