

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl. Ing. V. Jansson

Langzeitergebnisse der Schraubpfanne München II (MUC-II) bei
hüftendoprothetischen Eingriffen

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

vorgelegt von
Mahmud Samani
aus Ahwaz (Iran)
2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Schulze Pellengahr
Freiherr von Freusberg-Steinhorst

Mitberichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Pietschmann

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 19.01.2012

Abstract

Samani
Mahmud

Langzeitergebnisse der Schraubpfanne München II (MUC-II) bei hüftendoprothetischen Eingriffen

Problem: Es finden sich bisher kaum Studien zu Langzeitergebnissen sphärischer Schraubpfannen, insbesondere der hier untersuchten Schraubpfanne der 2. Generation MUC-II. Die retrospektive Studie soll klären, wie erfolgreich die Implantation war, wie lange die Standzeit der Prothese und wie hoch die Revisionsrate war, welche Anzeichen für Pfannenlockerungen vorlagen und wie sich die vertikale und horizontale Pfannenwanderung darstellte.

Methode: Zwischen 1991 bis 1995 wurden aus einem Kollektiv von 867 Schraubbringen nach dem Zufallsprinzip 44 Patienten (52,4% männlich, OP-Alter 71,6 Jahre) mit 51 Implantaten ausgewählt und nachuntersucht (Follow-up-Dauer: 8,4 Jahre). Es wurden intra- und postoperative Komplikationen, radiologische Veränderungen (Ossifikationsgrad nach Brooker, Lysesäume/Aufhellungszonen, Pfannenwanderung) und die klinische Symptomatik mittels Harris Hip Score (HHS) erhoben.

Ergebnis: Der HHS betrug 82,3 Punkte (sehr gutes bzw. gutes Resultat in 70,5% der Fälle). Er war unbeeinflusst von Alter der Patienten bei OP, dem Geschlecht, der Standzeit der Schraubpfanne, der Seitigkeit der Hüft-OP oder dem Ossifikationsgrad nach Brooker. Eine Revision der Pfanne war in 5,9% der Fälle (3/51) notwendig, darunter in einem Fall wegen septischer Prothesenlockerung. Die mittlere Standzeit der Prothesen betrug 10,6 Jahre. Radiologische Veränderungen umfassten primär kleine periartikuläre Ossifikationsherde (Brooker I; 52,9%), seltener einen Knochensporn mit einem Restfreiraum von 1 cm zwischen proximalem Femur und Becken (Brooker II: 33,3%). Eine Pfannenlockerung (Aufhellungszeichen in mindestens zwei von drei Zonen) war in einem Fall vorhanden. Die Inklination der Pfanne betrug 44,6 Grad postoperativ und 45,1 Grad bei der Nachuntersuchung. Eine Änderung um mehr als 5 Grad zwischen beiden Zeitpunkten lag bei 21,6% der Hüften vor. Patienten mit ungenügendem HHS wiesen mit 10,1 mm eine deutlich höhere horizontale Pfannenwanderung auf als Patienten mit sehr gutem HHS (4,4 mm). Die Korrelation beider Parameter war aber nur gering ausgeprägt. Alter bei OP, Geschlecht, HHS, Follow-up-Dauer sowie das Auftreten von Komplikationen hatte keinen Einfluss auf die vertikale Pfannenwanderung.

Diskussion: Die vorliegende Studie zeigt, dass die MUC-II hinsichtlich der Revisionsrate vergleichbar gute Resultate erzielt, wie sie mit konischen Schraubpfannen und Press-Fit-Pfannen erzielbar sind. Die Lockerungsraten sind gering und liegen niedriger als jene anderer Pfannenmodelle. Klinische Symptome im Sinne von Schmerzen bzw. eines niedrigen Harris Hip Scores sind selten, das Operationsergebnis und die Standzeit von mehr als 10 Jahren sind positiv zu bewerten.

meiner Frau und meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	3
1.1.	Historische Entwicklung der Hüftendoprothetik	3
1.2.	Zementierte und unzementierte Prothesenschäfte	11
1.2.1.	Spotorno-Prothesenschaft (zementfreie Implantation)	11
1.2.2.	Weller-II-Prothesenschaft (zementierte Implantation)	14
1.3.	Hüftpfannen	16
1.3.1.	Press-Fit-Pfannen	18
1.3.2.	Schraubpfannen	20
1.4.	Ursachen für Implantatlockerung unter besonderer Berücksichtigung der Pfanne	25
1.5.	Fragestellung	27
2.	Material und Methoden	28
2.1.	Patientenrekrutierung	28
2.2.	Untersuchungskollektiv	28
2.3.	Verwendeter Schraubring	29
2.4.	Operationsverfahren, Schaftsysteme, Rehabilitation	30
2.5.	Untersuchte Parameter	31
2.5.1.	Intra- und postoperative Komplikationen	31
2.5.2.	Ossifikation nach Brooker	31
2.5.3.	Lysesäume/Aufhellungszonen	32
2.5.4.	Pfannenwanderung	33
2.5.5.	Harris Hip Score, Trendelenburg'sches Zeichen	35
2.6.	Statistische Methoden	39
3.	Ergebnisse	40
3.1.	Harris Hip Score	40
3.2.	Revisionsrate und Standzeit der Schraubpfanne MCU II	47
3.3.	Periartikuläre Ossifikation (Brooker)	49
3.4.	Lysesäume/Aufhellungszonen	52
3.5.	Radiologische Ergebnisse	53
3.5.1.	Inklination der Schraubpfanne MUC II	53
3.5.2.	Trochanter-Hochstand der operierten Seite im Vergleich zur Gegenseite	54
3.5.3.	Horizontale und vertikale Wanderung der Schraubpfanne	55
3.5.3.1.	Analyse der horizontalen Pfannenwanderung (in mm)	56
3.5.3.2.	Analyse der vertikalen Pfannenwanderung (in mm)	58
3.5.3.3.	Häufigkeit einer horizontalen bzw. vertikalen Pfannenwanderung	61
4.	Diskussion	63
4.1.	Diskussion der Methoden	63
4.2.	Diskussion der Ergebnisse	68
4.3.	Schlussfolgerungen	75

5.	Zusammenfassung	76
6.	Literaturverzeichnis	78

1. Einleitung

Der Ersatz von beschädigten Teilen des menschlichen Organismus reicht bis in die griechische Mythologie zurück. Tantalus, ein Sohn des Zeus und der König von Lydien, lud die Götter zum Mahl ein und servierte ihnen zur Prüfung ihrer Allwissenheit den von ihm getöteten eigenen Sohn Pelops. Nur die Göttin Demeter aß von der Schulter des Pelops. Die anderen Götter erkannten Tantalus's Frevel und stürzten ihn in die Unterwelt, wo er fortwährend qualvollen Hunger und Durst leiden musste. Den zerstückelten Leib des Pelops ließ die Spinnerin des Lebensfadens, die Parze Klotho, neu entstehen und die von Demeter verzehrte Schulter wurde durch ein Ebenbild aus Elfenbein ersetzt (Holz 1997).

1.1. Historische Entwicklung der Hüftendoprothetik

Themistokles Gluck (1853-1942) berichtete am 12. April 1890 anlässlich des 14. Kongresses der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie in Berlin erstmalig über die theoretischen Möglichkeiten der Anwendung künstlichen Gelenkersatzes, z.B. von Nickelstahlsohlschienen zur Verbindung von Knochenfragmenten, der Anwendung von Elfenbeintüllen und Hohlzylindern, die über die Knochen gestülpt und angenagelt wurden. Schließlich wies er auf die Entwicklung von aus soliden, spindelförmigen Zapfen hergestellten Elfenbeinhohlzylindern mit einem großen Zentralkanal hin, die eine große Anzahl seitlicher kreisrunder Öffnungen aufwiesen. Er schlug dabei folgendes Vorgehen vor: *"Um ferner das Einführen des Materiales von relativ kleinen Wunden zu gestatten, wurden später der centrale und periphere Stumpf eines in der Continuität resezierten Knochens oder eines resezierten Gelenks mit je einem in die Markhöhle eingerammten Elfenbeincylinders armiert, so kann durch ein zwischen den Elfenbeincylindern eingeschaltetes Charnier (...) die Feststellung des Charniers die inamovible Fixation der Fragmente gewährleisten, die Beweglichkeit desselben arthroplastischen Zwecken dienen"* (Gluck 1891). Er stellte damals bereits ein Elfenbeinmodell für eine Arthroplastik vor (siehe Abbildung 1).

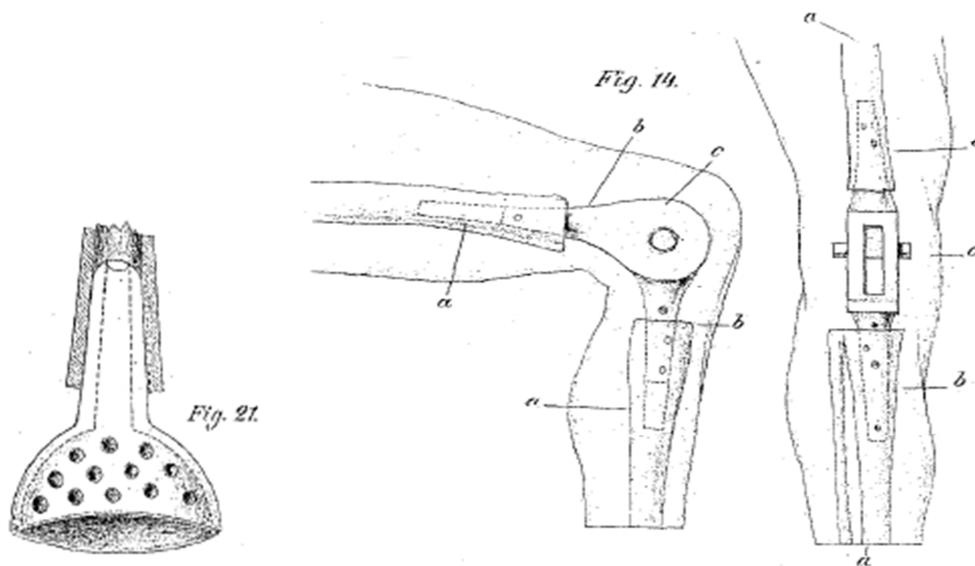


Abbildung 1: Von Themistokles Gluck 1890 vorgestelltes Elfenbeinersatzstück zur Arthroplastik (Fig. 21) sowie Modell einer Kniegelenkprothese (Fig. 14), demonstriert anlässlich des 12. Kongresses der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie in Berlin (Gluck 1891).

Am 22. Mai 1890 hatte Themistokles Gluck erstmals ein tuberkulös zerstörtes Kniegelenk eines 17jährigen Jungen durch ein Scharniergelenk aus Elfenbein ersetzt. Bei zwei weiteren Patienten führte er einen analogen Eingriff durch. Im gleichen Jahr berichtete er über Patienten, denen er Implantate aus Elfenbein in den proximalen Femur implantiert hatte (Gluck 1890a/b). Gluck verwendete sog. Steinkitt, eine Mischung aus Colophonium mit Bimstein oder Gipszusatz (Gluck 1891) als Kitt- und Bindematerial. Der Gelenkersatz missglückte jedoch aufgrund von Materialermüdung und Infektionen (Boos und Russlies 2006).

Die eigentliche Ersatzarthroplastik am Hüftgelenk wurde erst 1923 von Groves-Hey weiterentwickelt. Er resezierte bei einem ankylosierten Hüftgelenk den Femurkopf und implantierte eine Kopfprothese aus Elfenbein. Die Hüftgelenkspfanne wurde dabei nicht durch eine künstliche Pfanne ersetzt (Hey-Groves 1923). Gleichzeitig verfolgte Smith-Petersen mit der Mould-Arthroplastik im Jahre 1923 einen neuen Ansatz. Er implantierte eine Plexiglasschale, die den zerstörten Hüftkopf ersetzen sollte (Smith-Petersen 1948). Zunächst scheiterte dieser Weg, da das Plexiglas den auftretenden Belastungen nicht gewachsen war. Nachdem im Jahre 1932 die Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung Vitallium zunächst in der Zahnheilkunde eingeführt worden war,

finden Venable et al. (1937) heraus, dass sich die mechanisch feste und korrosionsstabile Legierung auch gut als Osteosynthesematerial eignete. Danach setzte Smith-Petersen Vitallium-Prothesen ein und hatte zwischen 1938-1947 mehr als 500 Hüften von 420 Patienten operiert (Wiles 1957/1958). Die französischen Brüder und Chirurgen Jean und Robert Judet entwickelten eine neue Herangehensweise. Sie entfernten den Femurkopf und ersetzten ihn durch eine pilzförmige Methacrylat-Prothese (sog. Judet-Prothese Typ I), die auf den Schenkelhals aufgesetzt wurde (Judet und Judet 1949). Die Operation war einfach durchführbar, führte aber schnell wieder zu Schmerzen, da der Knochen dem durch die Prothese gesetzten Stress nicht widerstehen konnte und es zu Prothesenlockerungen kam. Zudem war die Passform des Acetabulum nicht exakt und trotz Auffüllung mit Bindegewebe kam es schnell zu Schädigungen dieser Region. Letztlich kam es auch relativ häufig zu Prothesenbrüchen aufgrund von Materialermüdung (Wiles 1957/1958). In den frühen 1950er Jahren wurde das Konzept von Judet erweitert, in dem nicht nur der Femurkopf sondern auch der Femurhals reseziert wurde. Im Jahre 1950 entwickelten Moore (1952), Morre und Bohlman (1957) und Thompson (1954) Femur-Hals-Prothesen. Moore entwickelte eine intramedullär im proximalen Femurschaft sich selbst verankernde Endoprothese, die sich gegenüber der Judet-Prothese Typ I aber nicht durchsetzen konnte. Ergänzt wurde diese Konzeption der Femurkopfprothese durch die von Rettig (1952) entwickelte Spezialendoprothese, die in den Markraum des proximalen Femurs implantiert wurde (siehe Abbildung 2). Die ersten Femur-Hals-Prothesen bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung. Später entwickelte Kopf-Hals-Modelle aus Plexiglas nach Merle d'Aubigne und Postel (1954), Lange (1951) und Rettig (1952) konnten sich nicht durchsetzen, da sie den Wechselbeanspruchungen nicht gewachsen waren und es häufig zu Materialbrüchen kam.

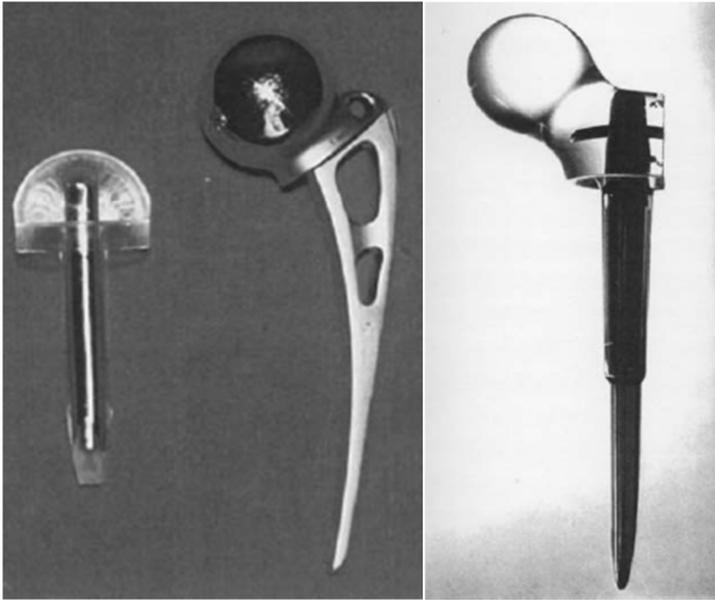


Abbildung 2: Darstellung einer Judet-Prothese Typ I (links), einer "self-locking"-Femurkopfprothese aus einer Chrom-Kobalt-Legierung nach Moore und Reyman (mitte) sowie einer Spezialendoprothese aus Plexiglas nach Rettig (rechts).

Philip Wiles modifizierte und erweiterte Ende der 1950er Jahre die Hüftendoprothetik dadurch, dass er sowohl eine künstliche Hüftpfanne aus Stahl als auch einen künstlichen Femurkopf verwendete und damit die erste Hüftgelenk-Totalendoprothese implantierte. Die Fixation der zementfrei implantierten Hüftgelenkspfanne erfolgte durch zwei Stahlschrauben, während die Kopfprothese mittels eines Schraubbolzens im Schenkelhals verankert wurde. Der Behandlungserfolg der achtmal implantierten Prothese war mäßig, da es in sechs Fällen zu Prothesenlockerungen kam (Wiles 1957/1958).

Eine Fortentwicklung dieser Vorgehensweise stellte eine von McKee und Watson-Farrar (1966) entwickelte Hüftgelenk-Totalendoprothese dar. In einer Vorläuferversion, die ab dem Jahr 1951 im Hospital von Norwich (England) entwickelt und verstärkt in den Jahren 1956-1960 implantiert wurde, kam eine Endoprothesenpfanne zur Anwendung, die mit einem zentralen Gewinde im Acetabulum verankert wurde und zusätzlich mit zwei Verankerungsschrauben gesichert wurde. Von den ersten drei implantierten Prothesen lockerten sich zwei innerhalb eines Jahres und mussten entfernt werden. Bei diesen beiden Prothesen waren Edelstahlschrauben verwendet worden. Die dritte Prothese blieb zunächst stabil, da sie mit Chrom-Cobalt-Schrauben fixiert worden war, jedoch brach die Prothese nach drei Jahren. Die Autoren modifizierten den ersten Prothesentyp, in dem sie die Kopfgröße der femoralen Komponente reduzierten. Zusätz-

lich verwendeten sie nun eine Pfanne, die in das Acetabulum hineingeschraubt wurde. Dieser neue TEP-Typ wurde in 40 Hüften implantiert und wies eine Erfolgsrate von 51% auf (siehe Abbildung 3).

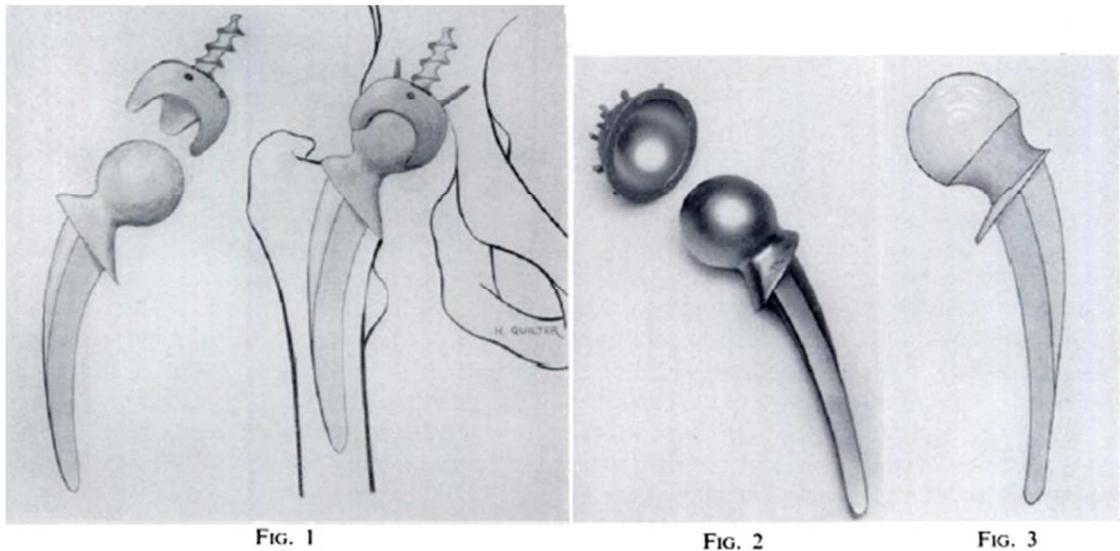


Abbildung 3: Zementfrei implantierte TEP nach McKee und Watson-Farrar (1966). links (Fig.1): Vorläufer-Version mit Hüftpfanne mit zentraler Schraube; rechts (Fig. 2 und 3): fortentwickeltes Modell mit verkleinertem Kopf und Schraubpfanne, die ebenfalls mit Schrauben im Acetabulum fixiert wurde

Eine der ersten Konzeption von McKee und Farrar ähnliche TEP wurde von Ring (1968) ab dem Jahre 1961 verwendet. Die Verankerung der Prothesen im Knochen und die Materialpaarung von Pfanne und Hüftkopfprothese waren jedoch weiterhin ein Problem. Für die Gleitpaarung zwischen Kopf und Pfanne wurde intensiv nach geeigneten Partnern gesucht. Als Artikulationspartner zum Metall wies Kunststoff gute Reibungseigenschaften auf. Der punktuelle Druckeffekte in Verbindung mit einem 32 mm durchmessenden Hüftprothesenkopf zeigte sich aber noch verstärkt Abrieb. Der Versuch des Engländers Sir John Charnley, Teflon als Oberflächenmaterial für Hüftpfannen zu nutzen, schlug mangels Abriebstabilität zunächst fehl (Charnley 1966). Hauptproblem aller Endoprothesenentwicklungen der damaligen Zeit war die mangelnde Verankerung der Prothesenstiele im knöchernen Lager. Die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Metallstiel und Knochen führten durch eine mangelhafte Kraftübertragung zu ungünstigen Umbauvorgängen im Knochen und zur Lockerung der Implantate. Der entscheidende Fortschritt gelang Charnley (1960) durch die Einführung

von Knochenzement in die Hüftendoprothetik. Er kombinierte eine Polyethylenpfanne mit einer Hüfttotalendoprothese. Die Komponenten wurden erstmals mit dem damals bereits in der Zahnmedizin und der plastischen Chirurgie eingesetzten Polymethylmetacrylat (PMMA) einzementiert (Charnley 1960). Durch den Einsatz eines Stahlhüftkopfes mit einem Durchmesser von nur 22,2 mm erreichte Charnley eine vergleichsweise geringe Reibung und eine niedrige Belastung des Implantatlagers durch Druck- und Scherkräfte. Für dieses Verfahren prägte Charnley den Begriff der "low friction arthroplasty". Durch die formschlüssige Kraftübertragung vom Implantat in den acetabulären und femoralen Knochen schien sich zunächst die Vorgabe für eine primär stabile Implantatverankerung zu erfüllen. Allerdings war die Verbundfestigkeit der Knochen-Zement-Grenze noch nicht gegeben. Es kam zu einem Versagen des Zementmantels aufgrund von Hitzenekrosen, die aufgrund der hohen Aushärtetemperaturen des Polymers auftraten. Dies führte zu relativ hohen Raten an Osteolysen und aseptischen Lockerungen. Die Angaben zur Lockerungshäufigkeit zementierter Hüftendoprothesen reichten von 8% nach 10 Jahren für Schäfte und Pfannen der Charnley-Prothese (Falkner et al. 1998) bis zu 21,8% nach 9 bis 15 Jahren für zementierte Hüftpfannen alleine (Griss et al. 1982, Mulroy und Harris 1997).

Ein erheblicher Faktor für die erhöhte Versagerquote zementierter TEP war die Dicke des Zementmantels. Je dünner die Zementschicht ausfällt, desto häufiger fanden sich Defekte und Prothesenbrüche (Jasty et al. 1991, Joshi et al. 1993). Eine Zementschicht von mindestens 2-3 mm gilt als untere Grenze. Wurde normal- bis hochvisköser Zement verwendet, verbesserten sich die Ergebnisse (Espehaug et al. 2002, Havlin et al. 1995). Wurde in den 1960er Jahren der Zement noch manuell gemischt und in den Knochen eingebracht (Zementiertechnik der 1. Generation), sank bei neueren Zementierungstechniken der zweiten Generation die Revisionsrate deutlich (Ballard et al. 1994, Barrack et al. 1992). Diese neuen Techniken (Vakuummischtechnik, retrograde Zementapplikation, Verwendung von Zentralisierern, Druckzementierung) wirkten sich sowohl positiv auf die Stabilität des Prothesenschaftes als auch auf die der Hüftpfanne aus (Estok und Harris 1994, Madey et al. 1997, Malchau et al. 2002, Poss et al. 1988). Eine Lösung der Lockerungsprobleme zementierter Prothesen wurde anfänglich in der Entwicklung zementfreier Prothesenfixierungen gesehen. Es wurde die räumliche Gestaltung der Implantatoberfläche sowohl der Pfanne als auch der Kopfprothese viel-

fach modifiziert, um eine bessere biomechanische Verbindung zwischen Implantat und wachsendem Knochen zu schaffen. Bereits McKee und Watson-Farrar (1966) hatten eine einschraubbare Pfanne entwickelt. Sivash (1969) modifizierten die Pfanne, in dem sie für die Verankerung eine gewindeartige Oberfläche verwendeten (s. Abb. 4).

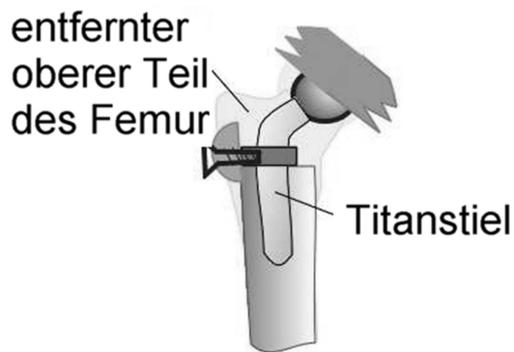


Abbildung 4: schematische Darstellung der Sivash-Prothese mit Schraubpfanne (modifiziert nach http://www.totaljoints.info/Sivash_TH.jpg)

Auch die Oberfläche der Kopfprothese wurde verändert. Judet (1975) versah den zementfrei zu implantierenden Schaft mit kraterförmigen Vertiefungen, Galante et al. (1971) brachten eine dreidimensionale Mikroräumstruktur auf der Basis zerhackelter Titan- und Kobalt-Chrom-Metallspäne auf. Mittelmeier (1974) setzte Tragrippen ein, Lord (1978) sinterte Kugeln auf die Metalloberfläche. Alle diese Modifikationen sollten das Einwachsen des Knochens an die zerklüftete Verbindung zwischen Implantat und Implantatlager verbessern. Grundeis entwickelte eine metallene dreidimensionale Oberflächenstruktur, die dem menschlichen Spongiosaknochen ähnelte, jedoch gröber war und das Einwachsen des Knochens ermöglichen sollte. Zunächst diente das Material in den 1960er Jahren an der Kieler Universitätsklinik für Orthopädie und Chirurgie zur Deckung von Knochendefekten und für den Neuaufbau von Knochen. Ab 1981 gelang es, Metallspongiosa-Implantate im Tiermodell zu erproben und im Mai 1982 gelang Henßge die zementfreie Implantation der ersten Hüfttotalendoprothese mit metallspöngiger Oberfläche des Kopfprothesenschaftes (Henßge et al. 1985). Biomechanische Untersuchungen konnten nachweisen, dass die Konstruktion des Prothesenschafts in Form eines massiven Schaftes mit offenmaschiger Oberflächenstruktur eine Elastizität erzielen lässt, die jener des menschlichen Knochens vergleichbar ist. Die Beschichtung

des Implantates mit Hydroxylapatit verbessert die Möglichkeit der biologischen Wechselwirkung zwischen Knochen und Implantat. Es entsteht dadurch eine biologisch, chemisch und stoffschlüssige Verbindung. Eine Veredelung der Werkstoffoberflächen durch eine Titan-Niob-Metallschicht verbessert zusätzlich die Biokompatibilität (Grundeis 2006).

Im Hinblick auf die Modifikationen der Hüftpfannen wurde zu Beginn der 1970er Jahre zunächst Keramik und später Cobalt-Chrom-Molybdän als Werkstoff verwendet. Die Schraubpfannen der ersten Generation wiesen eine glatte Keramik-, Polyethylen-, Cobalt-Chrom- oder Titanoberfläche auf. Die Modelle der zweiten Generation hatten bereits eine strukturierte Oberfläche, die ein Gewinde zum Einschrauben in den Hüftknochen enthielten, und ihre Schalen waren fast ausnahmslos aus Titan hergestellt. Bei den mittlerweile verwendeten Schraubpfannen der dritten Generation werden modulare Metall-, Keramik- oder modifizierte Polyethyleneinsätze verwendet (Effenberger et al. 2001). Heute können letztlich drei verschiedene Hüft-TEP unterschieden werden:

- die zementierte Hüft-TEP, bei der die Hüftpfanne sowie der Schaft mit Knochenzement befestigt werden.
- die Hybrid Hüft-TEP, bei der die Pfanne zementfrei und der Prothesenschaft mit Zement im Knochen verankert werden oder bei der die Pfanne zementiert und der Prothesenschaft unzementiert verankert werden.
- die zementfreie Hüft-TEP, bei der sowohl Hüftpfanne als auch Schaft im Knochen ohne Zement fixiert werden.

Die zementierte Verankerung gilt für beide Komponenten als Standardversorgung. Für einzelne zementfreie Pfannensysteme ergeben sich aber auch sehr gute bis gute mittel- und langfristige Ergebnisse, was vor allem für hemisphärische Titanpfannen mit Schraubfixation gilt. Sowohl für zementfreie als auch zementierte Prothesen ist jedoch weiterhin das Problem der dauerhaften Verankerung noch ungelöst.

1.2. Zementierte und unzementierte Prothesenschäfte

Die Anzahl bis heute entwickelter Prothesenschäfte ist erheblich. Neben der Charnley-Prothese finden sich andere zementierte Prothesen (z.B. Lubinus, T-28, Müller, MOSC) sowie keramische, hydroxylapatitbeschichte, mit poröser Oberfläche versehene, hybride, modulare oder nach dem Press-fit-Verfahren zu implantierende Prothesen (vgl. Faulkner et al. 1998). Eine detaillierte Darstellung dieser jeweiligen Prothesentypen würde den Umfang dieser Arbeit sprengen. Deshalb wird exemplarisch nur auf zwei verschiedene Prothesentypen abgestellt: der zementfrei implantierte Spotorno-Schaft und der zementierte Weller-II-Schaft.

1.2.1. Spotorno-Prothesenschaft (zementfreie Implantation)

Der CLSTMSpotorno[®]-Schaft ist eine Weiterentwicklung des 1980 von Prof. L. Spotorno entwickelten Cobalt-Chrom-Schafts. Dieses erste Modell zeichnete sich bereits durch eine stachelige Makrostruktur im proximalen Bereich aus. Mit der Einführung der Titanlegierung ProtasulTM-64 wurde die stachelige Oberfläche durch längs verlaufende Rippen ersetzt, die gemeinsam mit dem trapezförmigen Querschnitt die auftretenden Kräfte in den Femur einleiten. Im Jahre 1984 erfolgte die Markteinführung dieser Fortentwicklung. Im Jahre 1990 konnte durch die neue Titanlegierung ProtasulTM-100 der Durchmesser der Konusverbindung von 14/15 auf 12/14 reduziert werden. Zwei Jahre später wurde die Rippenstruktur modifiziert, in dem die Kanten proximal geschärft wurden, um das Eindringen des Schaftes in den Knochen zu erleichtern und die Gefahr einer Sprengung des Femur zu verringern. 1997 wurde zusätzlich zu den klassischen Prothesen mit einem CCD-Winkel von 145° und 125° wurde eine weitere Schaftversion mit einem CCD-Winkel von 135° eingeführt. Dieses neue Modell zeichnete sich durch einen größeren Abstand zwischen Achse und Kopfzentrum und damit einem nach distal verlagertem Kopfzentrums aus (Spotorno et al. 1993, Zimmer Germany 2008) - siehe Abbildung 5.

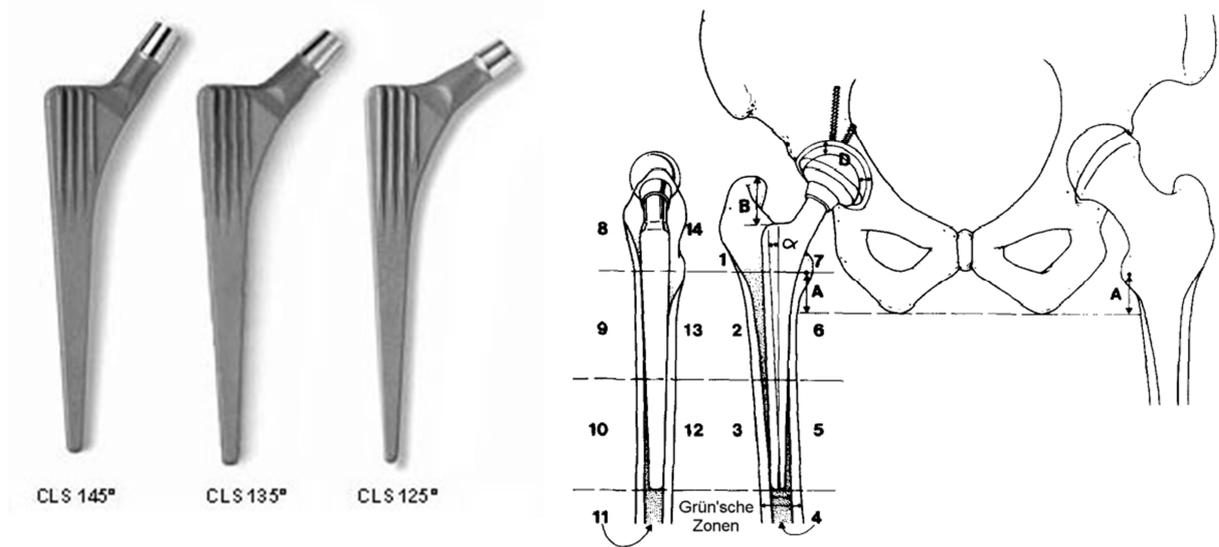


Abbildung 5: Links: derzeit im Handel befindliche CLSTMSpotorno[®]-Schäfte mit unterschiedlichem CCD-Winkel (Zimmer Germany 2008; <http://www.cls-das-original.de>). Rechts: Graphische Darstellung der implantierten CLS-Prothese im Femur sowie der Grün'schen Zonen (Robinson et al. 1994)

Es finden sich in der Literatur eine Vielzahl von Studien, die ältere und neuere Versionen des Spotorno-Schafts untersuchten. Es können aus Platzgründen jedoch nur die umfangreicheren Studien erläutert werden. Robinson et al. (1994) implantierten die 145°-Version gemeinsam mit einer Harris-Galante-Pfanne. In der 31monatigen Follow-up-Phase kam es zu keinem Prothesenverlust, jedoch zu vier Femurfrakturen (davon zwei im proximalen Femurbereich) und zu sieben Prothesenlockerungen (davon sechs im posterioren und eine im anterioren Bereich des Schaftes). Bülow et al. (1996) untersuchten 145 unzementierte CLS Spotorno-Systeme, die in Kombination entweder mit einer Morscher-Pfanne oder einer Harris-Galante-Pfanne bei Patienten im Alter von durchschnittlich 54,9 Jahren implantiert und die nach einem 7,8jährigen Zeitraum nachuntersucht worden waren. Die Prothese zeigte eine Erfolgsrate von 96,7% und ein gutes bis sehr gutes funktionelles Resultat in mehr als 90% der Fälle. 81,5% der Patienten zeigten keinerlei Schmerzen, lediglich bei einem Patienten traten starke Schmerzen auf. Schramm et al. (2000) bestätigten diese Resultate insofern, als sie nach einem durchschnittlich nach 10,3 Jahren stattfindenden Follow-up von 94 Patienten, die 107 CLS Spotorno-Systeme in Kombination mit einer Mecron-Pfanne implantiert erhalten hatten, eine Revisionsrate von 0% fanden. 84% der Patienten wiesen gemäß Harris Score ein gutes bis exzellentes Resultat auf. Es traten bei 17% nach der

Implantation gelegentlich starke Schmerzen auf, die in allen Fällen binnen eines halben Jahres vollständig verschwanden. Siebold et al. (2001) implantierten 298 CLS-Prothesen bei 269 Patienten im Zeitraum 1986-2000 und berichteten nach einer durchschnittlich 11,7jährigen Nachbeobachtung von der Notwendigkeit eines Schaftwechsels bei 4,4% (n=13) der Fälle, wobei sechs Schäfte (2%) aufgrund einer aseptischen Schaftlockerung ausgewechselt werden mussten. Aldinger et al. (2003) untersuchten 354 Implantationen des CLS-Prothesenschaftes bei 326 Patienten nach, deren Follow-up-Zeit im Durchschnitt 12 Jahre betrug. Die Überlebensrate des Implantates war hier allerdings etwas schlechter, da bis zur Nachuntersuchung 25 (7%) femorale Implantate u.a. wegen Infektionen, periprosthetischer Frakturen oder aseptischer Lockerung revidiert werden mussten. Tauber und Kidron (2000) verwendeten das CLS Spotorno-System bei Revisionseingriffen (24 Hüften von 22 Patienten), die im Mittel 10 Jahre nach Primärintervention notwendig geworden waren. Die CLS-Prothese wurde mit einer Vielzahl von unterschiedlichen Pfannensystemen (ASR Ring, Mathys, Harris-Galante-Zimmer, Landos, Müller) kombiniert. Die Nachuntersuchung dieser Revisionseingriffe fand nach durchschnittlich 4,5 Jahren statt und ergab bei 20 der 24 Systeme ein gutes bis sehr gutes Resultat gemäß Harris-Score. Es kam postoperativ jedoch in acht Fällen zu Komplikationen wie Blutungen (n=1), Riss des Femur (n=2), temporäre peroneale Parese (n=1) und Prothesendislokation (n=1).

Der CLS-Prothesenschaft ist prinzipiell mit allen auf dem Markt befindlichen Pfannenimplantaten kombinierbar. Voraussetzung für seine ossäre Integration ist jedoch ein vitaler und stabiler Knochen. Die Tendenz für ein proximales Stress Shielding, eine Hypertrophie der distalen Kortikalis oder eine Konsolenbildung im Schaftbereich ist nach Siebold et al. (2001) bei diesem Schaft nicht vorhanden, was das Verankerungsprinzip im proximalen metaphysären Femur bei überwiegend proximaler Kraftübertragung bestätigt.

Der Erfolg der zementfreien Endoprothesenverankerung hängt sowohl von der Primärstabilität als auch von der dauerhaften sekundären Integration in das Knochenlager ab. Einen wesentlichen Einfluss darauf haben Materialeigenschaften, Implantatdesign und Oberflächengestaltung. Die Ausschaltung von Relativbewegungen der Implantatkomponenten im Sinne einer mechanisch stabilen Primärverankerung ist eine wesentliche Bedingung für das knöchernes Einwachsen zementfreier Implantate. Für

alle zementfreien Stiele ist das Press-Fit-Prinzip eine notwendige Voraussetzung für das Erreichen einer primär stabilen Fixation. Die sekundäre knöcherne Integration wird bei zementfreien Prothesen letztlich über eine Oberflächenstrukturierung der Implantate erreicht.

1.2.2. Weller-II-Prothesenschaft (zementierte Implantation)

Bei der Weller-II-Prothese handelt es sich um eine Fortentwicklung. Die beruht auf der von Müller 1969/70 auf der Basis des Charnleyschaftes entwickelten, gebogenen Schaftform, der sog. "Müller-Banane". Weller übernahm im Jahre 1971 die gebogene Schaftform Müllers und entwickelte für sie einen Kragen. Die Weller-Prothese wurde im Jahre 1978 in biomechanisch optimierter Form von der Fa. Aesculap auf den Markt gebracht (siehe Abbildung 6).



Abbildung 6: Total-Endoprothesen für das Hüftgelenk nach Weller (Typ II) nach Informationsmaterial der Fa. Aesculap (CCD-Winkel 140°)

Weller-II-Protheseschäfte bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Gußlegierung, wobei der Prothesenkopf sowohl aus dem genannten Material als auch alternativ aus Aluminiumoxidkeramik gefertigt sein kann. Die Prothese kann mit einer vom Hersteller angebotenen Hüftpfanne aus ultrahochmolekularem Niederdruckpolyäthylen kombiniert werden.

Böhler et al. (1994) analysierten Daten von 100 zementierten Weller-Prothesen, die zwischen 1976-1977 im Rahmen von Totalen Hüftendoprothesen-Operationen eingebaut worden waren. Von diesen Prothesen hatten 43 Implantate eine Standdauer von mehr als 10 Jahren und von diesen 43 Implantaten zeigten 49% ausgezeichnete, 30% gute, 16% mäßige und 5% schlechte Ergebnisse. Radiologische Analysen lagen nicht bei allen Implantaten vor, jedoch konnte bei den auswertbaren Implantaten eine stabile femorale Implantatlage bei 87% (33/40) sowie eine stabile acetabulare Komponente bei 81% (31/38) festgestellt werden. Aufgrund des im Vergleich zum Publikationszeitpunkt zeitlich länger zurückliegenden und deshalb nicht mehr aktuellen Zementierungsstandards bescheinigten die Autoren der Weller-II-Prothese eine ausreichende Standfestigkeit.

Schidlo et al. (1999) untersuchten 52 Patienten prospektiv, die in 31 Fällen eine zementierte Weller-II- und in 21 Fällen eine zementfreie CLS-Classic-Prothese implantiert erhalten hatten. Die Autoren stellten jedoch nicht auf Lockerungsraten oder radiologische Veränderungen der Implantatlage ab, sondern auf Veränderungen des prä- zum post- CCD-Winkels. Der Schenkelhals-Schaft-Winkel des implantierten Weller II-Schaftes betrug 140° , während jener der CLS-Prothese bei 145° lag. Präoperativ lag der CCD-Winkel im Gesamtkollektiv im Mittel bei $128 \pm 8,9^\circ$. Postoperativ betrug der CCD-Winkel $145,9^\circ$ bei der Weller-II- und $144,3^\circ$ bei der CLS-Prothese. Die Autoren vermuteten, dass durch die steileren CCD-Winkel der Prothesenimplantate der in der Horizontalen wirksame Hebelarm der Schaftprothese im Vergleich zum präoperativen proximalen Femur verringert wird. Dies könnte nach Schidlo et al. (1999) die aufgrund der postoperativ veränderten Biomechanik sich ergebenden teilweise unbefriedigenden funktionellen Ergebnisse trotz radiologisch korrekter Implantation der Hüftprothese erklären.

1.3. Hüftpfannen

Eine dauerhafte Implantatverankerung vor allem bei jüngeren Patienten ist die Triebfeder für die Fortentwicklung der zementfreien Hüftendoprothetik. Durch das Einwachsen von Knochen trabekeln in die Implantatoberfläche (Osseointegration) soll eine dauerhafte Verbindung zwischen dem Implantat und dem Knochen erreicht werden.

Nach Morscher (2001) verläuft die Osseointegration in drei Phasen. Im Stadium 1 (4-8 Wochen nach Implantation) kommt es zum Einwachsen von Faserknochen in die Implantatoberfläche. Im Stadium 2 (2-6 Monate später) passt sich der Knochen durch Verstärkung des Knochengewebes mit Bildung lamellären Knochens an die neue Situation an. Im Stadium 3 findet der Prozess des Modelling und Remodelling statt, der lebenslang anhält und je nach Krafteinleitung zur Resorption oder Verstärkung bestehender Knochenbälkchen führt.

Die Hüftpfanne sollte auf eine Weise implantiert werden, die den natürlichen, präoperativen Verhältnissen der Kraft- und Druckeinleitung entspricht. Die Hüftpfanne sollte formschlüssig und elastisch sein und ihre Steifigkeit sollte jener des Acetabulums entsprechen. Diese Steifigkeit wird neben dem Elastizitäts-Modul (Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung fester Körper) des verwendeten Materials auch durch dessen Wandstärke beeinflusst. Pfannenimplantate mit hoher Eigensteifigkeit passen sich physiologischen Verformungen des Hüftgelenks nur schlecht an, da ihre Verformungskapazität lediglich im Promillebereich liegt, während jene des Hüftgelenks im Prozentbereich angesiedelt ist (Witzel 1996). Die Unterschiede des Elastizitätsmoduls sind von Bedeutung, da sie einen Einfluss auf die Kraftweiterleitung zwischen Knochen und Pfanne (bzw. Prothese) haben. Eine Kobaltbasislegierung (220.000 N/mm^2), eine CrNiMo-Stahllegierung (210.000 N/mm^2), Titan und Titanlegierungen (110.000 N/mm^2) sowie eine Al_2O_3 -Keramik (380.000 N/mm^2) weisen ein deutlich höheres Elastizitätsmodul auf als die Kortikalis des Knochens ($10.000\text{-}20.000 \text{ N/mm}^2$) oder die Spongiosa des Knochens ($100\text{-}2000 \text{ N/mm}^2$). Gelingt durch ein Einwachsen des Knochengewebes in das Implantat die Ausbildung einer isoelektischen Verbindungsschicht aus Metalloberfläche und natürlicher Spongiosa, so ist ein möglichst natürlicher Kraftfluss über das Implantat gewährleistet und für eine natürliche Spannungsverteilung in den umgebenden Knochen gesorgt (Klingbeil 2006).

Gelingt dies nicht, kann es letztlich zur Pfannenlockerung und zur Revisionsnotwendigkeit kommen. Ursache dafür ist die Ausbildung einer fibrösen Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Knochen. Mikrobewegungen des Implantates im Bereich von 30-50 μm führen dabei zur Obstruktion kleiner Gefäße und damit zum Ausbleiben der Knochenheilung (Morscher 1992).

Die zementfreie Verankerung der Hüftendoprothesenpfanne gelingt technisch mit zwei unterschiedlichen Verfahren: dem Reibschluss in Form der Press-fit-Pfanne, dem Formschluss mittels der Schraubpfanne (beide Lösungen ggf. in Kombination mit Schrauben, Flügeln, Pegs) und letztlich dem Stoffschluss, d.h. der Zementierung des Pfannenimplantates.

1.3.1. Press-Fit-Pfannen

Unter Press-Fit versteht man in der Endoprothetik die Verankerung eines steiferen Körpers in einem leicht unterdimensionierten elastischen Körper. Axiale Lasten führen hierbei zu einer Zunahme des Press-Fit mit einer Erhöhung der Stabilität (Morscher 2001).

Press-Fit-Pfannen wurden über drei Generationen zu den aktuell verwendeten Implantaten fortentwickelt. In den 1970er Jahren wurden die Pfannen der ersten Generation (Boutin, Gersthof, Griss) implantiert, um Zementprobleme zu vermeiden und eine biologische Fixierung im Hüftknochen zu erreichen. Diese ersten Implantate wiesen eine glatte Keramik-, Cobalt-Chrom-Molybdän- und Polyethylenoberfläche auf. Mit dem Aufkommen von Rein-Titan und von Titanlegierungen wurde Polyethylen und Keramik für die Schalenfertigung immer weniger verwendet. Die Pfannenimplantate der zweiten Generation, die ab der Mitte der 1980er Jahre auf den Markt gelangten, wiesen strukturierte Oberflächen auf. Bei den heute verwendeten Pfannenimplantaten der dritten Generation kommen Einsätze aus Metall, Keramik und Crosslinked-Polyethylen zur Anwendung (Effenberger et al. 2004a).

Die primäre Stabilität kommt durch einen Kraft-Reibschluss zustande. Durch die konstruktive äquatoriale Überdimensionierung oder die Verwendung einer größeren Schale im Vergleich zur Fräsung, entsteht eine äquatoriale Klemmung. Damit die

Implantate polseitig nicht anstehen, bevor sie äquatorial verklemmen, wird die Schalenhöhe gegenüber der Frästiefe reduziert. Eine optimale Pfannenposition wird durch die Pfannennavigation erreicht. Die am häufigsten angewendete Technik zur zusätzlichen Fixierung ist die Verwendung von Schrauben. Als weitere Elemente zur Verbesserung der Stabilität der Schalen werden Zapfen, Ringe, Finnen, Spikes oder Hohlzylinder eingesetzt (siehe Abbildung 7-9).

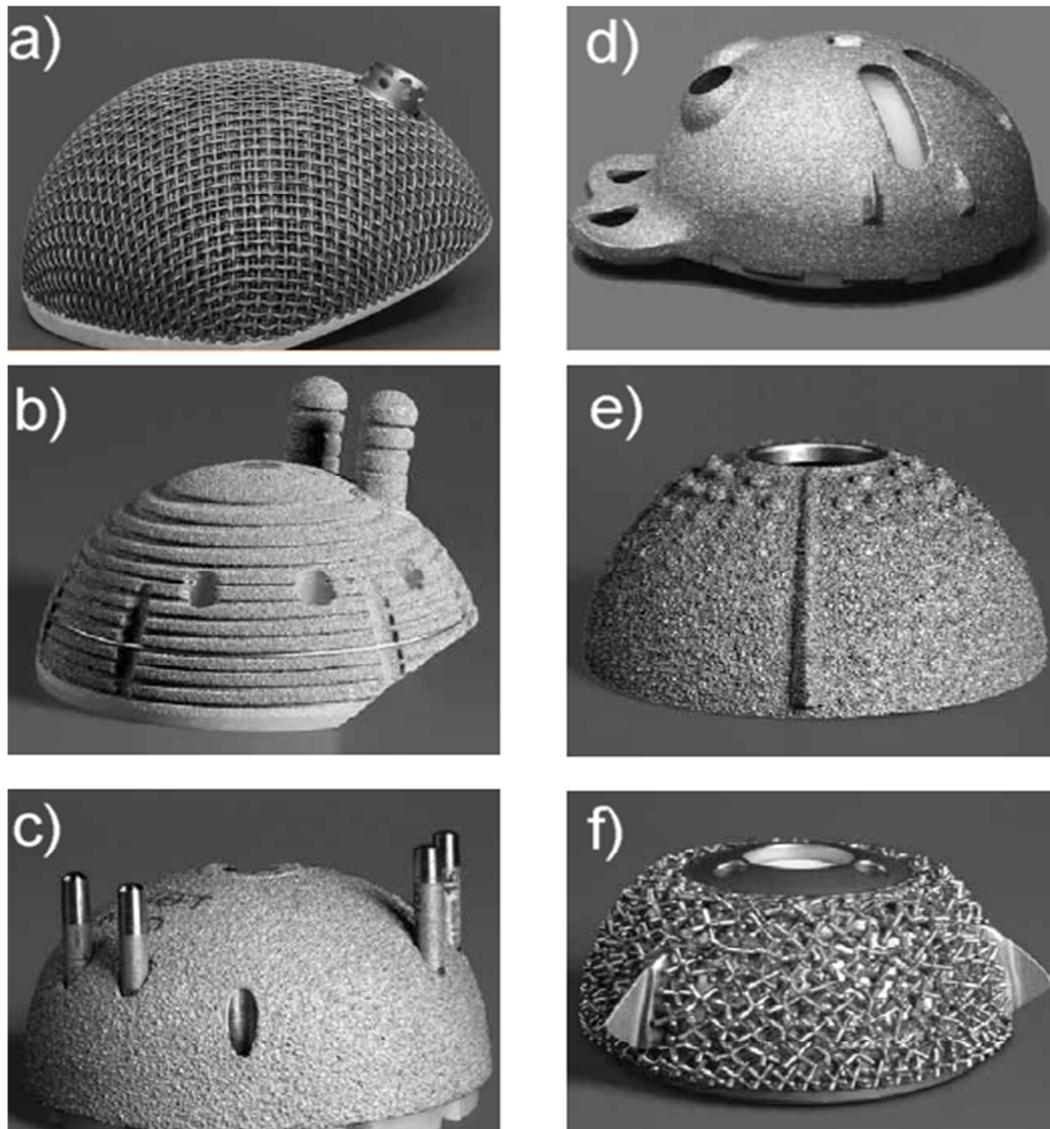


Abbildung 7: Unterschiedliche Formen von Press-Fit-Pfannen (I). Links (a-c): Pfannen mit Kippstabilisatoren mit Zapfen (a), Hohlzylindern (b) oder Stiften (c). Rechts (d-f): Pfannen mit Rotationsstabilisatoren in Form verschiedener Finnen (Effenberger et al. 2004a)

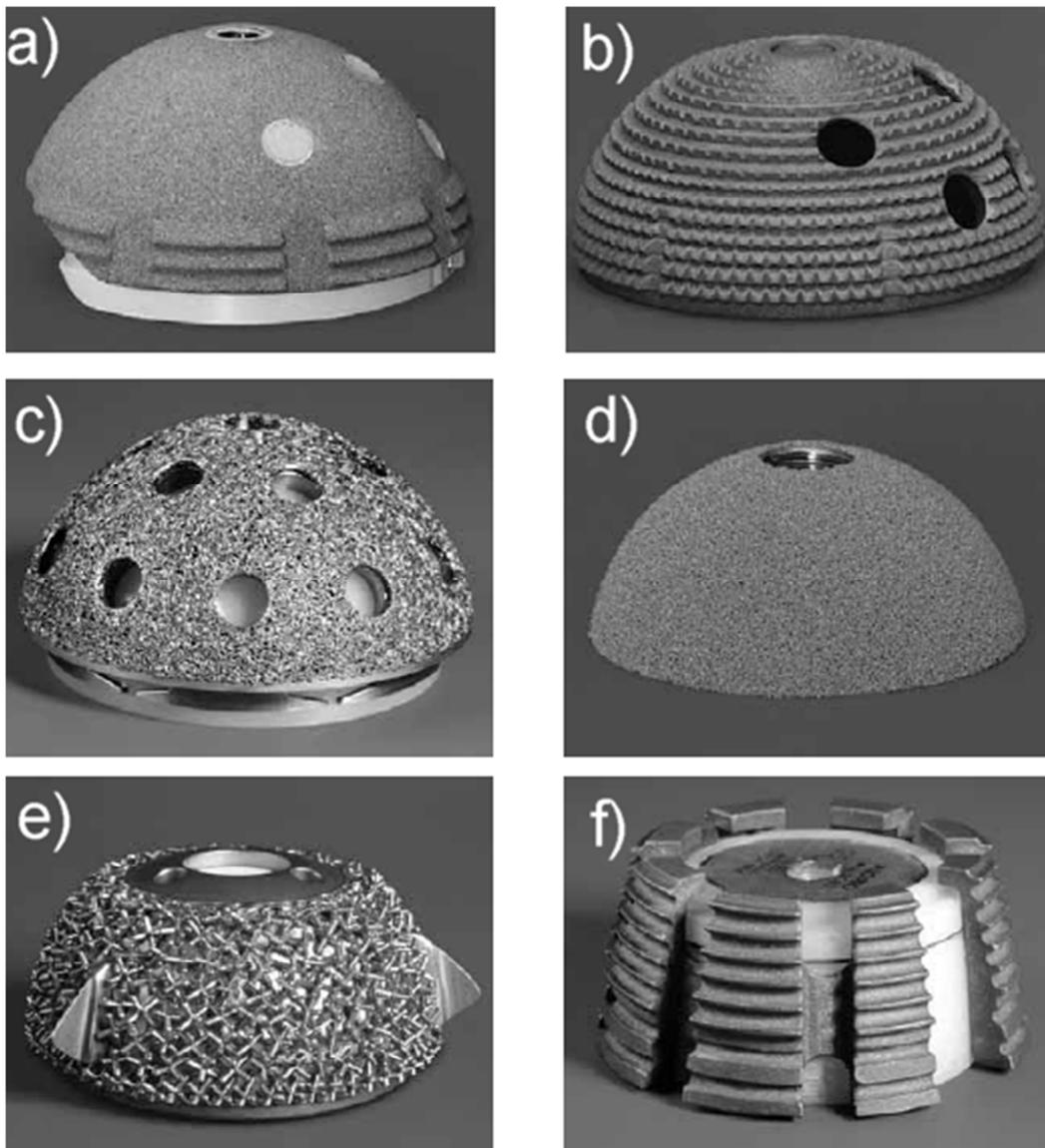


Abbildung 8: Unterschiedliche Formen von Press-Fit-Pfannen (II). Oben (a-b): Pfannen mit Rippen (a) und gerippten Ringen (b). Unten (c-f): Pfannen mit unterschiedlichen Formen: hemisphärisch (c = Harris-Galante II), ellipthisch (b = Duraloc), sphärisch-abgeflacht (e = CL-Metallsockel Kapuziner) oder konisch (f = Balgrist) (Effenberger et al. 2004a)

Bei Re-Operationspfannen werden meistens Pfannen mit mehreren Bohrungen implantiert. Bei stabilen Verhältnissen werden Schalen auch ohne Bohrungen verwendet. Die meisten Pfannen werden aus Reintitan oder Titanlegierung hergestellt. Die große Oberfläche ist insbesondere für die Osseointegration notwendig. Voraussetzung dafür sind die Primärstabilität und der Knochenkontakt. Die durch Korundstrahlung erreichte Oberflächenrauigkeit beträgt durchschnittlich 4 bis 6 μm . Eine noch

rauhere Oberfläche wird durch die Titanplasmaspraybeschichtung erreicht. Ebenso können Titankugeln, Titannetze oder sonstige Gitterkonstruktionen aufgesintert bzw. gegossen oder mechanisch befestigt werden. Um die Implantat-Knochenverbindung zu stimulieren, werden auf die Schalen zusätzlich bioaktive Substanzen aufgebracht. Der eigentliche Effekt von Hydroxylapatit scheint in der Spaltbildungsheilung und im Versiegeln des Interface mit Verhinderung des Ausbreitens von Abrieb zu liegen (Effenberger et al. 2004a).

1.3.2. Schraubpfannen

Schraubpfannen der ersten Generation wiesen eine glatte Oberfläche auf, jene der zweiten Generation eine strukturierte Oberfläche meist mit Titanoberfläche und jene der dritten Generation besitzen modulare Metall-, Keramik- oder modifizierte Polyethyleneinsätze (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Charakteristika der unterschiedlichen Generationen von Schraubpfannen (Effenberger et al. 2001)		
1. Generation ab 1974	2. Generation ab 1985	3. Generation ab 1990
unbehandelte bzw. glatte Keramik, Co-Cr-, Polyethylen-, Titanoberfläche, teilweise Gewindevorschnitten notwendig	strukturierte Oberflächen, Polyethyleneinsätze, Gewindemodifikationen	strukturierte Oberfläche, Keramik-, Metall- und modifizierte Polyethyleneinsätze, bioaktive Beschichtungen, Gewindemodifikationen
Autophor, Endler, Leer, Lindenhof, Lord, Mecring, Mecring B, PM, SC titane back, SHEP	ACA, Alloclassic CSF, ALPHA-Konispähr, Axis I, BICON PLUS, BICON PLUS Porose, CLW, CST-2, Endler-metal backed, Hofer-Imhof (H-I), konische Schraubpfanne nach Wagner, Konusring Plasmapore, MC, MT, Omnifit, Rotacup, Rotacup 3, SC Pfanne, Schraubpfanne nach Bösch, Schraubring Modell München 2, Schraubring SC, Secos S, Typ V - Modell Bramstedt, Ultima, Zweymüller	ACA (Metasul [®]), Alloclassic CSF Zweymüller (Metasul [®]), Axis I (Keramik), BICON PLUS (Metall), BICON PLUS Porose (Metall), Hofer-Imhof-Ce/Ce (Keramik), Hofer-Imhof Me/Me (Metall), konische Schraubpfanne nach Wagner (Metasul [®]), Rotacup 3 (Keramik), Schraubring SC (Keramik)

Die Schraubpfanne soll durch Einschrauben der Pfanne den Press-Fit-Zustand erzeugen. Das Eindrehverhalten wird dabei von der Implantatoberfläche vor allem von der äußeren Form und der Art des verwendeten Gewindes beeinflusst. Die Gewindearten werden nach dem Verwendungszweck, dem Gewindeprofil, der Gangrichtung (Drehsinn) und der Gangzahl (Anzahl von Gewindeanfängen) unterschieden. Je nach der Funktion werden die Gewinde in Befestigungsgewinde und Bewegungsgewinde eingeteilt. Befestigungsgewinde sind häufig Spitzgewinde mit meistens dreieckigem Profil (siehe Abbildung 9).

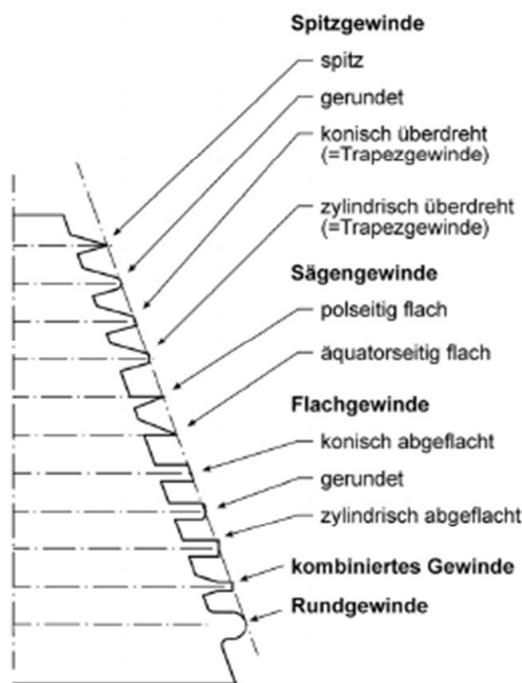


Abbildung 9: graphische Darstellung von unterschiedlichen Gewindeprofilen bei Schraubpfannen (Effenberger et al. 2001).

Bewegungs- oder Transportgewinde hingegen verfügen über Trapez- oder Flachgewinde. Der wesentliche Unterschied zwischen den Gewinden normaler Schrauben und Gewinden von Schraubpfannen liegt darin, dass der Pfannengrundkörper nicht zylindrisch ist. Da die Schraubpfanne zwar rotationssymmetrisch aber nicht zylindrisch ist, verändert sich der Gewindesteigewinkel und die Gewindebreite ständig bzw. beide sind nur noch bei bestimmten Gewindeprofilen konstant. Da sich der Durchmesser der konus- oder halbkugelförmigen Pfanne nach oben hin ändert, die Steigung des Gewindes aber gleich bleibt, ändert sich der Steigungswinkel. Würde es sich bei der

Pfanne um einen zylindrischen Körper handeln, würden der Durchmesser und die Steigung des Gewindes zu einem linearen Steigungswinkel führen. Da aber bei der Schraubpfanne nur noch die Steigung, nicht aber der Durchmesser der Pfanne bzw. des sie umgebenden Gewindes konstant ist, nimmt der Steigungswinkel stark zu und es resultiert eine Verklemmung der Schraubschale (des "Schraubenzylinders") mit dem Knochen (der "Schraubenmutter"). Ein weiterer Grund, der zur Verklemmung der Schraubpfanne führt, ist die unterschiedliche Gewindebreite bei gleichem Durchmesser. Zylindrische Gewinde haben eine konstante Gewindebreite, da der zylindrische Durchmesser der Schraube konstant ist. Bei nicht-zylindrischen Schraubpfannengewinden (Spitz-, Trapez-, Sägen-, Rundgewinden oder kombinierten Formen) folgt einem zunächst konstanten Gewinde bei tieferem Eindrehen ein Gewindeabschnitt mit höherem und breiterem Gewindeteil. Jeder Zahn des Gewindes schneidet demnach nur ein bestimmtes Profil in den Hüftknochen, der unmittelbar folgende Teil des Gewindes ist bereits wieder breiter und höher und deshalb verklemmt er letztlich. Dieses Vorgehen, das zu einer stabilen Pfannen-Knochen-Verbindung führen soll, hat einige Nachteile. Wird die Pfanne in die Spongiosa verschraubt, wirkt sich das beschriebene unterschiedliche Verhalten des Gewindeprofils zunächst kaum aus, da das sich vergrößernde Zahnvolumen des Gewindes das umgebende Knochengewebe einfach verdrängt. Sind die Knochenverhältnisse jedoch unterschiedlich (kaudal weich, kranial hart), so wird die Pfanne in der weicheren Zone nach kaudal verdrängt und hat kranial zu wenig Knochenkontakt. Bei sklerosierten Verhältnissen wiederum findet ein verhältnismäßig frühes Verklemmen der eingeschraubten Pfanne statt und die Pfanne ist dann bereits vor dem Erreichen der gewünschten Endposition absolut fest (Effenberger et al. 2001). Da Schraubpfannen eine stabile Fixation aufweisen und fest angezogen sein müssen, sollten sie ein Spitzgewinde aufweisen. Dieses funktioniert aber nur bei zylindrischen Schrauben einwandfrei, so dass ein Dilemma entsteht, welches zu einer Vielzahl von Gewinde- und Zahn-Modifikationen bei Schraubpfannen führte (siehe Abbildung 10).

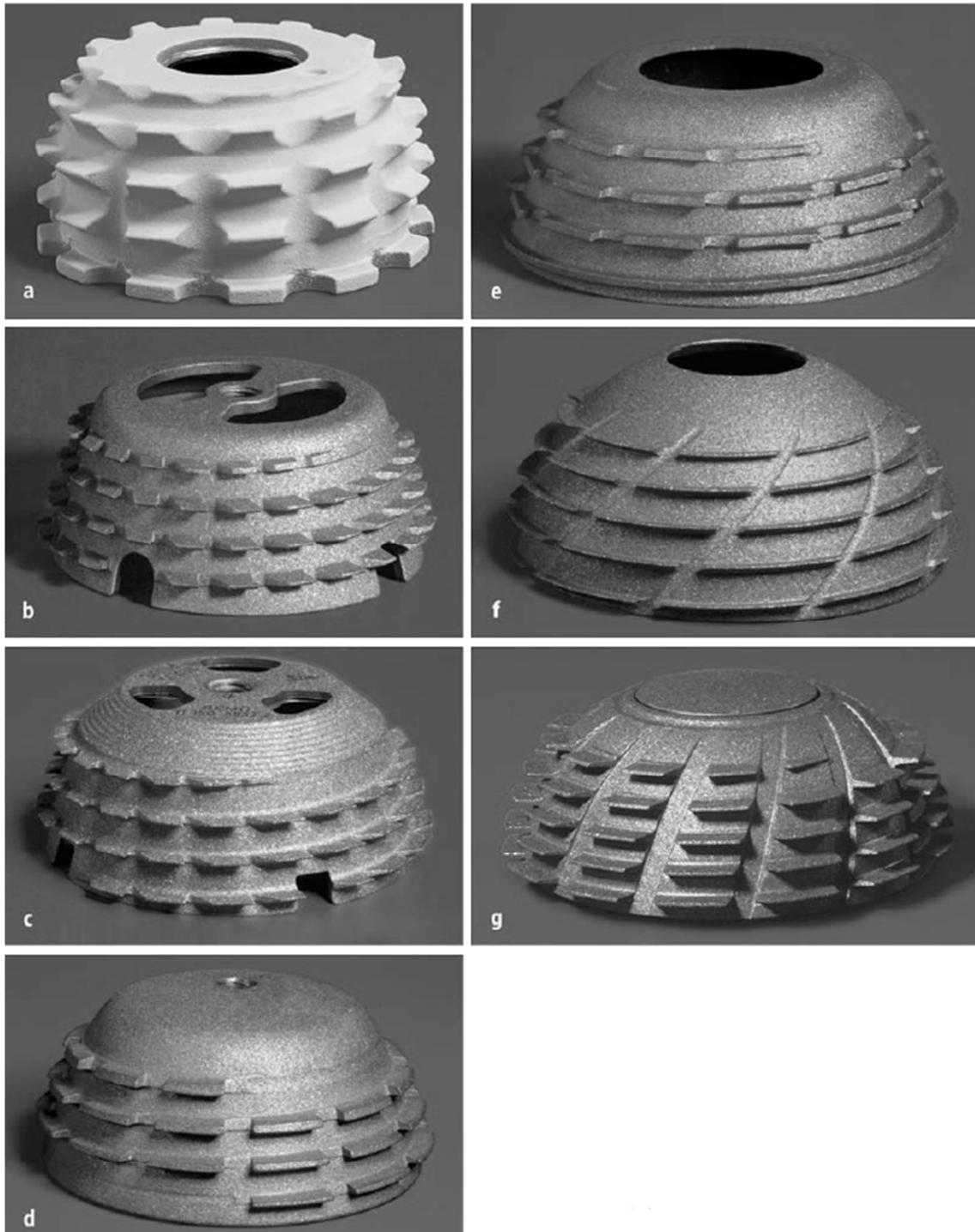


Abbildung 10: Verschiedene Formen von Schraubpfannen: zylindrisch-sphärisch (a), konisch (b), bikonisch (c), konisch und polyseitig gerundet (d), parabol (e), hemisphärisch (f), hemisphärisch-abgeflacht (g) (Effenberger et al. 2004b).

Diese Modifikationen der Schraubpfannen dienen dem Ziel, eine sichere Primärverankerung durch eine Vergrößerung der Implantatoberfläche zu erreichen. Gleichzeitig soll eine Druckbelastung aufgebaut werden, um die ossäre Integration anzuregen und die Ausbildung einer die Integration verhindernden Bildung einer Faserschicht zu vermeiden.

Die Außenform der Schraubpfanne (zylinderförmig, kegelförmig, paraboloidförmig, halbkugelförmig) ist ebenfalls wichtig für die Verankerung. Um die örtliche Beckenringelastizität möglichst klein zu halten, ist eine Reduktion des metallischen Implantatvolumens anzustreben. Hemisphärische Außenformen von Schraubpfannen passen sich der geometrischen Gestalt des knöchernen Implantatlagers im Bereich der Facies lunata an und reduzieren den für die Implantation notwendigen Knochenverlust. Zusätzlich erlauben sphärische Schraubpfannen intraoperativ noch die Nachfräsung des Implantatlagers zur Stellungskorrektur von Inklination und Antetorsion (Witzel 1996).

Offene und geschlossene Schraubringe unterscheiden sich dadurch, dass der Pfannenbogen offen oder verschlossen ist. Offene Schraubringe wie der in der vorliegenden Arbeit verwendete Schraubring München II ermöglichen neben einer besseren Kontrolle der Einschraubposition auch das Auffüllen des Pfannenbodens mit autologer Spongiosa. Bei den älteren Versionen der offenen Schraubpfannen bzw. -ringe gab es aber noch einen direkten Kontakt zwischen dem Polyethyleninlay und dem Knochenlager, was zu Osteolysen führte. Ein Titanabdeckung (sog. "metal backing"), die entweder nach dem Einschrauben des Ringes in den Boden eingelegt wird oder am Pol des Polyethyleninlays befestigt wird, erlaubt bei den neueren Schraubringen jedoch einen Verschluss des Pfannenbodens und vermeidet einen direkten Inlay-Knochen-Kontakt.

Für den Operateur ist es bedeutsam, einen großen Drehmomentanstieg über mehrere Umdrehungen der Pfanne zu erreichen sowie einen progressiven Anstieg kurz vor dem festen Pfannensitz als Signal für das Ende des Einschraubens vermittelt zu erhalten (Witzel 1996). Gleichzeitig bietet eine Überdrehreserve einen Schutz vor dem Überdrehen des Gewindes der Schraubpfanne.

1.4. Ursachen für Implantatlockerung unter besonderer Berücksichtigung der Pfanne

Die Definition einer lockeren Prothese und damit eines Prothesenversagens ist bis heute nicht eindeutig. Als Kriterien für eine Lockerung der Implantate sprechen Osteolysen, Frakturen im periprothetischen Knochen, der röntgenologische Nachweis der Wanderung des Implantates, eine Mehranreicherung in der Szintigraphie oder das Vorhandensein aktivitätseinschränkender Schmerzen in der Anamnese. Eine Lockerung kann mit diesen Methoden aber nicht immer und eindeutig nachgewiesen werden. Deshalb kann im klinischen Alltag eine vermeintlich feste Prothese locker und eine vermeintlich lockere Prothese fest sein.

Radiologisch lassen sich jedoch einige Kriterien definieren, die auf eine Lockerung der Prothese schließen lassen. Direkte Zeichen sind Zementfraktur, periprothetische Fraktur ohne adäquates Trauma, Implantatbruch bzw. Schraubenbruch sowie eine Implantatwanderung von mehr als 0,5 cm. Indirekte Zeichen sind große Osteolysen bzw. große Lysesäume um die Implantate herum oder im Bereich der Knochen-Zement-Zone sowie der Nachweis eines erheblichen Abriebs der Gleitpartner (z.B. Dezentrierung des Prothesenkopfes im Polyethylen-Inlay).

Eine minimale Implantatwanderung in radiostereometrischen Untersuchungen kann Hinweise auf ein Prothesenversagen geben, ohne dass die dem Versagen zugrunde liegenden Faktoren auf diese Weise geklärt werden können. So stellt die Wanderung der Pfanne und das Absinken des Schaftes um 1-2 mm innerhalb der ersten beiden postoperativen Jahre einen Risikofaktor für eine Prothesenlockerung oder einen Revisions-eingriff dar (Kärrholm et al. 1997). Demgegenüber führt eine Migration von lediglich 0,2 mm innerhalb von zwei Jahren bei zementierten Pfannen und Press-Fit-Pfannen mit Schrauben zu keiner späteren Revision. Liegt die Migration bei 1,3 mm binnen zwei Jahren, steigt die Revisionsrate nach fünf Jahren auf 25% (Hendrich et al. 2006).

Es bestehen offensichtlich geschlechtsbezogene Unterschiede in der Revisionsrate von Hüftendoprothesen. Frauen weisen eine 20% niedrigere Revisionsrate auf (Callaghan et al. 2000, Malchau 2000). Zudem zeigten sich Unterschiede der Lockerungsraten bei zementierten und zementfrei implantierten Pfannen in Abhängigkeit mit dem Lebensalter. So zeigte sich in einer Studie von Schüle et al. (1998), in der 3133 Hüften nach einer mittleren Standzeit von 4,7 Jahren untersucht wurden, bei unter 70jährigen

Patienten mit zementfrei implantierten Endoprothesen eine Lockerungsrate von 3,8% im Vergleich zu 7,4% bei über 70jährigen Patienten. Bei den Patienten mit zementierten Pfannen betrug die Lockerungsrate bei den unter 70jährigen 3,7% und bei den über 70jährigen 2%. In der gleichen Untersuchung vertraten Schüle et al. (1998) die Auffassung, dass die Lockerungsrate der Pfanne zusätzlich von der zur Prothesenimplantation führenden Diagnose beeinflusst wird. Bei zementfrei implantierten Pfannen liegen die Lockerungsraten für Koxarthrose (3,8%), Dysplasikoxarthrose (5,1%) sowie rheumatoide Arthritis (5,4%) höher als bei zementierten Pfannen (2,9%, 2,9% und 3,5%) (Schüle et al. 1998). Nach den Daten der ARO-Multicenter-Studie (Schüle et al. 1998) wird eine aseptische Pfannenlockerung bei Press-Fit verankerten Pfannen deutlich seltener nachgewiesen als bei den häufiger implantierten Schraubpfannen (5,1%), wobei die PM-Pfanne (14,4%) in der Untergruppe der Schraubpfannen am schlechtesten abschnitt. Zylindrische Schraubpfannen erscheinen nach diesen Daten in der Langzeitbeobachtung kritischer als sphärische Pfannen. Bei den zementfreien Pfannen verbessert eine Beschichtung mit Hydroxylapatit oder Tricalciumphosphat die Verankerung (Digas 2005, Kärrholm et al. 1997). Ob Schrauben als zusätzliche Fixierung einer Pfanne eigenständige Risikofaktoren darstellen, wird noch diskutiert. Morscher et al. (1997) beschreibt Abnutzungsprobleme, gefährdete Strukturen im kleinen Becken und eine höhere Migrations- und Lockerungsrate bei verschraubten im Vergleich zu unverschraubten Pfannen. Schrauben können nach Rubash et al. (1998) eine Quelle retrograden Abriebs mit dem Inlay sein, leere Bohrlöcher können als Zugangsweg für Abriebpartikel in das azetabuläre Knochenbett sein. Schrauben können aber auch Mikrobewegungen der Pfanne reduzieren, wobei eine einzelne Schraube vier Dom-Schrauben überlegen sein kann. Werden mehrere Schrauben möglichst weit auseinander eingesetzt, reduzieren sich die Mikrobewegungen ebenfalls (Hsu et al. 2007). Eine abgeflachte übermessende Form der Pfanne geht mit einer Verbesserung des Knochenkontakts einher, da die Einbettung vollständiger möglich ist (Morscher et al. 1997). Zusätzlich optimieren halbkugelige Pfannenformen den Kontakt mit dem umgebendem Knochen (Rubash et al. 1998).

Bei einer Abduktion der Pfanne von 45–55° und einer Anteversion von 10–20° verbessern sich Stabilität und Bewegungsausmaß (D'Lima et al. 2000). Eine vermehrte Abduktion > 55° führt zwar zur Verbesserung des Bewegungsumfanges, jedoch auch zu

einem vermehrten Abrieb (Scifert et al. 1998). Neben den genannten Einflussfaktoren spielt auch die Operationsqualität und -planung eine erhebliche Rolle für die Pfannenlockerung. Die penible Säuberung des Pfannenlagers (Pulslavage) sowie die Vorkompression des Zements bei zementierten Pfannen, die Eröffnung des subchondralen Knochens und die Herstellung eines homogenen zirkumferenten Zementmantels bis zu einer Dicke von 2 mm und vielen Haftlöchern ist von zentraler Bedeutung. Dabei muss vor allem auf die Entfernung von Restknorpeln und Weichteilgewebe geachtet werden, um eine adäquate Zementfüllung zu erreichen (Mjöberg 1997). Eine gute präoperative Planung und eine sorgfältige Pfannenlagerpräparation unter Ausnutzung der Tiefe verhindert eine zu kleine Implantatwahl und senkt damit das Risiko für eine aseptische Lockerung (Elias et al. 2000, Mont und Hungerford 1997). Bei zementfreien Implantaten schafft erst die Primärstabilität die Voraussetzung für eine ossäre Integration u.a. der Pfanne. Press-Fit-Verankerungen erzielen dabei wegen ihrer konstruktiven äquatorialen Überdimensionierung und der rauchen Oberflächenstruktur der Pfannenschale eine ähnliche Primärstabilität wie die Schraubpfanne (Morscher et al. 1997). Die Schraubpfanne hat jedoch in Ausreißversuchen die höchste primäre Festigkeit.

1.5. Fragestellung

In der Literatur finden sich bisher kaum Angaben zu Langzeitergebnissen sphärischer Schraubpfannen. Die vorliegende Arbeit untersucht retrospektiv das Wanderungsverhalten des Schraubringes München II, einer Schraubpfanne der 2. Generation. Dabei sollen folgende Fragen geklärt werden:

- wie erfolgreich war die Implantation, gemessen am Harris Hip-Score?
- wie lange war die Standzeit der Prothese und die Revisionsrate?
- welche Anzeichen für eine Pfannenlockerung zeigten sich?
- welche Ergebnisse zeigt die radiologische Untersuchung hinsichtlich der vertikalen und horizontalen Pfannenwanderung?

2. Material und Methoden

2.1. Patientenrekrutierung

Zwischen den Jahren 1991 bis 1995 wurden an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München in Großhadern 867 Schraubringe des Modells Aesculap München II (MUC II) implantiert und mit einem zementierten oder zementfreien Schaft kombiniert.

Aus diesem Patientenkollektiv wurden nach dem Zufallsprinzip 44 Patienten mit 51 Implantaten ausgewählt und nachuntersucht. Die Patienten wurden zunächst schriftlich zur Teilnahme an der Studie und zu einer klinischen sowie radiologischen Nachuntersuchung in der Ambulanz der Orthopädischen Klinik eingeladen. Die schriftlichen Einladungen wurden ggf. wiederholt oder der Patient wurde telefonisch erneut angesprochen.

2.2. Untersuchungskollektiv

Es handelte sich um 22 (52,4%) männliche und 20 (47,6%) weibliche Patienten mit einem durchschnittlichen Alter bei Operation von $71,6 \pm 13,1$ Jahren (Median 75 Jahre), wobei der jüngste Patient 38 Jahre und der älteste Patient 95 Jahre alt war. Ein signifikanter Altersunterschied zwischen männlichen und weiblichen Patienten zum Operationszeitpunkt lag nicht vor (Mann-Whitney: $p = 0,4344$).

Die 42 Patienten wurden nach einem durchschnittlichen Follow up-Zeitraum von $8,4 \pm 0,9$ Jahren (Median 9 Jahre; Minimum 7 Jahre, Maximum 10 Jahre) zur Nachuntersuchung im Rahmen dieser Studie vorstellig. Insgesamt waren 51 Schraubringe des Typs MUC II bei diesen 42 Patienten implantiert worden. In 30 Fällen (58,8%) war die linke und in 21 Fällen (41,2%) die rechte Hüfte der Patienten versorgt worden.

2.3. Verwendeter Schraubring

Die untersuchte Schraubring "München II" (MUC II) ist eine Weiterentwicklung des vielfach eingesetzten Schraubringes "München I" (siehe Abbildung 11).

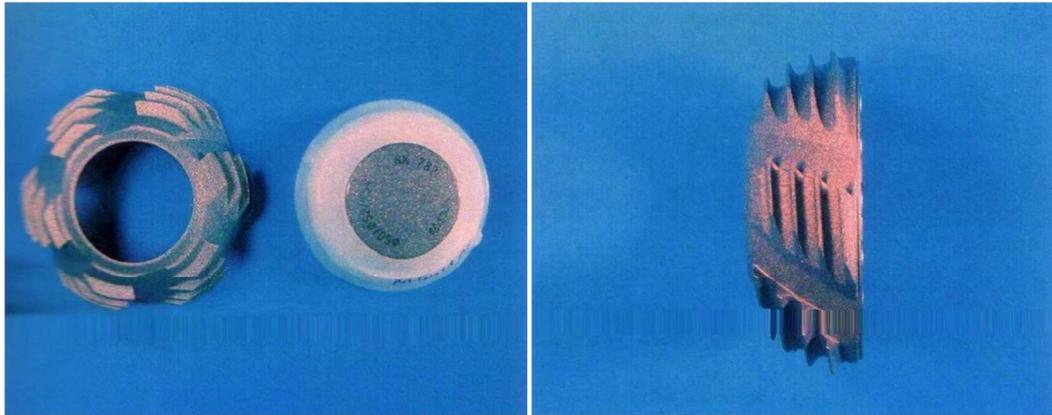


Abbildung 11: Darstellung des Schraubringes Aesculap München II (MUC II) in Aufsicht einschließlich Polyethylen-Inlay (links) und in Seitenansicht (rechts)

Es handelt sich beim sphärischen Aesculap Schraubring München II (MUC II) um eine selbstschneidende Schraubpfanne aus Reintitan mit verschiedenen Durchmessern und asymmetrischen Gewindeflanken, um eine großflächige knöcherne Abstützung zu gewährleisten.

Die Innenkontur des MUC II ist konisch ausgebildet, um die optimale Übertragung der Kräfte zu gewährleisten, die von der Femurkomponente auf das Polyethylen-Inlay übertragen werden. Die Außenkontur des MUC II ist konisch geformt sowie sphärisch abgeflacht und weist ein sphärisches Spitzgewinde auf. Diese Form soll die Vorteile sphärischer und konischer Pfannen kombinieren. Der Schraubring ist auf der Außenseite mit Korund gestrahlt, die eine Rauigkeit der Oberfläche von 2-4 μm erzeugt. Dadurch wird eine Verbesserung der Osteointegration erreicht. Das Polyethylen-Inlay der MUC II ist im Polbereich mit einer dünnen Titanschicht bedeckt, um es vor dem direkten Knochenkontakt zu schützen.

Im Gegensatz zur Schraubpfanne "München II" hatte die Vorläuferversion "München I" nur eine polierte, glatte Oberfläche und noch keine Titanaufgabe im Polbereich. Das

Fehlen der Titanauflage und damit der direkte Kontakt zwischen dem Polyethylen-Inlay und dem Knochen führte jedoch zu verstärkter Osteolysenbildung.

Bei den in der vorliegenden Studie nachuntersuchten Patienten wurden ausschließlich 28 mm-Keramikköpfe benutzt, da diese im Vergleich zu anderen Kopfgrößen und im Vergleich zu Metall-Köpfen einen verminderten Abrieb aufweisen (More et al. 1992; Morschner 1992). Eine Keramik-Keramik-Kombination ist für dieses Implantat nicht erhältlich.

2.4. Operationsverfahren, Schaftsysteme, Rehabilitation

Die Operationen erfolgten in Intubationsnarkose oder Spinalanästhesie. Die Infektionsprophylaxe bestand aus der Gabe von Cefuroxim (Zinacef®) in einer Dosierung von dreimal 1,5 g über 24 Stunden.

Die operative Versorgung des Patienten erfolgte in Rückenlage über einen lateralen, transglutealen Zugang nach Bauer et al. (1979).

Das Implantatlager wurde mit einem sphärischen Acetabulumfräser vorbereitet. Bei intraoperativ auftretenden Luxationstendenzen war es zusätzlich möglich, ein Polyethylen-Dysplasie-Inlay einzusetzen. Die Implantation der Schraubpfanne "München II" erfolgte mit den Zielwerten von 45° Inklination und 10-20° Anteversion.

In Kombination mit der Schraubpfanne "München II" wurde entweder der zementfrei implantierte Spotorno-Schaft (Fa. Sulzer, Bern, Schweiz) oder der zementierte Weller-II-Schaft implantiert.

Die postoperative Ossifikationsprophylaxe erfolgte mittels dreimalig täglicher Gabe von Diclofenac 50 mg.

Die Patienten wurden bereits am ersten postoperativen Tag mobilisiert. Patienten, die einen zementierten Schaft erhalten hatten, konnten ab diesem Zeitpunkt bereits eine Vollbelastung durchführen. Patienten mit zementfrei implantiertem Schaft mussten zunächst sechs Wochen entlasten (15-20 kg Teilbelastung), bevor sie zur schrittweisen Vollbelastung des Prothesensystems übergehen konnten.

Nach der operativen Versorgung schloß sich eine Anschlussheilbehandlung in einer Rehabilitationsklinik an sowie danach ggf. auch eine ambulante Rehabilitationsphase.

2.5. Untersuchte Parameter

Neben Alter, Geschlecht, Follow up-Dauer und operierter Seite wurden folgende Parameter untersucht und ausgewertet

2.5.1. Intra- und postoperative Komplikationen

Es wurde in den Krankenunterlagen nach Angaben über das Vorliegen folgender Komplikationen gesucht

- Lockerung von Schaft und/oder Schraubpfanne, Früh-/Spätinfektion sowie Luxation und ggf. daraus resultierender Wechsel der Schraubpfanne.
- postoperative Komplikationen wie pertrochantäre Fraktur, Thrombose, Embolie, Pneumonie, neurologischen Komplikationen, Wundheilungsstörungen oder sonstige Komplikationen.

2.5.2. Ossifikation nach Brooker

Obwohl in der Literatur verschiedenste Klassifikationssysteme zur Bewertung einer periartikulären Verkalkung vorhanden sind, wurde für die vorliegende Studie das am häufigsten verwendete Verfahren nach Brooker et al. (1973) gewählt. Dabei wird nach folgendem Schema vorgegangen:

Grad der Ossifikation	Radiologische Veränderungen
Brooker Grad 0	keine Ossifikation
Brooker Grad 1	kleine periartikuläre Ossifikationsherde zwischen dem Trochantermassiv und dem Becken
Brooker Grad 2	Knochensporn, der vom Becken oder proximalem Femur ausgeht und mindestens 1 cm zwischen den gegenüberliegenden Knochenoberflächen frei lässt
Brooker Grad 3	Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht und weniger als 1 cm Abstand zwischen den gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
Brooker Grad 4	scheinbare Ankylose des Hüftgelenkes

2.5.3. Lysesäume/Aufhellungszonen

Bei der radiologischen Auswertung wurden Lysesäume um das Schraubpfannenimplantat nach der Methode von DeLee und Charnley (1976) vorgenommen. Die Änderung der Pfanneninklination wurde durch den Vergleich aktuell angefertigter Röntgenbilder mit den früheren, direkt postoperativ angefertigten Röntgenbildern beurteilt. Eine radiologische Lockerung wurde angenommen, wenn Lysesäume mit einer Breite von ≥ 2 mm oder eine Änderung der Inklination der Pfanne von $> 5^\circ$ eingetreten war. Die radiologische Bewertung erstreckte sich auf drei definierte Regionen um die Schraubpfanne herum. Die laterale Zone I umfasst den Bereich von $0-45^\circ$, die mittlere Zone II von $45-135^\circ$ und die medial gelegene Zone III von $135-180^\circ$ - siehe Abb. 12.

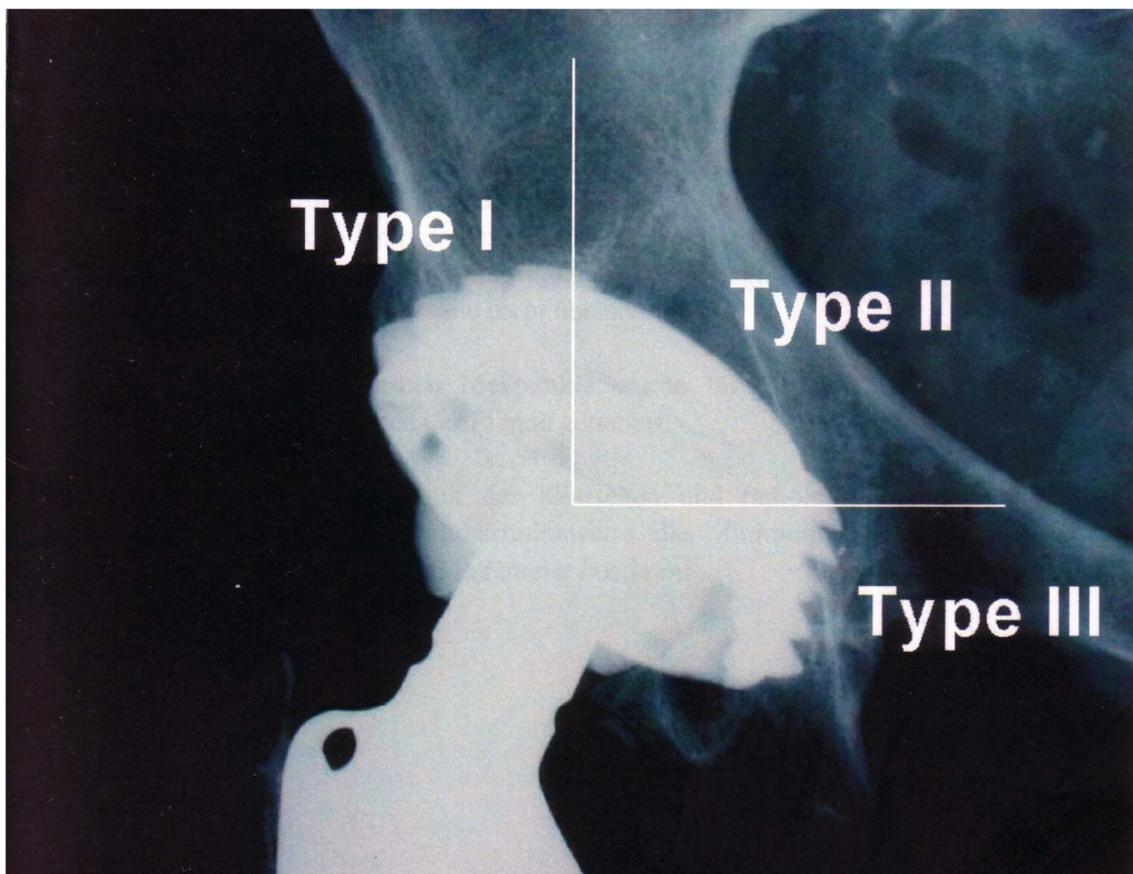


Abbildung 12: Lokalisation von radiologischen Lysesäumen nach De Lee und Charnley (1976) um das Hüftpfannenimplantat (MCU II); Einteilung der Zonen (Typ I bis Typ III)

2.5.4. Pfannenwanderung

Zur Bestimmung der Pfannenwanderung wurden auf den postoperativ und im Rahmen der Nachuntersuchung angefertigten a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen die Köhler'sche Tränenfigur (siehe Abbildung 13) und die Köhler'sche Linie (siehe Abbildung 14) bestimmt.

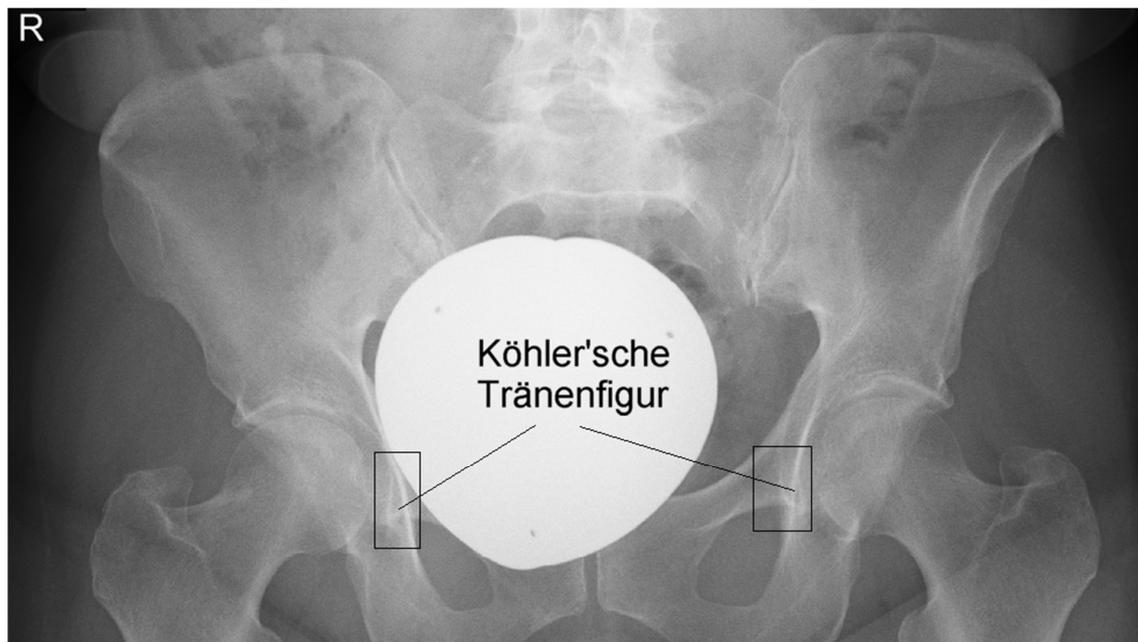


Abbildung 13: Darstellung der Köhler'schen Tränenfigur (Markierung innerhalb der schwarzen Rechtecke) in der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme einer Patientin aus dem Kollektiv der vorliegenden Studie



Abbildung 14: Darstellung der Köhler'schen Linie in der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme

Mit Hilfe der Köhler'schen Tränenfigur wird die vertikale und mittels der Köhler'schen Linie die horizontale Wanderung der Schraubpfanne bestimmt.

Zur Bestimmung der horizontalen Achse (X-Achse) werden die Spitzen der beiden Köhler'schen Tränenfiguren (rechte und linke Hüfte) auf der Beckenübersichtsaufnahme miteinander durch eine gerade Linie verbunden (siehe Abb. 4). Diese Gerade bildet die horizontale Achse.

Zur Bestimmung der vertikalen Achse wird die Köhler'sche Linie eingezeichnet. Dabei handelt es sich um eine Linie, die entlang der medialen Seite von Ilium und Ischium eingezeichnet wird. Auf diese Weise kann nach der Bestimmung des Zentrum der Schraubpfanne der senkrechte Abstand zur Linie Ilium/Ischium und zur Tangente an der Köhler'schen Tränenfigur gemessen werden (siehe Abbildung 15).

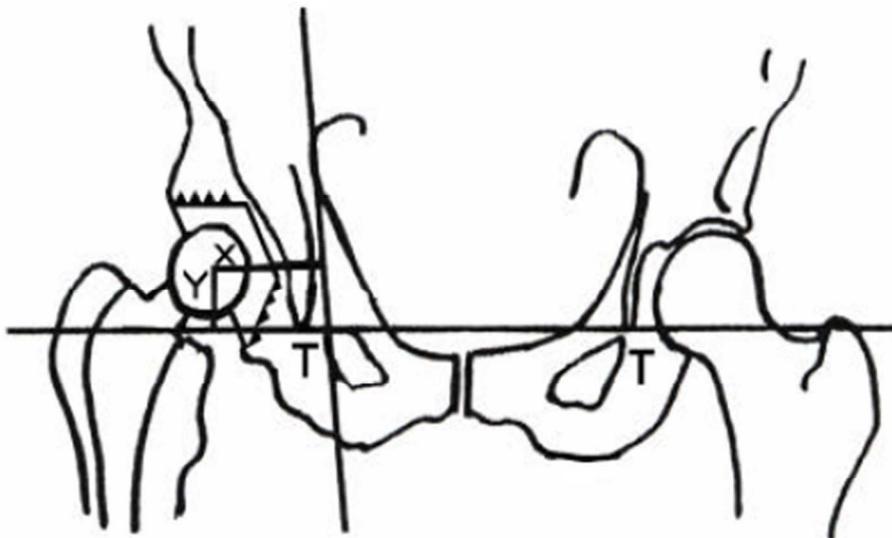


Abbildung 15: Schematische Darstellung der in die a.p.-Beckenübersichtsaufnahme eingezeichneten Linien zur Bestimmung der Wanderung der Schraubpfanne

Durch das Messverfahren nach Sutherland et al. (1982) ist es möglich, dann von einer Pfannenwanderung auszugehen, wenn die Abweichungen zwischen dem postoperativ und dem zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenbild mehr als 5 mm betragen. Die Methode hat jedoch drei Fehlerquellen:

- 1) bei der Bestimmung des Pfannenmittelpunktes kann ein Messfehler von $\pm 0,5$ mm auftreten.
- 2) bei der Messung der Entfernung zu den Referenzlinien der Köhler'schen Tränenfigur und der Köhler'schen Linie kann ebenfalls ein Messfehler von $\pm 0,5$ mm auftreten. Zusätzlich ist die Köhler'sche Tränenfigur nicht immer eindeutig auf den Röntgenaufnahmen zu erkennen.
- 3) durch eine Beckenrotation, die bei unterschiedlich angefertigten Röntgenbildern auftreten kann, kann eine Pfannenwanderung vorgetäuscht werden.

Dadurch ergibt sich die Messfehlergrenze von 5 mm für die Pfannenwanderung. In der vorliegenden Arbeit wird also nur dann von einer horizontalen bzw. vertikalen Pfannenwanderung ausgegangen, wenn das Ausmaß der Abweichung zwischen dem postoperativen und dem bei der Nachuntersuchung angefertigten Bild 5 mm überschreitet.

Zusätzlich wurden aus den Beckenübersichtsaufnahmen im a.p.-Strahlengang noch folgende Parameter postoperativ und bei der Nachuntersuchung ermittelt:

- Inklination der Schraubpfanne MUC II (in Grad)
- Trochanter-Hochstand der operierten Seite im Vergleich zur Gegenseite

2.5.5. Harris Hip Score, Trendelenburg'sches Zeichen

Harris (1969) entwickelte zum Zweck des Vergleichs von Studienergebnissen nach Hüfttotalendoprothesen-Versorgung einen nach ihm benannten Hüft-Score, der objektive und subjektive Anteile in ein Gesamtergebnis einfließen lässt. Der Harris-Hip-Score besteht aus vier Kategorien, die einen maximalen Gesamtwert von 100 Punkten ergeben können. Je höher dieser Punktwert ausfällt, desto besser ist das Ergebnis.

In der Kategorie Schmerz können maximal 44 Punkte, in der Kategorie Funktion maximal 47 Punkte, in der Kategorie Bewegungsumfang maximal 5 Punkte und in der Kategorie Ausschluss von Deformitäten maximal 4 Punkte erzielt werden. Nach Harris (1969) sind Schmerz und Funktion bei einem Großteil der Patienten die Hauptindika-

tionen für eine Hüfttotalendoprothesen-Versorgung, weshalb diese beiden Bereiche auch so stark im Gesamtscore gewichtet sind. Die einzelnen Kategorien werden nachfolgend dargestellt.

Nach Harris (1969) kann die Bewertung von *Schmerz* aufgrund der subjektiven Natur der Einschätzung nicht perfekt sein, schlägt aber folgendes Bewertungsschema vor, mit dem ein befriedigender Bewertungserfolg zu erreichen sei.

	1. Kategorie Schmerz	Pkt.
A	keine Schmerzen	44
B	gelegentlicher leichter Schmerz ohne Einschränkung der Aktivität	40
C	leichter Schmerz ohne Einfluss auf normale Tätigkeit, vereinzelt mittlerer Schmerz bei Belastung	30
D	mittelmäßiger Schmerz, der erträglich ist, aber Einschränkungen notwendig macht. Leichte Schmerzmittel werden eingenommen	20
E	ausgeprägter Schmerz, deutliche Aktivitätsminderung, stärkere Schmerzmittel werden eingenommen	10
F	sehr starker Schmerz, der den Patienten ans Bett fesselt	0

Die Kategorie *Funktion* ist in zwei Unterkategorien untergliedert. Im Bereich *tägliche Aktivitäten* können maximal 14 Punkte erzielt werden, im Bereich *Gehfähigkeit* maximal weitere 33 Punkte.

	2. Kategorie Funktion; Unterkategorie tägliche Aktivitäten	Pkt.
A	Treppensteigen	
	- Schritt für Schritt ohne Geländer	4
	- Schritt für Schritt mit Geländer	2
	- noch mit Hilfe möglich	1
	- nicht mehr möglich	0
B	Strümpfe und Schuhe anziehen	
	- problemlos möglich	4
	- mit Schwierigkeiten möglich	2
	- unmöglich	0
C	Sitzen	
	- bequemes Sitzen möglich	5
	- auf einem erhöhten Stuhl	3
	- bequemes Sitzen unmöglich	0
D	Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel	
	- möglich	1
	- unmöglich	0

	2. Kategorie Funktion; Unterkategorie Gehfähigkeit	Pkt.
A	Hinken	
	- kein Hinken	11
	- leichtes Hinken (nur für Untersucher erkennbar)	8
	- mäßiges Hinken (für den Patienten erkennbar)	5
	- schweres Hinken	0
B	Hilfsmittel	
	- keine Hilfsmittel notwendig	11
	- ein Gehstock für lange Strecken	7
	- ein Gehstock ständig	5
	- eine Krücke	3
	- zwei Gehstöcke	2
	- zwei Krücken oder gehunfähig	0
C	Gehstrecke	
	- über 1500 Meter	11
	- bis 1500 Meter	8
	- bis 500 Meter	5
	- nur im Haus	2
	- Bett und Stuhl	0

In der Kategorie *Ausschluss von Deformitäten* (Fehlstellungen) müssen vier Bedingungen erfüllt sein, um nach Harris das Vorliegen einer signifikanten Deformität annehmen zu können.

	3. Kategorie: Ausschluss von Deformitäten	Pkt.
A	> 30° fixierte Beugekontraktur	
	> 10° fixierte Adduktionskontraktur	
	> 10° fixierte Innenrotationskontraktur bei gestrecktem Bein	
	> 3,2 cm Beinlängendifferenz	
	alle vier Kriterien erfüllt	4
	ein Kriterium nicht erfüllt	0

Nach Harris (1969) spielen Einschränkungen des *Bewegungsumfanges* für den Score nur dann eine Rolle, wenn die Funktion betroffen ist. Deshalb wichtet er diese Kategorie auch nur mit 5 Punkten. Jede gemessene Gradzahl der in der nachfolgenden Aufstellung genannten Funktion wird mit einem entsprechenden Indexfaktor multipliziert. Die Summe aller errechneten Punkte der sechs Funktionen wird dann nochmals mit

dem Faktor 0,05 multipliziert und erst dann erhält man die Punktezahl für die Kategorie des Bewegungsumfanges.

4. Kategorie: Bewegungsumfang				
Funktion	gemessene Beweglichkeit in Grad	Indexfaktor zur Multiplikation	maximale erreichbare Endsumme ¹⁾	
A	Flexion	- 0° bis 45°	1,0; max. 45 Pkt.	54
		- 45° bis 90°	0,6; max. 54 Pkt.	
		- 90° bis 110°	0,3; max. 33 Pkt.	
		- 110° bis 130°	0; max. 0 Pkt.	
B	Abduktion	- 0° bis 15°	0,8; max. 12 Pkt.	12
		- 15° bis 20°	0,3; max. 6 Pkt.	
		- über 20°	0	
C	Außenrotation	- 0° bis 15°	0,4; max. 6 Pkt.	6
		- über 15°	0	
D	Innenrotation	- 0° bis 15°	0	0
		- über 15°	0	
E	Adduktion	- 0° bis 15°	0,2; max. 3 Pkt.	3
		- über 15°	0	
F	Extension	- 0° bis 15°	0	0
		- über 15°	0	

Die eigentliche Bewertung des *Gesamtscores* (maximal 100 Punkte) erfolgt nach einem Schema, dass aus vier Klassen (von sehr gut bis ungenügend) besteht.

- 90 - 100 Punkte: sehr gutes Ergebnis
- 80 - 89 Punkte: gutes Ergebnis
- 70 - 79 Punkte: zufriedenstellendes Ergebnis
- < 70 Punkte: ungenügendes Ergebnis

Als zusätzlich wichtigen Parameter für die Beurteilung der Hüftfunktion sieht Harris (1969) das *Trendelenburg'sche Zeichen*. Das von Trendelenburg (1895) zum ersten Mal im Rahmen einer angeborenen Hüftluxation beschriebene klinische Bild einer Lähmung der Musculi glutei medius et minimus wird durch eine Schädigung des Nervus gluteus superior oder eine Schädigung der Mm. gluteus medius und minimus hervorgerufen. Charakteristisch ist das Abfallen des Beckens zur gesunden Seite hin mit konsekutiver Beugung des Beins in der Hüfte und im Knie beim Gehen (sog. "Watschelgang").

2.6. Statistische Methoden

Die Daten der Patienten wurden zunächst in einer Datenmatrix des Programmes Excel für Windows erfasst. Danach wurden die Daten mit dem Statistikprogramm Statistical Package for Social Sciences (SPSS) ausgewertet.

Für die beschreibende Statistik wurden Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum sowie absolute (Fallzahl) und relative (Prozent) Häufigkeit benutzt.

Wegen der kleinen Fallzahl und der fehlenden Gauß-Verteilung der auszuwertenden Daten wurden sog. nicht-parametrische Testverfahren für die Signifikanzprüfung verwendet (χ^2 -Test, Fisher-Exact, Mann-Whitney, Kruskal-Wallis). Als Korrelationsverfahren wurde die nicht-parametrische Korrelation nach Spearman benutzt. Zur Kalkulation des Implantatüberlebens (Standzeit) wurde eine Kaplan-Meier-Analyse eingesetzt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1. Harris Hip Score

Der Harris Hip Gesamtscore zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug im Kollektiv der 51 operierten Hüften im Mittel $82,3 \pm 10,1$ Punkte (Median 86,1 Punkte), wobei der schlechteste Scorewert 46,4 Punkte und der höchste Scorewert 95,3 Punkte betrug.

Die nachfolgende Abbildung illustriert die Verteilung der HHS-Ergebnisse gemäß der Vorgaben von Harris (1969). Ein sehr gutes Resultat (90-100 Pkt.) oder ein gutes Ergebnis (80-89 Pkt.) erreichten 70,5% der Hüften. Bei 19,6% der Hüften war das Ergebnis zufriedenstellend (70-79 Punkte), während es bei 9,8% der operierten Hüften als ungenügend (< 70 Pkt.) einzustufen war.

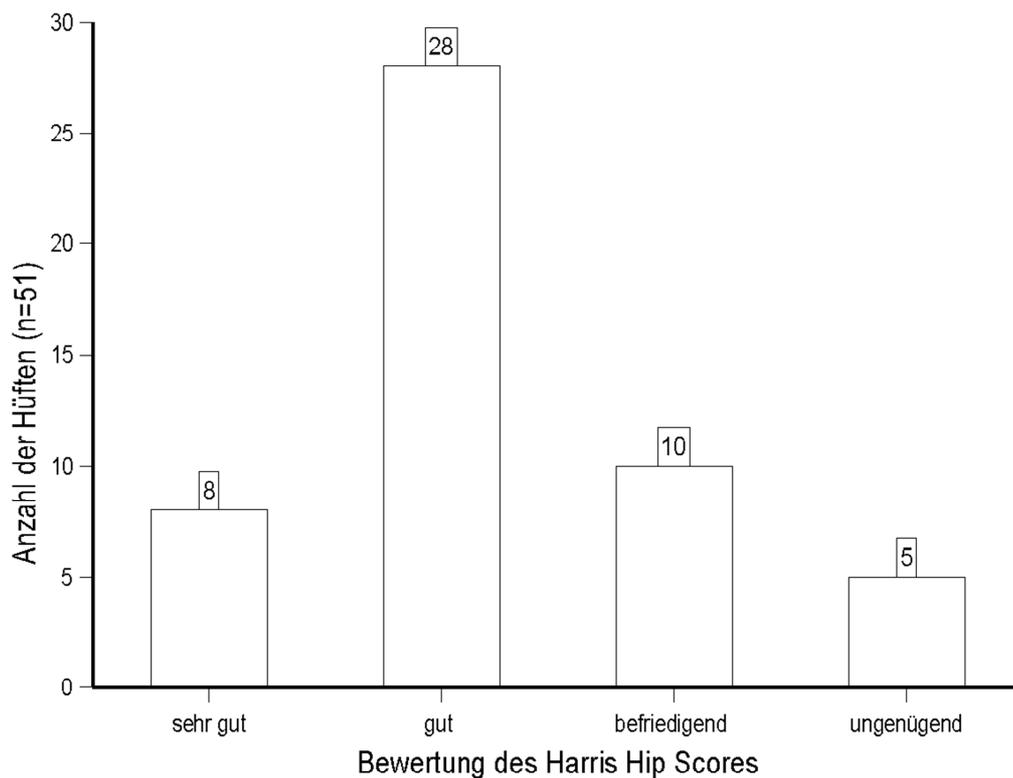


Abbildung 16: Bewertung des Harris Hip Scores bei Nachuntersuchung (51 operierte Hüften)

In der Kategorie Schmerz zeigte sich, dass bei knapp einem Drittel der untersuchten Hüften (31,4%) keinerlei Schmerzen vorhanden waren, während bei etwas mehr als der Hälfte der Hüften (58,8%) ein gelegentlicher leichter Schmerz berichtet wurde. Ausgeprägte oder starke Schmerzen waren in keinem Fall vorhanden. Im Durchschnitt wurden 40 von 44 möglichen Punkten in dieser Kategorie erreicht (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Ergebnisse der 51 nachuntersuchten Hüften in der Harris Hip Score-Kategorie <i>Schmerz</i>			
<i>Bewertung</i>		n	%
A = keine Schmerzen		16	31,4
B = gelegentlicher leichter Schmerz ohne Einschränkung der Aktivität		30	58,8
C = leichter Schmerz ohne Einfluss auf normale Tätigkeit, vereinzelt mittlerer Schmerz bei Belastung		4	7,8
D = mittelmäßiger Schmerz, der erträglich ist, aber Einschränkungen notwendig macht. Leichte Schmerzmittel werden eingenommen		1	2,0
E = ausgeprägter Schmerz, deutliche Aktivitätsminderung, stärkere Schmerzmittel werden eingenommen		-	-
F = sehr starker Schmerz, der den Patienten ans Bett fesselt		-	-
<i>durchschnittlicher Scorewert(Pkt.) in der Kategorie Schmerz</i>			
Anzahl der Hüften	MW \pm SD	Median	Min. - Max.
51	40,1 \pm 4,6	40	20 - 44

MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

In der Kategorie *Funktion* ergaben sich für die Unterkategorie *tägliche Aktivitäten* folgende Resultate. Treppensteigen war bei 92,2% der operierten Hüften ohne oder mit Geländerbenutzung möglich, in fast zwei Drittel der Fälle konnten Strümpfe und Schuhe problemlos angezogen werden und in fast drei Viertel (72,5%) der Fälle war es den Patienten möglich, bequem zu sitzen. Lediglich bei zwei Fällen war die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel nicht mehr möglich. In dieser Unterkategorie konnten maximal 14 Punkte erzielt werden, durchschnittlich wurden 11,2 Punkte erreicht (siehe Tabelle 3).

Tabelle 3: Ergebnisse der 51 nachuntersuchten Hüften in der Harris Hip Score-Kategorie <i>Funktion</i> ; Unterkategorie <i>tägliche Aktivitäten</i>			
<i>Bewertung</i>	n	%	
A. Treppensteigen			
- Schritt für Schritt ohne Geländer	21	41,2	
- Schritt für Schritt mit Geländer	26	51,0	
- noch mit Hilfe möglich	2	3,9	
- nicht mehr möglich	2	3,9	
B. Strümpfe und Schuhe anziehen			
- problemlos möglich	33	64,7	
- mit Schwierigkeiten möglich	16	31,4	
- unmöglich	2	3,9	
C. Sitzen			
- bequemes Sitzen möglich	37	72,5	
- auf einem erhöhten Stuhl	13	25,5	
- bequemes Sitzen unmöglich	1	2,0	
D. Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel			
- möglich	49	96,1	
- unmöglich	2	3,9	
<i>durchschnittlicher Scorewert(Pkt.) in der Unterkategorie tägliche Aktivitäten</i>			
Anzahl der Hüften	MW \pm SD	Median	Min. - Max.
51	11,2 \pm 2,7	12,0	3 - 14

MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

In der Kategorie *Funktion* ergaben sich für die Unterkategorie *Gehfähigkeit* die im weiteren geschilderten Ergebnisse. Bei einem Fünftel der Hüften (19,6%) fand sich kein Anzeichen von Hinken, bei etwas mehr als zwei Drittel (70,6%) war jedoch noch ein leichtes Hinken vorhanden. In mehr als die Hälfte der Fälle konnte ohne Hilfsmittel gelaufen werden, nur in einem Drittel der Fälle war bei langen Gehstrecken ein Gehstock notwendig. Die Gehstrecke lag in etwas mehr als der Hälfte der Fälle über 1500 Meter (51%). In dieser Unterkategorie konnten maximal 33 Punkte erzielt werden, wobei im Mittel 25,8 Punkte erreicht wurden (siehe Tabelle 4).

Tabelle 4: Ergebnisse der 51 nachuntersuchten Hüften in der Harris Hip Score-Kategorie <i>Funktion</i> ; Unterkategorie <i>Gehfähigkeit</i>			
<i>Bewertung</i>	n	%	
A. Hinken			
- kein Hinken	10	19,6	
- leichtes Hinken (nur für Untersucher erkennbar)	36	70,6	
- mäßiges Hinken (für den Patienten erkennbar)	5	9,8	
- schweres Hinken	-	-	
B. Hilfsmittel			
- keine Hilfsmittel notwendig	29	56,9	
- ein Gehstock für lange Strecken	17	33,2	
- ein Gehstock ständig	3	5,9	
- eine Krücke	-	-	
- zwei Gehstöcke	1	2,0	
- zwei Krücken oder gehunfähig	1	2,0	
C. Gehstrecke			
- über 1500 Meter	26	51,0	
- bis 1500 Meter	16	31,4	
- bis 500 Meter	4	7,8	
- nur im Haus	4	7,8	
- Bett und Stuhl	1	2,0	
<i>durchschnittlicher Scorewert(Pkt.) in der Unterkategorie tägliche Aktivitäten</i>			
Anzahl der Hüften	MW \pm SD	Median	Min. - Max.
51	25,8 \pm 6,1	29,0	7 - 33

MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

In der Kategorie *Ausschluss von Deformitäten* (Fehlstellungen) lagen bei allen untersuchten Fällen Deformitäten vor.

Zur Darstellung der Bewegungsumfänge des Hüftgelenks wurde der durchschnittliche Bewegungsumfang für den jeweiligen Funktionsparameter verwendet. Die Resultate sind der Tabelle 5 zu entnehmen.

Parameter	n	MW \pm SD	Med	Min-Max
Flexion	51	96,3 \pm 7,7	95,0	70 - 120
Abduktion	51	19,7 \pm 6,4	20,0	0 - 30
Außenrotation	51	15,2 \pm 4,3	15,0	5 - 25
Innenrotation	51	15,7 \pm 4,7	15,0	5 - 30
Adduktion	51	18,8 \pm 6,2	20,0	5 - 35
Extension	51	2,7 \pm 2,9	5,0	0 - 10

n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

In Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Follow up/Standzeit der Schraubpfanne, Seitigkeit der Hüft-Operation, dem Ossifikationsgrad nach Brooker sowie dem Auftreten von Komplikationen (Prothesenwechsel, Infekt) wurde der Erfolg des Eingriffs nach dem vierteiligen Harris Hip Score-Bewertungssystem errechnet. Die entsprechenden Resultate zeigt die Tabelle 6. Aufgrund der geringen Fallzahlen in den einzelnen Untergruppen lässt sich jedoch keine eindeutige Schlussfolgerung ziehen.

Tabelle 6: Klassifikation des Harris Hip Scores (in Graden) in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Follow up/Standzeit, Seitigkeit der Hüft-Operation, Ossifikationsgrad nach Brooker und Komplikationen (Prothesenwechsel/Infekt)								
	sehr gut		gut		zufriedenstellend		unge-nügend	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Alter der Patienten bei OP:								
- bis 75 Jahre	5	19,2	13	50,0	5	19,2	3	11,6
- 76 Jahre und älter	3	12,0	15	60,0	5	20,0	2	8,0
Geschlecht der Patienten:								
- männlich	4	14,8	18	66,7	3	11,1	2	7,4
- weiblich	4	16,7	10	41,7	7	29,2	3	12,5
Follow up/Standzeit:								
- 7 Jahre	1	10,0	5	50,0	2	20,0	2	20,0
- 8 Jahre	2	22,2	4	44,4	2	22,2	1	11,2
- 9 Jahre	4	15,4	17	65,4	4	15,4	1	3,8
- 10-11 Jahre	1	16,7	2	33,3	2	33,3	1	16,7
Seitigkeit der OP:								
- einseitige Hüft-TEP	6	18,2	15	45,5	8	24,2	4	12,1
- beidseitige Hüft-TEP	2	11,1	13	72,2	2	11,1	1	5,6
Ossifikationsgrad/Brooker:								
- Grad 0	1	25,0	3	75,0	-	-	-	-
- Grad 1	5	18,5	13	48,1	7	25,9	2	7,5
- Grad 2	2	11,8	10	58,8	2	11,8	3	17,6
- Grad 3	-	-	2	66,7	1	33,3	-	-
Komplikationen								
- keine postop. Komplikat.	8	16,7	26	54,2	10	20,8	4	8,3
- Prothesenwechsel/Infekt	-	-	2	66,7	-	-	1	33,3

n = Anzahl der Hüften

Deshalb wurde nicht die Einstufung des Harris Hip Scores in 4 Klassen, sondern der Gesamtpunktwert (0-100 Punkte) zwischen den verschiedenen Einflussfaktoren verglichen (siehe Tabelle 7).

Weder das Alter der Patienten zum Operationszeitpunkt, noch das Geschlecht, die Dauer der Standzeit der Schraubpfanne, die Seitigkeit der Hüft-Operation oder der Ossifikationsgrad nach Brooker hatten einen signifikanten Einfluss auf den Harris Hip Score. Auch das Auftreten von Komplikationen führte nicht zu einem signifikant schlechteren Harris Hip Score, wobei hier darauf hinzuweisen ist, dass die Fallzahl von drei Hüften mit Komplikationen zu klein ist, um ein signifikantes Ergebnis mit ausreichender Sicherheit erwarten zu lassen.

Tabelle 7: Gesamtscorewert des Harris Hip Scores (Punkte) in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Follow up/Standzeit, Seitigkeit der Hüft-Operation, Ossifikationsgrad nach Brooker und Komplikationen (Prothesenwechsel/Infekt)					
Parameter	n	MW \pm SD	Med	Min-Max	p-Wert ¹⁾
Alter der Patienten bei OP:					0,7345
- bis 75 Jahre	26	82,7 \pm 9,9	86,3	52,8 - 95,3	
- 76 Jahre und älter	25	82,0 \pm 10,5	85,7	46,4 - 92,1	
Geschlecht der Patienten:					0,2821
- männlich	27	83,7 \pm 10,0	86,5	46,4 - 95,3	
- weiblich	24	80,7 \pm 10,2	83,9	52,8 - 92,1	
Follow up/Standzeit:					0,8181
- 7 Jahre	10	80,5 \pm 10,5	83,1	61,3 - 91,2	
- 8 Jahre	9	83,3 \pm 8,7	88,6	66,6 - 91,6	
- 9 Jahre	26	83,9 \pm 8,6	85,9	52,8 - 95,3	
- 10-11 Jahre	6	77,3 \pm 17,0	83,1	46,4 - 91,4	
Seitigkeit der OP:					0,2783
- einseitige Hüft-TEP	33	81,0 \pm 11,4	83,4	46,4 - 95,3	
- beidseitige Hüft-TEP	18	84,7 \pm 7,0	87,6	65,6 - 91,4	
Ossifikationsgrad/Brooker:					0,5120
- Grad 0	4	87,8 \pm 4,0	88,7	82,2 - 91,6	
- Grad 1	27	81,9 \pm 10,9	85,7	46,4 - 95,3	
- Grad 2	17	81,9 \pm 10,7	86,5	52,8 - 91,4	
- Grad 3	3	81,1 \pm 5,3	83,8	74,9 - 84,5	
Komplikationen					0,4233
- keine postop. Komplikation	48	82,8 \pm 9,5	86,2	46,4 - 95,3	
- Prothesenwechsel/Infekt	3	74,7 \pm 19,1	82,6	52,8 - 88,6	

¹⁾ Mann-Whitney- oder Kruskal-Wallis-Test; n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

3.2. Revisionsrate und Standzeit der Schraubpfanne MCU II

Die Revisionsrate der Schraubpfannenprothesen lag bei 3 von 51 Fällen (5,9%). Es handelte sich um zwei männliche und eine weibliche Patientin, bei denen die Hüft-TEP einseitig vorgenommen worden war (einmal linksseitig, zweimal rechtsseitig).

Beim ersten Patienten (männlich, 93 Jahre bei OP) war die Primär-Operation im Jahre 1994 erfolgt, jedoch war bereits im gleichen Jahr eine Pfannenlockerung aufgetreten, die im Jahre 1995 einen Pfannenwechsel notwendig machte.

Beim zweiten Patienten (männlich, 78 Jahre bei OP) war die Primär-Operation im Jahre 1993 durchgeführt worden. Im Jahre 1999 wurde eine Pfannenlockerung diagnostiziert, die einen Pfannenwechsel im Jahre 2000 erforderte.

Beim dritten Fall (weiblich, 75 Jahre bei OP) war der Primäreingriff im Jahre 1993 vorgenommen worden. Als Frühkomplikation stellte sich eine Infektion im Bereich des Pfannenimplantates ein, die jedoch erfolgreich behandelt werden konnte. Allerdings wurde im Jahre 1999 eine Pfannenlockerung manifest, die im Jahr 2000 zu einem Wechsel der Pfanne zwang.

Die durchgeführte Analyse der Überlebenszeit (Kaplan-Meier-Test) ergab auf der Basis aller betrachteten Prothesen eine mittlere Standzeit im Follow up-Zeitraum von $10,6 \pm 0,22$ Jahren (95%-Konfidenzintervall: 10,22 - 11,08 Jahre). Vergleiche hierzu auch Abbildung 17.

Aufgrund der geringen Fallzahl von Hüften mit Prothesenwechsel ist diese statistische Analyse der Überlebenszeit jedoch nur eingeschränkt aussagekräftig.

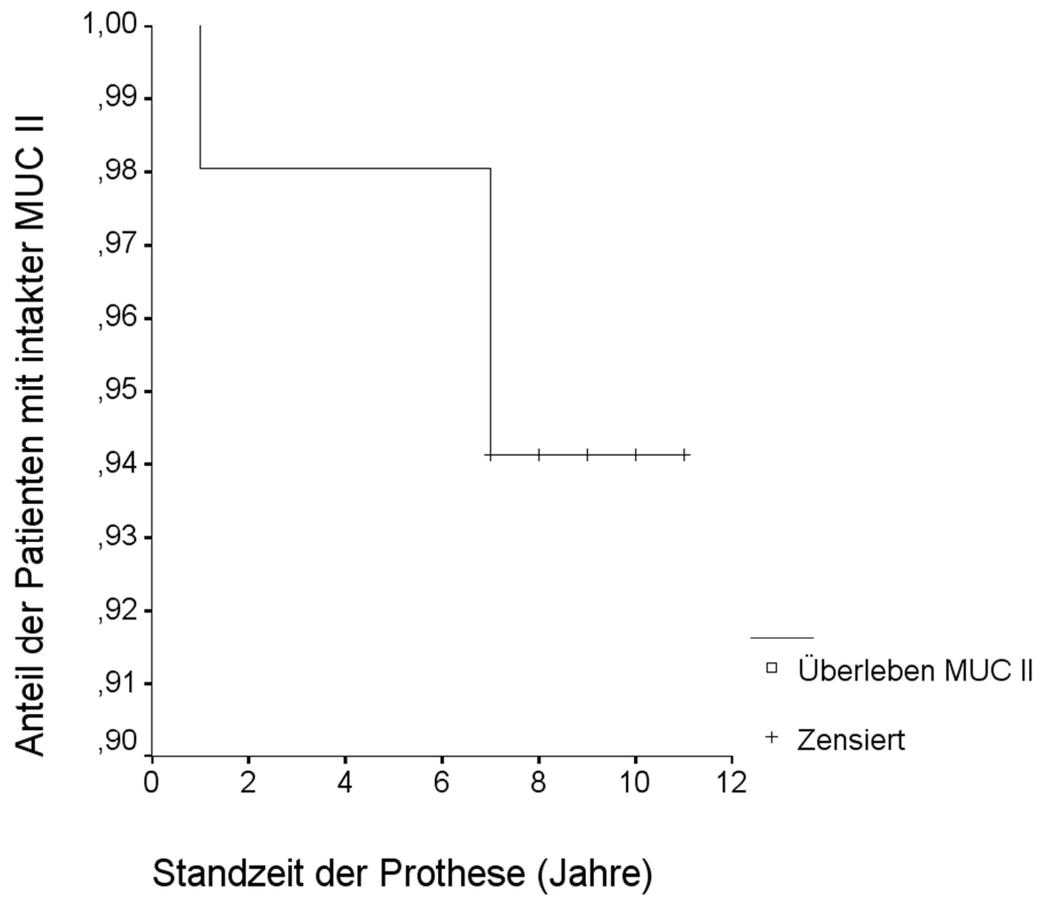


Abbildung 17: Standzeit der Schraubpfanne MUC II (Kaplan-Meier-Analyse)

3.3. Periartikuläre Ossifikation (Brooker)

Im Untersuchungskollektiv fand sich bei der Nachuntersuchung nur bei 7,8% der Fälle keine Anzeichen einer Ossifikation. In der Hälfte der Fälle (52,9%) fanden sich kleine periartikuläre Ossifikationsherde (Grad 1), in einem weiteren Drittel (33,3%) einen Knochensporn mit einem Restfreiraum von 1 cm zwischen proximalem Femur und Becken (Grad 2) und in 5,9% der Fälle einen Knochensporn mit einem Restfreiraum von unter 1 cm (Grad 3) - siehe Abbildung 18.

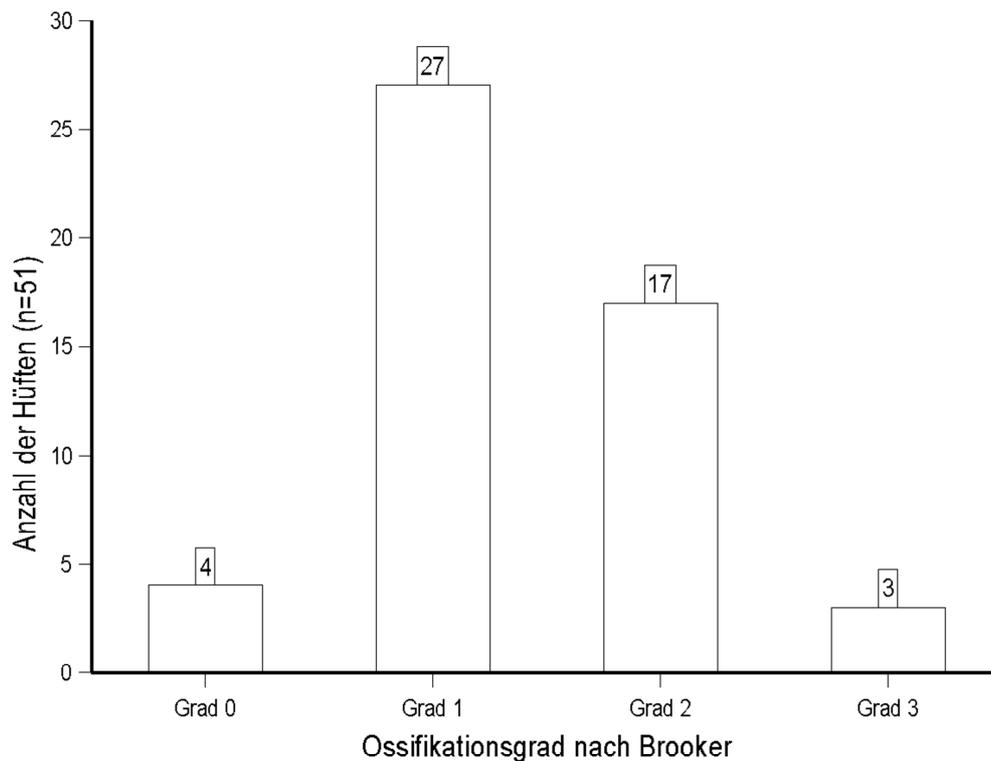


Abbildung 18: Verteilung des Ossifikationsgrades nach Brooker im Kollektiv zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (51 Hüften)

Das Alter der Patienten hatte zwar keinen signifikanten Einfluss auf die Höhe des Ossifikationsgrades nach Brooker ($p = 0,1954$), aber es zeigte sich eine gewisse Tendenz dahingehend, dass ältere Patienten (≥ 76 Jahre) häufiger eine Ossifikation Grad 2 und Grad 3 aufwiesen als jüngere Patienten (bis 75 Jahre).

Zwischen den Geschlechtern fand sich kein relevanter Unterschied des Ossifikationsgrades nach Brooker ($p = 0,9917$). Auch die Dauer des Follow up ergab hier keinen signifikanten Einfluss auf die Brooker-Klassifikation ($p = 0,7942$).

Ob einem Patienten eine Schraubpfanne an einer oder an beiden Hüftgelenken implantiert worden war, hatte noch knapp keinen signifikanten Einfluss auf den Ossifikationsgrad nach Brooker ($p = 0,0787$). Es zeigte sich aber eine Tendenz in die Richtung, dass beidseitig operierte Fälle häufiger einen Ossifikationsgrad 2 und 3 aufwiesen als Patienten mit einseitiger Hüft-TEP.

Alle Patienten mit postoperativen Komplikationen bzw. Prothesenwechsel/Infektion wiesen einen Ossifikationsgrad 2 nach Brooker auf. Damit zeigte sich ein fast signifikanter Unterschied ($p = 0,0624$) zu Patienten ohne Komplikationen. Letztgenannte wiesen in zwei Drittel der Fälle (64,6%) einen niedrigeren und in 6,3% einen schlechteren Ossifikationsgrad auf (siehe Tabelle 8).

Tabelle 8: Ossifikationsgrad nach Brooker in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Follow up/Standzeit, Seitigkeit der Hüft-Operation und Komplikationen (Prothesenwechsel/Infekt)								
	Brooker Grad 0		Brooker Grad 1		Brooker Grad 2		Brooker Grad 3	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Alter der Patienten bei OP:								
- bis 75 Jahre	4	15,4	13	50,0	8	30,8	1	3,8
- 76 Jahre und älter	-	-	14	56,0	9	36,0	2	8,0
Geschlecht der Patienten:								
- männlich	3	11,1	13	48,2	9	33,3	2	7,4
- weiblich	1	4,2	14	58,3	8	33,3	1	4,2
Follow up:								
- 7 Jahre	1	10,0	4	40,0	4	40,0	1	10,0
- 8 Jahre	1	11,2	4	44,4	4	44,4	-	-
- 9 Jahre	2	7,7	16	61,5	6	23,1	2	7,7
- 10-11 Jahre	-	-	3	11,1	3	50,0	-	-
Seitigkeit der OP:								
- einseitige Hüft-TEP	3	9,1	20	60,6	9	27,3	1	3,0
- beidseitige Hüft-TEP	1	5,6	7	38,9	8	44,4	2	11,1
Komplikationen								
- keine postop. Komplikation	4	8,3	27	56,3	14	29,1	3	6,3
- Prothesenwechsel/Infekt	-	-	-	-	3	100	-	-

n = Anzahl der Hüften

Eine Korrelation zwischen der Höhe des Ossifikationsgrades nach Brooker sowie dem Harris Hip Score (in Punkten) bestand zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei den 51 Hüften nicht (Spearman: $r = -0,114$; $p = 0,315$).

Wie die Tabelle 9 demonstriert, ist der Anteil von Hüften mit Ossifikationsgrad 1 oder 2 nach Brooker in den einzelnen HHS-Klassen stark schwankend, aber eine klare Tendenz im Sinne besserem HHS-Score-Werte bei niedrigerem Brooker-Ossifikationsgrad oder schlechteren HSS-Score-Wert bei höherem Ossifikationsgrad kann daraus nicht abgeleitet werden.

Harris Hip Score Bewertung	Brooker Grad 0		Brooker Grad 1		Brooker Grad 2		Brooker Grad 3	
	n	%	n	%	n	%	n	%
sehr gut (90-100 Pkt)	1	12,5	5	62,5	2	25,0	-	-
gut (80-89 Pkt.)	3	10,7	13	46,4	10	35,7	2	7,1
zufriedenstellend (70-79 Pkt)	-	-	7	70,0	2	20,0	1	10,0
ungenügend (< 70 Pkt.)	-	-	2	40,0	3	60,0	-	-

n = Anzahl der Hüften

Um trotz der starken Untergliederung und Zersplitterung des Datenmaterials eine Signifikanzprüfung vornehmen zu können, wurde der durchschnittliche HHS-Gesamtscorewert in den vier Brooker-Ossifikations-Klassen bestimmt und verglichen. Es zeigte sich auch hier kein signifikanter Unterschied des Harris Hip Score-Wertes zwischen den Ossifikationsgraden 0 bis 3 nach Brooker (siehe Tabelle 10).

Ossifikation nach Brooker	Harris Hip Score - Gesamtpunktwert				p-Wert ¹⁾
	n	MW \pm SD	Med.	Min.-Max.	
Grad 0	4	87,8 \pm 4,0	88,7	82,2 - 91,6	0,5120
Grad 1	27	81,9 \pm 10,9	85,7	46,4 - 95,3	
Grad 2	17	81,9 \pm 10,7	86,5	52,8 - 91,4	
Grad 3	3	81,1 \pm 5,3	83,8	74,9 - 84,5	

¹⁾ Kruskal-Wallis-Test; n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

3.4. Lysesäume/Aufhellungszonen

Das Auftreten von Aufhellungszonen in den beurteilten Regionen I-III der Schraubpfanne MCU II im a.p.-Strahlengang wurde sowohl postoperativ als auch zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erhoben. Dabei zeigte sich folgendes Ergebnis.

Bereits postoperativ fanden sich im Röntgenbild bei zwei Schraubpfannen (jeweils einmal in der Zone I bzw. in der Zone II) eine Aufhellungszone. Bei der Nachuntersuchung bestanden diese Befunde fort. Es waren zusätzlich bei zwei weiteren Schraubpfannen (jeweils einmal in Zone I und Zone II) bei der Nachuntersuchung Aufhellungszonen festzustellen, die zum postoperativen Zeitpunkt noch nicht bestanden hatten. In der Zone III waren postoperativ keine Aufhellungszonen beobachtet worden, jedoch war in einem Fall bei der Nachuntersuchung eine solche Aufhellungszone vorhanden (siehe Tabelle 11).

Tabelle 11: Auftreten von Aufhellungszonen in den Regionen I bis III der Schraubpfanne MCU II zum postoperativen Zeitpunkt und bei der Nachuntersuchung				
postop. Befund	Befund bei Nachuntersuchung			
	keine Aufhellungszone		Aufhellungszone vorhanden	
	n	%	n	%
Zone I				
- keine Aufhellungszone	49	96,0	1	2,0
- Aufhellungszone vorhanden	-	-	1	2,0
Zone II				
- keine Aufhellungszone	49	96,0	1	2,0
- Aufhellungszone vorhanden	-	-	1	2,0
Zone III				
- keine Aufhellungszone	50	96,0	-	-
- Aufhellungszone vorhanden	-	-	1	2,0

Als Lockerungszeichen der Pfanne gilt das Vorhandensein einer Aufhellungszone in mindestens zwei von drei Zonen. Dieses Kriterium erfüllte postoperativ keine Pfanne (nur drei Fälle mit Lockerungszeichen in jeweils einer Zone). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren jedoch in einer Pfanne Aufhellungszeichen in zwei Zonen vorhanden und damit das Kriterium für eine Pfannenlockerung erfüllt. Bei dieser Pfanne hatten postoperativ allerdings in keiner der drei untersuchten Zonen Aufhellungszonen bestanden.

3.5. Radiologische Ergebnisse

3.5.1. Inklination der Schraubpfanne MUC II

Die durchschnittliche Inklination der Schraubpfanne veränderte sich zwischen beiden Erhebungszeitpunkten auch nicht signifikant. Es kam jedoch bei 23 Hüften (45,1%) zu einer Reduktion der Inklination der Schraubpfanne zwischen postoperativem Zeitpunkt und Follow up, bei 27 Hüften (53,0%) nahm die Inklination zu und bei einer Hüfte (1,9%) blieb sie unverändert - siehe auch Tabelle 13.

Tabelle 13: Inklination der Schraubpfanne (in Grad) postoperativ und bei der Nachuntersuchung								
Inklination postoperativ				Inklination bei Follow up				p-Wert ¹⁾
n	MW \pm SD	Med	Min-Max	n	MW \pm SD	Med	Min-Max	
51	44,6 \pm 7,6	45	22 - 58	51	45,1 \pm 7,9	45	25 - 68	0,7246

¹⁾ Wilcoxon-Test; n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

Definitionsgemäß war eine Veränderung des Absolutbetrages der Inklination der Schraubpfanne von mehr als 5° zwischen dem postoperativen und dem Nachuntersuchungszeitpunkt als Lockerungszeichen der Pfanne zu interpretieren. Es wurde also untersucht, wieviele Schraubpfannen zwischen beiden Zeitpunkten eine Änderung der Inklination um mehr als 5° aufwiesen. Der Anteil entsprechender Schraubpfannen lag bei 21,6% (11 Hüften) in einem Beobachtungszeitraum, der zwischen 7 - 11 Jahren lag. Die nachfolgende Tabelle zeigt die Lockerungsraten (basierend auf der Inklinationsänderung um mehr als 5°) für die verschiedenen lange untersuchten Follow up-Perioden. Dabei ist zu beachten, dass die Follow up-Zeitperioden jeweils mit unterschiedlichen Patienten/Operationsfällen besetzt sind und damit keine Aussage über die zeitliche Veränderung der Lockerungshäufigkeit gemacht werden kann. Der Follow up-Zeitraum ist hier nicht kontinuierlich betrachtet, sondern es werden nur die Lockerungshäufigkeiten für Operationsfälle berechnet, die nach 7, 8, 9 oder 10-11 Jahren im Rahmen einer Nachuntersuchung gefunden wurden.

Diejenigen 10 operierten Hüften, die einen 7jährigen Follow up hatten, zeigten in 30% der Fälle radiologische Lockerungszeichen der Schraubpfanne. Der Anteil betrug

22,2% bzw. 15,4% bei Hüften, die nach 8 bzw. 9 Jahren Follow up untersucht wurden. Der Anteil von Lockerungszeichen lag bei 33,3% bei denjenigen 6 Hüften, die 10-11 Jahre nach Operation untersucht wurden (siehe Tabelle 14).

Tabelle 14: Häufigkeit einer Inklinationsänderung der Pfanne um mehr als 5° (=Lockerungszeichen der Pfanne) in Abhängigkeit von der Follow up-Dauer								
Lockerungszeichen der MCU II	Follow up (in Jahresklassen)							
	7 Jahre		8 Jahre		9 Jahre		10-11 Jahre	
	n	%	n	%	n	%	n	%
nein	7	70,0	7	77,8	22	84,6	4	66,7
ja	3	30,0	2	22,2	4	15,4	2	33,3

3.5.2. Trochanter-Hochstand der operierten Seite im Vergleich zur Gegenseite

Bei 33 Hüften war eine einseitige Hüfttotalendoprothesenversorgung durchgeführt worden. Es wurde nun untersucht, ob die Position des operierten Trochanter sich zwischen dem postoperativen und dem Follow up-Zeitpunkt im Vergleich zur nicht-operierten Gegenseite verändert hatte.

Der Ausgangsbefund zum postoperativen Zeitpunkt hatte sich beim Follow up in 24 (72,7%) von 33 Fällen nicht geändert, denn in einem Fall standen die Trochanter weiterhin gleich hoch, in 13 Fällen stand der operierte Trochanter niedriger als die nicht-operierte Gegenseite und in 11 Fällen stand der operierte Trochanter höher als die nicht-operierte Gegenseite. In einem Viertel der 33 Hüften (27,3%) war es zu einer Veränderung der Position gekommen - siehe Tabelle 15.

Tabelle 15: Veränderung der Trochanterposition zwischen dem postoperativen und dem Nachuntersuchungszeitpunkt; Auswertung von 33 Hüften, bei denen eine einseitige Hüfttotalendoprothese implantiert wurde, während die Gegenseite nicht operiert wurde						
Position des operierten Trochanter postoperativ	Position des operierten Trochanter bei Nachuntersuchung					
	Trochanter gleich hoch wie nicht-op. Gegenseite		Trochanter niedriger als nicht-operierte Gegenseite		Trochanter höher als nicht-operierte Gegenseite	
	n	% ¹⁾	n	% ¹⁾	n	% ¹⁾
op. Tr. gleich hoch	1	3,0	-	-	2	6,0
op. Tr. niedriger	1	3,0	13	39,6	4	12,1
op. Tr. höher	1	3,0	-	-	11	33,3

¹⁾ die Prozentanteile beziehen sich auf 33 operierte Hüften

Auf eine Auswertung der Patienten mit beidseitiger Hüftendoprothesenversorgung wurde verzichtet, da ansonsten nur operierte Trochanter mit operierten Trochanterpositionen verglichen worden wären und keine nicht-operierte Referenzposition vorgelegen hätte.

3.5.3. Horizontale und vertikale Wanderung der Schraubpfanne

Da methodenbedingt bei der Ermittlung der Schraubpfannenwanderung die Strecke der Wanderung um ± 5 mm falsch eingeschätzt werden kann, wurde zur genauen Analyse der Pfannenwanderung auf verschiedene Betrachtungsweisen zurückgegriffen.

- 1) es wurde der gemessene Absolutbetrag der Pfannenwanderung untersucht, ohne dass eine methodenbedingte Fehlerrate (5 mm) vom jeweiligen Messwert abgezogen wurde
- 2) es wurde ermittelt, wieviele horizontale und vertikale Pfannenwanderungsmesswerte kleiner bzw. größer als 5 mm waren. Daraufhin wurden zwei Gruppen gebildet, die jeweils Werte über 5 mm (= Lockerungszeichen) bzw. Werte unter 5 mm (= keine Lockerungszeichen) enthielten. Dann wurde die Häufigkeit der Hüften mit und ohne derartige Lockerungszeichen untersucht.

3.5.3.1. Analyse der horizontalen Pfannenwanderung (in mm)

Die horizontale Pfannenwanderung unterschied sich weder zwischen dem Alter noch dem Geschlecht, der Follow up-Zeit, der Seitigkeit der Operation (eine oder beide Hüften implantiert), dem Ossifikationsgrad nach Brooker oder dem Vorliegen von Komplikationen statistisch signifikant.

Zwar hatte die Höhe des Harris Hip Score ebenfalls keinen signifikanten Einfluss auf die horizontale Pfannenwanderung, aber der Unterschied war nur knapp nicht statistisch signifikant. Es zeichnete sich eine Tendenz dahingehend ab, dass die horizontale Pfannenwanderung desto größer ausfiel, je schlechter der Harris Hip Score war. So zeigten Patienten mit einem ungenügenden Harris Hip Score eine horizontale Pfannenwanderung von 10,1 mm im Vergleich zu nur 4,4 mm bei Patienten mit sehr gutem Harris Hip Score (siehe Tabelle 16).

Tabelle 16: Horizontale Pfannenwanderung (mm) in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Harris Hip Score, Follow up, Seitigkeit der Hüft-Operation, Ossifikationsgrad nach Brooker und Komplikationen (Prothesenwechsel/ Infekt)					
Parameter	n	MW \pm SD	Med	Min-Max	p-Wert ¹⁾
Alter der Patienten bei OP:					0,5525
- bis 75 Jahre	26	7,3 \pm 3,9	8,1	0,4 - 14,4	
- 76 Jahre und älter	25	6,8 \pm 3,7	5,9	1,3 - 14,8	
Geschlecht der Patienten:					0,7915
- männlich	27	7,1 \pm 3,9	6,8	0,5 - 14,8	
- weiblich	24	7,0 \pm 3,8	6,6	0,4 - 14,4	
Harris Hip Score					0,0817
- sehr gut	8	4,4 \pm 3,4	3,9	0,4 - 10,8	
- gut	28	7,2 \pm 3,5	7,1	1,3 - 14,4	
- zufriedenstellend	10	7,3 \pm 3,8	7,2	1,4 - 12,4	
- ungenügend	5	10,1 \pm 4,0	9,4	4,4 - 14,8	
Follow up:					0,2361
- 7 Jahre	10	7,7 \pm 3,7	8,6	1,3 - 14,4	
- 8 Jahre	9	4,6 \pm 3,6	4,4	0,4 - 10,8	
- 9 Jahre	26	7,3 \pm 3,3	7,4	0,5 - 12,9	
- 10-11 Jahre	6	8,7 \pm 5,2	7,9	2,9 - 14,8	
Seitigkeit der OP:					0,2824
- einseitige Hüft-TEP	33	6,6 \pm 3,8	5,9	0,4 - 14,8	
- beidseitige Hüft-TEP	18	7,9 \pm 3,7	9,1	2,8 - 14,4	
Ossifikationsgrad/Brooker:					0,4449
- Grad 0	4	9,9 \pm 3,4	9,3	6,8 - 14,4	
- Grad 1	27	7,0 \pm 4,2	7,4	0,4 - 14,8	
- Grad 2	17	6,6 \pm 3,1	5,9	2,4 - 12,9	
- Grad 3	3	6,2 \pm 2,9	7,4	2,9 - 8,4	
Komplikationen					0,5215
- keine postop. Komplikation	48	7,0 \pm 3,8	7,0	0,4 - 14,8	
- Prothesenwechsel/Infekt	3	8,2 \pm 4,0	5,9	5,9 - 12,9	

¹⁾ Mann-Whitney- oder Kruskal-Wallis-Test; n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

Der Harris Hip Score korrelierte signifikant mit der horizontalen Pfannenwanderung. Je höher der Scorewert war, desto stärker war auch die horizontale Pfannenwanderung. Aber auch hier war der Zusammenhang vergleichsweise gering ausgeprägt.

Tabelle 17: Korrelation der horizontalen Pfannenwanderung (in mm) mit der vertikalen Pfannenwanderung (mm), der Follow up-Zeit (Jahre), dem Alter bei Operation (Jahre), dem Brooker-Ossifikationsgrad (in Graden), der Inklination der Schraubpfanne (in Grad) postoperativ und bei Nachuntersuchung sowie dem Harris Hip Score (in Punkten)		
Korrelierte Parameter	horizontale Pfannenwanderung	
	Korrelationskoeffizient (r)	p-Wert ¹⁾
vertikale Pfannenwanderung (mm)	-0,121	0,396
Follow up (Jahre)	-0,081	0,570
Alter bei Operation (Jahre)	-0,137	0,338
Ossifikation n. Brooker (Grade)	0,114	0,426
Inklination Pfanne (Grad) postop.	0,052	0,718
Inklination Pfanne (Grad) bei NA	0,043	0,764
Harris Hip Score (Punkte)	0,267	0,050

¹⁾ Korrelation nach Spearman; NA = Nachuntersuchung

3.5.3.2. Analyse der vertikalen Pfannenwanderung (in mm)

Alter bei Operation, Geschlecht, Harris Hip Score, Follow up-Dauer sowie das Auftreten von Komplikationen hatte keinen signifikanten Einfluss auf die vertikale Pfannenwanderung der Schraubpfanne.

Wie aus Tabelle 18 jedoch abzuleiten ist, zeigten MCU II-Pfannen bei Patienten, die beidseitig eine Totalhüftendoprothesenversorgung erhalten hatten, mit 11,4 mm eine signifikant stärkere vertikale Wanderungstendenz als Patienten, bei denen nur einseitig implantiert worden war (8,4 mm).

Bei der Ossifikation nach Brooker stellte sich heraus, dass die Pfannenwanderung bei einer Ossifikation des Grades 1 und 2 am höchsten war, jedoch bei den Graden 0 und 4 am geringsten. Der Unterschied erreichte fast statistische Signifikanz.

Tabelle 18: Vertikale Pfannenwanderung (mm) in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Harris Hip Score, Follow up, Seitigkeit der Hüft-Operation, Ossifikationsgrad nach Brooker und Komplikationen (Prothesenwechsel/ Infekt)					
Parameter	n	MW \pm SD	Med	Min-Max	p-Wert ¹⁾
Alter der Patienten bei OP:					0,2827
- bis 75 Jahre	26	8,8 \pm 5,9	8,1	1,1 - 22,7	
- 76 Jahre und älter	25	10,3 \pm 3,9	9,9	2,3 - 16,3	
Geschlecht der Patienten:					0,4170
- männlich	27	8,8 \pm 5,1	8,3	1,1 - 22,7	
- weiblich	24	10,1 \pm 5,0	8,8	1,2 - 21,9	
Harris Hip Score					0,8743
- sehr gut	8	10,6 \pm 6,2	8,3	4,3 - 22,7	
- gut	28	9,5 \pm 5,0	8,5	1,1 - 21,9	
- zufriedenstellend	10	8,5 \pm 4,6	7,7	1,2 - 16,4	
- ungenügend	5	9,0 \pm 4,5	9,3	2,3 - 13,2	
Follow up:					0,8294
- 7 Jahre	10	8,7 \pm 4,0	8,1	1,2 - 14,8	
- 8 Jahre	9	8,6 \pm 2,7	8,7	4,3 - 12,8	
- 9 Jahre	26	10,3 \pm 5,7	9,0	1,1 - 22,7	
- 10-11 Jahre	6	8,2 \pm 6,3	7,3	1,2 - 15,8	
Seitigkeit der OP:					0,0403
- einseitige Hüft-TEP	33	8,3 \pm 5,0	8,2	1,1 - 22,7	
- beidseitige Hüft-TEP	18	11,4 \pm 4,7	11,3	4,9 - 21,9	
Ossifikationsgrad/Brooker:					0,0647
- Grad 0	4	5,3 \pm 2,9	5,9	1,7 - 7,9	
- Grad 1	27	10,4 \pm 5,8	8,3	1,1 - 22,7	
- Grad 2	17	9,6 \pm 3,7	9,3	1,2 - 15,3	
- Grad 3	3	5,4 \pm 0,8	5,3	4,9 - 6,4	
Komplikationen					0,5217
- keine postop. Komplikation	48	9,4 \pm 5,1	8,3	1,1 - 22,7	
- Prothesenwechsel/Infekt	3	10,6 \pm 2,5	11,3	7,9 - 12,8	

¹⁾ Mann-Whitney- oder Kruskal-Wallis-Test; n = Anzahl der Hüften; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; Med = Median; Min = Minimum; Max = Maximum

Bei der Korrelation der entsprechenden Parameter (siehe Tabelle 19) mit der vertikalen Pfannenwanderung der MCU II stellte sich heraus, dass weder die horizontale Pfannenwanderung noch die Follow up-Dauer oder das Alter der Patienten bei Operation, der Ossifikationsgrad nach Brooker sowie der Harris Hip Score einen Einfluss besaßen. Auch die Inklination der Schraubpfanne korrelierten nicht mit der vertikalen Pfannenwanderung.

Tabelle 19: Korrelation der vertikalen Pfannenwanderung (in mm) mit der vertikalen Pfannenwanderung (mm), der Follow up-Zeit (Jahre), dem Alter bei Operation (Jahre), dem Brooker-Ossifikationsgrad (in Graden), der Inklination der Schraubpfanne (in Grad) postoperativ und bei Nachuntersuchung sowie dem Harris Hip Score (in Punkten)		
Korrelierte Parameter	horizontale Pfannenwanderung	
	Korrelationskoeffizient (r)	p-Wert ¹⁾
horizontale Pfannenwanderung (mm)	-0,121	0,396
Follow up (Jahre)	-0,092	0,523
Alter bei Operation (Jahre)	0,081	0,572
Ossifikation n. Brooker (Grade)	-0,100	0,487
Inklination Pfanne (Grad) postop.	0,112	0,433
Inklination Pfanne (Grad) bei NA	0,180	0,205
Harris Hip Score (Punkte)	-0,069	0,629

¹⁾ Korrelation nach Spearman; NA = Nachuntersuchung

3.5.3.3. Häufigkeit einer horizontalen bzw. vertikalen Pfannenwanderung

Nachfolgend wird untersucht, wie häufig horizontale bzw. vertikale Pfannenwanderungen mit einer Distanz über 5 mm im Kollektiv aufgetreten sind. Wanderungen unter 5 mm werden aufgrund der Fehlerbreite des Messverfahrens nach Sutherland et al. (1982) als Fehlen einer Pfannenwanderung gewertet.

Lediglich bei einer einzigen MCU II-Pfanne (2%) gab es im Gesamtkollektiv aller 51 untersuchten Hüften bis zum Follow up-Termin keinerlei Wanderungsbewegung (< 5 mm). Bei den verbleibenden Schraubpfannen kam es in 22 Fällen (43,1%) entweder nur zu einer horizontalen oder nur zu einer vertikalen Wanderung (> 5 mm). Bei 28 MCU II-Pfannen (54,9%) lag sowohl eine vertikale als auch eine horizontale Wanderung (> 5 mm vertikal plus > 5 mm horizontal) vor.

Beschränkt man sich nur auf die Registrierung einer vertikalen oder horizontalen Verschiebung, ohne die oben genannte Kombinationsmöglichkeit aus beiden Richtungen mit einzubeziehen, so kam es bei 35 von 51 Hüften zu einer horizontalen und bei 43 von 51 Hüften zu einer vertikalen Wanderung (> 5 mm) zwischen der Operation und dem Follow up.

Die Häufigkeit von vertikal bzw. horizontal wandernden Schraubpfannen war zwischen den Alters- und Geschlechtsgruppen nicht signifikant verschieden. Auch eine beid- oder einseitig durchgeführte Hüfttotalendoprothesen-Versorgung sowie ein notwendiger Prothesenwechsel (Komplikation) hatte keinen Einfluss darauf. Obwohl eine Signifikanzprüfung für den Einfluss des Follow up-Zeitraums, des Harris Hip Scores und des Brooker-Ossifikationsgrades wegen zu kleiner Fallzahlen in den Untergruppen nicht möglich war, scheint auch hier kein relevanter Einfluss auf die Häufigkeit von Pfannenwanderungen gegeben zu sein (vgl. Tab. 20).

Parameter	horizontale Wanderung		vertikale Wanderung		p-Wert ¹⁾
	nein	ja	nein	ja	
Alter bei OP					
- bis 75 Jahre	7 (26,9%)	19 (73,1%)	6 (23,1%)	20 (76,9%)	h: 0,4849 v: 0,1386
- 76 J. und älter	9 (36,0%)	16 (64,0%)	2 (8,0%)	23 (92,0%)	
Geschlecht					
- männlich	8 (29,6%)	19 (70,4%)	6 (22,2%)	21 (77,8%)	h: 0,7760 v: 0,1734
- weiblich	8 (33,3%)	16 (66,7%)	2 (8,3%)	22 (91,7%)	
Follow up					
- 7 Jahre	2 (20,0%)	8 (80,0%)	1 (10,0%)	9 (90,0%)	h: n.d. v: n.d.
- 8 Jahre	5 (55,6%)	4 (44,4%)	1 (11,1%)	8 (88,9%)	
- 9 Jahre	7 (26,9%)	19 (73,1%)	4 (15,4%)	22 (84,6%)	
- 10-11 Jahre	2 (33,3%)	4 (66,7%)	2 (33,3%)	4 (66,7%)	
Seitigkeit der OP:					
- einseitige Hüft-TEP	9 (27,3%)	24 (72,7%)	7 (21,2%)	26 (78,8%)	h: 0,3929 v: 0,1425
- beidseitige Hüft-TEP	7 (38,9%)	11 (61,1%)	1 (5,6%)	17 (94,4%)	
Ossifikationsgrad/Brooker:					
- Grad 0	-	4 (100%)	2 (50,0%)	2 (50,0%)	h: n.d. v: n.d.
- Grad 1	9 (33,3%)	18 (66,7%)	3 (11,1%)	24 (88,9%)	
- Grad 2	6 (35,3%)	11 (64,7%)	2 (11,8%)	15 (88,2%)	
- Grad 3	1 (33,3%)	2 (66,7%)	1 (33,3%)	2 (66,7%)	
Harris Hip Score					
- sehr gut	5 (62,5%)	3 (37,5%)	1 (12,5%)	7 (87,5%)	h: n.d. v: n.d.
- gut	8 (28,6%)	20 (71,4%)	5 (17,9%)	23 (82,1%)	
- zufriedenstellend	2 (20,0%)	8 (80,0%)	1 (10,0%)	9 (90,0%)	
- ungenügend	1 (20,0%)	4 (80,0%)	1 (20,0%)	4 (80,0%)	
Komplikationen					
- keine postop. Komplikation	16 (33,3%)	32 (66,7%)	8 (16,7%)	40 (83,3%)	h: 0,2279 v: 0,5926
- Prothesenwechsel/Infekt	-	3 (100)	-	3 (100%)	

¹⁾ χ^2 - oder Fisher-Exact-Test; n. d. = χ^2 -Test nicht durchführbar (zu wenig Fälle in den Untergruppen); h: bzw. v: = Signifikanzprüfung für horizontale bzw. vertikale Wanderung;

4. Diskussion

4.1. Diskussion der Methoden

Die äußere Form der implantierten Schraubpfanne hat einen bedeutenden Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Implantates. Sphärische Pfannen, wie es u.a. der untersuchte München II-Schraubring (MUC II) ist, haben eine anatomische Form. Bei ihrer Implantation lässt sich das natürliche Knochengewebe weitestgehend erhalten. Im Gegensatz dazu sind konische Pfannen mit einem großen Fräsvolumen verbunden, da die äußere Form dieser Pfannentypen nicht der menschlichen Anatomie entspricht. Dafür lässt sich mit konischen Pfannen bei exakt winkelgetreuer Einschraubung in die Ausfräsung des Beckens eine hohe Primärfixation erzielen. In der Realität kommt es oft zu niedrigeren Werten, da bereits sehr kleine Winkelfehler zu dem Problem führen, dass die konische Pfanne nur noch mit linienförmigen Berührungen zwischen dem tragenden Knochen und dem Kegelmantel der Pfanne verankert ist. Dieses Problem zeigte sich auch in einer Parallelarbeit zur vorliegenden Studie, in der das Einschraubverhalten u.a. des MUC II untersucht wurde. Bürkner (2007) verwendete PVC Hartschaum als Knochenersatzwerkstoff. In Vorversuchen zur Überprüfung des Testmodells konnte in vivo gezeigt werden, dass die Drehmomente der München II-Pfanne im Hartschaum jenen Werten im menschlichen Knochen vergleichbar sind. In den Hauptversuchen konnte Bürkner (2007) nachweisen, dass das maximale Einschraubmoment des MUC II mit 93,5 Nm am höchsten von allen untersuchten sphärischen und konischen Hüftpfannen war. Das Überdrehmoment (126,93 Nm) des sphärischen MUC II war deutlich höher als jene aller verglichen konischen Hüftpfannen (26,6 - 112,2 Nm) und am zweithöchsten im Vergleich zu den untersuchten sphärischen Pfannen. Die Überdrehreserve des MUC II war jedoch die geringste unter allen sphärischen Pfannen und wurde nur von einer einzigen konischen Pfanne (Hofer-Imhof) unterboten. Die maximale Auspresskraft der MUC II war unterdurchschnittlich im Vergleich zu den anderen sphärischen Pfannen, jedoch lag sie über der mittleren Auspresskraft konischer Hüftpfannen wie auch erheblich über den Auspresskräften, die von Press-Fit-Pfannen erreicht wurden. Analoge Resultate ergaben sich auch für das Kippmoment (siehe Tabelle 21).

Tabelle 21: Einschraubmoment, Überdrehmoment und Überdrehreserve in ein primäres Acetabulum ohne Defekt bei defektfreier Primärpfanne von sphärischen und konischen Schraubpfannen; maximale Auspresskraft und maximales Kippmoment bei defektfreier Primärpfanne von Schraubpfannen und Press-Fit-Pfannen. Ermittlung der Werte in Knochenersatzwerkstoff aus hochvernetztem PVC Hartschaum (Bürkner 2007)					
Schraubpfanne	maximales Einschraubmoment (Nm)	Überdrehmoment (Nm)	Überdrehreserve ¹⁾ (%)	maximale Auspresskraft (N)	maximales Kippmoment (Nm)
sphärische Schraubpfannen					
Aesculap SC	38,60	93,6	142,5	7335	183,4
Lamella	50,24	108,48	115,9	6029,5	150,7
Ultima	60,32	108,16	79,3	6594,2	164,9
Zintra	64,78	167,17	158,1	7767,4	194,2
MUC II	93,12	126,93	36,3	6333,6	158,3
gesamt	61,41	120,87	94,45	6811,9	170,3
konische Schraubpfannen					
Allo Classic	71,8	131,8	83,6	5503,9	166,5
Bicon	55,04	116,8	112,2	-	-
Hofer-Imhof	69,4	87,84	26,6	5510,5	1095,6
Variall	62,56	117,6	88	7437,4	328,2
gesamt	64,7	113,51	68,45	6150,6	1092,1
makrostrukturierte Press-Fit-Pfannen					
Allofit	-	-	-	3040	76
Metallsockel CL	-	-	-	5068,2	126,7
gesamt	-	-	-	4054,1	101,4
mikrostrukturierte Press-Fit-Pfannen					
Fitmore	-	-	-	919,9	180,8
Monoblock	-	-	-	1699,2	405,5
Plasmacup SC	-	-	-	1952,2	158
Trilogy	-	-	-	1105,9	100,9
gesamt	-	-	-	1419,3	674,2

MUC II = Schraubring München II (Fa. Aesculap)

¹⁾ definiert als $[(\text{Überdrehmoment}/\text{Einschraubmoment}) - 1] \times 100$

Der MUC II-Schraubring bietet also im in vivo-Versuchsmodell ein ungünstigeres Einschraubprofil als konische Schraubpfannen. Sie hat den Nachteil, dass die Gefahr des Überdrehens höher ist. Da die Innenkontur des MUC II konisch ist, die Außenkontur jedoch konisch geformt und sphärisch abgeflacht ist sowie zusätzlich ein sphärisches Spitzgewinde aufweist, kann eine bessere Übertragung der auftretenden Kräfte nach Implantation des Schraubringes erwartet werden als bei Verwendung konischer

Pfannen. Die aus Reintitan bestehenden asymmetrischen Gewindeflanken gewährleisten eine großflächige knöcherne Abstützung und erklären das hohe maximale Einschraubmoment. Klanke et al. (2001) gaben in früheren in-vitro-Versuchen des Münchener Schraubings (Aesculap München Schraubring 54 mm) ein niedrigeres Ein- und Überdrehmoment von jeweils etwa 50 Nm an und bestätigten bereits eine niedrige Überdrehreserve, die am zweitniedrigsten von allen 23 untersuchten Hüftpfannen ist. Ist das Eindrehmoment zu hoch, kann eine Hüftpfanne nicht bis an den für die Osteointegration notwendigen Aufsetzpunkt eingeschraubt werden. Pfannen mit einem Überdrehmoment unter 10% erlauben nach Klanke et al. (2001) keine optimale Pfannenplatzierung bis zum Aufsetzpunkt. Obgleich das Überdrehmoment des Schraubings MUC II mit 36,3% im Vergleich zu anderen sphärischen Schraubpfannen niedrig ist, ist bei den erzielten Werten eine erfolgreiche Platzierung ohne weiteres möglich. Zusätzlich zu erwähnen ist die Möglichkeit des Auffüllens eines eventuell verbleibenden Hohlraums mit Knochenspänen und der Verschluss bzw. Abschluss des Schraubings, so dass der Kontakt zwischen Polyethyleninlay und Knochenmatrix unterbunden werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wurden ausschließlich Hüfttotalendoprothesensysteme verwendet, die eine Kopfgröße von 28 mm aufwiesen. Diese Kopfgrößen sind von Vorteil, da bei einem kleineren Kopfdurchmesser weniger Abrieb und Verschleiß entsteht als bei Kopfdurchmessern von 32 mm oder darüber. Zu bedenken ist jedoch, dass bei kleineren Kopfdurchmessern die Beweglichkeit im Gelenk geringer ist und die Luxationsgefahr zunimmt. Bei einem kleineren Prothesenkopf muss eine geringere Distanz in der Gelenkauslenkung bis zum Anschlag des Prothesenhalses an der Inlay-Seite der Pfanne überwunden werden im Vergleich zu einer Prothese mit großem Kopf.

Die relativ niedrige Fallzahl der untersuchter Patienten in der vorliegenden Arbeit, die einen Schraubring München II (MUC II) implantiert erhalten hatten, erklärt sich aus dem geringen Marktanteil des Schraubinges im Untersuchungszeitraum. Nach Bürkner (2007) beträgt der geschätzte Marktanteil nur 1,2%. Die niedrige Verwendungsrate führt zu dem Problem einer geringen statistischen Aussagekraft vor allem dann, wenn es um die Beurteilung seltener Vorkommnisse (z.B. Lockerungszeichen) in einem zu-

sätzlich sehr kleinen Kollektiv handelt. Desweiteren ist zu bedenken, dass in der Fachliteratur bisher mit nur sehr wenigen Ausnahmen (Pellengahr et al. 2004, von Schulze Pellengahr et al. 2007) keine Publikationen zum Schraubring MUC-II veröffentlicht wurden. Zusätzlich erschwert ist der Vergleich deshalb, weil es sich nur bei der Publikation von Pellengahr et al. (2004) um Primärimplantationen des Schraubings München II handelte, während von Schulze Pellengahr et al. (2007) eine Untersuchung von Revisionseingriffen veröffentlichten. Der Vergleich der eigenen Ergebnisse muss sich primär an Studien mit Primäreingriffen sowie an Studien orientieren, die andere sphärischen Schraubringen mit aufgerauter Oberfläche zum Untersuchungsgegenstand hatten.

Die in der eigenen Studie verwendeten Bewertungsschemata zur Beurteilung des klinischen Behandlungserfolgs war der Harris Hip Score. Dieses Scoring-System ist neben dem Merle d'Aubigne-Klassifikationssystem zur Erfolgsbewertung am weitesten verbreitet in klinischen Studien, die Hüfttotalendoprothesensysteme untersuchten (Faulkner et al. 1998). Die Resultate des Harris Hip Scores (HHS) sind von hoher Validität, reproduzierbar und zuverlässig und wird für die Bewertung des klinischen Ergebnisses empfohlen (Söderman und Malchau 2001). Obwohl es auch noch andere Scoresysteme gibt, die verwendet hätten werden können (Johnston, Hospital for Special Surgery), ist es naheliegend, jenes Scoresystem zu verwenden, dass die weiteste Verbreitung gefunden hat. Deshalb wurde in der vorliegenden Arbeit der HHS benutzt. Zu bedenken ist, und dies gilt für alle genannten Bewertungssysteme, dass starke Schmerzen im Bereich des Oberschenkel (sog. "thigh pain") in keinem dieser Systeme als eigenständiger Parameter abgefragt werden. Solche Schmerzen wurden auch in der eigenen Studie nicht abgefragt, zumal diese bei unzementierten Prothesen kaum auftreten. Da jedoch kein Patient in der vorliegenden Studie ausgeprägte oder sehr starke Schmerzen in der HHS-Kategorie "Schmerz" angegeben hat, ist nicht davon auszugehen, dass ein Fall von "thigh pain" übersehen worden ist. Für künftige Studien wäre anzuregen, diese mögliche Begleiterscheinung explizit zu erheben.

Die Pfannenwanderung nach dem Messverfahren von Sutherland et al. (1982) wurde in der eigenen Arbeit als ein wesentliches Zielkriterium verwendet. Ihr Nachteil besteht

jedoch in diversen Fehlerquellen. Die Bestimmung des Pfannenmittelpunktes kann nur auf $\pm 0,5$ mm genau erfolgen, es können Abweichungen zur Referenzlinie von weiteren $\pm 0,5$ mm auftreten und zusätzlich können unterschiedlich angefertigte Röntgenbilder eine Pfannenwanderung vortäuschen. Abweichungen ergeben sich dadurch, dass röntgenologisch die Knochenqualität zwischen den Gewindeflanken einer zementfreien Schraubpfanne nicht exakt bewertet werden kann, weil es im Röntgenbild zu Überlagerungen der Schraubgewinde kommt (Bobyne et al. 1988). Es wurde bereits versucht, die Genauigkeit der Röntgenanalyse von Schraubpfannen durch aufwendige technische Verfahren zu steigern, z.B. mittels der Ein-Bild-Röntgenanalyse EBRA von Purbach et al. (1996). Jedoch müssen auch bei diesem Verfahren die Referenzlinien per Hand eingezeichnet werden und die notwendigen Referenzpunkte sind nicht immer gleich deutlich erkennbar. Außerdem sind mindestens vier Beckenübersichtsaufnahmen des Patienten innerhalb von fünf Jahren erforderlich. Die Skelettszintigraphie kann demgegenüber frühestens nach 12-16 Monaten eingesetzt werden, da während des Integrationsvorgangs fast immer eine erhöhte Aktivität im Knochenlager um die Prothese herum nachweisbar ist (Lausch et al. 1985). Bei einer Schraubpfanne kann dieser Zeitraum sogar bis zu zwei Jahre postoperativ betragen (Krödel und Refior 1988).

Es lag für die eigene Arbeit nahe, keine maschinell unterstützte, finanziell aufwendige Diagnostik der Pfannenwanderung bzw. -lockerung zu betreiben, sondern auf ein etabliertes Verfahren zurückzugreifen, das preiswert umzusetzen ist. Bei diesem Verfahren kann aber aufgrund der genannten Fehlerquellen erst von einer horizontalen oder vertikalen Pfannenwanderung ausgegangen werden, wenn die Abweichungen mehr als 5 mm beträgt.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Die erste Frage, die die eigene Studie beantworten sollte, war die Bewertung des Implantationserfolges der MUC II anhand des Harris Hip Scores. Der HHS betrug im Mittel 82,3 Punkte und es konnte in 70,5% der Fälle ein gutes oder sehr gutes Ergebnis erzielt werden. Lediglich bei 19,6% der operierten Hüften war das Resultat zufriedenstellend und nur in 9,8% der Fälle unbefriedigend. In der Kategorie Schmerz betrug der HSS-Wert 40,1 Punkte von 44 erzielbaren Punkten, wobei 31,4% der Patienten keinerlei Schmerzen berichteten. Ausgeprägte oder sehr starke Schmerzen kamen bei keinem Patienten vor. In der Kategorie Funktion betrug der HSS-Wert 11,2 Punkte. Dies war bei einem maximal zu erzielenden Wert von 14 Punkten ein sehr gutes Resultat. Obwohl der Harris-Hip-Score bei wissenschaftlichen Publikationen nach TEP am häufigsten verwendet wird, dominieren bei seiner exakten Beurteilung mit knapp 80% der zu vergebenden Punktezahl die Bereiche Schmerz und Gang/Funktion, während die anderen Kriterien (Aktivitätsniveau, Abwesenheit einer Deformität, Hüftgelenksbeweglichkeit) deutlich unterrepräsentiert sind. Finden sich Veränderungen des HHS, so muss man sich gewahr sein, dass sich primär Schmerz und Funktionalität des Patienten verändert haben. In der eigenen Studie hatten weder das Alter der Patienten zum Operationszeitpunkt, noch das Geschlecht, die Dauer der Standzeit der Schraubpfanne, die Seitigkeit der Hüft-Operation oder der Ossifikationsgrad nach Brooker hatten einen signifikanten Einfluss auf den Harris Hip Score. Der HHS scheint auch nicht geeignet zu sein, drohende Komplikationen im Sinne eines Prothesenwechsels wegen aseptischer oder septisch bedingter Lockerung vorherzusagen. Zwar konnte in der vorliegenden Studie ein niedrigerer HSS-Wert bei den drei Patienten mit Revisionsnotwendigkeit im Vergleich zu den Patienten ohne postoperative Komplikation festgestellt werden (74,7 vs. 82,8 Punkte), aber der Unterschied des HHS war nicht statistisch signifikant. Eine der Ursachen für diesen fehlenden Unterschied könnte darin liegen, dass selbst ausgedehnte Pfannenlockerungen häufig symptomarm verlaufen (Katzner und Löhr 2003). Da der Punktwert des HHS jedoch überwiegend auf der Erfassung von Schmerzen und Funktionseinschränkungen beruht, dürfte er selbst bei einer entsprechenden Pfannenlockerung, die zur Revision zwingt, noch relativ unbeeinflusst bleiben. Zudem muss bedacht werden, dass klinische Diagnoseverfahren bei

der Lockerungsdiagnostik zwar über eine befriedigende Sensitivität, aber nur über eine geringe Spezifität verfügen. Gangbildbeeinträchtigungen wie Schonhinken oder Gehhilfen werden meist durch andere Faktoren wie Alter, körperlicher Allgemeinzustand, Begleiterkrankungen, Weichteilschäden und Nervenläsionen beeinflusst, so dass eine klare Abgrenzung einer Pfannenlockerung anhand der klinischen Symptome nicht sicher möglich ist.

Die zweite Frage im Fokus der vorliegenden Studie betraf die Bewertung der Standzeit der Prothese sowie deren Revisionsrate. Die Standzeit der implantierten MUC II-Schraubpfanne betrug 10,6 Jahre und die Revisionsrate lag bei 5,9% (3/51). Die Revisionen waren nach unterschiedlich langen Zeitperioden nach dem Primäreingriff notwendig geworden (einmal nach einem Jahr, zweimal nach sieben Jahren).

Die Revisionsrate entspricht den Angaben aus der Literatur. Schüle et al. (1998) berichteten unter Bezugnahme auf die Daten der ARO-Multicenterstudie an 3.133 Patienten mit primärer Hüft-TEP bei primärer Koxarthrose, Dysplasiekoxarthrose und rheumatoider Arthritis beim Schraubring vom Typ München über eine Notwendigkeit zum Pfannenwechsel von 3,4% (2/58) bzw. über 6,2% (26/420) beim zweiten untersuchten sphärischen Schraubpfannen-Typ (Mecring). Insgesamt wiesen jedoch alle von Schüle et al. (1998) untersuchten Schraubpfannen, darunter zylindrische, konische, sphärische und sonstige Pfannen, eine Pfannenwechselrate von 3% auf. Leider machten die Autoren keine konkrete Angabe zur Follow up-Zeitspanne aller betrachteten Prothesen, aber sie berichteten über eine durchschnittliche Prothesenstandzeit der gewechselten Implantate von 4,7 Jahren. Eine konkrete Angabe der Standzeiten einzelner Implantatkomponenten (Pfanne, Schaft) erfolgte durch Schüle et al. 1998) aber nicht.

Vergleicht man die eigene Revisionsrate von 5,1% nach einem 8,4jährigen Follow up mit den Revisionsraten von modularen Press-Fit-Pfannen, so liegt sie ähnlich hoch im Vergleich zu älteren Studien über die Harris-Galante-I-Pfanne (Clohisy und Harris 1999; 4% bei einer Follow up-Zeit von 122 Monaten bzw. 48-155 Monaten) oder sogar niedriger (Böhm und Banzhaf 1999; 18,4% bei mittlerer Follow up-Zeit von 4,5 Jahren bzw. 0,3-13 Jahren). Ein günstigeres Abschneiden zeigt sich auch im Vergleich zur AML-Press-Fit-Pfanne (Engh et al. 1997; 7% bei durchschnittlicher Follow up-Zeit von 11 Jahren bzw. 10-13 Jahren). Etwas schlechter liegt die eigene Lockerungsrate im

Vergleich zu den modularen Press-Fit-Pfannen Omnifit mit 1,3% (Hellmann et al. 1999; Follow up: 119 Monate bzw. 61-150 Monate), Duraloc100/200 mit 2% (Kim 2002; Follow up: 6,3 Jahre bzw. 6-7 Jahre) und Plasmacup mit 2,6% (Badhe et al. 2002; Follow up: 6,8 Jahre bzw. 5-9 Jahre). Die Monoblock-Press-Fit-Pfanne vom Typ Marburg weist mit 5,7% eine ähnlich hohe Revisionsrate auf (Hinrichs et al. 2001; Follow up: 10 Jahre).

Vergleicht man die eigene Revisionsrate von 5,1% und 8,4jährigem Follow up-Zeitraum mit derjenigen der konisch geformten Schraubpfanne Zweymüller, so liegt sie etwas höher als bei Garci-Cimbrelo et al. (2003), die nach einem durchschnittlichen Follow up-Zeitraum von 11,3 Jahren (10-13 Jahre) eine Rate von 3% beschrieben. Gröbl et al. (2002) berichteten über eine Rate von 4,35% bei einer medianen Follow up-Dauer von 120,7 Monaten. Effenberger et al. (2004c) beschrieben eine Revisionsrate von 3,1% nach einer Follow up-Zeitspanne von im Durchschnitt 9,2 Jahren (1-16 Jahre). Das eigene Ergebnis liegt jedoch deutlich über der Revisionsrate, die von Delaunay und Kapandji (2001) mit 0,5% nach einem durchschnittlichen Follow up von 6 Jahren (1-11,4 Jahre) angegeben wird. Die hemisphärisch geformte Trident Arc2f-Pfanne (Epinette et al. 2003) hat mit 0,48% nach einer 10jährigen Follow up-Periode eine ebenfalls deutlich niedrigere Lockerungsrate. In Übereinstimmung mit der Literatur ist die Hauptursache für eine Pfannenlockerung die aseptische bzw. septische Lockerung, die auch nach längerer Standzeit auftreten kann. So beschreiben Perka et al. (2004) bei der Zweymüller-Schraubpfanne bei 121 Erstoperationen eine Revisionsnotwendigkeit in vier Fällen, wobei es sich um drei aseptische und eine septische Lockerung handelte. Im eigenen Patientengut, in denen die Pfanne in drei Fällen gewechselt werden musste, hatte sich die Revisionsnotwendigkeit der Pfanne in einem Fall wegen einer nachgewiesenen Infektion ergeben.

Bisher gibt es nur wenige Studien, die sich mit dem MUC-II-Schraubring befassten. Dieses hat seine Ursache darin, dass das Vorläufermodell des Schraubrings (MUC-I), der eine glatte Oberfläche aufwies, erhebliche Probleme mit der Osseointegration aufwies und nur schlechte Resultate erzielte (Engh et al. 1990). Wegen mangelnder Osseointegration der ersten Schraubpfannengeneration verschwanden Schraubpfannen vom nordamerikanischen Markt, so dass als Konsequenz auch nur wenige Veröffentlichungen zu Langzeitergebnissen in peer-reviewten Journalen veröffentlicht wurden

(von Schulze Pellengahr et al. 2007). Über den MUC-II finden sich bisher nur wenige Untersuchungen, die alle von der gleichen Forschungsgruppe stammen (Pellengahr et al. 2004, von Schule Pellengahr et al. 2007, Pellengahr und Refior 2003). Eine dieser Untersuchungen (Pellengahr und Refior 2003) ist eine Präsentation der Ergebnisse der vorliegenden Studie im Rahmen eines Kongressvortrages, so dass darauf kein Bezug genommen werden kann. Auch die Studie von Pellengahr et al. (2004) beinhaltet zu einem erheblichen Teil Patienten, die Bestandteil der vorliegenden Studie gewesen sind, so dass sich ein direkter Vergleich auch hier verbietet. Sinnvoll ist lediglich die Herbeiziehung der Untersuchung von Schulze Pellengahr et al. (2007), die aber im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit ausschließlich Revisionseingriffe untersuchten, bei denen sowohl der MUC-I (n=16) als auch der MUC-II-Schraubring (n=42) implantiert wurden und nach einem durchschnittlichen Follow up von $7,5 \pm 1,3$ Jahren (5 - 12 Jahre) bewertet wurden. Von den 42 MUC-II-Schraubringen mussten sieben (16,6%) wegem aseptischer Prothesenlockerung und ein weiterer wegen septischer Komplikationen wieder entfernt werden, so dass die gesamte Revisionsrate 19% betrug (8/42). Damit liegen die eigenen Ergebnisse deutlich besser, was natürlich darin begründet ist, dass das die Patienten des eigenen Kollektivs einen TEP-Ersteingriff erhielten und es sich nicht um ein Risikokollektiv gehandelt hat. Eindeutig geht jedoch sowohl aus den eigenen MUC-II-Ergebnissen als auch jenen von Pellengahr et al. (2004) hervor, dass durch das Aufbringen einer rauhen Oberfläche auf den MUC-II-Schraubring eine erhebliche Verbesserung des Outcomes erzielt wurde. Auch stehen die eigenen Resultate in Übereinstimmung mit Pellengahr und Refior (2003), die bei 51 Schraubpfannen des Typs München II bei 44 Patienten nach einem 8,4 Jahre (7-11 Jahre) dauerndem Follow up lediglich vier Implantatwechsel (9%) berichteten. Damit bewegen sich die eigenen Ergebnisse im Bereich von Langfristergebnissen der MUC-II sowie im Bereich von Ergebnissen der modernen Press-Fit-Pfannen und konischen Schraubpfannen.

Die dritte Frage der vorliegenden Arbeit bezog sich auf die Pfannenlockerung. Die Bewertung der Pfannenlockerung an sich ist schwierig, da es eine einheitliche Bewertung oder Definition des Zeitpunktes, ab dem eine radiologische Lockerung vorliegt, nicht existiert (Kather und Lühr 2003). Im Röntgenbild können zwar Lockerungen von periprotetischen Osteolysen ohne Lockerung des alloplastischen Materials

unterschieden werden, aber auch letztgenannte Veränderungen können auf das vorzeitige Prothesenversagen hindeuten. Die Osteointegration zementfrei implantierter Pfannen ist durch die konventionelle Röntgenaufnahme nicht zu beweisen, es können nur Anzeichen für das Ausbleiben dieser Osteointegration nachgewiesen werden. Scheinbar festsitzende Komponenten im Röntgenbild können demnach durchaus gelockert sein.

In der vorliegenden Studie wurden als Lockerungszeichen der Pfanne das Vorhandensein einer Aufhellungszone in mindestens zwei von drei Zonen im a.p.-Strahlengang bewertet. Zum postoperativen Zeitpunkt wiesen zwar drei Patienten in jeweils einer Zone Lockerungszeichen auf, dies wurde aber nicht als Pfannenlockerung angesehen. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren bei einer Pfanne Aufhellungszeichen in zwei Zonen vorhanden, so dass die Rate an Pfannenlockerungen in der eigenen Studie bei 2% (1/51) lag. Bei dieser Pfanne waren jedoch postoperativ keine Aufhellungszonen in einer der drei untersuchten Zonen nachweisbar gewesen.

Wie die Studie von Schüle et al. (1998) bereits demonstrierte, liegt der Anteil von Pfannenlockerungen bei Schraubpfannen insgesamt bei 5,1% und damit höher als jener von Press-Fit-Pfannen (1,5%). Betrachtet man jedoch die Lockerungsrate der Pfannen vom Schraubring Typ München, die in der Studie von Schüle et al. (1998) bei 7,7% (1/13) lag, so ist diese deutlich höher im Vergleich zu den anderen sphärischen Pfannentypen (Wagner-Revisionspfanne: 0% bzw. 0/7; Mecring: 5,1% bzw. 12/234). Die MUC II-Schraubpfanne der eigenen Studie liegt im Vergleich zu diesen Resultaten also deutlich günstiger. Die Pfannenlockerungsrate liegt niedriger als jene von zylindrischen (3,4%) und konischen Schraubpfannen (6,4%) in der Studie von Schüle et al. (1998) und liegt im Bereich der Press-Fit-Pfannen. Eine Erklärung für die niedrige Lockerungsrate der eigenen Patienten könnte darin liegen, dass kleine Prothesenkopfdurchmesser verwendet wurden. Schüle et al. (1998) konnten zeigen, dass die Pfannenlockerungsrate direkt vom Prothesenkopfdurchmesser abhängt. In ihrer Studie kam es bei 28 mm-Prothesenköpfen nur in 0,6% (1/173) zu einer Pfannenlockerung. Diese Rate stieg auf 4,4% (54/1240) an, wenn 32 mm-Köpfe verwendet wurden. In der eigenen Studie wurden ausschließlich 28 mm-Prothesenköpfe eingesetzt. Ob Unterschiede der Lockerungsraten auf eine unterschiedlich langen Follow up-Zeitspanne zwischen der eigenen Studie und jener von Schüle et al. (1998) zurückzuführen sind,

kann mangels konkreter Angaben zur Gesamtdauer des Follow up bei Schüle et al. (1998) nicht ausgesagt werden.

Die Lockerungsrate der Pfanne hängt naheliegenderweise von der Definition der Lockerung ab. Verwendet man die Veränderung des Absolutbetrages der Inklination der Schraubpfanne zwischen dem postoperativen und dem Nachuntersuchungszeitpunkt als Lockerungszeichen der Pfanne, so ergeben sich erheblich höhere Lockerungsraten als bei der Verwendung von Aufhellungszeichen in drei Zonen im a.p.-Strahlengang. Der Anteil von MUC-II-Schraubpfannen, deren Inklination sich in diesem Zeitraum um mehr als 5° veränderte, lag im Durchschnitt bei 21,6% (11/51) in einem Beobachtungszeitraum zwischen sieben bis 11 Jahren. Allerdings scheint die Inklination kein relevanter Faktor für die Pfannenlockerung zu sein, denn trotz des Umstandes, dass ein Fünftel der Pfannen eine Änderung der Inklination $> 5^\circ$ aufwiesen, lag die Revisionsrate bei 5,1%. Ein Zusammenhang zwischen der Änderung der Inklination und der Pfannenwanderung (horizontal/vertikal) lag ebenfalls nicht vor, so dass die Inklination offenbar wenig Aussagekraft hinsichtlich der Vorhersage einer Pfannenlockerung besitzt. Dies bestätigt auch eine Studie von Engh et al. (1990), die bei Verwendung von Mecron- und AML-Pfannen ebenfalls keinen Zusammenhang zwischen der Inklination und der Entwicklung einer Pfanneninstabilität feststellen konnten.

Die vierte Frage der vorliegenden Studie betraf die Ergebnisse der radiologischen Untersuchung hinsichtlich der vertikalen und horizontalen Pfannenwanderung. Da die Bestimmungsmethode einen Fehler von bis zu 5 mm aufweisen kann, wurden zwei Gruppen gebildet, bei denen die Pfannenwanderung über bzw. unter 5 mm betrug. Es wurde allerdings zusätzlich die insgesamt festgestellte horizontale und vertikale Pfannenwanderung in mm betrachtet.

Die horizontale Pfannenwanderung war unabhängig vom Alter, Geschlecht, der Follow up-Dauer, der Seitigkeit der Operation, dem Ossifikationsgrad nach Brooker und dem Auftreten einer Revisionsnotwendigkeit. Lediglich ein besonders schlechter Harris Hip Score (HHS-Bewertung "ungenügend") war mit einer deutlich höheren horizontalen Pfannenwanderung assoziiert (10,1 mm) als ein Harris Hip Score mit einer sehr guten (4,4 mm), guten (7,2 mm) oder zufriedenstellenden (7,3 mm) Pfannenwanderung. Die

Korrelation zwischen HHS und der Größe der horizontalen Pfannenwanderung in mm war jedoch nur schwach ausgeprägt (Korrelationskoeffizient: $r = 0,257$; $p = 0,05$). Bei der vertikalen Pfannenwanderung ergab sich hingegen keinerlei Zusammenhang mit dem HHS-Wert. Eine horizontale Pfannenwanderung von mehr als 5 mm zeigte sich zwar bei allen drei Patienten, die sich einem Revisionseingriff unterziehen mussten, aber demgegenüber war eine entsprechende horizontale und vertikale Wanderung auch bei zwei Drittel (66,7%) bzw. mehr als vier Fünfteln (83,3%) derjenigen Patienten ohne Revisionsnotwendigkeit vorhanden. Dies belegt erneut, dass die standardisierte klinische Untersuchung der Patienten nur in sehr eingeschränktem Maße eine Aussage über die Pfannenwanderung erlaubt und die Aussagekraft bildgebender Verfahren höchstens unterstützen kann. Es zeigt sich allerdings ebenso, dass auch die Bildgebung mit alleiniger Bestimmung der horizontalen und vertikalen Pfannenmigration keine verlässliche Aussage über eine Pfannenlockerung zulässt. Erst die Kombination verschiedener Parameter (Lysesäume $> 1-2$ mm; Veränderung der Pfannenposition im Sinne einer Medialisierung sowie Veränderung von Inklination und (Ante-)Version) sind sichere Zeichen einer Pfannenlockerung (Katzer und Löhr 2003).

Demzufolge bleibt weiterhin die Notwendigkeit bestehen, zur Diagnose der Pfannenlockerung eine Vielzahl von Parametern heranzuziehen. Hier sind neben der Pfannenmigration auch ausgeprägte Lysesäume, Osteolysen, Saumbildung, Pfannenmigration, heterotope Ossifikationen sowie ggf. Materialbruch miteinzubeziehen. Auch Schmerzen in der Leiste sowie eine einseitige, neu aufgetretene Beinverkürzung können auf eine mehr oder weniger ausgeprägte Pfannenlockerung ggf. in Kombination mit einer Schaftsinterung hinweisen. Lediglich ein einziges der genannten Bewertungskriterien als maßgebend für eine Pfannenlockerung anzusehen, reicht anhand der eigenen Ergebnisse nicht aus, um die entsprechende Diagnose sicher zu stellen.

4.3. Schlussfolgerungen

Die vorliegende Studie zeigt, dass die sphärischen Schraubpfanne München II (MUC-II) hinsichtlich der Revisionsrate vergleichbar gute Resultate erzielt, wie sie mit konischen Schraubpfannen und Press-Fit-Pfannen erzielbar sind. Die Lockerungsraten sind gering und sind vergleichbar mit anderen Pfannenmodellen. Klinische Symptome im Sinne von Schmerzen bzw. eines niedrigen Harris Hip Scores sind selten, das Operationsergebnis und die Standzeit von mehr als 10 Jahren sind positiv zu bewerten.

5. Zusammenfassung

Es finden sich bisher kaum Studien zu Langzeitergebnissen sphärischer Schraubpfannen, insbesondere der hier untersuchten sphärischen Schraubpfanne München II (MUC-II). Die vorliegende retrospektive Studie soll klären, wie erfolgreich die Implantation war, wie lange die Standzeit der Prothese und wie hoch die Revisionsrate war, welche Anzeichen für Pfannenlockerungen vorlagen und wie sich die vertikale und horizontale Pfannenwanderung darstellte.

Zwischen 1991 bis 1995 wurden aus einem Kollektiv von 867 Schraubbringen, die in der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München in Großhadern implantiert worden waren, nach dem Zufallsprinzip 44 Patienten (52,4% männlich, OP-Alter 71,6 Jahre) mit 51 Implantaten ausgewählt und nachuntersucht (mittlere Follow-up-Dauer: 8,4 Jahre). Es wurden intra- und postoperative Komplikationen, Radiologische Veränderungen (Ossifikationsgrad nach Brooker, Lysesäume/Aufhellungszonen, Pfannenwanderung) und die klinische Symptomatik mittels Harris Hip Score (HHS) erhoben.

Der HHS betrug 82,3 Punkte (sehr gutes bzw. gutes Resultat in 70,5% der Fälle). Er war unbeeinflusst von Alter der Patienten bei OP, em Geschlecht, der Standzeit der Schraubpfanne, der Seitigkeit der Hüft-OP oder dem Ossifikationsgrad nach Brooker. Eine Revision der Pfanne war in 5,9% der Fälle (3/51) notwendig, darunter in einem Fall wegen septischer Prothesenlockerung. Die Standzeit der Prothesen betrug 10,6 Jahre. Radiologische Veränderungen umfassten primär kleine periartikuläre Ossifikationsherde (Brooker I; 52,9%), seltener einen Knochensporn mit einem Restfreiraum von 1 cm zwischen proximalem Femur und Becken (Brooker II: 33,3%). Eine radiologische Pfannenlockerung (Aufhellungszeichen in mindestens zwei von drei Zonen) war in einem Fall vorhanden. Die mittlere Inklination der Pfanne betrug 44,6 Grad postoperativ und 45,1 Grad bei der Nachuntersuchung. Eine Änderung um mehr als 5 Grad zwischen beiden Zeitpunkten lag bei 21,6% der Hüften vor. Patienten mit ungenügendem HHS wiesen mit 10,1 mm eine deutlich höhere horizontale Pfannenwanderung auf als Patienten mit sehr gutem HHS (4,4 mm). Die Korrelation

beider Parameter war aber nur gering ausgeprägt. Alter bei OP, Geschlecht, HHS, Follow up-Dauer sowie das Auftreten von Komplikationen hatte keinen Einfluss auf die vertikale Pfannenwanderung.

Die vorliegende Studie zeigt, dass die MUC-II hinsichtlich der Revisionsrate vergleichbar gute Resultate erzielt, wie sie mit konischen Schraubpfannen und Press-Fit-Pfannen erzielbar sind. Die Lockerungsraten sind gering und sind vergleichbar mit anderen Pfannenmodellen. Klinische Symptome im Sinne von Schmerzen bzw. eines niedrigen Harris Hip Scores sind selten, das Operationsergebnis und die Standzeit von mehr als 10 Jahren sind positiv zu bewerten.

6. Literaturverzeichnis

1. Aldinger, P. R., Breusch, S. J., Lukoschek, M., Mau, H., Ewerbeck, V., Thomsen, M. (2003). A ten- to 15-year follow-up of the cementless Spotorno system. *J. Bone Joint Surg. Br.* **85**, 209-214
2. Badhe, N. P., Quinnell, R. C., Howard, P. W. (2002). The uncemented Bi-Contact total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* **17**, 896–901
3. Ballard, W. T., Callaghan, J. J., Sullivan, P. M., Johnston, R. C. (1994). The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg. Am.* **76**, 959-964
4. Barrack, R. L., Mulroy, R. D., Harris, W. H. (1992). Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J. Bone Joint Surg. Br.* **74**, 385-389
5. Bauer, R., Kerschbaumer, F., Poisel, S., Oberthaler, W. (1979). The transgluteal approach to the hip joint. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* **95**, 47-49
6. Bobyn, J. D., Engh, C. A., Glassmann, A. H. (1988). Radiography and histology of a threaded acetabular implant. *J. Bone Joint Surg. Br.* **70**, 302-304
7. Böhm, P., Banzhaf, S. (1999). Acetabular revision with allograft bone. 103 revisions with 3 reconstruction alternatives, followed for 0.3–13 years. *Acta Orthop. Scand.* **70**, 240–249
8. Böhler, M., Knahr, K., Riegler, M., Salzer, M. (1994). Ten-year results of cemented Weller-type total hip arthroplasties. Analysis using different definitions of failure. *Arch Orthop. Trauma Surg.* **113**, 57-60
9. Boos, C., Russlies, M. (2006). Neue Erkenntnisse zur Ursache der aseptischen Lockerung von zementfrei implantierten Knieendoprothesen. *Focus Mul.* **23**, 74-81
10. Brooker, A. F., Bowerman, J. W., Robinson, R. A., Riley, L. H. (1973). Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J. Bone Joint Surg. Am.* **55**, 1629-1632
11. Bürkner, A. (2007). Biomechanische Untersuchungen des Einschraubverhaltens und der Primärstabilität zementfreier Hüftpfannenimplantate. *Med. Diss. Ludwig-Maximilians-Universität München*
12. Bülow, J. U., Scheller, G., Arnold, P., Synatschke, M., Jani, L. (1996). Follow-up (6-9 years) results of the uncemented CLS spotorno system. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* **115**, 190-194

13. Callaghan, J. J., Albright, J. C., Goetz, D. D., Olejniczak, J. P., Johnston, R. C. (2000). Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* **82**, 487-497
14. Charnley, J. (1960). Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J. Bone Joint Surg. Br.* **42**, 28-30
15. Charnley, J. (1966). Using Teflon in arthroplasty of the hip-joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* **48**, 819-820
16. Clohisy, J. C., Harris, W. H. (1999). The Harris-Galante porous coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg. Am.* **81**, 66-73
17. Delaunay, C. P., Kapandji, A. I. (2001). Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Br.* **83**, 408-413
18. De Lee, J. G., Charnley, J. (1976). Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin. Orthop.* **121**, 20-32
19. Digas, G. (2005). New polymer materials in total hip arthroplasty. Evaluation with radiostereometry, bone densitometry, radiography and clinical parameters. *Acta Orthop.* **76**, 3-82
20. D'Lima, D. D., Urquhart, A. G., Buehler, K. O., Walker, R. H., Colwell, C. W. (2000). The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J. Bone Joint Surg. Am.* **82**, 315-321
21. Effenberger, H., Imhof, M., Witzel, U. (2001). Gewindedesign von Schraubpfannen. *Z. Orthop.* **139**, 428-434
22. Effenberger, H., Imhof, M., Witzel, U. (2004a). Aktueller Stand der Pressfit-Pfannen. *Orthop. Prax.* **40**, 637-647
23. Effenberger, H., Imhof, M., Richolt, J., Rehart, S. (2004b). Zementfreie Hüftpfannen. Aktueller Stand. *Orthopäde* **33**, 733-751
24. Effenberger, H., Ramsauer, T., Dorn, U. (2004c). Factors influencing the revision rate of Zweymueller acetabular cup. *Int. Orthop.* **28**, 155-158
25. Elias, J. J., Nagao, M., Chu, Y. H., Carbone, J. J., Lennox, D. W., Chao, E. Y. (2000). Medial cortex strain distribution during noncemented total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* **370**, 250-258
26. Engh, C. A., Griffin, W. L., Marx, C. L. (1990) Cementless acetabular components. *J. Bone Joint Surg. Br.* **72**, 53-59

27. Engh, C. A., Culpepper, W. J., Engh, C. A. (1997). Longterm results of use of the anatomic medulary locking prosthesis in total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* **79**, 177–184
28. Epinette, J. A., Manley, M. T., D'Antonio, J. A., Edidin, A. A., Capello, W. N. (2003) A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature. *J. Arthroplasty* **18**, 140–148
29. Espehaug, B., Furnes, O., Havelin, L. I., Engesaeter, B., Vollset, S. E. (2002) The type of cement and failure of total hip replacements. *J. Bone Joint Surg. Br.* **84**, 832-838
30. Estok, D. M., Harris, W. H. (1994). Long-term results of cemented femoral revision surgery using second-generation techniques. An average 11.7-year follow-up evaluation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **299**, 190-202
31. Faulkner, A., Kennedy, L. G., Baxter, K., Donovan, J., Wilkinson, M., Bevan, G. (1998). Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model. *Health Technol. Assess.* **2**, 21-22
32. Galante, J., Rostoker, W., Lueck, R., Ray, R. D. (1971). Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J. Bone Joint Surg. Am.* **53**, 101-114
33. Garcia-Cimbrelo, E., Cruz-Pardos, A., Madero, R., Ortega-Andreu, M. (2003). Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymueller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg. Am.* **85**, 296–303
34. Griss, P., Hackenbroch, M. H., Jäger, M., Preussner, B., Schäfer, T., Seebauer, R., van Eimeren, W., Winkler, W. (1982). 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 observation. *Akt. Probl. Chir. Orthop.* **21**, 1-99
35. Gluck, T. (1890a). Die Invaginationmethode der Osteo- und Athroplastik. *Klin. Wschr.* **27**, 732-740
36. Gluck, T. (1890b). Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern. *Klin. Wschr.* **27**, 421-427
37. Gluck, T. (1891). Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defecten höherer Gewebe, sowie über die Verwerthung resorbirbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Arch. Klin. Chir.* **41**, 187-239

38. Gröbl, A., Chiari, C., Gruber, M., Kaider, A., Gottsauner-Wolff, F. (2002). Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup. *J. Bone Joint Surg. Am.* **84**, 425–431
39. Grundei, H. (2006). Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik und der Fixation durch Spongiosa-Metal. In: Grading R, Gollwitzer H. *Ossäre Integration*. Springer Verlag, Heidelberg, 2-13
40. Harris, W. H. (1969). Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J. Bone Joint Surg. Am.* **51**, 737-755
41. Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B. (1995). The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *J. Bone Joint Surg. Am.* **77**, 1543-1550
42. Hellman, E. J., Capello, W. N., Feinberg, J. R. (1999). Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10-year average followup. *Clin. Orthop.* **364**, 164–167
43. Hendrich, C., Sauer, U., Kirschner, S., Schmitz, H., Martell, J. M. (2006) High long term loosening rate of conical screw cups. *Acta Orthop.* **77**, 886-892
44. Henßge, E. J., Grundei, H., Etspüler, R., Köller, W., Fink, K. (1985). Die anatomisch angepaßte Endoprothese des proximalen Femurendes. *Z. Orthop.* **123**, 821-828
45. Hey-Groves, E. W. (1923). Arthroplasty. *Br. J. Surg.* **11**, 234-237
46. Hinrichs, F., Boudriot, U., Held, T., Griss, P. (2001). 10-Jahres-Ergebnisse einer Monobloc-Hüftendoprothesenpfanne mit mehrlagiger Reintitangitterschale zur zementfreien Implantation. *Z. Orthop.* **139**, 212–217
47. Holz, U. (1997) Gelenkersatz - Entwicklung und derzeitiger Stand. in: Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie. Festschrift 1997, Teil II: Allgemeine Behandlungsgebiete, Kapitel 22, http://www.dgu-online.de/pdf/unfallchirurgie/geschichte/festschrift/kapitel2_22.pdf
48. Hsu, J. T., Chang, C. H., Huang, H. L., Zobitz, M. E., Chen, W. P., Lai, K. A., An, K. H. (2007). The numbers of screws, bone quality and friction coefficient affect acetabular cup stability. *Med. Eng. Phys.* **29**, 1089-1095
49. Jasty, M., Maloney, W. J., Bradgon, C. R., O'Connor, D. O., Haire, T., Harris, W. H. (1991). The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Br.* **73**, 551-558

50. Joshi, A. B., Porter, M. L., Trail, I. A., Hunt, L. P., Murphy, J. C., Hardinger, K. (1993). Long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients. *J. Bone Joint Surg. Br.* **75**, 616-623
51. Judet, R. (1975) Total-Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung. *Z. Orthop.* **113**, 828-829
52. Judet, J., Judet, R. (1949). Essais de reconstruction prothetique de la hanche après resection de la tete fémorale. *J. Chir.* **65**, 17-24
53. Kärrholm, J., Herberts, P., Hultmark, P., Malchau, H., Nivbrant, B., Thanner, J. (1997). Radiostereometry of hip prosthesis. Review of methodology and clinical results. *Clin. Orthop.* **344**, 94-110
54. Katzer, A., Löhr, J. F. (2003). Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Dt. Ärztebl.* **100**, 784-790
55. Kim, Y. H. (2002). Cementless total hip arthroplasty with a close proximal fit and short distal stem (third-generation) prosthesis. *J. Arthroplasty* **17**, 841–850
56. Klanke, J., Hörmansdörfer, G., Westermann, K. (2001). Biomechanische Wertigkeit von Einschraubversuchen bei Hüftpfannen. *Journal DGPW* **23**, 28-32
57. Klingbeil, K. (2006). Metallurgische Grundlagen für die gusstechnische Herstellung einer räumlichen Oberflächenstruktur. In: Gradinger R, Gollwitzer H. *Ossäre Integration*. Springer Verlag, Stuttgart, 46-52
58. Krödel, A., Refior, H. J. (1988). Radiologische Veränderungen am Knochen nach zementfreier Implantation von Hüftgelenkendoprothesen bei entzündlich-rheumatischen Erkrankungen. *Z. Orthop.* **126**, 387-393
59. Lange, M. (1951). *Orthopädisch-chirurgische Operationslehre*. Bergmann Verlag, München
60. Lausch, H. L., Deckart, H., Krause, M., Weiss, M. L. (1985). Stellenwert der Skeletszintigraphie in der Verlaufsbeurteilung nach Hüftgelenkttotalendoprothesen. *Radiobiol. Radiother.* **26**, 499-505
61. Lord, G., Marotte, J. H., Blanchard, J. P., Guillamon, J. L., Gory, M. (1978). Etude expérimentale de l'ancrage des arthroplasties totales madrèporique de hanche. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* **64**, 459-470
62. Madey, S. M., Callaghan, J. J., Olejniczak, J. P., Goetz, D. D., Johnston, R. C. (1997). Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* **79**, 53-64

63. Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Oden, A. (2000). Prognose der totalen Hüftarthroplastik. Aktualisierung und Validierung der Daten des Schwedischen Nationalen Hüftarthroplastik-Registers 1979-1998. 67. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 15.-19. März 2000, Orlando, USA
64. Malchau, H., Herberts, P., Eisler, T., Garellick, G., Söderman, P. (2002). The Swedish Total Hip Replacement Register. *J. Bone Joint Surg. Am.* **84 (Suppl. 2)**, 2-20
65. McKee, G. K., Watson-Farrar, J. (1966). Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Br.* **48**, 245-259
66. Merle d'Aubigne, R., Postel, M. (1954). Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J. Bone Surg. Am.* **36**, 451-475
67. Mittelmeier, H. (1974). Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. *Z. Orthop.* **112**, 27-33
68. Mjöberg, B. (1997). The theory of early loosening of hip prostheses. *Orthopedics* **20**, 1169-1173
69. Mont, M. A., Hungerford, D. S. (1997). Proximally coated ingrowth prostheses. A review. *Clin. Orthop.* **344**, 139-149
70. More, R. C., Amstutz, H. C., Kabo, J. M., Dorey, F. J., Moreland, J. R. (1992). Acetabular reconstruction with a threaded prosthesis for failed total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* **282**, 114-122
71. Morscher, E. (1992). Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* **274**, 172-193
72. Morscher, E., Berli, B., Jockers, W., Schenk, R. (1997). Rationale of a flexible press fit cup in total hip replacement. 5-year follow up in 280 procedures. *Clin. Orthop.* **341**, 42-50
73. Morscher, E. (2001). Die Pressfit Verankerung. In: Wetzel R (Hrsg.). Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Steinkopf Verlag, Darmstadt
74. Moore, A. T. (1952). Metal hip joint. A new self locking Vitallium prosthesis. *Med. J.* **45**, 11-15
75. Moore, A. T., Bohlmann, H. R. (1957). The self-locking metal hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* **39**, 811-816
76. Mulroy, W. F., Harris, W. H. (1997). Acetabular and femoral fixation 15 years after cemented total hip surgery. *Clin. Orthop.* **337**, 118-128

77. Pellengahr, C., Refior, H. J. (2003). Langfristige Ergebnisse der Schraubpfanne München in der Hüftendoprothetik. Meeting Abstract. 67. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Unfallchirurgie. 11.-16.11.2003, ICC, Berlin, <http://www.gjpsy.de/en/meetings/dgu2003/03dgu0702.shtml> (Zugriff: 23.07.2007).
78. Pellengahr, C., Wegener, B., Anetzberger, H., Maier, M., Müller, P. E., Dürr, H. R., Schulz, C., Troullier, H., Kühner, L., Refior, H. J. (2004). Medium to long-term results with the cementless threaded acetabular Munich II type cup. *Acta Chir. Belg.* **104**, 413-417
79. Perka, C., Fischer, U., Taylor, W. R., Matziolis, G. (2004). Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J. Bone Joint Surg. Am.* **86**, 312–319
80. Poss, R., Brick, G. W., Wright, R. J., Roberts, D. W., Sledge, C. B. (1988). The effects of modern cementing techniques on the longevity of total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* **19**, 591-598
81. Rettig, H. (1952). Die Hüftarthroplastik mit Spezialendoprothese. *Z. Orthop.* **82**, 290-294
82. Ring, P. A. (1968). Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Br.* **50**, 720-726
83. Robinson, R. P., Loell, T. P., Green, T. M. (1994). Hip arthroplasty using the cementless CLS stem. *J. Arthroplasty* **9**, 177-192
84. Rubash, H. E., Sinha, R. K., Shanbhag, A. S., Kim, S. Y. (1998). Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* **29**, 173-186
85. Schidlo, C., Becker, C., Jansson, V., Refior, J. (1999). Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z. Orthop.* **137**, 259-264
86. Schramm, M., Keck, F., Hohmann, D., Pitto, R. P. (2000). Total hip arthroplasty using an uncemented femoral component with taper design: outcome at 10-year follow-up. *Arch. Orthop Trauma Surg.* **120**, 407-412
87. Schüle, B., Schroeder-Boersch, H., Arnold, P., Jani, L. (1998). Implantatversager nach Hüft-TEP-Implantation. *Orthopaede* **27**, 341-348
88. Scifert, C. F., Brown, T. D., Pedersen, D. R., Callaghan, J. J. (1998). A finite element analysis of factors influencing total hip dislocation. *Clin. Orthop.* **355**, 152-162
89. Siebold, R., Scheller, G., Schreiner, U., Jani, L. (2001). Langzeitergebnisse mit dem zementfreien CLS-Schaft von Spotorno. *Orthopäde* **30**, 317-322

90. Sivash, K. M. (1969). The development of a total metal prosthesis for the hip joint replacement. *Reconstr. Surg. Traumatol.* **11**, 53-62
91. Smith-Petersen, M. N. (1948). Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J. Bone Joint Surg. Br.* **30**, 59-75
92. Söderman, P., Malchau, H. (2001). Is the Harris Hip Score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clin. Orthop.* **384**, 189-197
93. Spotorno, L., Romagnoli, S., Ivaldo, N., Grappiolo, G., Bibbiani, E., Blaha, D. J., Guen, T. A. (1993). The CLS system. Theoretical concept and results. *Acta Orthop. Belg.* **59 (Suppl.1)**, 144-148
94. Sutherland, C. J., Wilde, A. H., Borden, L. S., Marks, K. E. (1982). A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved stem total hip-replacement arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Am.* **64**, 970-982
95. Tauber, C., Kidron, A. (2000). Total hip arthroplasty revision using the press-fit CLS Spotorno cementless stem. Twenty-four hips followed between 1987 and 1998. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* **120**, 209-211
96. Thompson, F. R. (1954). Two and a half years experience with a Vitallium intra-medullary hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* **36**, 489-502
97. Trendelenburg, F. (1895). Über den Gang bei angeborener Hüftluxation. *Dt. Med. Wschr.* **2**, 21-24
98. Venable, C. S., Stuck, W. G., Beach, A. A. (1937). The effects on bone of the presence of metals based upon electrolysis; an experimental study. *Ann. Surg.* **105**, 917-938
99. von Schulze Pellengahr, C., Düll, T., Müller, P. E., Dürr, H. R., Baur-Melnyk, A., Maier, M., Birkenmaier, C., Jansson, V. (2007). Long-term results of 58 hip cup revision arthroplasties using a threaded ring implant. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* **127**, 71-74
100. Wiles, P. (1957/1958). The surgery of the osteoarthritic hip. *Br. J. Surg.* **45**, 488-497
101. Witzel, U. (1996). *Mechanische Integration von Schraubpfannen*. Thieme Verlag, Stuttgart

Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle Herrn Prof. Dr. med. C. von Schulze Pellengahr herzlich für die Überlassung der Themenstellung danken sowie für seine beständige, positive und kritische Unterstützung bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit.

Lebenslauf

Name: Samani
 Vorname: Mahmud
 Geburtstag: 11.08.1966
 Geburtsort/-land: Ahwaz, Iran
 Nationalität: deutsch
 Familienstand: verheiratet

Schulausbildung

1972-1977 Grundschule in Ahwaz, Iran
 1977-1980 Mittelschule in Esfahan, Iran
 1980-1984 Gymnasium in Esfahan, Iran
 1984 Abitur
 1985 Übersiedelung in die Bundesrepublik Deutschland
 1986-1987 Sprachschule in Münster, Nordrhein-Westfalen
 1988-1989 Studienkolleg in Münster, Nordrhein-Westfalen

Studium

1990-1993 Studium der Humanmedizin an der Albert-Ludwigs-Universität
 Freiburg
 1993-1996 Studium der Humanmedizin an der Technischen Universität
 München
 Nov. 1996 Absolvierung des 3. Staatsexamens
 20.07.2000 Approbation durch die Regierung Oberbayern

Beruflicher Werdegang

1997-1998 Arzt im Praktikum in der Abteilung für Allgemeine und Unfall-
 chirurgie im Krankenhaus Bogenhausen, München
 1999-2000 Assistenzarzt in der Abteilung für Orthopädie der Sana-Klinik,
 München
 2000-2001 Assistenzarzt in der Abteilung für Orthopädie der Alpha-Klinik,
 München
 2002-2003 Assistenzarzt in der Abteilung für Orthopädie des St. Elisabeth-
 Krankenhauses, Dillingen an der Donau
 2003-2006 Assistenzarzt in der Abteilung für Orthopädie im Parkkrankenhaus,
 Leipzig
 08.12.2004 Facharzt für Orthopädie
 seit 2007 Niederlassung in orthopädischer Praxis in Manching