

Aus der Neurochirurgischen Klinik
der Universitätskliniken des Saarlandes,
Homburg
Direktor: Prof. Dr. W. I. Steudel

**Die Effektivität von zementierbaren zervikalen
Osteoporoseschrauben in Bezug auf Drehmoment
und Ausreißkraft**

DISSERTATION ZUR ERLANGUNG DES GRADES
EINES DOKTORS DER MEDIZIN
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes
2007

vorgelegt von: Bernhard Bruchmann
geboren am 23.7.1956 in Leverkusen

Tag der mündlichen Prüfung

Dekan: Prof. Dr. med.

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

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	5
2. Einleitung	9
3. Material und Methode	12
Knochendichtemessung	13
Gruppenbildung	15
Implantate	16
Zement	21
Statistik	22
4. Ergebnisse	23
Knochendichte	23
Drehmoment	25
Ausreißkraft	28
Korrelation: Knochendichte und Drehmoment	29
Korrelation: Knochendichte und Ausreißkraft	31
Korrelation: Knochendichte und Verbesserung des Drehmoment	34
Korrelation: Knochendichte und Verbesserung der Ausreißkraft	36
5. Diskussion	38
6. Literaturverzeichnis	47
7. Publikation	56
8. Danksagung	57
9. Lebenslauf	59

Abkürzungen, Erläuterungen

Abb	Abbildung
ADCF	Anterior Decompression and Cervical Fusion
BWS	Brustwirbelsäule
C	zervikaler Halswirbelkörper
qCT	Quantitative Computertomographie
etc	et cetera
g/cm	Gramm pro Zentimeter
HWS	Halswirbelsäule
LWS	Lendenwirbelsäule
max	maximal
mg/cm	Milligramm pro Zentimeter
MW	Mittelwert
N	Newton, Einheit der Kraft
Ncm	Newtonzentimeter, Einheit der Arbeit (Kraft x Weg)
p	Überschreitungswahrscheinlichkeit, Niveau des signifikanten Wertes
PMMA	Polymethylmethacrylat
r	Korrelationskoeffizient
rescue screw	Osteoporoseschraube
Stw	Standardabweichung

1.) Zusammenfassung

Zu den verschiedenen Möglichkeiten Implantate besser im Knochen fixieren zu können zählt auch das Zementieren, wie es in der Hüftendoprothetik routinemäßig praktiziert wird.

Erstaunlicherweise finden sich keine Daten über die Wirksamkeit von zementierten Osteoporoseschrauben bei der ventralen Plattenosteosynthese an der Halswirbelsäule. Deshalb war das Ziel dieser Studie herauszufinden, ob das Zementieren in diesem Falle den Halt im Knochen erhöht.

Bei Routineautopsien wurden sechs frische Halswirbelsäulenabschnitte (C 4- C 7) entnommen. Mittels quantitativer computertomographischer Analyse wurde die Knochendichte eines jeden der vierundzwanzig Wirbelkörper gemessen. Die Wirbel wurden in zwei vergleichbaren, bezüglich Knochendichte homogenen Gruppen aufgeteilt. Nachdem parallel zur sagitalen Ebene in jeden Wirbel zwei standardisierte Bohrlöcher gebohrt wurden, konnten die Präparate zu Tests für das maximale Drehmoment und die Ausreißkraft verwendet werden. Die Tests begannen unter Einsatz von Standardschrauben, gefolgt in einer zweiten Testserie von zementierten Osteoporoseschrauben. Die Messwerte für Drehmoment und Ausreißkraft der jeweiligen rechten wie linken Wirbelkörperschraube wurden gemittelt und die Mittelwerte zur statistischen Analyse genutzt.

Das mittlere maximale Drehmoment betrug für die Standardschrauben 67,08 (+/-31,70) Ncm und für die zementierte Osteoporoseschrauben 102,58 (+/-33,63) Ncm ($p = 0,017$). Die

maximale Ausreißkraft betrug für die Standard- 526,85 (+/-329,18) N und für die zementierte Osteoporoseschrauben 531,54 (+/-223,65) N ($p = 0,966$). Eine bessere Implantatfixierung (Drehmoment und Ausreißkraft) der Osteoporoseschrauben konnte bei abnehmender Knochendichte tendenziell beobachtet werden.

Schlussfolgerung: Osteoporoseschrauben, die in zuvor geschädigte Bohrlöcher unter Beigabe von Zement eingebracht werden, erreichen für Drehmoment und Ausreißkraft praktisch gleich hohe Werte wie primäre Standardschrauben. Somit kann eine gleichwertige Implantatfixierung unter Revisionsbedingungen und auch bei schlechter Knochenqualität gewährleistet werden.

Summary

Among the various ways to optimize the fixation of bone implants is to use bone cement, for example, in a total hip prosthesis. No data exist, however, concerning the effectiveness of cemented rescue screws for anterior cervical plate fixation. The aim of this study was to investigate, whether cemented rescue screws increase fixation strength in comparison with cementless standard screws.

Six human cervical spine segments (C4-7) were explanted during routine autopsy. Bone mineral density was measured for each vertebral body, using quantitative computerized tomography scanning and twenty-four vertebral bodies were dissected from the segments. Two initial pilot holes were drilled into each vertebral body parallel to the sagittal plane. Based on their bone mineral density, the specimens were assigned to one of two groups in which torque and pull out force were tested. The testing was started with standard screws and was repeated with cannulated slotted rescue screws into which bone cement was injected. The mean values of peak torque and pullout forces resulting from the left and right measurements were used for statistical analysis.

The mean insertion peak torque was 67,08 (+/- 31,70) Ncm for the standard screw and 102,58 (+/- 33,63) Ncm for the cemented screw ($p = 0,017$). The mean pullout force was 526,85 (+/- 329,18) N for standard screws and 531, 54 (+/- 223,65) N for the cemented screws ($p = 0,966$). A better fixation in bone (torque, pullout force) of the cemented rescue screw was more pronounced in the presence of low bone density.

Conclusion: Cemented rescue screws that have been inserted into a fatigued pilot hole in the cervical vertebral body strengthen the screw-bone interface for torque and pullout force to a degree comparable with the strength initially conferred by a standard screw. The effect was more pronounced in osteoporotic vertebra. These results suggest that cemented rescue screws might be successfully used not only in revision surgery but also in patients with osteoporosis.

2.) Einleitung

Die Bedeutung von Polymethylmethacrylat zur Fixierung von Schrauben bei Halswirbelsäulenoperationen

Der Knochenzement auf Basis von Polymethylmethacrylat (PMMA) ist ein kaltpolymerisierender Kunststoff, der durch den Chemiker Otto Röhm 1902 bekannt wurde (Breusch S.J. 2003). Sein Einsatzgebiet ist neben der Dentalchirurgie seit über 40 Jahren die Endoprothetik (Maloney, 2002), sowie die Verbundosteosynthese (cement augmented osteosynthesis). Bei der Verbundosteosynthese dient zur Stabilisierung und Rekonstruktion von knöchernen Defekten die Kombination aus metallischem Implantat und Knochenzement (Harrington KD, 1976). Seine nachweisliche, gute Biokompatibilität (Jäger M, 2003) führte zum erweiterten Einsatz in der Chirurgie.

Die zunehmende Zahl operativ angegangener Pathologien, sowohl in der Gelenk-Chirurgie, als auch an der Wirbelsäule hängt mit der Standardisierung der operativen Zugangswege und neuer Operationstechniken zusammen. Wegbereiter für die ventrale Dekompression des Spinalkanals und Fusion der Halswirbelsäule (Anterior Decompression and Cervical Fusion, ADCF) waren Bailey und Badgley. Nach der ersten „anterioren“ zervikalen Knochenspanfusion, 1952, durch Bailey und Badgley (1960), wurde in den Fünfziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts durch Dereymaeker (1956), Smith und Robinson (1958) und Cloward (1958) der ventrale Zugang zur HWS für die Behandlung degenerativer Pathologien populär. Häufig

auftretende „Dübelkomplikationen“, wie beispielsweise Span Dislokationen, Spanbrüche, Pseudarthrosen, Korrekturverlust etc., führten nach Erstversuchen von Herrmann (1975) und Böhler (1980) zur erweiterten Nutzung der Platten-osteosynthese.

Dadurch wurden auch nicht zu tolerierende Kyphosierungen der Halswirbelsäule nach multisegmentalen Fusionen (Caspar 1998, Geisler 1998) seltener. Neben Wirbelfrakturen zählten bald degenerativ bedingte Radikulopathien und Myelopathien, Tumore, entzündliche Prozesse und Rezidiveingriffe bei postoperativer Instabilität (Caspar 1989) zu ihrem Einsatzgebiet.

Leider wurden in der Folgezeit Lockerungen und Brüche von Schrauben und Platten (Tippets 1988, Traynelis 1995, Hartwig 1993), nicht nur durch krankheitsspezifische, oder altersabhängige Veränderungen der Wirbelkörper, sondern auch durch operativechnische Fehler beobachtet. Insbesondere die gehäuften Implantatlockerungen zeigten die Grenzen der Platten-/ Schraubenosteosynthese auf. Dass hierbei die Implantatfixierung im Knochen in erster Linie von der Knochenqualität abhängt, wies unter anderen Ryken (1995) nach. Verschiedene Lösungsansätze zur Verbesserung der Implantatverankerung, wie beispielsweise Spreizschrauben (Richter, 1999), mono- oder bikortikal zu verankernde Schrauben (Pitzen, 2002, Ryken TC, 1995), oder Schrauben mit größerem Durchmesser (Pitzen, 2004), wurden biomechanisch untersucht. Eine weitere Möglichkeit wurde durch Wittenberg (1993) aufgezeigt. Er zementierte Pedikelschrauben an der LWS und untersuchte die Implantathaftung im Knochen im Vergleich zu dickeren Schrauben. Das Ergebnis war eine höhere Knochenhaftung der Implantate nach Zementierung.

In den meisten biomechanischen Untersuchungen wurden Festigkeit und Schraubenlockerungen im Zusammenhang mit der Knochendichte getestet. Die Refixierung von Schrauben nach Lockerung, also unter Revisionsbedingungen fand weniger Beachtung.

Ziel dieser Arbeit war es daher zu untersuchen, welchen Einfluss die Zementaugmentation bei schlechter Knochenqualität und Revisionseingriffen an der Halswirbelsäule in Bezug auf die Schraubenverankerung besitzt.

Folgende Fragen sollten beantwortet werden:

1. Werden das maximale Drehmoment und die maximale Ausreißkraft durch die Zementierung erhöht?
2. Besteht hierfür eine Abhängigkeit zur Knochendichte?
3. Hängt das Ausmaß einer möglichen Verbesserung von der Knochendichte ab?

3.) Material und Methoden

3.1 Material

Bei Routineautopsien wurden postmortal sechs menschliche (3 Frauen, 3 Männer) Halswirbelsäulenabschnitte (5 x C4-C7, 1 x C3-C7) entnommen (Abb.1). Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 74,15 Jahre, bei den Frauen 68, bei den Männern 80 Jahre. Zur Vermeidung veränderter biomechanischer Eigenschaften des Knochens durch biochemische Prozesse (Panjabi MM, 1985), blieben die Präparate bis zum Versuch mit einer doppelten Plastikhülle geschützt bei - 20°C tiefgefroren.

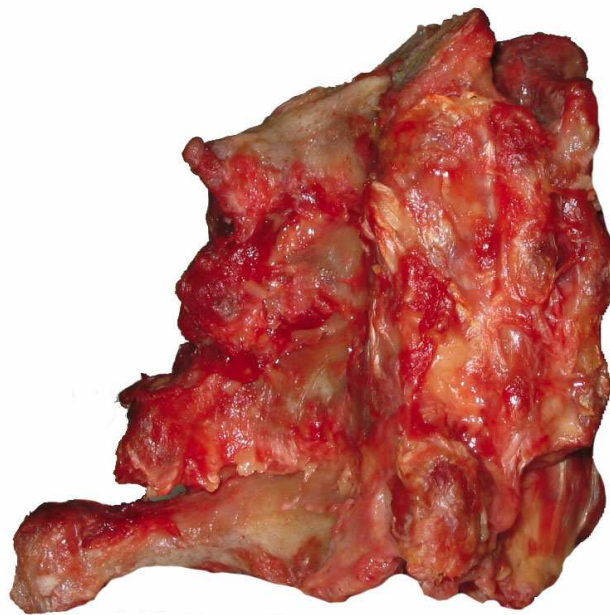


Abb.1: Fotografie eines anatomischen Präparates der Halswirbelsäule (C 4-7)

3.2 Methoden

Knochendichtemessung

Zur Knochendichtemessung wurde das Gerät (qCT – Stratec XCT-9600 A, Birkenfeld, Germany) des Institutes für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik der Universität Ulm verwendet. Die quantitative Computertomographie (qCT) erlaubt die sofortige Ermittlung der Knochenmineraldichte in mg/ccm und ermöglicht die selektive Bestimmung der Dichte von trabekulären und kortikalem Knochen. Ein knochen-äquivalenter Vergleichskörper (z.B. Hydroxylapatit in Kunststoff n. Heuck und Schmidt 1960) diente als Vergleich bei der Auswertung der Strahlenabschwächung in den ausgewählten (mittleres Wirbelkörperdrittel) Knochenarealen. Der so ermittelte Wert wird als „Hydroxylapatit-Volumenwert“ in mg/ccm angegeben. Die Reproduzierbarkeit der qCT liegt bei 1-3%. Die Messgenauigkeit liegt bei 2-5% (Schinz, 1989). Pro Wirbel wurden 3 Messungen durchgeführt, deren Mittelwert als Grundlage für die Tests diente (Abb.2).

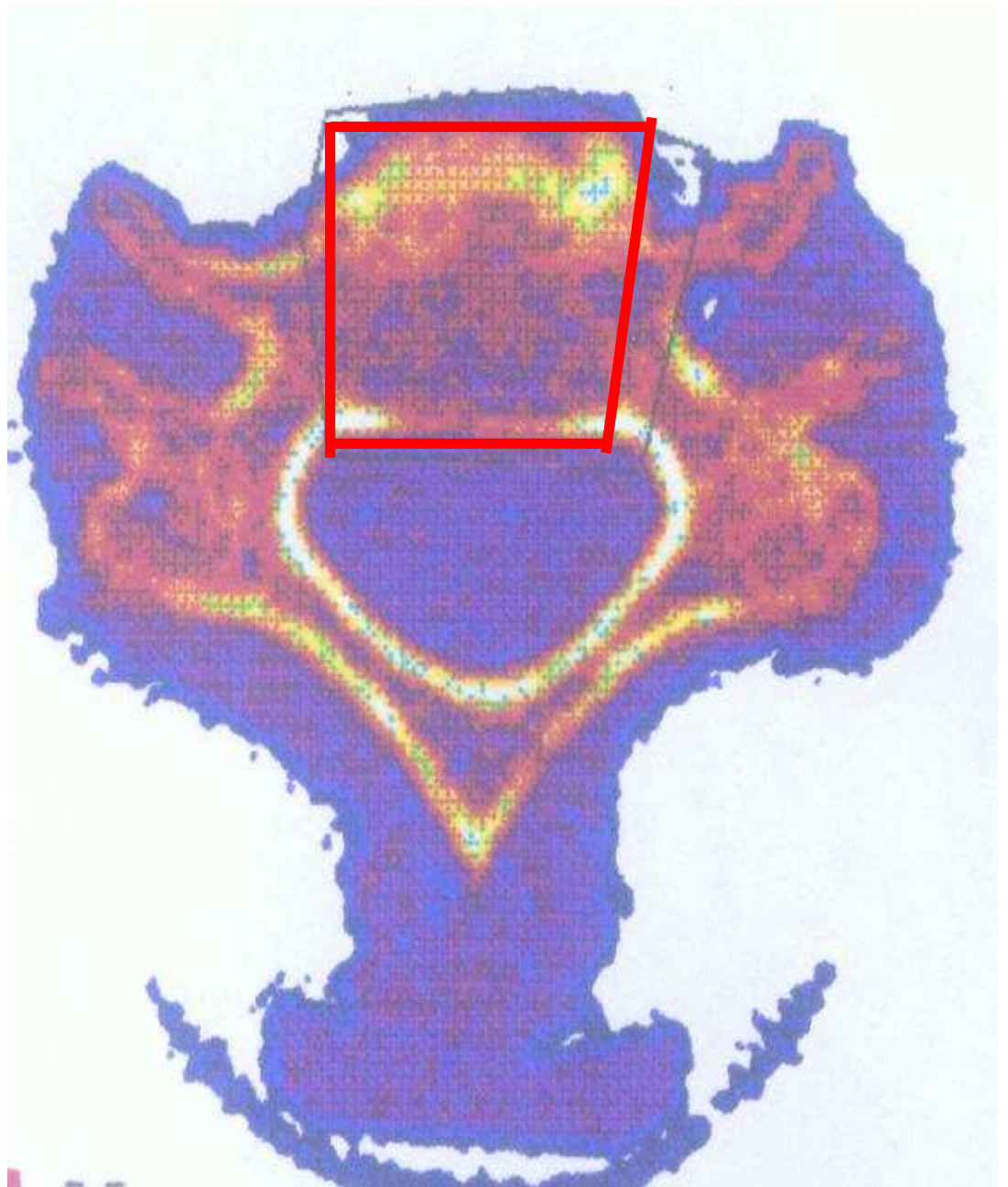


Abb.2 : CT-Schnittbild eines Halswirbelkörpers. Der rot umrahmte Bezirk stellt den zur Knochendichtemessung dienenden Spongiosabereich des Wirbels dar.

Vorbereitung der Präparate

Die Präparate wurden einzeln aufgetaut und im Anschluß sorgfältig vom muskulären Weichteilgewebe getrennt. Die weitere Präparation umfasste die Dissektion der Ligamente, der Bandscheiben und der neuralen Strukturen.

Mit horizontal nach oben ausgerichteter, ventraler Wirbelkörperfläche, wurden die einzelnen Wirbel in Kunstharz (PMMA/Technovit 3040, Heraeus Kulzer, Werheim, Germany) eingebettet. Zur sicheren Verankerung der Präparate während der Tests, wurden die Bögen mit Draht umschlungen. Zusätzlich wurden in die Gelenke Schrauben eingedreht. Draht und Schrauben wurden im Kunstharz mit eingeschlossen. Am Ende umfasste das Kunstharz Stützschrauben, Drähte, Dornfortsatz und Anteile des Wirbelbogens und füllte das dorsale Drittel des Spinalkanals auf.

Gruppenbildung

Für die Untersuchung wurden 22 Einzelwirbelkörper und 1 Blockwirbel verwendet. Zwei Zwölfer Gruppen mit einer vergleichbaren Knochendichte (Gruppe I Drehmoment, Gruppe II Ausreißkraft) wurden gebildet.

Alle vierundzwanzig Wirbel wurden zunächst mit je 2 Standard-schrauben besetzt. Die erhobenen Mittelwerte für Drehmoment und Ausreißkraft dienten der späteren Analyse im Sinne der Kontrollgruppe. Unter Beibehaltung der Gruppen wurden die Osteoporoseschrauben im Austausch mit den Standard-

schrauben in die vorgeschädigten Schraubenkanäle (Revisionsbedingungen) eingedreht, PMMA eingespritzt und die gleichen Versuche wiederholt.

Verwendete Implantate

Es wurden zwei verschiedene Schrauben der Fa. AESCULAP & Co.KG (Tuttlingen, Deutschland) verwendet.

Als **Standardschraube** wurde eine 14mm lange ABC-Schraube (Abb.3), die zur Fixierung von ventralen Osteosyntheseplatten (ABC-Serie) der Halswirbelsäule eingesetzt wird, verwendet.

Diese ist selbstschneidend, hat einen konischen Kerndurchmesser von 2,2 mm an der Spitze und 2,7 mm kopfnah, sowie einen Außendurchmesser von 4 mm. Die Länge von 14mm wurde ausgewählt um eine Penetration der hinteren Kortikalis zu vermeiden.



Abb. 3: Seitliche Ansicht einer **ABC-Standardschraube**. Die Schraube hat einen konischen Kerndurchmesser, von 2,2 mm an der Spitze ansteigend auf 2,7 mm am Kopf. Die Schraube ist selbstschneidend.

Die **Osteoporoseschraube** (ABC-rescue screw), aus der gleichen ABC-Serie, (Abb.4) ist 16mm lang, nicht selbstschneidend, kanüliert und weist Schlitzöffnungen für das Einspritzen des Zementes auf. Der zylindrische Innendurchmesser misst 3,7mm, der Außendurchmesser 4,5mm.



Abb. 4: Seitliche Ansicht einer **ABC-Osteoporoseschraube**. Seitliche Schlitzze erlauben das Austreten von Zement, der über eine Öffnung im Kopf der Schraube appliziert wird.

Schraubenplatzierung

Die einzelnen Schraubenpaare wurden zur Vermeidung von Interaktionen in einem vorgegebenen Mindestabstand von 10mm senkrecht zur Vorderfläche der Wirbel, nach Vorbohren eines Kanals (14mm tief, 2,7mm Durchmesser), gesetzt (Abb.5 und 6). Zwecks Gewährleistung einer gleichen intraossären Gewindelänge (bei unterschiedlicher Schraubenlänge) wurden die Osteoporoseschrauben zwei Millimeter weniger tief eingebracht. Für die Prüfung des Drehmomentes wurden Unterlegscheiben unter die Köpfe der Schrauben gelegt, um ein transkortikales Durchdringen der Köpfe zu verhindern.

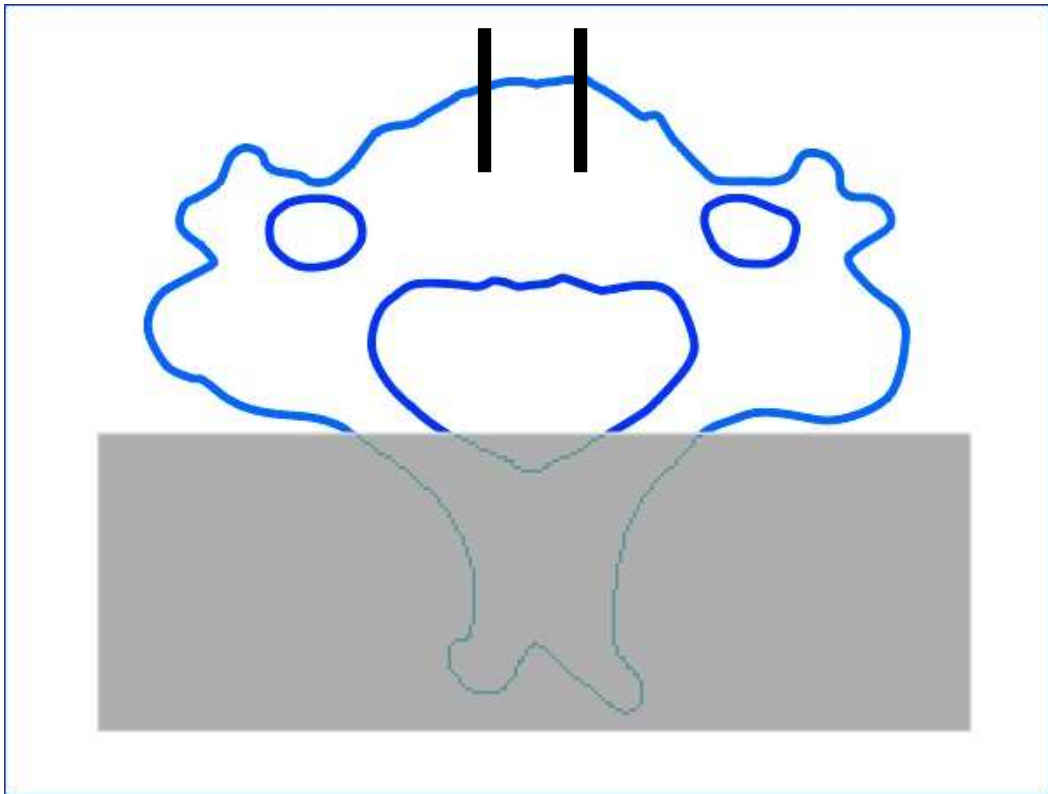


Abb. 5: Umrisszeichnung eines Querschnitts durch einen Halswirbelkörper. Der graue Balken stellt die Einbettung des Dornfortsatzes in Fixierungsharz dar. Die beiden schwarzen Linien symbolisieren Bohrkanäle und Schraubenposition.

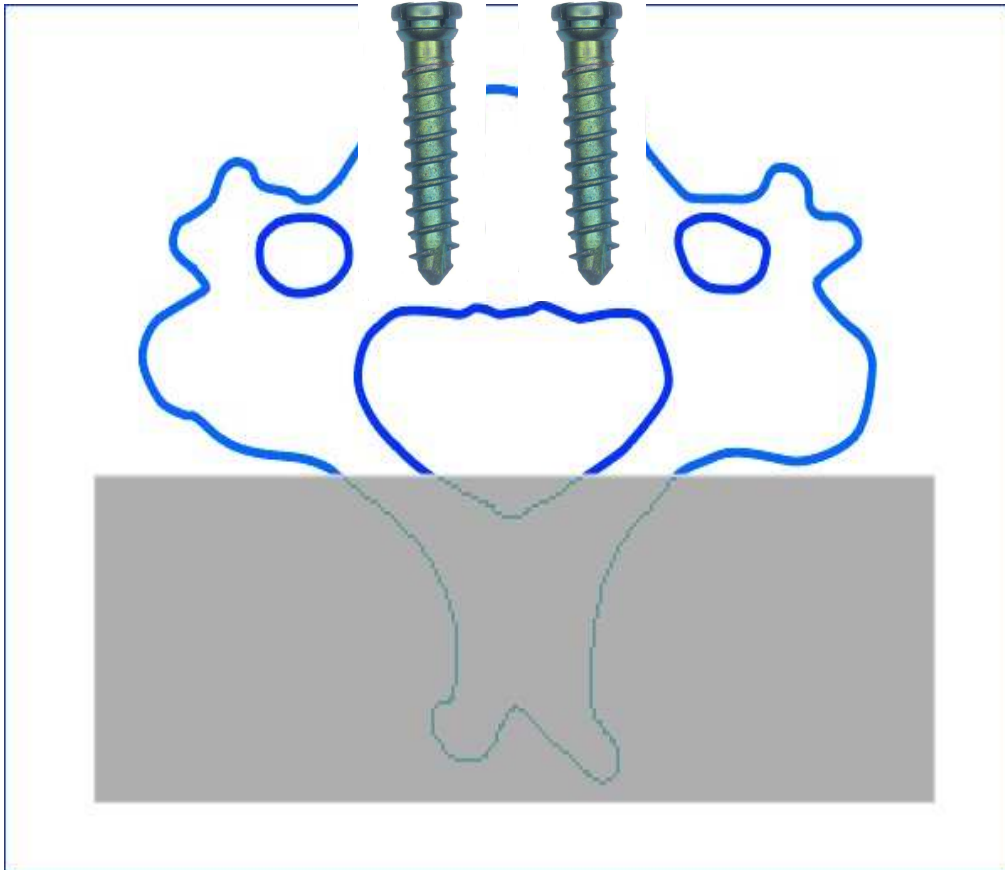


Abb. 6: Zeichnung eines in Fixierungsharz (grauer Balken) gebetteten Halswirbels. Die beiden Standardschrauben zeigen Position und Abstand zueinander, sowie Eindringtiefe. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden Unterlegscheiben und Ausreißvorrichtung nicht dargestellt.

Bestimmung von Drehmoment und Ausreißkraft

Die Verlaufswerte des Drehmomentes beim Eindrehen jeder Schraube wurden per Elektronischer Torsionsmessdose (ITW 10 N der Fa. Staiger Mohilo, Lorch, Deutschland) erfasst, dokumentiert und per Computer gespeichert. Die Messvorrichtung hat eine Genauigkeit von 0,5%. Für die statistische Analyse und Berechnungen wurde das **max. Drehmoment (Ncm)** bestimmt (**Definition:** Punkt, nach dem sich die Schraube weiter drehen lässt, ohne dass es zu einer Erhöhung des Drehmomentes kommt).

Zur Bestimmung der Ausreißkraft diente die Spindel getriebene Universaltestmaschine „Zwick 1485“ (Zwick, Ulm, Deutschland). Zur Vermeidung von Artefakten beim Ausreißversuch, sowie daraus resultierenden Messfehlern wurden die einzelnen Schraubenköpfe in Metallzylinder fixiert. Die Richtung der gemessenen Ausreißkraft verläuft entlang der Richtung der Schrauben. Bei Vorgabe einer 0,25mm/Sek. hohen Auszugsgeschwindigkeit, wurde die Ausreißkraft über die Zeit des Versuches per Computer (Software TestXpert, Zwick, Ulm, Deutschland) elektronisch gespeichert. Die **Ausreißkraft (N)** (**Definition:** höchster erreichter Wert unter der Messung) wurde anschließend zur statistischen Analyse genutzt.

Beschreibung des Zements und der Zementapplikation

Es wurde der aus zwei Komponenten bestehende, schnell härtende Zement Osteopal (Haereus, Deutschland) verwendet. Die Zeit für das Anmischen und das Aufziehen des Zweikomponentenpräparates betrug jeweils 30 sec. Für die Applikation des gewünscht sehr flüssigen Zementes bestand ein Zeitfenster von 120 – 480 Sekunden. Beim Anmischen, Verarbeiten und Anwenden des Zementes wurden eine Raumtemperatur von 23°C +/- 1°C und eine relative Feuchtigkeit von 50% (+/- 10%) berücksichtigt. Das PMMA wurde zuvor kühl, d.h. unter 25°C und vor Licht geschützt, aufbewahrt. Um ein Verstopfen der Schraubenschlitze beim Eindrehen der Osteoporoseschrauben in den Knochen zu vermeiden, wurden diese über den Schraubenkopf mit H₂O gespült. Es wurde auf eine intraossäre Schraubenschlitzlage geachtet (Abb.7). Drehmoment- und Ausreißversuche wurde nach einer Aushärtungszeit von 90 Minuten begonnen. Als Injektionssystem zur Zementapplikation diente eine handelsübliche Spritze.

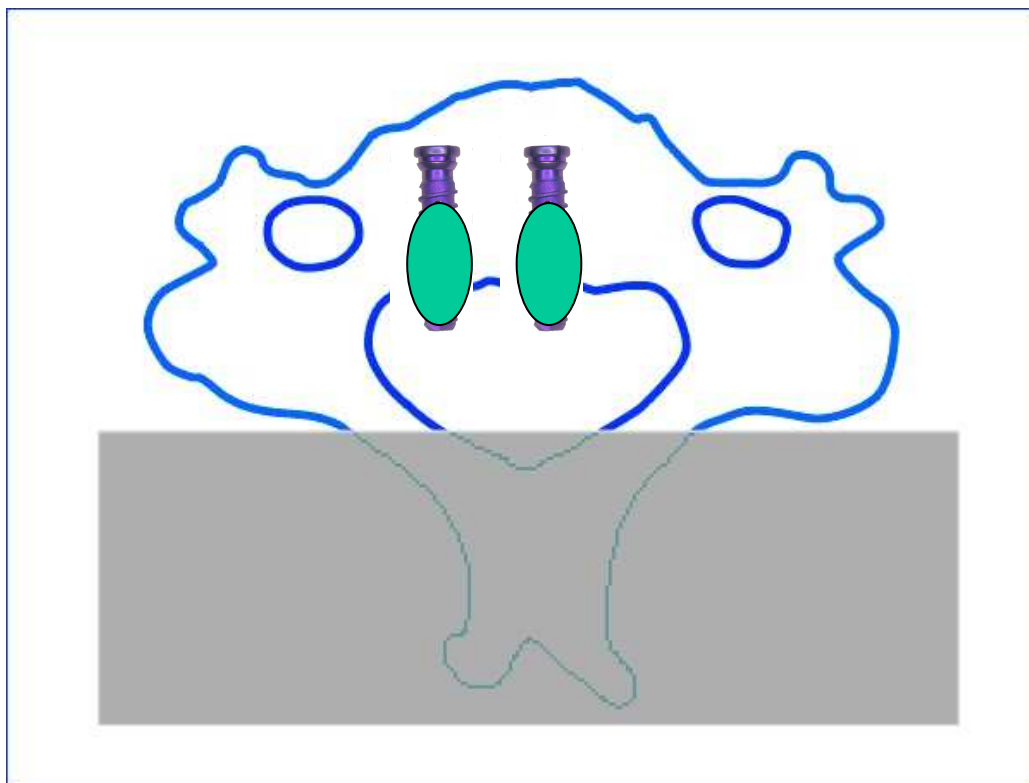


Abb. 7: Zeichnung eines in Fixierungsharz (grauer Balken) eingebetteten Halswirbelkörpers. Der grüne, ovalere Raum um den Schraubenschaft stellt den aus den Schraubenschlitzen austretenden Zement (Plombe) dar.

Statistik

Zur Analyse der Messdaten wurden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet und verglichen. Der hierbei zur Anwendung kommende T-Test für gepaarte Stichproben beinhaltet die definierte Signifikanz für ein $p < 0.05$.

Das Bestimmtheitsmaß wurde ermittelt, um den Einfluss der Knochendichte auf Drehmoment und Ausreißkraft bezüglich der Art der Fixierung bestimmen zu können.

4.) Ergebnisse

Knochendichtemessung

In der Gruppe I dienten die Wirbel 1 – 12 der Überprüfung des Drehmomentes und in der Gruppe II die Wirbel 13 – 24 der Überprüfung der Ausreißkraft. Die mittlere Knochendichte der Halswirbelkörper lag in Gruppe I bei 223,91 (+/- 59,46)mg/ccm, in Gruppe II bei 226,10 (+/- 49,72)mg/ccm. Zwischen beiden Gruppen bestand bezüglich der Knochendichte kein signifikanter Unterschied. Die Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Knochendichte der einzelnen Wirbel in beiden Gruppen.

Tabelle 1: Knochendichte der einzelnen Wirbelkörper 1 – 24 und abschließende Bestimmung des statistischen Mittelwertes (MW) mit Standardabweichung (Stw)

Drehmoment	Knochendichte mg/ccm	Ausreisskraft	Knochendichte mg/ccm
Wirbel 1	Gruppe I 157,73	Wirbel 13	Gruppe II 160,7
2	155,17	14	160,97
3	163,5	15	186,33
4	220,27	16	221,23
5	251,47	17	254,2
6	178,83	18	182,43
7	198,4	19	203,6
8	222,43	20	227,97
9	236,5	21	244,47
10	262,17	22	269,63
11	284,9	23	285,77
12	355,6	24	315,9
MW	223,91		226,10
Stw	59,46		49,72

Messung des Drehmomentes

Das mittlere maximale Drehmoment betrug für die **Standardschraube** 67,08(+/- 31,70) Ncm und für die **Osteoporoseschraube** 102,58(+/-33,63) Ncm (Tabelle 2).

Der Unterschied war in Bezug auf die Erhöhung des Drehmoments für die Osteoporoseschraube **signifikant** ($p=0,017$), Abb.8.

Tabelle 2: Messwerte des maximalen Drehmoments für Standard- und Osteo-poroseschraube einschließlich Mittelwert (Mw) und Standardabweichung (Stw).

Wirbel	Knochen dichte	Drehmoment (Ncm) <i>ohne</i> PMMA	Drehmoment(Ncm) <i>mit</i> PMMA
1	157,73	59,5	44
2	155,17	46,5	53
3	163,5	29,5	122
4	220,27	68,5	91
5	251,47	60,0	61
6	178,83	62,5	131,5
7	198,4	63,5	138
8	222,43	28,5	107
9	236,5	145,5	95,5
10	262,17	74,5	127,5
11	284,9	62,5	130
12	355,6	104	130,5
MW	223,91	67,08	102,58
Stw	59,46	31,70	33,63

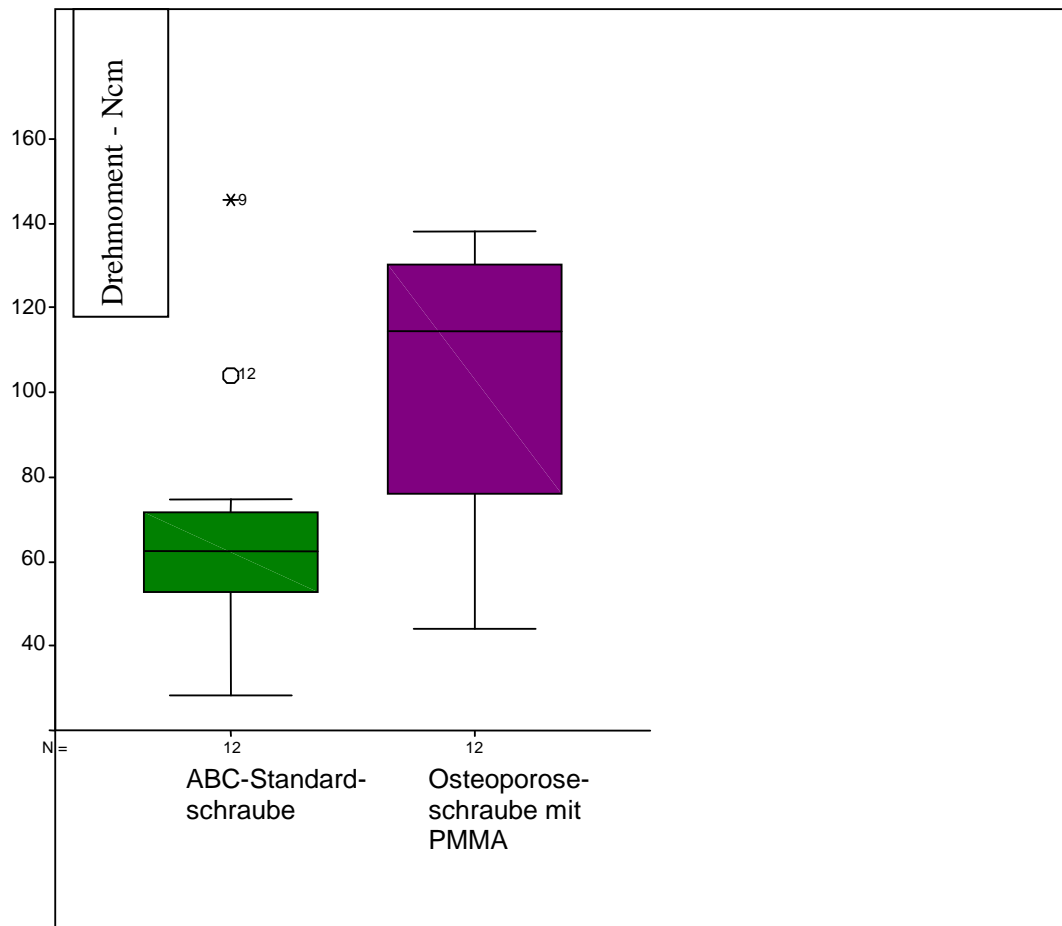


Abb. 8: Balkendiagramm zur Darstellung der Mittelwerte (+/- Standardabweichung)

des max. Drehmoments der Standard- und Osteoporoseschraube. Der Unterschied ist signifikant ($p = 0,017$). Die Ziffern 9 und 12 markieren die Drehmomente für statistische Ausreißer.

Messung der Ausreißkraft

Die mittlere max. Ausreisskraft betrug für die **Standard-schraube** 526,85(+/-329,18) N und für die **Osteoporose-schraube** 531,24(+/-223,65)N, (Tabelle 3, Anhang).

Der Unterschied war **nicht signifikant** ($p=0,966$), Abb.9.

Tabelle 3: Messwerte der Ausreisskraft bei Standard- und Osteoporoseschraube mit Bestimmung des Mittelwerts (Mw) und der Standardabweichung (Stw).

Wirbel	Knochen- dichte mg/ccm	Ausreiss- kraft (N) <i>ohne</i> PMMA	Ausreiss- kraft (N) <i>mit</i> PMMA
13	160,7	198,65	768,1
14	160,97	328,95	244,6
15	186,33	405,2	204,15
16	221,23	218,1	848,85
17	254,2	426,8	600,1
18	182,43	258,75	361,1
19	203,6	540	401,35
20	227,97	280,8	449,8
21	244,47	1066,45	555,7
22	269,63	736,1	886,5
23	285,77	675,85	428,3
24	315,9	1186,55	630,35
MW	226,1	526,85	531,54
Stw	49,71	329,18	223,65

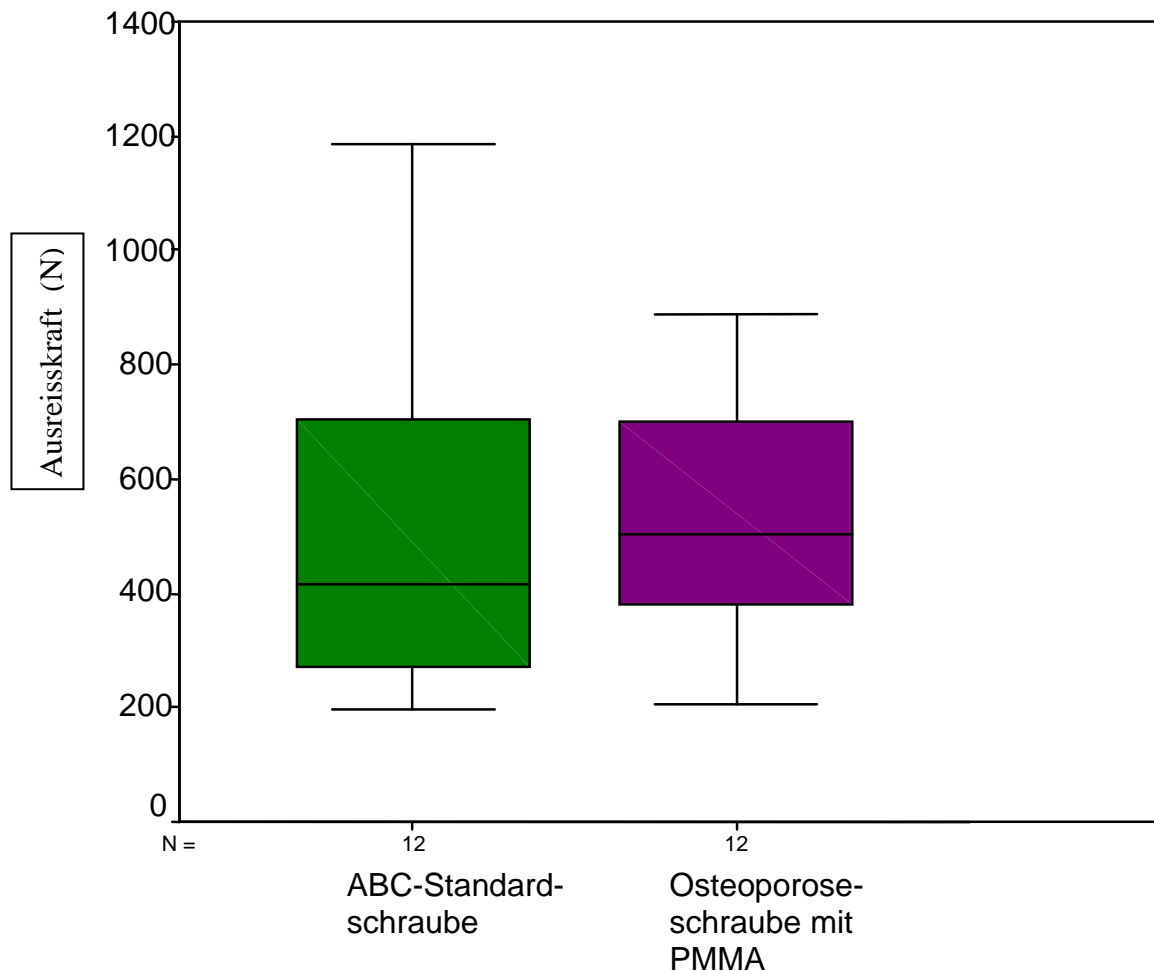


Abb. 9: Balkendiagramm zur Darstellung der Mittelwerte (+/- Standardabweichung) der max. Ausreißkraft der Standard- und Osteoporoseschraube. Der Unterschied ist nicht signifikant ($p = 0,966$).

Einfluss der Knochendichte auf das Drehmoment

Das maximale Drehmoment der **Standardschraube** korrelierte positiv mit der Knochendichte. Mit zunehmender Knochendichte stieg das maximale Drehmoment. Diese Korrelation war stark ausgeprägt, aber **nicht signifikant** ($r = 0,488$, $p = 0,108$), Abb.10.

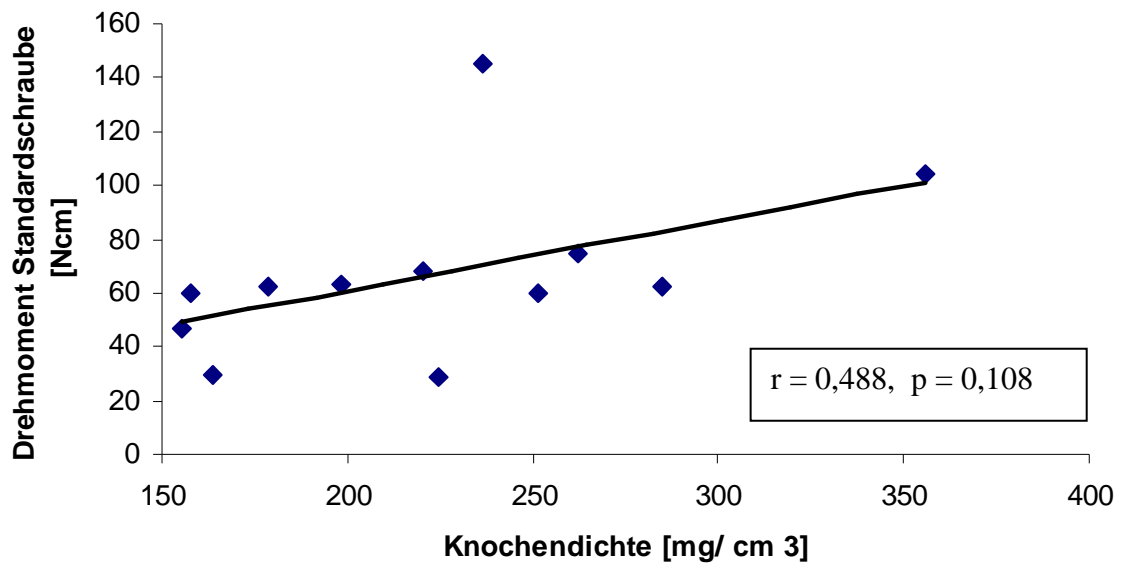


Abb. 10: Korrelation zwischen der Knochendichte und dem max. Drehmoment bei Verwendung der Standardschraube. Das Diagramm verdeutlicht, dass mit zunehmender Knochendichte das Drehmoment ansteigt. Die Korrelation ist stark ausgeprägt, aber in diesem Fall nicht signifikant ($r = 0,488$, $p = 0,108$).

Das maximale Drehmoment der **Osteoporoseschraube** korrelierte positiv mit der Knochendichte. Mit steigender Knochendichte erhöhte sich ihr Drehmoment. Die Korrelation war stark ausgeprägt, aber **nicht signifikant**.

($r = 0,41$; $p = 0,186$), Abb.11.

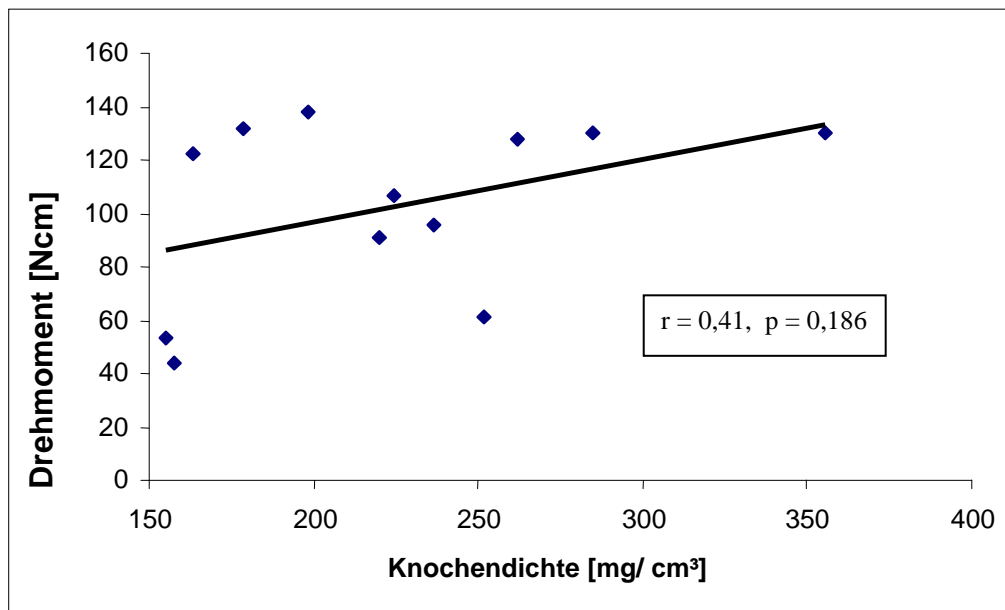


Abb. 11: Korrelation zwischen Knochendichte und dem max. Drehmoment der Osteoporoseschraube. Das Diagramm zeigt, dass mit steigender Knochendichte auch das Drehmoment ansteigt. Die Korrelation ist aber nicht signifikant ($r = 0,41$, $p = 0,186$).

Einfluss der Knochendichte auf die Ausreißkraft:

Die maximale Ausreißkraft bei der **Standardschraube** korrelierte positiv mit der Knochendichte. Mit steigender Knochendichte musste mehr Kraft zum Ausreißen der Schraube aufgewendet werden. Die Messwerte waren **hoch signifikant** ($r = 0,755$, $p = 0,004$), Abb.12.

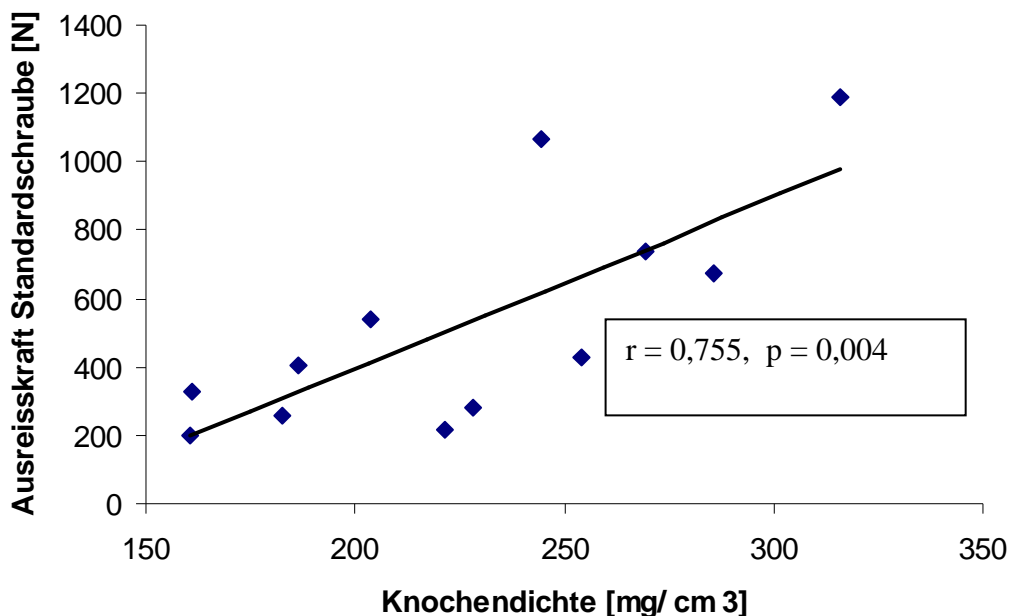


Abb. 12: Korrelation zwischen der Knochendichte und der Ausreißkraft bei der Standardschraube. Das Diagramm zeigt einen Anstieg der aufzuwendenden Kraft mit Anstieg der Knochendichte. Die Korrelation ist hoch signifikant ($r = 0,755$, $p = 0,004$).

Die maximale Ausreißkraft der **Osteoporoseschraube** **korrelierte positiv mit der Knochendichte**. Die Korrelation war schwach ausgeprägt, sie war **nicht signifikant** ($r = 0,371$, $p = 0,235$), Abb.13.

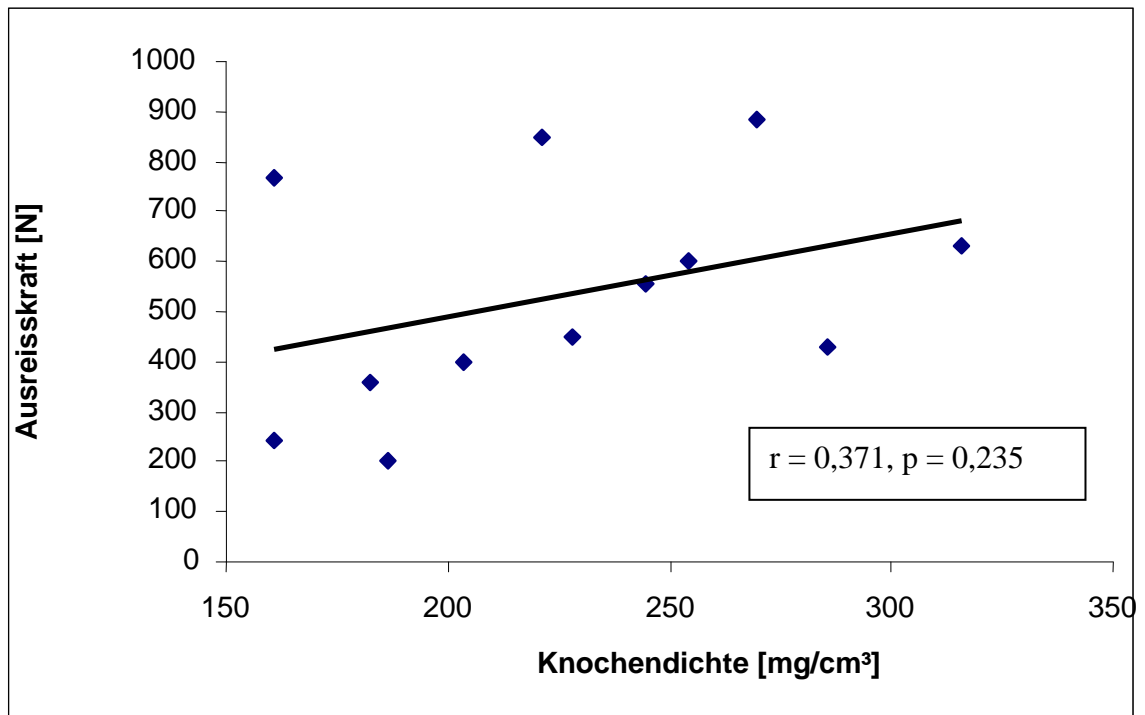


Abb. 13: Korrelation zwischen Knochendichte und Ausreißkraft der Osteoporoseschraube. Das Diagramm verdeutlicht, dass mit zunehmender Knochendichte die Ausreißkraft größer wird. Die Korrelation ist schwach ausgeprägt und nicht signifikant ($r=0,371$, $p=0,235$).

Einfluss der Knochendichte auf Drehmoment und Ausreißkraft von Osteoporoseschraube zu Standardschraube im Vergleich:

Der **Quotient des Drehmomentes** (Osteoporose-: Standard-schraube) wies zur Knochendichte eine negative Korrelation auf. Mit steigender Knochendichte wurde der Quotient kleiner. Der positive Effekt von PMMA zur Erhöhung des Drehmoments der Osteoporoseschraube verringerte sich mit steigender Knochendichte. Die Messwerte (Tabelle 4), zeigten diese Tendenz, waren aber **nicht signifikant**, Abb.14.

Tabelle 4: Effekt von PMMA beim Drehmoment zwischen Standard- und Osteoporoseschraube in Abhängigkeit zur Knochendichte

Wirbel	Knochen-Dichte	Drehmoment ohne PMMA	Drehmoment mit PMMA	Ratio ohne/mit PMMA
1	157,73	59,5	44	0,74
2	155,17	46,5	53	1,14
3	163,5	29,5	122	4,1
4	220,27	68,5	91	1,33
5	251,47	60	61	1,02
6	178,83	62,5	131,5	2,1
7	198,4	63,5	138	2,17
8	222,43	28,5	107	3,75
9	236,5	145,5	95,5	0,66
10	262,17	74,5	127,5	1,71
11	284,9	62,5	130	2,08
12	355,6	104	130,5	1,25

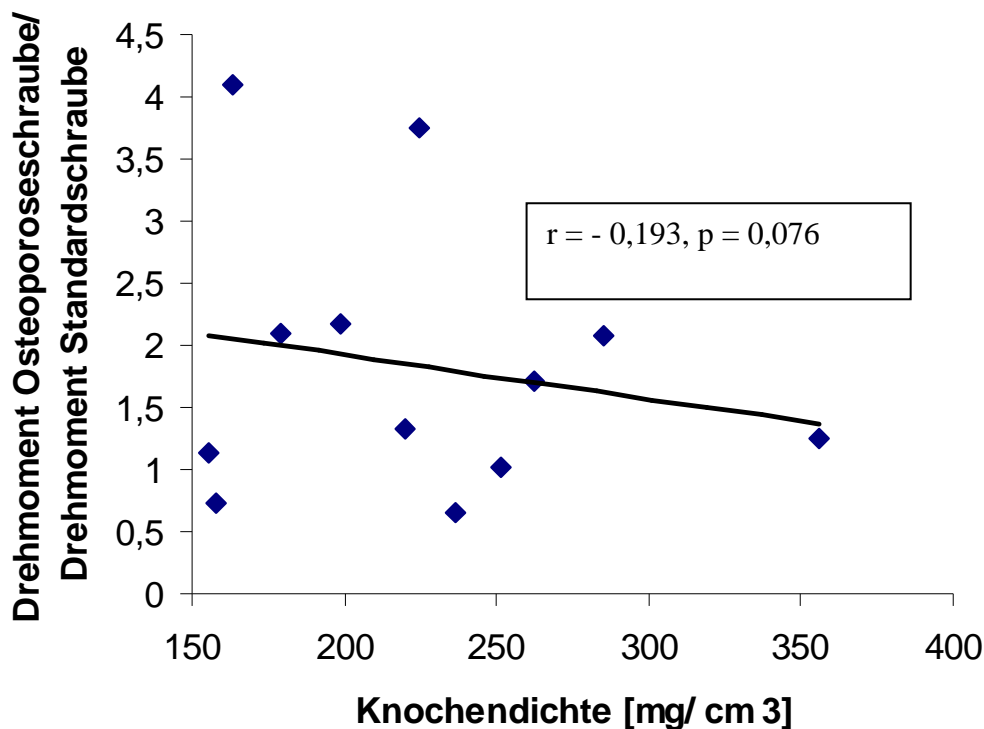


Abb. 14: Korrelation zwischen Knochendichte und Drehmomentquotienten (Osteoporoseschraube zu Standardschraube). Das Diagramm zeigt, dass bei niedriger Knochendichte der Quotient am größten ist. Mit anderen Worten: im Vergleich zur Standardschraube weist die Osteoporoseschraube verhältnismäßig höhere Messwerte für das Drehmoment auf, je niedriger die Knochendichte ist ($r = -0,193$; $p = 0,076$).

Der **Quotient der Ausreißkraft** (Osteoporoseschraube: Standardschraube) wies ebenfalls eine negative Korrelation zur Knochendichte auf ($r = -0,344$; $p = 0,075$). Mit steigender Knochendichte wurde der Quotient kleiner (Tabelle 5). Der positive Effekt von PMMA und der Osteoporoseschraube in Bezug auf die Ausreißkraft verringerte sich im Vergleich zur Standardschraube mit steigender Knochendichte, Abb. 15. Die Messwerte zeigen eine Tendenz, aber **keine Signifikanz**.

Tabelle 5: Effekt von PMMA auf die Ausreißkraft im Vergleich von Standard- zur Osteoporoseschraube bezogen auf die Knochendichte

Wirbel	Knochen- dichte g/ccm	Ausreißkraft N <i>ohne PMMA</i>	Ausreißkraft N <i>mit PMMA</i>	Ratio <i>ohne/mit PMMA</i>
13	160,7	198,65	768,1	3,87
14	160,97	328,95	244,6	0,74
15	186,33	405,2	204,15	0,5
16	221,23	218,1	848,85	3,89
17	254,2	426,8	600,1	1,41
18	182,43	258,75	361,1	1,4
19	203,6	540	401,35	0,74
20	227,97	280,8	449,8	1,6
21	244,47	1066,45	555,7	0,52
22	269,63	736,1	886,05	1,2
23	285,77	675,85	428,3	0,63
24	315,9	1186,55	630,35	0,53

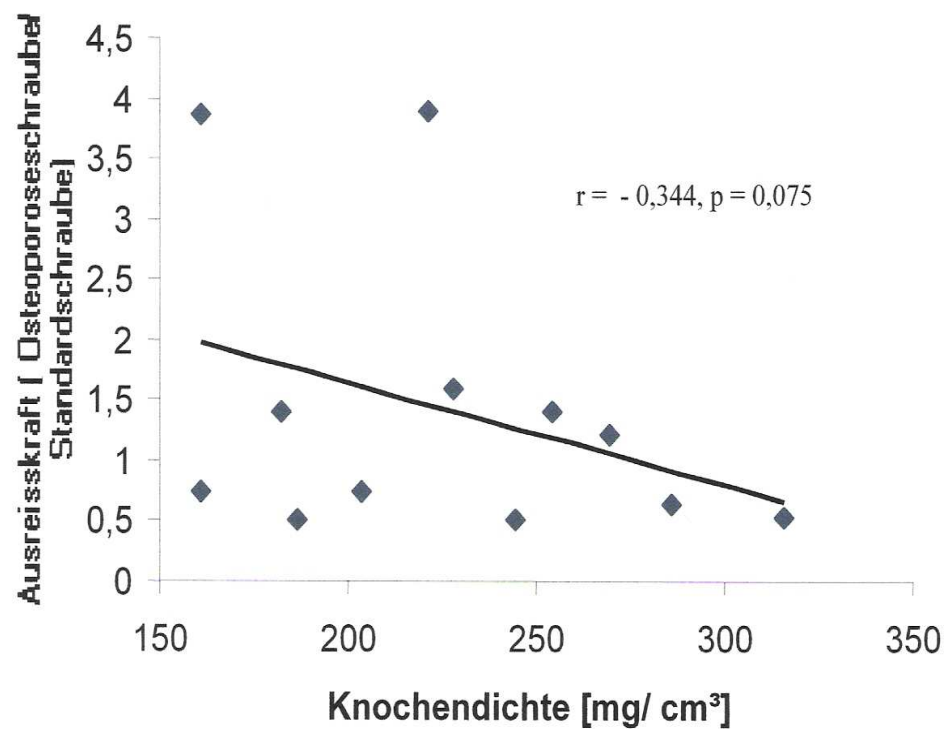


Abb. 15: Korrelation zwischen Knochendichte und Ausreißkraftquotienten. Im Vergleich zu den Messwerten der Standardschraube finden sich um so höhere Werte für die Osteoporoseschraube, je niedriger die Knochendichte ist. Die Korrelation ist stark ausgeprägt, aber nicht signifikant ($r = -0,344$, $p = 0,075$).

5.) Diskussion

Implantatlockerungen nach Plattenosteosynthese an der Halswirbelsäule

Die operative Zugänglichkeit zur ventralen Halswirbelsäule wurde bereits in den 50er Jahren des letzten Jahrhunderts durch Bailey und Badgley, Cloward, Robinson und Smith, sowie Dereymaeker und Mulier populär. Grund dafür war die deutliche Abnahme der postoperativen neurologischen Komplikationen bei ventral von Rückenmark gelegenen Prozessen, verglichen mit den dorsalen Zugängen. In der Folgezeit wurden neben Traumata und Tumoren zunehmend auch degenerative Pathologien von ventral operativ versorgt. Durch eine relativ hohe Zahl von Komplikationen, meistens das Knochen-interponat betreffend (Einsinterung, Fraktur, Nekrose, Verlagerung, etc.) und deren Folgen (Pseudarthrosen, Korrekturverlust, Abnahme der Fachhöhe, Einengung der Foramina, etc.), wurden diese Operationsverfahren mit Zurückhaltung gesehen.

Erst nach Einsatz der Plattenosteosynthese zeigte sich bei mono-, wie mehrsegmentaler Eingriffen eine Abnahme der Häufigkeit der „Dübel-Komplikationen“, sowie eine Verbesserung der unmittelbaren postoperativen Stabilität und eine dauerhafte Aufrechterhaltung des Alignements bis zur Vollendung der knöchernen Fusion (Blauth 1998, Kaiser 2002, Ordonez 2000, Tippets 1988). Überlegene Fusionsraten mit der Plattenosteosynthese gegenüber nicht instrumentierten Knochenspanversorgungen ließen aber nicht darüber

hinwegsehen, dass mit Vielzahl der Halswirbelsäulenosteosynthesen auch Komplikationen durch Implantatlockerungen auftraten. Diese waren Anlass zahlreicher biomechanischer und klinischer Untersuchungen und Weiterentwicklungen von Implantaten und Implantationstechniken, darunter die Verwendung von Knochenzementen.

Schraubendesign und Knochendichte

Ziel der Arbeit war die Beantwortung der Frage, ob unter Revisionsbedingungen durch Anwendung von Knochenzement (PMMA) eine Verbesserung der Schraubenfixierung und dadurch eine stabilere Plattenosteosynthese an der Halswirbelsäule erzielt werden kann.

Die Ergebnisse der Arbeit erlauben folgende Aussagen:

1. In einem geschädigten Bohrloch sind maximales Drehmoment und Ausreißkraft der zementierten Osteoporoseschrauben im Vergleich zur nicht zementierten Standardschrauben höher, signifikant beim Drehmoment, nicht signifikant bei der Ausreißkraft.
2. Für beide Schraubentypen korrelieren sowohl Drehmoment, als auch Ausreißkraft mit der Knochendichte.
3. Im Vergleich zur Standardschraube kommt es nach Zementapplikation zum Anstieg von Drehmoment und Ausreißkraft, wobei dieser Effekt umso deutlicher ausfällt, je schlechter die Knochenqualität ist.

Für die Bewertung dieser drei Aussagen sind insbesondere die Ergebnisse der Arbeit von Pitzen mit einer unzementierten Revisionsschraube bei gleichem Versuchsaufbau und gleichen Implantaten heranzuziehen (Pitzen, 2004). Bei dieser Untersuchung wurde eine signifikante Minderung des maximalen Drehmoments der Revisionsschraube im geschädigten Knochenkanal gegenüber der Initialstandardschraube gemessen (Max. Drehmoment Standardschraube 81,1 N/cm, Revisionsschraube 47,6 N/cm, $p < 0,001$). Hingegen fand sich in der eigenen Untersuchung eine signifikante Steigerung des maximalen Drehmoments für die zementierte Revisionsschraube (Max. Drehmoment Standardschraube 67,1 N/cm, zementierte Revisionsschraube 102,6 N/cm, $p < 0,05$). Auch bei der Untersuchung der Ausreißkraft zeigte sich eine Überlegenheit der zementierten Revisionsschraube gegenüber der unzementierten. Die zementierte Revisionsschraube zeigte gering, nicht signifikant höhere Werte als die primär ins normale Knochenbett eingedrehte Standardschraube (Ausreißkraft Standardschraube 464,7 N, Revisionsschraube 164,5 N; Standardschraube 526,9 N, zementierte Revisionsschraube 531,5 N).

Conrad benutzte ein künstliches Knochenmodell zur Überprüfung, welchen Einfluss Länge, Durchmesser, Gewinde und abschließend der Einsatz von dickeren Revisionsschrauben auf die Ausreißkraft bei Zervikalschrauben hat. Er fand eine zwischen 43% und 70% reduzierte Ausreißkraft der Revisionsschrauben gegenüber den primär gesetzten Schrauben (Conrad, 2005). Fazit dieser zwei oben zitierten Arbeiten ist, dass durch dickere

Schrauben unter Revisionsbedingungen keine ausreichende Fixierung der Implantate erreicht werden kann.

Pitzen (2002) als auch Maiman (1992) wiesen entgegen anderer Testergebnisse (Zink 1996) keine verbesserte Implantatfixierung durch bikortikal platzierte Zervikalschrauben nach. Aufgrund der fehlenden signifikanten Erhöhung von maximalem Drehmoment und/oder der Ausreißkraft besteht keine verbesserte Situation durch bikortikales Verankern von Schrauben in Revisionsituationen.

Eine fehlende Überlegenheit von bikortikal gegenüber monokortikal gesetzten Schrauben zeigten auch die Ergebnisse von Lehmann (2005). In seiner Untersuchung zur Stabilität verschiedener zervikaler, verriegelter wie unverriegelter, Plattensysteme kam er zu dem Ergebnis, dass kein signifikanter Unterschied zwischen einer cervical spine locking plate (CSLP), einer dynamischen Platte und verschiedenen Platten mit verriegelten Schrauben, mono- wie bikortikal, besteht.

Mit Zunahme der operativen Indikationsstellungen bei degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen rückte die Zone zwischen Knochen und Implantat in den Mittelpunkt des Interesses, (Kostuik 1986). Viele Arbeiten fanden bei unterschiedlichen Untersuchungsansätzen heraus, dass ein wesentlicher Aspekt zur Verankerung von Implantaten eine normale Knochendichte ist (Coe 1989, Wittenberg 1991, Halvorson 1994, Ryken 1995, Pitzen 2004). In seinen Arbeiten über die Verankerungsfestigkeit dorsal platzierter Schrauben geht von Stempel (1994) auf die Bedeutung der Spongiosa ein. Bei

pathologisch reduzierter Knochenmasse erscheint die Applikation von Zement zur Implantathaftung sinnvoll.

Bereits früher erfolgten Untersuchungen zur Stabilität von thorakalen und lumbalen Pedikelschrauben unter Revisionsbedingungen. Hierbei kam PMMA zum Einsatz.

Übereinstimmende Ergebnisse fanden sich bei Zindrick (1986), Wittenberg (1993) und Pfeiffer (1994). Alle Autoren beschrieben eine signifikante Überlegenheit der Schrauben mit PMMA

Augmentation gegenüber unzementierten Schrauben bei den Ausreißversuchen. Da nicht nur Revisionsbedingungen, sondern auch die verminderte Knochendichte bei der zu

instrumentierenden Wirbelsäule Probleme bereitet, wurde eine der möglichen Lösungen im Einsatz von Zement gesehen.

Cook (2004) zeigte die Überlegenheit hinsichtlich der Ausreißkraft PMMA augmentierter, spreizbarer Pedikelschrauben gegenüber nicht zementierten, spreizbaren Pedikelschrauben an osteoporotischen, thorakolumbalen Wirbeln auf. Die Ausreißkraft der zementierten Spreizschraube lag 250% über der der Standardspreizschraube. Auch unsere eigenen Messergebnisse ließen diesen Schluss zu. Das maximale Drehmoment als auch die maximale Ausreißkraft korrelierten positiv mit zunehmender Knochendichte bei der Standard-, wie auch der Osteoporoseschraube (Drehmoment Standardschraube $r=0,488$, $p=0,108$; Drehmoment Osteoporoseschraube $r=0,41$, $p=0,186$; Ausreißkraft Standardschraube $r=0,755$, $p=0,004$; Ausreißkraft Osteoporoseschraube $r=0,371$, $p=0,235$).

Sarzier (2002) untersuchte die Wertigkeit der Zementapplikation je nach Ausprägung der Osteoporose unter Verwendung von Pedikelschrauben. In dem er die nach Knochendichte sortierten

Wirbelkörper mit Zement füllte, untersuchte er die Ausreißkraft von Pedikelschrauben, zementiert gegen unzementiert. Sein Ergebnis zeigte eine verhältnismäßig umso höhere Festigkeit für zementierte Pedikelschrauben, je höhergradiger die Osteopenie war (Grade I: 181%, Grade II: 206%, Grade III: 213%). Eine ähnliche Tendenz zeigten unsere eigenen Ergebnisse. Die zementierte Osteoporoseschraube weist sowohl beim Drehmoment, als auch bei der Ausreißkraft eine vermehrte Festigkeit gegenüber der Standardschraube auf, je niedriger die Knochendichte war (Drehmoment: $r=-0,193$, $p=0,076$; Ausreißkraft: $r=-0,344$, $p=0,075$). Die geringe Zementmenge, die über kanülierte Schrauben im Vergleich zur Vertebroplastie appliziert werden konnte, mag Grund für die teilweise fehlende statistische Signifikanz gegenüber den Ergebnissen von Sarzier gewesen sein.

Durch die komplikationsarme Anwendung von Zement bei der Vertebroplastie (Jensen 1997) wurden auch die früheren Bedenken (Wilkes 1994, Halvorson 1994) bezüglich Infektion, Aktivierung von Riesenzellen und Osteolyse, mechanische oder Hitze bedingte Irritationen, sowie eine erhöhte Emboliegefahr nach Injektionen von Zement zur Schraubenfestigung widerlegt. Seither ist der Einsatz von Knochenzement ein Teil der Routine.

Studiendesign

Die vorliegende Untersuchung wurde unter in vitro Bedingungen durchgeführt. Natürliche Einflussfaktoren auf die Halswirbelsäule, wie Muskeltonus, Bewegungen, statische und dynamische Belastungen, Temperaturschwankungen, sowie psychische Faktoren wurden nicht berücksichtigt. Die mengenmäßig limitierte und zeitlich eingeschränkte Applikationsmöglichkeit von PMMA lies keine vorbestimmte, gleich verteilte Zementierung zu. Deswegen sind allgemein gültige Aussagen zu Drehmoment und Ausreisskraft der Schrauben nach PMMA-Applikation nicht möglich.

Die Versuche wurden an menschlichen Wirbelkörper durchgeführt. Hierdurch konnten Interpretationsprobleme durch die unterschiedliche Anatomie einzelner Spezies vermieden werden (Coe, 1989, Wilke HJ 1997).

Durchschnittsalter und Knochendichte der verwendeten Präparate entsprachen der Zielgruppe für die Fragestellung der Arbeit. Eine gleichmäßige Verteilung der Wirbelkörper auf die zwei Untersuchungsgruppen erfolgte anhand der Knochendichtemessungen, so das eine Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten hinsichtlich Einfluss der Knochendichte und Homogenität der Messwerte zur statistischen Auswertung vorlag.

Bei den Versuchen zu Drehmoment und Ausreißkraft handelte es sich um zerstörende Untersuchungen, weswegen die Verteilung auf zwei Gruppen von Vorteil hinsichtlich einer auszuschließenden, gegenseitigen Beeinflussung war.

Die Platzierung der Schrauben erfolgte standardisiert mit gleichem Mindestabstand und mit gleicher Eindringtiefe

(monokortikal, 14mm Tiefe), damit insbesondere nach PMMA-Applikation eine Interaktion der beiden Schrauben unterblieb. Mit dem Ersatz der Standardschrauben, nach deren Drehmoment- und Ausreißversuchen, durch die zu zementierenden Osteoporoseschrauben, ergab sich eine realistische Situation, wie sie in vivo bei Revisionbedingungen vorliegt.

Die erhobenen Daten sind von hoher klinischer Relevanz für die ventrale zervikale Osteosynthese, weil bisherige bio-mechanische Arbeiten entweder Rescueschrauben primär, das heißt ohne zerstörten Schraubenkanal untersuchten, oder der Einfluss von Knochenzement in anatomisch differierenden Wirbelarealen (Pedikel, Vertebroplastie, BWS, LWS) getestet wurden.

Klinische Relevanz und Schlussfolgerung

Weil nicht alle Aspekte eines in vivo Versuchs für bio-mechanische Untersuchungen an der Wirbelsäule Berücksichtigung finden können, sind in vitro Untersuchungen zum goldenen Standard avanciert (Panjabi, 1998).

In unserer Arbeit galt es zu untersuchen, welche Bedeutung der Einsatz von Knochenzement unter Revisionbedingungen (bereits überdimensionierter Bohrkanal durch mehrfaches ein- bzw. überdrehen der Schrauben) und schlechter Knochenqualität hat. Die Umsetzung, revisionsähnliche Bedingungen an der Halswirbelsäule zu schaffen, gelang durch die im Vorfeld durchgeführten Tests zur Bestimmung von Drehmoment und Ausreißkraft für eine Standardschraube, die anschließend, wie in einer in vivo Situation gegen eine zementierbare

Osteoporoseschraube ausgewechselt wurde. Die Präparate entsprachen einer adäquaten Altersgruppe.

Entsprechend der Testwerte in der Literatur (Wittenberg 1993, Zink 1996, Yerby 1998, Sarzier 2002), fanden wir eine Erhöhung der Werte von Ausreißkraft und Drehmoment unter Verwendung von Knochenzement. Hervorzuheben sind diese realistischen Werte für Drehmoment und Ausreißkraft der Osteoporoseschraube, da bei identischem Versuchsaufbau (Pitzen, 2004) die gleichen, nicht zementierten Rescueschrauben maximal 35% der Ausreißkraft, beziehungsweise 58% des max. Drehmoments im Vergleich zu primär getesteten Standardschrauben erzielten.

Mit anderen Worten: Unter Revisionsbedingungen erreichen die Rescueschrauben erst nach Zementapplikation Werte die den Ausgangswerten von Standardschrauben in einer Erstsituation vergleichbar sind.

Die Tatsache, dass mit sinkender Knochendichte der Einfluss von PMMA zunimmt und unter Revisionbedingungen gleich hohe Werte bezüglich Drehmoment und Ausreißkraft der PMMA-Osteoporoseschrauben zur Primärverankerung der Standardschrauben gemessen wurden, lässt die **Empfehlung zur Nutzung von Knochenzement bei osteoporotischem Knochen, insbesondere aber in allen Implantatwechselsituationen an der Wirbelsäule** zu.

6.) Literaturverzeichnis

Bailey R, Badgley C

Stabilization of the cervical spine by anterior fusion

J Bone Joint Surg Am 42: 565 – 594, 1960

Blauth M, Schmidt U, Bastian L, Knop C, Tscherne H

Ventral interbody spondylodesis in injuries of the cervical spine. Indications, surgical technique and results

Zentralbl Chir 1998;123: 919-29

Böhler J, Gaudernak T

Anterior plate stabilization for fracture-dislocations of the lower cervical spine

J Trauma 20: 203 – 205, 1980

Breusch S.J., Kühn K.-D.

Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat

Orthopäde 32: 41-50; 2003

Caspar W , Barbier DD , Klara PM

Anterior cervical fusion and Caspar plate Stabilization for cervical trauma

Neurosurgery 25: 491 – 502, 1989

Caspar W , Geisler FH , Pitzen T , Johnson TA

Anterior cervical plate stabilization in one – and two – level degenerative disease: overtreatment or benefit

J Spinal Disord 11: 1 – 11, 1998

Cloward RB

The anterior approach for removal of ruptured cervical disks.

J Neurosurg, 1958; 15: 602 – 617

Coe JD, Warden KE, Sutterlin CE, McAfee PC

Biomechanical evaluation of cervical spine stabilization methods in a human cadaveric model

Spine 14: 1122 – 1131; 1989

Conrad BP, Cordista AG, Horodyski M, Rehtine GR

Biomechanical evaluation of the pullout strength of cervical screws

J Spinal Disord Tech. 2005 Dec; 18(6): 506-10

Cook SD, Salkeld SL, Stanley T, Faciane A, Miller SD

Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone

Spine J. 2004 Jul-Aug; 4(4): 402-8

Dereymaeker A, Mulier J

Nouvelle cure chirurgicale des discopathies cervicales. La meniscectomie par voie ventrale, suivie d'arthrodèse par greffe intercorporeale

Neurochirurgie 1956; 2 : 233 -236

Geisler FH , Caspar W , Pitzen T , Johnson TA

Reoperation in patients after anterior cervical plate stabilization in degenerative disease

Spine 23: 911 – 920, 1998

Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, et al.

Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation

Spine 1994;19: 2415-20

**Harrington KD, Sim FH, Ennis JH, Johnston JO, Dich
HM, Gristina AG**

Methylmethacrylate as an adjunct in internal fixation of
pathologic fractures

J Bone Joint Surg 58(AM): 1047-1055; 1976

Hartwig E , Arand M , Kinzl L

Funktionelle Langzeitresultate von ventralen , dorsalen und
kombinierten Fusionen der traumatisierten unteren
Halswirbelsäule

Presented at the 57. Jahrestagung der Dt. Ges. f.

Unfallchirurgie e. V. , Berlin : Nov. 18 , 1993

Herrmann HD

Metal plate fixation after anterior fusion of unstable fracture
dislocation of the cervical spine

Acta Neurochir (Wien) 32: 101 – 111, 1975

Heuck F, Schmidt E

Die praktische Anwendung einer Methode zur quantitativen
Bestimmung des Kalksalzgehaltes gesunder und kranker
Knochen.

Fortschr. Röntgenstr. 93, 761-783, 1960

Jaeger M, Wilke A

Comprehensive biocompatibility testing of a new PMMA-ha bone cement versus conventional PMMA cement in vitro
J Biomater Sci Polym Ed. 2003; 14 (11): 1283-9

Jensen ME, Evans AJ, Mathis JM, et al.

Perkutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures : technical aspects
AJNR Am J Neuroradiol 18: 1897-1904; 1997

Kaiser MG, Haid RW Jr, Subach BR, et.al

Anterior cervical plating enhances arthrodesis after discectomy and fusion with cortical allograft
Neurosurgery 50: 229-238, 2002

Kostuik JP, Errico TJ, Gleason TF

Techniques of internal fixation for degenerative conditions of the lumbar spine
Clin Orthop 203: 219-231, 1986

Lehmann W, Briem D, Blauth M, Schmidt U

Biomechanical comparison of anterior cervical spine locked and unlocked plate-fixation systems
Eur Spine J. 2005 Apr; 14(3): 243-9

Maiman DJ, Pintar FA, Yoganandan N, et.al

Pull-out strength of Caspar cervical screws
Neurosurgery 31: 1097-1101, 1992

Maloney WJ, Schmalzried T, Harris WH

Analysis of long-term cemented total hip arthroplasty retrievals

Clin Orthop Relat Res. 2002 Dec; (405): 70-8

Ordonez BJ, Benzel EC, Naderi S, Weller SJ

Cervical facet dislocation: techniques for ventral reduction and stabilization

J Neurosurg 2000; 92: Suppl: 18-23

Panjabi MM

Cervical spine models for biomechanical research

Spine 23: 2684 – 2699; 1998

Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T

Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens

J Orthop Res. 1985; 3 (3): 292-300

Pfeiffer B, Krag M, Johnson C

Repair of failed transpedicle screw fixation; A biomechanical study comparing polymethyl-methacrylate milled bone matchstick bone reconstruction

Spine 1994; 19: 350-3

Pitzen T, Barbier D, Tintinger F, Steudel W-I, Strowitzki M

ScREW fixation to the posterior shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating

Eur Spine J (2002) 11: 494-499

Pitzen T, Franta F, Barbier D, Steudel W-I

Insertion torque and pullout force of rescue screws for anterior cervical plate fixation in a fatigued initial pilot hole

J Neurosurg (Spine 1) 2: 198 -201, 2004

Richter M, Wilke H-J, Kluger P, Claes L, Puhl W

Biomechanical evaluation of a newly developed monocortical expansion screw for use in anterior internal fixation of the cervical spine: in vitro comparison with two established internal fixation systems

Spine 24 (3): 207 – 212, 1999

Ryken TC, Goel VK, Clausen JD

Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasi-static cadaveric model: Role of bone mineral density, and screw torque

Spine 1995; 20: 1861 – 7

Sarzier JS, Evans AJ, Cahill DW

Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines

J Neurosurg (Spine 3) 96: 309 – 312; 2002

Schinz

Radiologische Diagnostik in Klinik und Praxis,
7. Neubearbeitete Auflage 6 – Teil 2.

Georg Thieme Verlag Stuttgart – New York 1989 : 180 – 181

Smith GW, Robinson RA

The treatment of certain cervical spine disorders by anterior
removal of the intervertebral disc and interbody fusion

J Bone Joint Surgery Am, 1958; 40: 607 – 623

Von Stempel A, Seidel T, Plitz W

Stabilität von Pedikelschrauben. Teil 1: Maximale
Auszugskräfte bei knochengesunden Stammwirbelsäulen
unter Berücksichtigung der Bohrtechnik

Z Orthop 132: 75-81, 1994

Von Stempel A, Kühle J, Plitz W

Stabilität von Pedikelschrauben. Teil 2: Maximale
Auszugskräfte unter Berücksichtigung der Knochendichte

Z Orthop 132: 82-86, 1994

Tippets RH, Apfelbaum RI

Anterior cervical fusion with the Caspar instrumentation
system

Neurosurgery 22: 1008 – 1013, 1988

Traynelis VC, Ryken TC

Caspar plate stabilization of the cervical spine, in Hitchon PW, Rengachary SS, Traynelis VC (eds): *Techniques in Spinal Fusion and Stabilization*.

NY: Thieme, 1995, pp 170-175

Wilke HJ, Kettler A, Wenger KH, Claes LE

Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine

Anat Rec. 1997 Apr; 247 (4): 542-55

Wilkes RA, Mackinnon JG, Thomas WG

Neurological deterioration after cement injection into a vertebral body

J Bone Joint Surg Br. 1994 Jan ; 76 (1) : 155

Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White AA, Hayes WC

Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions

Spine, 1991 June; 16 (6): 647-52

Wittenberg RH, Lee K-Y, Shea M, White III AA, Hayes WC

Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength

Clinical Orthopaedics and Related Research 296: pp 278 – 287, 1993

Yerby SA, Toh E, McLain RF

Revision of failed pedicle screws using Hydroxyapatite

Cement: A biomechanical analysis

Spine, Vol. 23 (15) 1657 – 1661; 1998

Zindrick M, Wiltse L, Widell E, et al.

A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in the
lumbosacral spine

Clin Orthop 1986; 203: 99-112

Zink PM

Performance of ventral spondylodesis screws in cervical
vertebrae of varying bone mineral density

Spine 21: 45 – 52, 1996

7.) Publikation

Pitzen TR, Drumm J, Bruchmann B, Barbier DD, Steudel WI

Effectivness of cemented rescue screws for anterior cervical plate fixation

J Neurosurg Spine. 2006 Jan; 4(1): 60 – 3.

8.) Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. I. Steudel, Direktor der Neurochirurgischen Universitätsklinik des Saarlandes für die freundliche Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit.

Herrn Priv. Doz. Dr. T. Pitzen gilt mein besonderer Dank für seine präzise Betreuung der wissenschaftlichen Arbeit und seine freundschaftliche Bereitschaft Probleme zu lösen.

Herrn Dr. J. Drumm danke ich für sein kollegiales Einbringen seiner Kenntnisse zum Aufbau und Ablauf des Experiments und seine Kooperation.

Herrn Dr. D. Barbier danke ich für seine Motivation und sein freundschaftliches Einbringen von Erfahrungen, die immer zum Nachdenken anregten.

Dank gilt allen am Experiment beteiligten Mitarbeiter der Fa. AESCULAP und hier besonders Herrn Thiel, die engagiert die Versuche begleiteten.

Für die Möglichkeit und die hilfreiche Einführung in die Knochendichtemessung bedanke ich mich bei Herrn Prof. H. J. Wilke, Institut für Biomechanik und unfallchirurgische Forschung der Universität Ulm.

Herrn T. Georg, Institut für medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universität des Saarlandes in Homburg, danke ich für die Bewältigung der statistischen Fragestellungen.

Meinem Chef und Freund Herrn Dr. Kilian danke ich herzlich für sein Verständnis und sein Entgegenkommen für die teilweise kurzfristige Koordinierung und Umsetzung von Terminen.

Meiner lieben Frau und meinen Kindern danke ich für ihr Verständnis und die Bereitschaft mir in dieser angespannten Zeit den nötigen Freiraum zu billigen.

Schlussendlich danke ich meinen Eltern, ohne die eine Basis für mein heutiges, berufliches Wirken unmöglich zu erreichen gewesen wäre.

9.) Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Bruchmann
Vorname	Bernhard
Geburtsdatum/-ort	23. Juli 1956, Leverkusen
Anschrift	Im Hähnchen 24, 56154 Boppard
Familienstand	verheiratet, zwei Kinder

Schulbildung

17.04.63 – 30.11.66	Ev. Volksschule Dormagen
01.12.66 – 02.07.72	Städt. Realschule Wuppertal
15.08.76 – 30.06.77	Fachoberschule f. Wirtschaft / Wuppertal
02.08.78 – 03.06.80	Städt. Abendgymnasium Wuppertal

Wehrdienst 01.07.77 - 30.09.78

Berufsausbildung vor dem Studium

01.09.74 – 23.06.76	Lehre mit Abschluss zum Groß- u. Außenhandelskaufmann, Gebr. Happich GmbH, Wuppertal.
---------------------	---

Studium

01.04.81 – 29.04.87	Studium der Humanmedizin, Frankfurt u. Köln
März 1984	1.Staatsexamen
März 1986	2.Staatsexamen
29.04.1987	3.Staatsexamen
02.10.83 – 31.07.87	Diplomsport , Sporthochschule Köln
Approbation	03.07.1987

Medizinisch beruflicher Werdegang

01.09.87 – 31.08.92	Ass.-arzt in der Chirurg. Abtlg. des St.Antonius Krkhs., Köln - Dr. med. Cramer
01.09.92 – 31.01.93	Ass.-arzt in der Chirurg. Abtlg. des St. Josef Hospital , Wipperfürth - Dr. med. Bayer
01.02.93 - 30.06.96	Ass.-arzt in der Orthopädischen Klinik St Josef, Emstek - Prof. Dr. med. Jahn
01.07.96 - 31.12.98	Ass.-arzt in der Orthopäd. Abtlg. der Loreley –Kliniken St. Goar- Oberwesel

Dr. med. Psczolla

Facharzt für Orthopädie : 21.05.97

Seit 01.01.1999

Oberarzt in der Abteilung für
Wirbelsäulenchirurgie des
Katholischen Klinikum Koblenz
Dr. med. Kilian