

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität
Klinikum Großhadern München
Direktor Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Janson**

**Biomechanische Untersuchungen des
Einschraubverhaltens und der
Primärstabilität zementfreier
Hüftpfannenimplantate**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Andreas Bürkner

aus
München

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

1. Berichterstatter: **Priv. Doz. Dr. C. v. Schulze Pellengahr**

2. Berichterstatter: **Prof. Dr. M. H. Schoenberg**

Mitberichterstatter: **Prof. Dr. H. Hertlein**

Prof. Dr. Dr. h.c. R. Putz

Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Herr Prof. Dr. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: **18.01.2007**

Inhaltsverzeichnis	Seite
1 Einleitung	5
1.1 Geschichtlicher Überblick	5
1.2 Biologische und biomechanische Grundlagen	8
1.3 Verankerung und Oberfläche zementfreier Hüftimplantate	9
1.4 Revisionseingriffe	12
1.5 Wahl der Knochenersatzwerkstoffe	14
1.6 Problemstellung	14
2 Material und Methode	16
2.1 Die Pressfitpfanne	16
2.2 Die Schraubpfanne	17
2.2.1 Die Gewindeform	18
2.2.2 Die Pfannenaußenform	19
2.3 Untersuchte zementfreie Hüftendoprothesen	20
2.4 Hartschaumblöcke als Implantatlager	21
2.5 Messstände	27
2.5.1 Messstand I	27
2.5.2 Messstand II	29
2.5.3 Messstand III	31
2.5 Versuchsdurchführung am Hartschaumblock	33
3 Ergebnisse	35
3.1 Ergebnisse am Hartschaumblock	35
3.1.1 Die Einschraub- und Überdrehmomente	35
3.1.2 Die Micromotions im Hartschaumblock	38
3.1.3 Die Messungen der Auspresskräfte und die Berechnung der Kippmomente ..	48
4 Diskussion	54
4.1 Primärstabilität von Schraubpfannen in Bezug auf die Drehmomente	54
4.2 Micromotions als Indikator für die Primärstabilität von Hüftendoprothesen	61
4.3 Kippmomente und Ausdrückkräfte als Indikator der Primärstabilität	65
4.4 Der Einfluss der Pfannenform auf die Primärstabilität	68
4.5 Einfluss der Gewindeform von Schraubpfannen auf die Primärstabilität	69
4.6 Einfluss der Implantatoberfläche auf die Primärstabilität	74
4.7 Einfluss des Pressfits von Pressfitpfannen auf die Primärstabilität	75
4.8 Beantwortung der eingangs formulierten Fragestellungen der Arbeit	76

5	Zusammenfassung	78
6.	Literaturverzeichnis.....	80
7.	Anhang: Tabellen und Abbildungen.....	86
8.	Danksagung.....	104
9.	Lebenslauf.....	105

1 Einleitung

1.1 *Geschichtlicher Überblick*

Das Bild der Orthopädie erlebt in seiner fast hundertjährigen Geschichte einen Wandel von der hauptsächlichlichen Behandlung von angeborenen oder infektiösen Schädigungen und Folgen von Mangelernährung zur Therapie von Sportverletzungen und Verschleißerscheinungen. Folgen demographischer Verschiebungen und veränderter Ansprüche an den Bewegungsapparat durch Sport, Adipositas und Fehlbelastungen stellen die Orthopädie vor neue Herausforderungen. Folgerichtig hat gerade die Endoprothetik eine rasante Entwicklung erlebt. Obwohl sich schon jetzt 90% aller Patienten mit dem Ergebnis über 15 Jahre zufrieden zeigen (Roder, 2003), bieten neue Entwicklungen weitere Möglichkeiten der Perfektion. Viele Materialien, Befestigungskonzepte und neue Technologien haben das Feld erweitert, aber auch unübersichtlicher gemacht. Gerade bei neuen Entwicklungen fehlen Langzeitbeobachtungen und objektivierbare Ergebnisse (Walker, 2000).

Die erste geschichtliche Erwähnung von endoprothetischen Vorläufern stammt aus dem Jahr 1890 und berichtet über Scharnierendoprothesen für Kniegelenke, Sprunggelenke, Handgelenke und Hüftgelenke aus Elfenbein. Der Berliner Chirurg Themistokles Gluck implantierte bei Gelenkstuberkulose, leider ohne Erfolg, Hüftköpfe aus Elfenbein mit Schrauben und Harzgemischen im Schenkelhals (Wessinghage, 2000; Zipple, 1975).

Das hier bearbeitete Konzept der zementfreien Implantation einer Totalendoprothese fand 1938 durch Wiles Einzug in die medizinischen Geschichtsbücher, der erstmals eine sphärische Acetabulumkomponente mit zwei Knochenschrauben befestigte (Blömer 1992).

Smith-Petersen publizierte 1939 über eine Vitallium-Kappe, die ohne Fixierung über den arthrotischen Hüftkopf gesteckt wurde (Smith-Petersen, 1939).

1951 kam durch McKee die Strategie einer geschraubten Pfannenfixation auf, indem er eine aus zwei Metallkomponenten bestehende Hüfttotalendoprothese verwendete, bei der die Endoprothesenpfanne über ein zentrales Gewinde im Acetabulum verankert und zusätzlich mit Verankerungsschrauben gesichert wurde.

Der Gedanke dieser eleganten, zementfreien Fixation wurde Anfang der 70er Jahre mit dem Einsatz verschiedener Materialien kombiniert. Dabei dienten zum einen Keramik (Lindenhof, Autophor) und zum anderen Kobalt-Chrom-Molybdän (Lord) als Werkstoff für diese

Schraubpfannen. Weiterentwickelt wurde bei diesen Modellen das Schraubkonzept dadurch, dass die Pfannen das Gewinde auf dem Pfannenkörper trugen (Effenberger, 2002).

Bei dem retrospektiv als experimentell zu bezeichnenden Einsatz von neuen Werkstoffen erwiesen sich viele als nicht tauglich, da insbesondere Schraubpfannen aus Polyethylen und kohlefaserverstärkten Kunststoffharzen hohe Lockerungsraten aufwiesen (Effenberger 2002; Santavirta 1991; Santavirta 1993), sodass dieses Verankerungskonzept wieder verlassen wurde.

Willert lenkte die Überlegungen in die noch heute aktuelle und relevante Richtung, dass mikroskopische Polyethylenabriebe zu Osteolysen im Implantatlager und schließlich zur aseptischen Lockerung der Prothese führen (Willert, 1990).

1980 fand Titan durch Parhofer und Mönch (Effenberger, 2002) mit seiner guten Biokompatibilität Einzug in die Endoprothetik als Schraubpfannen. Dessen Fähigkeit zur Osseointegration wurde ab Mitte der achtziger Jahre durch eine Mikrostrukturierung mit Korundstrahlung der Oberfläche, Beschichtung mit Titanplasma-spray oder Hydroxylapatit noch verbessert (Effenberger, 2002).

Weitere kleinere Verfeinerungen dieses Konzeptes wie die 2. Generation der Schraubpfanne München, die 1990 auf den Markt kam und zusätzlich mit einem am Polyethylen-Einsatz befestigten Titandeckel versehen war, prägten den Weg. Dadurch ließ sich ein direkter Polyethylen-Knochenkontakt vermeiden, der ursächlich mit einer aseptischen Implantatlockerung in Zusammenhang gebracht wird (Santavirta 1991; Santavirta 1993).

Eine parallele Entwicklung nahm das konkurrierende Verankerungskonzept der **Pressfitpfanne**. Hier werden die Oberflächenspannungen, die bei der Implantation von Pfannen in ein geringfügig kleineres Acetabulum entstehen, zur Primärstabilität genutzt. Experimentelle Erfahrungen mit verschiedensten Materialien, Keramik (Boutin, 1972), Kobalt-Chrom-Molybdän (Judetpfanne, 1975) und Polyethylen (Endler Pfanne, 1977) (Effenberger, 2002) führten zu der Entwicklung, dass reine Polyethylenpressfitpfannen wegen des nachteiligen direkten Polyethylen-Knochenkontaktes wieder verlassen wurden.

Da den Pressfitpfannen nur die Oberfläche für die Primärstabilität zur Verfügung steht, ist hier das Konzept der Oberflächenstrukturierung sowohl für die Stabilität als auch für die Osseointegration notwendig. Verschiedene Variationen der Oberflächenbeschichtung zeigte 1983 die Harris-Galante I Pressfitpfanne mit einem Titannetz, die PCA-Pfanne mit kleinen Kugeln (1984), die RM-Pfanne mit Titanpulver und Hydroxylapatit (1984), die CL Metallsockel-Pfanne mit einer Spongiosastruktur (1989), der Plasmacup S mit

Titanplasmaspray beschichtet (1992) oder die Balgrist-Pfanne mit einer korundgestrahlten Oberfläche (1987) (Effenberger, 2002).

Eine scheinbare Revolution der Endoprothetik, die Einführung von **Knochenzement** (Polymethylmetacrylat) zur Verankerung von Hüftendoprothesen durch Charnley im Jahr 1959, bremste die Weiterentwicklung von zementfreien Implantaten durch überzeugende Ergebnisse in der Primärstabilität und durch einfaches Handling bei der Implantation (Charnley, 1960).

Untersuchungen in den USA zeigten für Schraubpfannen der ersten Generationen eine höhere Lockerungsrate als bei den Pressfit- und zementierten Pfannen (Thomsen, 1995; Yahiro, 1995). Dies führte zur weitgehenden Abkehr von den Schraubpfannen in den angloamerikanischen Ländern. Ob dieses radikale Vorgehen gerechtfertigt ist, scheint fragwürdig, da Untersuchungen an der Zweymüller-Pfanne und Ergebnisse des Norwegischen Endoprothesenregisters (Havelin, 1995) über einen Zeitraum von über zehn Jahren auch langfristig gute Ergebnisse zu Schraubpfannen lieferten (Aigner, 1998; Delaunay, 1994).

So liegt der Schluss nahe, dass besonders bei Schraubpfannen Unterschiede im Design wesentliche Effekte auf die langfristige Stabilität des Implantats haben.

Klinische multizentrische Untersuchungen (Malchau, 2002) belegten eine Abhängigkeit der Lockerungsraten vom Prothesentyp.

Erst durch Langzeitbeobachtungen von zementierten Implantaten konnte die zementfreie Implantation wieder in den Blickpunkt des Interesses rücken. Zentrales Problem der zementfreien Implantate ist die aseptische Lockerung, die nach Mittelmeier vor allem Folge der Knochenresorption im Prothesenlager ist, die wiederum auf der mechanischen Reizung und auf Zementbrüche basiert (Mittelmeier 1980). Hirakawa sieht dagegen die Ursache der aseptischen Lockerung in granulomatösen Entzündungsreaktionen, die vom Abrieb des Implantates ausgehen und den Knochen erodieren (Hirakawa, 2004).

Unabhängig vom Konstruktionsprinzip zeigten sich **aseptische Lockerungsraten** von 7,2 % nach 10 Jahren für zementierte Schäfte und zementierte Pfannen bei der Charnley Prothese (Thomsen, 1995), bis zu 21,8 % nach 9 Jahren für zementierte Hüftpfannen alleine (Griss, 1982).

Langzeitstudien ergeben, dass sich die aseptische Lockerungsrate bei den Pfannen in den ersten fünf Jahren relativ gering hält und dann nach dem achten postoperativen Jahr exponentiell ansteigt. Dagegen nehmen die Lockerungsraten bei den zementierten Schäften jährlich konstant zu (Morscher, 1992; Sutherland, 1993). Auch Healy kam mit seinen

klinischen Studien zu dem Schluss, zementfreie Hüftendoprothesensysteme zu bevorzugen (Healy, 2002).

Obwohl die Osseointegration der zementfreien Implantate die aseptische Lockerungsrate geringer hält, kommen auch hier Lockerungen vor, sodass das schwedische Endoprothesenregister den zementfreien Hüftimplantaten eine durchschnittliche 10-Jahresüberlebensrate von 85 % zuweist (Malchau, 2002).

So ist auch heute trotz langjähriger Erfahrungen mit verschiedensten Verankerungskonzepten und Materialien, das Problem der aseptischen Lockerungsrate nicht vollständig gelöst.

Nichtsdestoweniger ist das Konzept der Hüftendoprothetik auch mit aktuellen Implantatzahlen von 180000 jährlich in Deutschland weiterhin im Aufschwung, der auch weitere Steigerungen um bis zu 50000 in den nächsten Jahrzehnten erwartet lässt (Eckardt, 1997).

1.2 Biologische und biomechanische Grundlagen

Grundlage für das biomechanische Verständnis von Endoprothesen ist die Osseointegration des Implantats. Damit ist die knöcherne Fixation des Implantats durch Einsprossen von Knochen trabekeln in die osteophile Implantatoberfläche gemeint.

Diese Osseointegration, also das direkte Einwachsen der Knochen trabekel ohne die Zwischenphase einer fibrösen Bindegewebsschicht, entspricht in etwa der primären Frakturheilung durch direkten Kontakt der Flächen ohne den bindegewebigen Übergang (Boutin, 1972; Morscher, 2001).

Wesentlich für die Osseointegration ist der Abstand zwischen dem Implantat und dem Knochenlager, den die Knochen trabekel zu überwinden haben. Harris definierte die maximal überwindbare Distanz mit 1 mm (Harris, 1984), wohingegen Jasty beim Hundeexperiment schon über Störungen in der Osseointegration ab einer Spaltbreite von 0,5 mm berichtete (Jasty, 1989).

Darüber hinaus können äußere Einflüsse, wie Infektionen, Röntgenstrahlung, Medikamente und Bewegungen im Implantatlager, zur Störung der primären Osseointegration führen. Morscher definierte diese kritischen Mikrobewegungen im Implantatlager, die zu einer Obstruktion kleinster Gefäße und damit zum Ausbleiben von Knochenwachstum führen, schon ab 50 Mikrometern (Morscher, 1992).

Morscher unterteilt die Osseointegration in drei Stadien (Morscher, 2001):

Stadium 1: In den ersten 4-8 Wochen nach Implantation kommt es zur knöchernen Inkorporation durch Einwachsen von Faserknochen in die Implantatoberfläche.

Stadium 2: Im Verlauf von weiteren 2-6 Monaten passt sich der Knochen durch Verstärkung des Knochengerüsts mit lamellärem Knochen an.

Stadium 3: In diesem Stadium findet das sogenannte Modelling und Remodelling statt, ein Prozess, der lebenslang anhält (Schenk, 1986). Je nach der Krafteinleitung kommt es zu Resorption und Verstärkung von bestehenden Knochenbälkchen.

Besonders durch das Stadium 3 wird klar, dass für die dauerhafte Implantation von Endoprothesen den präoperativen Verhältnissen entsprechende Druck- und Kraftverhältnisse nötig sind, da es sonst zum bindegewebigen Umbau des Knochens kommt.

1.3 Verankerung und Oberfläche zementfreier Hüftimplantate

Um die Haltbarkeit der Implantate, insbesondere bei jüngeren Patienten, zu verbessern und das Problem der aseptischen Lockerung zu vermeiden, wurden Prinzipien der zementfreien Verankerung entwickelt. Der verbindende Effekt des Zements soll durch Einwachsen von Knochentrabekeln in die Implantatoberfläche (Osseointegration) ersetzt werden und so eine dauerhafte Verbindung zwischen Implantat und Knochen erzielen.

Zwei Konzepte der zementfreien Implantation haben sich durchgesetzt; das Einbringen des Implantates mit einem Gewinde auf der Implantatoberfläche bei den Schraubpfannen und das Pressfitsystem, das ggf. mit zusätzlichen stabilisierenden Komponenten wie Schrauben, Flügeln oder Pegs verstärkt werden kann.

Essentiell für das dauerhafte und feste Einwachsen des zementfreien Implantates ist hierbei eine hohe postoperative Stabilität (**Primärstabilität**) (Rhineland, 1977). Da sich als Hauptverursacher der Prothesenlockerung Scher- und Zugspannungen in der Grenzzone zwischen Implantat und Knochenlager herausgestellt haben, gilt es diese besonders zu vermeiden (Weber, U, 1986).

Die für die Primärstabilität relevanten Kräfte ergeben sich in der Praxis zum einen durch die Reibung im Gleitlager als Dreh- und Kippmomente, zum anderen durch ein Impingement des Schenkelhalses am Pfannenrand als Kippmoment und durch Kräfte in Richtung der Hüftresultierenden.

Für die Primärstabilität eines Hüftpfannenimplantates spielen zwei wesentliche Faktoren die Hauptrolle: Zum einen die knöchernen Eigenschaften des Implantatlagere, dazu gehören Dichte und Struktur. Zum anderen sind die Eigenschaften des Implantates, also die äußere Form, das Material, die Oberflächenstruktur bzw. Oberflächenbeschichtung und eine eventuell notwendige zusätzliche Schraubenverankerung von entscheidender Bedeutung. Bei Schraubpfannen kommt zusätzlich der Form des Gewindes eine entscheidende Rolle zu.

Bei der äußeren **Pfannenform** kann man im wesentlichen zwischen sphärischen und konischen Pfannen sowie Mischformen unterscheiden.

Witzel definierte die optimale Pfanne als knöchern formschlüssig und elastisch, wobei die Steifigkeit des Implantates dem natürlichen Acetabulum entsprechen sollte. Die Verformungen im natürlichen Acetabulum liegen unter normaler Belastung im Prozentbereich (Witzel, 1996). Bei Hüftendoprothesen wird die Steifigkeit einerseits durch die Materialwahl und andererseits durch die Wanddicke bestimmt.

Seit den 80er Jahren haben sich Metalllegierungen auf Titanbasis für die **Materialwahl** der Implantate durchgesetzt. Diese zeichnen sich durch gute Gewebsverträglichkeit und Materialkonstante aus, die sich für lange und konstante Belastungen eignen (Lintner, 1986; Lintner 1988; Semlitsch, 1995). Insbesondere Titan-Aluminium-Legierungen wie die Ti-6Al-4V Schmiedelegierung und die vanadiumfreie Legierung Ti-6Al-7Nb (Protasul 100) finden häufig Anwendung (Eckardt, 1997).

Die **Implantatoberflächen** bei zementfreien Implantaten sollen durch ihre Struktur und Biokompatibilität ein Einwachsen der Knochentrabekel in die Implantatoberfläche (Osseointegration) ermöglichen; daher hatten glatte Oberflächen in der Endoprothetik keine Zukunft (Morscher, 2001). Bei modernen zementfreien Implantaten unterscheidet man grundsätzlich makroprofilierte oder makrostrukturierte Oberflächen und mikroprofilierte oder mikrostrukturierte Oberflächen (Blaschke, 1998). In beiden Fällen sollen so ein Einwachsen des Knochens und damit eine gute Sekundärstabilität gewährleistet werden. Die

Makrostrukturierung kann einerseits durch Aufbringen von 0,5 – 0,8 mm großen Strukturen wie Kügelchen auf die Oberfläche erreicht werden oder andererseits durch das Aufbringen von größeren Tetrapoden, wie bei der ESKA Pfanne. Mikroprofilierte Oberflächen kann man z.B. durch Metallfaser-Geflechte aus Titan mit einer Porengröße von 400 Mikrometern herstellen. Experimentell zeigte sich, daß eine mittlere Porengröße von 200-450 Mikrometern vorteilhaft für das Einwachsverhalten des Knochens ist (Jasty, 1989). Das Einwachsen des Knochens kann auch durch Grobstrahlen der Oberfläche mit Korund (Lintner 1986; Lintner 1988; Lintner 1992), der Behandlung mit Titanplasmaspray (porouscoated) oder porösen Oberflächen (z.B. Spongiosametall, Hydrocell) ermöglicht werden.

Makrostrukturierte Oberflächen werden allerdings schon beim Einbringen tiefer in den Knochen eingetrieben und lassen sich daher im Vergleich zu mikrostrukturierten Oberflächen im Revisionsfall erheblich schwerer wechseln (McClelland, 1986).

Strukturierte Oberflächen erlauben durch das Einwachsen der Knochen trabekel in das Implantat eine auf Adhäsion basierende Sekundärstabilität, die deutlich die Kipp- und Rotationsstabilität erhöht. Daher verschiebt sich der Schwachpunkt der Implantatfixation von der Knochen-Implantat-Grenze zum Knochen selbst (Bereiter, 1992; Morscher, 1989; Morscher 2001).

Die Idee mit bioaktiven Oberflächenbeschichtungen, wie Trikalziumphosphat und Hydroxylapatit, eine spaltfreie Primärfixation zu erreichen, wurde seit den 80er Jahren immer wieder verfolgt. Erst durch die Entwicklung der Plasmaspraytechnik können diese Beschichtungen in ausreichend dicker und stabiler Form auf die Implantate aufgebracht werden (Santavirta, 1993). Die Beschichtung mit Hydroxylapatit soll eine spaltfreie knöcherne Integration mit raschem Übergang in eine dauerhafte Sekundärfixation ermöglichen.

So kann man aus physikalischer Sicht die Möglichkeiten der Implantatfixation durch die verschiedenen Kraftschlussprinzipien einteilen:

1. das Reibschlussprinzip bei den Pressfitpfannen
2. das Formschlussprinzip bei den Schraubpfannen
3. das Stoffschlussprinzip bei den zementierten Pfannen

1.4 Revisionseingriffe

Den Revisionseingriffen wird in Zukunft durch den vermehrten Einsatz von Endoprothesen und durch demographische Verschiebungen eine größere Bedeutung zukommen. Durch aseptische und septische Lockerungen kommen mit Osteolysen und größeren Destruktionen schwierige Aufgaben auf den Operateur zu. Besonders wichtig ist die Wahl des richtigen Implantats für die individuell schwer zu beurteilbare Situation.

Folglich können Untersuchungen zur Primärstabilität von verschiedenen Hüftpfannen bei unterschiedlichen Defektsituationen des Acetabulums eine bedeutende Entscheidungshilfe für den Operateur sein. Grundsätzlich stellt sich die Frage nach dem zu verwendenden Verankerungssystem. Obwohl die zementierte Stabilität die höchste Primärstabilität bietet, werden zementfreie Systeme mit eventuell zusätzlichen Schraubverankerungen wegen der besseren langfristigen Ergebnisse bevorzugt (Mahomed, 1996; Wirtz, 1997). Reinen Pressfit-Pfannen wird wegen des knöchernen Defekts des Implantatslager und der damit verringerten Knochensubstanz eine geringere Primärstabilität zugesprochen. Eine vergleichsweise höhere Primärstabilität wird speziellen Revisionspfannen mit ovaler Außenform zugeschrieben.

Die gebräuchlichste Klassifikation für Defekte am Acetabulum der Hüfte ist die Klassifikation nach Paprosky (Paprosky, 1994):

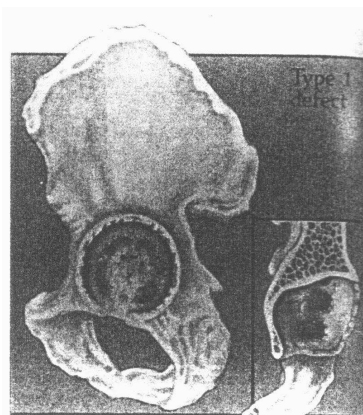


Abbildung 1.4-1 Typ 1 Pfanne mit intaktem Rand, keinen größeren Osteolysen des Os ischii und der Köhlerschen Tränenfigur (aus Paprosky, 1994).

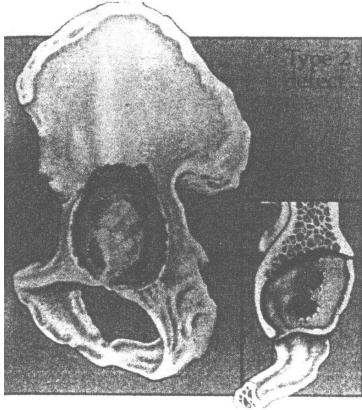


Abbildung 1.4-2 Typ 2 Pfanne mit kranialem Knochenverlust, moderaten Osteolysen des Os ischii und der Köhlerschen Tränenfigur (aus Paprosky, 1994).

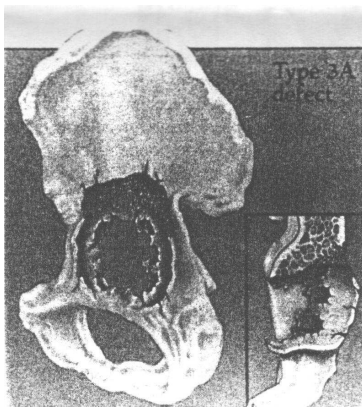


Abbildung 1.4-3 Typ 3A Pfanne mit schwerwiegendem Knochenverlust kranial, verursacht durch Implantatwanderung von mehr als 2 cm nach kranial. Ausgeprägte Osteolyse kaudal am Sitzbein (aus Paprosky, 1994).

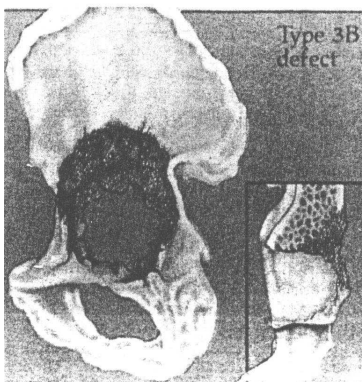


Abbildung 1.4-4 Typ 3B Pfanne mit schwerwiegender kranialer und kaudaler Knochendestruktion. Der Ring kann ein Implantat nicht abstützen und ist nicht für ein knöchernes Einwachsen in die Implantatoberfläche geeignet (aus Paprosky, 1994).

1.5 Wahl der Knochenersatzwerkstoffe

Bei experimentell gewonnenen Ergebnissen von Primärstabilitäten von Hüftendoprothesen an Leichenacetabuli ergibt sich zwangsläufig das Problem, ob die Ergebnisse auf Grund der individuellen Variationsbreite der biomechanischen Eigenschaften der Acetabuli repräsentativ sind.

Das Elastizitätsmodul von Leichenknochen als Materialkonstante variiert nicht nur intraindividuell an verschiedenen Stellen des Acetabuli, sondern auch interindividuell durch den Grad der Kalzifizierung des Knochens. Diese Streubreiten können auch zur Folge haben, dass unterschiedliche Pfannen bei unterschiedlichen Knochenverhältnissen verschiedene Ergebnisse haben.

Den intraindividuellen Variationen liegen unterschiedliche Ausprägungen der Sklerosierung im Acetabulum zu Grunde. Die physiologische Belastung des menschlichen Acetabulums führt zu einer Sklerosierung der kranialen und dorsalen Anteile. Dieser härtere Anteil des Knochens kann beim Einbringen der Pfanne zu einer Verschiebung nach kaudal und ventral führen. Auch dieser Effekt ist sowohl vom Implantat als auch vom individuellen Patientenknochen abhängig.

Um reproduzierbare Ergebnisse zu gewinnen, hat sich der Einsatz von Polyurethanschäumen oder Holz bewährt. Die biomechanische Eigenschaften sind bekannt, und für alle Pfannen und Versuchsserien gelten gleiche Bedingungen. Fraglich ist folglich nur die Übertragbarkeit von den experimentellen Ergebnissen auf die Verhältnisse im menschlichen Knochen. Berücksichtigt muss jedoch werden, dass die oben genannten individuellen Unterschiede und die daraus resultierenden Effekte auf die Stabilität der Implantate nicht widerspiegelt werden.

1.6 Problemstellung

Unter Zugrundelegung der aufgezeigten Fakten erscheint die Untersuchung der Primärstabilität von zementfreien Pfannen als eine interessante Fragestellung.

Bruns ermittelte in situ die Torsionsmomente, die beim Einschrauben zementfreier Schraubpfannen auftraten (Bruns, 1986). Diese verglich er mit den Lockerungsmomenten

dieser Pfannentypen in Abhängigkeit von der Pfannengröße. Sowohl die Anzugsmomente als auch die Lockerungsmomente stiegen mit zunehmender Pfannengröße an.

Litsky führte exzentrische Belastungsversuche bei zementierten Hüftpfannen, Schraubpfannen sowie Pressfitpfannen mit und ohne zusätzliche Schraubenfixierung in vitro durch (Litsky, 1994). Die Versuchsplanung umfasst neben einer Belastung mit einer kontinuierlich steigenden Kraft auch eine zyklische Belastung mit 2 Hz. Dabei zeigte sich, daß die Primärstabilität der zementierten Pfannen am höchsten war, gefolgt von den Schraubpfannen, den mit zusätzlichen Schrauben fixierten Pressfitpfannen und den Pressfitpfannen ohne zusätzliche Fixierung

Im Rahmen dieser Arbeit sollen nun die folgenden Fragen geklärt werden:

1. Wie groß sind die Drehmomente, die zum Einschrauben und Überdrehen der verwendeten Schraubpfannen notwendig sind, und welche Werte sind aus Sicht des Operators wünschenswert ?
2. Wie groß sind die Micromotions als Maß für die Primärstabilität der untersuchten zementfreien Schraub- und Pressfitpfannen ?
3. Welche Primärstabilität gegenüber Kippmomenten zeigen die untersuchten zementfreien Schraub- und Pressfitpfannen ?
4. Wie verändert sich die Primärstabilität der untersuchten zementfreien Schraub- und Pressfitpfannen im Revisionsfall bei Pfannendefekten verschiedener Ausprägung ?

2 Material und Methode

2.1 Die Pressfitpfanne

Das Pressfitprinzip beruht auf der Verankerung eines steifen Körpers in einem elastischen unterdimensionierten Körper. Pressfitpfannen sind so konstruiert, dass sie durch einen gegenüber dem Acetabulum leicht überdimensionierten Außendurchmesser eine Verklebung im Knochen erreichen. Zusätzlich leitet der abgeflachte Pol der Pfanne (Abb. 2.1-1) die Kraft, die auf die Pfanne wirkt, von den Rändern der Pfanne auf die gesamte Oberfläche um (Morscher, 2001).

Durch axiale Belastungen im Rahmen des sogenannten „Settling-Prozesses“ wird das Pressfit und damit auch die Stabilität verbessert (Morscher 2001). Hierbei erhöht der axiale Druck durch die alltägliche Belastung und durch eine dynamische Stabilisierung die Stärke und die Ausdehnung des Flächendruckes auf der Implantatoberfläche (Widmer, 1997). Diese Erfahrungen wurde sowohl von Jasty im Tierexperiment als auch indirekt bei Langzeitbeobachtungen der Harris Galante Pfanne bestätigt, da das knöcherne Anwachsen in der Nähe von Verankerungsschrauben am intensivsten ausgeprägt ist (Jasty, 1989; Jasty 1994).

Um die Abstände zwischen Knochen und Implantat auch am Pfannenpol möglichst gering zu halten und so die Osseointegration zu ermöglichen, haben heutige Pressfitpfannen eine radiale Exzentrizität bei unverändertem Krümmungsradius (Abb. 2.1-1), wodurch sich die o.g. Polabflachung ergibt. Damit erhöht sich die direkte Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat auf über 80 % der Gesamtoberfläche (Morscher, 2001).

Da jedoch die primäre Stabilität von Pressfitpfannen durch die plastische Verformung und der von Wolff beschriebenen biologischen Aktivität des Knochens als Reaktion auf veränderte mechanische Beanspruchung abnimmt, ist eine um so höhere Primärstabilität nötig, um die Ausbildung einer Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Knochen zu verhindern (Bereiter, 1992; Krause, 1998).

Es ist also notwendig, einen konstanten Druck zwischen Implantat und Knochen zu erzeugen, damit die Osseointegration stattfinden kann (Morscher, 2001). Bei den Pressfitpfannen wird der Dauerdruck zum einen durch die Vorlast beim Einbringen erzielt, zum anderen durch die exzentrische Außenform, die den Druck auf die gesamte Oberfläche verteilt.

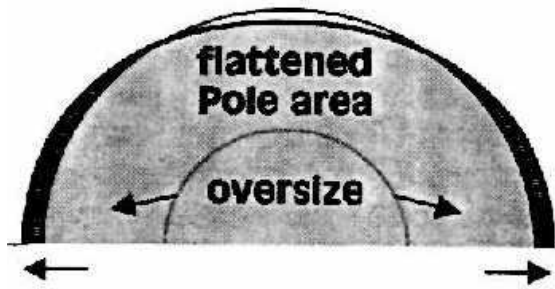


Abbildung 2.1-1 Vergleich der überdimensionierten Außenform mit abgeflachtem Pol gegenüber dem gefrästen Acetabulum (aus Morscher, 2001).

2.2 Die Schraubpfanne

Schraubpfannen gewinnen den Großteil ihrer Primärstabilität aus dem der Implantatoberfläche außen angelagertem Gewinde. Hierbei spielt die Form des Gewindes neben der Implantatoberfläche eine entscheidende Rolle für die Kräfteverhältnisse beim Einbringen der Pfanne, ebenso wie für die weitere sekundäre Stabilität.

Aus Sicht des Operators sind ein großer Drehmomentanstieg über mehrere Umdrehungen sowie ein progressiver Anstieg kurz vor dem festen Pfannensitz als deutliches Signal für das Einschraubende wünschenswert (Witzel, 1996). Gleichzeitig bietet die Überdrehreserve einen Schutz vor dem Überdrehen des Gewindes.

Auch die Primärstabilität der Schraubpfanne profitiert vom Pressfiteffekt, der durch das Einschrauben der Pfannen erzeugt wird. Die Vorschubkraft des Gewindes liefert hier die nötige Radialkraft (Karas, 1994). Hierbei ist nun die Außenform der Pfanne von entscheidender Bedeutung, da konische Pfannen ein Pressfit über die gesamte Außenfläche des Implantates verteilen können (Blömer, 1992), während sich bei sphärischen Pfannen die Kraft am Äquator konzentriert und zum Pol hin abnimmt. Die erreichte Vorspannung liegt dabei bei den sphärischen Schraubpfannen etwa um den Faktor 2,5 niedriger als bei konischen Schraubpfannen (Ungethüm, 1986). Des Weiteren können konische Pfannen durch ihre Außenform Kippmomente und tangentialen Scherkräfte besser kompensieren als sphärische, da hier eine direkte Weiterleitung der Kräfte über die Gewindeflanken an das Implantatlager erfolgt (Ungethüm, 1986).

2.2.1 Die Gewindeform

Folglich kommt der Konfiguration des Gewindes eine starke Bedeutung sowohl für die Primärstabilität des Implantates als auch für die Vergrößerung der Oberfläche des Implantats zu (Ungethüm, 1986).

Die verschiedenen Gewindeformen können einerseits durch ihre Form im Querschnitt nach Effenberger und Imhof unterteilt werden, wobei schon Rückschlüsse auf die biomechanischen Eigenschaften des Implantates möglich sind (Effenberger, 2002). Des Weiteren können Untergruppen durch die Form der Gewindespitze und der Neigung des Gewindes gebildet werden:

- Spitzgewinde: Schneidender Gewindevorschub, ggf. Verklemmung, Reibungseffekt, hohe Einschraubmomente, hohe Kippstabilität.
- Trapezgewinde: Nachteil des Verklemmens.
- Sägengewinde: keine einheitliche Charakterisierung möglich.
- Flachgewinde: Knochenverdrängung, nur geringe Zunahme des Einschraubmomentes durch größer werdenden Gewindedurchmesser.
- Rundgewinde: für Endoprothetik nicht geeignet.
- kombinierte Gewinde: keine generellen Aussagen möglich.

Blömer stellt eine Beziehung zwischen dem erreichten Drehmoment und dem Verhältnis zwischen den mit dem Knochen im Kontakt stehenden Gewindeflächen und dem Volumen des von den Gewindegängen umgebenen Knochens her (Blömer, 1992).

Witzel gewann aus histologischen Untersuchungen von Schraubpfannen die Erkenntnis, dass lediglich 10-14 % der Implantatoberfläche mit Knochen bedeckt seien (Witzel, 1996). Effenberger et al. veröffentlichte anlässlich des XVI. Münchner Symposiums für experimentelle Orthopädie in Berlin am 12.2.1994 Ergebnisse, die die knöcherne Integration des Knochens an den kranialen Gewindegängen hauptsächlich medial und an den kaudalen hauptsächlich lateral beobachten.

Für die Ausbildung einer Osseointegration sind konstante Druckbelastungen nötig, während es bei Scher- oder Zugkräften zur Ausbildung einer nicht stabilisierenden Bindegewebsschicht kommt (Griss, 1975; Griss, 1977). Auch hier kommt der Konfiguration

des Gewindes eine besondere Bedeutung zu, da dieser Effekt in erster Linie bei sphärischen Implantaten an den kaudalen Gewindegängen vorkommt.

2.2.2 Die Pfannenaußenform

Die Außenform von Schraubpfannen ist ebenso von entscheidender Bedeutung für die biomechanischen Eigenschaften des Implantats. Grundsätzlich kann man zwischen sphärischen, konischen und Mischformen unterscheiden (Witzel, 1996). Bei den Mischformen sind alle Varianten von paraboloiden, kegelförmigen und zylindrischen Formen denkbar.

Es ist wünschenswert, durch einen minimalen Einsatz von Material die vorgegebene Elastizität des Acetabulum so wenig wie möglich zu verändern. Ebenso sollte nach Ansicht von Trepte durch möglichst sparsames Ausfräsen des Acetabulums der Knochenverlust, insbesondere am subchondralen Sklerosesaum minimiert werden (Trepte, 1986). Dies ist bei den sphärischen Pfannen gut zu realisieren, da sie sich durch die geometrische Ähnlichkeit der Außenform zur Fascia lunata beim Auffräsen sehr knochensparend verhalten.. Zusätzlich können bei sphärischen Pfannen nach der Fräsung noch Korrekturen der Stellung bezüglich Antetorsion in Inklination getätigt werden, was bei den konischen Pfannen durch die definierte Außenform nicht möglich ist (Witzel, 1996).

Ein weiterer Unterscheidungspunkt der Form von Schraubpfannen ist der offene oder geschlossene Pfannenboden. Bei offenen Pfannenböden ist die visuelle Kontrolle des Pfannensitz zum Implantatlager am Boden möglich und es können eventuell auftretende Hohlräume mit autologer Spongiosa aufgefüllt werden.

Mit der Einführung von zusätzlichen Metalldeckeln, die den Pfannenboden verschließen und damit einen direkten Kontakt zwischen Polyethyleninlay und Knochen verhindern, konnte das Risiko der polyethylen-induzierten Osteolysen, ein Nachteil der offenen Pfannenböden verringert werden.

2.3 Untersuchte zementfreie Hüftendoprothesen

Bei der Auswahl der zu untersuchenden Pfannen wurde einerseits auf eine repräsentative Wahl in Bezug auf die Marktanteile in Deutschland Wert gelegt. Andererseits sollten auch neue Pfannenentwicklungen einbezogen und numerisch vergleichbare Gruppen zwischen Schraub- und Pressfit-Pfannen gebildet werden:

<u>Schraubpfannen</u>	<u>Hersteller</u>	<u>Marktanteil in %</u>
Bicon Plus	(Endo Plus)	11,4
Allo Classic	(Zimmer, ehemals Centerpulse)	5,2
Schraubring SC	(Aesculap)	5,0
Variall	(Zimmer, ehemals Centerpulse)	3,3
Hofer Imhof	(Intracorp)	2,5
Schraubring München II	(Aesculap)	1,2
Ultima	(Johnson&Johnson)	0,5
<u>Pressfitpfannen</u>		
Trilogy	(Zimmer)	9,9
Plasmacup SC	(Aesculap)	7,9
Allofit	(Zimmer, ehemals Centerpulse)	7,8
RM Pfanne	(Mathys)	5,1
Spreizpfanne CLS	(Zimmer, ehemals Centerpulse)	2,7
Fitmore	(Zimmer, ehemals Centerpulse)	2,5
CL Metallsockel	(ESKA)	2,4

Tabelle 2.3-1 Geschätzter Marktanteil zementfreier Hüftendoprothesenpfannen in Deutschland mit relevantem Marktanteil.

Im einzelnen wurden folgende Implantate in dieser Studie untersucht:

Sphärische Schraubpfannen:

1. Schraubring München II (Aesculap)
2. Schraubring SC (Aesculap)
3. Ultima (Johnson & Johnson)
4. Lamella (Zimmer, ehemals Centerpulse)
5. Zintra (Zimmer)

Konische Schraubpfannen:

1. Bicon plus (Parabole Aussenform) (Endo plus)
2. Hofer Imhof (Intracorp)
3. Alloclassic (Zimmer, ehemals Centerpulse)
4. Variall (Zimmer, ehemals Centerpulse)

Pressfitpfannen:

- | | |
|--------------------|-------------------------------|
| 1. Plasmacup SC | (Aesculap) |
| 2. Metallsockel CL | (ESKA) |
| 3. Allofit | (Zimmer, ehemals Centerpulse) |
| 4. Fitmore | (Zimmer, ehemals Centerpulse) |
| 5. Trilogy | (Zimmer) |
| 6. Monoblock | (Zimmer) |

Tabelle 2.3-2 Geprüfte Pfannenimplantate und ihre Hersteller

Das jeweilige Datenblatt der einzelnen Pfannen und die fotografische Ansicht sind im Anhang unter den Tabelle 9-1 bis 9-15 und den Abbildungen 9-1 bis 9-15 dargestellt.

Es wurde für alle Pfannen eine einheitliche Größe für Acetabuli mit 50 mm Innendurchmesser im aufgefästen Zustand festgelegt, um einerseits eine vergleichbare Konstante für alle Implantate festzulegen, andererseits wurde von den Herstellern bestätigt, dass dies die meist verwandten Größen sind.

Bei Schraubpfannen entspricht diese Größe in etwa dem Außendurchmesser der Pfannen, wohingegen Pressfitpfannen einen größeren Außendurchmesser zwischen 51 und 52 mm haben.

2.4 Hartschaumblöcke als Implantatlager

Aufgrund der offensichtlichen Schwierigkeiten, genug humane Acetabuli für diese Versuchsreihen zu gewinnen, und der angesprochenen individuellen Varianz der Knochen ist die Suche nach einem geeigneten Ersatzwerkstoff, der in großen Mengen verfügbar ist und auch den biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Knochen nahe kommt, unabdingbar. Verschiedene etablierte biomechanische Labors (Aesculap, Tuttlingen; Zimmer, ehemals Centerpulse, Freiburg; Zimmer, Kiel) haben schon günstige Erfahrungen mit dem Knochenersatzwerkstoff Hartschaumblöcke aus hochvernetztem PVC Hartschaum (Herex[®] C70, C.70.200 Blöcke 48 mm x 1600 mm x 0,750 mm) gewonnen. Dieser lässt sich problemlos in der benötigten Größe und Stückzahl beschaffen und liefert mit folgenden Materialkennwerten gute Voraussetzungen für Experimente mit Knochenersatzwerkstoffen:

Druckfestigkeit senkrecht zur Plattenebene	4,8	N/mm ²
E-Modul (Druck) senkrecht zur Plattenebene	260	N/mm ² = 0,26 GPa
Zugfestigkeit in Plattenebene	6,2	N/mm ²
E-Modul (Zug) in Plattenebene	180	N/mm ²
Schubfestigkeit	3,5	N/mm ²
G-Modul	75	N/mm ²
Schubbruchdehnung	35	%

Tabelle 2.4-1 Materialkennwerte des verwendeten Knochenersatzwerkstoffs aus vernetztem PVC-Hartschaum

Zieht man als Materialkonstante das E-Modul zum Vergleich zwischen menschlichen Knochen und dem Herex C70 heran, so fällt zuerst eine deutliche Streubreite der Knochenwerte in der Literatur auf:

Autor	Probe	E-Modul (GPa)
Choi 1990	subchondral Tibia, Mikrostruktur, Dreipunktbiegeversuch	1,15 (0,62-1,88)
Choi 1990	trabekulär Tibia, Mikrostruktur, Dreipunktbiegeversuch	4,59 (3,27-10,58)
Choi 1990	kortikal Tibia, Mikrostruktur, Dreipunktbiegeversuch	5,44 (3,07-7,63)
Kuhn 1989	kortikal Os ilium, Mikrostruktur, Dreipunktbiegeversuch	4,77
Kuhn 1989	trabekulär Os ilium, Mikrostruktur	3,71
Sedlin 1966	kortikal Femur	15,8
Sedlin 1966	kortikal Femur	15,8
Yamada 1970		15,7
Currey 1975		15,7
Yang 1982		14,4
Choi 1990		15,2
Gebauer 1990	Kortikalis	7,848-8,339
Gebauer 1990	Spongiosa	0,687-3,924
Knauss 1981	Kortikalis prox. Femur	14 – 23
Knauss 1981	Spongiosa prox. Femur	0,18 - 1,08

Tabelle 2.4-2 E-Modul des humanen Knochens laut Literatur (1000 N/mm² = 1 GPa).

Dieser Varianz liegen mehrere Ursache zu Grunde: Einerseits gibt es deutliche Unterschiede durch die verschiedenen Messverfahren, die teils nur einzelne Trabekel testen, teils ganze Kortikalisstücke und durch das Alter bzw. der damit einhergehenden Osteoporose der Patienten. Andererseits gibt es eine intraindividuelle Streubreite, die sich durch Unterschiede im Entnahmeort, dem Unterschied zwischen Kortikalis und Spongiosa und der Ausrichtung in

den drei Raumkoordinaten, welche deutlich in den Untersuchungen von Knauss werden, ergibt (Knauss1981).

Es wurden bisher noch keine Bestimmungen von E-Modulen am acetabulären menschlichen Knochen vorgenommen.

Wie aus der obigen Tabelle entnommen werden kann, liegt der Wert für das E-Modul des Herex C70 im unteren Bereich der veröffentlichten E-Moduli für den menschlichen Knochen.

Jedoch ist das E-Modul nicht die einzige Materialkonstante zur Bewertung der biomechanischen Eigenschaften, da ebenso die Härte und das Kompressionsmodul eine Rolle bei der Implantatverankerung spielen. Das Kompressionsmodul berücksichtigt Verformungen unter Druck in allen Dimensionen, wohingegen das E-Modul nur von einer eindimensionalen Druckänderung ausgeht. Zusätzlich kommt es bei der Implantation von Hüftendoprothesen auch zu einer plastischen Verformung.

Daraus resultieren folgende Nachteile für polymere Kunststoffe:

- Es ist nicht gesichert, ob sich die im Kunststoff gewonnene Ergebnisse auf die Verhältnisse im menschlichen Knochen übertragen lassen.
- Polymorphe Skleroseverhältnisse im Acetabulum werden durch die homogene Struktur des Kunststoffs nicht wiedergegeben. Die durch die alltägliche Drucklast im Acetabulum verstärkte Sklerose kranial und dorsal führt hier zur Verhärtung und Verdickung der Wand.

Um zu überprüfen, ob im Kunststoff gewonnene Ergebnisse den klinischen Alltag widerspiegeln, wurden im Klinikum Großhadern gewonnenen intraoperativen Werte mit den experimentellen verglichen. Hierbei wurden intraoperativ gemessene Drehmomente bei der Implantation der Schraubpfanne Aesculap Schraubring München II denen der gleichen Pfanne im Knochenersatzwerkstoff Herex C70, C70.200 gegenübergestellt.

Für die in vivo gemessenen Ergebnisse bei den Vorversuchen wurden durch einen einzigen erfahrenen Operateur die Drehmomente der fest sitzenden Pfannen mit einem Drehmomentschlüssel gemessen und dokumentiert:

Patienten Nr.	Alter in Jahren	Geschlecht	Pfannengröße (mm)	Drehmoment (Nm)
1	80	W	50	50
2	66	W	50	60
3	58	W	50	40
4	70	M	52	80
5	67	W	52	80
6	66	M	52	80
7	65	W	52	60
8	60	M	52	100

Tabelle 2.4-3: Intraoperative manuelle Messungen des Drehmomentendwertes beim Einschrauben des Schraubings München II (MUC II).

Ähnliche Ergebnisse wurden von Bruns bei intraoperativen Drehmomentmessungen mit dem Mecring in der Größe 50 mm gewonnen. Der Durchschnittswert des Drehmoments lag bei diesen Messungen bei 44,6 Nm mit einer Spannweite von 20 Nm bis 80 Nm (Bruns, 1986).

Damit wurden die Werte des Schraubing München II in der Größe 50 mm verglichen, die in 5 mit dem Originalfräser auf 50 mm aufgefräste Hartschaumblocke aus Herex[®] C70, C.70.200 von einem erfahrenen Operateur eingeschraubt wurden. Dabei ergaben sich die folgenden Messwerte:

Proben Nr.	Drehmoment (Nm) bei komplett eingeschraubter Pfanne
1	70
2	75
3	80
4	75
5	90

Tabelle 2.4-4 Manuelle Messungen des Drehmomentendwertes beim Einschrauben des Schraubings München II in den Werkstoff Herex[®] C70, C70.200 im Laborversuch.

Daraus kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass obwohl die E-Module des Herex C70, C70.200 im unteren Bereich der Knochenwerte liegen, die Drehmomente vergleichbar sind.

Aus diesen Ergebnissen und der großen Varianz der E-Module im menschlichen Knochen, leitet sich die Schlussfolgerung ab, dass Herex C70, C70.200 sich als Knochenersatzwerkstoff für die geplanten Experimente eignet.

Zur Vorbereitung wurden die Kunststoffblöcke zentral mit einem sphärischen Fräser mit 48 mm Außendurchmesser vorgefräst um die Kavität des menschlichen Acetabulum zu simulieren:

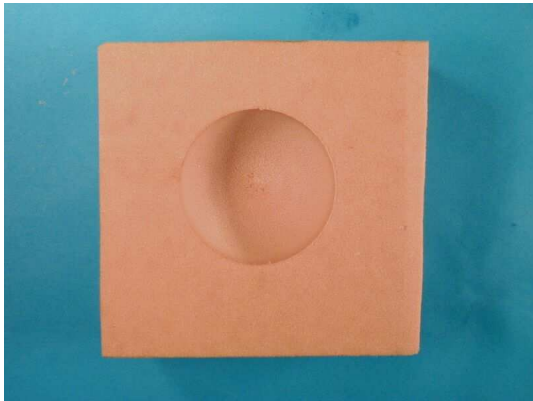


Abbildung 2.4-1 Hartschaumblock mit sphärisch auf 48 mm aufgefrästem Acetabulum.

Um die Situation für den Revisionsfall oder vorgeschädigte Acetabuli zu simulieren wurden die Hartschaumblocke entsprechend der Klassifikation nach Paprosky präpariert. Hierzu wurden für jeden Defekttyp ein Hartschaumblock mit einem Kugelkopffräser die vorgefrästen Acetabuli je nach Defekt-Typ zu einem Muster „vorgeschädigt“. Das Muster wurde mit Gips ausgegossen und mit dem so entstandenen Negativ wurden die weiteren präparierten Acetabuli verglichen und kontrolliert.

Auf diese Weise wurden für jeden Pfannentyp 10 Hartschaumblocke pro Defekttyp nach Paprosky hergestellt.

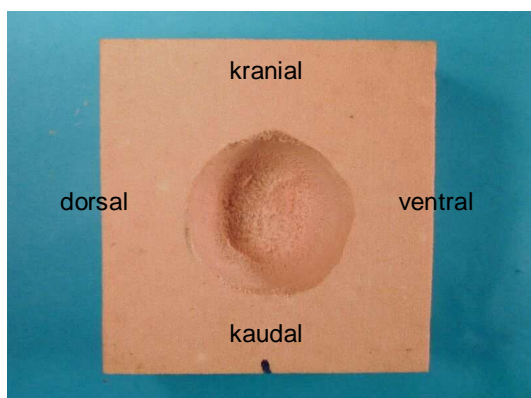


Abbildung 2.4-2 Hartschaumblock mit Defekttyp 1 nach Paprosky

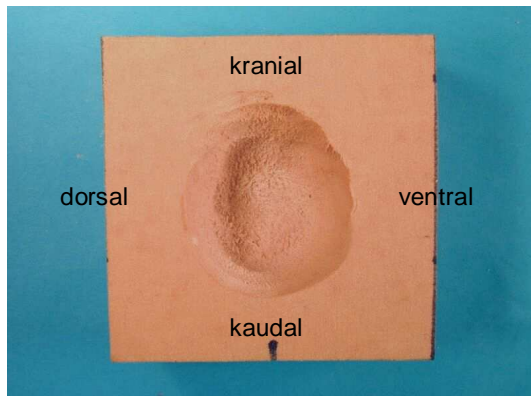


Abbildung 2.4-3 Hartschaumblock mit Defekttyp 2 nach Paprosky

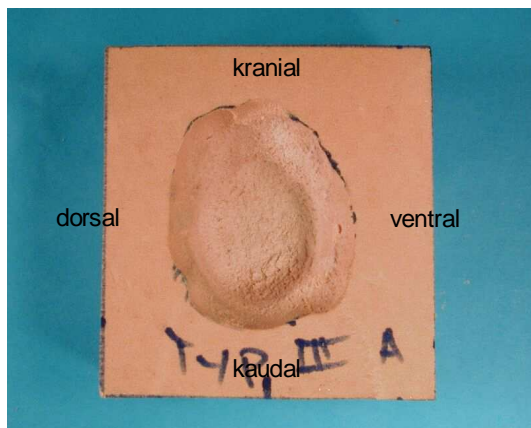


Abbildung 2.4-4 Hartschaumblock mit Defekttyp 3a nach Paprosky

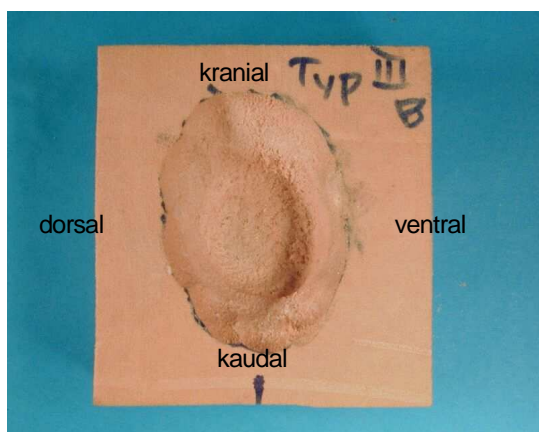


Abbildung 2.4-5 Hartschaumblock mit Defekttyp 3b nach Paprosky

2.5 Messstände

2.5.1 Messstand I

Dieser Messstand dient zum Fräsen der Acetabuli und zum Einbringen der Schraubpfannen, wobei über eine Messdose die axialen Kräfte in Z-Richtung und die Eindrehmomente aufgezeichnet werden können.



Abbildung 2.5.1-1 Messstand I. Die Bodenplatte kann über einen Seilzug auf- und abwärtsgefahren werden

In einem massiven Stahlrahmen ist an der oberen, fixierten Stirnplatte die Messdose (KIAG[®] Swiss Typ 9271 A) auf einem Verschiebeschlitten angebracht. Daran befestigt ist ein Schraubstock, der zum Befestigen der Präparate geeignet ist.

Die mit der Messdose gewonnenen Signale werden über abgeschirmte Kabel an zwei Messverstärker (KIAG Swiss[®] Typ 5001 Charge Amplifier) übertragen und auf einem

Papierschreiber (W+W[®] Recorder Model 314) aufgezeichnet. Zusätzlich ermöglicht der Versuchsaufbau eine Zählung der Einschraubumdrehungen der jeweiligen Schraubpfanne.

Die Bodenplatte ist über einen Zahnradantrieb und einen Seilzug vertikal beweglich. Durch das aufgelegte Gewicht am Seilzug kann ein konstanter Anpressdruck beim Fräs- und Einschraubvorgang aufgebracht werden. Auf dieser Bodenplatte ist zentral ein Bohrfutter angebracht, in das die Fräser und Einbringwerkzeuge der Prothesen eingespannt werden können. Das Bohrfutter ist über ein Getriebe mit einem drehzahlgeregelten Elektromotor verbunden, der über die seitlich angebrachte Steuereinheit gesteuert wird.

Beim Fräsvorgang mit 150 U / min werden die Acetabuli bzw. die Hartschaumblöcke bis zu der vom Hersteller angegebenen Tiefe aufgefärs. Für jede Pfanne wird der Originalfräser mit einer Größe von 50 mm verwendet.

Der Einbringvorgang der Schraubpfannen wird mit einer Drehzahl von 15 U/min bei konstantem Anpressdruck bis zum optimalen Sitz der Pfanne durchgeführt.

Die Messdose erlaubt das Ableiten der auftretenden Kräfte in Z Richtung, mit denen der konstante Anpressdruck überprüft werden kann. Dieser wird über das aufliegende Gewicht mit 100 N definiert, was in etwa den intraoperativ vom Operateur aufgebrachten Kräften entspricht. Ebenso können beim Einschrauben die spezifischen Drehmomentprofile der Pfannen bis zum Überdrehen des Gewindes aufgezeichnet werden.

2.5.2 Messstand II

Die Micromotions, d.h. die Bewegungen zwischen dem Implantat und dem Pfannenlager, dienen als Parameter für die Primärstabilität und können an dem nun beschriebenen Messstand II bestimmt werden:

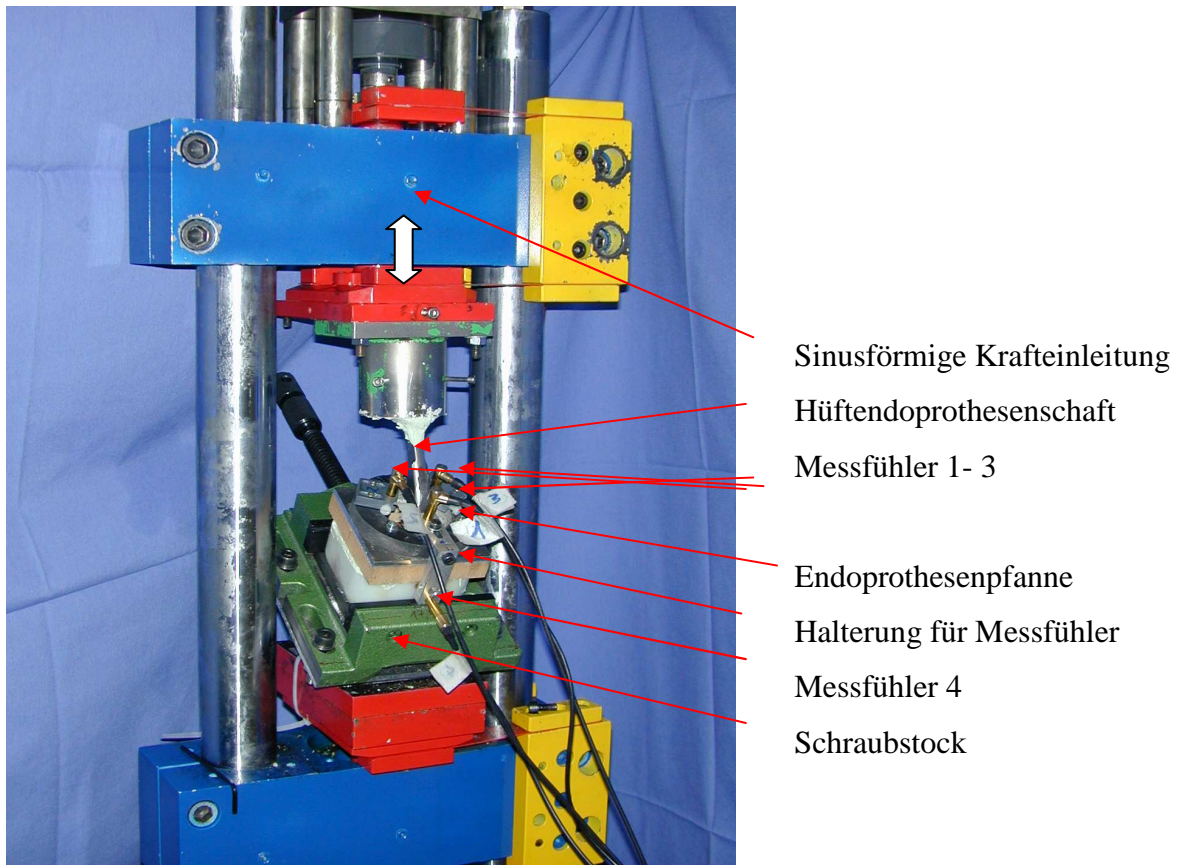


Abbildung 2.5.2-1 Messstand II (MTS® Modell 407) zur Prüfung der Micromotions.

Auf dem Messstand II (MTS® Modell 407) werden die in den PVC Hartschaum implantierten Pfannen mit einer zyklischen, dynamisch sinusförmigen Last belastet, die der Belastung in vivo beim Gehen entsprechen soll.

Bergmann ermittelte die maximale resultierende Kraft auf das Hüftgelenk bei Gehen als im ungünstigsten Fall mit bis zu 409 % des Körpergewichts (Bermann, 1993). Für einen 90 kg schweren Patienten ergibt sich daraus eine maximale Kontaktkraft beim Gehen von 3681 N.

In Anlehnung an diese Ergebnisse wird bei den Micromotions die maximale Kraft mit 3800 N gewählt, wohingegen die Vorlast 300 N beträgt. Diese soll die Spannung widerspiegeln, die

durch den muskulären Zug auch in Ruhe bei Entlastung des Gelenks auftritt. Die Frequenz der Belastung wird mit 1 Hz dem durchschnittlichen Gangbild angepasst.

Die Kraft wird über einen einzementierten Prothesenschaft mit passendem Kopf mit 28 mm Durchmesser von oben kommend auf das unten eingespannte Implantat übertragen. Hierzu wird nach Pauwels ein Winkel von 61° zur Pfanneneingangsebene gewählt (Pauwels, 1973). Der Hartschaumblock mit der darin implantierten Endoprothesenpfanne wird in einem Winkel von 29° auf einer kugelgelagerten Platte dem Schaft von unten entgegengebracht.

Der Winkel der Pfanne resultiert aus der Überlegung, die natürlichen Kraftverhältnisse zu rekonstruieren. Da in vivo eine Position von 45° Inklination angestrebt wird, aber der muskuläre Zug im Experiment entfällt, müssen nach Pauwels 16° nach zentral abgezogen werden, um natürliche Verhältnisse zu erlangen (Pauwels, 1973):

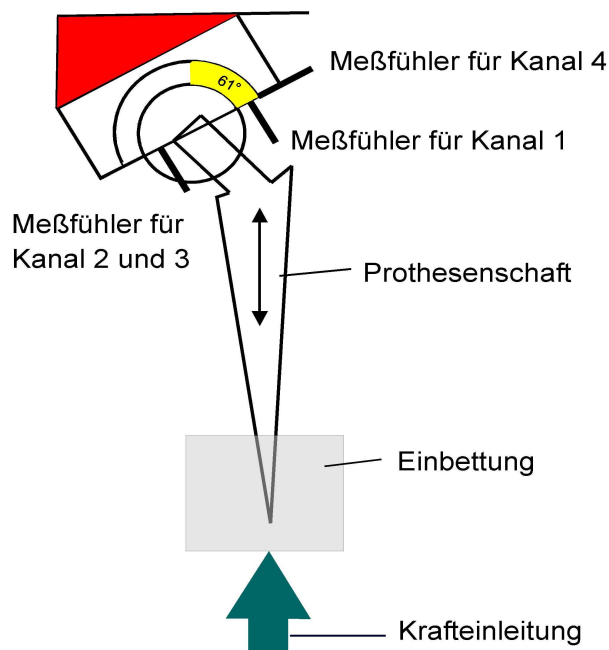


Abbildung 2.5.2-2 Schematisierte Darstellung der Messung der Micromotions.

Die Bewegungen, die unter Belastung zwischen dem Implantat und dem Implantatlager, also dem Hartschaumblock oder dem Knochenpräparat auftreten, werden von vier Messfühler aufgezeichnet. Diese Messfühler werden prothesennah am am Implantatlager starr fixiert, die aufnehmende Spitze hat Kontakt zum Rand der Metallpfanne. Um einen mehrdimensionalen Eindruck zu gewinnen, werden drei Messfühler senkrecht zur Pfannenebene und einer in Pfannenebene am kranialen Rand befestigt.

Auf die in-Vivo-Verhältnisse bezogen entsprechen die Messpunkte folgender Anordnung:

- Kanal 1:** kranialer Pfannenrand senkrecht zur Pfanneneingangsebene
Kanal 2: Tränenfigur senkrecht zur Pfanneneingangsebene (Os pubis)
Kanal 3: dorsaler Pfannenrand senkrecht zur Pfanneneingangsebene (Os ischii)
Kanal 4: kranialer Pfannenrand in der Pfanneneingangsebene

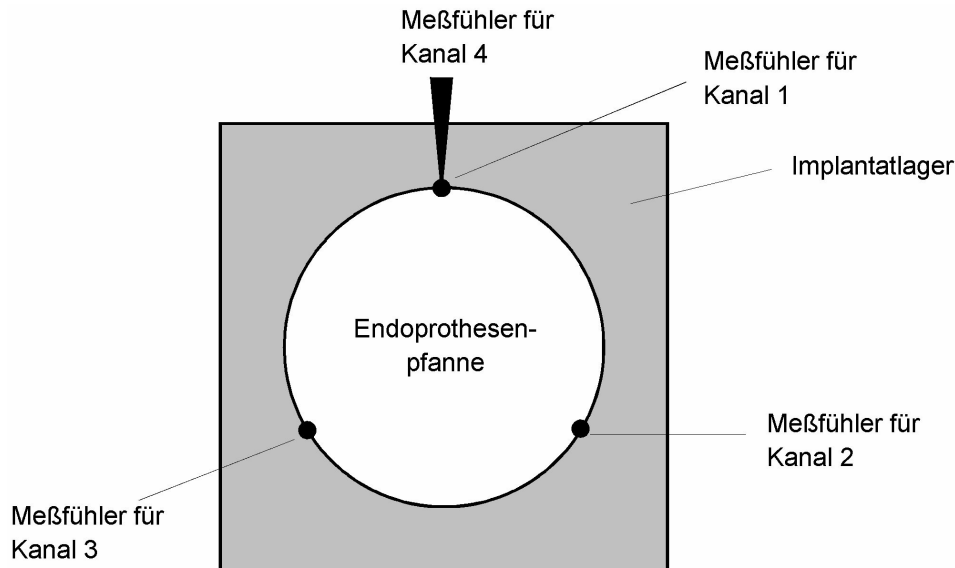


Abbildung 2.5.2-3 Platzierung der Messfühler in der Pfanneneingangsebene.

Die Messfühler sind mit einem Rechner (Apple Power Macintosh 6100/66) verbunden, der mittels eines Messprogramms (Programm: Beam Version 3.1, Gesellschaft für angewandte Mess- u. Systemtechnik mbH) die Werte aufzeichnet und verwertbar macht.

Jedes Implantat durchlief nach einer initialen zweiminütigen Krafteinleitung zum Setzen des Präparates den Messzyklus für jeden Defekttyp nach Paprosky fünfmal. Besonders bei Pressfitpfannen ist dieser Prozess des „Setzens“ gut beschrieben und er wird auch in der postoperativen Rehabilitation von Patienten beobachtet (Widmer, 1997).

2.5.3 Messstand III

Als Messstand III wird die Prüfmaschine Zwick® ZO 10 verwendet. Bei den verschiedenen Versuchsreihen ist stets ein konstanter Vorschub, ein genau zu definierender Abbruchpunkt der Krafteinwirkung und das gleichzeitige Aufzeichnen der auftretenden Kräfte von Nöten.



Abbildung 2.5.3-1 Messstand III (Zwick® ZO 10) zum Einpressen der Pressfitpfannen, zur Messung der Ausdrückkräfte auf den Pfannenrand bis zum Ausriss von Hüftendoprothesenpfannen.

Um die Pressfitpfanne kontrolliert und dokumentierbar einzubringen, werden die Implantate am Messstand III mit einem konstanten Vorschub von 0,1 mm/sec bis zum Erreichen der definierten Maximalkraft von 2000 N eingepresst. Das entspricht in etwa intraoperativen Kräfteverhältnissen.

Schließlich werden am Messstand III die Auspresskräfte bis zum Ausriss der untersuchten Schraub- und Pressfit-Pfannen gemessen. Die Krafteinleitung erfolgt durch einen Stempel auf den kranialen Pfannenrand bei konstantem Vorschub von 0,1 mm/sec.

Aus den gewonnenen Kräften (F_A) lässt sich über die Formel $M_K = F_A \times R$ das Kippmoment (M_K) berechnen, das nötig ist, um die Pfanne aus ihrem Lager zu hebeln. R entspricht hier dem Radius der Pfanne in Metern (bei Pfannen mit 50 mm Außendurchmesser $R=0,025$ m).

Besonders ein Anschlagen des Halses des Prothesenschaftes am kranialen Pfannenrand kann hiermit simuliert werden.

2.6 Versuchsdurchführung am Hartschaumblock

Am **Messstand I** werden alle **Einschraubmomente** und **Überdrehmomente** der Schraubpfannen bestimmt und kontinuierlich auf dem Messwertschreiber als komplette Kurven aufgezeichnet. Zu jeder Schraubpfanne werden die folgenden 40 Messungen im PVC Hartschaumblock durchgeführt:

	Einschraubversuch	Überdrehversuch
ohne Defekt	5x	5x
Paprosky 1	5x	5x
Paprosky 2	5x	5x
Paprosky 3a	5x	5x
Paprosky 3b	Keine Pfannenverankerung möglich	

Tabelle 2.6-1 Versuchsablauf auf dem Messstand I zur Ermittlung der Einschraub- und Überdrehmomente pro untersuchter Schraubpfanne im Hartschaumblock.

Zur statistischen Auswertung werden aus den Kurven folgende Datenpunkte entnommen:

Maximales Einschraubmoment: Einschraubmoment bei Aufsetzen der Pfanne auf dem Pfannenboden (optimaler Sitz)

Überdrehmoment: Drehmomentmaximum beim Überdrehen des Gewindes.

Aus den jeweils fünf gleichartigen Messungen werden die Mittelwerte für das Einschraub- und Überdrehmoment gebildet.

Am **Messstand II** wird die Messung der **Micromotions** in einem 150 sec dauernden Messzyklus durchgeführt. Die Messwerte werden als jeweils fünf aufeinander folgende Amplituden nach 120 bis 125 Messsekunden abgelesen und die Mittelwerte für jeden Kanal gebildet.

$Z1_{max}$: maximale Amplitude auf der Z Achse am Kanal 1
 $Z2_{max}$: maximale Amplitude auf der Z Achse am Kanal 2
 $Z3_{max}$: maximale Amplitude auf der Z Achse am Kanal 3
 Y_{max} : maximale Amplitude auf der Y Achse am kranialen Pfannenrand in der Pfanneneingangsebene, Kanal 4

senkrecht zur Pfanneneingangsebene

Jede Pfanne durchläuft mit jedem Defekttyp den Messzyklus fünfmal:

Defekttyp	Micromotions
Kein Defekt	5x
Paprosky 1	5x
Paprosky 2	5x
Paprosky 3a	5x
Paprosky 3b	Keine Pfannenverankerung möglich

Tabelle 2.6-2 Versuchsaufbau auf dem Messstand II zur Ermittlung der Micromotions der untersuchten Schraubpfannen und Pressfitpfannen im Hartschaumblock.

Am Messstand III werden die **maximalen Auspresskräfte** und **Kippmomente** gemessen. Alle Pfannentypen werden nach korrekter Implantation an der Prüfmaschine Zwick® ZO 10 bei konstantem Vorschub durch Druck auf den kranialen Pfannenrand aus dem Hartschaumblock gedrückt. Aus den gewonnenen Werten wird das maximale Kippmoment berechnet.

In Analogie zu den Untersuchungen der Micromotions auf dem Messstand II werden zu jeder Pfanne und jedem Defekttyp jeweils wieder 5 Messungen vorgenommen:

Defekttyp	Ausdrückkraft
Kein Defekt	5x
Paprosky 1	5x
Paprosky 2	5x
Paprosky 3a	5x
Paprosky 3b	Keine Pfannenverankerung möglich

Tabelle 2.6-3 Versuchsaufbau auf dem Messstand III zur Ermittlung der Ausdrückkraft der untersuchten Pfannen im Hartschaumblock.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse am Hartschaumblock

Alle ausgewählten Testpfannen werden unter gleichen Bedingungen in PVC Hartschaumblocke (Herex[®] C.70, C70.200) implantiert, um die optimale Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erlangen.

Im Folgenden sind in den Ergebnistabellen die jeweils höchsten Werte rot gefasst, die niedrigsten grün. Zur besseren Darstellung sind die Ergebnisse im Anhang unter den Abbildung 7-16 bis 7-35 grafisch aufgearbeitet.

3.1.1 Die Einschraub- und Überdrehmomente

Am Messstand I wurden für jede Pfanne und jeden Defekttyp nach Paprosky die Einschraub- und Überdrehmomente fünfmal gemessen und gemittelt. Die **Überdrehreserve** in Prozent wurde über die Formel $[(\text{Überdrehmoment} / \text{Einschraubmoment}) - 1] \times 100$ berechnet.

Primäres Acetabulum ohne Defekt:

Schraub- pfanne	Max. Einschraub- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdreh- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdrehreserve (%)
Aesculap SC	38,60	8,70	7,62	93,60	22,19	19,45	142,50%
Lamella	50,24	21,63	18,95	108,48	6,56	5,75	115,90%
MUC II	93,12	8,70	7,63	126,93	4,89	4,28	36,30%
Ultima	60,32	3,69	3,24	108,16	14,70	12,89	79,30%
Zintra	64,78	14,03	12,30	167,17	22,15	19,42	158,10%
sphärisch	61,41	6,81	5,97	120,87	8,25	7,23	94,45%
Allo Classic	71,80	8,12	7,11	131,80	12,37	10,84	83,60%
Bicon	55,04	8,61	7,54	116,80	13,24	11,61	112,20%
Hofer Imhof	69,40	11,28	9,89	87,84	11,49	10,07	26,60%
Variall	62,56	32,86	28,80	117,60	7,80	6,83	88,00%
konisch	64,70	7,54	7,39	113,51	18,45	18,08	68,45%
Gesamt	62,87	15,24	9,96	117,60	23,40	15,29	81,86%

Tabelle 3.1.1-1 Maximale Einschraub- und Überdrehmomente in Newtonmeter für das primäre Acetabulum ohne Defekt.

Defekttyp 1 nach Paprosky

Schraub- pfanne	Max. Einschraub- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdreh- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdrehreserve
Aesculap SC	39,20	11,96	10,48	85,44	3,94	3,45	118,00%
Lamella	70,88	19,58	17,16	107,52	4,14	3,63	51,70%
MUC II	87,20	1,31	1,14	136,00	2,99	2,62	56,00%
Ultima	47,20	3,75	3,29	101,92	8,31	7,28	116,00%
Zintra	61,92	10,07	8,83	140,70	10,89	9,54	127,20%
sphärisch	61,28	7,21	6,32	114,32	3,39	2,97	87,20%
Allo Classic	52,32	4,26	3,73	133,12	11,79	10,34	154,40%
Bicon	39,84	3,22	2,82	89,92	20,99	18,40	125,70%
Hofer Imhof	29,33	22,41	19,64	69,60	22,51	19,73	137,30%
Variall	49,44	12,40	10,87	100,64	2,96	2,60	103,60%
konisch	42,73	10,41	10,20	98,32	26,53	26,00	128,90%
Gesamt	53,04	17,82	11,64	107,21	24,70	16,14	103,74%

Tabelle 3.1.1-2 Maximale Einschraubmomente und Überdrehmomente in Newtonmeter für den Defekttyp 1 nach Paprosky

Defekttyp 2 nach Paprosky

Schraub- pfanne	Max. Einschraub- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdreh- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdrehreserve
Aesculap SC	28,64	10,84	9,50	48,88	11,56	10,13	70,70%
Lamella	41,92	13,77	12,07	83,04	7,93	6,95	98,10%
MUC II	61,12	10,84	9,50	124,53	7,87	6,90	103,70%
Ultima	42,88	7,69	6,74	93,28	6,83	5,98	117,50%
Zintra	27,60	11,08	9,71	103,20	13,26	11,62	273,90%
Sphärisch	40,43	2,16	1,89	90,59	2,77	2,43	118,28%
Allo Classic	48,64	10,07	8,83	123,84	13,19	11,56	154,60%
Bicon	36,00	13,65	11,96	52,80	9,67	8,48	46,60%
Hofer Imhof	24,32	4,29	3,76	31,52	4,29	3,76	29,60%
Variall	28,16	8,66	7,59	76,96	7,49	6,57	173,30%
Konisch	34,28	10,74	10,52	71,28	39,65	38,86	77,97%
Gesamt	37,70	12,09	7,90	82,01	32,90	21,50	98,28%

Tabelle 3.1.1-3 Maximale Einschraubmomente und Überdrehmomente in Newtonmeter für den Defekttyp 2 nach Paprosky.

Defekttyp 3a nach Paprosky

Schraub- pfanne	max. Einschraub- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdreh- moment	Stdabw.	95 % KI	Überdrehreserve
Aesculap SC	Keine Verankerung möglich			25,80	15,28	13,39	
Lamella	9,44	13,77	12,07	22,93	5,08	4,45	142,90%
MUC II	25,12	11,87	10,41	58,88	12,50	10,96	134,40%
Ultima	14,24	5,23	4,58	39,04	10,27	9,00	174,20%
Zintra	17,40	3,80	3,33	68,28	10,51	9,21	292,40%
sphärisch	16,55	4,90	4,29	42,99	3,74	3,28	176,85%
Allo Classic	16,96	4,94	4,33	88,48	10,64	9,32	421,60%
Bicon	15,84	10,05	8,81	37,28	14,98	13,13	135,40%
Hofer Imhof	15,52	4,92	4,31	22,08	2,86	2,51	42,30%
Variall	10,20	4,77	4,18	31,20	3,27	2,86	205,90%
konisch	14,63	3,02	2,96	44,76	29,81	29,21	149,32%
Gesamt	15,59	4,85	3,17	43,77	23,13	15,11	162,51%

Tabelle 3.1.1-4 Maximale Einschraubmomente und Überdrehmomente in Newtonmeter für den Defekttyp 3a nach Paprosky

Defekttyp 3b nach Paprosky

Die untersuchten Schraubpfannen konnten in keinem Fall unter Berücksichtigung der bestehenden Definition adäquat im Hartschaumblock mit dem Defekttyp 3b nach Paprosky verankert werden.

3.1.2 Die Micromotions im Hartschaumblock

Am Messstand II wurden die eingebrachten Pfannen über einen passenden Prothesenkopf mit einer sinusförmigen zyklischen Kraft belastet und die daraus resultierenden Micromotions über vier Messfühler aufgezeichnet. Drei Messfühler (1-3) waren senkrecht zur Pfannenebene auf Höhe des Os ileum, des Os pubis und des Os ischii angebracht. Der Messfühler 4 war in

der Pfanneneingangsebene am kranialen Pfannenrand angebracht. Jede Pfanne wurde in jedem Defekttyp jeweils fünfmal belastet und die Ergebnisse gemittelt.

Primäres Acetabulum ohne Defekt:

Schraubpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Aesculap SC 95 % Konfidenzintervall	108,2 (6,4) +/- 5,6	88,2 (12,2) +/- 10,7	87,0 (11,0) +/- 9,6	92,1 (61,9) +/- 54,3
Lamella 95 % Konfidenzintervall	98,4 (45,9) +/-40,2	165,2 (165,2) +/- 144,8	218,6 (81,2) +/- 71,2	71,4 (24,0) +/- 21,0
MUC II 95 % Konfidenzintervall	85,2 (43,2) +/- 37,9	70,8 (42,4) +/- 37,2	50,9 (7,6) +/- 6,7	63,1 (33,1) +/- 29,0
Ultima 95 % Konfidenzintervall	121,4 (17,6) +/- 15,4	101,2 (39,9) +/- 35,0	99,8 (12,9) +/- 11,3	40,2 (12,9) +/- 11,3
Zintra 95 % Konfidenzintervall	91,6 (3,8) +/- 3,3	57,8 (13,3) +/- 11,7	78,4 (4,8) +/- 4,2	35,2 (14,6) +/- 12,8
Mittelwert sphärische Schraubpfanne 95 % Konfidenzintervall	101,0 (14,3) +/- 12,5	96,6 (41,7) +/- 36,6	106,9 (65,0) +/- 57,0	60,4 (23,3) +/- 20,4
Allo Classic 95 % Konfidenzintervall	129,1 (48,6) +/- 42,6	107,8 (38,0) +/- 33,3	54,1 (23,5) +/- 20,6	87,6 (47,3) +/- 41,5
Bicon 95 % Konfidenzintervall	132,8 (42,6) +/- 37,3	134,4 (35,9) +/- 31,5	102,1 (47,1) +/- 41,3	79,6 (57,3) +/- 50,2
Hofer Imhof 95 % Konfidenzintervall	154,4 (55,2) +/- 48,4	84,4 (31,3) +/- 27,4	136,3 (90,0) +/- 78,9	118,4 (27,4) +/- 24,0
Variall 95 % Konfidenzintervall	121,6 (22,9) +/- 20,1	155,6 (82,6) +/- 72,4	147,3 (64,8) +/- 56,8	65,1 (33,2) +/- 29,1
Mittelwert konische Schraubpfannen 95 % Konfidenzintervall	134,5 (14,1) +/- 12,4	120,6 (31,0) +/- 27,2	110,0 (41,9) +/- 36,7	87,7 (22,5) +/- 19,7
<u>Mittelwert aller Schraubpfannen</u> 95 % Konfidenzintervall	115,9 (17,7) +/- 15,5	107,3 (12,6) +/- 11,0	108,3 (1,6) +/- 1,4	72,5 (14,4) +/- 12,6

Tabelle 3.1.2-1 Micromotions in μm der untersuchten Schraubpfannen im Hartschaumblock für die Primärpfanne ohne Defekt. In Klammern die Standardabweichung. Die Unterschiede zwischen konischen und sphärischen Pfannen waren nur für den Kanal 1 signifikant.

Primäres Acetabulum ohne Defekt:

Pressfitpfanne (PFP)	Micromotions im Hartschaumblock in μm			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Allofit	101,8 (6,8)	115,9 (21,3)	153,8 (60,3)	58,0 (18,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 6,0	+/- 18,7	+/- 52,9	+/- 16,6
Metallsockel CL	100,2 (22,2)	104,7 (22,2)	112,3 (9,7)	58,0 (18,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 19,5	+/- 19,5	+/- 8,5	+/- 16,6
Mittelwert makrostrukturierte PFP	101,0 (1,1)	96,6 (41,7)	106,9 (65,0)	60,4 (23,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 1,6	+/- 57,8	+/- 90,1	+/- 32,3
Fitmore	107,6 (12,8)	96,3 (27,8)	113,0 (37,4)	66,3 (11,0)
95 % Konfidenzintervall	+/- 11,2	+/- 24,4	+/- 32,8	+/- 9,6
Monoblock	162,0 (68,1)	206,6 (51,0)	180,6 (39,9)	92,6 (26,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 59,7	+/- 44,7	+/- 35,0	+/- 23,3
Plasmacup SC	134,8 (6,1)	182,3 (22,9)	178,1 (19,4)	99,5 (11,1)
95 % Konfidenzintervall	+/- 5,3	+/- 20,1	+/- 17,0	+/- 9,7
Trilogy	92,1 (21,6)	84,7 (26,5)	84,3 (38,2)	56,7 (19,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 18,9	+/- 23,2	+/- 33,5	+/- 17,2
Mittelwert mikrostrukturierte PFP	124,1 (30,8)	142,5 (61,0)	139,0 (48,1)	78,8 (20,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 30,2	+/- 59,8	+/- 47,1	+/- 20,1
<u>Mittelwert aller PFP</u>	116,4 (43,9)	131,8 (41,8)	137,0 (53,5)	71,9 (21,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 43,0	+/- 40,9	+/- 52,4	+/- 21,5

Tabelle 3.1.2-2 Micromotions in μm der untersuchten Pressfitpfannen im Hartschaumblock für die Primärpfanne ohne Defekt. In Klammern die Standardabweichung. Die Unterschiede zwischen makrostrukturierten Pfannen und mikrostrukturierten Pfannen waren nicht signifikant. (PFP = Pressfitpfannen)

Defekttyp 1 nach Paprosky:

Schraubpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Aesculap SC 95 % Konfidenzintervall	108,7 (4,7) +/- 4,1	117,2 (9,0) +/- 7,9	123,3 (16,7) +/- 14,6	72,2 (21,0) +/- 18,4
Lamella 95 % Konfidenzintervall	99,8 (34,1) +/- 29,9	95,0 (45,6) +/- 40,0	121,5 (31,2) +/- 27,3	183,6 (55,1) +/- 48,3
MUC II 95 % Konfidenzintervall	113,9 (40,2) +/- 35,2	87,9 (59,4) +/- 52,1	53,2 (12,2) +/- 10,7	107,6 (22,2) +/- 19,5
Ultima 95 % Konfidenzintervall	118,6 (22,0) +/- 19,3	84,0 (13,3) +/- 11,7	106,3 (15,1) +/- 13,2	77,0 (31,0) +/- 27,2
Zintra 95 % Konfidenzintervall	90,2 (17,0) +/- 14,9	84,7 (2,5) +/- 2,2	87,4 (10,5) +/- 9,2	54,2 (16,7) +/- 14,6
Mittelwert sphärische Schraubpfanne 95 % Konfidenzintervall	106,2 (11,4) +/- 10,0	93,8 (13,8) +/- 12,1	98,3 (29,1) +/- 25,5	98,9 (51,1) +/- 44,8
Allo Classic 95 % Konfidenzintervall	133,8 (12,8) +/- 11,2	95,5 (10,2) +/- 8,9	99,0 (30,9) +/- 27,1	59,8 (16,2) +/- 14,2
Bicon 95 % Konfidenzintervall	109,4 (24,9) +/- 21,8	184,3 (172,4) +/- 151,1	144,0 (56,5) +/- 49,5	139,0 (53,5) +/- 46,9
Hofer Imhof 95 % Konfidenzintervall	138,1 (30,0) +/- 26,3	180,2 (57,1) +/- 50,0	173,5 (42,6) +/- 37,3	83,1 (18,9) +/- 16,6
Variall 95 % Konfidenzintervall	124,5 (23,4) +/- 20,5	163,1 (107,1) +/- 93,9	189,8 (116,5) +/- 102,1	90,4 (17,8) +/- 15,6
Mittelwert konische Schraubpfannen 95 % Konfidenzintervall	126,5 (12,7) +/- 12,5	155,8 (41,2) +/- 40,4	151,6 (39,8) +/- 39,0	93,1 (33,3) +/- 32,6
<u>Mittelwert aller Schraubpfannen</u> 95 % Konfidenzintervall	115,2 (15,4) +/- 10,1	121,3 (42,4) +/- 27,7	122,0 (42,5) +/- 27,8	96,3 (41,6) +/- 27,2

Tabelle 3.1.2-3 Micromotions in μm der untersuchten Schraubpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 1 nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung. Der Unterschied zwischen konischen und sphärischen Schraubpfannen war am Messfühler 2 signifikant.

Defekttyp 1 nach Paprosky:

Pressfitpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Allofit	119,9 (15,0)	90,6 (27,1)	83,8 (15,8)	54,3 (21,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 13,1	+/- 23,8	+/- 13,8	+/- 19,1
Metallsockel CL	100,7 (16,1)	154,5 (63,2)	135,5 (37,7)	93,8 (34,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 14,1	+/- 55,4	+/- 33,0	+/- 30,2
Mittelwert makrostrukturierte PFP	110,3 (13,6)	96,6 (41,7)	106,9 (65,0)	60,4 (23,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 18,8	+/- 57,8	+/- 90,1	+/- 32,3
Fitmore	122,4 (19,5)	101,5 (26,5)	108,0 (36,3)	62,0 (9,0)
95 % Konfidenzintervall	+/- 17,1	+/- 23,2	+/- 31,8	+/- 7,9
Monoblock	141,0 (35,5)	177,7 (61,2)	179,0 (55,9)	134,8 (64,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 31,1	+/- 53,6	+/- 49,0	+/- 56,8
Plasmacup SC	120,4 (13,1)	132,3 (18,2)	132,8 (11,6)	85,3 (20,2)
95 % Konfidenzintervall	+/- 11,5	+/- 16,0	+/- 10,2	+/- 17,7
Trilogy	72,8 (15,1)	67,9 (32,0)	133,7 (27,0)	43,9 (8,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 13,2	+/- 28,0	+/- 23,7	+/- 7,8
Mittelwert mikrostrukturierte PFP	114,2 (29,1)	119,9 (46,7)	138,4 (29,6)	81,5 (39,4)
95 % Konfidenzintervall	+/- 28,5	+/- 45,7	+/- 29,0	+/- 38,6
<u>Mittelwert aller PFP</u>	112,9 (47,3)	120,8 (51,8)	128,8 (45,3)	79,0 (34,7)
95 % Konfidenzintervall	+/- 46,3	+/- 50,8	+/- 44,4	+/- 34,0

Tabelle 3.1.2-4 Micromotions in μm der untersuchten Pressfitpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 1 nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung. (PFP = Pressfitpfannen)

Defekttyp 2 nach Paprosky:

Schraubpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Aesculap SC	135,3 (24,8)	112,7 (48,1)	134,1 (44,7)	73,6 (36,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 21,7	+/- 42,2	+/- 39,2	+/- 32,0
Lamella	136,9 (68,7)	117,7 (35,9)	168,9 (68,3)	71,8 (71,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 60,2	+/- 31,5	+/- 59,9	+/- 62,9
MUC II	111,8 (33,1)	68,8 (10,4)	83,7 (18,1)	59,3 (59,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 29,0	+/- 9,1	+/- 15,9	+/- 52,0
Ultima	133,3 (21,5)	90,3 (6,0)	114,8 (23,1)	137,5 (83,7)
95 % Konfidenzintervall	+/- 18,8	+/- 5,3	+/- 20,2	+/- 73,4
Zintra	162,3 (27,2)	112,8 (28,0)	122,2 (33,5)	110,7 (44,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 23,8	+/- 24,5	+/- 29,4	+/- 39,3
Mittelwert sphärische Schraubpfanne	135,9 (17,9)	100,5 20,6	124,7 (30,9)	90,6 32,5
95 % Konfidenzintervall	+/- 15,7	+/- 18,1	+/- 27,1	+/- 28,5
Allo Classic	150,3 (36,8)	+/- 95,3 (33,0)	117,0 (30,2)	83,5 (40,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 32,3	+/- 28,9	+/- 26,5	+/- 35,6
Bicon	118,1 (24,7)	96,6 (32,5)	91,4 (21,9)	144,0 (105,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 21,7	+/- 28,5	+/- 19,2	+/- 92,8
Hofer Imhof	204,4 (10,7)	154,5 (61,9)	220,4 (38,2)	103,1 (103,1)
95 % Konfidenzintervall	+/- 9,4	+/- 54,3	+/- 33,5	+/- 90,4
Variall	153,8 (57,4)	117,0 (40,4)	111,5 (37,2)	124,9 (59,7)
95 % Konfidenzintervall	+/- 50,3	+/- 35,4	+/- 32,6	+/- 52,3
Mittelwert konische Schraubpfannen	156,7 (35,7)	115,9 (27,6)	135,1 (57,9)	113,9 (26,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 34,9	+/- 27,1	+/- 56,8	+/- 25,7
<u>Mittelwert aller Schraubpfannen</u>	145,1 (33,9)	107,3 (32,9)	129,3 (42,0)	100,9 (30,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 22,1	+/- 21,5	+/- 27,5	+/- 20,0

Tabelle 3.1.2-5 Micromotions in μm der untersuchten Schraubpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 2 nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung.

Defekttyp 2 nach Paprosky:

Pressfitpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Allofit	102,6 (27,4)	177,9 (104,2)	176,8 (75,3)	65,2 (25,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 24,0	+/- 91,3	+/- 66,0	+/- 22,4
Metallsockel CL	159,1 (77,2)	290,0 (124,4)	269,0 (95,9)	57,6 (32,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 67,7	+/- 109,0	+/- 84,1	+/- 28,3
Mittelwert makrostrukturierte PFP	130,9 (40,0)	96,6 (41,7)	106,9 (65,0)	60,4 (23,3)
95 % Konfidenzintervall	55,4	57,8	90,1	32,3
Fitmore	164,7 (38,3)	110,4 (20,3)	124,0 (30,3)	46,7 (15,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 33,6	+/- 17,8	+/- 26,6	+/- 13,7
Monoblock	242,3 (82,1)	215,1 (37,1)	187,8 (33,8)	121,4 (39,1)
95 % Konfidenzintervall	+/- 72,0	+/- 32,5	+/- 29,6	+/- 34,3
Plasmacup SC	145,9 (38,4)	165,7 (26,1)	153,4 (44,1)	89,6 (41,0)
95 % Konfidenzintervall	+/- 33,7	+/- 22,9	+/- 38,7	+/- 35,9
Trilogy	107,1 (41,2)	106,6 (27,2)	135,9 (34,6)	91,2 (35,7)
95 % Konfidenzintervall	+/- 36,1	+/- 23,8	+/- 30,3	+/- 31,3
Mittelwert mikrostrukturierte PFP	165,0 (56,8)	149,5 (51,4)	150,3 (27,8)	87,2 (30,7)
95 % Konfidenzintervall	+/- 55,7	+/- 50,4	+/- 27,2	+/- 30,1
<u>Mittelwert aller PFP</u>	153,6 (48,4)	177,6 (112,4)	174,5 (101,1)	78,6 (17,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 47,4	+/- 110,1	+/- 99,1	+/- 17,1

Tabelle 3.1.2-6 Micromotions in μm der untersuchten Pressfitpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 2 nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung. (PFP = Pressfitpfannen)

Der Grenzwert von 200 Mikrometern (= 0,2 mm) wurde auf Kanal 1 von der Monoblock Pressfitpfanne, auf Kanal 2 von den Pressfitpfannen ESKA CL und Monoblock und auf Kanal 3 von der Pressfitpfanne ESKA CL überschritten.

Defekttyp 3a nach Paprosky

Schraubpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Aesculap SC	178,3 (43,7)	179,3 (77,8)	194,6 (78,9)	148,3 (82,4)
95 % Konfidenzintervall	+/- 38,3	+/- 68,2	+/- 69,2	+/- 72,2
Lamella	144,0 (242,8)	126,0 (78,6)	104,0 (61,7)	124,8 (48,6)
95 % Konfidenzintervall	+/- 212,8	+/- 68,9	+/- 54,1	+/- 42,6
MUC II	166,6 (41,6)	134,5 (16,7)	173,8 (25,7)	104,2 (51,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 36,5	+/- 14,6	+/- 22,5	+/- 45,4
Ultima	155,7 (65,4)	202,0 (33,5)	213,5 (36,6)	97,3 (45,1)
95 % Konfidenzintervall	+/- 57,3	+/- 29,4	+/- 32,1	+/- 39,5
Zintra	248,7 (118,5)	130,3 (27,1)	140,1 (45,1)	143,8 (86,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 103,9	+/- 23,8	+/- 39,5	+/- 75,8
Mittelwert sphärische Schraubpfanne	178,7 (41,2)	154,4 (34,2)	165,2 (43,7)	123,7 (22,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 36,1	+/- 29,9	+/- 38,3	+/- 20,0
Allo Classic	223,5 (51,0)	124,2 (43,9)	148,6 (63,8)	130,6 (41,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 44,7	+/- 38,5	+/- 55,9	+/- 36,6
Bicon	150,8 (34,1)	196,6 (64,4)	134,1 (95,6)	139,0 (61,8)
95 % Konfidenzintervall	+/- 29,9	+/- 56,4	+/- 83,8	+/- 54,2
Hofer Imhof	134,0 (62,3)	122,0 (50,3)	106,3 (40,1)	144,2 (66,4)
95 % Konfidenzintervall	+/- 54,6	+/- 44,1	+/- 35,1	+/- 58,2
Variall	137,6 (43,2)	174,2 (66,7)	168,7 (74,8)	155,3 (18,0)
95 % Konfidenzintervall	+/- 37,9	+/- 58,5	+/- 65,6	+/- 15,8
Mittelwert konische Schraubpfannen	161,5 (42,0)	154,3 (37,1)	139,4 (26,2)	142,3 (10,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 41,1	+/- 36,4	+/- 25,7	+/- 10,1
<u>Mittelwert aller Schraubpfannen</u>	171,0 (78,1)	154,3 (51,0)	153,7 (37,4)	131,9 (19,9)
95 % Konfidenzintervall	+/- 51,0	+/- 33,3	+/- 24,4	+/- 13,0

Tabelle 3.1.2-7 Micromotions in µm der untersuchten Schraubpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 3a nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung.

Defekttyp 3a nach Paprosky

Pressfitpfanne	Micromotions im Hartschaumblock			
	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4
Allofit	162,3 (23,6)	162,2 (57,0)	159,9 (59,0)	71,1 (47,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 20,7	+/- 50,0	+/- 51,7	+/- 41,5
Metallsockel CL	119,4 (48,6)	129,4 (41,9)	142,6 (86,5)	171,1 (93,5)
95 % Konfidenzintervall	+/- 42,6	+/- 36,7	+/- 75,8	+/- 82,0
Mittelwert makrostrukturierte PFP	140,9 (30,3)	96,6 (41,7)	106,9 (65,0)	60,4 (23,3)
95 % Konfidenzintervall	+/- 42,0	+/- 57,8	+/- 90,1	+/- 32,3
Fitmore	keine Verankerung möglich			
95 % Konfidenzintervall				
Monoblock	keine Verankerung möglich			
95 % Konfidenzintervall				
Plasmacup SC	keine Verankerung möglich			
95 % Konfidenzintervall				
Trilogy	keine Verankerung möglich			
95 % Konfidenzintervall				
<u>Mittelwert aller PFP</u>	140,9 (30,3)	145,8 (23,2)	151,3 (12,2)	121,1 (70,7)
95 % Konfidenzintervall	29,7	22,7	12,0	69,3

Tabelle 3.1.2-7 Micromotions in μm der untersuchten Pressfitpfannen im Hartschaumblock für den Defekttyp 3a nach Paprosky. In Klammern die Standardabweichung. (PFP = Pressfitpfannen)

Defekttyp 3b nach Paprosky

Entsprechend der Definition fand keine der untersuchten Pfannen ausreichende Verankerung. Eine Bestimmung der Micromotions war deshalb nicht möglich.

3.1.3 Die Messungen der Auspresskräfte und die Berechnung der Kippmomente

Am Messstand III wurden bei allen Pfannen die Auspresskräfte (F) durch Druck auf den kranialen Pfannenrand gemessen. Die Kippmomente (M_K) wurden daraus über die Formel $M_K = F_A \times R$ berechnet. R ist der Radius der Pfanne, der bei diesen Versuchen 25 mm betrug.

Primärpfanne ohne Defekt:

	Max. Auspresskraft (N)	Stdabw.	95 % Konfidenzintervall	max. Kippmoment (Nm)
<u>Schraubpfannen:</u>				
Allo Classic	5503,9	189,9	166,5	137,6
Bicon	Pfanne deformiert			
Hofer Imhof	5510,5	1249,9	1095,6	137,8
Variall	7437,4	374,4	328,2	185,9
Mittelwert konische Schraubpfannen	6150,6	1114,4	1092,1	153,8
Aesculap SC	7335,0	379,7	332,8	183,4
Lamella	6029,5	573,9	503,0	150,7
MUC II	6333,6	59,3	52,0	158,3
Ultima	6594,2	310,0	271,7	164,9
Zintra	7767,4	190,2	166,7	194,2
Mittelwert sphärische Schraubpfannen	6811,9	644,2	564,7	170,3
<i>Mittelwert Schraubpfannen</i>	<i>6563,9</i>	<i>876,6</i>	<i>572,7</i>	<i>164,1</i>

Tabelle 3.1.3-5 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für die Primärpfanne ohne Defekt.

	Max. Aus- presskraft (N)	Stdabw.	95 % Konfi- denzintervall	max. Kipp- moment (Nm)
<u>Pressfitpfannen:</u>				
Allofit	3040,0	1139,3	998,6	76,0
Metallsockel CL	5068,2	919,4	805,9	126,7
Mittelwert makrostrukturierte Pfannen	4054,1	1434,2	1987,7	101,4
Fitmore	919,9	206,3	180,8	23,0
Monoblock	1699,2	462,6	405,5	42,5
Plasmacup SC	1952,2	180,3	158,0	48,8
Trilogy	1105,9	115,1	100,9	27,6
Mittelwert mikrostrukturierte Pfannen	1419,3	486,5	674,2	35,4
<i>Mittelwert Pressfitpfannen</i>	2297,6	1550,7	1519,7	57,5

Tabelle 3.1.3-2 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für die Primärpfanne ohne Defekt. Der Unterschied zwischen der Gruppe aller Schraubpfannen und aller Pressfitpfannen war signifikant.

Defekttyp 1 nach Paprosky:

	max. Aus- presskraft (N)	Stdabw.	95 % Konfidenz- intervall	max. Kipp- moment (Nm)
Allo Classic	5603,4	313,9	275,1	140,1
Bicon	Pfanne deformiert			
Hofer Imhof	6072,9	1077,6	944,5	151,8
Variall	8068,5	113,2	99,2	201,7
Ø konische Schraubpfannen	6581,6	508,9	446,0	164,5
Aesculap SC	7009,5	558,5	489,5	185,2
Lamella	6034,3	292,6	256,5	150,9
MUC II	6472,4	160,9	141,0	161,8
Ultima	6393,6	363,8	318,9	159,8
Zintra	8050	396,6	347,6	201,3
Ø sphärische Schraubpfannen	6792	785,0	688,1	171,8
<i>Mittelwert Schraubpfannen</i>	<i>6707,8</i>	<i>923,8</i>	<i>809,8</i>	<i>169,4</i>

Tabelle 3.1.3-3 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 1 nach Paprosky.

	max. Aus- presskraft (N)	Stdabw.	95 % Konfidenz- intervall	max. Kipp- moment (Nm)
Allofit	3223,1	1332,8	1168,2	80,6
Metallsockel CL	3122	1026,8	900,0	78,1
Ø makrostrukturierte PFP	3172,6	71,5	99,1	79,4
Fitmore	1084,6	286,4	251,0	27,1
Monoblock	2733,1	1782,1	1562,0	68,3
Plasmacup SC	2590,4	931	816,0	64,8
Trilogy	993,3	324,2	284,2	24,8
Ø mikrostrukturierte PFP	1850,4	939,5	920,7	46,3
<i>Mittelwert Pressfitpfannen</i>	<i>2291,1</i>	<i>939,5</i>	<i>823,5</i>	<i>57,3</i>

Tabelle 3.1.3-4 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 1 nach Paprosky.

Defekttyp 2 nach Paprosky:

	Max. Auspresskraft in N	Stdabw.	95 % Konfidenzintervall	max. Kippmoment in Nm
Aesculap SC	5464,5	432,2	282,4	136,6
Lamella	5963,7	654,1	427,3	149,1
MUC II	5340,5	400,9	261,9	133,5
Ultima	5038,1	435,9	284,8	126
Zintra	4722,9	679,5	443,9	118,1
Ø sphärisch Schraubpfannen	5305,9	466,5	408,9	132,6
Allo Classic	5422,3	324,8	284,9	135,6
Bicon	5415	890,7	780,7	135,4
Hofer Imhof	2832,3	916,3	803,2	70,8
Variall	4466,7	1131	991,3	111,7
Ø konische Schraubpfannen	4534,1	1220,0	1195,6	113,4
<i>Mittelwert Schraubpfannen</i>	<i>4962,9</i>	<i>278,9</i>	<i>182,2</i>	<i>124,1</i>

Tabelle 3.1.3-5 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 2 nach Paprosky.

	Max. Auspresskraft in N	Stdabw.	95 % Konfidenzintervall	max. Kippmoment in Nm
Allofit	2784,4	823,8	807,3	69,6
Metallsockel CL	1947,3	555,3	544,2	48,7
Ø makrostrukturierte PFP	2365,9	591,9	386,7	59,1
Fitmore	758,1	645,9	422,0	19
Monoblock	773,1	567	370,4	19,3
Plasmacup SC	696,1	441,7	288,6	17,4
Trilogy	730,3	461,3	301,4	18,3
Ø mikrostrukturierte PFP	739,4	95,4	62,3	18,5
<i>Mittelwert Pressfitpfannen</i>	<i>1281,6</i>	<i>139,8</i>	<i>91,3</i>	<i>32,0</i>

Tabelle 3.1.3-6 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 2 nach Paprosky.

Defekttyp 3a nach Paprosky:

	Max. Auspresskraft	Stdabw.	95 %	max. Kippmoment
	in N		Konfidenzintervall	in Nm
Aesculap SC	3495,6	994,8	872,0	87,4
Lamella	4159,7	781	684,6	104
MUC II	3207	1058	927,4	80,2
Ultima	2415,6	359,6	315,2	60,4
Zintra	3149,8	587,6	515,0	78,7
Ø sphärische Schraubpfannen	3285,5	630,4	552,6	82,1
Allo Classic	2869,9	707,6	620,2	71,7
Bicon	2867,4	1191,5	1044,4	71,7
Hofer Imhof	2527,8	2241	1964,3	63,2
Variall	3028,4	503,2	441,1	75,7
Ø konische Schraubpfannen	2823,4	775,8	760,3	70,6
<i>Mittelwert Schraubpfannen</i>	<i>3080,1</i>	<i>524,1</i>	<i>342,4</i>	<i>77,0</i>

Tabelle 3.1.3-7 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 3a nach Paprosky.

	Max. Auspresskraft	Stdabw.	95 %	max. Kippmoment
	in N		Konfidenzintervall	in Nm
Allofit	819,3	29,3	25,7	20,5
Metallsockel CL	1990,4	717,8	629,2	49,8
Fitmore	kein Halt			
Monoblock	kein Halt			
Plasmacup SC	kein Halt			
Trilogy	Kein Halt			
<i>Mittelwert Pressfitpfannen</i>	<i>1404,9</i>	<i>486,8</i>	<i>318,1</i>	<i>35,1</i>

Tabelle 3.1.3-8 Maximale Auspresskräfte und Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 3a nach Paprosky.

Für den Defektyp 3b nach Paprosky konnten keine Auspresskräfte und Kippmomente ermittelt werden, da sich keine der untersuchten Pfannen in Übereinstimmung mit der Definition verankern ließ.

4 Diskussion

4.1 Primärstabilität von Schraubpfannen in Bezug auf die Drehmomente

Beim Einbringen von Schraubpfannen steigt die Drehmomentkurve nach dem exakten Anliegen der Pfannenwand im knöchernen Pfannenlager weiter an, bis weitere Umdrehungen zum Ausbruch der Gewindegänge im Knochen und damit zu einem Abfall der Drehmomentkurve führen.

In dieser Studie wurde aus den gemessenen Drehmomenten für den optimalen Sitz der Pfanne und den Überdrehmomenten zum Zeitpunkt des Versagens der Gewindegänge die **Überdrehreserve** berechnet. Dieser Wert stellt die Sicherheitsreserve für den Operateur dar, der nach optimalem Sitz der Pfanne noch vor dem Ausbrechen des Gewindes vorhanden ist.

Laut Karas zeigen die Drehmomentmessungen weniger den Grad der Primärstabilität, als dass dadurch das Einschraubverhalten und der Schutz vor dem Überdrehen des Gewindes beurteilbar wird (Karas, 1994).

Bei den Untersuchungen zur Überdrehreserve für das native Acetabulum ohne Defekt im **Hartschaumblock** lieferte die sphärische Schraubpfanne Zintra, gefolgt von der sphärischen Schraubpfanne Aesculap SC, das beste Ergebnis. Im Vergleich hierzu lagen die konischen Schraubpfannen Bicon, Variall und Allo Classic im Mittelfeld.

Die geringsten Überdrehreserven in Kombination mit hohen maximalen Einschraubmomenten zeigten der sphärische Schraubring MUC II (36,3 %) und die parabolische Hofer-Imhof Schraubpfanne (26,6 %).

Entscheidend für das Maß der Überdrehreserve scheint die Gewindekonfiguration zu sein, weniger die Außenform der Pfanne. Das beste Ergebnis im Hartschaumblock zeigte die sphärische Zintra Schraubpfanne mit ihrem Spitzgewinde mit variabler Steigung. Als relevanter Wert sollte hier immer die Überdrehreserve herangezogen werden, da die einzelnen Werte der Ein- und Überdrehmomente auch vom Operateur und dem verwendeten Einschraubinstrumentarium abhängen.

In der Literatur wurden vergleichbare Studien mit zwei verschiedenen Ansätzen gefunden. Zum einen wurden intraoperativ der maximale Drehmomentwert zum Zeitpunkt der optimalen Pfannenverankerung beschrieben. Die optimale Pfannenverankerung wurde dabei über die vorangegangene Fräsung definiert. Zum anderen wurden Versuchsreihen in vitro an humanen Knochen oder Knochenersatzwerkstoffen durchgeführt, wobei hier teilweise auch die maximalen Drehmomentwerte zum Zeitpunkt des Versagens der Gewindegänge angegeben werden können.

Die ersten intraoperativen Messungen mit Drehmomentschlüsseln veröffentlichte Bruns für die Mecring Schraubpfanne. Zum Zeitpunkt der korrekten Implantation maß er für den 50 mm Mecring ein mittleres Drehmoment von 44,6 Nm mit einer Spannweite von 20 Nm bis zu 80 Nm. Versuche mit variierenden Pfannengrößen zeigten eine direkte Proportionalität zwischen der Pfannengröße und dem maximalen Drehmoment. Die mittleren gemessenen Drehmomentwerte in Abhängigkeit von der Pfannengröße reichten von 33,8 Nm bis zu 75 Nm, wobei sich Spitzenwerte bis zu 120 Nm ergaben. Bei intraoperativen Messungen lassen sich keine Messwerte zum Versagen des Gewindes angeben (Bruns, 1986).

Refior berichtete über ein mittleres Drehmoment beim intraoperativen Einschrauben der PM Pfanne von 90 Nm mit einer Spannweite von 30 Nm bis 150 Nm (Refior, 1988).

Intraoperative Drehmomente der Endler Polyethylenpfanne wurden von Eder gemessen. Hierbei wurde die Pfanne nach dem Gewindeschneiden implantiert, und es ergaben sich im Mittel niedrigere Werte von 21,3 Nm mit einer Spannweite von 5 bis 38 Nm (Eder, 1985).

Die Versuchsreihen unter experimentellen Bedingungen mit Knochen oder Knochenersatzwerkstoffen, die in der Literatur beschrieben sind, ergaben folgende Werte. Zuerst die Ergebnisse, die im Hartschaum gewonnen wurden:

Autor	Werkstoff	Pfannentyp	Größe	M_{Verankerung}	M_{Überdrehung}
Hoos (1986)	PU - Schaum	Titanschraubring A		> 100 Nm	> 200 Nm
		Titanschraubring B		> 153 Nm	
		Titanschraubring C		65 Nm	> 170 Nm
		Titanschraubring D		24Nm	80 Nm
		PE Schraubring		15 Nm (defekt)	
		Keramikschaubpfanne		30 Nm	
Mittweg (1988)	PU - Schaum	PM	50-54 mm	134 Nm	200 Nm
		Lord		153 Nm	200 Nm
		Endler		15 Nm	44 Nm
		Mittelmeier		35 Nm	86 Nm
		Mecring		65 Nm	178 Nm
		Link Typ V		25 Nm	97 Nm
Kody (1990)	PU - Schaum	Biomet	60 mm		56 Nm
		Protek	58 mm		55 Nm
		Osteonics	58 mm		32 Nm
		Mecron	58 mm		22 Nm
		Sanortho	58 mm		54 Nm
		JMP	57 mm		55 Nm
		DePuy	58 mm		19 Nm

Tabelle 4.1-1 Maximales Einschraubmoment ($M_{\text{Verankerung}}$) und Überdrehmoment ($M_{\text{Überdrehung}}$) verschiedener Schraubpfannen im Hartschaumblock laut Literatur.

Trotz der großen Varianz der Werte, die mit verschiedenen Pfannentypen, Größen und Versuchsbedingungen erklärt werden kann, liegen die in der Literatur veröffentlichten Drehmomentwerte für Kunststoff-Knochenersatzwerkstoffe in der Größenordnung der in dieser Studie ermittelten Werte für den Knochenersatzwerkstoff Herex[®] C70, C70.200, so dass eine Vergleichbarkeit zu diesen Studien gegeben ist.

Die bereits erwähnte Isotropie von Knochenersatzwerkstoffen, also die allseits gleichen biomechanischen Eigenschaften, ist im Knochen nicht vorhanden.

Bei in der Literatur verwendeten humanen Leichenknochen und Kalbsknochen sind ebenso heterotrope Eigenschaften vorhanden wie im in vivo Präparat. Zusätzlich ist jedoch bei Kalbsknochen die Knochendichte extrem höher und die durch die noch nicht geschlossenen Wachstumsfugen erhöhte Elastizität der Knochen ergibt teils deutlich erhöhte Drehmomente (Kody, 1990).

Autor	Werkstoff	Pfannentyp	Größe	M_{Verankerung}	M_{Überdrehung}
Krause (1998)	Kalbshüfte	Mecring	60 mm		122 ⁺
		Ultima	60 mm		166 ⁺
		Secos	60 mm		134 ⁺
		Brehm	60 mm		134 ⁺
		München	60 mm		138 ⁺
		Hofer	60 mm		294 ⁺
Kody (1990)	humane Leichenknochen *, osteoporotisch	Mecron	58 mm		7 Nm
		Sanortho	58 mm		7 Nm
Wolff (1994)	humane Leichenknochen *, normal	Protek	58 mm		120 Nm [#]
		Sanortho	58 mm		120 Nm [#]
		JMP	57 mm		120 Nm [#]
		humane Leichenknochen	selbstschneidend		40 Nm
		nicht selbst- schneidend		15 Nm	

Tabelle 4.1-2 Maximales Einschraubmoment ($M_{\text{Verankerung}}$) und Überdrehmoment ($M_{\text{Überdrehung}}$) verschiedener Schraubpfannen im Knochen laut Literatur. Die mit + gekennzeichneten Werte wurden durch weiteres Einschrauben einer mit 60 Nm fixierten Schraubpfanne ermittelt. Mit * versehene Knochen sind mit Formalin behandelt. Werte, die sich durch die Messgrenze des Instrumentariums ergaben, wurden mit # gekennzeichnet.

Kody verifizierte seine im formalinfixierten Knochen gewonnenen Werte mit Vergleichsmessungen in Polyurethanschaumblöcken (Kody, 1990). Im PU-Schaum lagen die Drehmomente für 58 mm bzw. 60 mm Pfannen mit Werten zwischen 19 Nm und 56 Nm

tendenziell unter den Werten für den formalinkonservierten Leichenknochen mit 7 Nm bis 120 Nm. Jedoch können durch die osteoporosebedingte Streubreite der Knochendichte keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Implantattyp oder Größe und dem maximalen Drehmoment aufgebaut werden. Zusätzlich kam es bei den formalinkonservierten Präparaten vor dem Ausbrechen der Gewindegänge zu einem Bruch des sklerotischen Knochens.

Dennoch fallen bei Kody tendenziell niedrigere Werte im PU-Schaum im Vergleich zu anderen Arbeiten auf. Begründend für diese Beobachtung kann die Wahl des Knochenersatzwerkstoffes sein, der über ein Kompressionsmodul, das mit 3,04 bis 2,94 MPa dem spongiösen Knochen gleicht, verfügt. Dieses ist wahrscheinlich zu niedrig, da durch die Erhaltung der subchondralen Sklerose eigentlich eine Mischkalkulation aus kortikalem und spongiösem Knochen Grundlage sein sollte.

Kody wirft schließlich die Frage auf, ob ein hohes Einschraubmoment automatisch mit einer guten Stabilität der Pfanne korreliert, da zum einen Drucknekrosen an den Gewindespitzen auftreten können, zum anderen dringt das Gewinde im harten sklerotischen Knochen nicht vollständig in den Knochen ein und ermöglicht so eine bindegewebige Auffüllung der Zwischenräume.

Pellengahr bestätigt dies in seiner klinischen Beobachtung der Schraubpfanne München II, wo bei 11 von 51 Patienten sich die Inklination langfristig um mehr als 5° durch Migration geändert hat (Pellengahr, 2003).

Nach Berücksichtigung der Ergebnisse im Einschraubverhalten zeigen sich für die Primärimplantation besonders die sphärischen Schraubpfannen Zintra, Aesculap SC und Lamella sowie die konische Schraubpfanne Bicon geeignet.

Bei den **Defekten 1** nach Paprosky **im Hartschaumblock** zeigten alle Pfannen tendenziell einen geringen Abfall des **Einschraubmomentes** und des **Überdrehmomentes** gegenüber der Primärpfanne ohne Defekt. Das mittlere Einschraubmoment verminderte sich von 62,87 Nm auf 53,04 Nm, das mittlere Überdrehmoment von 117,60 Nm auf 107,21 Nm.

Im Vergleich der Außenformen zeigten die konischen und parabolischen Schraubpfannen einen stärkeren Abfall der Einschraub- und Überdrehmomente als die sphärischen. So zeigten die sphärischen im Durchschnitt auch höhere Werte für das Ein- und Überdrehmoment als die konischen Pfannen. Das höchste Einschraubmoment wurde bei der sphärischen

Schraubpfanne MUC II (87,2 Nm) gemessen, das höchste Überdrehmoment bei der sphärischen Schraubpfanne Zintra (140,7 Nm).

Bei Betrachtung der **Überdrehreserve** fällt eine Umkehr der Verhältnisse im nativen Acetabulum auf, da hier die Werte der konischen und parabolischen Pfannen teils kräftig anstiegen, während die sphärischen Pfannen, mit Ausnahme des Schraubbrings MUC II und der Ultima Schraubpfanne, niedrigere Überdrehreserven als im primären Hartschaumblock aufwiesen. Als Erklärung hierfür kann die tieferreichende Fräsung durch die konischen Pfannen angenommen werden, die somit tiefer in den Knochen einschneiden als die sphärischen Fräser. So hatten die konischen Schraubpfannen (128,9 %) eine höhere Überdrehreserve als die sphärischen Schraubpfannen (87,2 %). Die höchste Überdrehreserve erreichte die Allo Classic Schraubpfanne mit 154,4 %.

So können für die **Defektsituation 1 nach Paprosky** besonders die Allo Classic und die Zintra Pfannen empfohlen werden, da sie eine hohe Überdrehreserve mit mittlerem Einschraubmoment kombinieren.

Bei den **Typ 2 Defekten** nach Paprosky **im Hartschaumblock** kam es bei allen Pfannen zu einem weiteren Abfall der Einschraubmomente und Überdrehmomente. Das mittlere Einschraubmoment verminderte sich von 53,04 Nm auf 37,70 Nm, das mittlere Überdrehmoment von 107,21 Nm auf 82,01 Nm.

Das höchste **Einschraubmoment** wies die sphärische Schraubpfanne München II auf.

Die höchsten **Überdrehmomente** fanden sich bei der sphärischen MUC II und der konischen Allo Classic.

Die daraus errechnete **Überdrehreserve** lieferte die höchsten Werte für die sphärische Zintra Schraubpfanne mit 274 %. Aber auch die Variall-Pfanne mit 173 % und die Allo Classic mit 155 % verzeichneten gute Ergebnisse.

In der Zusammenschau der Ergebnisse für den Defekt-Typ 2 nach Paprosky zeigt sich die Allo Classic Schraubpfanne bezüglich ausreichendem Einschraubmoment und hoher Überdrehreserve am besten für eine ausreichende Primärstabilität geeignet.

Bei der Versuchsreihe zum **Defekttyp 3a** nach Paprosky wurde bei den **Ein- und Überdrehmomenten** ein weiterer deutlicher Abfall registriert. Das mittlere Einschraubmoment verminderte sich auf 15,59 Nm, das mittlere Überdrehmoment auf 43,77

Nm. Der Schraubring SC war nicht mehr adäquat verankerbar. Das höchste Einschraubmoment wurde für die Schraubpfanne München II (MUC II) mit 25,12 Nm gemessen, das niedrigste für die Schraubpfannen Lamella (9,44 Nm) und Variall (10,2 Nm).

Das höchste Überdrehmoment ergab sich für die Schraubpfanne Allo Classic mit 88,48 Nm, gefolgt von der MUC II mit 58,88 Nm. Das niedrigste Überdrehmoment wiesen die Schraubpfannen Hofer Imhof mit 22,08 Nm und die Lamella mit 22,93 Nm auf.

Die höchste Überdrehreserve mit 292,40 % wurde für die Zintra Schraubpfanne und die niedrigste für die die Hofer Imhof Schraubpfanne mit 42,30 % berechnet.

Keine der restlichen Pfannen ließ sich so verankern, dass eine Belastung im Alltag möglich gewesen wäre. Dennoch stieg durch einen extremen Abfall der Einschraubmomente die Überdrehreserve deutlich an. So wird deutlich, dass die erzielten Ergebnisse, besonders die Einschraubmomente und die Überdrehreserve, nur in Kombination zu beurteilen sind, da eine isolierte Sicht trügerische Ergebnisse liefern kann.

Jedoch wird deutlich, dass im klinischen Alltag Schraubpfannen für die Defekttypen 3a und 3b ohne weitere rekonstruktive Maßnahmen keine ausreichende Stabilität bieten. Dieses Ergebnis kann auch durch die klinischen Erfahrungen von Dragan bestätigt werden, der bei der Revision von Hüftendoprothesen ab Paprosky 3 die Anwendung von rekonstruktiven Elementen empfiehlt (Dragan, 2001).

4.2 Micromotions als Indikator für die Primärstabilität von Hüftendoprothesen

Die Micromotions als Bewegungen zwischen den Implantatlager und dem Implantat führen zu einer Resorption des Knochens und damit zu einer Lockerung des Implantates (Schneider, 1989). Die für die Osseointegration gerade noch tolerablen Micromotions, also die Bewegungen zwischen Implantat und Implantatlager, werden von Pitto mit $200\ \mu\text{m}$ definiert (Pitto, 1997).

Diese Grenze wurde bei der **Primärimplantation** im Hartschaumblock (Herex[®] C 70, C70.200) lediglich bei der Lamella Schraubpfanne und bei der Monoblock Pressfitpfanne in jeweils einem Kanal überschritten.

Die Lamella Schraubpfanne überschritt den kritischen Grenzwert am Kanal 3 mit $218,6\ \mu\text{m}$ ohne Signifikanz. Der zweithöchste Wert dieser Pfanne wurde am Kanal 2 mit $165,2\ \mu\text{m}$ gemessen.

Die Monoblock Pressfitpfanne übertraf am Kanal 2 ebenfalls ohne Signifikanz mit $206\ \mu\text{m}$ den Grenzwert. Den zweithöchsten Wert dieser Pfanne lieferte der Kanal 3 mit $180,6\ \mu\text{m}$.

Gruppiert man alle Mittelwerte nach Schraub- und Pressfitpfannen, so liegen beide Gruppen für alle Kanäle deutlich unter der Grenze von $200\ \mu\text{m}$, jedoch ohne einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.

Unterteilt man die Schraubpfannen in sphärische auf der einen und parabole und konische auf der anderen, so zeigen die konischen/parabolen höhere Micromotions mit einem signifikanten Unterschied für den Kanal 1.

In der Gruppe der Pressfitpfannen zeigten die mikrostrukturierten tendenziell höhere Micromotions als die makrostrukturierten Pressfitpfannen, jedoch war der Unterschied in keinem Fall statistisch signifikant.

In der aktuellen Literatur fand sich kein Hinweis auf bisher untersuchte Messungen von Micromotions bei Schraubpfannen. Für Pressfitpfannen wurden hingegen Ergebnisse veröffentlicht, wobei die unterschiedliche ausgeübte Kraft berücksichtigt werden muss:

<u>Autor</u>	<u>Belastung</u>	<u>Modell</u>	<u>Micromotions</u>
Pitto (2001)	2354 N	PU-Becken	Mittelwert: 115 μm Maximum: 146 μm
Pitto (1997)	2354 N	Kunststoffbecken	Mittelwert: - ohne Schrauben: 35-153 μm - mit Schrauben: 82-266 μm
Won (1995)	1500 N	humaner Knochen, fresh-frozen	Mittelwerte: 10-51 μm Maximum: 180 μm
Perona (1992)	2354 N	humaner Knochen, formalinkonserviert	162 μm gemessen am Os ileum
Stiehl (1991)	1000 N	humaner Knochen, formalinkonserviert	Zyklisch: < 125 μm Statisch: > 150 μm

Tabelle 4.2-1 Literaturübersicht über Micromotions von Pressfitpfannen.

Die Übersicht der bisher veröffentlichten Arbeiten zu Micromotions zeigt, dass die in dieser Studie gewonnenen Daten in der gleichen Größenordnung wie Studien mit ähnlichen Ansätzen liegen. Dies bestätigt einerseits die Wahl des Herex[®] C70, C70.200 als Knochenersatzwerkstoff, andererseits indirekt die Festlegung der 200 μm als kritische Grenze für die Osseointegration. Alle Pfannen, die diese Grenze unterschritten haben, sind inzwischen durch gute mittel- und langfristige klinische Ergebnisse bestätigt.

Jedoch muss man für die Monoblockpfanne die Einschränkung treffen, dass durch das partielle Überschreiten der 200 μm Micromotions eine Vollbelastung postoperativ hinausgezögert werden sollte.

Nebenbei konnte in dieser Studie die Annahme von Dietschi nicht bestätigt werden, dass an der Knochenimplantatgrenze von künstlichen Hüftpfannen bei physiologischen Druckbelastungen Spongiosabrüche auftreten könnten (Dietschi, 2003).

Im Hartschaumblock mit dem **Defekttyp 1** nach Paprosky stiegen bei den Schraubpfannen die Micromotions im Vergleich zum Primäracetabulum geringgradig an, ohne jedoch den Grenzwert von 200 µm zu übertreffen. Vor allem beim kranial platzierten Messfühler 4 zeigte sich ein Anstieg.

Bei der Untergliederung in konische und sphärische Pfannen zeigten die konischen eine stärkere Zunahme der Micromotions, besonders an den kaudalen Messfühlern 2 und 3, wobei am Kanal 2 der Unterschied signifikant war.

Die Pressfitpfannen zeigten in Vergleich zum Primäracetabulum einen geringen Abfall der Micromotions. Lediglich die makrostrukturierte Metallsockel CL Pressfitpfanne zeigte einen deutlichen Anstieg der Micromotions auf den Kanälen 2, 3 und 4.

Bei der Unterteilung in mikro- und makrostrukturierte Pressfitpfannen zeigten die mikrostrukturierten deutlich höhere Mittelwerte, jedoch ohne signifikanten Unterschied.

Im Gruppenvergleich gab es zwischen den Schraub- und Pressfitpfannen beim Defekttyp 1 nach Paprosky keinen signifikanten Unterschied.

Insgesamt wurden im Hartschaumblock mit dem Defekttyp 1 nach Paprosky die niedrigsten Micromotions bei der Zintra Schraubpfanne gemessen. Die größten Micromotions hatte auf allen 4 Kanälen die Monoblockpfanne. Auch hier sollte eine Vollbelastung direkt postoperativ vermieden werden.

Die Versuchsreihen im Hartschaumblock mit dem **Defekttyp 2** nach Paprosky lieferten ein divergentes Bild. Obwohl die konischen Schraubpfannen auf den Kanälen 2 und 3 im Mittel eine Abnahme der Micromotions gegenüber dem Defekttyp 1 zeigten, waren die Werte immer noch höher als die der Gruppe der sphärischen Schraubpfannen.

Unter den Schraubpfannen zeigte die Hofer Imhof die höchsten Micromotions auf den drei kaudalen Messfühlern, wobei auf den Kanälen 1 und 3 die kritischen 200 µm überschritten wurden.

Bei den Pressfitpfannen übertraf die makrostrukturierte Metallsockel CL auf den Kanälen 2 und 3 und die mikrostrukturierte Monoblock auf den Kanälen 1 und 2 die für die Osseointegration kritischen 200 µm.

Bei der Unterscheidung zwischen Schraub- und Pressfitpfannen lieferten die Schraubpfannen auf den drei Kanälen in der Pfannenebene bessere Werte als die Pressfitpfannen, jedoch ohne Signifikanz.

Aufgrund der hohen Micromotions sollten die Hofer Imhof Schraubpfanne, die Metallsockel CL Pfanne und die Monoblockpfanne beim Defekttyp 2 direkt postoperativ nur teilbelastet werden.

Beim **Defekttyp 3a** im Hartschaumblock stiegen bei den Schraubpfannen die Micromotions auf allen Kanälen im Vergleich zum Defekttyp 2 deutlich an. Die kritischen 200 µm wurden von der Zintra (Kanal 1), der Allo Classic (Kanal 1) und der Ultima-Pfanne (Kanal 2 und 3) überschritten. Ein signifikanter Unterschied zwischen den sphärischen und konischen Schraubpfannen lag nicht vor.

Die mikrostrukturierten Pressfitpfannen ließen sich bei diesem fortgeschrittenen Defektstadium nicht mehr adäquat verankern. Die makrostrukturierten Pressfitpfannen blieben zwar beide unter der Grenze von 200 µm, jedoch wäre diese Verankerung nicht für die in vivo Belastung ausreichend.

Grundsätzlich bestätigt sich das Ergebnis aus den Versuchsreihen zum Ein- und Überdrehmoment, die vorgeschädigten Acetabuli mit einem Typ 3a Defekt ohne weitere rekonstruktive Maßnahmen keine ausreichende Primärstabilität bescheinigen.

Jedoch sollte zum Settling-Prozess durchaus eine postoperative Teilbelastung bei Pressfitpfannen, wie der Monoblock-Pfanne, erfolgen.

4.3 Kippmomente und Ausdrückkräfte als Indikator der Primärstabilität

Die unter der alltäglichen Belastung auftretenden Reibmomente zwischen den Gleitpaarungen liegen in einem Bereich, der die Kippstabilität keiner der untersuchten Pfannen gefährdet hätte. Unter einer Belastung von 2500 N maß Plitz maximale Reibmomente für die Materialpaarung Kobaltbasislegierung / HD-Polyethylen von 75 bis 230 Ncm (entspricht 0,75 Nm – 2,3 Nm). Die Werte für andere Gleitpaarungen lagen noch unter diesen (Plitz, 1984).

Größere Kippmomente können jedoch nicht nur unter experimentellen Bedingungen auftreten, sondern können auch beim Anschlagen des Prothesenschafthalses an der Pfanne bei extremen Bewegungsausschlag erzeugt werden (Impingement).

Die Literaturrecherche nach vergleichbaren Versuchsansätzen ergab folgendes:

Ohlin untersuchte die maximalen Kippmomente von Hüftpfannen am Autopsiepräparat bis zum Ausbruch bei 80 Nm (Ohlin, 1992).

Jäger berichtete über zementierte Pfannen, die in humane Kadaverpräparate implantiert wurden und unter Torsionsmomenten von 457,1 cm kp (=44.84 Nm) bis 1827 cm kp (=179,23 Nm) zum Ausbruch gebracht wurden (Jäger, 1974).

Baleani belastete eine porouscoated Pressfitpfanne im Polyurethanschaum mit einem Kippmoment von 39,9 Nm, bis es zum Auftreten von Micromotions von 150 µm kam (Baleani, 2001).

Hadjari belastete ebenso eine porouscoated Pressfitpfanne im fresh-frozen Präparat mit einem Kippmoment von 11 Nm, bis Micromotions von 50 µm erzeugt wurden (Hadjari, 1994).

Die von Kody im Polyurethanschaum beobachteten Kippmomente für eine 50 mm Schraubpfanne bis zum Ausbrechen aus dem Implantatlager betragen 20 Nm (Kody, 1990).

Die hier untersuchten Kippmomente bis zum Ausriss der Pfanne aus dem Hartschaumblock ohne Defekt zeigen bei den Schraubpfannen eine Spannweite von 137,6 Nm bis 194,2 Nm, bei den Pressfitpfannen von 23,0 bis zu 126,7 Nm.

Die Kippmomente bei den Schraubpfannen waren signifikant höher als die der Pressfitpfannen. Während der Unterschied zwischen den konischen und sphärischen Schraubpfannen vergleichsweise gering ausfiel, zeigte sich das Kippmoment bei den

makrostrukturierten Pressfitpfannen deutlich höher als bei den mikrostrukturierten Pressfitpfannen. Wegen der breiten Streuung der Ergebnisse bei den makrostrukturierten Pressfitpfannen war dieser Unterschied jedoch nicht statistisch signifikant.

Die in den angeführten Literaturstellen gewonnenen Werte für die Pressfitpfannen lagen im vergleichbaren Bereich dieser Studie, obwohl zu berücksichtigen ist, dass nicht immer bis zum Ausriss des Implantats belastet wurde.

Obwohl bei den Pressfitpfannen tendenziell niedrigere Kippmomente im Hartschaumblock mit dem **Defekttyp 1 nach Paprosky** als im nativen Hartschaumblock gemessen wurden, ergab sich insgesamt kein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsreihen.

Die Schraubpfannen wiesen beim Defekttyp 1 signifikant höhere Kippmomente als die untersuchten Pressfitpfannen auf. Die höchsten Werte wurden von der Zintra und der Variall Schraubpfanne erzielt, die sich damit zu den meisten anderen Pfannen signifikant unterschieden. In der Unterteilung zwischen konischen und sphärischen Schraubpfannen zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

Bei den Pressfitpfannen zeigten die makrostrukturierten deutlich höhere Kippmomente als die mikrostrukturierten Pfannen, ohne daß der Unterschied signifikant war. Die niedrigsten Kippmomentwerte wurden von der Fitmore Pressfitpfanne und der Trilogy Pressfitpfanne mit 27,1 Nm und 24,8 Nm gemessen. Hier ist zu befürchten, dass ein Impingement zu einem Aushebeln der Pfanne führen könnte.

Beim **Defekttyp 2 nach Paprosky** kam es bei allen untersuchten Pfannen zu einem deutlichen Abfall der Kippmomente im Vergleich zum Defekttyp 1. Dieser Abfall war sowohl für die meisten Pfannen an sich als auch für die Mittelwerte der Gruppen der Schraub- und Pressfitpfannen signifikant.

Die Gruppe der Schraubpfannen zeigte mit 124,1 Nm ein signifikant höheres Kippmoment als die Pressfitpfannen mit 32,0 Nm.

Bei den Schraubpfannen lieferten die sphärischen Pfannen höhere Werte für das maximale Kippmoment als die konischen. Mit Ausnahme der Hofer Imhof Schraubpfanne zeigten alle

Schraubpfannen ein maximales Kippmoment von mehr als 80 Nm und damit eine höhere Stabilität als zementierte Pfannen im Autopsiepräparat (Ohlin, 1992).

Bei der Gruppe der Pressfitpfannen präsentierten sich die makrostrukturierten Pfannen mit durchschnittlich signifikant höheren maximalen Kippmomenten als die mikrostrukturierten Pfannen. Alle Pressfitpfannen lagen mit ihren maximalen Kippmomenten unter dem Referenzwert der zementierten Pfannen mit 80 Nm. Mit Ausnahme der Allofit Pfanne war dieser Unterschied auch signifikant. Die mikrostrukturierten Pressfitpfannen unterschritten signifikant den Grenzwert von 39,9 Nm, damit ist bei einer Impingement-Situation ein Ausbrechen der Pfanne oder zumindest eine Störung der Osseointegration zu befürchten.

Die Versuchsreihen am **Defekttyp 3a nach Paprosky** zeigten einen weiteren Abfall der maximalen Kippmomente gegenüber den Messwerten beim Defekttyp 2 bei allen untersuchten Pfannen, der bei allen Schraubpfannen signifikant war.

Aus der Gruppe der Pressfitpfannen konnten nur mehr die makrostrukturierten Allofit und Metallsockel CL Pfannen verankert werden. Da auch die Allofit Pfanne die 39,9 Nm signifikant unterschritt, scheint bei den Pressfitpfannen eine Verankerung bei einer Defekttyp 3a Situation nur mit ergänzenden rekonstruktiven Maßnahmen sinnvoll.

Der mittlere Wert für alle Schraubpfannen betrug 77 Nm und lag damit im Bereich zementierter Pfannen. Unter dem Aspekt der maximalen Kippmomente ohne Berücksichtigung der weiteren gewonnenen Ergebnisse wäre somit für diese Pfannen auch bei dieser Defektsituation eine ausreichende Verankerung denkbar.

Die sphärischen Schraubpfannen zeigten im Mittel höhere maximale Kippmomente als die untersuchten konischen Exemplare. Den absolut höchsten Wert für das maximale Kippmoment wies die sphärische Lamella Pfanne mit 104 Nm auf, das geringste Kippmoment bei den Schraubpfannen die parable Hofer Imhof Pfanne mit 63,2 Nm. Dieser Unterschied war statistisch signifikant.

4.4 Der Einfluss der Pfannenform auf die Primärstabilität

Bei der Auswahl der optimalen Pfannenform stehen zwei grundlegende Gedanken im Vordergrund. Zum einen soll die äußere Pfannenform der physiologischen Situation durch eine sphärische Konstruktion nahe kommen (Morscher, 1992). Damit wird erreicht, dass beim Fräsen die subchondrale Sklerose erhalten bleibt und damit die Kraft über das Implantat physiologisch in das periacetabuläre Knochengewebe eingeleitet wird. Dies ist bei konischen oder parabolischen Pfannen insbesondere am Pfannenboden nicht der Fall. Ein weiterer Vorteil der sphärischen Pfannen ist die Möglichkeit, die Stellung der Pfanne nach dem Fräsen zu korrigieren. Diese Nachteile der konischen Pfannen werden theoretisch durch eine höhere Primärstabilität ausgeglichen. Durch die Außenform erreichten konische Pfannen zum einen eine Verkeilung im Acetabulum und damit eine bis zu 2,5-fach höhere Vorspannung als sphärische (Ungethüm, 1986). Diese kann jedoch auch perioperativ zu Sprengungen des Acetabulums führen (Kody, 1990). Außerdem wird die Vorspannung bei konischen Pfannen gleichmäßig über die gesamte Pfannenoberfläche verteilt (Ungethüm, 1980; Ungethüm 1986), wohingegen sich bei den sphärischen Pfannen die Vorspannung auf den Rand konzentriert und zum Pol hin abnimmt.

Diese Studie soll nun überprüfen, ob sich die von vielen Autoren als für die Osseointegration essentiell dargestellte hohe Primärstabilität (Krause, 1998; Rhineland, 1977; Weber, 1986) tatsächlich besser bei den konischen Pfanne darstellt und damit die Nachteile beim Einschraubverhalten aufwiegen kann.

Bezüglich des Einschraubverhaltens, also ein mittleres, gut vom Operateur kontrollierbares Eindrehmoment kombiniert mit einem hohen Überdrehmoment, zeigten sich im Hartschaumblock die sphärischen Schraubpfannen den konischen überlegen. Im mazerierten Knochen lieferte die parabolische Pfanne höhere Werte, ohne statistisch signifikant zu sein. In Anbetracht der möglichen Positionskorrektur zeigen sich folglich die sphärischen Pfannen vorteilhafter.

Nach Analyse der gewonnenen Werte der Micromotions und maximalen Kippmomente als Indikatoren für die Primärstabilität zeigen die sphärischen Pfannen in Abhängigkeit der Gewindeform im Hartschaumblock bessere Werte als die konischen oder parabolischen Pfannen. Die isolierte Betrachtung der Micromotions zeigte im Hartschaum höhere Werte für die konischen Schraubpfannen als für die sphärischen.

Theoretisch bieten die konischen Schraubpfannen bei, auf die Größe bezogen, nicht optimal gefrästen Acetabuli oder bei acetabulären Defekten die Möglichkeit, durch ein tieferes oder flacheres Einschrauben trotzdem eine stabile Fixation zu erreichen (Ungethüm, 1986). Durch die Konzentration der Vorspannung am Pfannenrand ist dies bei sphärischen Pfannen nur eingeschränkt möglich. Experimentell konnte dies jedoch weder durch die Ergebnisse bei den Micromotions noch bei den Kippmomenten bestätigt werden.

Mehrfach wird in der Literatur die parabol Hofer Imhof Schraubpfanne bezüglich Kipp- und Rotationsstabilität wegen ähnlich hoher Vorspannungen wie die konischen Pfannen und damit höheren Vorspannung als die sphärischen Pfannen als vorteilhaft beschrieben (Fox, 1994; Ungethüm, 1980). In dieser Studie konnten diese Ergebnisse im Hartschaumblock nicht bestätigt werden.

Theoretische Überlegungen bescheinigen den konischen und parabol Pfannen einen Vorteil bei größeren acetabulären Defekten, wie z.B. beim Endoprothesenwechsel, bei dysplastischen Hüftgelenken oder für Rheumapatienten (Malchau, 1996; Ungethüm, 1986). Dieser Effekt deutet sich in dieser Studie allenfalls bei den Defekttypen 3a nach Paprosky an.

Zusammenfassend können die theoretischen Vorteile der konischen Schraubpfannen hinsichtlich der Primärstabilität nicht bestätigt werden. In der Zusammenschau mit den Vorteilen der sphärischen Schraubpfannen bezüglich des Einschraubverhaltens, dem Erhalt der subchondralen Sklerose und der Korrekturmöglichkeiten nach der Fräsung können den sphärischen Pfannen Vorteile zugesprochen werden. Jedoch muss dem Phänomen Rechnung getragen werden, dass es bei sphärischen Schraubpfannen zu einer Ausschälung der Gewindegänge bei niedrigen Drehmomenten kommen kann (Hoos, 1986). Dies kann nach Ungethüm ein Nebeneffekt des Korrekturspielraums in der Anfangsphase des Implantieren sein (Ungethüm, 1986).

4.5 Einfluss der Gewindeform von Schraubpfannen auf die Primärstabilität

Ein weiterer entscheidender Faktor für die Primärstabilität bei Schraubpfannen ist die Konfiguration des Gewindes. Aus mechanischer Sicht kann man zwischen Befestigungsgewinden und Bewegungsgewinden unterscheiden (Bruijn, 1995). Für die Endoprothetik kommen zur Fixation nur Befestigungsgewinde in Frage, da diese sich unter einer Längskraft nicht lösen, also selbsthemmend sind. Solche Eigenschaften werden z.B. von spitzen, metrischen Gewindeformen mit einem kleinen Steigungswinkel von ca. $2,5^\circ$

erreicht. Bezüglich der Ausrichtung der Gewindeflanken haben experimentelle Untersuchungen von Griss ergeben, dass sich eine Ausrichtung senkrecht zur Druckrichtung gegenüber schräg ausgerichteten Gewindeflanken günstig auf das Einwachsverhalten auswirkt (Griss, 1976). Wenn die Gewindeflanken senkrecht zur Einschraubrichtung ausgerichtet sind, werden diese hauptsächlich Druckbelastungen ausgesetzt. Nach Griss ist die Ausbildung von belastungsfähigen Knochen nur unter Druckbelastung möglich, wohingegen Zug- oder Scherbelastungen zur Ausbildung von Bindegewebe führen (Griss, 1975; Griss, 1977). Und nur mit einer stabilen Knochenfixation ist nach Abbau der Vorspannung ein mechanisch stabiler Formschluss als sekundäre Stabilität des Implantates möglich.

Entscheidend sowohl für die primäre als auch für die sekundäre Stabilität ist die Stabilität der Knochenlamellen zwischen den einzelnen Gewindegängen. Diese Lamellen dürfen bei der Kraftübertragung und Weiterleitung aus dem Implantat auf den Knochen nicht brechen. Daher empfiehlt Blömer ein tiefes flaches Gewinde mit großem **Abstand der Gewindegänge** als Voraussetzung für starke Knochenlamellen. Nach seiner Auffassung spielt die Gewindekonfiguration eine größere Rolle für die Primärstabilität als die Außenform der Pfanne (Blömer 1992). Für Blömer sind die Gewindesteigung, die Gewindetiefe, der Winkel der Gewindeflanken und die Anzahl der tragenden Gewindegänge die entscheidenden Parameter für die Gewindekonfiguration. Um objektiv vergleichbare Studien zwischen verschiedenen Pfannenmodellen zu ermöglichen, leitet er aus diesen Parametern die Gewindefläche und das von den Gewindeflanken eingegrenzte Volumen ab. Idealerweise sollten diese abgeleiteten Parameter möglichst groß sein, wie es zum Beispiel bei schmalen, tiefen Gewindeflanken mit starken Knochenlamellen der Fall wäre (Ungethüm, 1980).

Ungethüm stellt die Oberflächenvergrößerung als wichtige Funktion des Gewindes zur Diskussion. Ein optimal konfiguriertes Gewinde sollte nach seiner Meinung eine schmale Gewindeflanke, starke Knochenlamellen, eine große Oberfläche und in Einschraubrichtung senkrechte Gewindeflanken besitzen (Ungethüm, 1986).

Nach Krause variiert die Anzahl der Gewindegänge der gebräuchlichsten Schraubpfannen zwischen vier und sieben. Jedoch erachtet er die Anzahl, ebenso wie die Tiefe der Gewindegänge für relativ bedeutungslos (Krause, 1998). Die gebräuchlichsten Pfannentypen variieren bezüglich der Tiefe der Gewindegänge zwischen 2 und 3 mm.

Bei den sphärischen Pfannen haben sich Pfannen mit Gewindesteigungen von 4 mm stabiler als Pfannen mit einer Steigung von 2-2,5 mm erwiesen, obwohl diese teilweise mehr und tiefere Gewindegänge aufweisen.

Karas sieht durch die weitere Vergrößerung der Implantatoberfläche und damit der Vergrößerung der Verschraubung und der Abkehr vom eigentlichen Pressfit durch Verschraubung einen falschen Trend. Er sieht im Gegensatz zu Ungethüm bei niedrigen, schlanken, scharfkantigen Gewinden mit großer Ganghöhe und vielen Schneidkanten eine kleinere Gefahr der unphysiologischen Belastung für den Knochen (Karas, 1994). Mit Ausnahme der niedrigen Gewindeflanken korrelieren diese Überlegungen gut mit den Ergebnissen dieser Studie. Lediglich die Pfannen mit tieferen Gewindegängen zeigten bessere Ergebnisse im Hartschaumblock.

Kody erarbeitet im Laborversuch bei verschiedenen Schraubpfannen im Polyethylenblock einen direkten Zusammenhang zwischen dem maximalen Einschraubdrehmoment bis zum Überdrehen des Gewindes und dem Hebelmoment bis zum Ausbruch des Implantates (Kody, 1990). Diese Untersuchung sieht den entscheidenden Faktor für die Primärstabilität eher in der Knochenqualität des Implantatagers als im Design der Pfanne. Für Pressfitpfannen wurden ebenfalls in Laborversuchen ähnliche Beobachtungen gemacht (Pitto, 1997). Ein wichtiger Einwand Kodys besteht in der Feststellung, dass eine hohe Primärstabilität nicht zwangsläufig eine hohe sekundäre Stabilität bedeutet, da es bei zu großer Kraftübertragung zu Drucknekrosen und damit zu einem bindegewebigen Umbau an den Gewindespitzen kommen kann. Zu einem ähnlichen Schluss kommt Karas, der in einem zu hohem Einschraubmoment bei Schraubpfannen die Gefahr für unphysiologische Spannungszustände im Acetabulum sieht und somit nicht zwingend eine hohe Primärstabilität (Karas, 1994).

Dem gegenüber stehen die experimentellen Beobachtungen Gebauers, der Lockerungstendenzen unter Rüttel- und Kippbewegungen bei insuffizient fixierten Schraubpfannen beobachtete (Gebauer, 1990). Einschraubmomente von unter 10 Nm zeigten sich hier als nicht ausreichend. Auch konnte eine Lockerung bei einer zu geringen Vorspannung zwischen dem Pfannenimplantat und dem Hüftkopf konstatiert werden, weshalb Gebauer eine gut trainierte periartikuläre Hüftmuskulatur, insbesondere des Musculus tensor fasciae latae als protektiven Faktor ansah.

Krause konnte mit biomechanischen Untersuchungen von Schraubpfannen bestätigen, dass durch eine Erhöhung des Drehmoments bei einer Pfanne eine signifikante Steigerung der Festigkeit zu erzielen ist (Krause, 1998). Dies ist sicher für Schraubpfannen zutreffend, die noch nicht vollständig eingeschraubt sind. Im Grenzbereich der Überdrehreserve scheint jedoch keine weitere Erhöhung der Primärstabilität durch eine Erhöhung des Eindrehmoments

erreichbar zu sein. So wird auch von mehreren Autoren eine intraoperative Drehmomentmessung empfohlen (Blaschke, 1998; Delaunay, 1994; Krause, 1998). Nach Krause ist dieses Phänomen durch eine höhere Vorspannung und damit einer höheren Klemmkraft zwischen Knochen und Implantat erklärt. Des weiteren wird die Fläche, die zur Kraftübertragung zur Verfügung steht, vergrößert. Schließlich könnte eine zusätzliche Schraubenfixation bei gleichem Drehmoment eine weitere Steigerung der Stabilität mit sich bringen.

Nach Mittweg kann bei unterschiedlichen Pfannensystemen nicht automatisch aus dem Eindrehmoment auf die Primärstabilität geschlossen werden (Mittweg, 1989).

Um nun die Ergebnisse aus dieser Studie im Hinblick des Einflusses der Gewindeform auf die Primärstabilität zu untersuchen, sollte man die Pfannen nach der Außenform in Gruppen einteilen, um gleiche Außenformen miteinander zu vergleichen.

Pfannentyp	Tiefe des Gewindes	mittlere Breite
Schraubring München II (MUC II)	3,0 mm	1,8 mm
Schraubring SC	2,4 mm	0,6 mm
Ultima	2,6 mm	0,9 mm
Lamella	4,6 mm	1,0 mm
Zintra	2,2 mm	0,7 mm
Bicon Plus	3,2 mm	0,7 mm
Hofer Imhof	2,8 mm	1,0 mm
Allo Classic	3,0 mm	1,0 mm
Variall	3,4 mm	1,3 mm

Tabelle 4.5.-1 Tiefe und mittlere Breite der Gewinde aller untersuchten Schraubpfannen.

In der Untergruppe der sphärischen Schraubpfannen wurden bei der Primärsituation ohne Defekt die niedrigsten Micromotions bei der Zintra Schraubpfanne gemessen. Ebenfalls niedrige Micromotions wies der Schraubring MUC II auf. Dagegen wurden bei der Lamella und der Aesculap Schraubpfanne SC vergleichsweise hohe Micromotions gemessen.

Auch bei den Kippmomenten der Primärsituation und der Defektsituation Typ 1 zeigte sich die Zintra Pfanne überlegen. Die Lamella Pfanne brachte beim Primäracetabulum und bei

Defekten vom Typ Paprosky 1 die geringste Kippstabilität auf, gefolgt vom Schraubring MUC II. Auch bei der Überdrehreserve zeigte die Zintra Schraubpfanne im Primärfall mit 158 % deutlich höhere Werte als die Lamella Pfanne mit 115,9 %. Die niedrigste Überdrehreserve bei dem höchsten Einschraubmoment hatte der Schraubring MUC II.

Betrachtet man nun die Gewindeformen der drei verglichenen Schraubpfannen, so zeigt sich das sphärische Spitzgewinde der Zintra Pfanne mit einer mittleren Breite von 0,7 mm, einer Tiefe von 2,2 mm und der Besonderheit einer variablen Steigung anderen Gewindeformen überlegen. Dagegen verfügt die Lamella Schraubpfanne über ein sphärisches Trapez- und Flachgewinde mit einer mittleren Breite von 1 mm und einer Tiefe von 4,6 mm. Es ist anzunehmen, dass dieses Gewinde schlechter in den Knochen schneidet und so tiefer eindringen muss. Daher kann es vorkommen, dass die Pfannenwand nicht immer am Implantatlager anliegt und so die erhöhten Micromotions und die erniedrigte Kippstabilität erklärbar sind. Im Revisionsfall jedoch kann die Tiefe des Gewindes von Vorteil sein, da hier durch die Defekte im Knochen die Weite des Implantatlagers größer ist. Das Spitzgewinde des Schraubrings MUC II ist mit einer mittlere Breite 1,8 mm und einer Tiefe 2,7 mm relativ breit und flach. Dies führt dazu, dass sich das Gewinde vor Erreichen der optimalen Lage im Knochen verkeilt und daraus eine niedrige Überdrehreserve bei relativ hohem Einschraubmoment und reduzierter Kippstabilität resultiert.

Bei den konischen Schraubpfannen ließ sich auf Grund der geringen Unterschiede zwischen den einzelnen Pfannenmodellen bei den Micromotions kein Zusammenhang zwischen Gewindekonfiguration und Micromotions nachweisen.

In Bezug auf die Kippstabilität erwies sich die Variall Pfanne signifikant stabiler als die Hofer Imhof und die Allo Classic Pfanne.

Die besten Resultate für die Überdrehreserve lieferte die Bicon Pfanne, die jedoch als einzige Pfanne bei den Ausdrückversuchen auf Grund ihrer Dünnwandigkeit vorzeitig zerstört wurde. Hier lagen die Variall und die Allo Classic im Mittelfeld, während die Hofer Imhof Pfanne die geringste Überdrehreserve zeigte.

Die hohe Überdrehreserve der Biconpfanne ist auf das sehr schlanke konische Spitzgewinde (Tiefe 3,2 mm, mittlere Breite 0,7 mm) zurückzuführen, welches gut in das Implantatlager einschneidet. Die deutlich breiteren Gewinde der Variall Schraubpfanne (Tiefe 3,4 mm, mittlere Breite 1,3 mm) und der Allo Classic Schraubpfanne (Tiefe 3 mm, mittlere Breite 1

mm) schneiden analog zu den sphärischen Pfannen nicht so gut in den Knochen ein und zeigen so eine geringere Überdrehreserve.

Für die Kippstabilität zeigt sich die größere Tiefe des Gewindes der Variall Pfanne gegenüber der Hofer Imhof deutlich im Vorteil. Trotz ähnlicher Bauart zeigt sich hier ein signifikanter Unterschied.

Zusammenfassend sollte das für das Einschraubverhalten und die Primärstabilität von Schraubpfannen optimale Gewinde ein schlankes Spitzgewinde sein. Ebenso erscheint auch eine variable Gewindesteigung günstig. Für Revisionsoperationen und ausgeprägte Defektsituationen sind Pfannen mit ausreichende Tiefe des Gewindes zu wählen, damit das Gewinde genügend tief in den Knochen einschneiden kann und so die notwendige Primärstabilität erzielt werden kann.

4.6 Einfluss der Implantatoberfläche auf die Primärstabilität

Alle untersuchten Schraubpfannen waren mit einer gestrahlten Oberfläche versehen, so daß bei diesen Pfannen keine Unterschiede in der Oberfläche für die Primärstabilität bewertet werden konnten.

In der Literatur wird jedoch mehrfach von Schraubpfannen mit glatter Oberfläche berichtet, die trotz guter Kurzzeitergebnisse mittel- und langfristig hohe Lockerungsraten verzeichnen (Apel, 1989; Bruijn, 1995; Engh, 1990; Fernandes-Gonzales, 1997). Verantwortlich dafür ist in erster Linie die fehlende Osseointegration an der glatten Oberfläche und der direkte Knochen-Polyethylenkontakt.

Die höhere Osseointegration und damit höhere Primärstabilität von aufgerauten Titanpfannen wird ebenfalls mehrfach beschrieben (Albrektsson, 1981; Kody, 1990). Auch Semlitsch befürwortete den Gebrauch von sandgestrahltem Titan (Semplitsch, 1995). Ebenfalls gute mechanische Fixationen dieses Materials wurden von Lintner in Autopsiepräparaten festgestellt (Lintner, 1986).

Bei den untersuchten Pressfitpfannen konnte zwischen makro- und mikrostrukturierten Pfannen unterschieden werden.

Im Hartschaumblock ohne Defekt zeigten die mikrostrukturierten Pressfitpfannen tendenziell höhere Micromotions als die makrostrukturierten Pfannen. Bei steigendem Defekt im

Hartschaum nahmen die Micromotions bei den mikrostrukturierten Pressfitpfannen stärker zu als bei den makrostrukturierten Pressfitpfannen.

In Bezug auf die maximalen Kippmomente lieferten die makrostrukturierten Pressfitpfannen signifikant bessere Ergebnisse im Hartschaumblock. Einen weiteren Aspekt der strukturierten Oberfläche beleuchtet Mittelmeier, da er die optimale Oberflächenvergrößerung bei abgestuften Oberflächenstrukturen mit einer zum Pol zunehmenden Höhe der trabekulären Strukturen untersuchte (Mittelmeier, 1997).

Folglich scheinen die makrostrukturierten Pressfitpfannen den mikrostrukturierten bezüglich der Primärstabilität überlegen. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Micromotions scheinen die mikrostrukturierten Pressfitpfannen, insbesondere die Monoblock Pfanne, eine längere Latenz postoperativ bis zur Vollbelastung zu benötigen. Dagegen besteht bei gestrahlten mikrostrukturierten Pfannen kein Risiko für das Abplatzen von Makrostrukturanteilen von der Oberfläche (Jansson, 1992).

4.7 Einfluss des Pressfits von Pressfitpfannen auf die Primärstabilität

Eine einheitliche Meinung über die idealen Ausmaße des Pressfits, also der Überdimensionierung des Pfannenaußendurchmessers gegenüber dem Implantatlager, gibt es nicht. Dies zeigt sich auch in den unterschiedlichen Überdimensionierungen der in dieser Studie untersuchten Pressfitpfannen:

Pfanne	Überdimensionierung für Pressfit	Prozentuale Überdimensionierung
Allofit	1,1 mm	2,2 %
Metallsockel CL	1,2 mm	2,4 %
Fitmore	1,0 mm	2,0 %
Monoblock	2,0 mm	4,0 %
Plasmacup SC	1,2 mm	2,4 %
Trilogy	1,4 mm	2,8 %

Tabelle 4.7-1 Überdimensionierung zur Erzielung von Pressfit bei verschiedenen Pressfitpfannen für ein auf 50 mm Durchmesser aufgefrästes Acetabulum nach eigenen Messungen.

Es fällt auf, dass die Monoblock Pressfitpfannen mit der größten Überdimensionierung und einem elliptischen Querschnitt die geringste Primärstabilität aufweisen. Dagegen konnte Kuhn im Kunststoffmodell beim gleichen Pfannentyp eine Zunahme der maximalen Kippmomente nachweisen, wenn das Pressfit von 1 mm auf 2 mm erhöht wird (Kuhn, 1999). Ein ausreichendes Pressfit vorausgesetzt, kann man den Schluss ziehen, dass die Primärstabilität mehr von der Oberfläche des Implantates als vom Ausmaß des Pressfits beeinflusst wird. Ries empfiehlt ein größenadaptiertes Pressfit, um durch übermäßige Spannungen im Acetabulum auftretende Frakturen zu vermeiden (Ries, 1997).

4.8 Beantwortung der eingangs formulierten Fragestellungen der Arbeit

- Das optimale Drehmomentprofil für Schraubpfannen sollte ein relativ geringes Einschraubmoment haben und nach dem Erreichen der optimalen Pfannenposition stark ansteigen. Die damit erreichte hohe Überdrehreserve wird von scharfen schlanken Gewinden, ggf. mit variabler Gewindesteigung, erreicht und wird weniger von der Außenform der Pfanne als vom Gewinde beeinflusst. Die absoluten Werte für die Eindrehmomente sind dabei von zweitrangiger Bedeutung.
- Alle untersuchten Pfannen blieben im Falle der Primärimplantation bei den Micromotions unter 200 µm und damit unter der für die Osseointegration kritischen Grenze. Die Ausnahme bildete die Monoblock Pressfitpfanne, die folglich postoperativ nicht voll belastet werden kann und für sechs Wochen nur teilbelastet werden sollte, um eine ausreichende Osseointegration zu ermöglichen.
- Bezüglich der Kippstabilität zeigten sich die Schraubpfannen den Pressfitpfannen deutlich überlegen. Bei den Schraubpfannen war die Kippstabilität bei allen untersuchten Schraubpfannen bei der Primärimplantation mindestens ausreichend. Im Hartschaumblock wurde diese Eigenschaft bei Schraubpfannen wesentlich vom Gewinde bestimmt. Bei den Pressfitpfannen erzielten makrostrukturierte Pfannen wesentlich besser Ergebnisse bezüglich der Kippstabilität als Pressfitpfannen mit mikrostrukturierter Oberfläche.

- Bei den Defektsituationen nach Paprosky kam es beim Typ 1 im Vergleich zu der Primärimplantation zu keiner wesentlichen Änderung der Primärstabilität der untersuchten Schraub- und Pressfitpfannen.

Dagegen ist die Implantation von Schraub- und Pressfitpfannen bei Defekten vom Typ Paprosky 3a ohne weitere rekonstruktive Maßnahmen nicht zu empfehlen.

5 Zusammenfassung

Trotz steigender mittel- und langfristiger Beobachtungen von Hüftendoprothesen ist die individuelle Entscheidung, welche Prothese für welchen Patienten die richtige ist, schwierig. Hier würden experimentell ermittelte Parameter hilfreich sein, um prognostische Aussagen treffen zu können. Die in dieser Studie untersuchten Einschraubverhalten von Schraubpfannen, Micromotions und Kippstabilitäten von zementfreien Pfannen zur Charakterisierung der Primärstabilität können als solche Parameter dienen.

Bei den Schraubpfannen wurden die Ein- und Überdrehmomente bestimmt. Aus diesen Werten wurde nach der Formel $[(\text{Überdrehmoment} / \text{Einschraubmoment}) - 1] \times 100 \%$ die Überdrehreserve berechnet. Des Weiteren wurden bei allen untersuchten Schraub- und Pressfitpfannen die Micromotions und die maximalen Kippmomente für die Primärimplantation und verschiedene Defekttypen nach Paprosky im Hartschaumblock bestimmt.

Bezüglich des Einschraubverhaltens der Schraubpfannen zeigten sich Implantate mit einer hohen Überdrehreserve (Zintra, Schraubring SC) überlegen, da sie dem Operateur durch einen steilen Anstieg der Drehmomentkurve den optimalen Sitz der Pfanne anzeigen und genügend Spielraum vor dem Ausriss des Gewindes bieten.

Bei den Micromotions zeigten Schraubpfannen deutlich geringere Werte als die Pressfitpfannen. Mit Ausnahme der Monoblock Pressfitpfanne blieben alle untersuchten Pfannen bei der Primärsituation unter dem kritischen Wert von $200 \mu\text{m}$, der gerade noch eine erfolgreiche Osseointegration ermöglicht. Daraus folgert, dass die Monoblock Pfanne im Gegensatz zu den anderen untersuchten Pfannen postoperativ nicht vollbelastet werden sollte.

Angesichts der Ergebnisse der maximalen Kippmomente waren alle Schraubpfannen und makrostrukturierten Pressfitpfannen den mikrostrukturierten Pressfitpfannen überlegen. Diese Überlegenheit zeigt sich insbesondere bei den Defektsituationen.

Für den Fall eines Impingements des Schenkelhalses am Pfannenrand, und dem damit verbundenen Kippmoment ist bei mikrostrukturierten Pressfitpfannen durch die relativ

geringen Ausdrückkräfte und Kippmomente mit einer Störung der Osseointegration oder einem Aushebeln der Pfanne zu rechnen.

Bezüglich der Defektsituationen kann ab Defekten des Typs Paprosky 2 ohne weitere Aufbaumaßnahmen für alle Pressfitpfannen und einen Teil der Schraubpfannen keine suffiziente Primärstabilität gewährleistet werden.

Zusammenfassend kann allen Pfannen für die Primärsituation eine ausreichende Primärstabilität konstatiert werden. Allerdings sollte die Monoblockpfanne postoperativ nicht voll belastet werden.

6 Literaturverzeichnis

- Aigner, C.: [10 years results with the corund-blasted Zweymuller titanium alloy threaded acetabular cup]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb JID* - 1256465. 136:110-114, 1998.
- Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A., and Lindstrom, J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand JID* - 0370352. 52:155-170, 1981.
- Apel, D. M., Smith, D. G., Schwartz, C. M., and Paprosky, W. G.: Threaded cup acetabuloplasty. Early clinical experience. *Clin Orthop JID* - 0075674.183-189, 1989.
- Baleani, M., Fognani, R., and Toni, A.: Initial stability of a cementless acetabular cup design: experimental investigation on the effect of adding fins to the rim of the cup. *Artif Organs JID* - 7802778. 25:664-669, 2001.
- Bereiter, H., Burgi, M., and Rahn, B. A.: [The temporal behavior of the anchorage of a cement-free implanted acetabular cup in animal experiments]. *Orthopade JID* - 0331266. 21:63-70, 1992.
- Bergmann, G., Graichen, F., and Rohlmann, A.: Hip joint forces during walking and running, measured in two patients. *J Biomech JID* - 0157375. 26:969-990, 1993.
- Blaschke, H., Kiss, H., Dohnalek, Ch., Abdolvahab, F., Effenberger, H., and Dorn, U.: Langzeitergebnisse der Hofer-Imhof Pfanne. In Dorn, U. (ed), 10 Jahre Hofer-Imhof Pfanne, pp. 31-41. 1998.
- Blömer, W. and Ungetüm, M.: Überlegungen zum Pfannendesign. Sphärisch oder konisch? Gewinde selbstschneidend oder geschnitten? In Hipp, E., Gradinger, R., Ascherl, R., and Kölling, A. (eds), Die zementlose Hüftprothese, pp. 137-142. Gräfe/Verlag, Demeter Verlag, 1992.
- Boutin, P.: [Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot JID* - 1272427. 58:229-246, 1972.
- Bruijn, J. D., Seelen, J. L., Feenstra, R. M., Hansen, B. E., and Bernoski, F. P.: Failure of the Mecring screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty. A three to seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am JID* - 0014030. 77:760-766, 1995.
- Bruns, H., Hackenbroch, M. H., and Lavaste, F.: Die Bestimmung der Primärfestigkeit zementlos fixierter Hüftgelenkspfannen in Situ durch Drehmomentmessung. In Georg Thieme Verlag (ed), Der alloplastische Ersatz der Hüftpfanne, pp. 124-128. Stuttgart, New York, 1986.
- Charnley, G. J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br JID* - 0375355 42, 28. 1960.
- Choi K., Kuhn M.J., Ciarelli M.J., and Goldstein S.A.: The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech JID* - 0157375. 23:1103-1113, 1990.
- Currey, J. D. and Butler, G.: The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg Am JID* - 0014030. 57:810-814, 1975.
- Delaunay, C. and Kapandji, A. I.: [Acetabular screw rings and surface effects: apropos of a continuous series of 115 primary implantations of Karl Zweymuller's acetabular screw rings after a follow-up of an average of 5.8 years]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot JID* - 1272427. 80:388-402, 1994.

Dietschi, A., Huggler, A. H., Schreiber, A., and Jacob, H.: Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftacetabulums unter Belastung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 112:670-675, 2003.

Dragan S.: Experience in reconstruction of bony deficits of the acetabulum in total hip arthroplasty (THA). *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.* 2001;66(6):573-82

Eckardt, A., Karbowski, A., Schwitalle, M., Herbsthofer, B., and Kreitner, K. F.: [Radiological changes after implantation of 2 different cementless hip prostheses]. *Rofo Fortschr. Geb. Rontgenstr. Neuen Bildgeb. Verfahr.* 167:355-360, 1997.

Eder, H. and Spranger M.: Problematik der Verankerung der Pfannenprothese nach Endler bei Erstimplantationen und Wechseloperationen. In Maaz, B. and Menge, M. (eds), *Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik*, 1. ed., pp. 54-65. Stuttgart New York, Georg Thieme Verlag, 1985.

Effenberger H. and Imhof M.: *Zementfreie Hüftpfannen, Implantat-Atlas*. Ed. 1. MCU, 2002.

Engh, C. A., Griffin, W. L., and Marx, C. L.: Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg Br JID - 0375355.* 72:53-59, 1990.

Fernandez-Gonzalez, J., Canosa, S. R., and Garcia-Araujo, C.: Cementless total hip arthroplasty with a threaded acetabular cup. *Int Orthop JID - 7705431.* 21:327-331, 1997.

Fox, G. M., McBeath, A. A., and Heiner, J. P.: Hip replacement with a threaded acetabular cup. A follow-up study. *J Bone Joint Surg Am JID - 0014030.* 76:195-201, 1994.

Gehbauer, D and Schug, M. Die zementlose Hüftgelenkspfanne- Die Implantatkomponente mit gesicherter Langzeitstabilität ? *Biomedizinische Technik* 35[1-2], 15-25. 1990.

Griss P., Heimke G. Kremoie B. Silber R. Haehner K. Merkle B. Erste Erfahrungen mit der Keramik-Metallverbundprothese. *Med. Orthop. Techn.* 95, 159-162. 1975.

Griss P., Werner E. Buchunger R. Heimke G. Die Mannheimer Oxydkeramik Metall-Verbundendoprothese. *Unfall-Chir.* 87, 73-84. 1977.

Griss, P., Hackenbroch, M. H., Jager, M., Preussner, B., Schafer, T., Seebauer, R., van Eimeren, W., and Winkler, W.: Findings on total hip replacement for ten years. A retrospective multicentre study based on a 10% random sample of 39 000 total hip replacements after 10 years of observation. *Aktuelle Probl Chir Orthop JID - 7705398.* 21:1-99, 1982.

Griss, P., Silber, R., Merkle, B., Haehner, K., Heimke, G., and Krempien, B.: Biomechanically induced tissue reactions after Al₂O₃-ceramic hip joint replacement. Experimental and early clinical results. *J Biomed Mater Res JID - 0112726.* 10:519-528, 1976.

Hadjari M.H., Hollis M. Hofmann O. E. and Flahiff C.M., Nelson C. L. Initial stability of Porus coated Acetabular Implants. *Clinical Orthopaedics and related Research* 307, 117-123. 1994.

Harris, W. H.: Advances in total hip arthroplasty. The metal-backed acetabular component. *Clin Orthop JID - 0075674.* 4-11, 1984.

Havelin, L. I., Vollset, S. E., and Engesaeter, L. B.: Revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4,352 primary total hip prostheses. A report from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand JID - 0370352.* 66:494-500, 1995.

Healy, W.L.: Hip Implant Selection for total Hip Arthroplasty in Elderly Patients. *Clinical Orthopaedics & Related Research.* 1(405):54-64, December 2002

Hirakawa, K., Jacobs, J.J., Urban, R. and Saito, T.: Mechanisms of Failure of Total Hip Replacements: Lessons learned from Retrieval Studies. *Clinical Orthopaedics and related Research.* 1(420):10-17, March 2004

Hoos, R., Refior H.J., and Kakosch H.J.: Vergleichende experimentelle Untersuchungen zur Stabilität der Gewindegänge zementfrei implantierter Schraubpfannen. In Refior, H. J., Hackenbroch, M. H., and Wirth, C. J. (eds), Der alloplastische Ersatz der Hüftpfanne, 1. ed., pp. 129-132. Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag, 1986.

Jäger, M., Küßwetter, W., Rütt, J., Ungethüm, M., and Burkhardt, R.: Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen. Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 112:34-44, 1974.

Jansson, V. and Refior, H. J.: Clinical results and radiologic findings after cementless implantation of PCA stems in total hip replacement. Arch Orthop Trauma Surg JID - 9011043. 111:305-308, 1992.

Jasty, M., Bragdon, C. R., Schutzer, S., Rubash, H., Haire, T., and Harris, W. H.: Bone ingrowth into porous coated canine total hip replacements. Quantification by backscattered scanning electron microscopy and image analysis. Scanning Microsc JID - 8704616. 3:1051-1056, 1989.

Jasty, M., Bragdon, C., Jiranek, W., Chandler, H., Maloney, W., and Harris, W. H.: Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties. Clin Orthop JID - 0075674.111-126, 1994.

Karas W. Zur Stabilität zementfrei implantierter Hüftgelenkpfannen. Med. Orth. Tech. 114, 206-212. 1994.

Knauss, P.: [Material properties and strength behaviour of spongy bone tissue at the coxal human femur. (author's transl)]. Biomed Tech (Berl) JID - 1262533. 26:200-210, 1981.

Knauss, P.: [Material properties and strength behaviour of the compact bone tissue at the coxal human femur (author's transl)]. Biomed Tech (Berl) JID - 1262533. 26:311-315, 1981.

Kody, M. H., Kabo, J. M., Markolf, K. L., Dorey, F. J., and Amstutz, H. C.: Strength of initial mechanical fixation of screw ring acetabular components. Clin Orthop JID - 0075674.146-153, 1990.

Krause, H.: Untersuchungen über die primäre Festigkeit zementfreier Schraubpfannen bei unterschiedlichen Fixationsbedingungen. Ed. Univ. Diss. Köln, 1998.

Kuhn, A., Scheller, G., and Schwarz, M.: [Primary stability of cement-free press-fit acetabulum cups. In vitro displacement studies]. Biomed Tech (Berl) JID - 1262533. 44:356-359, 1999.

Kuhn, J. L., Goldstein, S. A., Choi, K., London, M., Feldkamp, L. A., and Matthews, L. S.: Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. J Orthop Res JID - 8404726. 7:876-884, 1989.

Lintner, F., Zenz, E., Schwagerl, W., Huber, M., and Bosch, P.: [Comparative morphological studies on the incorporation of various cementless implanted artificial patellas]. Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 130:501-506, 1992.

Lintner, F., Zweymüller, K., and Brand, G.: Tissue reactions to titanium endoprotheses. Autopsy studies in four cases. J Arthroplasty JID - 8703515. 1:183-195, 1986.

Lintner, F., Zweymüller, K., Böhm, G., and Brand, G.: Reactions of surrounding tissue to the cementless hip implant Ti-6Al-4V after an implantation period of several years. Autopsy studies in three cases. Arch Orthop Trauma Surg JID - 7803037. 107:357-363, 1988.

Litsky, A. S. and Pophal, S. G.: Initial mechanical stability of acetabular prostheses. Orthopedics JID - 7806107. 17:53-57, 1994.

Mahomed, N. and Katz, J. N.: Revision total hip arthroplasty. Indications and outcomes. Arthritis Rheum JID - 0370605. 39:1939-1950, 1996.

- Malchau, H., Herberts, P., Garellick, Södermann, P., and Eisler, T. Prognosis of Total Hip Replacement. 2002. The Swedish National Hip Arthroplasty Register.
- Malchau, H., Herberts, P., Wang, Y. X., Karrholm, J., and Romanus, B.: Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br JID* - 0375355. 78:884-891, 1996.
- McClelland, S. J., Godfrey, J. D., Benton, P. C., and Slemmons, B. K.: Revision of failed hip surface replacement arthroplasties with a bipolar prosthesis. Three case reports with two- to three-year follow-up observations. *Clin Orthop JID* - 0075674.243-248, 1986.
- Mittelmeier W., Grunwald, I., Schäfer, R., Grundei, H. und Gradinger R.: Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen. *Der Orthopäde* 26: 117-124, Februar 1997.
- Mittelmeier, H., Hanser, U., and Harms, J.: Lösung des biochemischen und mechanischen Zementproblems mit apatit Carbonfaser Zement ? In Jäger M, H. M. R. H. (ed), *Grenzschichtprobleme bei der Verankerung von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen* Stuttgart, Thieme, 1980.
- Mittweg W. Vergleichende experimentelle Untersuchungen zur Stabilität der Gewindegänge zementfrei implantierbarer Schraubpfannen. 1-81. 1989. Medizinische Hochschule Hannover.
- Morscher, E. W.: Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop JID* - 0075674.172-193, 1992.
- Morscher, E., Bereiter, H., and Lampert, C.: Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study. *Clin Orthop JID* - 0075674.12-20, 1989.
- Morscher, E.: Die Pressfit Verankerung. In Wetzel R. (ed), *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik* Darmstadt, Steinkopf Verlag, 2001.
- Ohlin, A. and Balkfors, B.: Stability of cemented sockets after 3-14 years. *J Arthroplasty JID* - 8703515. 7:87-92, 1992.
- Paprosky, W. G., Perona, P. G., and Lawrence, J. M.: Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty JID* - 8703515. 9:33-44, 1994.
- Pauwels F.: *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Ed. 1 Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1973.
- Pellengahr C.: *Untersuchungen zum Einschraubverhalten und der Primärstabilität zementfreier Hüftpfannenimplantate bei der Erst-Implantation und im Revisionsfall*, Univ. Habil. München, 2003.
- Perona, P. G., Lawrence, J., Paprosky, W. G., Patwardhan, A. G., and Sartori, M.: Acetabular micromotion as a measure of initial implant stability in primary hip arthroplasty. An in vitro comparison of different methods of initial acetabular component fixation. *J Arthroplasty JID* - 8703515. 7:537-547, 1992.
- Pitto, R. P., Bohner, J., and Hofmeister, V.: [Factors affecting the primary stability of acetabular components. An in vitro study]. *Biomed Tech (Berl) JID* - 1262533. 42:363-368, 1997.
- Pitto, R. P., Willmann, G., and Schramm, M.: Initial stability of modular acetabular components. Comparative in-vitro study with polyethylene and ceramic liners. *Biomed Tech (Berl) JID* - 1262533. 46:109-112, 2001.
- Plitz W. Der Einfluß von Verformung, Spiel und Werkstoffpaarung auf das oszillierende Reibmoment bei künstlichen Hüftgelenkpfannen. 1-178. 1984. RWTH Aachen.
- Refior, H. J., Parhofer, R., Ungethum, M., and Blomer, W.: Special problems of cementless fixation of

total hip-joint endoprostheses with reference to the PM type. Arch Orthop Trauma Surg JID - 7803037. 107:158-171, 1988.

Rhineland F: A flexible composit as a coating for metallic implants. Orthop Int.77-86, 1977.

Ries, M. D. and Harbaugh, M.: Acetabular strains produced by oversized press fit cups. Clin Orthop JID - 0075674.276-281, 1997.

Roder, C., Parvizi, J., Eggli, S., Berry, D.J., Muller, M.E. and Busato, A.: Demographic Factors Affecting Long-Term Outcome of Total Hip Arthroplasty. Clinical Orthopaedics and related research. 1(417):62-73, December 2003

Santavirta, S., Konttinen, Y. T., Hoikka, V., and Eskola, A.: Immunopathological response to loose cementless acetabular components. J Bone Joint Surg Br JID - 0375355. 73:38-42, 1991.

Santavirta, S., Nordstrom, D., Metsarinne, K., and Konttinen, Y. T.: Biocompatibility of polyethylene and host response to loosening of cementless total hip replacement. Clin Orthop JID - 0075674.100-110, 1993.

Schenk, R.: Histophysiology of bone remodeling and bone repair. In Lin and Chao (ed), Persp. on Biomaterials, pp. 75-94. Amsterdam, Elsevier Sc Publ BV, 1986.

Schneider, E., Eulenberger, J., Steiner, W., Wyder, D., Friedmann, R.J., and Perren, S.M.: Experimental Method for the in vitro testing of the initial Stability od cementless Hip Prosthesis. J Biomech. 1989;22(6-7): 735-44

Schneider, E., Kinast, C., Eulenberger, J., Wyder, D., Eskilsson, G. and Perren, S.M.: A Comparative Study of the Initial Stability of Cementless Hip Prosthesis. Clin Orthop. 1989 Nov;(248):200-9.

Sedlin, E. D. and Hirsch, C.: Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Acta Orthop Scand JID - 0370352. 37:29-48, 1966.

Semlitsch, M. and Willert, H. G.: Implant materials for hip endoprostheses: old proofs and new trends. Arch. Orthop Trauma Surg. 114:61-67, 1995.

Semlitsch, M., Weber, H., and Steger, R.: [15 years experience with the Ti-6Al-7Nb alloy for joint prostheses]. Biomed Tech (Berl) JID - 1262533. 40:347-355, 1995.

Smith-Petersen, M. N.: Arthroplasty of the hip. A new method. J Bone Joint Surg. 105:269-288, 1939.

Stiehl, J. B., MacMillan, E., and Skrade, D. A.: Mechanical stability of porous-coated acetabular components in total hip arthroplasty. J Arthroplasty JID - 8703515. 6:295-300, 1991.

Sutherland, C. J.: Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Am JID - 0014030. 1993.

Thomsen, M., Schneider, U., Blasius, K., and Cotta, H.: [Cementless cup anchorage in hip endoprosthesis. Comparative study of 3 cup systems with titanium surface]. Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 133:551-557, 1995.

Trepte, C. T. and Gauer, E. F.: [Initial experiences with the cementless PM endoprosthesis]. Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 124:636-642, 1986.

Ungethüm M., Blömer W. Biomechanische Aspekte zementfreier Hüftpfannen-implantate mit Schraubverankerung. Med. Orth. Tech. 6, 194-197. 1986.

Ungethüm, M. and Blömer, W.: Überlegungen zum Pfannendesign. Sphärisch oder konisch ? Gewinde selbstschneidend oder geschnitten ?, pp. 137-142. 1980.

Walker, P.S.: Innovation in Total Hip Replacement-When is new better? Clinical Orthopaedics &

Related Research. 1(381):9-25, December 2000.

Weber, U. and Müller, K.: Das Verhalten der Pfannenverankerung von Hüftgelenksendoprothesen unter dynamische Belastung. In Refior, H. J., Hackenbroch, M. H., and Wirth, C. J. (eds), Der alloplastische Ersatz der Hüftpfanne, pp. 75-78. Stuttgart, Thieme, 1986.

Wessinghage, D.: Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Orthopäde. 29:1067-1071, 2000.

Widmer, K. H., Zurfluh, B., and Morscher, E. W.: [Contact surface and pressure load at implant-bone interface in press-fit cups compared to natural hip joints]. Orthopäde JID - 0331266. 26:181-189, 1997.

Willert, H. G., Bertram, H., and Buchhorn, G. H.: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. Clin Orthop JID - 0075674.95-107, 1990.

Wirtz, D. C. and Niethard, F. U.: [Etiology, diagnosis and therapy of aseptic hip prosthesis loosening-- a status assessment]. Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 135:270-280, 1997.

Witzel, U.: Mechanische Integration von Schraubpfannen. Stuttgart New York, Thieme, 1996.

Wolff R. Primärstabilität und Einbringtechnik bei Hüftgelenkpfannensystemen. 1-70. 1994. Fachhochschule München.

Won, C. H., Hearn, T. C., and Tile, M.: Micromotion of cementless hemispherical acetabular components. Does press-fit need adjunctive screw fixation? J Bone Joint Surg Br JID - 0375355. 77: 484-489, 1995.

Yahiro, M. A., Gantenberg, J. B., Nelson, R., Lu, H. T., and Mishra, N. K.: Comparison of the results of cemented, porous-ingrowth, and threaded acetabular cup fixation. A meta-analysis of the orthopaedic literature. J Arthroplasty JID - 8703515. 10:339-350, 1995.

Yamada H.: Strength of Biological Materials. In Evans F:G: (ed), pp. 19-37. Baltimore, Williams and Wilkins, 1970.

Yang J.F.C., L. R. S.: Experimental study of micropolar and couple stress elasticity in compact bone in bending. J Biomech JID - 0157375. 15:91-98, 1982.

Zipple J., M.-R. M.: Themistocles Gluck (1853-1942). Z Orthop Ihre Grenzgeb JID - 1256465. 113(1):134-9, 1975.

7 Anhang: Tabellen und Abbildungen

Hersteller	Aesculap
Pfannentyp	Schraubring München II (MUC II) (2. Generation)
Außenform	sphärisch-abgeflacht
Gewindeform	sphärisches Spitzgewinde
Oberfläche	Korundgestrahlt
Rauigkeit	2-4 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-1 Schraubpfanne Schraubring München II - Datenblatt



Abbildung 7-1 Schraubpfanne München II in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Aesculap
Pfannentyp	Schraubring SC
Außenform	Sphärisch
Gewindeform	sphärisches Sägewinde
Oberfläche	Korundgestrahlt
Rauigkeit	3-4 μm
Material	Ti 6Al 4V

Tabelle 7-2 Schraubpfanne Schraubring SC – Datenblatt

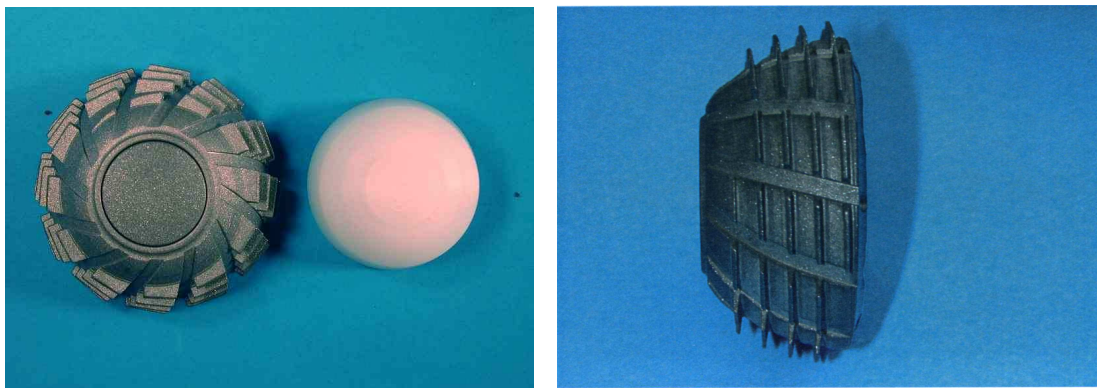


Abbildung 7-2 Schraubring SC in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Johnson & Johnson
Pfannentyp	Ultima
Außenform	Sphärisch
Gewindeform	sphärisches Spitzgewinde
Oberfläche	Korundgestrahlt
Rauigkeit	2-4 μm
Material	Ti 6Al 4V

Tabelle 7-3 Schraubpfanne Ultima – Datenblatt

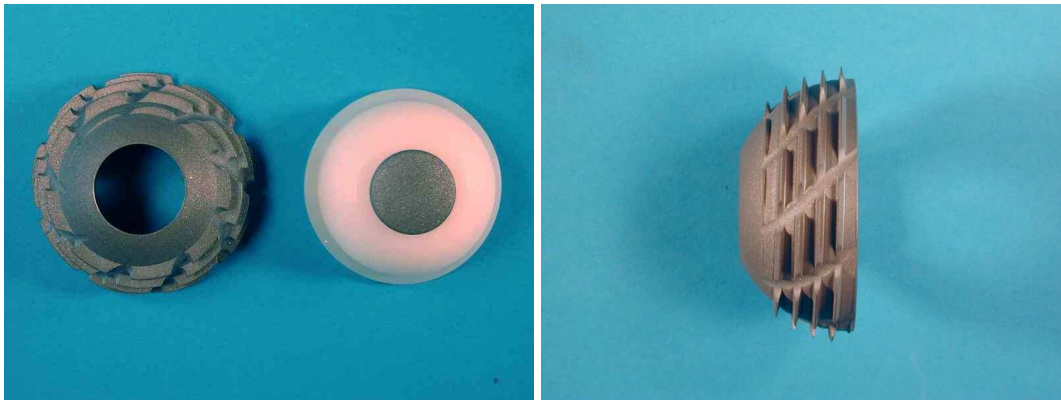


Abbildung 7-3 Schraubpfanne Ultima in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Centerpulse (Zimmer)
Pfannentyp	Lamella
Außenform	konisch abgestuft
Gewindeform	Sphärisches Trapez- u. Flachgewinde
Oberfläche	korundgestrahlt
Rauigkeit	3-5 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-4 Schraubpfanne Lamella – Datenblatt

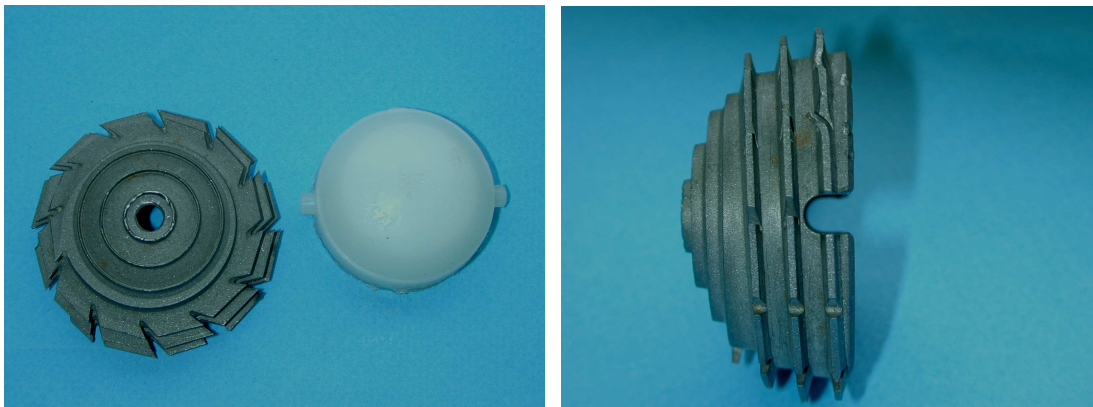


Abbildung 7-4 Schraubpfanne Lamella in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Zimmer
Pfannentyp	Zintra
Außenform	sphärisch
Gewindeform	Sphärisches Spitzgewinde, gerundet, variable Gewindesteigung
Oberfläche	korundgestrahlt
Rauigkeit	4-5 μm
Material	Ti 6Al 4V

Tabelle 7-5 Schraubpfanne Zintra – Datenblatt

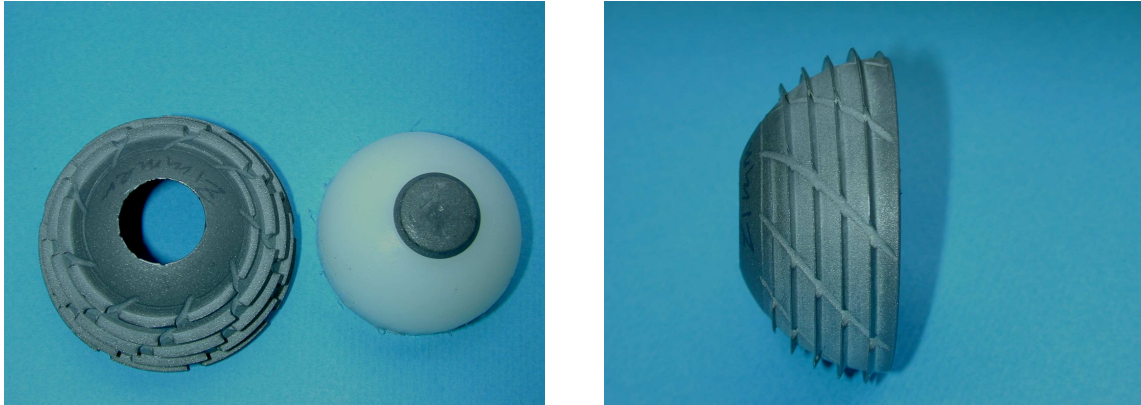


Abbildung 7-5 Schraubpfanne Zintra in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Endo Plus
Pfannentyp	Bicon Plus
Außenform	bikonisch
Gewindeform	konisches Spitzgewinde, gerundet
Oberfläche	korundgestrahlt
Rauigkeit	5 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-6 Schraubpfanne Bicon plus – Datenblatt

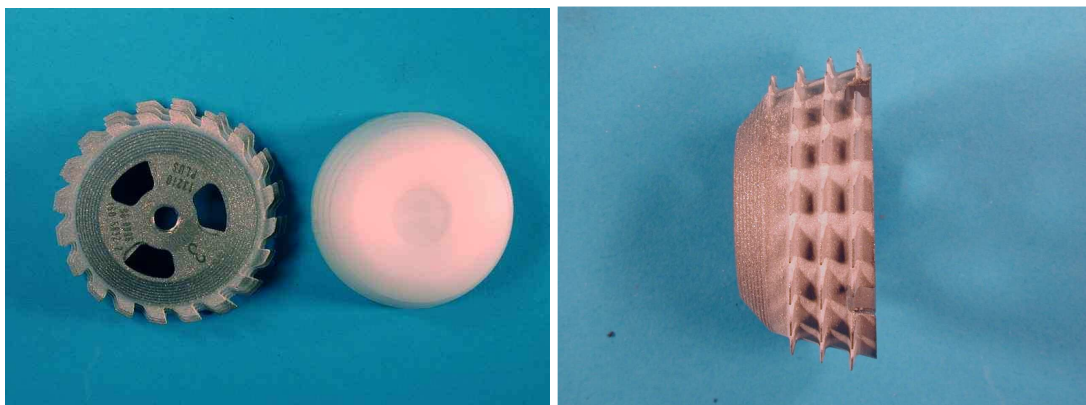


Abbildung 7-6 Schraubpfanne Bicon Plus in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Intraplant
Pfannentyp	Hofer-Imhof
Außenform	Parabol
Gewindeform	paraboles Flachgewinde, parabol überdreht
Oberfläche	Korundgestrahlt
Rauigkeit	4-6 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-7 Schraubpfanne Hofer-Imhof – Datenblatt

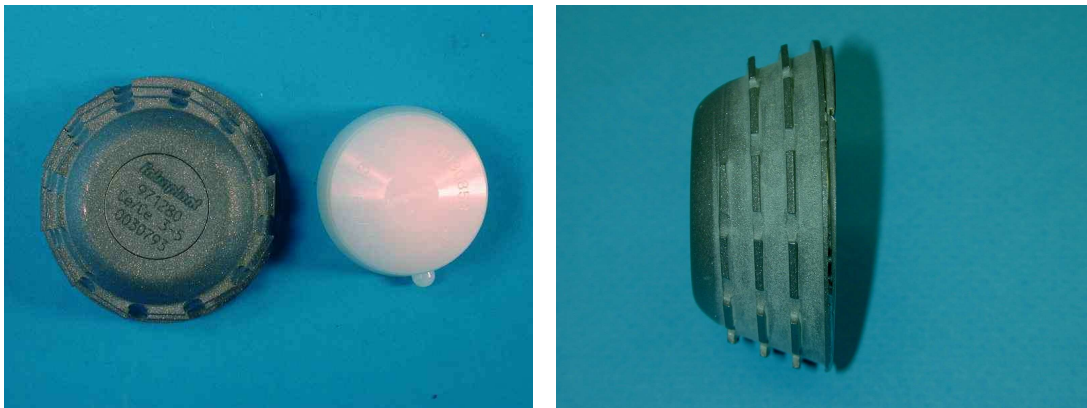


Abbildung 7-7 Schraubpfanne Hofer-Imhof in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Centerpulse (Zimmer)
Pfannentyp	Allo Classic
Außenform	konisch, Konuswinkel 30°
Gewindeform	konisches Spitzgewinde, gerundet
Oberfläche	korundgestrahlt
Rauigkeit	4-6 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-8 Schraubpfanne Allo Classic - Datenblatt



Abbildung 7-8 Schraubpfanne Allo Classic in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Centerpulse (Zimmer)
Pfannentyp	Variall
Außenform	konisch, polnah abgeflacht
Gewindeform	zylindrisches Spitzgewinde, parabol überdreht
Oberfläche	korundgestrahlt
Rauigkeit	4-6 μm
Material	Reintitan

Tabelle 7-9 Schraubpfanne Variall - Datenblatt

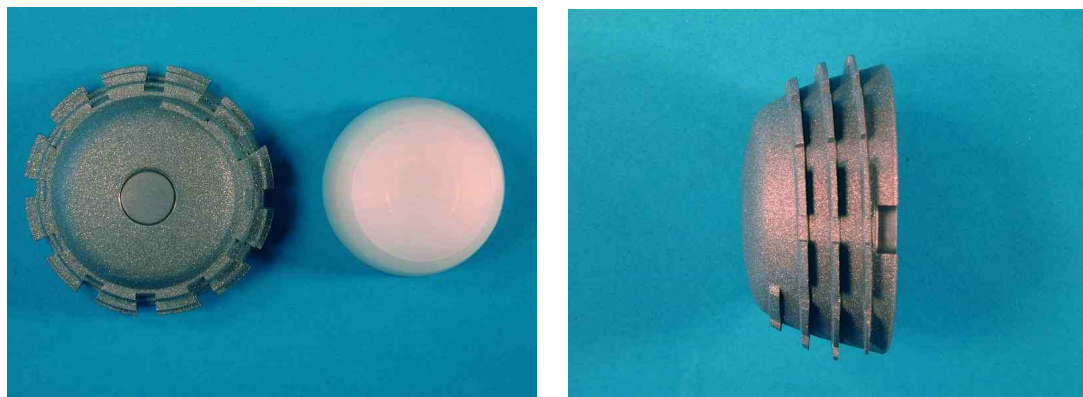


Abbildung 7-9 Schraubpfanne Variall in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Aesculap
Pfannentyp	Plasmacup SC
Außenform	sphärisch
Oberfläche	Titanplasma-spray
Rauigkeit	20 μm
Material	Schale: Titanlegierung; Beschichtung: Reintitan
Überdimensionierung	1,6 mm (laut Hersteller)

Tabelle 7-10 Pressfitpfanne Plasmacup SC – Datenblatt

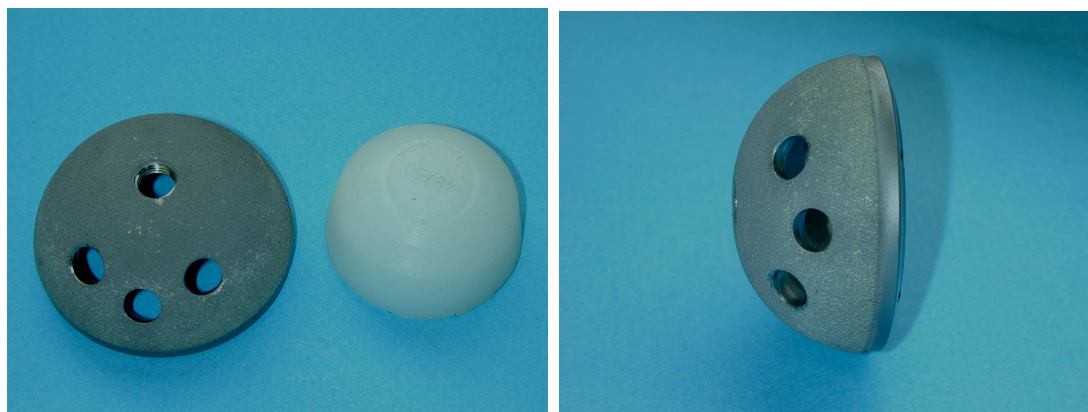


Abbildung 7-10 Pressfitpfanne Plasmacup in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	ESKA
Pfannentyp	Metallsockel CL
Außenform	sphärisch, Pol abgeflacht
Oberfläche	dreidimensionale Gitternetzstruktur (Tripoden)
Material	Cobalt-Chrom-Molybdän
Überdimensionierung	unterdimensionierte Fräsung, Rotationssicherung mit 3 Flügeln

Tabelle 7-11 Pressfitfanne Metallsockel CL - Datenblatt



Abbildung 7-11 Pressfitfanne ESKA CL in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Centerpulse (Zimmer)
Pfannentyp	Allofit
Außenform	sphärisch-abgeflacht
Oberfläche	Makrostruktur, korundgestrahlt
Material	Reintitan
Überdimensionierung	äquatoriale Überdimensionierung 1,4 mm, Pol abgeflacht

Tabelle 7-12 Pressfitfanne Allofit – Datenblatt

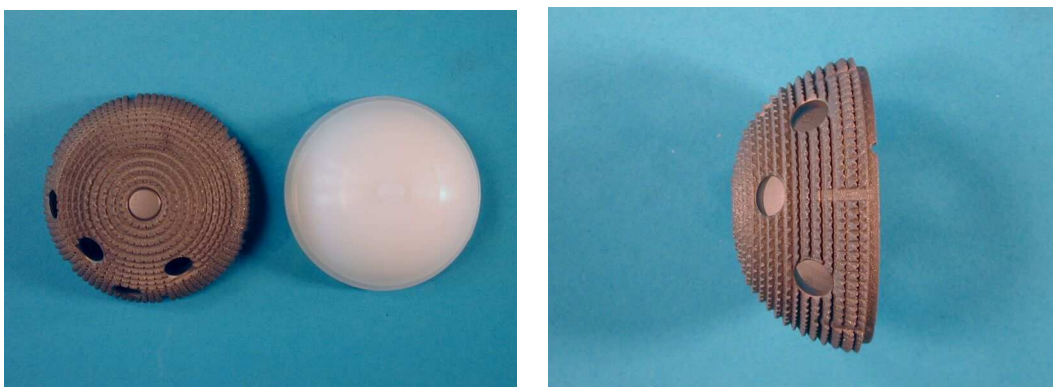


Abbildung 7-12 Pressfitfanne Allofit in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Centerpulse (Zimmer)
Pfannentyp	Fitmore
Außenform	sphärisch-abgeflacht
Oberfläche	Gitter (Sulmesh)
Rauigkeit	mittlere Porengröße 400 µm, Porosität 60 %
Material	Schale: Titanlegierung; Gitter: Reintitan
Überdimensionierung	konstruktive Überdimensionierung

Tabelle 7-13 Pressfitpfanne Fitmore – Datenblatt

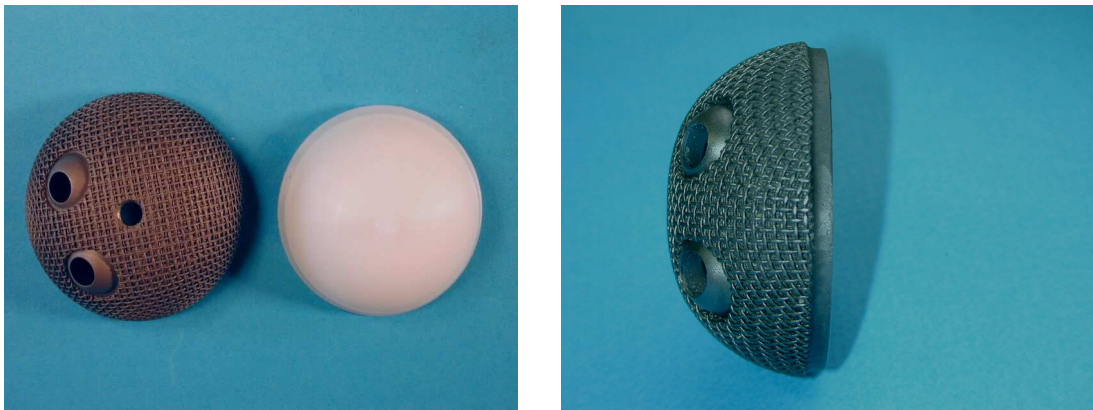


Abbildung 7-13 Pressfitpfanne Fitmore in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Zimmer
Pfannentyp	Trilogy
Außenform	sphärisch
Oberfläche	Titannetz, Porosität 40 %
Rauigkeit	Porengröße 150-250 µm
Material	Schale: Titanlegierung; Reintitannetz
Überdimensionierung	unterdimensionierte Fräsung

Tabelle 7-14 Pressfitpfanne Trilogy - Datenblatt

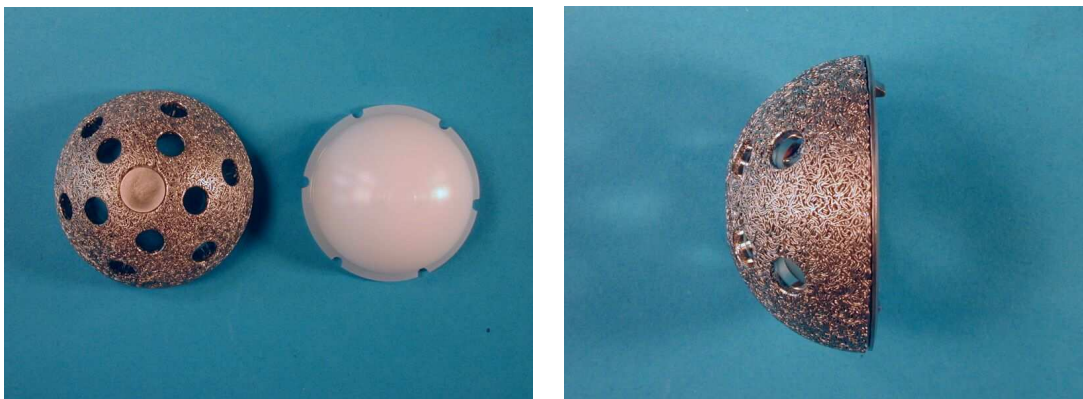


Abbildung 7-14 Pressfitpfanne Trilogy in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Hersteller	Zimmer
Pfannentyp	Monoblock
Außenform	elliptisch
Oberfläche	Trabecular Metal, Porengröße ca. 430 µm, Porosität 80 %
Material	Schale: Tantalum
Überdimensionierung	Pressfit durch elliptische Außenform, festes Inlay

Tabelle 7-15 Pressfitpfanne Monoblock - Datenblatt



Abbildung 7-15 Pressfitpfanne Monoblock in der Aufsicht und der Seitenansicht.

Zusammenfassung Mittelwerte der Eindrehmomente 0-Defekte

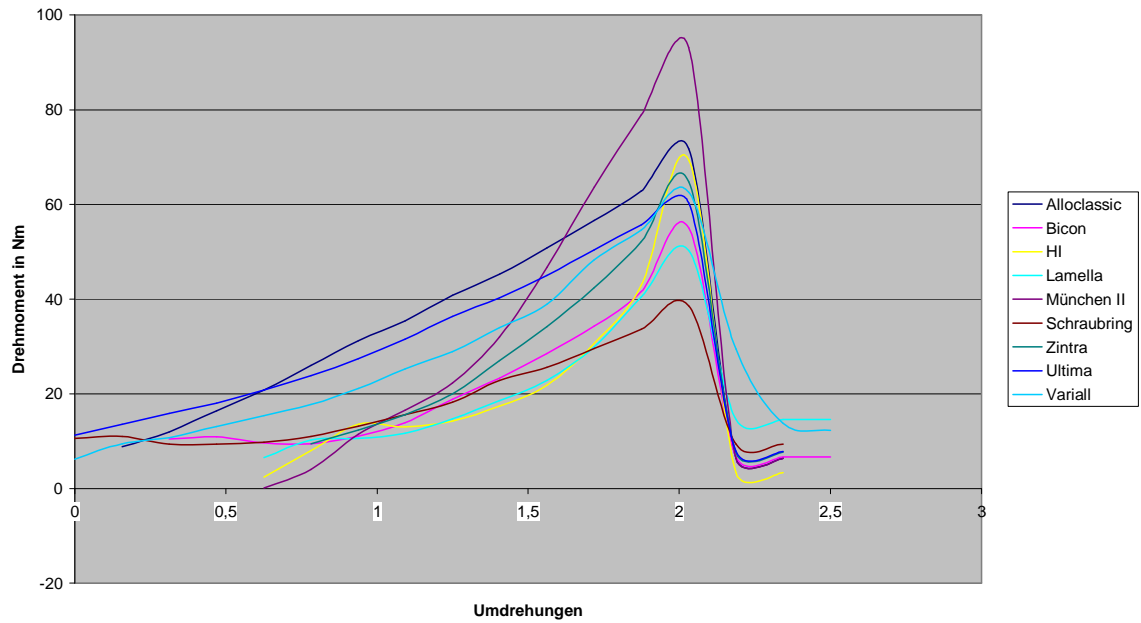


Abbildung 7-16 Drehmomentverlauf bis zur optimalen Einschraubposition für das primäre Acetabulum ohne Defekt im Hartschaumblock.

Zusammenfassung Mittelwerte der Überdrehmomente 0-Defekte

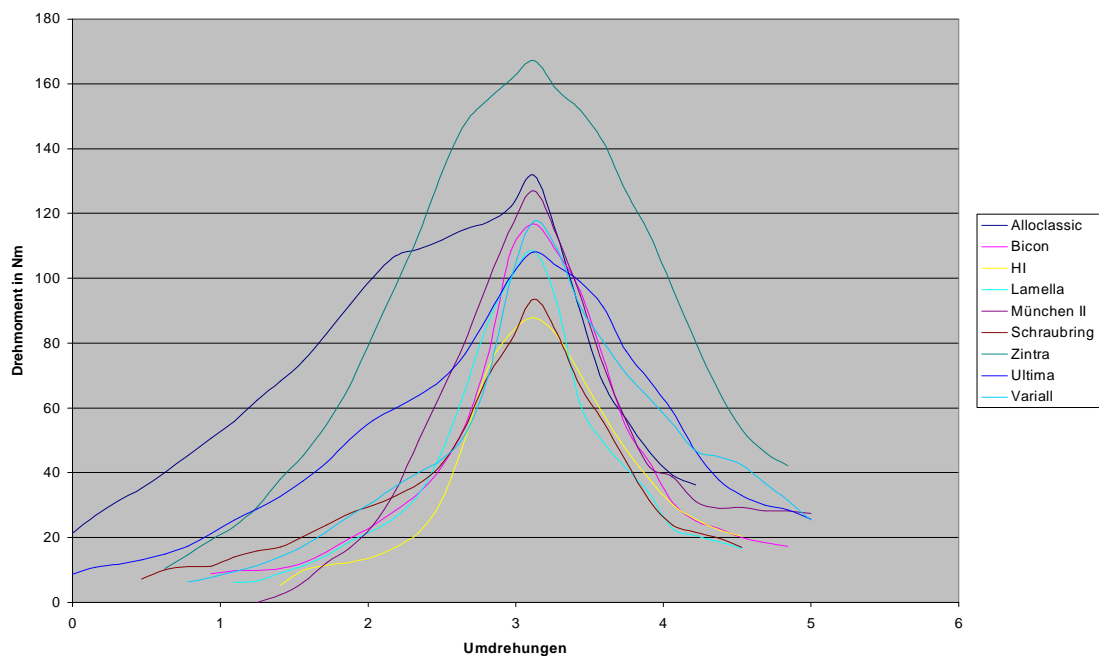


Abbildung 7-17 Drehmomentverlauf bis zum Überdrehen für das primäre Acetabulum ohne Defekt im Hartschaumblock.

95
Zusammenfassung der Eindrehmomente 1-Defekte

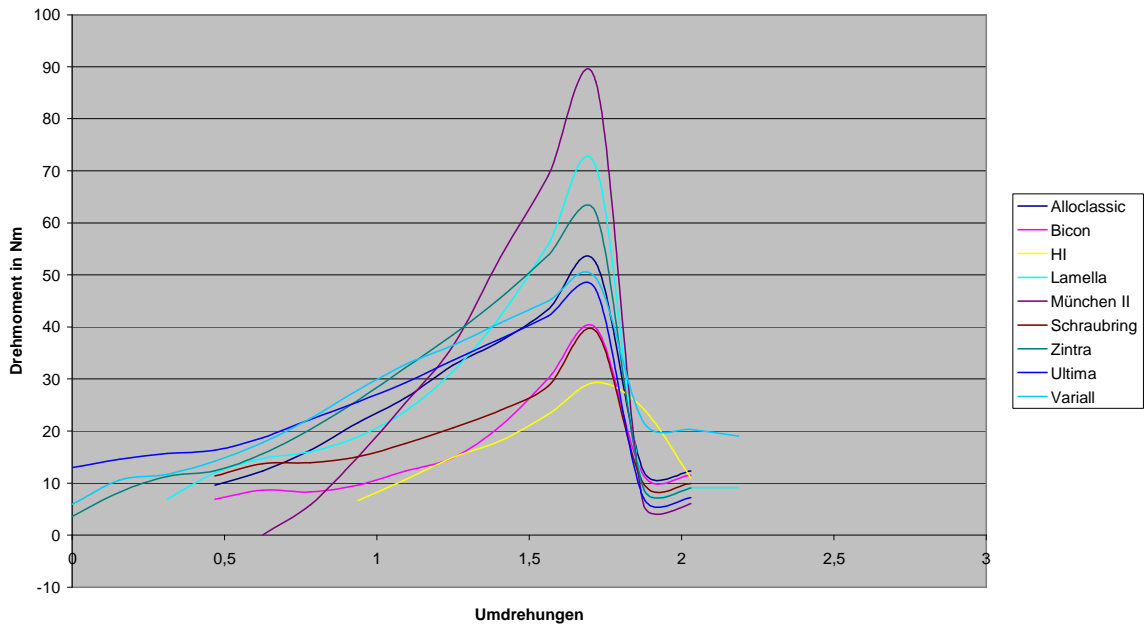


Abbildung 7-18: Drehmomentverlauf bis zur optimalen Einschraubposition für den Defekttyp 1 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Zusammenfassung Mittelwerte der Überdrehmomente 1-Defekte

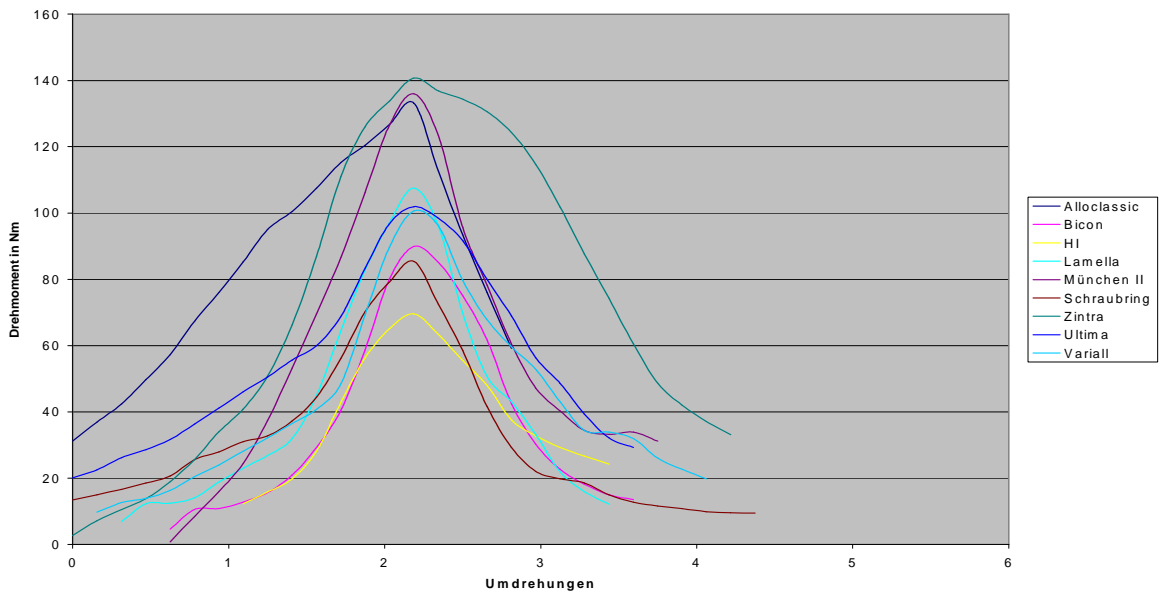


Abbildung 7-19 Drehmomentverlauf bis zum Überdrehen für Defekttyp 1 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Zusammenfassung Mittelwerte der Eindrehmomente 2-Defekte

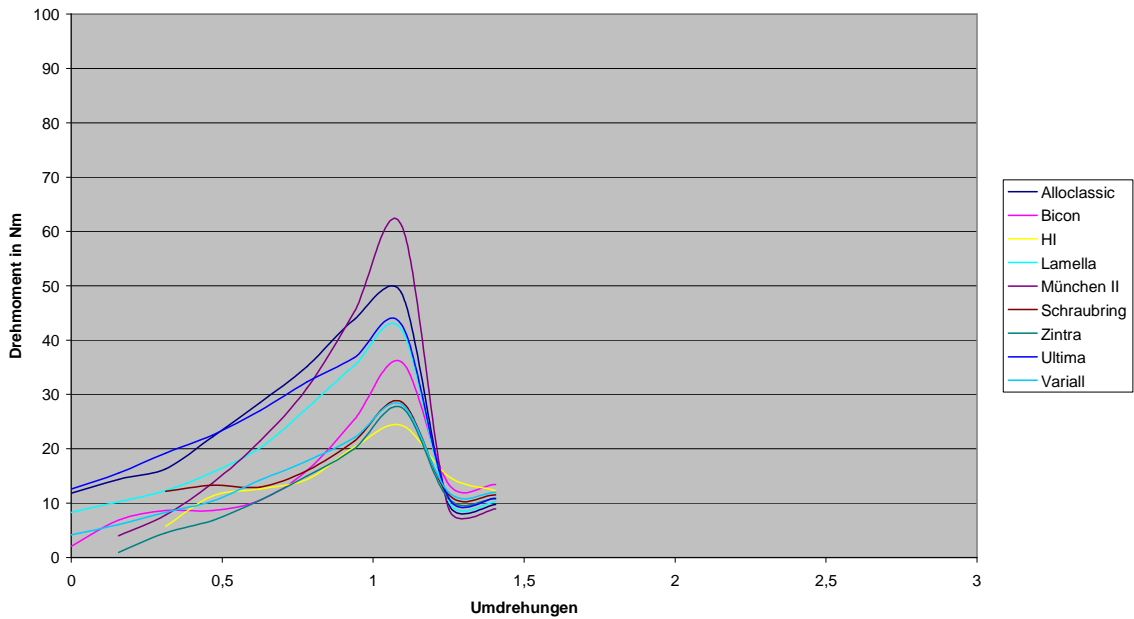


Abbildung 7-20 Drehmomentverlauf bis zur optimalen Einschraubposition für den Defekttyp 2 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Zusammenfassung Mittelwerte der Überdrehmomente 2-Defekte

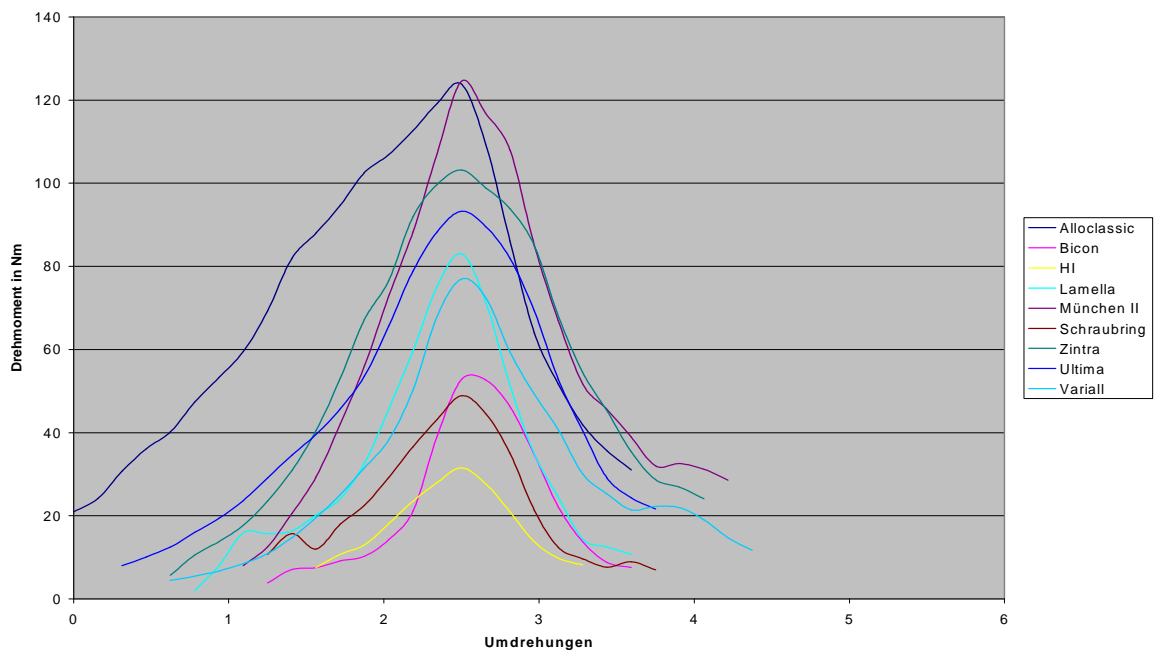


Abbildung 7-21 Drehmomentverlauf bis zum Überdrehen für Defekttyp 2 nach Paprosky im Hartschaumblock.

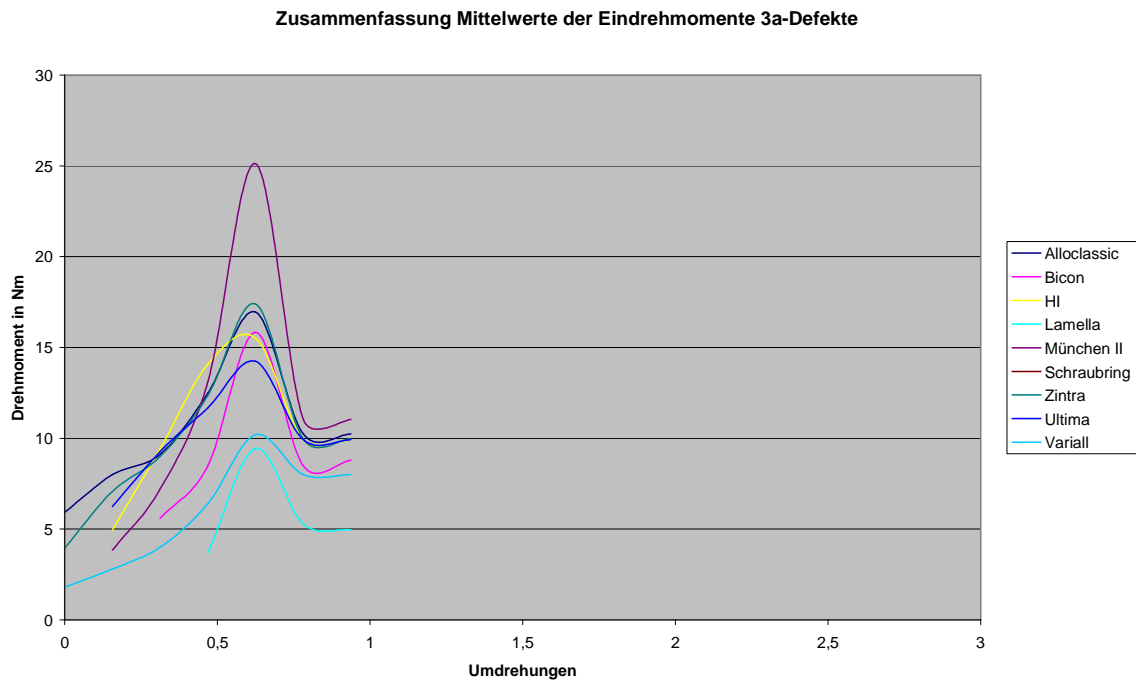
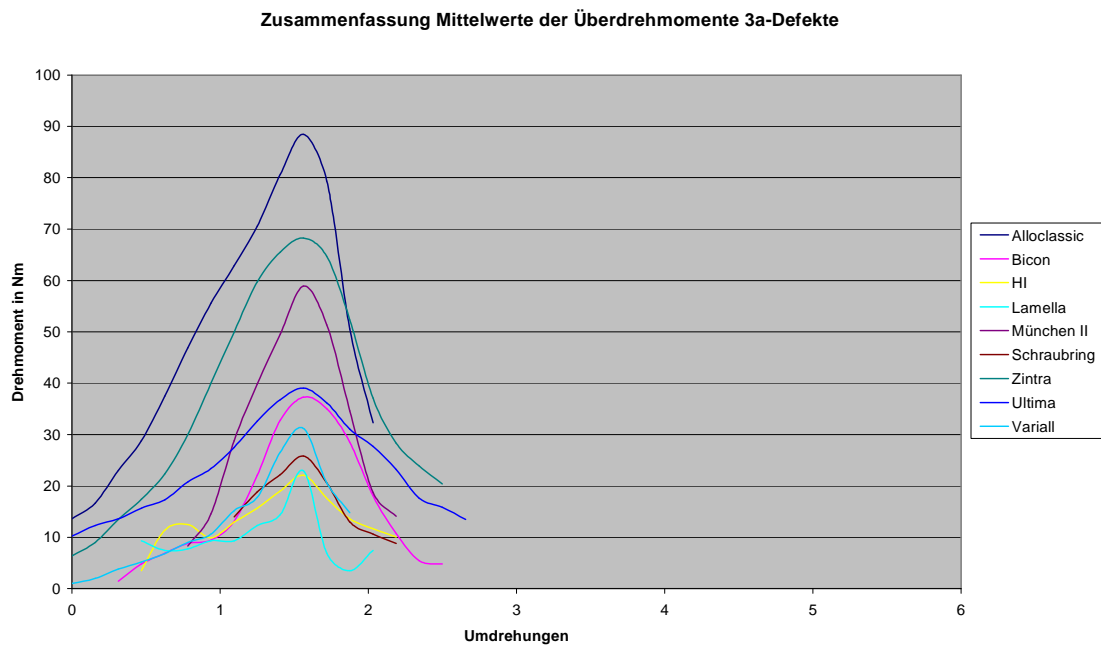


Abbildung 7-22 Drehmomentverlauf bis zur optimalen Einschraubposition für den Defekttyp 3a nach



Paprosky im Hartschaumblock.

Abbildung 7-23 Drehmomentverlauf bis zum Überdrehen für Defekttyp 3a nach Paprosky im Hartschaumblock.

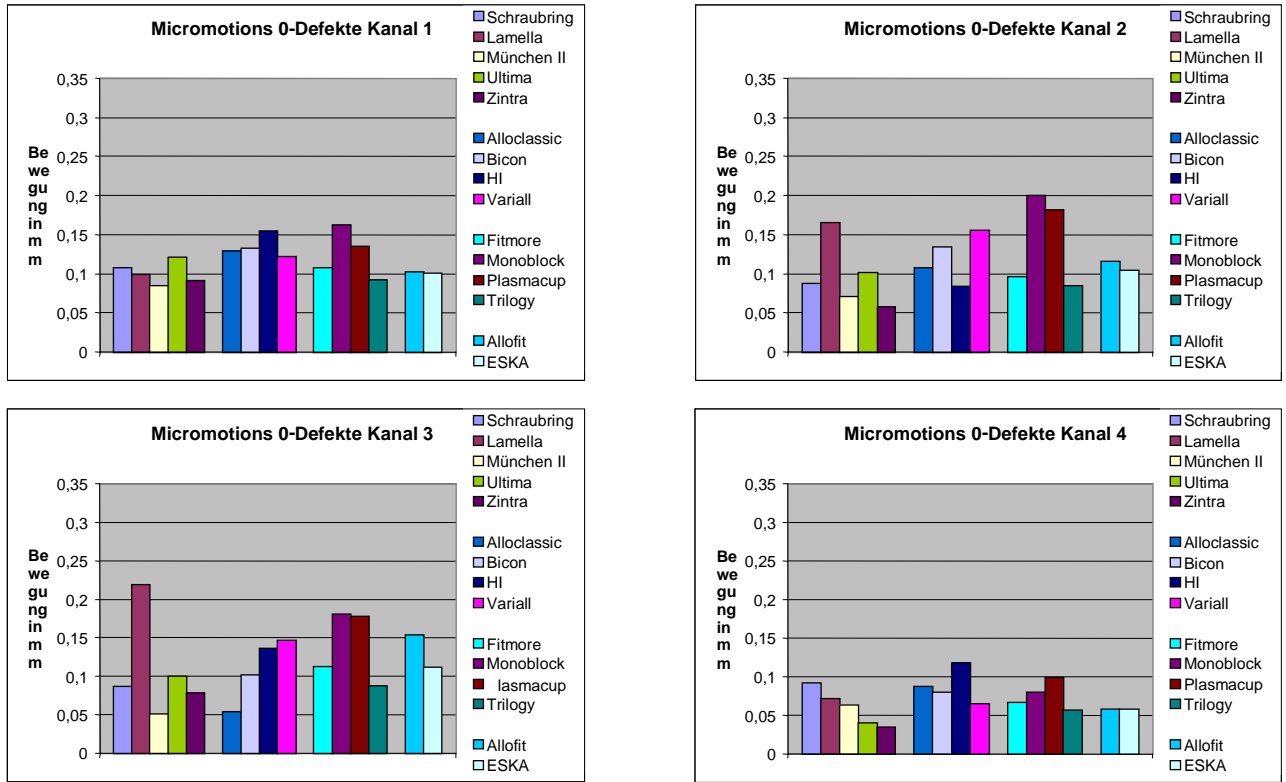


Abbildung 7-24 Micromotions der untersuchten Schraubpfannen und Pressfitpfannen bei der Primärpfanne ohne Defekt im Hartschaumblock.

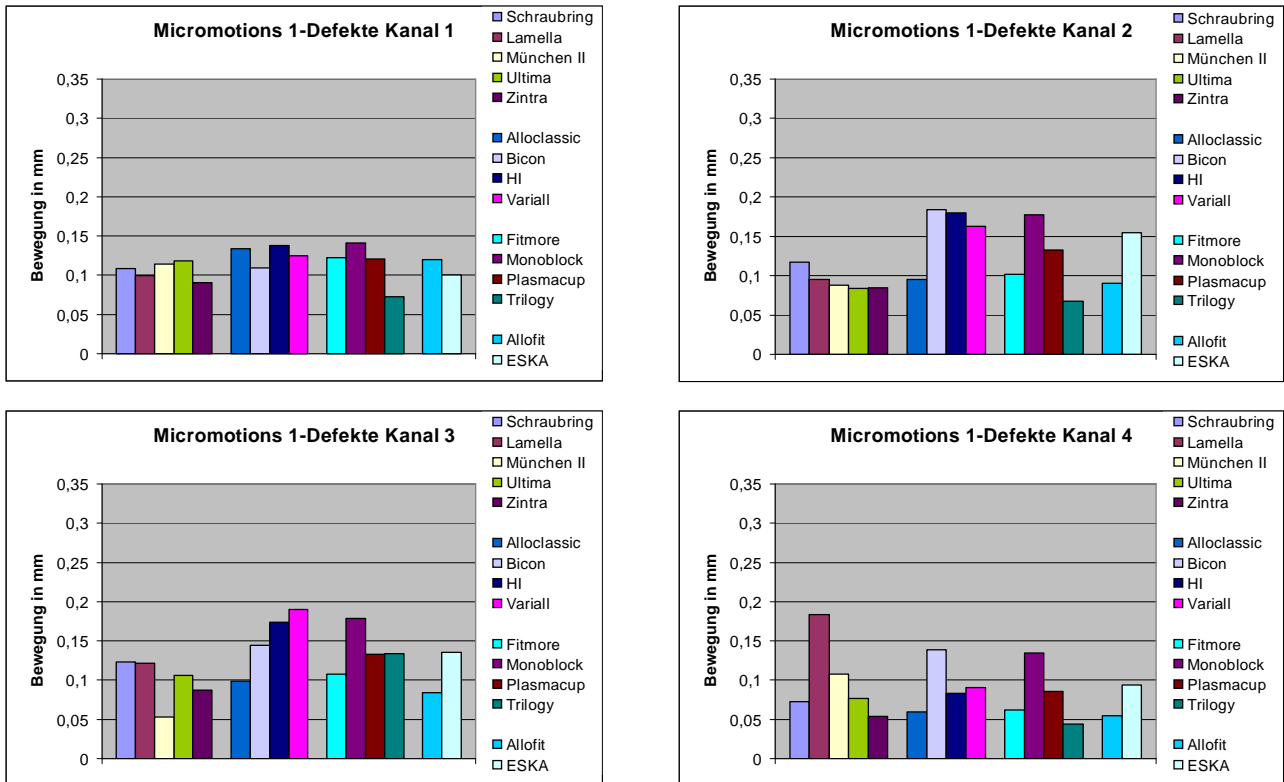


Abbildung 7-25 Micromotions der untersuchten Schraubpfannen und Pressfitpfannen beim Defekttyp 1 im Hartschaumblock.

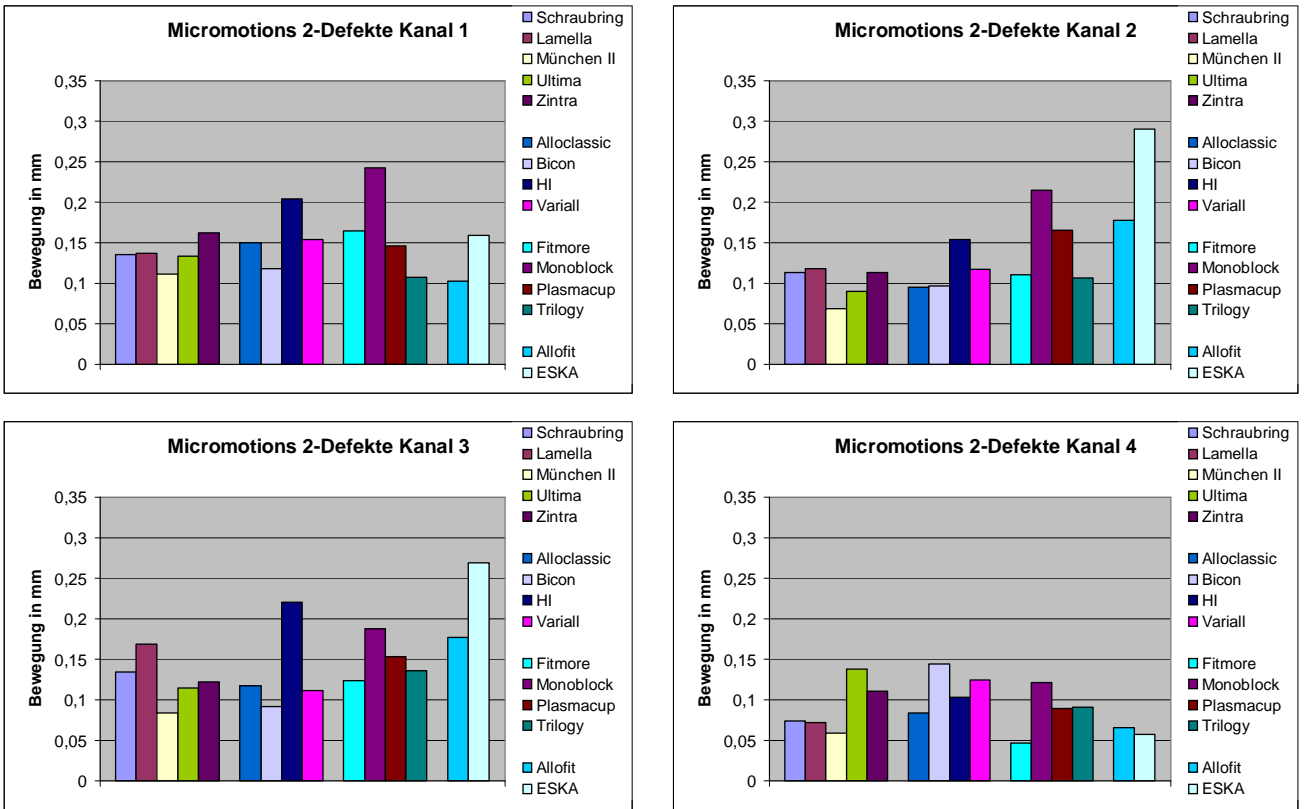


Abbildung 7-26 Micromotions der untersuchten Schraubpfannen und Pressfitpfannen beim Defekttyp 2 im Hartschaumblock.

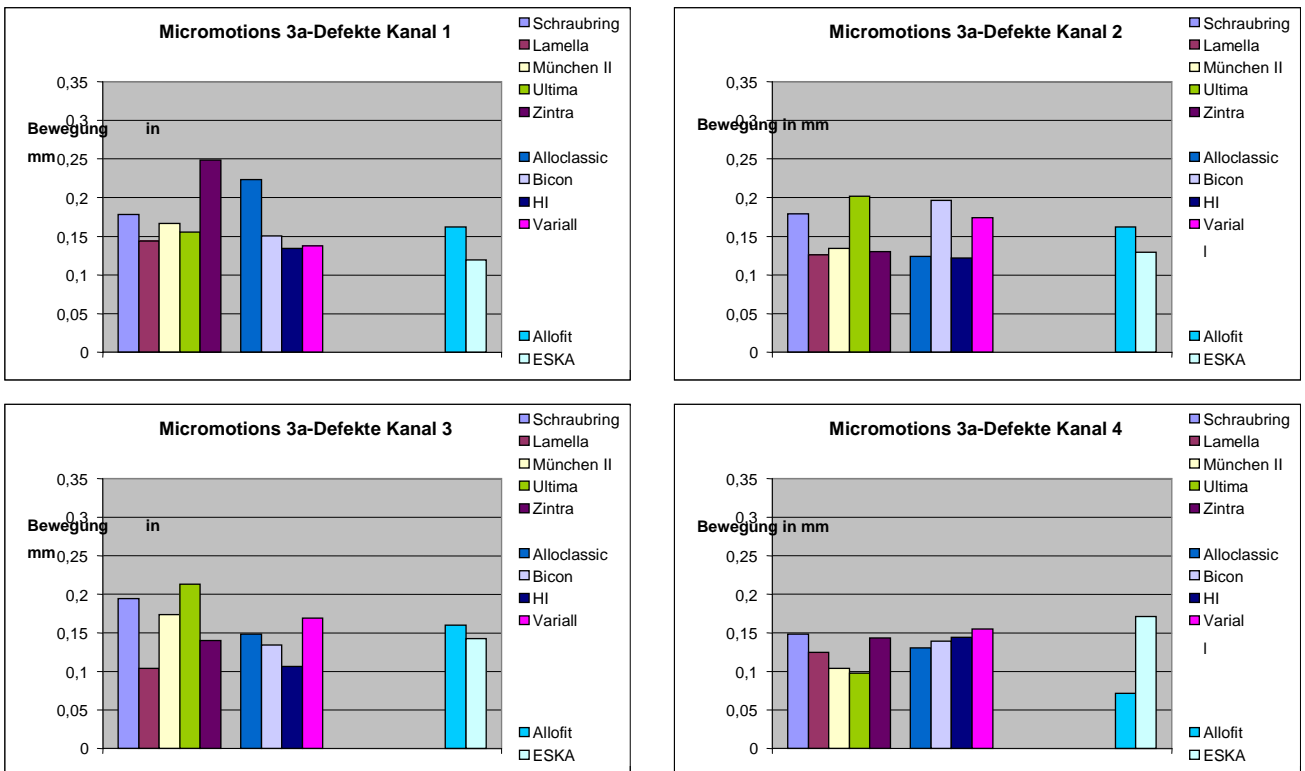


Abbildung 7-27 Micromotions der untersuchten Schraub- und Pressfitpfannen beim Defekttyp 3a im Hartschaumblock.

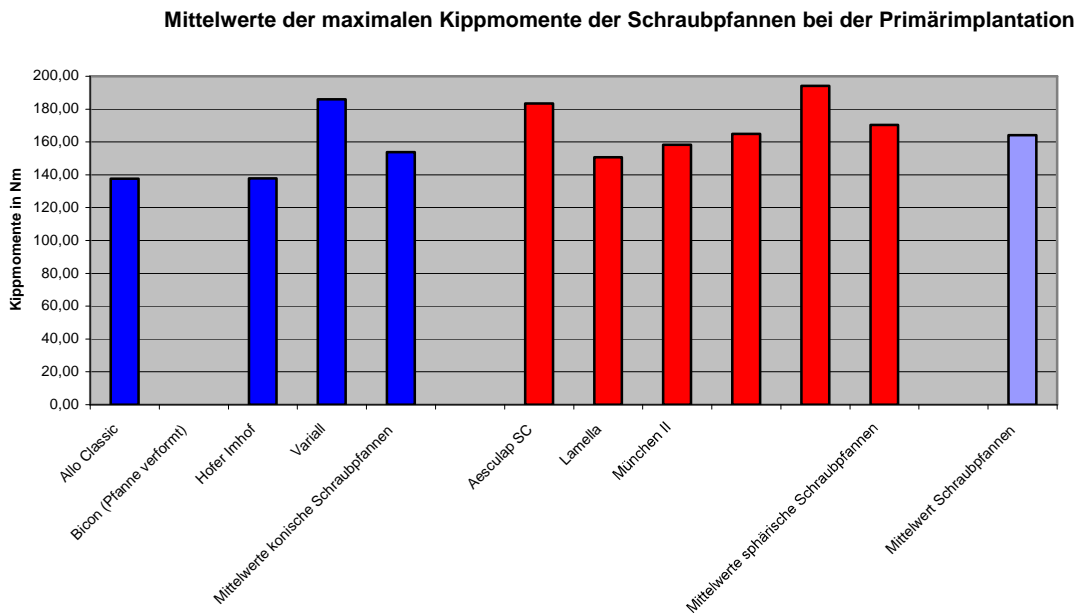


Abbildung 7-28 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für die Primärpfanne ohne Defekt im Hartschaumblock.

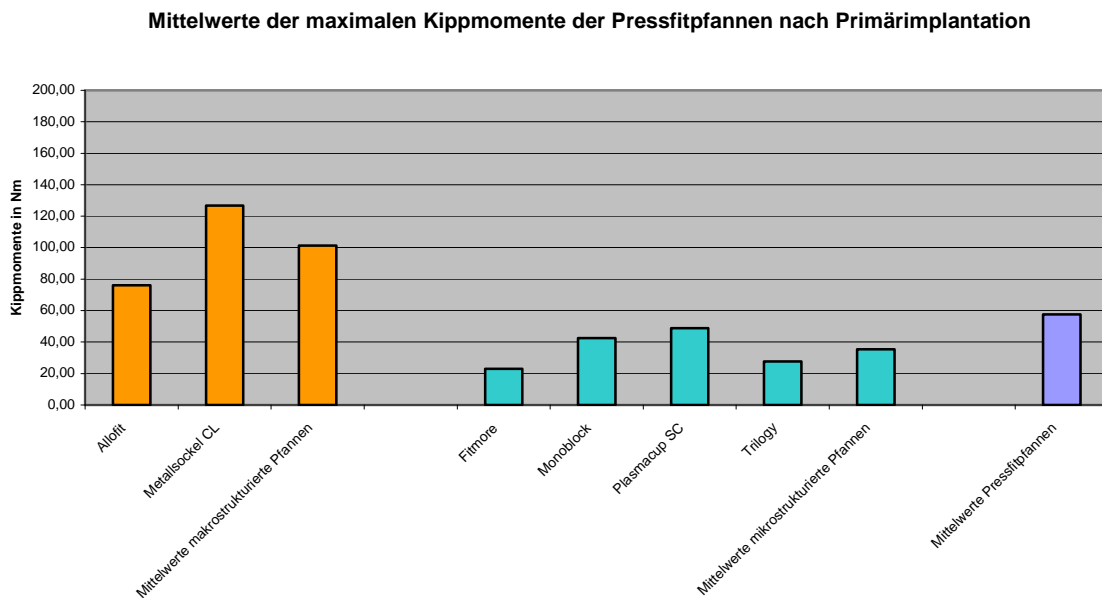


Abbildung 7-29 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für die Primärpfanne ohne Defekt im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Schraubpfannen beim Defekttyp 1

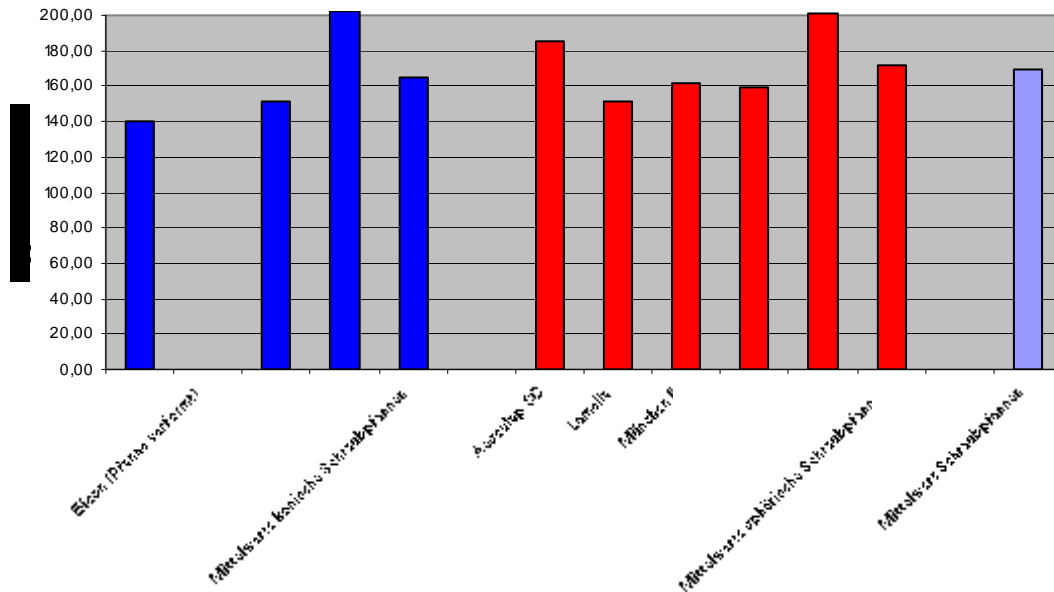


Abbildung 7-30 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 1 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Pressfitpfannen beim Defekttyp 1

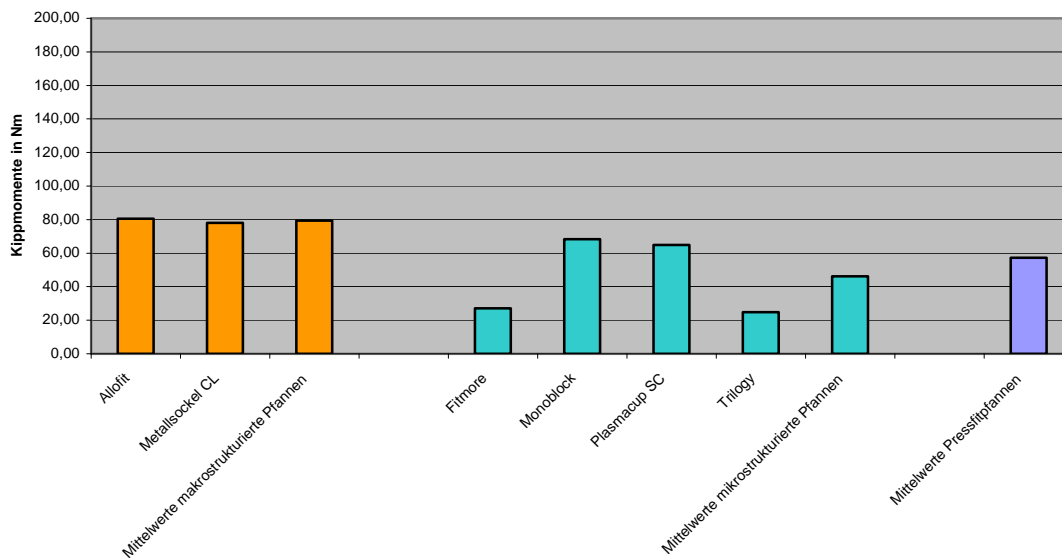


Abbildung 7-31 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 1 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Schraubpfannen beim Defekttyp 2

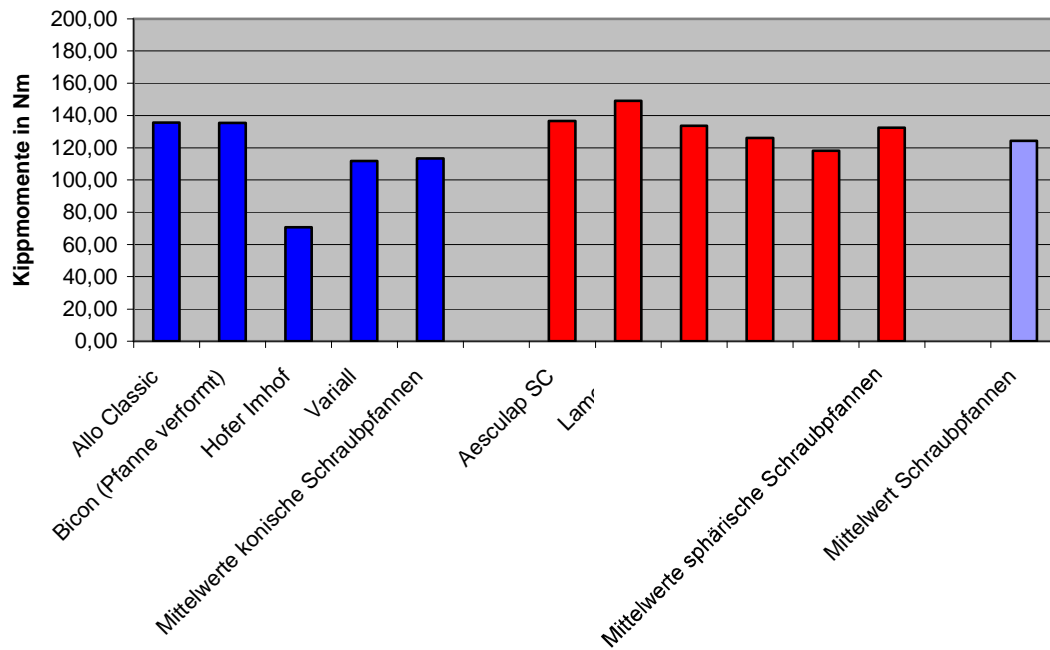


Abbildung 7-32 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 2 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Pressfitpfannen beim Defekttyp 2

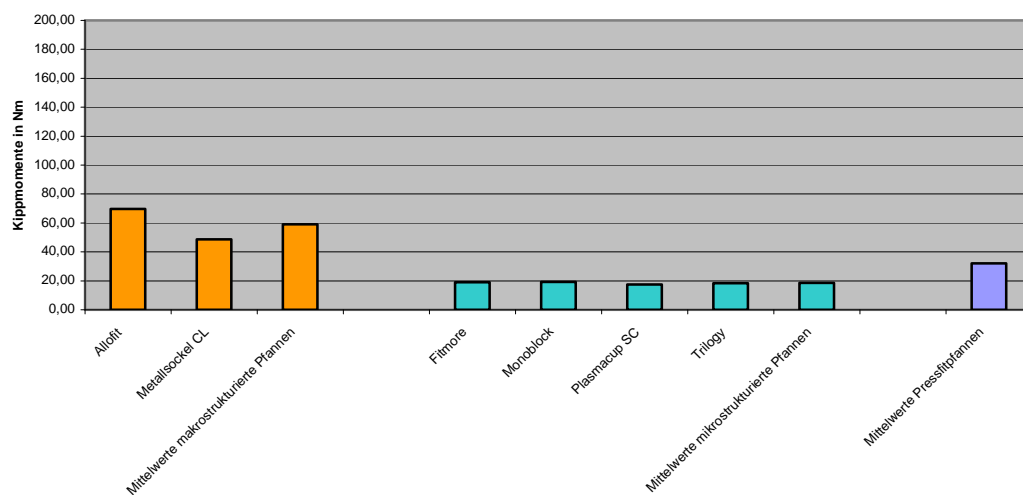


Abbildung 7-33 Vergleich der maximalen Kippmomente der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 2 nach Paprosky im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Schraubpfannen beim Defekttyp 3a

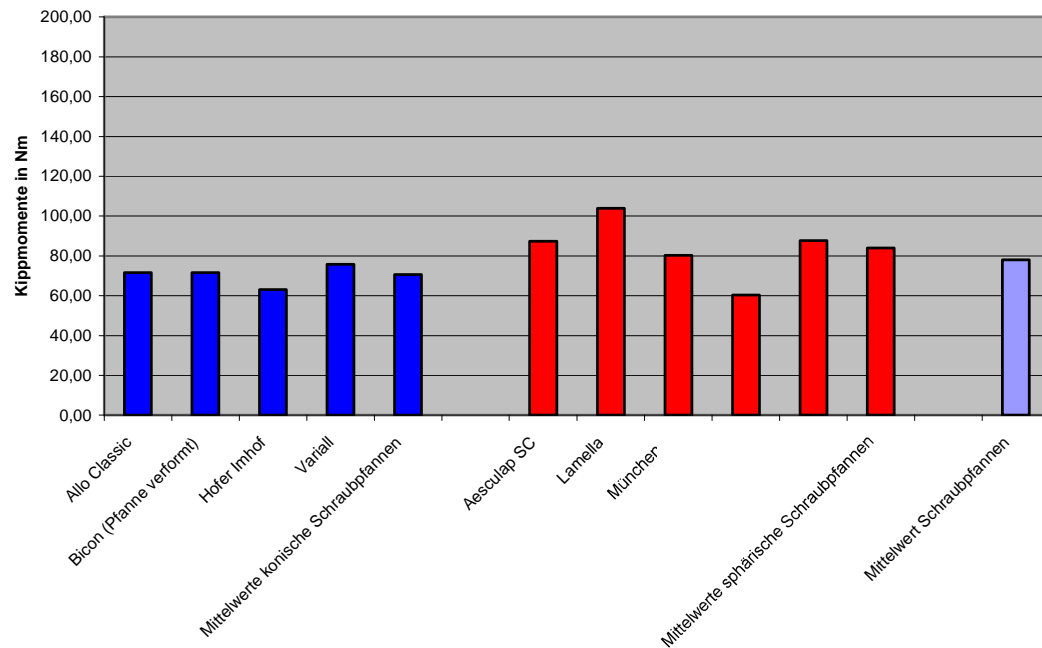


Abbildung 7-34 Vergleich der maximalen Auspresskräfte der untersuchten Schraubpfannen für den Defekttyp 3a nach Paprosky im Hartschaumblock.

Mittelwerte der maximalen Kippmomente der Pressfitpfannen beim Defekttyp 3a

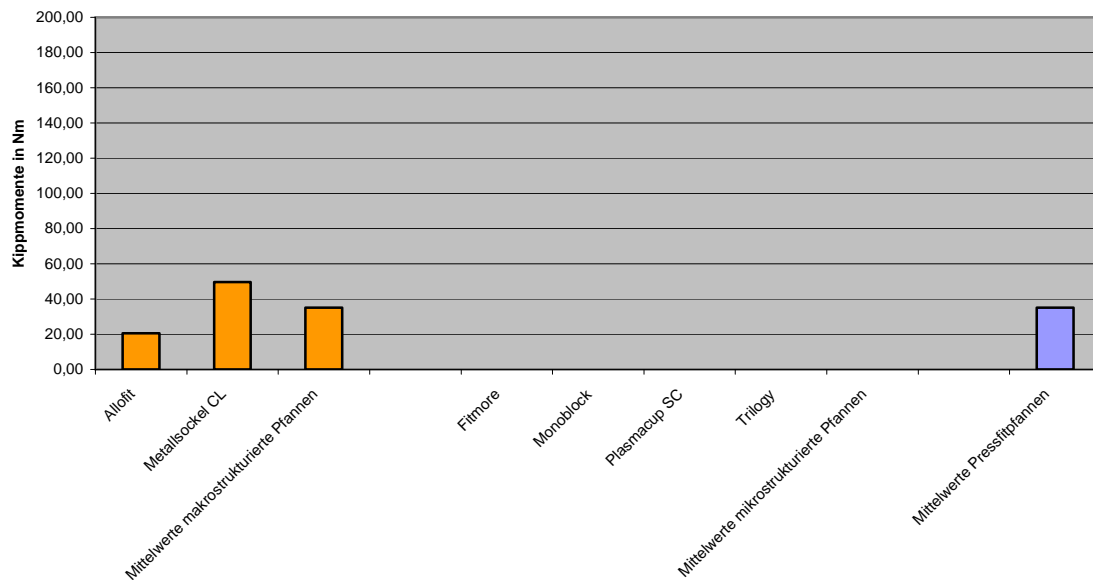


Abbildung 7-35 Vergleich der maximalen Auspresskräfte der untersuchten Pressfitpfannen für den Defekttyp 3a nach Paprosky im Hartschaumblock.

8 Danksagung

Diese Dissertation wäre mit Sicherheit nicht ohne die Hilfe, Unterstützung und Ratschläge vieler Menschen zustande gekommen, bei denen ich mich hier noch einmal bedanken möchte.

Allen voran danke ich meinem Betreuer, Herrn PD Dr. med. Christoph von Schulze Pellengahr, 1. klinischer Oberarzt der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians Universität München, für die Überlassung des Dissertationsthemas, die konstruktiven Ratschläge und die unermüdliche Vorantreibung der Arbeit.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Professor Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz, Leiter des Instituts für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians Universität München, der mir mit technischen und organisatorischen Ratschlägen jederzeit ein wichtiger Gesprächspartner war.

Ebenso möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Instituts für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München bedanken, insbesondere bei den Zivildienstleistenden Tobias Kupsch, Dirk Schliack und Johann Hundseder, die mich immer wieder mit Rat und Tat bei der Durchführung der Experimente unterstützten.

Nicht unerwähnt bleiben sollen Frau Dr. Aydemir und Herr Dr. Crispin vom Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, die mich in statistischen Fragen stets gut beraten haben.

Zu guter Letzt danke ich besonders meinen Eltern, die mir mit Rat und Unterstützung stets zu Seite standen, und meiner Frau Marion Ewert, ohne deren Liebe und Geduld diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

9 Lebenslauf

Name: Andreas Bürkner
Geburtsdatum: 19.03.1978
Geburtsort: München
Eltern: Vater: Hans-Joachim Bürkner, Drucktechniker
Mutter: Elisabeth Bürkner, geb. Voegel, Buchhändlerin
Familienstand: Verheiratet mit Marion Ewert
Schulbildung: Grundschule: 1986-1990, Turnerschule, München
Gymnasium: 1990-1998, Ernst-Mach-Gymnasium, Haar

Zivildienst: 1998-1999, als Pflegediensthelfer im KH Neuperlach

Studium: 1999-2005 Studium der Humanmedizin,
Ludwig-Maximilians-Universität München

Famulaturen:

- Innere Medizin, Kreiskrankenhaus München-Perlach 2002
- Innere Medizin, Kreiskrankenhaus München-Perlach 2002
- Unfallchirurgie, Charité, Berlin 2003
- Orthopädische Praxis, Hölzt & Berger, München 2003

Praktisches Jahr (2004-2005):

- Chirurgische Klinik Innenstadt, München
- Department of Surgery, New Royal Infirmary, Edinburgh, Great Britain
- Innere Abteilung, Klinikum Landshut
- Orthopädie, Spital Oberengadin, Samedan, Schweiz

Abschluss des Studiums der Humanmedizin mit dem erfolgreich bestandenem 3. Staatsexamen am 14.04.2005 in München.

Seit dem 01.07.05 Assistenzarzt auf der chirurgisch-orthopädischen Abteilung im Spital Oberengadin, Samedan, Schweiz