

O. Linhardt¹
J. Matussek¹
C. Lüring¹
T. Schubert²
W. Plitz³
J. Grifka¹

Stabilität von Pedikelschrauben versus ventral eingebrachter Schrauben nach Kyphoplastie-Augmentation

Stability of Pedicle Screws in Comparison to Anterior Vertebral Body Screws after Kyphoplasty Augmentation

Zusammenfassung

Studienziel: Ziel unserer Studie ist der Vergleich der Ausrisskraft sowohl bei transpedikulär als auch ventral eingebrachten Schrauben nach Kyphoplastie-Augmentation in osteoporotischen Wirbelsäulenpräparaten. Dabei soll die Stabilität der Schrauben nach Implantation in weichen sowie ausgehärteten Knochenzement geprüft werden. **Methode:** Bei 10 formalin-fixierten Wirbelsäulenpräparaten unterschiedlicher Leichen wurden Schrauben in insgesamt 40 Wirbel eingebracht. Sowohl transpedikulär als auch ventral wurden jeweils 10 Schrauben in weichen als auch ausgehärteten Kyphoplastie-Zement implantiert. Anschließend erfolgte die Bestimmung der axialen Ausrisskraft an der Universalprüfmaschine. **Ergebnisse:** Die durchschnittliche Ausrisskraft betrug nach Implantation von Pedikelschrauben in weichen Zement 452 N (60–1125 N) und 367 N (112–840 N) in ausgehärteten Zement. Bei ventralen Schrauben konnte eine Ausrisskraft von 364 N (65–875 N) nach Einbringen in weichen und 271 N (35–625 N) in ausgehärteten Zement festgestellt werden. **Schlussfolgerung:** Nach unseren Erfahrungen können Schrauben transpedikulär und ventral in weichen und ausgehärteten Kyphoplastie-Zement sicher verankert werden. Dabei zeigte sich bei Implantation von Pedikelschrauben sowohl in weichen als auch in ausgehärteten Zement eine größere Stabilität im Vergleich zu ventral in den Wirbelkörper eingebrachten Schrauben. Ein signifikanter Unterschied konnte nicht festgestellt werden.

Schlüsselwörter

Pedikelschrauben · ventrale Wirbelkörperschrauben · Kyphoplastie · Ausrisskraft · Zementaugmentation

Abstract

Aim: Aim of the study was to compare stability of pedicle screws and ventral implanted screws after insertion in soft or cured kyphoplasty cement. **Methods:** Pedicle screws were inserted in a total of 40 thoracolumbar vertebrae of 10 different formalin-fixed human specimens: Each 10 pedicle screws were implanted in soft (group 1) and cured cement (group 2), each 10 ventral screws were placed in soft (group 3) and cured (group 4) cement. Pedicle screws were then evaluated for biomechanical axial pull-out resistance. **Results:** Mean pullout force was 452 N (range 60–1125 N) in group 1, 367 N (range 112–840 N) in group 2, 364 N (range 65–875 N) in group 3 and 271 N (range 35–625 N) in group 4. **Conclusion:** Implantation of pedicle screws and ventral implanted screws in soft and cured kyphoplasty cement is a sufficient method. We achieved more stability with pedicle screws compared with ventral implanted screws in soft and cured cement. No significant difference was seen.

Key words

Pedicle screw · anterior vertebral body screws · kyphoplasty · pullout strength · cement augmentation

Institutsangaben

¹ Orthopädische Klinik der Universität Regensburg

² Institut für Pathologie der Universität Regensburg

³ Orthopädische Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Korrespondenzadresse

Dr. O. Linhardt · Orthopädische Klinik der Universität Regensburg · Postfach 1134 · 93074 Bad Abbach · Tel.: +49/9405/18 48 38 · Fax: +49/9405/18 29 20 · E-mail: o.linhardt@asklepios.de

Bibliografie

Z Orthop 2006; 144: 46–51 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

DOI 10.1055/s-2006-921464

ISSN 0044-3220

Einleitung

Transpedikuläre und ventrale Schraubensysteme werden bei der operativen Versorgung von Wirbelfrakturen, degenerativen Veränderungen, Entzündungen, Skoliosen, oder Tumoren zur Stabilisierung der Wirbelsäule eingesetzt [1–5]. Die transpedikulär eingebrachten Schrauben übertreffen dabei die Stabilität ventraler Implantate [6]. Osteoporotischer Knochen vermindert die Stabilität der eingebrachten Schrauben [7, 8]. Der Indikationsbereich, insbesondere der ventralen Instrumentarien, ist daher bei osteoporotischen Knochenverhältnissen wegen verminderter ossärer Stabilität eingeschränkt [4, 5, 9].

Durch Zementaugmentation kann eine vermehrte Stabilität von Wirbelsäulenimplantaten in osteoporotischen Knochen erreicht werden [10].

Zur Augmentation verwendeten wir in unserer Studie die Kyphoplastie, welche zunehmend zur Behandlung schmerzhafter Wirbelkörperfrakturen eingesetzt wird [11, 12]. Dieses Verfahren ermöglicht eine Aufrichtung sowie Stabilisierung des frakturierten Wirbels durch Injektion von Knochenzement in den Wirbelkörper [13].

Die in unserer Studie durchgeführte Kombination von Kyphoplastie und Schraubenimplantation stellt eine Stabilisierungsmöglichkeit bei instabilen osteoporotischen Wirbelfrakturen dar, bei welchen eine alleinige Versorgung mit Instrumentationssystemen oder der Kyphoplastie nicht ausreicht. In diesem Zusammenhang gibt es keine Studien über die Stabilität von Schrauben nach Implantation in ausgehärteten Knochenzement.

Ziel unserer Studie ist der Vergleich der Ausrisskraft sowohl bei transpedikulär als auch ventral eingebrachten Schrauben nach Kyphoplastie-Augmentation in osteoporotischen Wirbelsäulenpräparaten. Dabei soll die Stabilität der Schrauben nach Implantation in weichen sowie ausgehärteten Knochenzement geprüft werden.

Methode

Präparate

10 formalin-fixierte Leichenwirbelsäulen wurden vom anatomischen Institut für die Versuche zur Verfügung gestellt. Bei allen Präparaten konnten pathologische Veränderungen wie Tumoren, entzündliche Erkrankungen oder starke Deformitäten der Wirbelsäule radiologisch ausgeschlossen werden. Hiernach wurde die Knochendichte der Präparate mit der quantitativen Computertomographie bestimmt. Das Weichteilgewebe der Wirbelsäulen wurde entfernt und die Pedikel dargestellt.

Von den 10 Präparaten wurden jeweils vier Wirbel von BWK 8 bis LWK 5 zufällig für die Schraubenimplantation ausgewählt.

Knochendichte (BMD)

Wir ermittelten die Knochendichte mit der quantitativen Computertomographie (Somatom Sensation 16, Siemens). Eine 10 mm dicke Schicht wurde in der Mitte der Wirbelkörper computertomographisch erfasst und die Knochendichte der spongiosen

Anteilen der Wirbelkörper bestimmt. Für Ausrissversuche an der BWS ermittelten wir die Knochendichten von BWK 11, bei Testungen an der LWS wurde die Knochendichte von LWK 3 bestimmt.

Gruppe 1

In Gruppe 1 verwendeten wir 10 Pedikelschrauben, welche bei 10 Wirbeln unterschiedlicher Leichenpräparate unilateral nach Kyphoplastie-Augmentation in weichen Zement implantiert wurden.

Gruppe 2

In Gruppe 2 wurden 10 Wirbelkörper unterschiedlicher Präparate verwendet. Nach Kyphoplastie-Augmentation warteten wir 60 Minuten bei 23 ° Raumtemperatur, bis der Zement ausgehärtet war. Hiernach bohrten wir einen Kanal in den ausgehärteten Zement. Wir verwendeten zum Aufbohren des Knochenzements anfangs Bohrer mit geringem Durchmesser und steigerten den Durchmesser der Bohrer bis zur Größe der Schrauben. Nach Gewindeschneiden implantierten wir unilateral 10 Pedikelschrauben.

Gruppe 3

Nach Kyphoplastie-Augmentation erfolgte die ventrale Implantation von 10 Schrauben in weichen Zement.

Gruppe 4

10 Schrauben wurden in 10 Wirbelkörper unterschiedlicher Präparate nach Kyphoplastie-Augmentation, Aufbohren des ausgehärteten Zementes mit an Durchmesser zunehmendem Bohrer und Gewindeschneiden von ventral in ausgehärteten Knochenzement eingesetzt.

Kyphoplastie

In den eröffneten Pedikel wurde ein Ballon (Kyphon, Inc.) eingeführt und bis zur Mitte des Wirbelkörpers vorgeschoben (Abb. 1). Der Ballon wird mit 3 ml Kontrastmittel gefüllt. Da in unserer Studie keine frakturierten Wirbel verwendet wurden, war keine Aufrichtung der Wirbelkörper notwendig. Der maximale Druck des Ballons wurde durch das Volumen des Kontrastmittels bestimmt. Der Ballon wurde solange mit Kontrastmittel gefüllt, bis sich entweder ein Kontakt des Ballons zur Kortikalis zeigte oder ein maximaler Druck- (220 psi) oder Volumenwert (4,0 ml pro Ballonkatheter) erreicht wurde. Die maximalen Druck- und Volumenwerte basieren auf den Empfehlungen des Herstellers. Hiernach wurden die Ballons durch Abziehen des Kontrastmittels wieder entleert und eine 11-Gauge Arbeitskanüle in die Höhle des Wirbelkörpers eingebracht. Durch die Kanüle injizierten wir den Knochenzement (PMMA Zement Vertebroplastic™, DePuy®) in die vorbereitete Höhle des Wirbelkörpers.

Die Kyphoplastie erfolgte vor Einbringen der ventralen Schrauben durch direkten, zentral gelegenen, ventralen Zugang zum Wirbelkörper.

Implantation der Pedikelschrauben

Die unilaterale Implantation von jeweils einer Pedikelschraube pro Wirbelsäulenpräparat wurde von einem erfahrenen Wirbelsäulenchirurgen in konventioneller Technik unter Durchleuchtung durchgeführt.



Abb. 1 Wirbelsäulenpräparat mit zwei ventral implantierten Schrauben; links nach Implantation in weichen, rechts in ausgehärteten Knochenzement.

Die Pedikel wurden mit dem Pfrim und der Ahle eröffnet und anschließend mit einer Pedikelsonde ausgetastet. Hiernach führten wir die Kyphoplastie durch. Nach Gewindeschneiden erfolgte das Einbringen der Schrauben in die Wirbel. Schraubenlänge und -Durchmesser wurden ohne Risiko einer Kortikalisperforation mit Hilfe der Durchleuchtung an die Breite und Höhe der Pedikel sowie des Wirbelkörpers angepasst.

Wir verwendeten monoaxiale Titan-Pedikelschrauben des Moss Miami-Systems® (DePuy®) mit einer Größe von 5,5×40 mm thorakal und 7,0×60 mm lumbal. Bei der Implantation wurde das Schraubengewinde vollständig im Knochen versenkt. Für jede der 10 Leichenwirbelsäulen wählten wir in allen 4 Gruppen die gleiche Schraubengröße. Somit konnten die Gruppen ohne Einflussnahme unterschiedlicher Schraubengrößen verglichen werden.

Implantation der ventralen Schrauben

Die ventralen Schrauben wurden unter Bildwandlerkontrolle ventro-lateral parallel zur Koronarebene zentral in die Wirbelkörper eingebracht. Die Kortikalis der Wirbelkörper wurde mit dem Pfrim und der Ahle eröffnet. Nach Gewindeschneiden erfolgte das Einbringen der Schrauben des Moss Miami-Systems® (DePuy®) mit einer Größe von 5,5×40 mm thorakal und 7,0×60 mm lumbal. Die Gegenkortikalis wurde mit den Schrauben nicht perforiert.

Biomechanische Prüfung

Alle Präparate wurden vor der mechanischen Testung durch direkte Inspektion auf Perforationen der Pedikel überprüft.

Die Fixierung eines jeden Wirbelkörpers erfolgte mit einer Stahlvorrichtung, welche eine dreidimensionale Ausrichtung in axialer Ebene erlaubt. Die Stahlvorrichtung befestigten wir auf der Universalprüfmaschine (Type 1442; Zwick Inc., Ulm, Germany). Die Schraubenköpfe wurden über einen AO-Universalhandgriff mit einem Stahlseil verbunden.

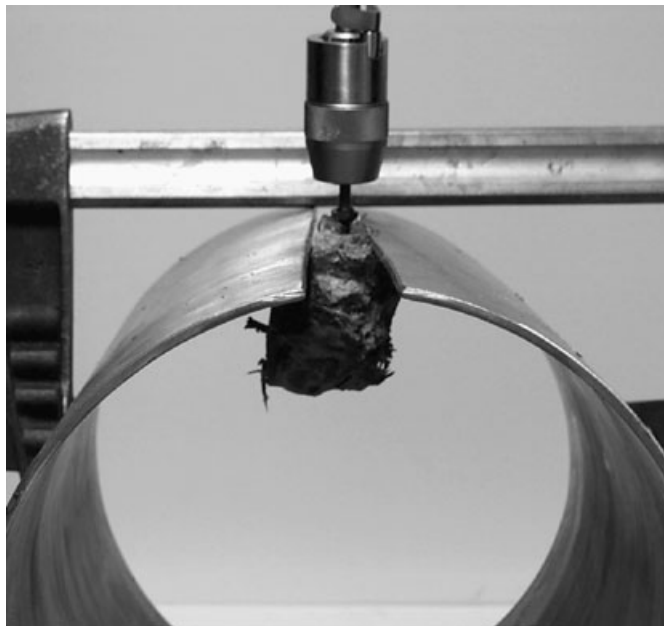


Abb. 2 Stahlvorrichtung zur Fixierung der Präparate; der Schraubenkopf wurden über einen AO-Universalhandgriff mit einem Stahlseil verbunden.

Gezogen wurde in axialer Richtung mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/Minute (Abb. 2) bis zum Versagen des Implantatlagers und Herauslösen der Schraube aus dem Knochen. Die maximalen Ausrisskräfte ließen sich grafisch erfassen.

Statistik

Die Signifikanzprüfung zwischen den Ausrisskräften sowohl bei transpedikulär als auch ventral eingebrachten Schrauben nach Kyphoplastie-Augmentation erfolgte nach dem Student t-Test für paarige Stichproben. Ein signifikanter Unterschied ist bei $p < 0,05$ gegeben.

Ergebnisse

Präparate

Die Wirbelsäulenpräparate stammten von 5 männlichen und 5 weiblichen Leichen, das Durchschnittsalter betrug zum Todeszeitpunkt 77,1 Jahre (56 bis 94 Jahre).

Knochendichte (BMD)

Für alle Wirbelsäulenpräparate konnte eine durchschnittliche Knochendichte von 56,4 mg Hydroxylapatit/ml (37,2–82,3 mg/ml) berechnet werden.

Schraubenpositionierung

Auf den en face Röntgenaufnahmen zeigten alle Schrauben bei der Gruppen eine korrekte Position ohne Beschädigung der Pedikel- oder Wirbelkörperkortikalis. Bei der Inspektion der Präparate konnten in Gruppe 1 und in Gruppe 2 jeweils eine Pedikelperforation festgestellt werden. Die Perforationen entsprachen durchschnittlich 40% der gesamten Pedikelzirkumferenz.

Zementapplikation

Durchschnittlich konnte ein Zementvolumen von 3,9 ml (thorakal: 3,6 ml, lumbal: 4,2 ml, 3,0–4,9 ml) in jeden Wirbelkörper injiziert werden. In allen vier Gruppen wurde das gleiche Zementvolumen in die Wirbelkörper eingebracht.

Biomechanische Prüfung

Nach Augmentation der Schrauben in weichen Knochenzement (Gruppe 1 und 3) zeigte sich ein Ausriss der Schrauben einschließlich Zement en bloc. Bei Schraubenfixierung in ausgehärteten Zement wurde ein Ausriss der Schrauben ohne Zementmantel beobachtet.

Die Ergebnisse der Ausrisskräfte aller Gruppen sind in Tab. 1 zusammengefasst. Die durchschnittliche Ausrisskraft betrug 452 N (60–1125 N) in Gruppe 1, 367 N (112–840 N) in Gruppe 2, 364 N (65–875 N) in Gruppe 3 und 271 N (35–625 N) in Gruppe 4.

Unterschiede zwischen transpedikulär und ventral eingebrachten Schrauben

Die durchschnittliche Ausrisskraft erreichte bei Pedikelschraubenimplantation (Gruppe 1) einen 1,2-fach höheren Wert als die Implantation ventraler Schrauben (Gruppe 3) in weichen Zement. Bei Implantation der Schrauben in ausgehärteten Zement erreichte die Ausrisskraft der Pedikelschrauben (Gruppe 2) einen 1,4-fach höheren Wert als die Ausrisskraft der ventral eingebrachten Schrauben (Gruppe 4). Der Student t-Test für paarige Stichproben zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Ausrisskräften der transpedikulär und ventral eingebrachten Schrauben. (Gruppe 1 versus Gruppe 3: $p = 0,523$; Gruppe 2 versus Gruppe 4: $p = 0,409$) (Tab. 1).

Unterschiede zwischen Schraubenimplantation in weichen und ausgehärteten Knochenzement

Bei Implantation von Pedikelschrauben in weichen Knochenzement (Gruppe 1) zeigte sich eine 1,2fach höhere Ausrisskraft nach Einbringen der Schrauben in ausgehärteten Zement (Gruppe 2). Ein signifikanter Unterschied konnte hierbei nicht festgestellt werden ($p = 0,541$) (Tab. 1).

Bei ventral in den Wirbelkörper eingebrachten Schrauben konnte eine 1,3fach höhere Ausrisskraft bei Implantation in weichen (Gruppe 3) im Vergleich zum ausgehärteten Zement (Gruppe 4) ohne signifikanten Unterschied ($p = 0,386$) erzielt werden.

Diskussion

In der Literatur werden die axialen Ausrisskräfte der ventral im Wirbelkörper verankerten Schrauben mit 86 N bis 391 N angegeben. Die transpedikulär eingebrachten Schrauben übertreffen die ventralen Implantate mit Ausrisskräften von 345 bis 2126 N. Es besteht ein deutlicher Zusammenhang zur Knochendichte, wobei mit zunehmender Osteoporose die axiale Ausrissfestigkeit sinkt [6]. Bei Krödel et al. [14] ist daher der Indikationsbereich von ventralen Instrumentarien bei osteoporotischen Knochenverhältnissen wegen verminderter ossärer Stabilisierung eingeschränkt.

Nach WHO-Definition liegt eine Osteoporose bei einer Knochenqualität von < 80 mg Hydroxylapatit/ml vor [15]. Gemäß dieser Definition zeigte sich bei unseren zehn Wirbelsäulenpräparaten durchschnittlich eine osteoporotische Knochenqualität (56,4 mg Hydroxylapatit/ml). Ein Grund hierfür ist die Formalinfixierung der Wirbelsäulen. Durch die Fixierung der Präparate wird die

Tab. 1 Ausrisskräfte aller vier Gruppen; Durchschnittswerte mit Streuungsbreite, Standardabweichung und p-Werten; mediale Kortikalisperforationen wurden gekennzeichnet

Präparate-Nummer	Wirbel	Ausrisskraft Gruppe 1 (N)	Ausrisskraft Gruppe 2 (N)	Ausrisskraft Gruppe 3 (N)	Ausrisskraft Gruppe 4 (N)
1	L3, L2, T11, T12	360	120	225	120
2	L1, L5, T12, T9	700	580	250	620
3	L4, L1, T9, T10	875	580	430	625
4	L5, L3, T10, T11	380	740	600	250
5	L2, L4, T12, T8	1125	140	250	205
6	T10, T11, L3, L4	60*	130	105	50
7	T11, T12, L4, L5	360	250	200	430
8	T12, T8, L5, L1	275	112*	65	35
9	T8, T9, L1, L2	175	175	875	240
10	T9, T10, L2, L3	210	840	635	130
∅		452 (60–1125)	367 (112–840)	364 (65–875)	271 (35–625)
SD		339	286	263	217

* mediale Kortikalisperforation

Student t-test für paarige Stichproben – Ausrisskraft
 Gruppe 1 versus Gruppe 3: $p = 0,523$ nicht signifikant
 Gruppe 2 versus Gruppe 4: $p = 0,409$ nicht signifikant
 Gruppe 1 versus Gruppe 2: $p = 0,541$ nicht signifikant
 Gruppe 3 versus Gruppe 4: $p = 0,386$ nicht signifikant

Knochendichte vermindert [13, 16]. Außerdem könnte das hohe Durchschnittsalter unserer Leichen zum Todeszeitpunkt die osteoporotischen Knochenverhältnisse erklären.

Die Stabilität der Schrauben-Instrumentation ist wesentlich von der Grenzfläche des Knochens zur Schraube abhängig [5]. Schlechte Knochenqualität vermindert die Schraubenstabilität und gefährdet das Fusionsergebnis [17]. Durch Augmentation der Schrauben mit Knochenzement kann die Stabilität der Schrauben erhöht werden.

Yerby et al. [18] erzielte durch Injektion von PMMA-Knochenzement in die Wirbelkörper vor Implantation von Pedikelschrauben eine 50%-ige Erhöhung der Ausrisskraft. Nach Zindrick et al. [19] kann mit einem PMMA-Zementvolumen von 2,5 ml, welches in den Wirbelkörper injiziert wurde, eine 96%ige Zunahme der Ausrisskraft von Pedikelschrauben im Vergleich zu nichtaugmentierten osteoporotischen Wirbeln beobachtet werden. In zahlreichen anderen Studien ließen sich ähnliche Ergebnisse feststellen [17, 20–22].

Bei ventralen Schrauben wird in der Literatur eine Steigerung der Ausrisskraft durch PMMA-Augmentation von 49 bis 162% beschrieben [10, 17, 18, 23, 24].

Gemäß unserer Ergebnisse konnte eine 1,2fach höhere Ausrisskraft nach Pedikelschraubenimplantation als nach Implantation ventraler Schrauben in weichen Zement erzielt werden. Nach Implantation der Schrauben in ausgehärteten Zement erreichten wir mit Pedikelschrauben eine 1,4fach höhere Ausrisskraft als mit ventral eingebrachten Schrauben. Ein Grund für die höhere Ausrisskraft der Pedikelschrauben im Vergleich zu den ventralen Schrauben ist die stabilere transpedikuläre Verankerung.

Ergebnisse über die Stabilität von transpedikulär und ventral eingebrachten Schrauben nach Implantation in ausgehärteten Zement wurden bisher nicht veröffentlicht. Nach unseren Erfahrungen können auch durch diese Methode die Schrauben sicher verankert werden. Es zeigte sich mit Pedikelschrauben eine 0,2fach und mit ventral eingebrachten Schrauben eine 0,3fach niedrigere Ausrisskraft im Vergleich zur Implantation der Schrauben in weichen Zement.

Einen Grund hierfür stellt die weniger stabile Schicht zwischen ausgehärtetem Zement und Schraube im Vergleich zur Zwischenschicht bei Implantation der Schrauben in weichen Zement dar.

Zwischen transpedikulärer und ventraler sowie zwischen Schraubenimplantation in weichen und ausgehärteten Knochenzement zeigten sich zwar deutlich differenzierende Ergebnisse, ein signifikanter Unterschied wurde jedoch nicht festgestellt. Dies könnte durch die große Streubreite der Ergebnisse in allen vier Gruppen sowie die niedrige Fallzahl unserer Studie erklärt werden.

Ein Zusammenhang zwischen dem Volumen des Knochenzements und der Stabilität augmentierter Schrauben konnte von Molloy et al. [25] festgestellt werden. In unserer Studie hatte das Zementvolumen keinen Einfluss auf den Vergleich der Aus-

risskraft zwischen den Gruppen, da in allen Gruppen das gleiche Zementvolumen injiziert wurde.

In einer vorausgegangenen Arbeit [26] wurde ein durchschnittliches Zementvolumen von 5,0 ml im Bereich der thorako-lumbalen Wirbelsäule eingebracht. Bei unserer Studie zeigte sich ein durchschnittliches Zementvolumen von 3,9 ml in den thorako-lumbalen Wirbelsäulenabschnitten. Durch das geringere Zementvolumen kann die verminderte Stabilität unserer Schrauben im Vergleich zu anderen Studien erklärt werden [7, 10, 17, 21, 24, 27].

Cohen et al. [28] beschreibt die Vertebroplastie als ein einfaches und kostengünstiges Verfahren mit guten Ergebnissen. Wir verwendeten die Kyphoplastie, da diese eine weit verbreitete Technik mit einer niedrigen Komplikationsrate und der Möglichkeit zur Rekonstruktion der Wirbelkörperhöhe darstellt. Zusätzlich kann durch die Kyphoplastie der Zement mit einer höheren Genauigkeit und einem größerem Volumen injiziert werden. Dadurch wird eine stabilere Augmentation der Schrauben erreicht [10, 13, 26].

In der klinischen Anwendung sehen wir die Indikation für die Kombination von Kyphoplastie und Schraubenimplantation bei instabilen osteoporotischen Wirbelfrakturen, bei welchen eine alleinige Versorgung mit Instrumentationssystemen oder der Kyphoplastie nicht ausreicht. Durch die Schraubenimplantation nach Kyphoplastie können die Implantate im osteoporotischen Knochen stabiler verankert werden. Zusätzlich wird eine ventrale Stabilisierung des Wirbels durch den Zement erzielt. Hierbei kann es auch notwendig werden, Schrauben in den zementierten Wirbel einzubringen, um angrenzende Wirbel zu stabilisieren.

Nach James et al. [16] wird durch die Formalinfixierung der Präparate die Knochendichte vermindert. Für unsere Studie waren keine frischen Wirbelsäulenpräparate verfügbar. Allerdings führten wir einen Vergleich der Ausrisskraft bei unterschiedlicher Schraubenimplantation durch, wobei in allen Gruppen die gleiche Knochenqualität vorlag.

Zusammenfassend können nach unseren Erfahrungen Schrauben transpedikulär und ventral in weichen und ausgehärteten Kyphoplastie-Zement sicher verankert werden. Dabei zeigte sich bei Implantation von Pedikelschrauben eine höhere Stabilität im Vergleich zu ventral in den Wirbelkörper eingebrachten Schrauben ohne signifikanten Unterschied.

Literatur

- 1 Ashman RB, Herring JA, Johnston II CE. Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) instrumentation system. In: Bridwell KH, DeWald RL (eds). *The Textbook of Spinal Surgery*, vol.1. JB Lippincott, Philadelphia 1991; 219–247
- 2 Dunn HK. Anterior stabilization of thoracolumbar injuries. *Clin Orthop* 1984; 189: 116–124
- 3 Hall JE. Dwyer instrumentation in anterior fusion of the spine. *J Bone Joint Surg [Am]* 1981; 63: 1188–1190
- 4 Kaneda K, Fujiya N, Satoh S. Results with Zielke instrumentation for idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Clin Orthop* 1986; 205: 195–203

- ⁵ Kostuik JP, Carl A, Ferron S. Anterior Zielke instrumentation for spinal deformity in adults. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989; 71: 898–912
- ⁶ Eysel P. Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule. Enke Verlag, Stuttgart 1998
- ⁷ Moore DC, Maitra RS, Farjo LA, Graziano GP, Goldstein SA. Restoration of pedicle screw fixation with an in situ setting calcium phosphate cement. *Spine* 1997; 22: 1696–1705
- ⁸ Vaccaro AR, Garfin SR. Internal fixation (pedicle screw fixation) for fusions of the lumbar spine. *Spine* 1995; 15 (Suppl 24): 157–165
- ⁹ Moe JH, Purcell GA, Bradford DS. Zielke instrumentation (VDS) for the correction of spinal curvature: analysis of results in 66 patients. *Clin Orthop* 1983; 180: 133–153
- ¹⁰ Sarzier JS, Evans AJ, Cahill DW. Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines. *J Neurosurg Spine* 2002; 96: 309–312
- ¹¹ Gangi A, Kastler BA, Dietemann JL. Percutaneous vertebroplasty guided by a combination of CT and fluoroscopy. *Am J Neuroradiol* 1994; 15: 83–86
- ¹² Jensen ME, Evans AJ, Mathis JM et al. Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: technical aspects. *Am J Neuroradiol* 1997; 18: 1897–1904
- ¹³ Garfin S, Hansen A, Reiley M. New Technologies in Spine. *Spine* 2001; 14: 1511–1515
- ¹⁴ Krödel A, Krüger A, Lohscheidt AK, Pfahler M, Refior HJ. Anterior debridement, fusion and extrafocal stabilization in the treatment of osteomyelitis of the spine. *J Spinal Disord* 1999; 12: 17–26
- ¹⁵ World Health Organisation Technical report. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. 1994; series 843
- ¹⁶ James C, Goh H, Ang J, Bose K. Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand* 1989; 60: 465–467
- ¹⁷ Pfeifer BA, Krag MH, Johnson C. Repair of failed transpedicular screw fixation: A biomechanical study comparing polymethylmethacrylate, milled bone, and matchstick bone reconstruction. *Spine* 1994; 19: 350–353
- ¹⁸ Yerby SA, Toh E, McLain RF. Revision of failed pedicle screws using hydroxyapatite cement. A biomechanical analysis. *Spine* 1998; 23: 1657–1661
- ¹⁹ Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH. A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986; 203: 99–112
- ²⁰ Kinnard P, Ghibely A, Gordon D. Roy-Camille plates in unstable spinal conditions. A preliminary report. *Spine* 1996; 11: 131–135
- ²¹ Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 1335–1341
- ²² Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 1986; 203: 45–53
- ²³ Wittenberg RH, Lee KS, Shea M et al. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop* 1993; 296: 278–287
- ²⁴ Renner S, Lim T, Kim W, Katolik L, An H, Andersson G. Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing and method. *Spine* 2004; 29: 212–216
- ²⁵ Molloy S, Mathis JM, Belkoff SM. The effect of vertebral body percentage fill on mechanical behavior during percutaneous vertebroplasty. *Spine* 2003; 28: 1549–1554
- ²⁶ Tomita S, Molloy S, Jasper L, Abe M, Belkoff S. Biomechanical comparison of kyphoplasty with different bone cements. *Spine* 2004; 29: 1203–1207
- ²⁷ Kenny SM, Buggy M. Bone cements and fillers: a review. *J Mater Sci Mater Med* 1993; 14: 923–938
- ²⁸ Cohen JE, Lylyk P, Ceratto R, Kaplan L, Umanskyt F, Gomori JM. Percutaneous vertebroplasty: technique and results in 192 procedures. *Neuro Res* 2004; 26: 41–49