

Der Einfluss der Gewindeform auf das Eindrehverhalten von Schraubpfannen

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik Friedrichsheim Frankfurt a. M. (Leiter: Prof. Dr. med. L. Zichner)¹, der Orthopädischen Universitätsklinik Mannheim (Leiter: Prof. Dr. H.-P. Scharf)² und dem Institut für Konstruktionstechnik, Fakultät für Maschinenbau, Forschungsgruppe für Biomechanik, Ruhr Universität Bochum (Leiter: Dr. Ing. U. Witzel)³

Influence of Thread Design on the Screw-in Behaviour of Threaded Cups

Key words: threaded cups – thread design – shape of cups – screw-in behaviour

Schlüsselwörter: Schraubpfannen – Gewinde – Pfannenform – Eindrehverhalten – Primärstabilität

Summary

To procure osseointegration in threaded cups, it is essential to obtain primary stability. The screw-in behaviour of threaded cups has a major influence on primary stability. In our experimental study, we analysed the screw-in behaviour of several threaded cups.

The screw-in moments of four threaded cups were tested. Cup A had a flat thread and a parabolic shape, Cup B had a saw thread and was hemispherical, cup C with a sharp thread was also spherical. Cup D with a sharp thread had a conical shape. All cups, excluding cup B with a smooth surface, had a corundum blasted surface with a surface roughness (R_a) of 4 to 6 μm . The cups were screwed in precisely prepared PVC foams. The screw-in moments were measured. In regard to the torque-in moments, A reached 89.0 Nm, B 83.0 Nm, C 113.0 Nm and D 119.0 Nm. There were significant differences ($p < 0.001$) between all cups, except A and B, and C and D. The correlation for screw-in moment and tilting stability for cup A was -0.14 , cup B 0.55, cup C 0.50 and for D 0.62.

The lever-out results of the spherical cup C with 117.5 Nm and the conical cup D (136.6 Nm), which have both sharp threads, were significantly different ($p < 0.001$). The main factor seems to be the shape of the implant.

The thread design determines the screw-in behaviour. The shape of the cups additionally influences tilting stability. The highest primary stability can be reached with sharp threads and a conically shaped shell.

Zusammenfassung

Für die Osseointegration von zementfreien Hüftpfannen ist die Primärstabilität eine wesentliche Voraussetzung. Das Eindrehverhalten, das auch die Stabilität von Schraubpfannen entscheidend beeinflusst, wurde experimentell untersucht.

Die Eindrehmomente von vier Schraubpfannen wurden im Knochenersatzmaterial getestet. Schale A mit Flachgewinde hat eine parabolische Form, Schale B weist ein Sägewinde auf und ist sphärisch, Schale C mit Spitzgewinde ist ebenfalls sphärisch, Schale D hat ein Spitzgewinde und eine konische Form.

Die Schalen haben mit Ausnahme von Schale B eine korundgestrahlte Oberfläche mit einer Oberflächenrauigkeit (R_a) von 4 bis 6 μm . Die Schalen wurden in ausgefräste PVC-Blöcke eingedreht und das maximale Eindrehmoment gemessen.

Hinsichtlich der Eindrehmomente erreichte Schale A 89,0 Nm, B 83,0 Nm, C 113,0 Nm und Schale D 119,0 Nm. Die Ergebnisse unterscheiden sich signifikant ($p < 0,001$), außer zwischen A und B und zwischen C und D. Die Korrelation zwischen Eindrehmoment und Kippmoment wurde für Schale A mit $-0,14$, Schale B 0,55, Schale C 0,50 und für Schale D 0,62 berechnet. Die Ergebnisse der Auskipppversuche zwischen der sphärischen (Schale C 117 Nm) und konischen Schale (Schale D 136,6 Nm), die beide ein Spitzgewinde haben und hinsichtlich des Eindrehmomentes vergleichbare Ergebnisse hatten, waren signifikant ($p < 0,001$) unterschiedlich. Hier scheint als Hauptfaktor die Implantatform zu wirken.

Das Eindrehverhalten der Schraubpfannen wird durch die Gewindeform bestimmt, die Implantatform beeinflusst zudem die Kippstabilität.

Die größte Primärstabilität wird bei Verwendung des Spitzgewindes in Verbindung mit einer konischen Implantatform erreicht.

Die bei der zementfreien Hüftendoprothetik verwendeten Schraubpfannen unterscheiden sich hinsichtlich der Gewinde- und Schalenform (6). Durch die vielfältigen Formen ist ein unterschiedliches Verhalten in der Primärstabilität (Festigkeit) zu erwarten. Diese ist der entscheidende Faktor, um eine dauerhafte Stabilität durch Osseointegration zu erreichen. Untersuchungen verschiedener Autoren zeigen, dass das Eindrehmoment (9, 11, 12) und die Form der Schale (4) die Primärstabilität bestimmen. Diesbezüglich liegen intraoperative Messungen (10, 17), Pull-out-Tests (9), Eindrehversuche bis zum Versagen (11, 12, 15, 18), Aushebeltests durch exzentrische Belastung oder Auskipppversuche (12) vor. Dazu wurden Versuche mit Schaummaterialien als Knochenersatz durchgeführt (9, 11, 12, 14, 15). Versuche mit Humanpräparaten bzw. intraoperativ vorgenommene Messungen ergaben starke Streuungen der Werte (15, 17) und schränken die Beurteilbarkeit ein. Die Schaummaterialien zeigen mehr Homogenität, sodass das rein mechanische Verhalten der Pfannen besser miteinander verglichen werden kann (12). Ziel dieser Arbeit war es, das Eindrehmoment von vier verschiedenen Schalen zu ermitteln. Anschließend wurden die Implantate aus den Schaumblöcken ausgekippt. Die Kriterien waren dabei die Bestimmungen des Eindreh- und des maximalen Auskippmomentes. Das Setzkriterium war das formschlüssige Einbringen der Schalen in den Schaum ohne weitere Vorspannung. Damit waren das Eindreh- und das Kippmoment voneinander unabhängige Variablen. Es wurde ferner untersucht, ob eine Korrelation zwischen Eindrehmoment und Auskippmoment besteht. Weiter sollten der Einfluss der Breite und die Anordnung der Spannut, das umschlossene Schaummaterial und die Gewindeoberfläche untersucht werden.

Material und Methodik

Vier verschiedene Schalen (Abb. 1a-d, Tab. I), (7) wurden durch Eindreh- und Auskipppversuche getestet:

- A: eine parabolische Schale, mit Flachgewinde – *Hofer-Imhof* (Abb. 1a)
- B: eine sphärische Schale, mit Säbengewinde – *Mecring* (Abb. 1b)
- C: eine sphärische Schale, mit Spitzgewinde – *Ultima* (Abb. 1c)
- D: eine konische Schale, mit Spitzgewinde – *Alloclassic Zweymüller CSF* (Abb. 1d)

Da die Nenngößen der Schalen untereinander nicht zu vergleichen waren, wurde der Außendurchmesser mit einer Schieblehre gemessen. Die Schalen waren aus Reintitan bzw. aus einer Titanlegierung. Es bestand eine Mittenrauheit (R_a) von 4 bis 6 μm , ausgenommen bei Pfanne B, mit blanker Oberfläche ($R_a < 1 \mu\text{m}$). Die Gewindeform war unterschiedlich, alle waren jedoch selbstschneidend. Die Breite der Spannut lag zwischen 3 mm und 12 mm (Tab. I). Die Oberfläche der Gewindegänge wurde unter Berücksichtigung dieser Unterbrechungen berechnet. Damit konnte die effektive lastübertragende Gewindeoberfläche ermittelt werden. Das Ausmaß des beteiligten Knochenvolumens wurde aus den Gewindeoberflächen mit den Spannuten und der Höhe der Gewindegänge berechnet. Der verwendete Schaum war aus Polyvinylchlorid (PVC) mit einer Dichte von 200 kg/m^3 (Herex C 70.200, Bolleter & Co, Arbon, Schweiz). Für die Prüfung wurden Blöcke von 102 mm x 102 mm x 50 mm gefertigt. Die Form der Schalen wurde durch Vermessung mit Radiuslehren bzw. Durchmesserermittlung bestimmt. Nach dieser Form wurden Formstähle geschliffen und damit das Schalenlager in den Schaum-

Tab. I: Charakteristika der Schalen und Gewinde.

Schale	A	B	C	D
Form	parabol	sphärisch	sphärisch	konisch
Außendurchmesser	54 mm	54 mm	54 mm	55 mm
Konuswinkel	ca. 40°			30°
Gewindeprofil	Flachgewinde	Säbengewinde	Spitzgewinde	Spitzgewinde
Gangzahl	eingängig	eingängig	eingängig	eingängig
Zahnreihen	12	10	9	22
Zahnlänge	12 mm	6 mm	12 mm	5 mm
Anzahl Gewindegänge	4	7–8	5	4
Steigung [mm]	5,0	3,0	3,5	4
Höhe der Gewindezähne [mm]	2,8	2,5	2,2	3
Material	Reintitan	Titanlegierung	Titanlegierung	Titanlegierung
Mittenrauheit (R_a)	4–5 μm	0,8 μm	4–6 μm	4–6 μm
Spannutbreiten [mm]	4	8,5–12	7	3
Spannutwinkel	neutral	neutral	positiv	positiv

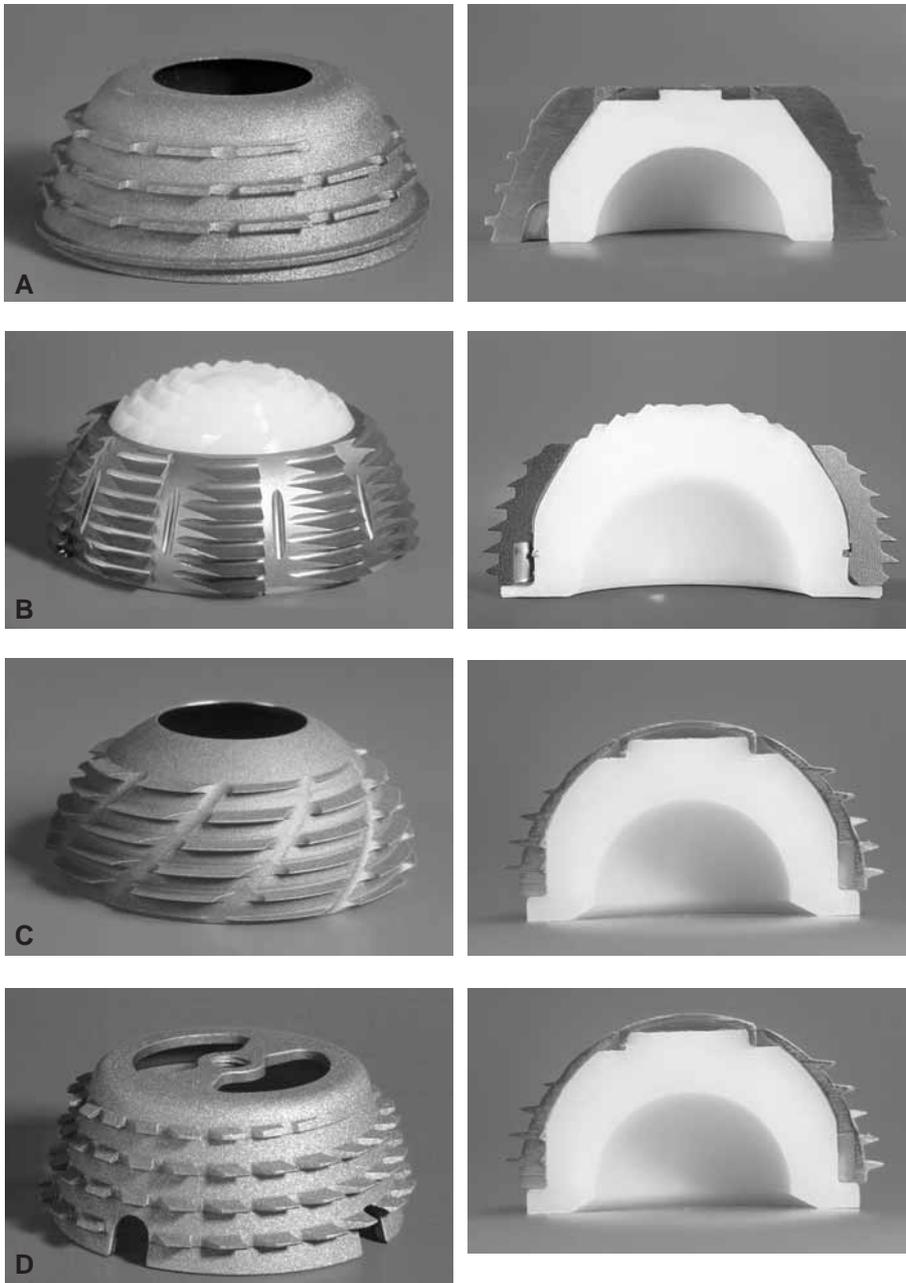


Abb. 1: Hofer-Imhof (A), Mecring (B), Ultima (C), Alloclassic Zweymüller CSF (D) Schraubpfannen.

blöcken ausgefräst. Durch eine um 0,2 mm tiefere Fräsung konnte der Kontakt mit dem Pfannenboden verhindert werden. Die Schaumblocke wurden in einem Metallrahmen, der 0,1 mm kleiner war, verklemmt, sodass der Druck des Schaumes für alle Versuche gleich war. Danach wurden die Schalen maschinell in den vorbereiteten Schaumblock zentriert vorgeschraubt. Der definitive Setzvorgang erfolgte manuell mit einem Drehmomentschlüssel ohne Andruckkraft. Die Pfannen wurden so weit eingedreht, bis die Oberkante bündig mit dem Schaumblock abschloss. Das Setzkriterium war das formschlüssige Einbringen der Schalen in den Schaum ohne weitere Vorspannung. Mit einem auf dem Drehmomentschlüssel angebrachten Schleppzeiger konnte das maximale

Drehmoment ermittelt werden. Die ersten Schaumblocke wurden auseinandergeschnitten, um das vollständige Eindringen der Gewindegänge zu prüfen. Um den Hebelarm an den Pfannen montieren zu können, war es erforderlich, für jede Schale eine spielfreie Innenaufnahme zu konstruieren. Der Metallrahmen mit fixiertem Schaumblock und der darin befindlichen Schale wurde vertikal in der Testmaschine Z 020 (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) befestigt. In einem Abstand von 62,75 mm von der Oberfläche des Schaumes bzw. der Pfanneneingangsebene wurden die Pfannen über den Hebelarm mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit der Traverse von 0,3 mm/min belastet und letztendlich ausgekippt. Der Auskippvorgang war beendet, sobald das

Tab. II: Ergebnisse (mit Mittelwerten und Standardabweichungen).

Schale	A	B	C	D
Gewindeoberfläche [mm ²]	842	963	1476	1428
Beteiligtes Knochenvolumen [mm ³]	2853	4790	4462	5721
Eindrehmoment [Nm]	89,0 ± 9,4	83,0 ± 6,3	113,0 ± 2,6	119,0 ± 3,9
Kippmoment [Nm]	78,4 ± 4,3	88,7 ± 3,8	117,5 ± 2,4	136,6 ± 4,7
Steifigkeit [Nmm ⁻¹]	242,6 ± 24,9	320,1 ± 57,8	325,5 ± 27,8	369,1 ± 29,6

aufgezeichnete Kraft-Weg-Diagramm das Kraftmaximum erreicht hatte und die Kraft auf 1% des ermittelten Maximalwertes abgefallen war. Alle Kraft-Weg-Diagramme zeigten einen ähnlichen Kurvenverlauf. Bei jedem Test war pro Kurve nur ein Gipfel zu sehen. Die Maximalkraft (N) wurde mit der Länge des Hebelarmes multipliziert und somit das größte Kippmoment (Nm) ermittelt. Zusätzlich konnte der Weg bis zur Erreichung des Maximums bestimmt werden. Für jeden Setzvorgang mit anschließender Auskippung wurde ein neuer Schaumblock verwendet. Die Wiederholungen für jeden Versuch erfolgten 10-mal, die Prothesen wurden zwischendurch mit einem Druckluftgebläse von anhängendem PVC-Schaum gereinigt. Die statistischen Auswertungen erfolgten mit dem Programm SPSS. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ festgelegt. Unterschiede zwischen den Messwerten wurden mit der einfaktoriellen Varianzanalyse und dem Kruskal-Wallis-Test auf Signifikanz untersucht, die Beurteilung der linearen Korrelationen geschah mit dem Spearman-Korrelationskoeffizienten (1).

Ergebnisse (Tab. II)

Die Oberflächenberechnung der Gewindegänge unter Berücksichtigung der Spannuten ergab für Schale A 842 mm², Schale B 963 mm², Schale C 1476 mm² und Schale D 1428 mm². Die Schalen C und D hatten gegenüber A und B signifikant größere Gewindeoberflächen. Hinsichtlich des Eindrehmomentes erreichte die Pfanne mit Flachgewinde (A) 89,0 Nm ($\pm 9,4$ Nm), die sphärische Pfanne mit Sägewinde (B) 83,0 Nm ($\pm 6,3$ Nm). Die sphärische Pfanne (C) mit Spitzgewinde erzielte 113,0 Nm ($\pm 2,6$ Nm) und die konische Pfanne mit Spitzgewinde (D) 119,0 Nm ($\pm 3,9$ Nm) (Tab. II). Die Werte von Schale A und C, A und D und B und C waren signifikant ($p < 0,001$) unterschiedlich und auch B gegen D, da der Wert von D größer als der von C ist (Tab. III). Es fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Schale A und B, genauso wenig wie zwischen C und D.

Die parabolische Schale (A) kippte bei 78,4 Nm ($\pm 4,3$ Nm), die sphärische Schale mit Sägewinde (B) bei 88,7 Nm ($\pm 3,8$ Nm) heraus. Die sphärische Schale mit Spitzgewinde (C) dislozierte bei 117,5 Nm ($\pm 2,4$ Nm), während dies bei der konischen Schale (D) erst bei 136,6 Nm ($\pm 4,7$ Nm) geschah. Zwischen allen Schalen bestanden signifikante Unterschiede ($p < 0,001$).

Der Korrelationskoeffizient zwischen Eindrehmoment und

Tab. III: Eindrehmoment und Pfannentyp.

	B	C	D
A	ns	*	*
B		*	*
C			ns

* = signifikanter Unterschied ($p < 0,05$),
ns = nicht signifikant ($p > 0,05$)

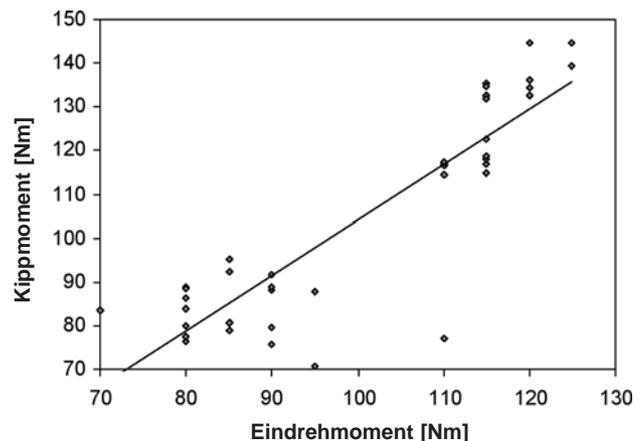


Abb. 2: Spearman-Korrelationskoeffizient zwischen Eindreh- und Kippmoment für alle Pfannen $r = 0,83$: (signifikanter linearer Zusammenhang, $p < 0,001$, einseitig).

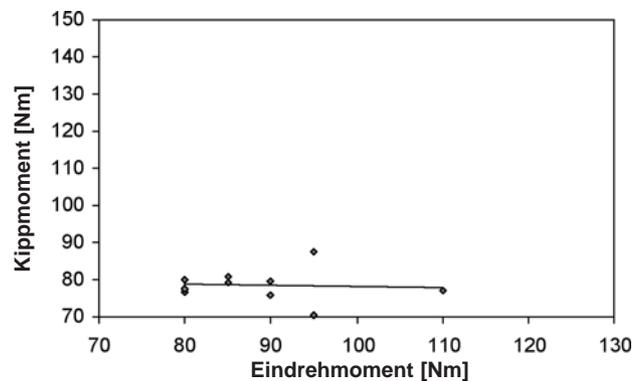


Abb. 3: Eindreh- und Kippmomente für die Hofer-Imhof Pfanne (A). Korrelationskoeffizient nach Spearman $r = -0,14$: (kein signifikanter linearer Zusammenhang, $p = 0,35$).

Auskippmoment wurde mit 0,83 (Abb. 2) für alle Implantate errechnet. Bei der Beurteilung der einzelnen Schalen ergibt sich ein Korrelationskoeffizient für Schale A von $-0,14$ (Abb. 3), Schale B 0,55 (Abb. 4), Schale C

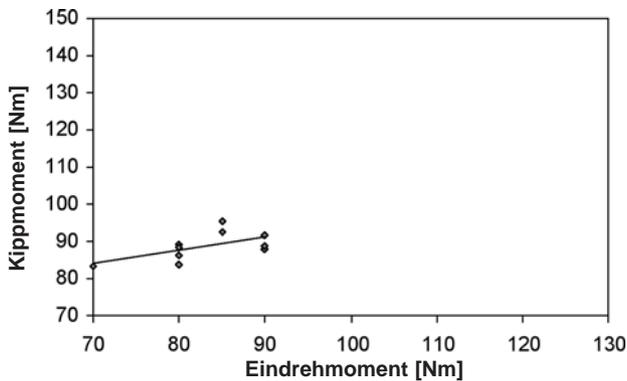


Abb. 4: Eindrreh- und Kippmomente für den Mecring (B). Signifikante Korrelation ($r = 0,55$, $p < 0,05$).

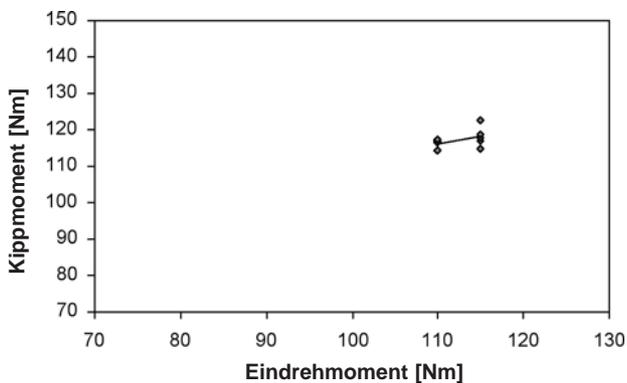


Abb. 5: Eindrreh- und Kippmomente für die Ultima Pfanne (C). Schwach signifikante Korrelation ($r = 0,50$, $p = 0,072$).

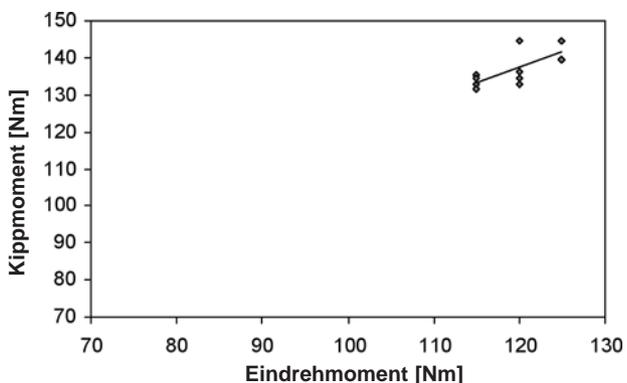


Abb. 6: Eindrreh- und Kippmomente für die Alloclassic Zweymüller CSF Pfanne (D). Signifikante Korrelation $r = 0,62$, $p < 0,05$.

0,50 (Abb. 5) und für Schale D 0,62 (Abb. 6). Ebenfalls wurde die Wegstrecke bis zur Erreichung dieses Gipfels ermittelt. Den niedrigsten Wert mit 4,6 mm hatte die sphärische Schale (B) mit Sägewinde, gefolgt von der parabolischen Schale (A) mit 5,2 mm und der sphärischen Schale mit Spitzgewinde (C) mit 5,8 mm. Den längsten Weg zeigte die konische Schale (D) mit 5,9 mm. Der Einfluss quantitativer Parameter (Zähne pro Gewindegang, Anzahl der Gewindegänge, Steigung, Höhe der Gewindegänge, Gewindegänge, Gewindegänge und Spannweite) wurde mit einem multiplen linearen Regressionsmodell analysiert. Demnach kann der Zusammenhang beim Eindrrehmoment allein durch Gewindegänge ($r = 0,80$) und Spannweite ($r = -0,33$) erklärt werden, beim Kippmoment durch Oberfläche ($r = 0,57$), Spannweite ($r = -0,27$) und Schaumstoffvolumen ($r = 0,44$). Mit zunehmender Spannweite nehmen die Momente ab (r negativ).

Diskussion

Stabilitätstests für zementfreie Hüftpfannen mit Schaummaterialien als Knochenersatz wurden bereits oftmals vorgenommen (2, 3, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 16). Für die Verwendung von Schaum spricht die Homogenität des Materials im Vergleich mit den unterschiedlichen Beschaffenheiten der biologischen Strukturen. Das verwendete Material sollte dennoch damit vergleichbar sein. Auch andere Autoren haben PVC-Schäume verwendet (11, 12). Klanke (11) zeigt in seiner Arbeit, dass der Herex® C 70.200 Schaum gut als Knochenersatz für experimentelle Schraubpfannenstudien geeignet ist. Um die Homogenität der Materialeigenschaften zu garantieren, wurden beim vorliegenden Versuch alle Blöcke aus derselben Materialplatte gefertigt. Die präzise Bearbeitung der Schaumblöcke erfolgte mit einer Oberfräse, da schon kleinste Unterschiede im Schalenlager die Primärstabilität beeinflussen können. Die Blöcke waren 0,1 mm größer als der Fixierungsrahmen. Dadurch wurde eine konstante Kompression im Material gewährleistet. Durch dieses Vorgehen konnte eine gute Reproduzierbarkeit erreicht werden, was sich in der niedrigen Standarddeviation von maximal 10,5% (Eindrrehmoment Schale A) zeigt. Es muss aber auch berücksichtigt werden, dass die Realität des In-vivo-Vorganges nicht dem Einschrauben ohne Vorspannung entspricht.

Die von Lör (15) an Humanpräparaten ermittelten Werte beim Mecring sind hinsichtlich des maximalen Drehmomentes mit den nunmehr durchgeführten Untersuchungen vergleichbar. Die von Refior (17) mit der PM-Schale intraoperativ bei Osteoarthrose ermittelten Werte entsprechen denen der konischen Pfanne bei den nunmehrigen Versuchen.

Um die Primärstabilität von Schraubpfannen zu bestimmen, wählte Kody (12) neben der Messung des maximalen Eindrrehmomentes das höchste Moment, das erforderlich ist, um die Schale aus dem Pfannenlager auszukippen. Er definierte das Setzkriterium als 80% des ermittelten Überdrehmomentes, bei dem es zum Versagen des Systems kam. Dazu kommt es, wenn die Schale am Pfannenboden ansteht oder die Blöcke brechen. Die Ursache des Versagens ist durch das Verhalten des Gewindes bedingt. Wenn nach Erreichen des Formschlusses weiter gedreht wird, entsteht Spannung im Gewinde- und Schalenlager. Durch das weitere Eindrrehen kommt es zur vermehrten Lastübertragung auf das Gewinde und letztendlich zum Überdrehen bzw. zum Versagen des Gewindelagers. Ein ähnliches Lastmuster liegt vor, wenn das Gewinde im Pull-out-Test geprüft wird. Die Schale wird dabei in der Ausziehrichtung belastet, und die Gewinde

sind wiederum lasttragend. Grundsätzlich können in Überdrehtests modifizierte Pull-out-Tests gesehen werden.

Klanke (11) beschreibt Kriterien, um das Eindrehverhalten von Schraubpfannen durch die genaue Interpretation der aus Eindrehmoment und Eindrehwinkel gebildeten Kurve zu bestimmen. Er definiert als Setzpunkt den Punkt, wo sich der Kurvengradient des reinen Eindrehmomentes zur Vorspannung ändert. Witzel (18) zeigt ähnliche Grafiken, aber mit steilerem Anstieg bis zum Versagen. Meist ist keine ausgeprägte Kurvenänderung zu beobachten. Zu berücksichtigen ist, dass dabei ein anderes Schaumstoffmaterial verwendet wurde.

Beim vorliegenden Versuch war der Setzpunkt so bestimmt, dass die Pfanneneingangsebene mit der Schaumoberfläche eben abschloss. Da das Setzkriterium das formschlüssige Einschrauben der Schalen in den Schaum ohne Vorspannung war, wurden in der vorliegenden Testanordnung das Eindrehmoment und das Kippmoment als zwei unabhängige Variablen betrachtet.

Die Schalen A, C und D sind Implantate, die weiterhin klinische Anwendung finden. Pfanne B wird aufgrund hoher Lockerungsraten nicht mehr verwendet. Da damit bereits Eindrehversuche an Humanpräparaten vorliegen (15), wurde diese Schale in den Versuchen mit berücksichtigt. In den Konstruktionsmerkmalen sollte ein Hinweis für das Versagen ermittelt werden. Bei der Betrachtung der Testergebnisse hinsichtlich des Eindrehens und Auskippens war diese vergleichbar mit Schale A. Da diese mittelfristig wesentlich bessere Ergebnisse zeigt (5), ist die Ursache für die schlechten Ergebnisse von Schale B in der blanken Oberfläche mit fehlendem knöchernen Einbau zu sehen (8).

Ein wesentlicher Faktor beim Vergleich der Schalen ist das verwendete Gewinde. Die getesteten Schalen hatten ein Flachgewinde (A), Sägewinde (B) bzw. Spitzgewinde (C, D), das beim Eindrehen fräsend (A) bzw. materialverdrängend (B, C, D) wirkt (6). Bei Betrachtung der Schalen zeigt sich, dass das Eindrehmoment bei den Schalen C und D signifikant höher war. Durch die unterschiedliche Wirksamkeit des Gewindeprofils hatten die Spitzgewinde der Schalen C und D die höchsten Eindrehmomente. Niedrigere Eindrehmomente wiesen die Schalen A und B auf. Ausgehend vom Gewindeprofil sollte das Sägewinde ein höheres Eindrehmoment als das Flachgewinde haben, da nur das Flachgewinde als selbstschneidendes Gewinde mit niedrigem Eindrehmoment anzusehen ist (6). Schale B mit Sägewinde und glatter Oberfläche hatte jedoch ein niedrigeres Eindrehmoment als Schale A. Die glatte Oberfläche von Schale B bewirkte durch den niedrigen Reibwert das niedrigste Eindrehmoment. Dies ist durch die glatte Oberfläche bedingt. Das Eindrehmoment reduziert sich z. B. bei polierten Schalen gegenüber der korundgestrahlten Oberfläche um ca. 45% (18). Im Verhalten des Eindrehens bestanden keine signifikanten Differenzen zwischen A und B bzw. C und D. Die Ergebnisse bestätigen damit die Funktionsweisen der Gewinde.

Die unterschiedlichen Ergebnisse mit Schraubpfannen bei Wechseloperationen können ebenfalls durch die Funktionsweise der Gewinde erklärt werden, wobei Flach- und Sägewinde als Transportgewinde, Spitzgewinde als

Fixationsgewinde zu bewerten sind (6, 10). Da bei Wechseloperationen oftmals ein Formschluss nicht erreicht werden kann, wird die Primärstabilität durch das Spitzgewinde gesichert.

Die durchgeführten Kippversuche entsprechen nicht der physiologischen Belastung, können jedoch pathologische Situationen, wie sie bei einem Impingement oder bei einem Trauma auftreten, simulieren. Im Vergleich mit den unter den gleichen Versuchsbedingungen durchgeführten Kippversuchen mit hemisphärischen Pressfit-Schalen ohne Gewinde zeigen diese deutlich niedrigere Kippmomente (13,3 Nm - 23,1 Nm) als die verwendeten Schraubpfannen (13).

Es ist zu erwarten, dass eine große Gewindeoberfläche verstärkt gegen das Auskippmoment wirkt. Mit zunehmender Gewindeoberfläche zeigte sich eine signifikante Zunahme des Eindrehmoments ($r = 0,66$), aber auch des Kippmomentes ($r = 0,77$; Abb. 7). Schale D (1428 mm²) und Schale C (1476 mm²) mit den höchsten Eindrehmomenten hatten auch die höchsten Auskippmomente (Tab. IV). Die Gewindeoberfläche kann daher als zusätzlicher Faktor der Primärstabilität angesehen werden. Zu berücksichtigen ist dabei, dass Schale C und D ein Spitzgewinde aufweisen.

Bei grundsätzlicher Betrachtung ist ein leichteres Auskippen eher bei einer sphärischen als bei einer konischen Schalenform zu erwarten. Bei konischen Formen wirkt die Kante am Pol der Schale gegen die Kippung. Die Ergebnisse der Auskippversuche zwischen der sphärischen (Schale C 117,5±2,4 Nm) und konischen Schale (Schale

Tab. IV: Gewindeoberfläche (mm²) und Kippmoment.

	B (963 mm ²)	D (1428 mm ²)	C (1476 mm ²)
A (843 mm ²)	*	*	*
B (963 mm ²)		*	*
D (1428 mm ²)			*

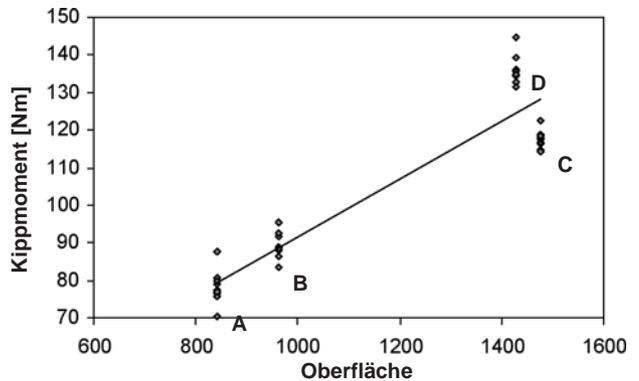


Abb. 7: Gewindeoberfläche und Kippmoment für alle Pfannen. Signifikante Korrelation ($r=0,77$, $p<0,001$).

D 136,6 ±4,7 Nm), die beide ein Spitzgewinde haben und hinsichtlich des Eindrehmomentes (Schale C 113 Nm, Schale D 119 Nm) weitgehend gleiche Ergebnisse hatten, waren signifikant unterschiedlich. Hier scheint als Hauptfaktor die Implantatform zu wirken.

Das Ergebnis der vorliegenden Studie kann auch durch die Anordnung der Spannuten bzw. Zahnreihen beeinflusst werden. Bei Schale A und B sind diese linear angebracht (Spannutwinkel 0 Grad), bei C und bei D positiv. Die Schalen mit linearem Spannutwinkel wiesen signifikant niedrigere Eindreh- und Kippmomente (86,0±8,3 Nm / 83,5±6,5 Nm) auf als Schalen mit positivem Spannutwinkel, die überlappende Gewindegänge haben (C und D 116,0±4,4 Nm / 127,0±10,5 Nm). Da letztere (C und D) zugleich die Schalen mit Spitzgewinde sind, besteht dieser signifikante Unterschied auch gegenüber Flachgewinde (A) und Sägewinde (B) bzw. ist vor allem dadurch bedingt.

Schale A und B mit geringen Kippmomenten haben große Spannutenbreiten mit einer Weite von 8,5 mm bis 12 mm. Schale D mit den höchsten Kippmomenten hat im Gegensatz dazu die geringsten Unterbrechungen mit 3 mm. Kody (1) kam zum Schluss, dass hohe Gewindegänge, die weit auseinander liegen und geringe Unterbrechungen aufweisen, die stärkste initiale Stabilität im Schaum haben.

Eine schwächere Korrelation ergab sich für das beteiligte Schaumvolumen (Eindrehmoment: $r = 0,46$, Kippmoment: $r = 0,76$). Die Schale D mit den höchsten Werten für die Kippstabilität (136,6 Nm) hatte auch das größte umschlossene Schaummaterial (5721 mm³). Die Schale B mit 4790 mm³ zeigt dagegen niedrigere Kippmomente (88,7±3,8 Nm). Die Schale C mit annähernd gleich viel umfasstem Schaummaterial wie Schale B (4462 mm³) hat dagegen eine signifikant größere Kippstabilität (117±2,4 Nm), sodass dem beteiligten Schaummaterial kein Einfluss zugesprochen werden kann.

Ein hohes Eindrehmoment, das eine hohe Reibung und Verdrängung zwischen Gewinde und Gewindelager darstellt, gewährleistet eine Sicherheit gegen die mechanische Lockerung. Mit niedrigem Eindrehmoment ist daher Vorspannung notwendig, um die Schale zu sichern. Die Vorspannung sollte jedoch nicht so groß sein, dass der Knochen zerstört wird bzw. Knochenresorption erfolgt. Ein Argument für ein niedriges Eindrehmoment ist der Wunsch des Operateurs, die Schale verklemmungsfrei und formschlüssig einzuschrauben und den Kontaktpunkt zu spüren, wenn die Schale den Formschluss erreicht hat und die Vorspannung beginnt. Bei der sphärischen Form steht die Schale nach Erreichen des Formschlusses polseitig an. Das Eindrehmoment steigt dann stark an. Bei der konischen Form kann bei ausreichender polseitiger Fräsung die knöcherne Pfannenwand komprimiert werden. Hier ist ein langsames Ansteigen des Eindrehmomentes zu erwarten.

Durch Vorspannung kommt Kraft auf die laterale, äquatorseitige Gewindeflanke und es tritt eine laterale Flächenpressung auf. Ausgehend vom reinen Formschluss ohne Vorspannung erhöht sich die kranio-laterale Flächenpressung durch Kippmomente. Bei Kippung besteht ohne Vorspannung und nur Formschluss eine niedrigere Steifig-

keit des Systems. Mit Vorspannung entsteht eine höhere Steifigkeit des Systems und damit ein höherer Widerstand gegen Kippung.

Mit der vorliegenden Untersuchung sind grundsätzliche Aussagen zum Eindrehverhalten und zur Kippstabilität möglich. Die Gewindeform bestimmt das Eindrehverhalten der Schraubpfannen. Die Eindrehmomente und die Kippmomente, die auf das Gewinde und die Schale einwirken, charakterisieren die Primärstabilität einer Schraubpfanne.

Fazit für die Praxis

Das Eindrehverhalten von Schraubpfannen wird wesentlich durch das Gewindeprofil bestimmt und beeinflusst die Primärstabilität. Diese ist für die Osseointegration von zementfreien Hüftpfannen wesentliche Voraussetzung.

Gewindeform und Implantatform beeinflussen die Kippstabilität der Schraubpfannen. Schalen mit Spitzgewinde haben ein signifikant ($p < 0,001$) höheres Eindrehmoment als Flach- oder Sägewinde.

Auch hinsichtlich des Auskipperhaltens haben die Gewinde signifikante Unterschiede ($p < 0,001$), zudem besteht dieser Unterschied zwischen sphärischer und konischer Implantatform.

Die größte Primärstabilität wird bei Verwendung des Spitzgewindes in Verbindung mit einer konischen Implantatform erreicht.

Danksagung

Die Autoren danken Dr. med. *Elmar Kißlinger*, Bad Abbach, für die statistischen Berechnungen und grafischen Darstellungen.

Die Untersuchungen erfolgten mit Unterstützung des Jubiläumsfonds der Österreichischen Nationalbank (Projektnummer 8662).

Von den Firmen Intraplant, Johnson & Johnson und Sulzer medica wurden die Implantate dankenswerterweise zur Verfügung gestellt.

Literatur

1. *Altmann, D. G.*: Practical statistics for medical research. Chapman and Hall, London, 1996.
2. *Adler, E., S. A. Stuchin, F. J. Kummer*: Stability of press-fit acetabular cups. *J Arthroplasty* 7 (1992) 295–301.
3. *Benjamin, J., T. Maxwell, J. Szivek*: The ability of various acetabular components to resist protrusion migration. *Orthopedics* 20 (1997) 307–310.
4. *Blömer, W., M. Ungethüm*: Überlegungen zum Pfannendesign. Sphärisch oder konisch? Gewinde selbstschneidend oder geschnitten? In: *E. Hipp, R. Grading, R. Ascherl* (Hrsg.) Die zementlose Hüftprothese. Demeter, Gräfeling (1992) 137–142.
5. *Effenberger, H., M. Weber, U. Dorn, H. Hofer*: Röntgenkriterien und radiologische Ergebnisse der Hofer-Imhof (H-I)-Schraubpfanne bei Erstimplantation. *Z Orthop* 135 (1997) 434–443.
6. *Effenberger, H., M. Imhof, U. Witzel*: Gewindedesign von Schraubpfannen. *Z Orthop* 139 (2001) 428–434.

7. *Effenberger, H., M. Imhof*: Zementfreie Hüftpfannen – Implantat-Atlas. Effenberger, Grieskirchen, 2002.
8. *Engh, C. A., W. L. Griffin, C. L. Marx*: Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg* 72-B (1990) 53–59.
9. *Favard, L., C. Bonnard, P. Burdin, P. Rosset, P. Bertrand, A. Queguiner*: Experimental study of the primary fixation of screw-ring acetabular components. *J Orthopaedic Surgery* 6 (1991) 228–232.
10. *Hackenbroch, M. H., H. Bruns*: Erfahrungen mit der zementfreien MR-Hüfttotalprothese. In: *B. Maaz, M. Menge* (Hrsg.) Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. Thieme, Stuttgart (1985) 120–126.
11. *Klanke, J., G. Hörmannsdörfer, K. Westermann*: Biomechanische Prüfung von Schraubpfannen. In *Effenberger* (Hrsg.) Schraubpfannen. Effenberger, Grieskirchen, 2003.
12. *Kody, M. H., J. M. Kabo, K. L. Markolf, F. J. Dorey, H. C. Amstutz*: Strength of initial mechanical fixation of screw ring acetabular components. *Clin Orthop* 257 (1990) 146–153.
13. *Kuhn, A., G. Scheller, M. Schwarz*: Primärstabilität zementfreier Press-fit-Hüft-Pfannen. In-vitro-Auskipppversuche. *Bio-med Tech* 44 (1999) 356–359.
14. *Litsky, A. S., S. G. Pophal*: Initial mechanical stability of acetabular prostheses. *Orthopedics* 17 (1994) 53–57.
15. *Löer, F., P. Kleine, O. Werner*: Experimentelle Untersuchungen des Implantationsverhaltens und der primären Festigkeit der Mecring-Hüftendoprothesenpfanne bei technisch verschiedenen Implantationsweisen. *Orthop Praxis* (1986) 473–480.
16. *Macdonald, W., L. V. Carlson, G. J. Charnley, C. M. Jacobsson*: Press-fit acetabular cup fixation: principles and testing. *Proc Inst Mech. Eng* 213 (1999) 33–39.
17. *Refior, H. J., R. Parhofer, M. Ungethüm, M. Blömer*: Special problems of cementless fixation of total hip-joint endoprotheses with reference to the PM Type. *Arch Orthop Trauma Surg* 107 (1988) 158–171.
18. *Witzel, U.*: Mechanische Integration von Schraubpfannen. Ein Beitrag zur hüftendoprothetischen Versorgung. Thieme, Stuttgart, 1996.

Anschrift für die Verfasser:
 PD Dr. med. Harald Effenberger,
 Rossmarkt 25, A-4710 Grieskirchen
 E-Mail: Effenberger@implantat-atlas.com

Buchbesprechung



„Strukturen und Funktionen begreifen“ Funktionelle Anatomie – therapierelevante Details
 Band 2 (LWS, Becken, Hüftgelenk und untere Extremität)
 Hochschild, J. (Hrsg.)
 Thieme, Stuttgart, 2002,
 gebunden, 367 Seiten, 754
 Abbildungen, € 49,95
 ISBN 3-13-112371-0



„Formen und Funktionen stehen in Wechselbeziehung, beeinflussen sich gegenseitig“ (*Hackenbruch* sen.), „Tätigkeit und betätigt werden sind Funktionen der Form“. Im vorliegenden Buch von *J. Hochschild*, Physiotherapeutin und Leiterin einer Physiotherapie-Schule, werden Beziehungen zwischen Form und Funktion transparent. Es handelt sich um den 2. Band einer zweibändigen Ausgabe, mit über 700 Abbildungen durchgängig illustriert, einem Sachregister und Literaturverzeichnis. Es ist nach Körperregionen – LWS, Becken, Hüftgelenk und untere Extremität – eingeteilt und innerhalb der jeweiligen Kapitel durch übersichtliche Zuordnung von Text auf der linken und Bildinformation auf der rechten Seite gut strukturiert. Jede Region wird weiter systematisch untergliedert nach klinisch-palpatorischer Erfassung, röntgenologischen Details, nach Knochen, Bändern, Durchblutung und neuralen Strukturen. Muskulärer Aufbau und Bewegungsabläufe werden dargestellt, einzelne Pathologien aufgeführt und praktische Tips eingestreut. So werden im Kapitel Lendenwirbelsäule, neben einem äußeren „regionalen Kataster“ in der Röntgenkurzbeschreibung lumbosakrale Winkel, Lordosewinkel, statische Achse, Assimilationsstörungen, Spondylylose, -listhesis und Retrolisthesis beschrieben; sehr instruktiv auch die Rekapitulation der knöchernen Anatomie mit Winkelangaben und Gelenkstellungen, Lumenveränderungen, dann die Analyse und Besonderheiten von Bewegungsabläufen. Im Kapitel Becken- und Hüftgelenk finden wir die gleiche Grundeinteilung wieder; darin enthalten ist auch

die Röntgenanatomie mit Neigungs- und Einstellungswinkeln im Kreuz-Steißbein-Bereich, Beckenabschnitt und Hüftgelenk; ausführlich wird die Beckenanatomie des Säuglings (Shenton-Menard, Hilgenreiner-Linie, AC- und CE-Winkel) dargestellt. Zahlreiche anatomische Details – sonst verstreut in verschiedenen anatomischen, röntgenologischen und klinischen Beschreibungen – sind hier systematisch zusammengetragen und bildlich gut unterlegt. Trendelenburg'sches und Dychenn'sches Hinken sind ebenso beschrieben wie die biomechanischen Berechnungen von *Pauwels* und die In-vivo-Messungen von *Bergmann*. Gut gegliedert, didaktisch und bildlich gut dargestellt ist das Kapitel Beckenboden einschließlich der Pathologien. Diesem mit 104 Seiten zweitgrößten Kapitel folgt auf 82 Seiten die Darstellung des Kniegelenkes, mit manueller Erfassung der Gelenkstrukturen, Röntgendarstellung incl. einzelner Beurteilungskriterien wie Patellastand, Blumensaatlinie, Facettenlinie, Sulcus- und Facettenwinkel, femuropatellare Dysplasie. Die Bewegungsanalyse und Biomechanik des Kniegelenkes, Untersuchungstechnik und Bandprüfung wird in der aktuell gebräuchlichen Weise geschildert. Zunächst erstaunt, dass das Kapitel Fuß mit 115 Seiten das umfangreichste ist. Zweifelsohne ist die aktuelle Bedeutung erkannt, z. B. im Zusammenhang mit neuropathischen Veränderungen, Charcot-Fuß, diabetischem Fuß und auch im Hinblick auf eine spezialisierte Fußchirurgie. Die systematische Abhandlung erfolgt nach Unterregionen wie Sprunggelenke, Fußwurzel, Mittelfuß und Zehengelenke. Der palpatorischen Erfassung folgt die Röntgenanatomie mit diversen Winkelangaben, Darstellung der verschiedenen Achsen und Bewegungsmöglichkeiten, die EMG-kontrollierte Muskelaktivität beim Gehen und die Statik und Druckverteilung unter Belastung. Text und Bildmaterial sind gelungen aufeinander abgestimmt und ergänzen sich; überhaupt ist die graphische Gestaltung erwähnenswert. Diese Bild-Text-Zuordnung und die systematische Gliederung macht es zum ausgezeichneten Nachschlagewerk. Es ist für den Physiotherapeuten ebenso interessant wie für den Orthopäden und den chirurgischen Tätigen.

G. F. Finkbeiner, Blieskastel