Aus der II. Orthopädischen Klinik der Hessing-Stiftung
Augsburg
Leiter: Privatdozent Dr. med. Thomas Naumann

Risiken und Outcome der Oberflächenersatzendoprothetik

Eine retrospektive Aufarbeitung der Durom®-Hip Resurfacing Prothese an 53 Patienten

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Vorgelegt von: Florian Döbereiner
geboren in Regensburg

Augsburg, 2012

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Th. Wirth

1. Berichterstatter: PD. Dr. Th. Naumann

2. Berichterstatter: PD. Dr. G. Röderer

Tag der Promotion: 12.07.2012

Diese Arbeit ist meinem Vater Heinrich Döbereiner gewidmet
(16.08.1939 – 04.04.2007)

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **II**

1. Einleitung und Ziel dieser Arbeit 1

2. Material und Methoden 13

2.1 Patientenkollektiv 13
2.2 Art der Datenerfassung 13
2.3 Prä-und postoperative Stammdaten 13
2.4 Implantat 14
2.5 Präoperative Planung 15
2.6 Operation und Zielgerät 15
2.7 Klinische Untersuchungen 19
2.8 Radiologische Untersuchungen 23
2.9 Statistik 26

3. Ergebnisse 27

3.1 Stammdaten 28
3.1.1 Operationsalter, Geschlecht, Operationsseite und BMI 28
3.1.2 Präoperative Diagnose, Voroperationen und präoperative Schmerzmitteleinnahme 29
3.1.3 Implantate 30
3.1.4 Intraoperativer Verlauf und Besonderheiten 31
3.1.5 Stationärer und frühpoststationärer Verlauf 31

3.2 Komplikationen und Folgeoperationen 31

3.3 Klinische Auswertung 32
3.3.1 Klinische Ergebnisse außerhalb des Harris-Hip-Score oder WOMAC-Score 32
3.3.2 Harris-Hip-Score 33
3.3.3 WOMAC-D-Arthroseindex 38

3.4 Radiologische Auswertungen 39
3.4.1 Präoperative Röntgenbilder 39
3.4.2 Postoperative Röntgenbilder 40
3.4.3 Röntgenbilder zum Nachuntersuchungszeitpunkt 41
3.4.4 Vergleich präoperative Planung und postoperative Position der Kappenkomponente 42

3.5 Statistiken 43
3.5.1 Überlebenszeit der Prothesen nach Kaplan Meier 43
3.5.2 Vergleich prä- und postoperativer Harris-Hip-Score sowie Korrelation mit Alter und BMI 44
3.5.3 Vergleich prä- und postoperatives Bewegungsausmaß sowie Korrelation mit Alter und BMI 45

4. Diskussion 46

5. Zusammenfassung 61

6. Literaturverzeichnis 62

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
BMI	Body-Mass-Index
CCD-Winkel	Collum-Diaphysen-Winkel
CrCo	Chrom-Kobalt
CrCoMo	Chrom-Kobalt-Molybdän
DIP	Distales Interphalangealgelenk
ECF	Epipysiolysis capitis femoris
et al.	et alii / et aliae = und andere
HHS	Harris Hip Score
n	Anzahl
PE	Polyethylen
ROM	Range of motion, Bewegungsumfang
Sig.	Signifikants
TEP	Totalendoprothese
THA	Total Hip Arthroplasty
UAGs	Unterarmgehstützen

1. Einleitung

Die **Arthrose** (syn. Arthrosis deformans, engl. coxartritis) stellt eine nichtentzündliche Erkrankung der Gelenke dar. Sie entsteht durch ein Missverhältnis zwischen der mechanischen Widerstandsfähigkeit des Knorpels und der auf ihn einwirkenden Belastung. [57]

Es wird zwischen der primären und sekundären Arthrose unterschieden.

Bei der **primären** Arthrose kann keine pathologische Ursache gefunden werden. Sie tritt meist nach dem 60. Lebensjahr auf. [57] Es handelt sich dabei um eine anlagebedingte verminderte Belastbarkeit des Gelenkknorpels. [199]

Die **sekundäre** Arthrose ist Folge einer angeborenen oder erworbenen Schädigung. [57]
Eine präarthrotische Deformität führt durch eine mechanische Überbelastung zu einer Schädigung des Knorpels. [199] Beispiele sind angeborene oder postraumatische Gelenkinkongruenzen, Wachstumsstörungen nach subchondralen Knochennekrosen und Epiphysenschäden. (**Tabelle 1**) [57]
Die häufigsten präarthrotischen Deformitäten stellen die Hüftdysplasie (26,4%) und die Epipysiolysis capitis femoris (26%) dar. [199]

Tabelle 1: *Primäre und sekundäre Arthrose am Beispiel der Coxarthrose aus [199]*

Primäre Coxarthrose	Sekundäre Coxarthrose
Anlagebedingte verminderte mechanische Widerstandsfähigkeit	Angeborene Hüftdysplasie / -luxation
	Z.n. Epipysiolysis capitis femoris
	Z.n. Morbus Perthes
	Bakterielle Coxitis
	Rheumatoide Arthritis
	prim. und sek. Hüftkopfnekrose
	Protrusio acetabuli
	Verletzungen des Hüftgelenkes
	Gelenkchondromatose
	Arthropathien im Rahmen von Systemerkrankungen

Die Pathogenese der primären und der sekundären Arthrose wird durch Risikofaktoren beeinflusst. Diese können in zwei Gruppen aufgeteilt werden. [100] (**Tabelle 2**)

Tabelle 2: *Risikofaktoren im Rahmen der Arthroseentstehung aus [100]*

Risikofaktoren die zur Entstehung einer Arthrose prädisponieren	Risikofaktoren die eine abnorme biomechanische Belastung verursachen
Alter	Adipositas
Weibliches Geschlecht	Überlastung im Beruf
Genmutation des Kollagen Typ II	Überbelastung im Sport
Andere genetische Ursachen	Trauma mit Verletzung von Gelenkanteilen

Um Gelenkveränderungen als krankhafte Arthrose zu definieren, wurden einheitliche Parameter eingeführt.
Zum einen erfolgt die Beurteilung der Gelenke an Hand radiologischer Kriterien, eingeteilt nach *Kellgren* und *Lawrence*. (**Tabelle 3**) [136,135,134] Ab einem Stadium 2 wird ein Gelenk als arthrotisch gewertet. [71]

Tabelle 3: *Stadieneinteilung der Arthrose nach Kellgren und Lawrence aus [136]*

Stadium 1	Geringe subchondrale Sklerosierung. Keine Osteophyten. Keine Gelenkspaltverschmälerung.
Stadium 2	Geringe Gelenkspaltverschmälerung. Beginnende Osteophytenbildung. Angedeutete Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche.
Stadium 3	Ausgeprägte Osteophytenbildung. Gelenkspaltverschmälerung. Deutliche Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche.
Stadium 4	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung bis zur vollständigen Destruktion. Deformierung/Nekrose der Gelenkpartner.

Zusätzlich werden definierte klinische Symptome wie Gelenkschmerz, Morgensteifigkeit, Bewegungseinschränkungen, Krepitatio im Gelenk und auch eine Greifschwäche herangezogen. [4,3]

Dabei ist zu beachten, dass sich zum einen eine radiologisch gesicherte Arthrose klinisch stumm darstellen kann und zum anderen Schmerzen auch bei einem radiologisch unauffälligen Bild auftreten können. [111,150,198]
So findet sich bei Röntgenuntersuchungen 60- Jähriger in 20 bis 40 Prozent Zeichen einer Arthrosen. Aber nur rund ein Drittel der Betroffenen klagt über Schmerzen. [240]

Erkrankungen des Bewegungsapparates stehen nach koronaren Herzkrankheiten und zerebro-vaskulären Erkrankungen an dritter Stelle in Bezug auf den Verlust an Lebenszeit = DALYS. DALYS (disability adjusted life years) bezeichnet die Zahl der verlorenen Lebensjahre durch vorzeitigen Tod addiert mit dem Verlust an produktiver Lebenszeit durch Behinderung bezogen auf eine bestimmte Erkrankung. [276]
Die Arthrose hat in der Untergruppe der Erkrankungen des Bewegungsapparates den größten Anteil [203] und stellt weltweit die häufigste Gelenkerkrankung dar. [75]

Tabelle 4: *Definition Inzidenz und Prävalenz aus [71]*

Inzidenz ist die Zahl der Neuerkrankungen in einem bestimmten Zeitintervall. Rate der Neuerkrankten pro 100 000 Lebensjahre. **Prävalenz** stellt den Anteil einer Population dar, der zu einem bestimmten Untersuchungszeitpunkt (*Punktprävalenz*) oder in einem Untersuchungszeitraum (*periodische Prävalenz* oder *Lebenszeitprävalenz*), von einer speziellen Erkrankung betroffen ist.

Für die **Gesamtprävalenz** der Arthrose in der BRD wurde im Rahmen des ersten Gesundheitssurvey (Oktober 1997 - März 1999) ein Wert von 27,7% bestimmt. [217]
Eine altersbedingte Zunahme der Arthroseprävalenz wird sowohl in oben genannter Querschnittsstudie als auch in weiteren Untersuchungen angegeben.
[272,74,77,96,98,110,113,132,242,264]

Frauen zeigen nach der Menopause eine deutlich höhere Arthroseprävalenz als gleichaltrige Männer. **(Abbildung 1)** [18,272,76,112,126,132,245,264]

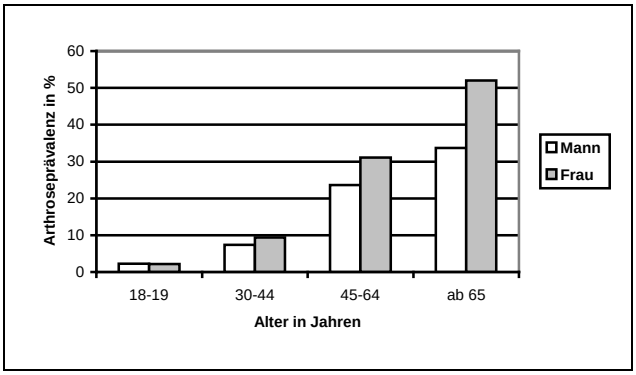


Abbildung 1: *Prävalenz der Arthrose in der BRD nach Alter nach [272*]

In einer Studie aus Holland wurde bei 6.585 Einwohnern eines Dorfes an Hand von Röntgenbildern die Prävalenz der Arthrose verschiedener Gelenke bestimmt.
Im Bereich der Halswirbelsäule wurden am häufigsten (♂: ca. 66%, ♀: ca. 63%) arthrotische Veränderungen festgestellt. Eine Coxarthrose fand sich in ca. 7 % bei Männern und in ca. 8% bei Frauen. (**Abbildung 2**) Eine Korrelation mit klinischen Symptomen erfolgte nicht.

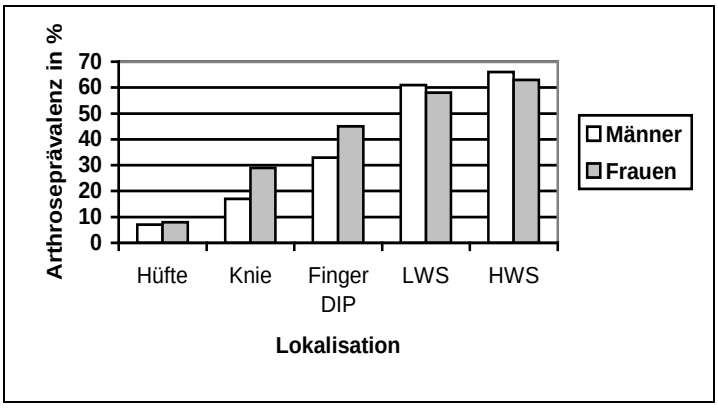


Abbildung 2: *Prävalenz radiologisch gesicherter Arthrosen aus [210]*

Im Rahmen von Studien die eine rein klinische Erhebung durchführten, lag die Prävalenz der Coxarthrose bei ca. 5%. [106,110,149]

Daten bezüglich der **Inzidenz** einer Arthrose am Hüftgelenk liegen für Deutschland aktuell nicht vor.
In Europäische Studien schwankte die Inzidenz einer klinisch diagnostizierten Coxarthrose zwischen 10 und 195 Neuerkrankungen pro 100.000 Einwohner und Jahr. [54,256]
Die Inzidenz einer radiologisch gesicherten und klinisch symptomatischen Coxarthrose beläuft sich laut einer Untersuchung von *Oliveria et al*. auf 88 Neuerkrankungen pro 100.000 Einwohner und Jahr. [193]

In Deutschland leiden also ca. 4 Million Menschen an einer Coxarthrose, deren Anzahl sich nach Schätzungen bis zum Jahr 2020 verdoppeln wird. [234]

Bei der **Behandlung der Coxarthrose** besteht häufig, nach Versagen der konservativen Therapie, nur noch die Möglichkeit eines operativen Vorgehens. Im Vordergrund steht heute die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes.

Die erste belegte operative Behandlung der Arthrose am Hüftgelenk erfolgte im Sinne einer **Resektionsarthroplastik** im Jahre 1748 von *Lacroix* in Frankreich. [172]
White führte 1821 eine Resektionsarthroplastik zur Behandlung der Coxitis tuberculosa durch. Er entfernte dabei den Hüftkopf und stellte das proximale Femur in die Pfanne ein. [229] Eine Weiterentwicklung erfolgte unter anderem von *Girdlestone*. Dessen Operation auch heute noch als Salvage Operation Verwendung findet. [229]

Burton führte 1826 erstmals eine **proximale Femurosteotomie** zur Behandlung einer posttraumatischen Fehlstellung durch. [32]

Eine Weiterentwicklung der Resektionsarthroplastik stellte die
Interpositionsarthroplastik dar. Zunächst wurde von *Carnochon* 1840 als Interponat eine Holzplatte eingelegt. [37] 1871 legte *Helferich* erstmals einen körpereigenen Muskel in das ehemalige Hüftgelenk ein und konnte damit eine gewisse Beweglichkeit erreichen. [109]
Die Verwendung von Fremdmaterial erfolgte ab 1928 durch *Smith-Peterson* im Rahmen seiner „mould arthoplasty". Dabei wurde Fremdmaterial in Form einer Kappe unfixiert eingelegt. Zunächst verwendete er Glaskappen, die dann ab 1938 durch eine CoCrMo-Legierung (Vitallium®) ersetzt wurden. [231,232]



Abbildung 3: *Mould arthoplasty nach Smith-Petersen aus [230]*

Es konnte mit dieser Versorgung eine gewisse Schmerzreduktion erreicht werden, auf Grund der fehlenden Fixierung kam es jedoch zu einer Instabilität mit einem daraus resultierenden Implantatversagen. [19]

Ein erstes, den heutigen **Totalendoprothesen ähnliches System** wurde 1938 von *Wiles* eingesetzt. Es wurden beide Gelenkpartner unter Verwendung einer Metall-Metall-Gleitpaarung ersetzt. Dieses System ähnelte der später von Huggler eingeführten Druckscheibenprothese. Eine Stahlpfanne wurde dabei mittels Schrauben im Becken fixiert und der Kopf über einen Stift im Schenkelhals verankert. [263] Auf Grund früher Lockerungen setzte sich dieses System nicht durch. [229]

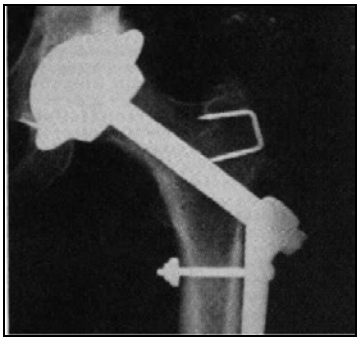


Abbildung 4: *Prothese nach Wiles aus [263]*

Moor implantierte zunächst ab 1940 eine Vitallium-Kappe mit Schenkelhalsnagel im Sinne einer **Hemiarthroplastik** nach Resektion des Hüftkopfes. [176]

Die Brüder *Judet* setzten ab 1947 eine Acryl-Kappe (Plexiglas) mit einem im Schenkelhals fixierten Befestigungsbolzen als Hemiarthroplastik ein. Gute Frühergebnisse wurden durch Materialbrüche und abriebedingte Osteolysen im Acetabulum relativiert. [129,130,209,83]



Abbildung 5: *Judet Kappe (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Ab 1950 wurde von *Moor* und *Thompson* eine Schenkelhalsprothese mit intramedulärer Verankerung aus einer CrCo-Legierung verwendet. [177,247,248] Diese Form der Hemiarthroplastik wird bis heute produziert und implantiert.



Abbildung 6: *Moor Prothese (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Die erste **Hüft-Totalendoprothese** wurde ab 1951 von *Mc Kee* und seinem Partner *Watson-Farrar* als Weiterentwicklung der Thompsonprothese auf den Markt gebracht.
Die Verankerung femoral war an das Modell von Thompson angelehnt und eine Metall-Pfanne wurde in das Becken eingeschraubt. Es handelte sich dabei um eine Metall-Metall-Gleitpaarung aus einer CoCr-Legierung. [165,166,229]

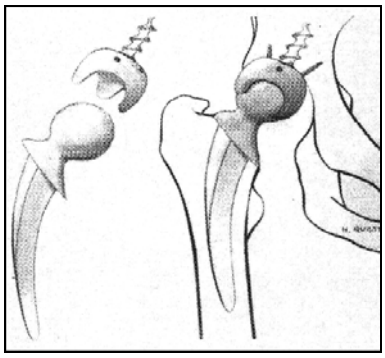


Abbildung 7: *Prothese nach McKee aus [10]*

Charnley entwickelte zu Beginn der 1950er Jahre den **totalen Oberflächenersatz**, welcher als „ Double Cup Arthroplasty“ bezeichnet wurde. Dabei artikulierten zwei fixierte Teflon-Schalen miteinander. Auf Grund des ausgeprägten Abriebes und den sich entwickelnden Femurkopfnekrosen scheiterte dieses System. [47]

Die weitere Entwicklung der Endoprothetik wurde dann in mehreren Bereichen stark von *Carnley* beeinflusst.

Er beschäftigte sich als Erster im Rahmen seines „**Low-friction Prinzipes**“ mit der Tibologie artikulierender Partner. Charnley betonte dabei stets wie wichtig die Auswahl abrieb- und reibungsarmer Partner und die Geometrie der Gleitflächen für die Endoprothetik sind. [48]

Haboush unternahm bereits 1951 erste Versuche Endoprothesen mittels **Polymethylmetacrylat** (PMMA) zu fixieren. [99]
Die weitere Verbreitung des Knochenzementes in der Endoprothetik ab 1960 geht aber auf die Arbeit von Charnley zurück. [45] Anfangs verwendete er Methylenmethacrylat zur Verankerung seines Oberflächenersatzes, um später die Fixierung der Totalendoprothese mit diesem Werkstoff zu propagieren. [46]

1960 wurde erstmals von *Townley* eine **Polyurethanpfanne** zusammen mit einem Metallcup als neue Gleitpaarung implantiert. [249]
Auch diese wurde von Carnley aufgegriffen und ab 1963 ein hochverdichtetes Polyethylen als Pfannenkomponente mit einem Metallkopf kombiniert. [209]



Abbildung 8: *Prothese nach Charnley (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Auf Grund der sehr guten Primärstabilität setzte sich die Verankerung mittels Methylenmethacrylat im Rahmen der Hüft-Endoprothetik zunächst weltweit durch.
Aseptische Lockerungsraten von bis zu 19 % nach 5-10 Jahren enttäuschten jedoch im Verlauf. [241] Die Ursache dafür lag in der Zementiertechnik begründet. Durch eine ungleichmäßige Zementverteilung kam es häufigen zu Bruch des Zementmantels und nachfolgenden Lockerungen. [92]

Es wurde in den folgenden Jahren wieder vermehrt an alternativen Werkstoffen und zementfreien Systemen geforscht.

1967 wurde von *Siwash* erstmals eine Prothese aus Titan verwendet. [83,228]



Abbildung 9: *Titan Prothese von Siwash (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Mc Kee und Carnley propagierten für die zementierten Prothesen eine verbesserte Kraftübertragung durch eine **Oberflächenvergrößerung**. Dies wurde auch bei den nicht-zementierten Systemen aufgegriffen. [167,45]

Judet führte 1972 eine Prothese aus einer Kobald-Chrom-Nickel Legierung mit poröser Oberfläche zur zementfreien Verankerung ein. [127,128,131]
Ein Jahr später (1973) wurde von *Lord* das Prinzip der Oberflächenvergrößerung durch die Einführung der Madrepor Prothese aufgegriffen. Es wurde eine Oberflächenvergrößerung um 1:3 erreicht. [155]



Abbildung 10: *Ausschnitt Madrepor Prothese von Lord (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Ab 1970 wurde von *Boutin* die **Aluminimoxidkeramik** in die Endoprothetik eingeführt. [34]

Auch im Bereich der zementierten Hüftendoprothesen wurde weiter Forschung betrieben.
Durch eine verbesserte Zementiertechnik (Einsatz der Jet-Lavage, Markraumstopper, Verbesserte Schaftgeometrie etc.) konnten signifikant längere Überlebensraten erreicht werden. [92]

Die Grundlagen der Totalendoprothetik am Hüftgelenk waren gelegt.

Im weiteren Verlauf wurden parallel von verschiedenen Herstellern zementierte und nicht zementierte Hüft-Totalendoprothesen auf den Markt gebracht. Der prinzipielle Aufbau war ähnlich.
Bei den zementfrei implantierten Prothesen wurden vor allem im Bereich der Entwicklung biokompatibler Oberflächenbeschichtungen (z.B. Hydroxilapatit) geforscht. [33]
Seit Mitte der 1990er Jahre wird vermehrt die Kombination eines zementierten Schaftes und einer zementfrei eingebrachten Pfanne als sog. **Hybrid-Hüft-Totalendoprothese** verwendet. [229]
Zum gegenwärtigen Zeitpunkt werden Hüfttotalprothesen zementfrei, zementiert oder in Hybrid-Technik implantiert.
Bei den Pfannen gibt es Schraub- oder Press-fit-Pfannen sowie zementierte Polyethylenpfannen.
Nichtzementierte Schäfte und Pfannen bestehen aus Titan- oder Chrom-Cobald-Legierungen.
Zementierte Schäfte bestehen ausschließlich aus Chrom-Cobald-Legierungen.
Als Schäfte liegen Geradschaftprothesen und anatomisch adaptierte Formen vor.
Mögliche Gleitpaarungen sind Metall-Metall, Metall-Polyethylen, Keramik-Keramik oder Keramik-Polyethylen. [92]

Die 10 Jahres Überlebensrate der zementierten Endoprothesen wird mit 92-100% angegeben. [92] In einer Arbeit von Callaghan et al. zeigte sich für zementierte Hüfttotalendoprothesen Überlebensraten von 77,0% nach 25 Jahren. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug in dieser Arbeit 65 Jahren. [38]

Huggler und *Jakob* entwickelten 1976 die so genannte **Druckscheibenprothese**. Diese stellt ein knochenschonendes System mit Erhalt der physiologischen Krafteinleitung dar. Bis vor kurzen wurde dieses System noch mit guten Ergebnissen verwendet. [119]

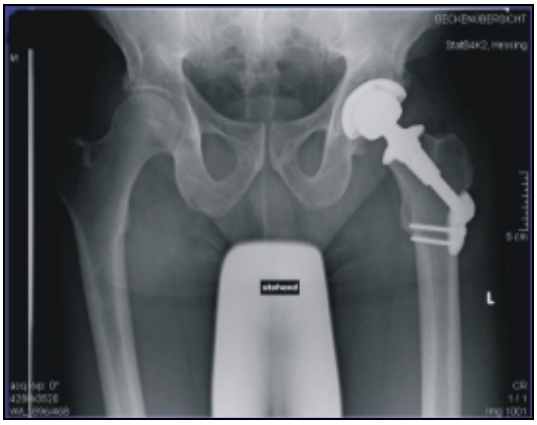


Abbildung 11: *Druckscheibenprothese (Sammlung der Hessing Stiftung Augsburg)*

Die Weiterentwicklung des **Oberflächenersatzes** nach den ersten Versuchen von Charnley erfolgte 1967 durch *Müller*. Er verwendete eine Metall-Metall Gleitpaarung für den Oberflächenersatz am Hüftgelenk. Verwarf diese Kombination aber bereits 1968 wieder, da sich nach kurzer Zeit 50% der ursprünglich 18 implantierten Kappenprothesen lockerten und revidiert werden mussten. [181,182]

1970 wurde in Frankreich von *Gerard* erneut eine Oberflächenersatzprothese mit einer Metall-Metall Gleitpaarung eingeführt. Auf Grund der fehlenden Fixierung der Pfanne kam es jedoch zu massiven Erosionen im Bereich des Acetabulums. [86,85]

Paltrinieri und *Trentani* implantierten 1971 erstmals einen voll zementierten Oberflächenersatz. Dieser bestanden aus einer hochmolekularen Polyethylenpfanne und einem Metall-Cup. Es zeigte sich im Verlauf, nach guten kurzfristigen Ergebnissen, eine hohe Rate an Revisionen. [251,252]

Furuya verwendete ebenfalls 1971 eine Metall-Polyethylen-Gleitpaarung für seine zementierte Kappenprothese. Dabei kam eine inverse Materialkombination aus einer Metallpfanne und einer Polyethylen-Kappe zum Einsatz. In den ersten beiden Jahren mussten 50% auf Grund abriebbedingter Lockerungen revidiert werden. [84]

Ab 1972 setzte *Freemann* ebenfalls die Kombination Stahlpfanne und Polyethylen-Cup ein. Es zeigten sich ein massiver Abrieb der konvexen Polyethylen-Kappe und eine hohe Rate (25%) an Femurhalsfrakturen. [80] Freemann modifizierte im Folgenden ab 1974 seine oben genanntes Implantat und die OP-Technik. Er wechselte auf eine Polyethylenpfanne die mit einem Metallkopf artikulierte. [81,80] Die kurzfristigen Ergebnisse waren mit den Standzeiten der Hüft-Totalendoprothesen vergleichbar. [9]

Tanaka implantierte im selben Jahr die erste Hybrid-Version des Oberflächenersatzes mit zementiertem Pfannenimplantat und nicht zementierten Metallkappe. [244]

In Deutschland führte *Wagner* 1974 ebenfalls eine zementierte Oberflächenersatzprothese ein. Dieser so genannte **Wagner-Cup** bestand aus der Kombination eines 4 mm dicken Polyethylens für das Acetabulum und einer CoCr- oder Keramik-Kappe für das proximale Femur. Ein zentraler Stiel zur Fixierung im Schenkelhals fehlte. [258] Dieses System fand vor allem in Europa weite Verbreitung und wurde bis in die 1990er Jahre implantiert.

Die guten Frühergebnisse wurden im weiteren Verlauf durch hohe Lockerungsraten relativiert. [258,107,70,30,214,122,82] Von Wagner selbst wurde eine Revisionsrate von 14% nach einem halben Jahr und von 14,3% nach 2 Jahren angegeben. [258]
Howie et al. publizierte für den Wagner-Cup Revisionsraten bis zu 30% nach 5 Jahren. [117]

In Nordamerika verbreitete sich ab 1973 die von *Amstutz* eingeführte **THARIES** (Total hip articular replacement with internal eccentic shells) Oberflächenersatzprothese. [6, 7]
Dieses zementierte System bestand aus einer Polyethylenpfanne von 3,5-5,5mm Dicke und einer Metall-Kappe (CoCrMo-Legierung). [6, 7] Auch das THARIES-System zeigte mittel bis langfristig hohe Revisionsraten. Amstutz selbst veröffentlichte in einer Arbeit eine Revisionsrate von 3% nach 0,5-2,5 Jahren. [7] Eine Studie von Murray et al. sah eine Versagensquote von 33,8% bereits nach 3 Jahren. [183] Bei einem Follow up von 10 Jahren schwankte die Revisionsrate in verschiedenen Arbeiten zwischen 12,3% und 68%. [9,64, 187,157]

Allen diesen frühen Kappenprothesen war die hohe Lockerungsrate bereits in den mittelfristigen Ergebnissen gemeinsam.
Ein Schwachpunkt war der starke Polyethylenabrieb der zur Lockerung auf Grund von Osteolysen führte. [118,39,42] Es stellten sich vor allem die verwendeten Hart-Weich-Paarungen (Metall-Polyethylen beziehungsweise Keramik-Polyethylen) bei der Operflächenersatzendoprothetik als Nachteil heraus. Es kam zu einer großen Menge an Polyethylen-Abriebpartikeln. Diese führten dann vor allem acetabulär über die körpereigene Makrophagentätigkeit zu ausgeprägten Osteolysen. [118,39,42]

Ein zusätzliches Problem stellten die oft auftretenden Schenkelhalsfrakturen dar. Diese lassen sich retrospektiv einmal durch die Osteolysen und zum anderen durch die damalige OP-Technik erklären. Es kam intraoperativ häufig zum so genannten „neck notching“ da versucht wurde den Cup im extremen Valgus zu positionieren. Dadurch wurde der Schenkelhals geschwächt und gab unter Belastung nach. [79]

Ab Mitte der 1980er Jahre wurde die Implantation von Oberflächenersatzprothesen zunächst aufgegeben.

1988 entwickelte *Weber* dann das sog. **Metasul®.** Es handelt sich dabei um eine kohlenstoffreiche CoCr-Legierung mit hervorragendem Abriebverhalten.
Sein Einsatz erfolgte zunächst in der konventionellen Hüftendoprothetik mit sehr guten Frühresultaten. [206]

Wagner und *Wagner* griffen die guten Ergebnisse der neuen Legierung auf und entwickelten ab 1991 in Deutschland eine neue zementfreie Kappenprothese und führten die Metall-Metall-Gleitpaarung wieder in die Oberflächenersatzendoprothetik ein. Die Pfanne bestand dabei aus einer Titanschale mit Metasul-Inlay. Femoral wurde zunächst eine Schraubverankerung verwendet um dann später auf ein „Press-fit“ System zu wechseln. [260]

Etwa zur selben Zeit entwickelte auch *Mc-Minn* in England einen ähnlichen Oberflächenersatz mit einem zusätzlichen zentralen Stiel für die Fixierung und Ausrichtung im Schenkelhals. [168]

Beide Prothesentypen wurden im weiteren Verlauf mehrfach modifiziert und erlaubten dann auch eine femorale Zementierung.

Es kam zu einer **erneuten Verbreitung des Oberflächenersatzes** in den folgenden Jahren und es wurden Oberflächenersatzprothesen von verschiedenen Herstellern auf den Markt gebracht.

Bei allen handelt es sich um eine Metall-Metall Gleitpaarung aus einer kohlenstoffreichen Co-Cr Legierung. Die femorale Komponente wird zementiert und besitzt einen zentralen Führungsstift. Die Verankerung der Pfanne erfolgt bei den meisten Systemen über das Press-fit-Prinzip.

Die Überlebensraten der aktuellen Generation des Oberflächenersatzes werden in verschiedenen Studien mit 94,4% nach 4 Jahren bis 99,8% nach 8 Jahren angegeben. [12,15,201,51,274]

Heute liegt der Anteil der Oberflächenersatzprothesen im Rahmen der endoprothetischen Behandlung der Coxarthrose bei 7,2%. [201] Die Revisionsrate bezogen auf alle Modelle liegt in den ersten 5 Jahren bei 4,4%. [201]
Die Durom®-Hip Resurfacing Prothese zeigt dabei laut dem australischen Prothesenregister mit 6,7% eine signifikant höhere Revisionsrate. [201]
In den ersten 6-12 Monaten nach der Implantation liegt ein erhöhtes Risiko für Revisionen bei allen Kappenprothesen vor. [201] Im weiteren Verlauf zeigten sich Versagensraten vergleichbar mit den Werten bei der Hüfttotalendoprothetik. [201]

Als Revisionsursachen werden in der Literatur Frakturen im proximalen Femurbereich, [12,51,140,220,14,222] aseptische Prothesenlockerungen [12,31,50,51,142,200,204,220,16], Leistenschmerzen [61,50,267], eine Metallose [192] das Auftreten von Pseudotumoren, hohe Metallionenspiegel im Blut, Allergien gegen Kobalt und Chrom [55,265,225] sowie periartikuläre Ossifikationen [267] und Infektionen angeführt. [61]

Übersicht Entwicklung der Hüftendoprothetik

1748			**Resektionsarthroplastik** *Lacroix*	
1871			**Interpositionsarthroplastik** mit körpereigenem Gewebe *Helferich*	
1928			**Mould arthoplasty** mit Vitallium® *Smith-Peterson*	
1938				**Totalendoprothesen ähnliches System** *Metall-Metall Schenkelhals verankert Wiles*
1940			**Hemiarthroplastik** aus Vitallium® *Schenkelhals verankert Moor*	
1947			**Hemiarthroplastik** aus Plexiglas *Schenkelhals verankert Brüder Judet*	
1950			**Hemiarthroplastik intramedullärverankert** *Moor* und *Thompson*	
1951	**Low-friction Prinzip** *Charnley*	**Totaler Oberflächenersatz** *Teflon-Teflon Charnley*		**Hüft-Totalendoprothese** *Metall-Metall Mc Kee* und *Watson-Farrar*
	Versuche mit **Knochenzement** (Polymethylmetacrylat) *Haboush*			
1960	**Polyurethan** mit Metall als neue Gleitpaarung kombiniert *Townley*			Zementierte Hüft-Totalendoprothese *Metall-Metall Charnley*
Ab 1963	Verbreitung der Gleitpaarung PE-Metall *Charnley*			Zementierte Hüft-Totalendoprothese *PE-Metall Charnley*
1967	**Titan** als neuer Werkstoff eingeführt *Siwash*	Nicht zementierter Totaler Oberflächenersatz *Metall-Metall Müller*		Hüfttotalendoprothese aus **Titan** *Siwash*
1970	**Aluminimoxidkeramik** als neuer Werkstoff eingeführt *Boutin*	Nicht zementierter Totaler Oberflächenersatz *Metall-Metall Gerard*		Hüft-Totalendoprothese Keramik-Keramik *Boutin*
1971		Zementierter Totaler Oberflächenersatz *PE-Metall Paltrinieri* und *Trentani*		
		Zementierter Totaler Oberflächenersatz *Metall-PE Furuya*		
1972		Zementierter Totaler Oberflächenersatz *Metall-PE Freemann*		Nichtzementierte Hüft-Totalendoprothese mit **Oberflächenvergößerung** *Judet*
1973		**THARIES** Zementierter Totaler Oberflächenersatz *PE-Metall Amstutz*		Nichtzementierte Hüft-Totalendoprothese Madrepor *(1:3) Lord*
1974		**Wagner-Kappe** Zementierter Totaler Oberflächenersatz *PE-Metall Wagner*		Nichtzementierte Hüft-Totalendoprothese Tragrippenprothese *Keramik-Keramik Mittelmeier*
		Hybrid-Version Totaler Oberflächenersatz *Tanaka*		
		Zementierter Totaler Oberflächenersatz *PE-Metall Freemann*		**Entwicklung einer Vielzahl zementierter und nichtzementierter Prothesen**
1976			**Druckscheibenprothese** *Huggler* und *Jakob*	
1988	Entwicklung des sog. **Metasuls**® *Weber*			
1991		Totaler Oberflächenersatz Metall-Metall später zementiert *Wagner* und *Wagner*		
		Totaler Oberflächenersatz Metall-Metall später zementiert *Mc-Minn*		
		Von verschiedenen Herstellern werden Oberflächenersatzprothesen entwickelt		

Ziel dieser Arbeit

Die Oberflächenersatzendoprothetik ist in den ersten 12 Monaten nach Implantation mit einer erhöhten Revisionsrate verbunden. [201,163] Im weiteren Verlauf sind die Ergebnisse mit den Resultaten der Totalendoprothetik vergleichbar. [201]

Laut des australischen Prothesenregisters liegt jedoch für die Durom®-Hip Resurfacing Prothese eine höhere Revisionsrate nach 5 Jahren vor. [201]

Es soll nun geklärt werden ob sich diese schlechteren 5 Jahres-Ergebnisse in unserem Patientengut bestätigen.
Hierzu wird die 5 Jahres-Revisionsrate bzw. die Überlebensrate der Durom® Hip Resurfacing Prothese ermittelt.

Zusätzlich soll ermittelt werden, ob postoperativ eine funktionelle Verbesserung erreicht werden konnte.
Es wird mit Hilfe des Harris-Hip-Scores und des WOMAC-Scores das postoperative Outcome erfasst und mit den präoperativen Werten verglichen.

Ein besonderes Augenmerk wird zusätzlich auf die radiologische Auswertung gelegt. Es soll überprüft werden in welcher Weise die präoperative Planung mittels eines speziellen in unserer Klinik verwendeten Zielinstrumentariums auf den intraoperativen Situs übertragen werden kann und somit Fehlpositionierungen vermieden werden können

Zusammenfassend werden die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse mit der aktuellen Literatur verglichen und Erklärungen für gegebenenfalls abweichende Resultate gesucht.

2. Material und Methodik

2.1 Patientenkollektiv

In der Zeit von Juni 2004 bis Dezember 2006 wurden in der II. Orthopädischen Klinik der Hessing Stiftung Augsburg bei 53 Patienten 55 Durom® Oberflächenersatzprothese eingesetzt. In zwei Fällen erfolgte die Implantation beidseits.
Die Operationen wurden von 2 studienunabhängigen Operateuren durchgeführt.

2.2 Art der Datenerfassung

Die prä- und perioperativen Stammdaten wurden den Krankenakten entnommen.
Im Rahmen einer Nachuntersuchung, vier bis sechs Jahre postoperativ, wurden die klinischen Befunde anhand zweier Scores (Harris-Hip und WOMAC) erfasst.
Zusätzlich wurden am Untersuchungstag aktuelle Röntgenaufnahmen
(Beckenübersicht a.p. und Hüfte axial) angefertigt und ausgewertet.
Alle Patienten wurden zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung über die Studie aufgeklärt und gaben ihre Einverständniserklärung zur Datenerhebung.
Die Ergebnisse und Daten wurden mittels spezieller Erhebungsbögen für die weitere Auswertung festgehalten.
(Siehe Anhang Bogen 1-4)

2.3 Prä- und postoperative Stammdaten

Als *präoperative* Stammdaten der Patienten wurden erfasst:
- Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe des Patienten zum Zeitpunkt der Operation
  (der Body-Maß-Index wurde daraus errechnet)
- Ursache der zur Operation führenden Coxarthrose
- Seite der operierten Hüfte
- Relevante Begleiterkrankungen sowie Voroperationen am operierten und kontralateralen Hüftgelenk
- Allgemeine und lokale Risikofaktoren zum OP-Zeitpunkt
  (Alkoholkonsum, Osteoporose, Diabetes mellitus…)
- Medikamentenanamnese (speziell Schmerzmittel)
- Berufsanamnese

(Siehe Anhang Bogen 1)

Anhand der präoperativen Röntgenbilder wurde für jeden Patienten eine Planungszeichnung angefertigt. ***(Siehe Abbildung 13)*** Dieser wurden im Rahmen der Auswertung der angestrebte CCD-Winkel und die Implantatgrößen entnommen.
(Siehe Anhang Bogen 4)

Für die Erhebung der *perioperativen* Stammdaten wurden dem Operationsbericht die Größen der implantierten Komponenten und die Dauer des Eingriffs entnommen.
Erwähnte Besonderheiten oder intraoperative Komplikationen wurden notiert.
(Siehe Anhang Bogen 4)

Bezüglich des stationären Verlaufs wurden allgemeine und lokale Komplikationen sowie die Verweildauer erfasst.
(Siehe Anhang Bogen 4)

2.4 Implantat

Bei der DUROM®-Hip Resurfacing Prothese handelt es sich um eine Oberflächenerstzprothese mit einer Metall-Metall Gleitpaarung aus Metasul®.
Das Metasul® ist eine Cobalt-Chrom-Legierung mit einem hohen Karbidanteil und daraus resultierend einem geringen Materialabrieb.

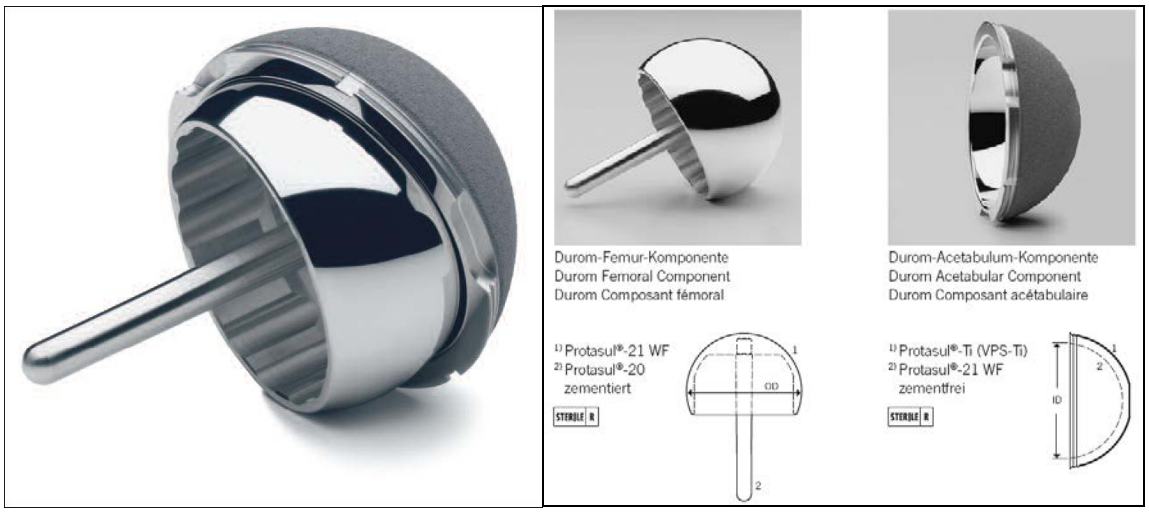


Abbildung 12: *DUROM®-Hip Resurfacing Prothese mit freundlicher Genehmigung der Firma Zimmer*

Die beiden artikulierenden Partner werden aus einer CoCrMo-Legierung, dem so genannten Protasul®-21 WF, geschmiedet und weiter mechanisch bearbeitet.

Die acetabulären Komponente ist zur primären Verankerung als Press-Fit-Pfanne konzipiert. [215]
Zusätzliche äquatoriale Finnen sollen dabei die Primärstabilität verbessern.
Die sekundäre Fixierung erfolgt durch Osteointegration und wird durch eine Porolock® Titan-VPS-Beschichtung (vacuum plasma sprayed coating) der äußeren Oberfläche gefördert.

Die femorale Komponente wird zementiert und weist für eine Rotationsstabilität auf der Innenseite Aussparungen auf. Der zentrale Pin sorgt für eine präzise Positionierung der femoralen Komponente.

Die acetabuläre Komponente ist in Größen von 44 mm bis 66 mm und die femorale in Größen von 38 mm bis 60 mm mit jeweils 2 mm Schritten verfügbar.

2.5 Präoperative Planung

Vor jeder Operation wurde anhand standardisierter Röntgenbilder (Beckenübersicht a.p.) eine detaillierte OP-Planung durchgeführt.
Dabei wird zunächst der CCD-Winkel in das Röntgenbild eingezeichnet. Dieser bildet die Grundlage der Positionierung der femoralen Komponente. Die Größe der femoralen Komponente wird anschließend anhand von Schablonen ermittelt und die passende Pfanne angelegt. Ist die geplante acetabuläre Komponente für die anatomischen Gegebenheiten des Patienten passend, erscheint die Implantation der DUROM® Kappenprothese möglich. Nun wird der in den Schenkelhals eingezeichnete Teil des CCD-Winkels nach außen verlängert bis er die laterale Femurkortex schneidet. Dies stellt intraoperativ den lateralen Ansatzpunkt unseres Zielinstumentariums dar. Der Abstand des Schnittpunktes zum Tuberculum innominatum wird gemessen und notiert. Eine Berücksichtigung des Umrechnungsfaktors erfolgt hierbei.
(Siehe Abbildung 13)

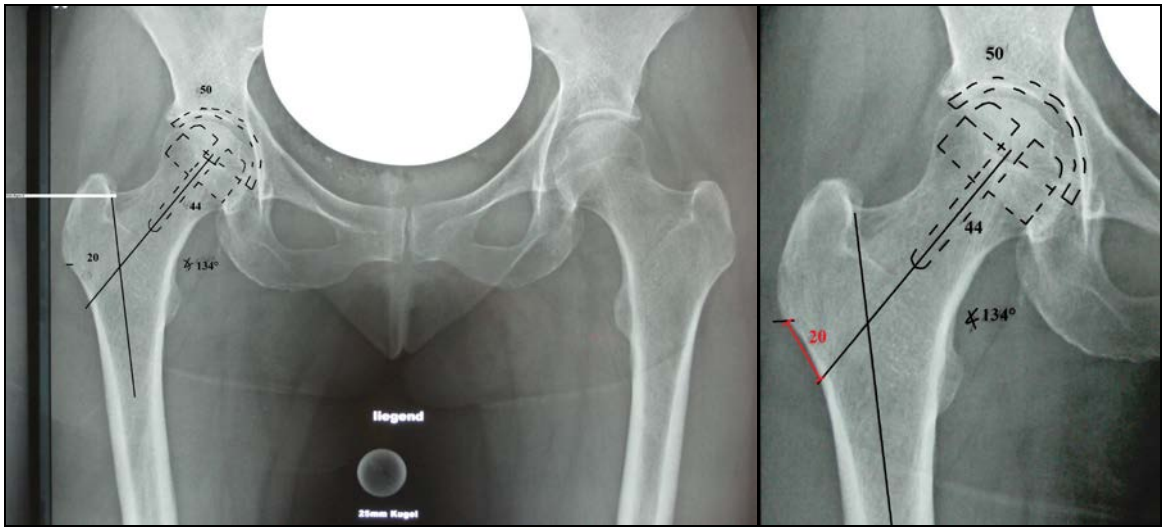


***Abbildung 13**: Präop. Planung mit Abmessung - Abstand Schnittpunkt laterale Kortex zum Tuberculum innominatum*

2.6 Operation und Zielgerät

Die Implantation der 55 DUROM®-Hip Resurfacing Prothesen erfolgte in Seitlagerung des Patienten und es wurde der transgluteale Zugang nach Bauer verwendet. [24]
(Siehe Abbildung 14)

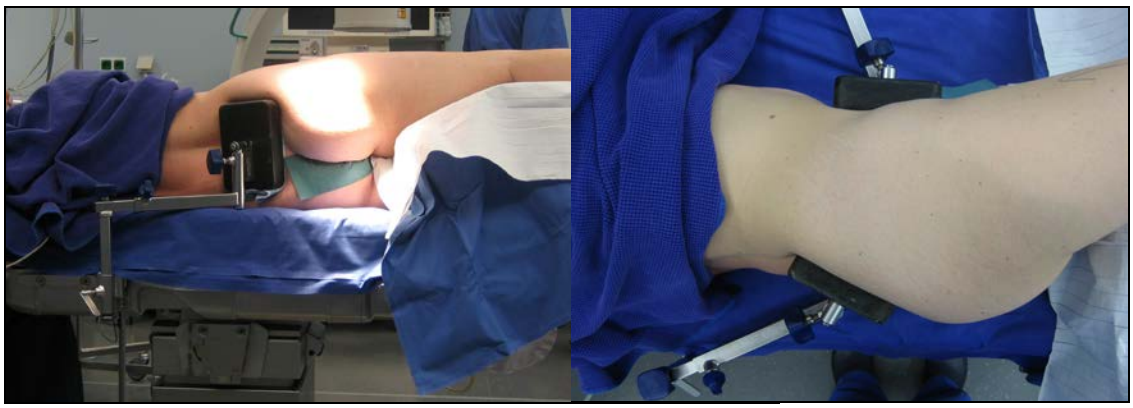


***Abbildung 14**: Seitlagerung, Ansicht von dorsal und Aufsicht*

Nach Durchtrennung des Tractus iliotibialis, abpräparieren der periostal-sehnigen Verbindung des M. gluteus medius und M. vastus lateralis nach dorsal. Es erfolgt dabei die Identifizierung des Tuberculum innominatum.

Mittels eines Lineals wird nun der auf der präoperativen Planung festgelegte Abstand vom Tuberculum innominatum nach distal übertragen und markiert.
Eröffnen der lateralen Kortikalis des proximalen Femurs mit einem 4,5mm Bohrer. Diese Öffnung stellt den lateralen Ansatzpunkt unseres Zielinstrumentariums dar.
(Siehe Abbildung 15)

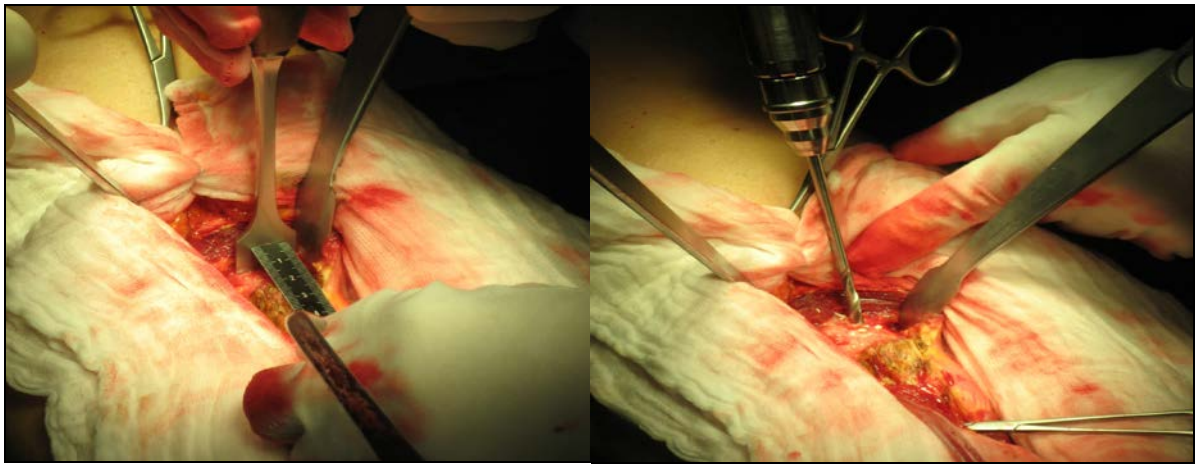


Abbildung 15: *Anzeichnen des geplanten Abstandes vom Tuberculum innominatum und Bohren des lateralen Ansatzpunktes für das Zielgerät*

Das in dieser Arbeit verwendete Zielgerät besteht aus einer zentralen Hülse (1) zur Aufnahme eines K-Drahtes und einem äußeren Bügel (2), der in die bereits durchgeführte Bohrung am lateralen proximalen Femur eingehängt wird.
Ein zusätzlicher mobiler Bügel (3) ermöglicht die Umfahrung des Schenkelhalses um die definitive Position des Zielinstrumentariums zu bestimmen.
(Siehe Abbildung 16)

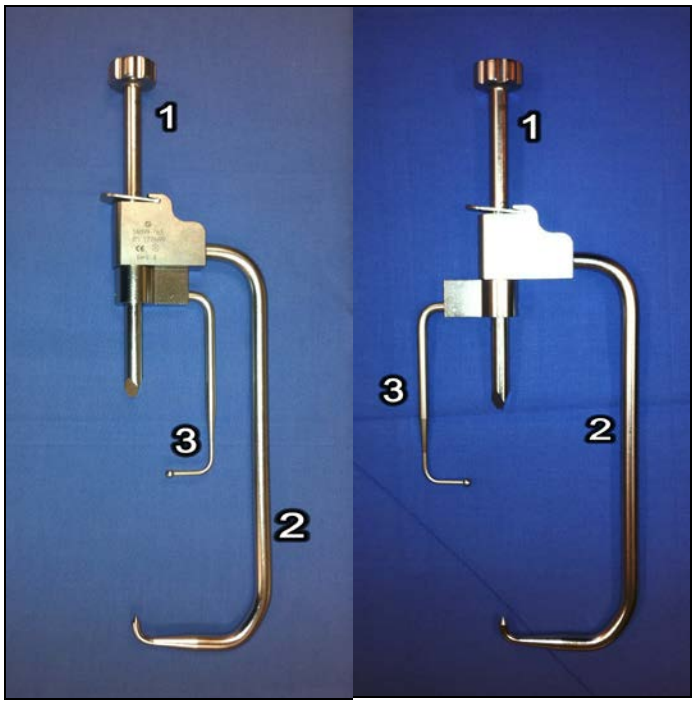


Abbildung 16: *Zielinstrumentarium, **1** zentrale Hülse, **2** äußerer Bügel, **3** mobiler Bügel*

Nun darstellen des Hüftgelenkes in üblicher Technik. Nach Luxation des Hüftkopfes, zunächst Präparation des proximalen Femurs.

Der äußere Bügel des Zielinstrumentariums wird in die bereits gebohrte laterale Öffnung eingehängt und die zentrale Hülse auf den Femurkopf aufgesetzt. ***(Siehe Abbildung 17)***

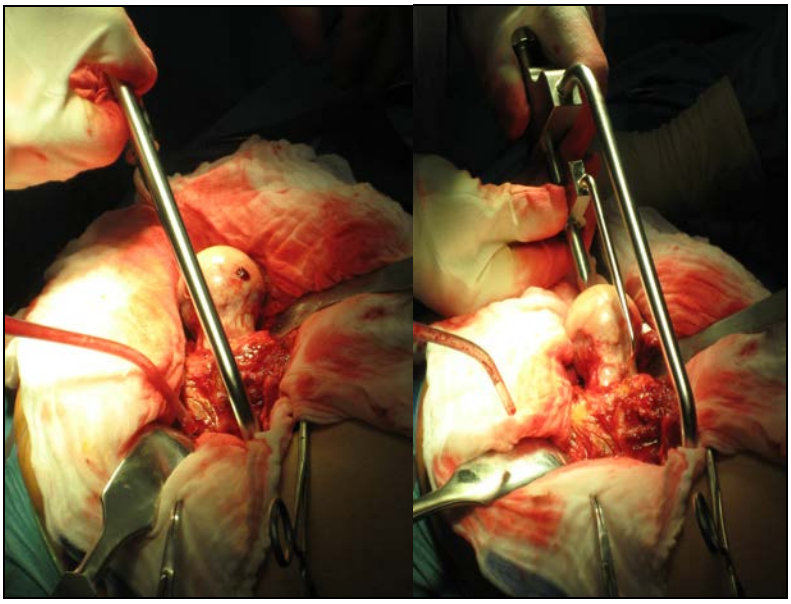


Abbildung 17: *Einsetzen des Zielinstrumentariums an der lateralen Kortex*

Im Anschluss wird der kleine Bügel um den Schenkelhals bewegt und die zentrale Hülse so positioniert, dass immer der gleiche Abstand der Fühlerspitze zum Schenkelhals vorliegt.
Mit diesem Vorgehen lässt sich zum einen die präoperativ geplante Position der femoralen Komponente auf den OP-Situs übertragen und zum anderen sicher das Zentrum des Schenkelhalses bestimmen. Ein intraoperatives Notching ist so vermeidbar.
(Siehe Abbildung 18)

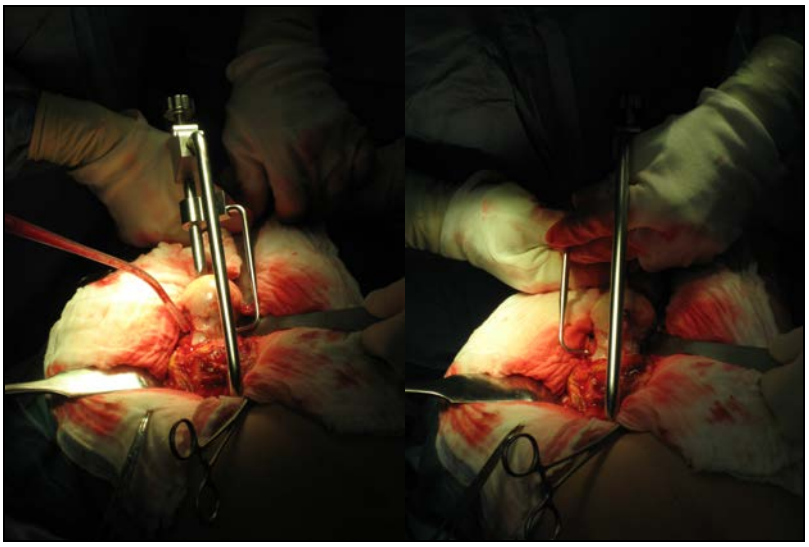


Abbildung 18: *Umfahren des Schenkelhalses zur Bestimmung des Schenkelhalszentrums*

Einbringen eines Führungsdrahtes über die zentrale kanülierte Hülse. Nach Entfernen des Zielinstrumentariums überziehen einer Spongiosaauffangmanschette und Überbohren des Zieldrahtes. Die Spongiosaauffangmanschette verhindert eine Verteilung von knöchernen Partikeln im OP-Situs und soll so das Risiko heterotoper Ossifikationen vermindern.
(Siehe Abbildung 19)

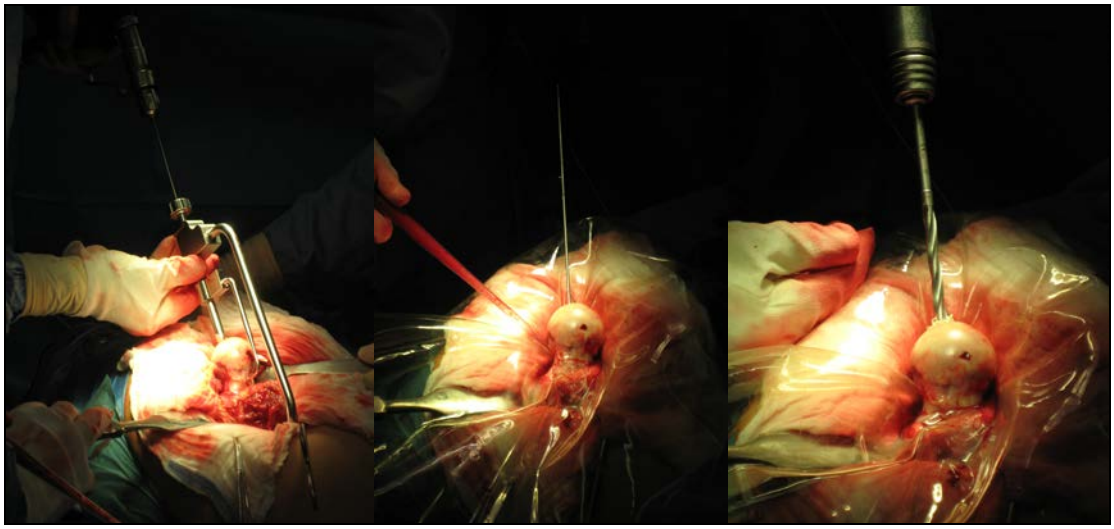


Abbildung 19: *Einbringen des Führungsdrahtes, Überziehen einer Spongiosaauffangmanschette und Überbohren des Führungsdrahtes*

Die weitere Bearbeitung des proximalen Femurs erfolgt in üblicher Technik, wie in der Orginal-OP-Anleitung beschrieben. Zur Präparation der Pfanne wird das fertig zugerichtete proximale Femur mittels Hohmann-Haken nach dorsal weggehalten. So ist eine Schonung der kopfversorgenden Gefäße gewährleistet.
Die Implantation der acetabulären Komponente erfolgte entsprechend der üblichen Technik für „press-fit“ verankerte Pfannenkomponenten. Die Positionierung richtet sich nach der Stellung des femoralen Gelenkpartners, welche auf der präoperativen Planung festgelegt wurde.

Die femoralen Komponente wird dann unter Verwendung eines hochviskösen Zementes (Palacos® R+G, Firma Heraeus) nach Jet-Lavagierung fixiert. Der Zement wird dabei mittels Spritze in die Kappe appliziert und diese unter axialem Druck auf das proximale Femur aufgebracht.
(Siehe Abbildung 20)

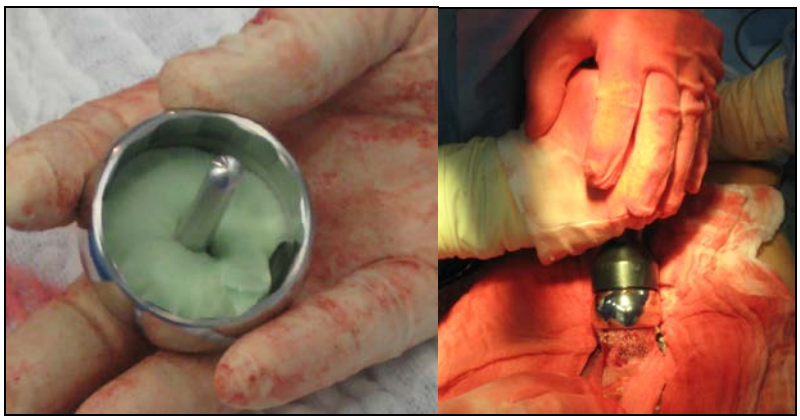


Abbildung 20: *Zementierung mit Applikation des Knochenzementes in die Kappe und Positionierung der Kappe unter axialem Druck*

Nach schichtweisem Verschluss des OP-Situs und Einlage von zwei Redon-Drainagen wird ein Becken-Kompressionsverband angelegt.
Ab dem ersten postoperativen Tag wird der Patient mobilisiert. Dies erfolgt unter einer Teilbelastung von 25 kg für die ersten sechs Wochen. Ab der siebten postoperativen Woche beginn des Vierpunktgangs, um dann etwa 2 Woche später die Vollbelastung zu erreichen.

2.7 Klinische Untersuchungen

Alle Patienten mit einer DUROM® Oberflächenersatzprothese wurden im Rahmen unserer Endoprothetiksprechstunde nachuntersucht.

Alle Untersuchungen wurden durch den Autor auf Facharztniveau vorgenommen.

Als Messinstrument für den klinischen Hüftgelenksbefund kamen 2 Fragebögen zur Anwendung, welche die Bewältigung von Alltagstätigkeiten sowie die subjektive Patientenzufriedenheit und die krankheitsübergreifende Lebensqualität beurteilten. Diese wurden allen Patienten ausführlich erläutert und von diesen oder dem Autor ausgefüllt.

Es handelte sich dabei zum einen um den **Harris-Hip-Score**.
Der Harris-Hip-Score ist ein krankheitsspezifischer Test und wurde 1969 von W.H. Harris bei Patienten mit posttraumatischer Arthrose der Hüfte nach Autounfällen eingesetzt. [104]
Heute stellt er eines der meist genutzten Punktesysteme bei der Nachuntersuchung von Hüftendoprothesen dar. [233]

Er beinhaltet zum einen klinisch erhobene Parameter wie Hinken, Bewegungsumfang und Fehlstellungen sowie subjektive Fragen nach Schmerzen, Mobilität, Gelenkigkeit und der Benutzung von Hilfsmitteln. ***(Siehe Anhang Bogen 1)***
Dabei erfolgt die Beantwortung der Fragen sowohl durch den Untersucher, als auch durch den Patienten selbst.

Die maximal erreichbare Punktzahl für den Harris-Hip-Score beträt 100.
Je kleiner der erreichte Wert, desto stärker sind die Beschwerden des Patienten. Der Harris-Hip-Score ist wie folgt aufgebaut.

Die zwei Hauptbetrachtungen sind Schmerz (maximal 44 Punkte) und Funktion (maximal 47 Punkte). Weiter werden die Bewegungsausmaße (maximal 5 Punkte) und Bewegungseinschränkungen (maximal 4 Punkte) erfasst.

Die Kategorie ***Schmerz*** (maximal 44 Punkte) erfasst die Intensität und der Dauer der möglicherweise empfundenen Schmerzen und wird unterteilt in:

- Kein Schmerz (44)
- Minimale, gelegentliche Schmerzen, keine Aktivitätseinschränkung (40)
- Leichte Schmerzen oder mäßige Schmerzen bei ungewohnter Belastung (30)
- Mäßige Schmerz, Einschränkung im Alltag, gelegentlich Analgetika (20)
- Starke Schmerzen, deutliche Aktivitätseinschränkung (10)
- Stärkste Schmerzen, komplette Aktivitätseinschränkung (0)

Die Kategorie ***Funktion*** (maximal 47 Punkte) ist nochmals wie folgt unterteilt.

In der Unterkategorie *Gehhilfen* (maximal 11 Punkte) werden die verschiedenen benötigten Gehhilfen mit unterschiedlichen Punkten bewertet.

- Keine Gehhilfe (11)
- 1 Stock für lange Strecken (7)
- 1 Stock die meiste Zeit (5)
- 1 Unterarmgehstütze (3)
- 2 Stöcke (2)
- 2 Unterarmgehstützen oder kann nicht gehen (0)

Die Abteilung *Öffentliche Verkehrsmittel* (maximal 1 Punkte) beurteilt die Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen.

- Benützung möglich (1)
- Benutzung unmöglich (0)

Der Unterpunkt *Gehstrecke* (maximal 11 Punkte) erfasst die Länge der möglichen Gehstrecke und wird unterteilt in:

- Unbegrenzte Gehstrecke (11)
- Gehstrecke von 1,6-2 km (8)
- Gehstrecke von 0,8-1.2 km (5)
- Gehen nur im Hause möglich (2)
- Stuhl oder Bett, gehunfähig (0)

Die Art des *Treppensteigens* (maximal 4 Punkte) wird ebenfalls berücksichtigt und unterteilt.

- Leicht ohne Geländerbenutzung möglich (4)
- Leicht mit Geländerbenutzung möglich (2)
- Mit Schwierigkeiten möglich (1)
- Unmöglich Treppen zu steigen (0)

In der Kategorie *Sitzen* (maximal 5 Punkte) wird zwischen normalen und hohen Stühlen sowie der Bequemlichkeit unterschieden.

- Bequemes Sitzen im normalen Stuhl für 1 Stunde möglich (5)
- Sitzen ½ Stunde in einem hohen Stuhl möglich (3)
- Sitzen ½ Stunde unmöglich (0)

Die Fähigkeit *Strümpfe und Schuhe anzuziehen* (maximal 4 Punkte) wir als Untereinheit wie folgt beurteilt:

- Problemlos möglich Strümpfe und Schuhe anzuziehen (4)
- Mit Schwierigkeiten möglich Strumpfe und Schuhe anzuziehen (2)
- Unmöglich Strümpfe und Schuhe anzuziehen (0)

Der Unterpunkt *Hinken* (maximal 11 Punkte) bewertet das Vorliegen und die Intensität des Hinkens. Die Verteilung der Punkte ist folgende

- Kein Hinken (11)
- Leichtes Hinken (8)
- Mäßiges oder deutliches Hinken (5)
- Starkes Hinken oder gehunfähig (0)

In der Kategorie ***Bewegungsausmaße*** wird zunächst der Bewegungsumfang (Range of motion = ROM) nach der Neutral-Null-Methode erfasst.

Es wird die Gradzahl für Extension, Flexion, Abduktion, Adduktion, Außenrotation und Innenrotation dokumentiert.
In einem zweiten Schritt werden alle Gradwerte addiert und somit der totalen Bewegungsumfang ermittelt. Dieser Wert wird dann folgendermaßen bewertet.

- Totaler Bewegungsumfang von 300°-210° (5)
- Totaler Bewegungsumfang von 209°-160° (4)
- Totaler Bewegungsumfang von 159°-100° (3)
- Totaler Bewegungsumfang von 99°-60° (2)
- Totaler Bewegungsumfang von 59°-30° (1)
- Totaler Bewegungsumfang von 29°-0° (0)

In der Kategorien ***Fehlstellung*** wird der Patient bezüglich einer fixierten Abduktion, einer Flexionskontraktur, einer fixierten Innenrotation sowie einer Beinlängendifferenz untersucht und dann mit Punkten versehen.

- Keine fixierte Abduktion > 10° (1)
- Keine Beinlängendifferenz > 3,2 cm (1)
- Keine fixierte Innenrotation > 10° (1)
- Keine fixierte Flexionskontraktur > 30° (1)

Die erreichte Gesamtpunktzahl des Harris-Hip-Scores (100 Punkte) wird folgendermaßen bewertet:

- 90-100 Punkte Sehr gutes Ergebnis
- 80-89 Punkte Gutes Ergebnis
- 70-79 Punkte Befriedigendes Ergebnis
- unter 70 Punkte Schlechtes Ergebnis [104]

In dieser Arbeit wurde der Harris-Hipp-Score zum einen retrospektiv für den präoperativen Befund (Befragung des Patienten und Aktenlage) zum anderen prospektiv für den Befund zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erhoben.

Als zweites Messinstrument der klinischen Ergebnisse wurde der **WOMAC-D Arthroseindex** angewandt. ***(Siehe Anhang Bogen 3)***
Der WOMAC (Western Ontario and McMasters Universities) Arthroseindex wurde speziell für Patienten mit Cox- und Gonarthrose als ein krankheitsspezifisches Messinstrument entwickelt. Anhand eines Fragebogens werden dabei aus Sicht des Patienten die arthrose-spezifischen Krankheitsauswirkungen standardisiert erfasst.

Es handelt sich dabei um eines der meist verwendeten Punktesysteme im Rahmen von Nachuntersuchungen und wurde in mehrere Sprachen übersetzt.

Mittels Fragen nach Schmerzen, Steifigkeit und Schwierigkeiten beim Verrichten von Alltagstätigkeiten wird eine subjektive Bewertung des postoperativen Zustandes ermöglicht.

Der Fragebogen ist in 3 Untergruppen mit insgesamt 24 Fragen gegliedert:
- 5 Schmerzfragen
- 2 Fragen zur Steifigkeit
- 17 Fragen zur körperlichen Tätigkeit

Während im Original jede Frage anhand einer 10 cm langen visuellen Analogskala dargestellt wurde, wurde in dieser Arbeit die deutsche WOMAC-Version (Übersetzung durch Stucki et al. [239]) verwendet, die eine numerische Gradierungsskala mit einem Wertebereich von 1 bis 11 verwendet.

	keine Steifigkeit										extreme
Steifigkeit	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1. Nach dem Erwachen am Morgen?	□	□	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□ □	□□	□
2. Nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?	□	□	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□ □	□□	□

Abbildung 21: *Beispiel WOMAC Arthrose-Index*

Dabei ist 1 Punkte als das beste mögliche Ergebnis und 11 Punkte als das schlechteste mögliche Ergebnis für jede einzelne Frage definiert.

Bei Patienten nach Hüftprothesenimplantation konnte eine deutliche Assoziation der Schmerz- und Funktionsskala mit dem radiologischen Befund und den Bewegungsausmaßen, aber ebenso mit den psychosozialen Variablen gezeigt werden.

Sowohl der Harris-Hip-Score als auch der WOMAC-D-Arthroseindex zeigen eine hohe Gültigkeit und Zuverlässigkeit. [233,2,208]

2.8 Radiologische Untersuchungen

Zunächst erfolgte die Auswertung der vor der Operation durchgeführten Röntgenaufnahmen (Becken a.p. und Hüfte axial). Es wurde eine Beurteilung des betroffenen Hüftgelenks bezüglich nachstehender Punkte durchgeführt:

- Weite des Gelenkspaltes
- Symmetrie oder Asymmetrie des Gelenkspaltes
- Form des Acetabulums (Normal, Protrusio, Dysplasie...)
- Form des Femurkopfes (Rund, Coxa magna...)
- Konfiguration des Schenkelhalses (kurz, normal, lang)
- Bestimmung des CCD-Winkels
- Nekrosezeichen
- Voroperationen

(Siehe Anhang Bogen 4)

Als nächstes wurden die postoperativen Röntgenbilder (Becken a.p.) sowie die Bildgebung im Rahmen der ersten Nachkontrolle (Becken a.p. und Hüfte axial- durchschnittlich 6 Wochen postoperativ) bewertet. Es wurde dabei erfasst:

- Inklination der Pfanne
- Knochenkontakt der Pfanne (Zonen nach DeLee und Charnley)
- Vorliegen eines medialen Spalts
- Position der femoralen Komponente (Winkel Diaphyse zu femoraler Komponente)
- Notching am Femurhals

(Siehe Anhang Bogen 4)

Diese früh postoperativ angefertigten Röntgenbilder bildeten dann die Grundlage für die weiteren Erhebungen.

Die am Tag der Nachuntersuchung angefertigte Beckenübersichtsaufnahme (a.p.) und die Aufnahme der betreffenden Hüfte axial wurden bezüglich folgender Informationen hin mit den früh postoperativen Röntgenbildern verglichen:

- Vorliegen heterotoper Ossifikationen
- Veränderte Inklination der Pfanne
- Migration der Pfanne
- Veränderte Position der femoralen Komponente
- Aufgetretene Komplikationen
- Implantatbruch
- Vorliegen von Osteolysen (Pfanne oder femorale Komponente)

(Siehe Anhang Bogen 5)

Alle Röntgenbilder wurden in der gleichen Technik durchgeführt.
Der Vergrößerungsfaktor der Röntgenbilder wurde berücksichtigt. Dieser konnte zum einen aus dem Verhältnis vom wahren zum gemessenen Kopfdurchmesser oder auch aus dem Verhältnis vom wahren zum gemessenen Messkugeldurchmesser auf den aktuellen Bildern berechnet werden. Eine Malrotation des Beckens wurde durch einen Vergleich der Abstände zwischen den Köhlerschen Tränenfiguren auf den aktuellen und postoperativen Bildern korrigiert.
Die Beurteilung der Röntgenbilder erfolgte durch zwei unabhängige Untersucher, die nicht an der Implantation der Endoprothesen beteiligt waren.

Zur Bestimmung der Pfannen-Inklination wurden zunächst die beiden untersten Punkte der Köhlerschen Tränenfiguren miteinander verbunden. Diese horizontale Basisachse wird parallel nach distal verschoben. Eine Tangente an die Pfanne angelegt schneidet die parallel verschobene horizontale Grundlinie dann unter einem bestimmten Winkel, welcher die Inklination der acetabulären Komponente darstellte.

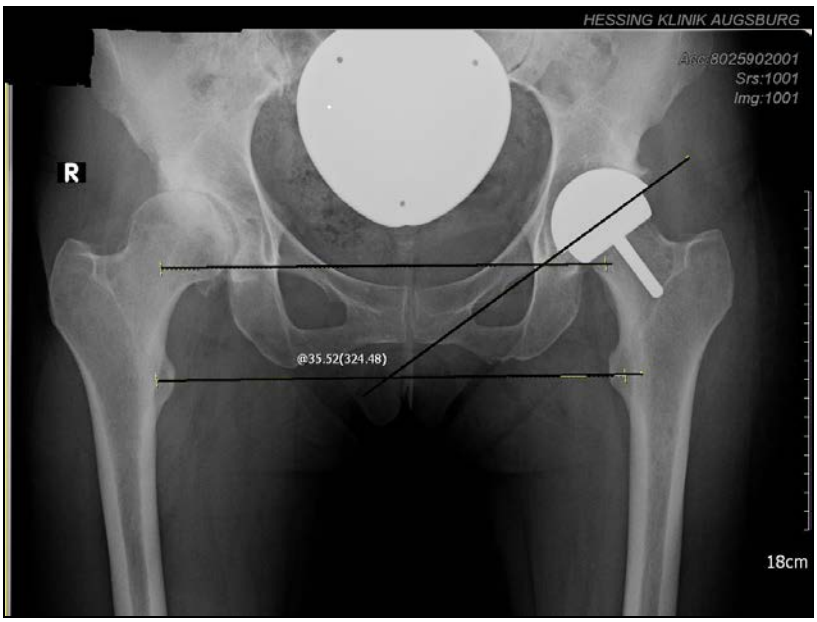


Abbildung 22: *Bestimmung Inklination der Pfanne*

Um eine genaue und reprodozierbare Lokalisation von Osteolysen zu ermöglichen, wurden auf den Bildern (a.p. und axiale) die Pfanne in 6 Zonen und das proximale Femur in 9 Zonen unterteilt. [59]

Lysesäume oder Osteolysen wurden unter Berücksichtigung der Vergrößerung in mm gemessen und den Zonen zugeordnet.

Als Osteolyse galt jede nicht lineare Aufhellungszone, die gut abgrenzbar und nicht auf den direkt postoperativen Bildern sichtbar war.

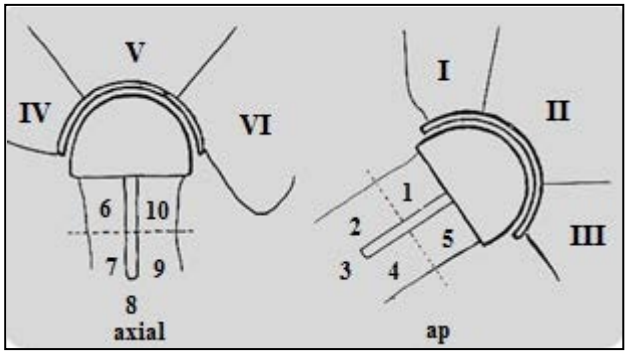


Abbildung 23: Zonenerfassung modifiziert nach DeLee und Charnley

Zur Verifizierung einer Migration der Pfanne in vertikaler und horizontaler Richtung wurde das Verfahren nach Nunn et al. verwendet. [190]
Zunächst legte man die Verbindungslinie zwischen den untersten Punkten der beiden Köhlerschen Tränenfiguren als horizontale Bezugsachse fest. Durch das Zentrum der Köhlerschen Tränenfigur wurde anschließend eine Senkrechte zur Horizontalebene gelegt und so die Vertikalachse definiert. Mit Hilfe einer Schablone mit konzentrischen Kreisen ermittelte man dann das Rotationszentrum der Pfanne. Es folgte die Bestimmung des Abstandes der horizontalen und vertikalen Bezugslinie zum Rotationszentrum.
Damit war es möglich Bewegungen der Pfanne in Bezug zur Köhlerschen Tränenfigur im Verlauf anhand der Beckenübersichtsaufnahmen zu diagnostizieren. Eine Veränderung über 4 mm zur Horizontal- oder Vertikalachse wurde als Migration gewertet. [190]

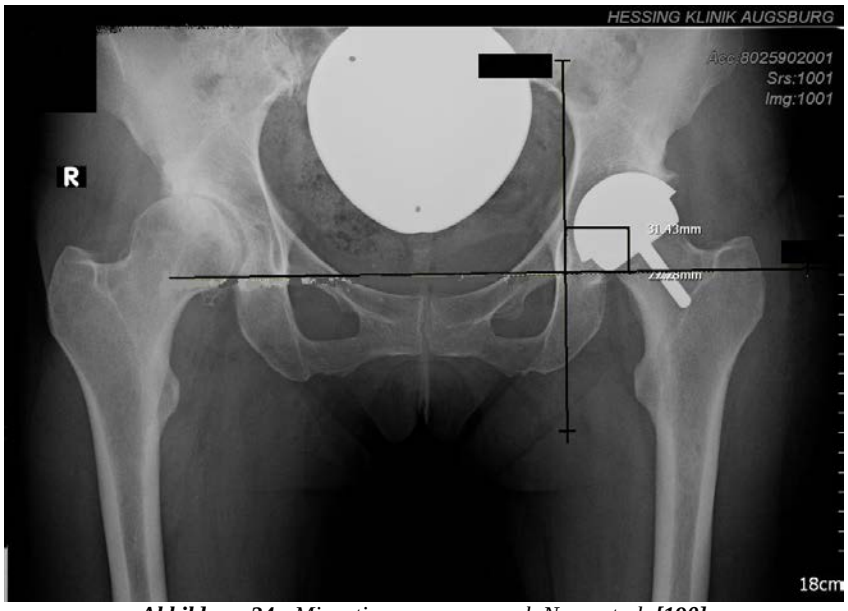


Abbildung 24: *Migrationsmessung nach Nunn et al.* ***[190]***

Lockerungsdefinitionen waren ein durchgehender Lysesaum um die Pfanne in zwei der drei Zonen von DeLee und Charnley, eine messbarer Migration von über 4 mm oder eine Änderung der Inklination von mehr als 8°. [114,72]

Beim vorliegen von ektopen Ossifikationen wurden diese nach Brooker in 4 Grade eingeteilt und ebenfalls dokumentiert.
Die vier Grade werden wie folgt definiert

- Brooker I: kleine periartikuläre Knochenherde
- Brooker II: mäßige Ossifikationen, Mindestabstand > 1cm
- Brooker III: ausgeprägte Ossifikationen, Abstand < 1cm
- Brooker IV: Knochenbrücke [36]

2.9. Statistik

Die statistische Beratung erfolgte durch einen unabhängigen Spezialisten, der nicht in die klinischen und radiologischen Untersuchungen involviert war.
Mittels des Statistikprogrammes SPSS 13.0.1 wurden die Daten analysiert und die Überlebensanalyse erfolgte in Anlehnung an **Kaplan und Meier**. [133]

Der Vergleich der prä- und postoperativen Ergebnisse des Harris-Hip-Scores auf eine statistisch signifikante Veränderung erfolgte anhand des **T-Tests mit Bonferroni-Korrektur**.

Simultan wurde für die Veränderung des Bewegungsausmaßes vorgegangen.

Zusätzlich wurden mit dem **T-Tests mit Bonferroni-Korrektur** überprüft ob das Alter und der BMI statistisch signifikante Einflussfaktoren bezüglich der postoperativ erreichten Harris-Hip-Score Werte und der erreichten Beweglichkeit darstellten.

3. Ergebnisse

In der II. Orthopädischen Klinik der Hessing Stiftung Augsburg wurden im Zeitraum von Juni 2004 bis Dezember 2006 (30 Monate = 2,5 Jahre) bei 53 Patienten 55 Durom® Kappenprothesen implantiert.

Zwei der 53 operierten Patienten wurde von uns nicht erreicht. Es konnte somit von 2 implantierten Kappenprothesen keine Nachuntersuchung durchgeführt werden.

Eine klinische und radiologische Untersuchung erfolge bei insgesamt 49 Patienten und es wurden 51 Oberflächenersatzprothesen evaluiert. Durchschnittlich erfolgte die Nachuntersuchung 61,1 Monat (5,1 Jahre) postoperativ. Dabei war der kürzeste Nachuntersuchungszeitraum 46 Monate (3,8 Jahre) und der längste 78 Monate (6,5 Jahren). Alle 49 Patienten mit 51 Kappenprothesen wurden persönlich in unserer Spezialsprechstunde für Endoprothetik nachuntersucht.
Bei 1 Patienten (1 Hüfte) zogen wir Röntgenbilder eines niedergelassenen Kollegen zur Datenerhebung heran.

Zusätzlich mussten 2 Kappenprothesen bei 2 Patienten revidiert werden.
In einem Fall (NR 7) kam es 49,3 Monate postoperativ auf Grund einer Femurkopfnekrose zu einer Schenkelhalsfraktur und es wurde in unserer Klinik auf eine stielbasierte Endoprothese mit Großkopf gewechselt.
Bei einem weiteren Patienten (NR 37) wurde ein Komplettwechsel 27,6 Monate postoperativ, wohl wegen einer Pfannenlockerung, in einer anderen Klinik durchgeführt. Die Unterlagen zu dieser Wechseloperation lagen nur teilweise vor.
Die durchschnittliche Standzeit der Kappenprothesen zum Zeitpunkt der Revision betrug 38,4 Monate.

Somit wurden also von 53 Durom®-Kappenprothesen bei 51 Patienten das Prothesenschicksal ermittelt und bildeten das Studienkollektiv.

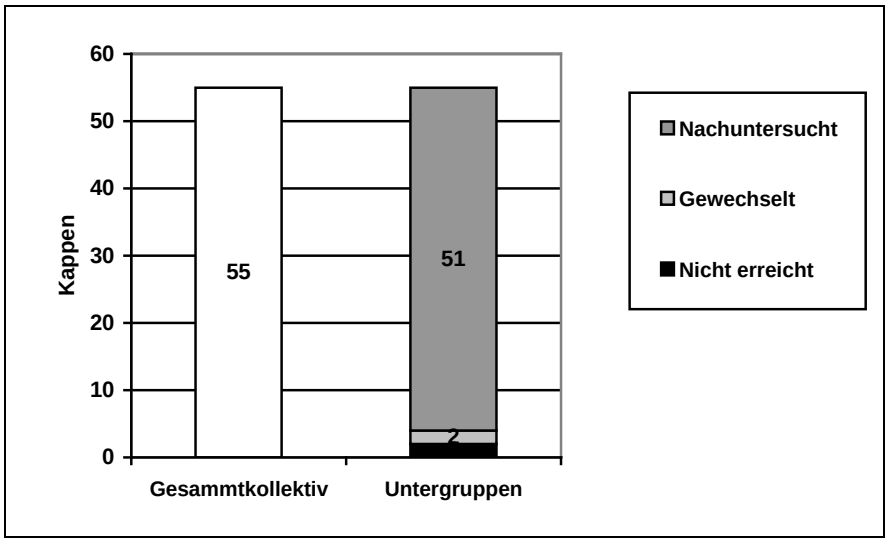


Abbildung 25: *Gesamtzahl der zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 implantierten Durom® Kappenprothesen (n=55) und deren Untergruppen (Nachuntersucht n=51, Gewechselt n=2, Nicht erreicht n=2)*

3.1 Stammdaten

3.1.1 Operationsalter, Geschlecht, Operationsseite und BMI

Das mittlere Alter zum Zeitpunkt der Operation betrug 50,7 Jahre
(Minimum 35,8 Jahre , Maximum 65,1 Jahre).

Es wurden 53 Durom® Kappenprothesen bei 11 Frauen (22,6%) und 40 Männer (77,4%) implantiert. Beidseits erfolgte die Implantation bei je einer Frau und einem Mann.

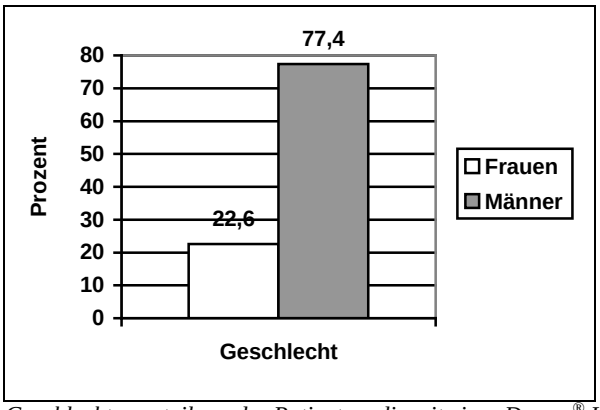


Abbildung 26: *Geschlechterverteilung der Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden in Prozent (n=53)*

Die rechte Hüfte war in 43,4 % der Fälle (23 Hüften) und die linke in 56,6 % der Fälle (30 Hüften) betroffen. Dabei erfolgte bei 2 Patienten die Implantation beidseits.

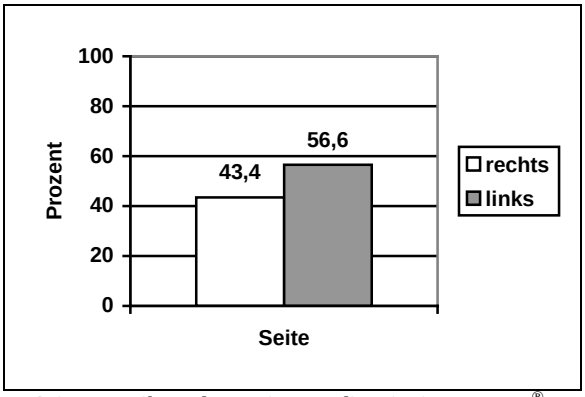


Abbildung 27: *Seitenverteilung der Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden in Prozent (n=53)*

Der Mittelwert des BMI zum Operationszeitpunkt lag bei 25,89 Kg/m^2 (17 bis 36).

Tabelle 5 Interpretation Body-Mass-Index *(BMI) nach WHO, Stand 2011 nach [275]*

Kategorie	Body-Mass-Index (kg/m^2)
Untergewicht	<18,5
Normalgewicht	18,5 – 25
Übergewicht	>25

3.1.2 Präoperative Diagnose, Voroperationen und präoperative Schmerzmitteleinnahme

Die häufigste Diagnose, die zur Implantation einer Durom® Kappenprothese führte, war mit 64,6% (36 Hüften) die primäre Coxarthrose gefolgt von der Hüftdysplasie (19%) und dem residuellen Zustand nach einer Epiphysioloysis capitis femoris (ECF) mit 9,5% (11 Hüften). Bei 7,6 % (4 Hüften) lag eine andere Erkrankung zu Grunde. Darunter waren zwei Fälle mit einer Femurkopfnekrose (3,8 %)

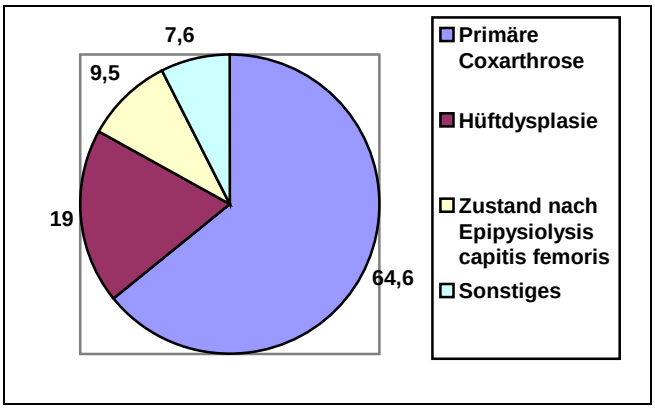


Abbildung 28: *Präoperative Diagnosen der Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden in Prozent (n=53)*

In 13,2% der Fälle hatte eine Voroperation an der betroffenen Hüfte stattgefunden.
Es handelte sich dabei in 3 Fällen um eine osteosynthetische Versorgung im Femurbereich, in 2 Fällen war eine Arthrotomie des Hüftgelenkes und in 2 weiteren Fällen waren Operationen anderer Art durchgeführt worden.

Bei 71,7% der operierten Hüften (38 Hüften) nahm der Patient präoperativ Schmerzmittel ein.

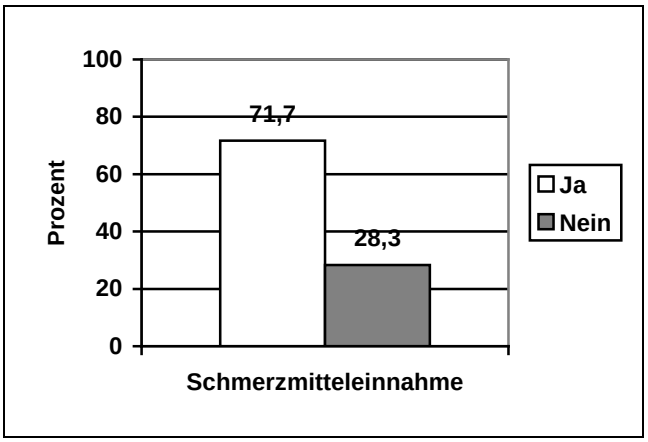


Abbildung 29: *Präoperative Schmerzmitteleinnahme der Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden in Prozent (n=53)*

3.1.3 Implantate

In unserem Kollektiv wurde bei 13 Hüften die Kombination - Pfanne zu Kappe - 56mm zu 50mm, bei 11 Patienten 54mm zu 48mm, in 9 Fällen 52mm zu 46mm, bei Weiteren 7 58mm zu 52mm, bei 5 Hüften 50mm zu 44mm, bei 3 48mm zu 42mm, bei je 2 46mm zu 40mm und 60mm zu 54mm sowie in einem Fall 64mm zu 58mm implantiert.

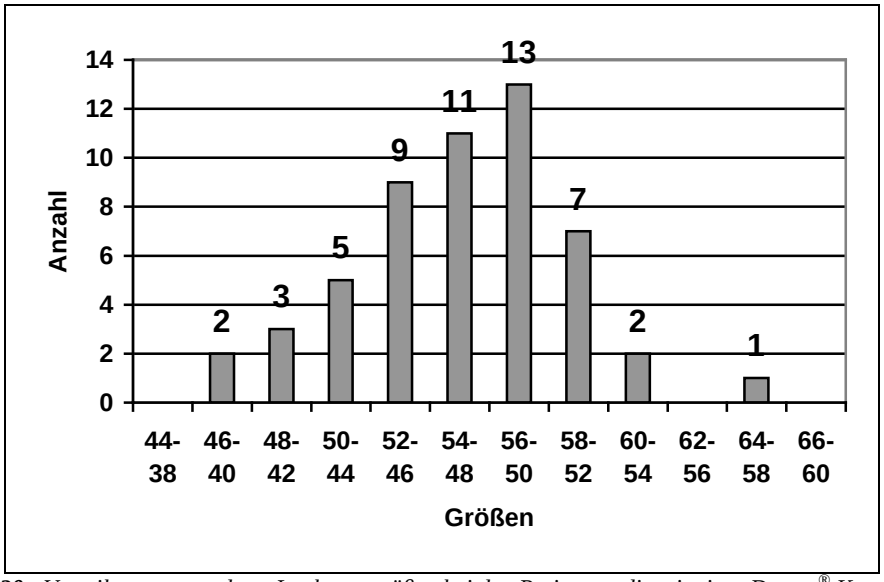


Abbildung 30: *Verteilung verwendeter Implantatgrößen bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden in Prozent (n=53)*

3.1.4 Intraoperativer Verlauf und Besonderheiten

In allen Fällen der Durom®-Hip Implantation (n=53) wurde ein transglutealer Zugang gewählt. Alle Patienten haben präoperativ eine prophylaktische i.v.-Gabe eines Antibiotikums (meist Einmalgabe eines Cephalosporins der zweiten Generation) erhalten.
Bei keiner Operation traten laut Aktenlage intraoperativen Komplikationen auf.

3.1.5 Stationärer und frühpoststationärer Verlauf

Die durchschnittliche stationäre Verweildauer lag bei 16 Tagen (11-30Tage).

Eine gewichtsadaptierte Antikoagulation mit einem Niedermolekularem-Heparin wurde bei allen Patienten (n=53) bis zur sicheren Vollbelastung durchgeführt.

Zusätzlich erfolgte bei allen Operierten eine orale Prophylaxe bezüglich heterotoper Ossifikationen mittels Indomet® (25mg 1-1-1 für 10 Tage).

Postoperativ traten keine allgemeinen oder speziellen Frühkomplikationen wie Thrombosen, Thrombembolien, kardiovaskuläre Ereignisse oder Ähnliches auf.
Die Mobilisation wurde am ersten postoperativen Tag begonnen.

In allen Fällen wurde eine Teilbelastung mit 25 Kg bis zum Abschluss der 6. postoperativen Woche durchgeführt. Dann erfolgte ein schrittweises Aufbelasten über 2 Wochen bis zur Vollbelastung.

3.2 Komplikationen und Folgeoperationen

Eine Reoperation der Hüfte musste bei 2 (3,8 %) von 53 nachuntersuchten Hüften vorgenommen werden.

Bei 1 Hüfte (NR 7) kam es 49,3 Monate postoperativ bei bekannter Osteonekrose des proximalen Femurs zu einer sekundären Schenkelhalsfraktur.
Es erfolgte dann ein Wechsel der Kappe auf eine Schaftprothese mit Großkopf.

Bei 1 Hüfte (NR 36) war die Hüftpfanne betroffen. In diesem Fall wurde 27,6 Monate postoperativ, wohl bei einer aseptischen Pfannenlockerung, in einer anderen Klinik ein Komplettwechsel durchgeführt.

Die sich hieraus errechnenden Überlebensraten sind unten aufgelistet.

3.3 Klinische Auswertung

Im Rahmen der Nachuntersuchung konnten die klinischen Ergebnisse von 51 Hüften bei 49 Patienten erhoben werden.

3.3.1 Klinische Ergebnisse außerhalb des Harris-Hip-Score oder WOMAC-Score

4.3.1.1 Schmerzmitteleinnahme zum Untersuchungszeitpunkt

Zum Nachuntersuchungszeitpunkt war bei 1,9% der operierten Hüften eine medikamentöse Analgesie nötig.

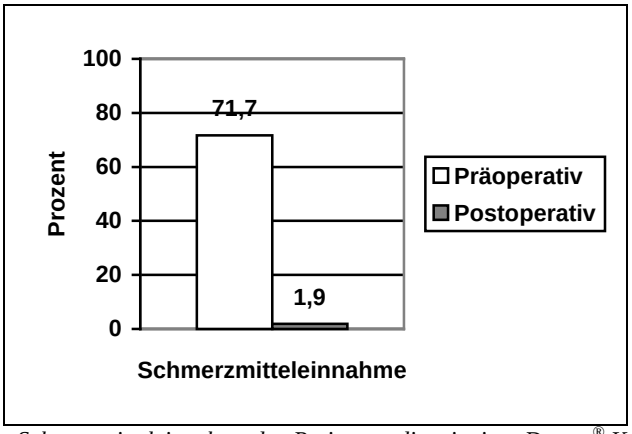


Abbildung 31: *Schmerzmitteleinnahme den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden, präoperative vs. postoperative in Prozent (n=53 bzw. 51)*

3.3.1.2 Subjektive Zufriedenheit

Zum Nachuntersuchungszeitpunkt waren 36 von 51 Patienten (70,6%) mit der Durom® Kappe sehr zufrieden. 13 Patienten (25,6%) waren größtenteils zufrieden und 2 (3,8%) nur teilweise. Unzufrieden war kein Patient.

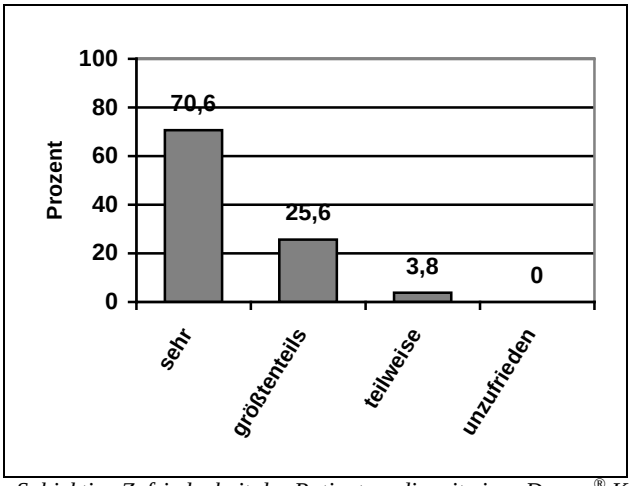


Abbildung 32: *Subjektive Zufriedenheit der Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden, zum Nachuntersuchungszeitpunkt in Prozent (n= 51)*

3.3.2 Harris-Hip-Score

3.3.2.1 Gesamt

Der **präoperative** Harris-Hip-Score (Maximum: 100 Punkte) für die auch später untersuchten 51 Hüften zeigte einen Mittelwert von **55,45** (Standardabweichung 9,888) mit einem Minimum von 26 und einem Maximum von 76 Punkten.

Zum **Zeitpunkt der Nachuntersuchung** hatte sich der Harris-Hip-Score auf durchschnittlich **97,35** Punkte (Standardabweichung 4,307) verbessert. Der schlechteste Wert betrug 81 Punkte.
Bei 48 operierten Hüften (94,2%) wurde postoperativ ein sehr gutes Ergebnis (90-100 Punkte) erzielt. In den verbleibenden 3 Fällen (5,8 %) wurde ein gutes Ergebnis (80-89 Punkten) erreicht.

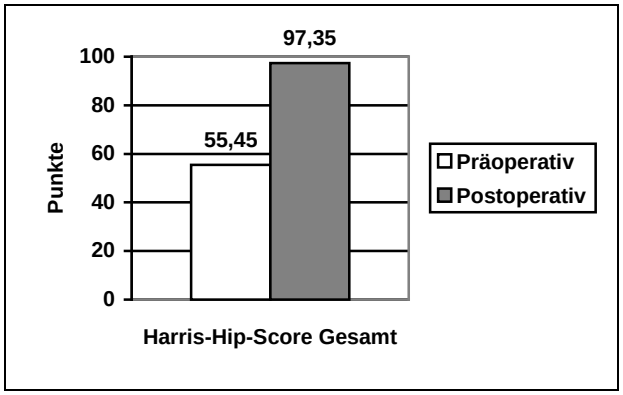


Abbildung 33: *Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der durchschnittlich erreichten Gesamtpunktzahlen im Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Beim Vergleich des präoperativen mit den postoperativen Ergebnissen des Harris-Hip-Score zeigte sich im Rahmen der statistischen Untersuchung anhand des T-Test eine **statistisch signifikante Verbesserung** zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.

3.3.2.2 Kategorie Schmerzen

Der Harris-Hip-Score für die Schmerzintensität verbesserte sich von präoperativen 15,5 Punkten auf 42,5 Punkte zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (Maximal 44 Punkte = keine Schmerzen)

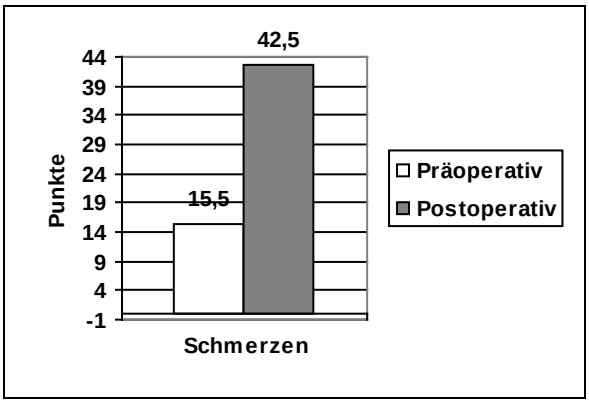


Abbildung 34: *Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der durchschnittlich erreichten Punktzahlen in der Kategorie Schmerzen des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Zu keiner Zeit Schmerzen im Hüftgelenk zu haben, wurde von 74,6% (38 Fälle) angegeben. Bei 21,6% (11 Fälle) traten gelegentlich minimale Beschwerden ohne jegliche Beeinträchtigung auf. Von leichten Schmerzen bei ungewohnter Belastung wurden von 3,8% (2 Fälle) berichtet.
Über mäßige, starke oder stärkste Schmerzen klagte **kein** Patient.

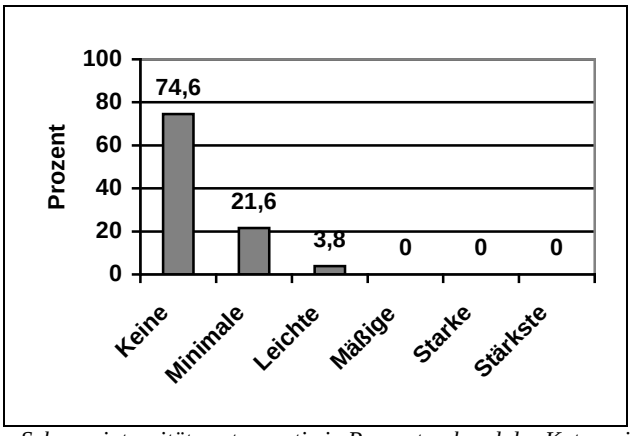


Abbildung 35: *Verteilung der Schmerzintensität postoperativ in Prozent anhand der Kategorie Schmerzen des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

3.3.2.3 Kategorie Funktion

Gehhilfen:
Die Werte bezüglich der Benutzung von Gehhilfen (Maximum 11 Punkte) stiegen von durchschnittlich 10,6 Punkten auf 11 Punkte bei der Nachuntersuchung.
Es benötigten zum Nachuntersuchungszeitpunkt kein Patient Unterstützung beim Gehen.

Öffentliche Verkehrsmittel:
Der Harris-Hip-Score für die Mobilität im öffentlichen Verkehr (Maximal 1 Punkt) änderte sich von 0,8 auf 1.

Gehstrecke:
Die mittlere Punktzahl für die Unterabteilung Gehstrecke (Maximal 11 Punkte) steigerte sich von 7 auf 11 Punkte postoperativ.
Eine unbegrenzte Gehstrecke wurde postoperativ in 100 % der Fälle ereicht.

Treppensteigen:
Das Ergebnis für die Schwierigkeit beim Treppensteigen (Maximal 4 Punkte) besserte sich von 2,2 Punkten auf 3,8.

Sitzen:
Die Ergebnisse bezüglich der Bequemlichkeit beim Sitzen (Maximum 5 Punkte) zeigten eine Steigerung von 2,3 Punkte (2,7 präoperativ auf 5 postoperativ).

Strümpfe an/ausziehen:
Bezüglich Schwierigkeiten beim Anziehen von Schuhen und Socken (Maximal 4 Punkte) konnte eine Verbesserung von präoperativ durchschnittlich 3 Punkten auf 4 Punkte bei der letzten Untersuchung festgestellt werden.

Hinken:
Auch der Score für das Hinken (Maximal 11 Punkte) zeigte einen Anstieg von 6,5 Punkten auf 10,9 Punkte postoperativ am Untersuchungstag.
Bei 93,1 % der Patienten war ein flüssiges Gangbild ohne Hinken zu verzeichnen, 6,9 % zeigten ein leicht hinkendes.

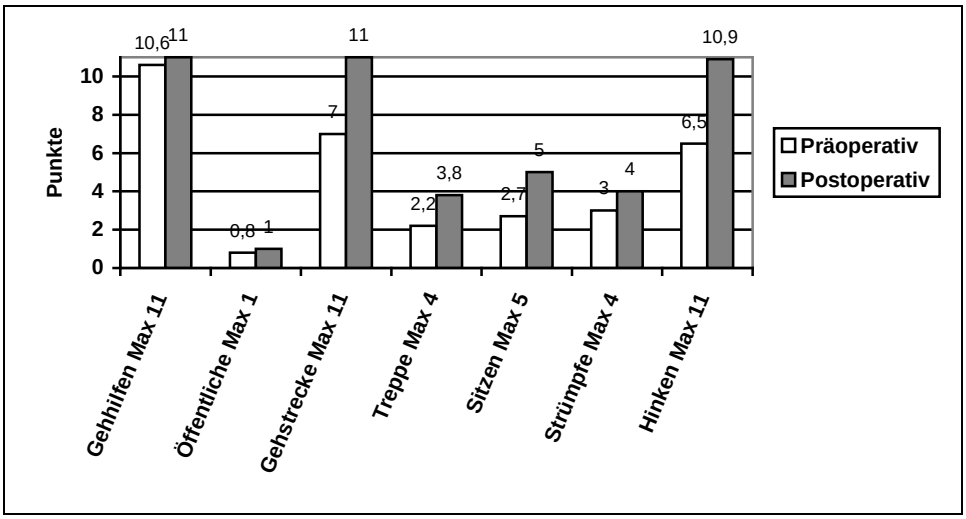


Abbildung 36: *Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der durchschnittlich erreichten Punktzahlen in der Kategorie Funktion des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

3.3.2.4 Kategorie Bewegungsumfang

Bezüglich des Bewegungsausmaßes zeigte sich eine Steigerung von durchschnittlich 3,6 Punkte auf 4,6 Punkte postoperativ.

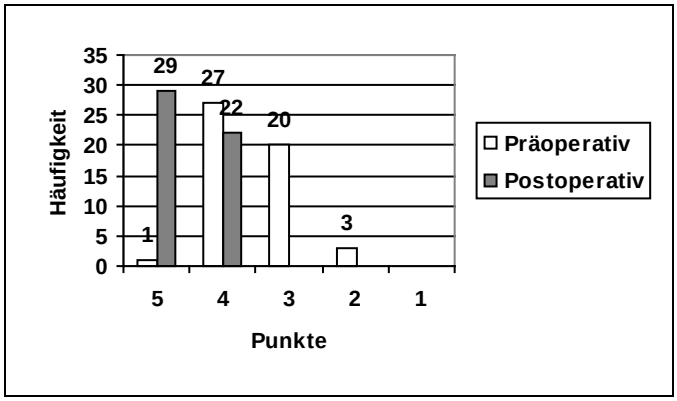


Abbildung 37: *Verteilung - präoperativ vs. postoperativ - der erreichten Punktzahlen in der Kategorie Bewegungsumfang des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Der Bewegungsumfangs in Grad erhöhte sich von präoperativ 158,43° (Standardabweichung 33,174°) auf 212,16° (Standardabweichung 27,464°) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (Minimum 160°, Maximum 280°).
Die maximale Steigerung des Bewegungsumfangs betrug 150° (70-220; Pat. Nr. 31)

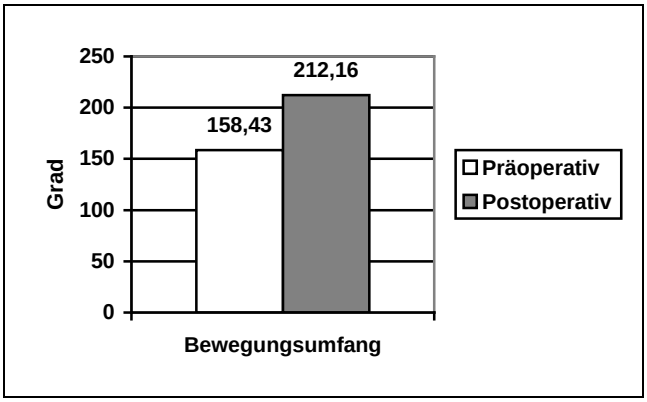


Abbildung 38: *Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der erreichten Gesamtgradzahlen in der Kategorie Bewegungsumfang des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Bei 4 Hüften kam es postoperativ zu einer Verschlechterung des Bewegungsausmaßes.

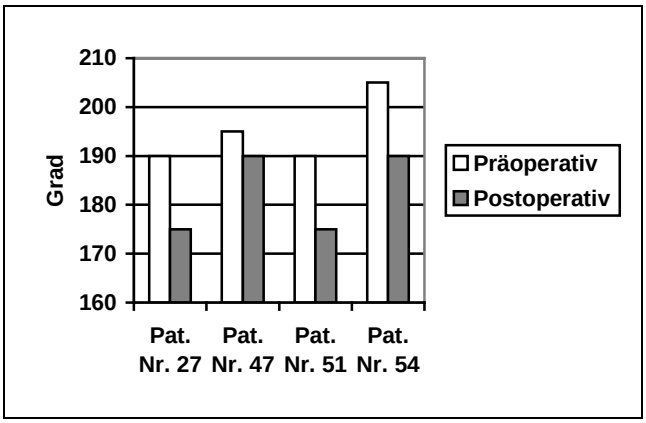


Abbildung 39*: Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der erreichten Gesamtgradzahlen in der Kategorie Bewegungsumfang des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden und postoperative eine schlechtere Beweglichkeit zeigten*

Durchschnittlich konnten die Hüften postoperativ bis 107°flektiert werden (90° bis 130°). Die Abduktion war im Schnitt bis 32° (20° bis 50°) möglich, die Adduktion bis durchschnittlich 26,4° (10° bis 40°). Die Innenrotation bei 90° gebeugtem Hüftgelenk betrug im Schnitt 16,9° (0° bis 40°), die Außenrotation im Schnitt 29,1° (5° bis 45°). Volle Streckung wurde immer erreicht.

Tabelle 6: *Verteilung der durchschnittlichen, maximalen und minimale Bewegungsumfänge in Grad postoperativ bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

	Durchschnitt	Minimum	Maximun
Flexion	107°	90°	130°
Extension	0°	0°	0°
Abduktion	32°	20°	50°
Adduktion	26,4°	10°	30°
Innenrotation	16,9°	0°	40°
Außenrotation	29,1°	5°	40°

3.3.2.5 Kategorie Fehlstellung

Der Wert für eine bestehende Deformität war präoperativ 3,6 Punkte und postoperativ 4 Punkte (Maximal 4 Punkte = Keine Deformität).

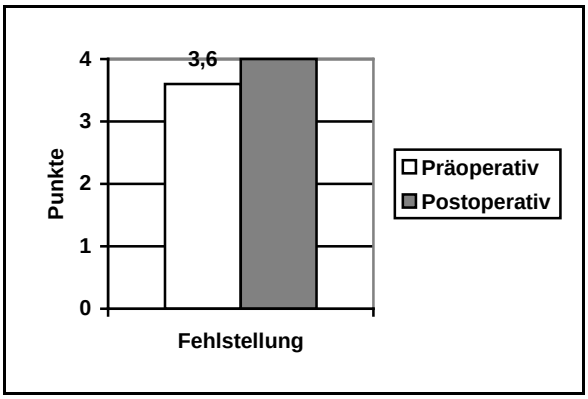


Abbildung 40: *Vergleich - präoperativ vs. postoperativ - der durchschnittlich erreichten Punktzahlen in der Kategorie Fehlstellung des Harris-Hip-Score bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Zum Nachuntersuchungszeitpunkt lag also bei keinem Patienten eine Fehlstellung im Sinne einer Kontraktur oder eine Beinlängendifferenz > 3,2 cm vor.

3.3.3 WOMAC-D-Arthroseindex

Im Durchschnitt wurde für den gesamt WOMAC-D-Arthroseindex ein Wert von 29 erreicht (Bestmöglicher Wert 24, Schlechtestmöglicher Wert 264).

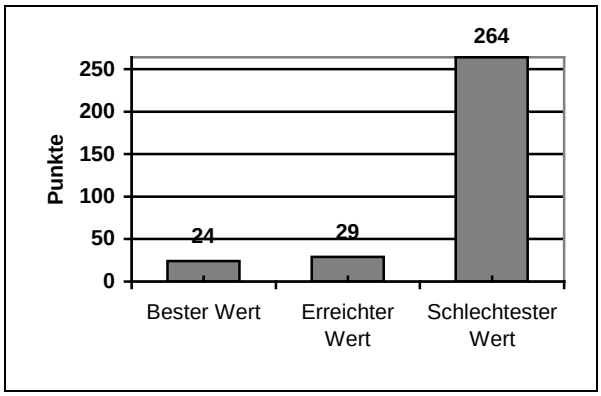


Abbildung 41: *Durchschnittlich erreichte Gesamtpunkte im WOMAC-D-Arthroseindex vs. bestmöglicher Wert und schlechtestmöglicher Wert bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

74,5% der nachuntersuchten Hüften erreichten einen Wert kleiner oder gleich 30 Punkte.

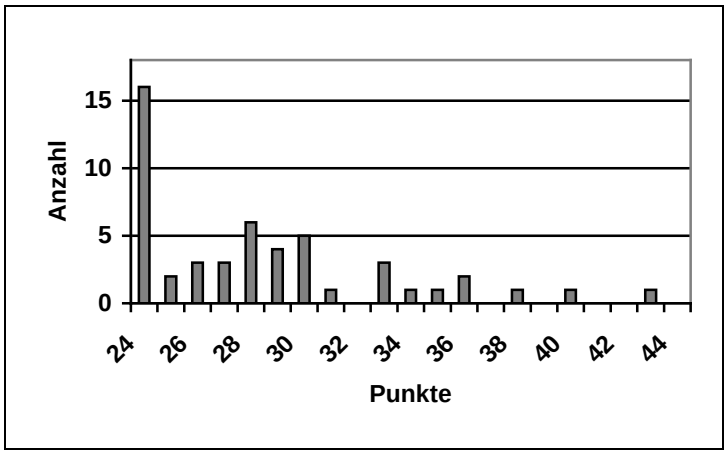


Abbildung 42: *Verteilung der erreichte n Punkte im WOMAC-D-Arthroseindex bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Im Mittel lag der Score in der Unterabteilung Schmerz bei 5,2 Punkten, bei den Fragen zur Steifigkeit bei 2,6 Punkten und der Funktions-Score bei 21,2 Punkten

Die Ergebnisse bezüglich der Fähigkeit Schuhe/Strümpfe anzuziehen bzw. auszuziehen waren insgesamt am schlechtesten. Für beide Fragen ergab sich in unserem Patientengut ein durchschnittlicher Punktewert von 2,6 bzw. von 2,0.

3.4 Radiologische Auswertungen

3.4.1 Präoperative Röntgenbilder

Die Beurteilen der Weite des Gelenkspaltes zeigte sich in 27 Fällen (52,9%) eine starke, bei 20 Hüften (39,5%) eine moderate und in 4 Fällen (7,6 %) eine geringe Verschmälerung.

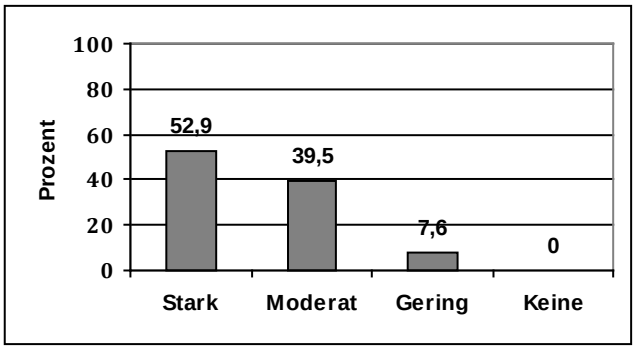


Abbildung 43: *Verteilung der radiologischen Verschmälerung des Gelenkspaltes auf den präoperativen Röntgenbildern bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Bei der Beurteilung des Acetabulums zeigte sich in 24 Fällen (47,1%) eine normale Konfiguration, in jeweils 11 Fällen (21,6%) lag eine milde oder moderate Dysplasie vor. Bei 5 Hüften (9,7%) fand sich eine schwere Dysplasie.

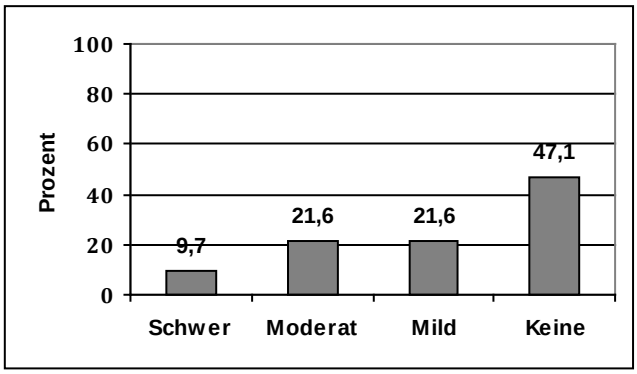


Abbildung 44: *Verteilung der Dysplasie Form des Acetabulums auf den präoperativen Röntgenbildern bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Der Schenkelhals war in 33 Fällen (64,8%) normal geformt. Eine Verkürzung oder eine Coxa valga lag in je 8 Fällen (15,7%) vor, eine Coxa vara bzw. ein verlängerter Schenkelhals waren bei je einer Hüfte (1,9%) zu sehen. In zwei der Fälle (3,9%) lag eine Hüftkopfnekrose vor.

3.4.2 Postoperative Röntgenbilder

Die durchschnittliche Inklination der Hüftpfanne auf den a.p. Röntgenbildern betrug 43,9°. In 47 Fällen (92,1%) war die Pfanne zwischen 35°-50° zur Horizontalebene implantiert worden. Ein verminderte Inklination lag bei 1 Hüfte (Nr. 33: *32*°) und ein vermehrte Inklination bei 3 Hüften (Nr. 32: *51*°, Nr. 38: *54*°; Nr. 54: *59*°) vor.

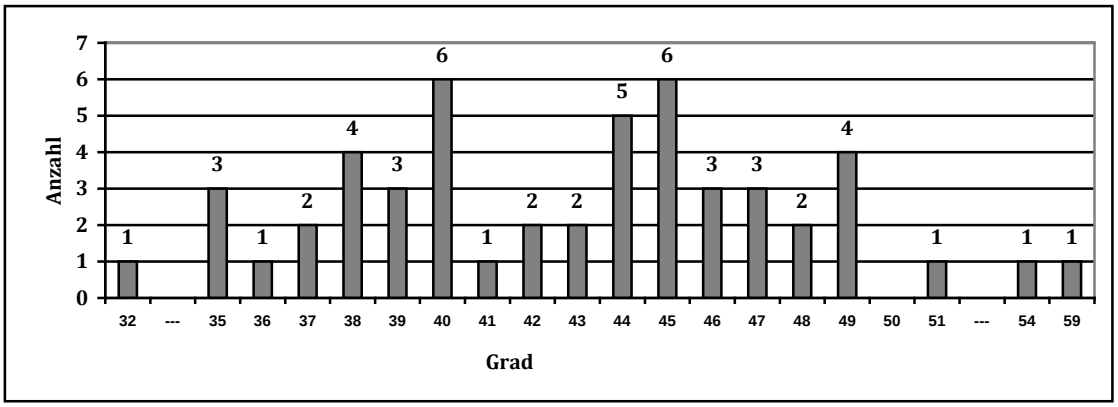


Abbildung 45: *Verteilung der Inklinationswinkel der implantierten Pfannen bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Ein vollständiger Kontakt zwischen implantierter Pfanne und dem knöchernen Acetabulum war immer in den Zonen I und III gegeben. Bei 18 Hüften (35,3%) lag auch ein direkter Kontakt in der Zone II vor.

Die Position der Kappe (Winkel Diaphyse zu femoraler Komponente) lag im Mittel bei 132,9°. Bei 38 Hüften (74,5%) zeigte sich eine Position zwischen 125°-135°. Eine Abweichung im Sinne einer Valgus- oder Varusposition > 5° lag in 3 Fällen vor.
Eine vermehrte Varusstellung fand sich bei 1 Hüfte (Nr. 4: *120*°) und eine vermehrte Valgusstellung bei 2 Hüften (Nr. 14: *144*°; Nr. 28: *145*°)

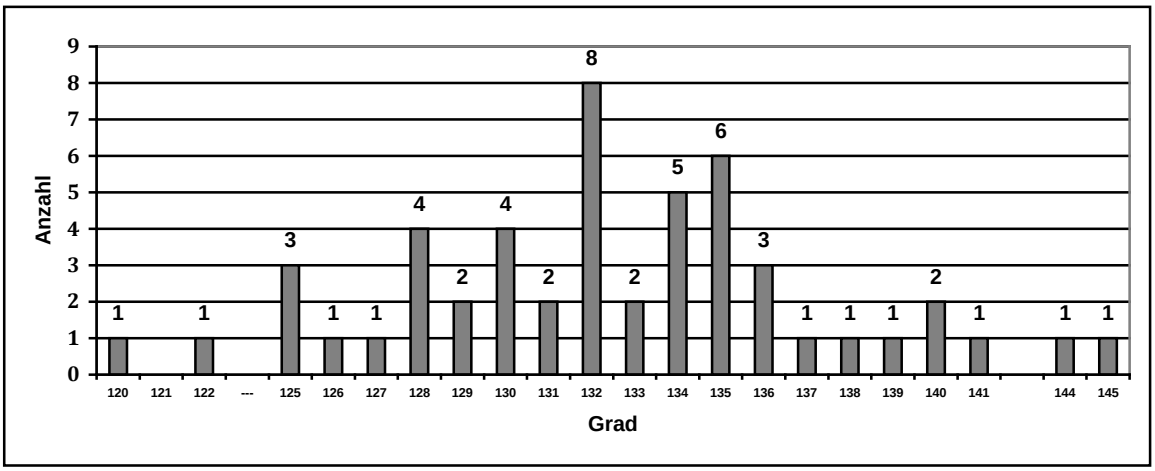


Abbildung 46: *Verteilung der Varus-Valgus-Winkel der implantierten Kappen bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

In den Fällen mit einer vermehrten Varus- bzw Valgustellung der Kappenkomponente lagen bereits präoperativ erniedrigte bzw. erhöhte CCD-Winkel vor.

Tabelle 7: *Vergleich präop. CCD-Winkel vs. postop. Position der Kappe bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden und eine vermehrte Varus- bzw. Valgusposition zeigten.*

Fall	CCD Winkel präop.	Position Kappe postop.
Nr. 4	119°	120°
Nr. 14	141°	144°
Nr. 28	143°	145°

3.4.3 Röntgenbilder zum Nachuntersuchungszeitpunkt

3.4.3.1 Inklination der Pfanne

Es zeigte sich zum Nachuntersuchungszeitpunkt eine gute Osteointegration aller Pfannen. Eine veränderte Inklination im Vergleich zur postoperativen Stellung konnte in 3 Fällen nachgewiesen werden. Bei einem Patienten (Nr. 5) kam es zu einer Veränderung der Inklination von postoperativ 45° auf 42° am Untersuchungstag. In einem weiteren Fall (Nr. 17) zeigte sich eine Position der Pfanne am Untersuchungstag von 38°. Postoperativ lag der Wert bei 42°. Einmal (Nr. 32) verkleinerte sich die Pfanneninklination um 10° von 51° postoperativ auf 41° bei der Kontrolle.

Tabelle 8: *Veränderung der Pfanneninklination postop. vs. Nachuntersuchung bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden und eine Veränderung der der Pfanneninklination zeigten.*

Fall	Inklination postop.	Inklination Nachuntersuchung	Diff.
Nr. 5	45°	42°	- 3°
Nr. 17	42°	38°	- 4°
Nr. 31	51°	41°	- 10°

3.4.3.2 Migration

Nach der Methode von Nunn et al. konnte keine Migration über 4 mm ermittelt werden. In 2 Fällen kam es zu einer Migration unter 4 mm. Einmal (Nr. 17) wurde eine mediale Migration um 2mm festgestellt. In dem anderen Fall (Nr. 32) lag eine Medialisierung um 3mm vor.

3.4.3.3 Position der Femurkomponente

In allen Fällen lag eine unveränderte Position mit einer guten Osteointegration der femoralen Komponente vor.

3.4.3.4 Vorliegen von Osteolysen

Bei 9 von 51 radiologisch ausgewerteten Kappenprothesen (17,6%) zeigten sich osteolytische Veränderungen. Die Pfanne war in 2 Fällen und die femorale Komponente in 7 Fällen betroffen.

Bei den beiden (Nr. 13; Nr. 20) die acetabuläre Komponente betreffenden Veränderungen handelte es sich um eine Osteolyse von 2x5x6mm Größe in den Zonen II und V nach DeLee and Charnley (Nr. 13) und um eine kleine Lyse von 2x2x4mm in den selben Zonen (Nr. 20). Ein kontinuierlicher Lysesaum in allen drei Zonen war bei keiner der Pfannen festzustellen.

Im Bereich der Kappenkomponente zeigte sich bei 4 Patienten (Nr. 21, 27, 33,40) ein randständiger Knochenverlust im Sinne einer Schenkelhalsverschmälerung. Dies betraf bei 3 Hüften die Zonen 1, 5, 6 und 10 mit jeweils unter 5mm. In einem Fall (Nr. 33) war nur die Zone 6 mit unter 5mm betroffen. Die verbleibenden 3 Hüften (Nr. 24, 36, 49) wiesen jeweils kleine Osteolysen (<5mm Durchmesser) in der Zone 1 auf.

8 Patienten mit Osteolysen zeigten in der Auswertung des Harris-Hip-Score ein sehr gutes Ergebnis. In einem Fall (Nr. 36) lag mit 83 Punkten ein schlechterer Wert vor. Dies entspricht aber noch einem guten Ergebnis.

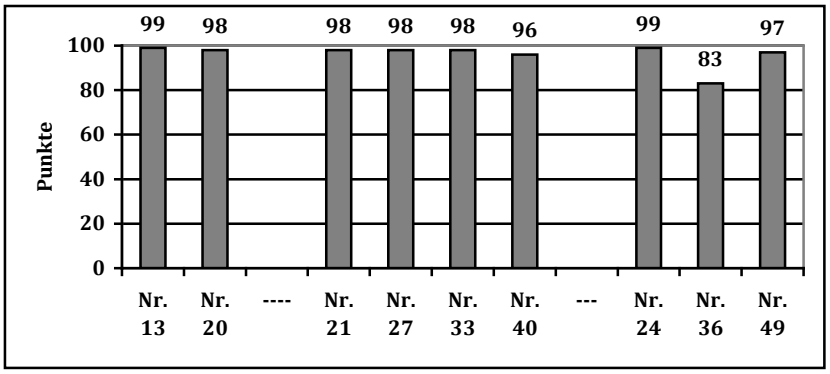


Abbildung 47: *Erreichte Gesamtpunktzahl im Harris-Hip-Score postop. bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden und radiologisch Osteolysen zeigten (n=8)*

3.4.3.5 Ektope Knochenneubildungen

Bei 17 Hüften (33,3 %) zeigten sich heterotopen Ossifikationen. Von diesen waren nach der Klassifikation von Brooker 12 dem Grad 1, 1 dem Grad 2 und 3 Hüften dem Grad 3 zuzuordnen.

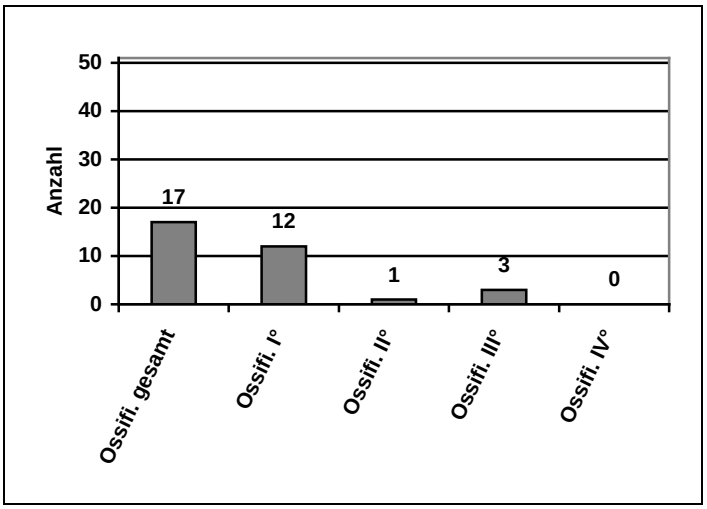


Abbildung 48: *Häufigkeit der im Rahmen der radiologischen Nachuntersuchung gefundenen heterotopen Ossifikationen (n=17) und deren Verteilung eingeteilt nach der Brooker-Klassifikation bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

3.4.4 Vergleich präoperative Planung und postoperative Position der Kappenkomponente

Präoperativ wurde die Stellung der femoralen Komponente im Mittel mit 135,2° geplant. Implantiert wurde die Kappe im Durchschnitt in einer Position von 132,9°. Die geplante und die implantierte Kappenposition differierten somit um 2,3° mit einer maximalen Unterscheidung von 5° bei einem Patienten.

3.5 Statistiken

3.5.1 Überlebenszeit der Prothesen nach Kaplan-Meier

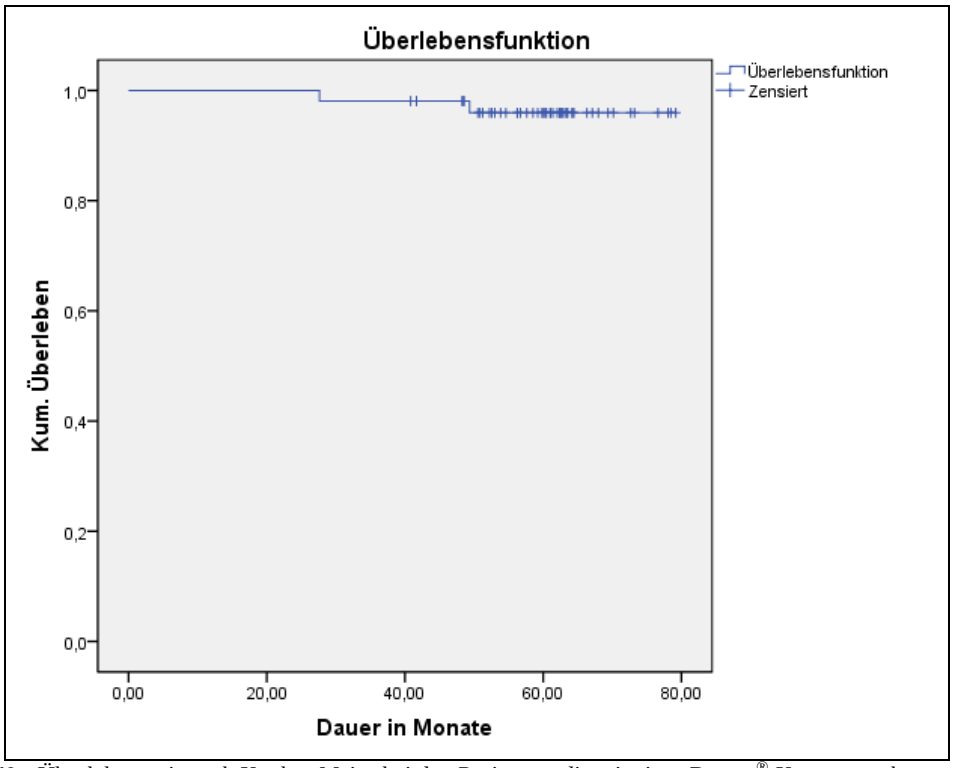


Abbildung 49: *Überlebenszeit nach Kaplan-Meier bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Die durchschnittliche Überlebenszeit nach Kaplan-Meier beträgt 77,5 Monate mit einer Überlebensrate von 96,06% zum Nachuntersuchungszeitpunkt.

3.5.2 Vergleich prä- und postoperativer Harris-Hip-Score sowie Korrelation mit Alter und BMI

Tabelle 9: *Mittelwert Harris-Hipp-Score gesamt - präop. vs. postop -. bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

	Mittelwert	Standardabweichung	n
Harris-Hipp präop.	55,45	9,888	51
Harris-Hipp postop.	97,35	4,307	51

Der T-Test mit Bonferroni-Korrektur zeigt, dass die mittlere Differenz zwischen den beiden Messreihen Harris signifikant ist.

Tabelle 10: *Signifikanz der Differenz Harris-Hipp-Score gesamt - präop. vs. postop. - bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

(I)Harris	(J)Harris	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.[a]	95% Konfidenzintervall für die Differenz[a]	
					Untergrenze	Obergrenze
1	**2**	-41,902*	1,534	,000	-44,985	-38,818
2	**1**	41,902*	1,534	,000	38,818	44,985

*: Mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant [a]: Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni

Die Harris-Werte als solche sind als Messwiederholungsfaktor signifikant. Die Unterschiede der beiden Messreihen von Harris sind signifikant. Dagegen sind die Signifikanzen von Alter und BMI größer als 0,05. Beide Faktoren haben keinen Einfluss auf die beiden Harris-Messreihen.

Tabelle 11: *Kein signifikanter Einfluss des Alters und des BMI auf den postop. erreichten Wert im Harris-Hip-Score gesamt bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Quelle	Harris	Quadrat-summe vom Typ III	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat	Nicht-zentralitäts-Parameter	Beobachtete Schärfe [a]
Harris	Linear	314,079	314,079	5,237	,027	,098	5,237	,611
Harris Alter	Linear	22,033	22,033	,367	,547	,008	,367	,091
Harris BMI	Linear	1,876E-6	1,876E-6	,000	1,000	,000	,000	,050

[a]: Unter Verwendung von Alpha = 0,05 berechnet

3.5.3 Vergleich prä- und postoperatives Bewegungsausmaß sowie Korrelation mit Alter und BMI

Tabelle 12: *Mittelwert Gesamtbewegungsausmaß präop. vs. postop. bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

	Mittelwert	Standardabweichung	N
ROM präop.	158,43	33,174	51
ROM postop.	212,16	27,464	51

Bei der statistischen Auswertung des Bewegungsausmaßes, sind weder die Einflussvariablen Alter und BMI noch die Veränderung der Bewegungsumfänge präoperativ zu postoperativ signifikant.

Tabelle 13: *Signifikanz der Differenz des Bewegungsumfangs (ROM) - präop. vs. postop. - bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

(I)ROM	(J)ROM	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.[a]	95% Konfidenzintervall für die Differenz[a]	
					Untergrenze	Obergrenze
1	**2**	-53,725*	5,477	,000	-64,737	-42,714
2	**1**	53,725*	5,477	,000	42,714	64,737

*: Mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant
[a]:Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen)

Tabelle 14: *Kein signifikanter Einfluss des Alters und des BMI auf den postop. erreichten Bewegungsumfang (ROM) bei den Patienten, die mit einer Durom® Kappenprothese zwischen Juni 2004 bis Dezember 2006 versorgt wurden.*

Quelle	ROM	Quadrat-summe vom Typ III	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat	Nicht-zentralitäts-Parameter	Beobachtete Schärfe [a]
Harris	Linear	2667,721	2667,721	3,488	,068	,068	3,488	,448
Harris Alter	Linear	1107,284	1107,284	1,448	,235	,029	1,448	,218
Harris BMI	Linear	21,517	21,517	,028	,868	,001	,028	,053

[a]: Unter Verwendung von Alpha = 0,05 berechnet

4. Diskussion

Die **Endoprothetik des Hüftgelenkes** stellt heute eine weltweit verbreitete Behandlungsmethode der Coxarthrose dar.
In Deutschland wurde im Jahr 2004 in 137.000 Fällen eine hüftendoprothetische Operation durchgeführt. Die Zahl stieg im Jahr 2006 auf 147.000 Fälle. Betroffen war vor allem die Altersgruppe zwischen 60-79 Jahren. [205] Dieser Anstieg lässt sich durch die demographischen Veränderungen in Deutschland, d.h. der höheren Lebenserwartung erklären. Dabei stellen heute **ältere Menschen** höhere Ansprüche an ihre Mobilität, Lebensqualität und Sportfähigkeit.
Zusätzlich erkranken häufiger **junge Patienten** an Arthrose. Ursachen stellen eine steigende Zahl an Sportunfällen und eine häufiger auftretende sportliche Überlastung dar. [116]
Neben der steigenden Anzahl an endoprothetischen Erstimplantationen am Hüftgelenk wurden im Jahr 2006 auch 19.600 Wechsel-Operationen durchgeführt. [205]

Bezogen auf alle Altersgruppen wird die **10 Jahres-Überlebensrate** der zementierten Total-Endoprothesen mit 92-100% angegeben. [92,262] Bei jüngeren Patienten (<55 Jahre) sinkt die 10 Jahresüberlebensrate laut schwedischem Endoprothesen-Register aber auf unter 80% ab. [158] McAuley et al. geben Revisionsraten bei Patienten unter 50 Jahren mit 40-46% nach 15 Jahren an. [235] Eine andere Arbeit fand in der Altersgruppe zwischen 14 und 45 Jahren ein 5-Jahresüberlebensrate von nur 72,0%. [65] Für Patienten unter 30 Jahren wird nach Implantation einer zementierten Hüfttotalendoprothesen eine Lockerungsrate von fast 60% nach 5 Jahren angegeben. [44]

Zusammenfassend ist also mit einem Anstieg symptomatischer Coxarthrosen bei jüngeren Menschen zu rechnen. Da kürzere Standzeiten für Hüfttotalendoprothesen bei Patienten unter 50 Jahren zu erwarten sind, wird die Zahl an Revisionseingriffen steigen. Aus diesem Grund sollte beim jüngeren Patienten an einen knochensparenden endoprothetischen Ersatz gedacht werden, damit in einer Wechselsituation noch möglichst viel Knochen zur Verankerung zu Verfügung steht.

Als **Vorteil** der Oberflächenersatzendoprothetik gilt, dass ein großer Teil des proximalen Femurs erhalten bleibt und somit gute Voraussetzungen für eine spätere Revision. [8,91]
Durch den weitgehenden Erhalt der normalen Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes kann laut Literatur im Vergleich zur Standardhüftprothese eine physiologische Krafteinleitung und eine bessere Funktion erreicht werden. [91,94,139]
Als weitere Vorteile werden geringe Luxationsrate, [11,169] operationstechnisch einfachere Revision mit geringerer Co-Morbiditätsrate, [22] bessere Ergebnisse im Falle eines Infektes und geringere Häufigkeit von thromb-embolischen Ereignissen angegeben. [250]

Der Anteil der Oberflächenersatzprothesen im Rahmen der endoprothetischen Behandlung der Coxarthrose liegt bei ca.7,2%. [201] Verschiedene Arbeiten aus endoprothetischen Zentren mit hohen Fallzahlen geben **Überlebensraten** von 95.8% bis 100% nach 5 Jahren an. [17,250,162,163,237,192]
Laut dem australischen Prothesenregister liegt die Revisionsrate aller Kappenprothesen Modelle in den ersten 5 Jahren bei 4,4%. [201]
Dabei ist das Risiko für eine Revision in den ersten 6-12 Monaten nach der Implantation erhöht. [201,163] Im weiteren Verlauf liegt die Versagensquote dann im Bereich der konventionellen Hüftendoprothetik. [201] Die hier nachuntersuchte Durom® Hip Resurfacing Prothese der Firma Zimmer weißt laut australischen Prothesenregister mit einer Revisionsrate von 6,7% nach 5 Jahren signifikant schlechtere Werte auf. [201]

In dieser Arbeit wurden aus dem Patientengut der Hessing Klinik Augsburg die Überlebensrate von 53 Durom® Hip Resurfacing Prothesen bei 51 Patienten ermittelt.
Es konnte dabei eine 5 Jahres Revisionsrate von 3,94% gefunden werden. Die Überlebensrate lag bei 96,06% nach durchschnittlich 5 Jahren.
Diese Ergebnisse liegen im Bereich der Werte, die Untersuchungen aus Zentren mit hohen Fallzahlen erbrachten. Die anhand des australischen Prothesenregisters ermittelten deutlich schlechten Werte der Durom® Hip Resurfacing Prothesen können nicht bestätigt werden.

Mit Hilfe der aktuellen Literatur und den Daten der nationalen Prothesenregister, können die **Versagensursachen** der Oberflächenersatzendoprothetik identifiziert werden.

Laut einer Arbeit von Amstutz et al. sowie den Daten des schwedischen und englischen Prothesenregisters sind die **Schenkelhalsfraktur** und die **aseptischen Lockerung** mit (75%) die häufigsten Gründe für eine Revision. [13,274,273]

Morlock et al. untersuchten im Rahmen einer internationalen Studie 256 Revisionspräparate.
Es konnte dabei eine zeitliche Verteilung der Versagensursachen gefunden werden.
In 70,3 % der Fälle war eine Fraktur Ursache der Explantation. Femurhalsfrakturen traten dabei durchschnittlich 99 Tage und Kopffrakturen 243 Tage nach der Implantation auf.
Eine zweite Gruppe (20 %) wurde auf Grund einer Pfannenlockerung revidiert, dies erfolgte im Mittel nach 365 Tagen.
In den verbleibenden 9 Fällen erfolgte die Reoperation vor allem auf Grund persistierender Schmerzen durchschnittlich nach 2 Jahren.
Frühversager werden also durch femorale Probleme und Spätversager (>1 Jahr) durch acetabuläre Probleme bedingt.

Bezüglich der Versagensbilder konnte zwischen den Implantaten verschiedener Hersteller kein Unterschied gefunden werden. [178]

Frakturen im proximalen Femurbereich werden in der Literatur mit einer Prävalenz von 1,0% bis 5,6% angegeben. [26,60,220,159,238]
Als Risikofaktoren für eine Schenkelhalsfraktur gelten eine Schädigung des Schenkelhalses beim Fräsen (intraoperatives Notching), das weibliche Geschlecht, die Adipositas, eine inkomplette Zementierung und das Vorliegen von Knochenzysten. [185,179,220]

Etwas seltener tritt die **aseptische Lockerung** mit einer Prävalenz von 1,0% bis 2,0% auf. [26] Häufiger kommt es zu einer Lockerung der Femurkomponente. [12,31,50,51,142,200,204,220]
Von Amstutz et al. wird die Lockerungsrate der Pfanne mit 0,6% und der Kappe mit 4% nach 10 Jahren angegeben. [154]

Als ein weiterer Versagensgrund gilt ein **dauerhafter Leistenschmerz**. Er ist nach einer Arbeit von de Steiger et al in circa 6% Ursache für eine Revision. [61,50,267]
Ein Impingement, eine Hypersensibilisierungsreaktion gegen Metallionen und ein hohes Aktivitätslevel des Patienten werden als Ursachen diskutiert. [243,265,143,194,138]
In einer weiteren Studie konnten persistierende Schmerzen bei einer erhöhten Inklination der Pfanne und einem damit verbundenen erhöhten Abrieb in Verbindung gebracht werden. [179]
Als weitere Revisionssgründe werden das Auftreten von **Pseudotumoren**, **hohe Metallionenspiegel** im Blut und **Allergien** gegen Kobalt und Chrom diskutiert. [55,265,225]
Laut Ollivere et al. ist eine Metallose in 1,9% der Fälle Ursache für eine Wechseloperation. [192]

Eine **Infektion** liegt in nur 0,3% der Wechseloperationen vor. [61]

Heterotope Ossifikationen können ebenfalls einen Versagensgrund darstellen. [267,93]

In dem hier untersuchten Patientenkollektiv musste in zwei Fällen eine Wechseloperation durchgeführt werden.

Diese erfolgte in einem Fall (PAT 7) nach 62 Monaten (ca. 5 Jahre) auf Grund einer Fraktur im proximalen Femur. Radiologische Hinweise auf eine Nekrose im proximalen Femurbereich wurden bereits 9 Monate nach Implantation gefunden.
Zur weiteren Diagnostik erfolgte eine Angiographie, die eine Anomalie der A. circumflexa media zeigte. Der Patient lehnte bei Beschwerdefreiheit eine Revision ab.
Die Wechseloperation erfolgte nachdem es zu einer sekundären Schenkelhalsfraktur bei Kopfnekrose kam. Eine Schaftendoprothese mit Großkopf wurde implantiert. Die Pfanne konnte belassen werden. Der weitere Verlauf war dann problemlos.
Ob die Gefäßanomalie für das Fehlschlagen des Oberflächenersatzes verantwortlich war, ist letztlich unklar.
Auch die histologische Untersuchung des Explantates erbrachte keine definitive Aussage bezüglich der Versagensursache.

Im zweiten Revisionsfall (PAT 36) wurde 29 Monate (2 ¼ Jahre) nach Primärimplantation auf Grund persistierender Schmerzen in einer anderen Klinik ein Komplettwechsel durchgeführt. Intraoperativ gab es laut OP-Bericht Anhalte für ein Impingement mit daraus folgender Pfannenlockerung.
Ergebnisse einer pathologisch-histologischen Untersuchung lagen nicht vor.

Das zeitliche Auftreten der Komplikationen lässt sich mit der Aussage von Morlock et al. in Übereinklang bringen. Wie oben erwähnt werden Frühversager durch femorale Probleme und Spätversager (>1 Jahr) durch acetabuläre Probleme bedingt. Wie diese beiden Fälle belegen. [178]

Die Ergebnisse des Oberflächenersatzes werden von einem komplexen Zusammenspiel **Patienten-, Implantat- und Operationsbezogener Risikofaktoren** beeinflusst.

Als wichtigste **Patienten bezogene Risikofaktoren** einer Revision wurden die zur Operation führende Diagnose, das Geschlecht der Patienten, die Komponentengröße und das Patientenalter identifiziert. [49,164]

So zeigte sich ein signifikant höheres Risiko des Versagens nach der Implantation einer Oberflächenersatzendoprothese bei Hüftdysplasie oder Hüftkopfnekrose.
Im Vergleich zur Standard Hüftendoprothetik (3%) liegt bei einer Dysplasie ein 4fach höheres 5-Jahres-Revisionsrisiko und bei der Hüftkopfnekrose eine doppelt so hohes vor. [273,201] Dabei ist zusätzlich bei Knochenzysten größer 1cm mit schlechteren Ergebnissen zu rechnen. [26,12,]

Frauen haben bei Vorliegen einer primären Arthrose ein 2,5fach höheres Versagensrisiko als Männer.[273,201] Betrachtet man aber nur die Komponenten größer oder gleich 50mm lässt sich dieser Unterschied nicht mehr nachweisen. [17] Bezüglich des Patientenalters fällt ein deutlicher Anstieg der Revisionen bei Frauen zwischen 55 und 64 Jahren auf. [201]

Unklar ist der Einfluss des BMI und des Aktivitätslevels auf das Outcome.
Während Banerjee et al. keinen negativen Einfluss einer hohen sportlichen Aktivität nachweisen konnten, brachte Amstutz et al. die schlechteren Ergebnisse bei Patienten mit einem niedrigen Body-Mass-Index (< 30Kg/m^2) mit einem höheren Aktivitätslevel in Verbindung. [23,17] Es ist aber zu beachten, dass ein niedriger BMI auch mit kleineren Implantaten verbunden ist. [26]

In unserem Patientenkollektiv wurde eine Oberflächenersatzprothese in 2 Fällen bei einer Hüftkopfnekrose und in 19% (6 Hüften) bei einer Hüftdysplasie implantiert.
Ein wie in der Literatur beschriebenes erhöhtes Revisionsrisiko innerhalb von 5 Jahren können wir für diese beiden Entitäten nicht bestätigen.
Keiner unser Versager gehörte einer dieser Gruppen an.
Einschränkend muss darauf hingewiesen werden, dass in den beiden Fällen mit einer Hüftkopfnekrose keine Zysten größer 1 Zentimeter vorhanden waren und bei den Patienten mit einer Hüftdysplasie nur in drei Fällen eine schwere Fehlform der Pfanne vorlag.
Insgesamt erfolgte die Implantation zum größten Teil beim Vorliegen einer primären Arthrose sowie einer nur milden Dysplasie oder Nekrose.
Des Weiteren erfolgte die Implantation der Durom® Hip Resurfacing Prothese nur in 22,6% der Fälle bei Frauen (11 Hüften) und nur in 5 Fällen wurde eine Prothese < 50mm implantiert.
Das Patientenalter zu Zeitpunkt des Eingriffs lag mit durchschnittlich 50,7 Jahren außerhalb des Bereiches von 55 bis 64 Jahren mit einem nachgewiesen erhöhten Risiko für Revisionen.
Eine Untersuchung bezüglich des sportlichen Aktivitätslevels erfolgte in dieser Arbeit nicht.
Der BMI lag im Mittel bei 25,89 Kg/m^2 und damit in einem Bereich der in der Literatur mit schlechteren Ergebnissen verbunden ist. Dies lässt sich bei nur 2 Revisionen nur eingeschränkt beurteilen.

Insgesamt liegt in dieser Arbeit ein vorteilhaftes Patientenkollektiv vor. Es wurden nur wenig Patienten mit einer Hüftdysplasie oder Femurkopfnekrose operiert. Ein großer Prozentsatz an Männern erhielt eine Oberflächenersatzprothese und es wurden jüngere Patienten operiert. Auch bezüglich der Prothesengröße wurden nur in 5 Fällen kleine Implantate (< 50mm) verwendet.
Dies kann als Erklärung der guten Ergebnisse dienen und im Rückschluss die Angaben in der Literatur bestätigen.

Implantat bezogene Einflussfaktoren betreffen zum einen die Materialeigenschaften und das Design der Prothesen.

Die Materialeigenschaften der Oberflächenersatzprothesen werden stark durch den Produktionsprozess beeinflusst. Es wird zwischen gegossenen und geschmiedeten Formen mit einer abschließenden Druck oder Hitzebehandlung unterschieden.
Speziell der enthaltene Carbidanteil hat dabei Einfluss auf die Widerstandsfähigkeit und den Metallabrieb der Komponenten. [43]
Vendiotolli et al. konnten für geschmiedete Oberflächenersatzprothesen mit einem hohen Carbidanteil die geringste Abgabe von Metallionen nachweisen. [255]

Auch die Größe des Implantates an sich beeinflusst das Abriebverhalten. So fanden Langton et al. sowie weitere Studien einen vermehrten Verschleiß bei kleinen Komponenten. [145,1,67]
Als Gründe wurden ein stabilerer Flüssigkeitsfilm zwischen den Gelenkpartnern bei größeren Implantaten [152,153] und eine geringere Widerstandsfähigkeit kleiner Prothesen gegen Deformierungen beim Einschlagen in das Acetabulum identifiziert. [152]
Kleine Komponenten neigen auch dazu bezüglich der Inklination und Anteversion falsch positioniert zu werden. [125,141]
Dies hat wie oben noch aufgezeigt wird ebenfalls Einfluss auf das Abriebverhalten.
Yates et al. publizierten bei der Verwendung von 44mm Kappenprothesen ein mehr als 5fach erhöhtes Revisionsrisiko im Vergleich zu Komponenten größer oder gleich 50mm.
Bei den Größen 45mm bis 49mm war das Risiko noch um das 3fache erhöht. [269]

Allgemein unterliegen Metall-Metall-Gleitpaarungen zunächst einem vermehrten **Abrieb**, dem sog. Einlaufverschleiß, der später zu einem konstanten Dauerverschleiß abfällt.
In Simulatorstudien wurde das Abriebverhalten von Metasul® Implantaten untersucht. Es zeigten sich dabei ein Einlaufverschleiß von ca. 6,5 mm^3/Jahr und ein Dauerverschleiß von etwa 0,4 mm^3/Jahr. [207,196]
Im Rahmen anderer Studien werden durchschnittliche Metallabriebmengen von 1,0 und 2,3 mm^3/Jahr angegeben. [170,180]

Für die bei Metall-Metall-Gleitpaarungen freigesetzten Metallionen können systemische, lokale und zelluläre Reaktionen nachgewiesen werden.

Bezüglich der *systemischen Reaktionen* ist bekannt, dass die durch Abrieb freigesetzten Ionen des Chroms und Kobalts Bindungen vor allem mit dem körpereigenen Albumin eingehen.
Sie werden dadurch über das Blutplasma im gesamten menschlichen Körper verteilt und sind dann im Serum, den Erythrozyten und Urin nachweisbar. [101,171,20,52,53,120,266]

Eine Arbeit von Heisel et al. stellte dabei fest, dass die Konzentration der Metallionen im Körper von der Menge des Abriebs während der Einlaufphase abhängt und nicht von der Aktivität des Patienten. [108]
Nach Implantation einer Metall-Metall-Gleitpaarung lassen sich nach 6-9 Monate ein Anstieg der Kobalt und Chrom Ionen im Serum als Folge des Einlaufverschleißes nachweisen.
Es werden dabei im Vergleich zu präoperativ 10- bzw. 16-fach erhöhte Werte erreicht. [20,52]
Daniel et al. fanden bei einer erhöhten Kobaltkonzentration im Blut auch eine steigende renale Kobalt Ausscheidung. Von einer Kumulation im Körper wird somit bei normaler Nierenfunktion nicht ausgegangen, selbst wenn deutlich erhöhte Serumwerte vorliegen. [53]
Bei einer schweren Niereninsuffizienz jedoch konnten bis zu 100-fach erhöhte Metallionenkonzentrationen im Körper festgestellt werden. [35]

Für die vor allem hepatisch ausgeschiedenen Chrom-Partikel konnte in Tierexperimenten eine Anreicherung in der Leber nachgewiesen werden. Für Menschen liegen keine Tests vor. [124]

Welche Folge die nachgewiesenen Metallionen auf die Ergebnisse des Oberflächenersatzes hat ist umstritten.

Eine mögliche Hypersensibilisierung durch Metallionen und das Vorgehen bei einer bestehenden Metallallergie wird in Studien kontrovers diskutiert.
In der Normalbevölkerung werden eine Nickelallergie mit ca. 13%, eine Chromallergie mit ca. 5% und eine Allergie gegen Kobalt mit etwa 1% angegeben. [69,123,211]
Auffällig ist dabei, dass Männer deutlich seltener betroffen sind und dass Frauen unter 40 Jahren 3mal sensibler auf Nickel reagieren als ältere Frauen. [218]
Bezüglich des Risikos einer Hypersensibilisierung nach Implantation einer Metall-Metall-Gleitpaarung finden sich in der Literatur unterschiedliche Daten.
So berichtet zum einen Duchna et al. von keinem erhöhten Hypersensibilisierungs-Risiko [68] während Hallab et al. ein 2,5fach erhöhtes Risiko angibt, das bei einer Implantatlockerung sogar auf das 6fache steigt. [102] Es ist aus histologischen und biochemischen Untersuchungen bekannt, dass Ionen auf Grund ihres Bindungsbestrebens Metall-Protein-Komplexe bilden können, die dann unter Umständen im Rahmen der Immunantwort des Körpers eine Hypersensibilisierung verursachen können. [103] Durch eine sich entwickelnde spezifische Sensibilisierung der Lymphozyten gegen Legierungsbestandteile oder eine schon bestehende Allergie können wohl Überempfindlichkeitsreaktionen entstehen. [246]
Im Rahmen der metallimplantat-assoziierten Allergien stehen vor allem die T-Lymphozyten vermittelte Typ-IV-Reaktion (Spätreaktion) im Vordergrund. [218]
Mögliche Folgen sind ekzematische Hautreaktionen. Unter Umständen sind auch unklare Schmerzen nach Implantation einer Metall-Metall-Paarung dadurch verursacht. [102]

Granchi et al. publizierte eine kürzere Überlebenszeit der Implantate bei Patienten mit einer Metallallergie. [95] Schwere Komplikationen durch eine Unverträglichkeit traten aber laut Datenlage nur in 0,002 bis 1% der Fälle auf. [227]

Bei der Frage ob präoperative Hauttests zur Abklärung einer möglichen bestehenden Allergie sinnvoll sind, ist zu beachten, dass aktuell noch nicht klar ist ob eine Reaktion im Hauttest auch mit einer Reaktion auf die in den Legierungen enthaltenen Stoffen korreliert. [246]
Shimmin et al. vertritt die Meinung, dass zum heutigen Zeitpunkt kein Test vorliegt, der es erlaubt das Risiko einer Metallallergie oder Hypersensibilisierungsreaktion abzuschätzen. [223]

Als *lokale Reaktionen* des Körpers auf die abgegebenen Metallionen werden in der Literatur Gewebsnekrosen, [192] periprotetische Osteolysen, [17] und sogenannte Pseudotumoren angegeben. [105]

Die im Rahmen von Revisionen entfernten Gewebsneubildungen imponieren makroskopisch als solide oder zystische Tumoren. Histologisch zeigt sich eine Nekrose mit dem Nachweis von B-Lymphozyten, T-Lymphozyten und Plasmazellen. [195]

Osteolysen im Prothesenbereich sind durch den Nachweis von Makrophagen und T-Lymphozyten charakterisiert. [197] Als Ursache der Knochendestruktion wird eine lokale zelluläre Abwehrreaktion des Körpers auf Metall-Ionen vermutet. [265,17,41]

Pandit et al. berichtet darüber hinaus von einer Immunantwort des Körpers auf die im periartikulären Gewebe abgelagerten Metallionen. [195]

Im Rahmen einer histologischen Untersuchung von 13 revidierten Endoprothesen mit einer Metall-Metall-Gleitpaarung, konnten in 10 Fällen perivaskuläre Infiltrate als Hinweis auf eine Hypersensibilisierung gefunden werden. [25]
Patienten mit Osteolysen zeigen eine erhöhte Rate an Kobalt-Allergien bei Hauttests, so dass Park et al. von einer Hypersensibilisierungsreaktion gegen Metallionen ausgeht. [197]
Willert et al. vermuten auch hier eine T-Lymphozyten vermittelte Typ IV Reaktion vom verzögerten Typ. [265]

Da sich aber pseudotumorartige Veränderungen auch bei Patienten ohne nachgewiesen erhöhten Abrieb oder einer Metallallergie finden, ist eine abschließende Beurteilung diese Problems noch nicht möglich. [41]

Auf *zellulärer Ebene* sind verschiedene Effekte der Metallionen auf die DNA und die Chromosomen nachgewiesen worden. [268,62,160,144]

In Arbeiten von Shimmin et al. und Willert et al. wird von einer Erhöhung des Krebsrisikos durch Metallionen berichtet. [221,265]

Große epidemiologische Studien konnten jedoch keinen signifikanten Einfluss der Metall-Metall-Gleitpaarung auf die Bildung von Neoplasien feststellen. [191,257]

Bei Untersuchungen bezüglich des Implantatdesigns zeigten DeHaan et al. auf, dass Oberflächenersatzprothesen perse durch ein geringes Kopf-Hals Verhältnis das Risiko eines Impingements zwischen verbliebenen Schenkelhals und Pfannenrand bergen. [58]

Die implantatbezogenen Faktoren beeinflussen **zusammenfassend** vor allem das Abriebverhalten der Metal-Metal-Gleitpaarung. Wie Untersuchungen zeigten ist ein vermehrter Abrieb wohl mit einer erhöhten Revisionsrate verbunden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde keine spezielle Untersuchung bezüglich der freigesetzten Metallionen durchgeführt. Es kann aber eine Korrelation der in der Literatur beschriebenen Risikofaktoren, die mit einem erhöhten Abrieb verbunden sind, mit den Ergebnissen diese Untersuchung durchgeführt werden.
Die nachuntersuchte Durom® Hip Resurfacing Prothese an sich erfüllt durch den Fertigungsprozess und einen hohen Karbidanteil die Voraussetzung für einen geringen Abrieb. Bei nur 5 Kappenprothesen kleiner 50mm liegt auch diesbezüglich eine vorteilhafte Grundlage bezüglich einer geringen Metallionenabgabe vor.
Das weibliche Geschlecht neigt vermehrt zu allergischen Reaktionen. Durch die geringe Anzahl an operierten Frauen ist somit das Risiko bezüglich einer Hypersensibilisierung in diesem Patentenkollektiv gering.
Die Auswirkung einer bestehenden Metallallergie auf die Standzeit der Kappenprothesen ist an Hand der aktuellen Studienlage nicht eindeutig zu klären. In dieser Arbeit wurde bei einer bekannten Metallallergie keine Oberflächenersatzprothese implantiert.
Dies könnte eine weitere Minimierung des Revisionsrisikos darstellen und die guten Ergebnisse erklären.
Da bei der Indikationsstellung auch dezidiert auf eine normale Nierenfunktion der Patienten geachtet wurde, ist davon auszugehen, dass es zu keiner Metallionen-Kumulation im Körper kam.

Zusammenfassend lag also bezüglich des Patientenkollektivs eine vorteilhafte Verteilung vor, die nur einen geringen Verschleiß und damit auch eine geringe Rate an abriebbedingten Komplikatien erwarten lässt.

Auch **Operationsbedingte Risikofaktoren** sind von großer Bedeutung für die Ergebnisse der Oberflächenersatzendoprothetik.

Mehrere Untersuchungen, unter anderem von Amstutz et al., konnten zeigen, dass eine steigende Erfahrung des Operateurs sowie eine verbesserte Operationstechnik mit einer geringeren Revisionsrate und einem besseren funktionellem Outcome verbunden sind. [17,225,174]
In einer Arbeit von Flamme und Wirth wurde die Auswirkung der Lernkurve in der Standart-Endoprothetik untersucht. Dabei zeigte sich erst nach 20 Operationen ein Absinken der operationsbedingten Komplikationen. Es scheinen vor allem die technischen Besonderheiten eines neuen Verfahrens ins Gewicht zu fallen und weniger die allgemeine operative Erfahrung des Operateurs. Der Effekt der Lernkurve wirkte sich bei niedrigen Fallzahlen stärker aus. [78]
Ein Zusammenhang zwischen der Lernkurve und dem Auftreten von Komplikationen konnte auch für den Oberflächenersatz nachgewiesen werden. [188,178,225]
Marker et al. zeigte, dass mit der Häufigkeit der durchgeführten Operation auch die Rate an Schenkelhalsfrakturen abnahm. [159] Abschließend ist die Rolle der Lernkurve aber noch nicht geklärt, wie Nunley et al. feststellten. [188]

In dieser Arbeit war ein Einfluss der Lernkurve auf die Komplikationsrate nicht nachweisbar. So wurden einer der revidierten Fälle (Nr 36) außerhalb und der zweite (Nr 6) innerhalb der Lernkurve primärimplantiert.
Alle Operationen wurden von denselben Operateuren, zum Teil auch zusammen, durchgeführt. Beide besitzen eine langjährige Erfahrung in der Endoprothetik.
Der von Flamme et al. berichtete geringere Einfluss der operativen Erfahrung gegenüber dem großen Einfluss einer neuen Methode lässt sich in dieser Nachuntersuchung nicht bestätigen.

Eine häufige Versagensursache der Oberflächenersatzendoprothetik stellt die Fraktur im proximalen Femurbereich dar.
Als Risikofaktoren wurden von Shimin et al. in 85% der Fälle ein zu starker Varus der Femurkomponente und ein intraoperatives Notching angegeben. [220]

In einer Untersuchung von frakturbedingten Versagensfällen konnten drei verschiedene Formen identifiziert werden. [270]

Die sogenannte *akute nichtnekrotische Fraktur* (9%) zeigt sich außerhalb der Kappenkomponente. Sie wird vor allem durch das intraoperative sog. Necknotching verursacht.
Eine prospektive Studie von Marker et al. untersuchte anhand von 550 Kappenprothesen den Zusammenhang zwischen intraoperativem Notching und dem Auftreten von Schenkelhalsfrakturen. Es konnte nachgewiesen werden, dass es im Falle einer intraoperativen Verletzung des Schenkelhalses zu einer signifikant höheren Rate an Brüchen kam. [159]

Als Ursache für das Notching wird die Tatsache diskutiert, dass eine exakte zentrale Positionierung des Zielinstrumentariums im Schenkelhals nur in Ausnahmefällen gelingt.

Als Erklärung für die häufig auftretende Fehlplazierung des Istrumentariums wird eine intraoperative Enge (Adipositas, großes Zielinstrumentarium) und der physiologisch nicht runde Durchmesser des Schenkelhalses angegeben. [27]

Weitere 40% stellen die *chronischen nicht nekrotischen Frakturen* dar. Sie treten im Mittel 6 Monate postoperativ auf. Risikofaktoren stellen eine Varuspositonierung der femoralen Komponente und eine relative Verlängerung des Schenkelhalses durch einen zu dicken Zementmantel am proximalen Femurende dar. [270]

Als dritte Form (52%) wird die *akute nekrotische Fraktur* angeführt. Sie wird durchschnittlich 5 Monate postoperativ beobachtet. Ursächlich scheinen intraoperative Gefäßverletzungen und thermische Knochennekrosen durch den Zement zu sein. [270]

Die *intraoperative Schädigung der hüftkopfversorgenden Gefäße* konnte in der Literatur als wichtiger operationsabhängiger Einflussfaktor im Rahmen der Oberflächenersatz-endoprothetik identifiziert werden.
Eine Gefäßverletzung stellt eine mögliche Ursache avaskulärer Nekrosen dar. Diese bedingten wiederum periprothetische Frakturen, Verschmälerungen des Schenkelhalses und Lockerungen der Kappenkomponenten. [220,27,270]
Vor allem beim ausgedehnten posterolateralen Zugang ist die den Hüftkopf versorgende Arteria circumflexa femoris medialis gefährdet. [235,28]
In der Geschichte des Oberflächenersatzes an der Hüfte wurde zunächst vor allem der dorsale Zugang verwendet. Im weiteren Verlauf empfahlen Wagner und Zeiler auf Grund der hohen Versagensrate des Oberflächenersatzes den antero-lateralen Zugang. Das Risiko einer zugangsbedingten Hüftkopfnekrose sollte so minimiert werden. [259] Sie konnten zeigen, dass die für die Kopfdurchblutung wichtige A. circumflexa femoris medialis vor allem beim dorsalen Zugang gefährdet ist. [259]
Weitere Untersuchungen fanden ebenfalls eine Häufung von Verletzungen der kopfversorgenden Gefäße beim ausgedehnten dorsalen Zugang. [236,28]
Speziell eine Schonung des Ramus profundus der A. circumflexa femoris medialis muss gewährleistet werden. [259,235]
In einer Arbeit von Steffen et al. wurde beim dorsalen Zugang eine Minderung der Perfusion des Hüftkopfes um durchschnittlich 60% nachgewiesen. [235]
Dies wurde im Rahmen weiterer Arbeiten bestätigt. [5,236,28,137]
Im direkten Vergleich der beiden Zugangswege, wurden bei einem ventralen Zugang höhere Sauerstoffkonzentrationen im proximalen Femur gemessen. [236,5,137]

Bei allen Patienten dieser Arbeit erfolgte die Implantation der Oberflächenersatzpothesen über einen ventralen Zugang. Dadurch ist wie in der Literatur angegeben von einer größtmöglichen Schonung der Blutversorgung auszugehen.
Den beiden Versagensfällen lag in einem Fall eine Kopfnekrose zu Grunde. Zur weiteren Diagnostik erfolgte eine Angiographie der kopfversorgenden Gefäße. Dabei wurde eine Gefäßanomalie festgestellt. Ob diese als Ursache des Knochenuntergangs zu werten ist bleibt unklar, ist aber als wahrscheinlich anzusehen, da in keinem weiteren Fall eine Knochennekrose auftrat.
Verschmälerungen des Schenkelhalses in der ganzen Zirkumferenz konnten auf den Verlaufsröntgenaufnahmen in 3 Fällen identifiziert werden. Diese waren aber alle unter 5mm und hatten klinisch keine Relevanz.

Des Weiteren muss im Rahmen der Diskussion des Zugangsweges auf die Besonderheit eines zum Teil doch aufwendigen und platzintensiven Zielinstrumentariums hingewiesen werden. [154,173]
Dadurch ist ein größerer Zugang nötig, welcher an Sich das Risiko von Gefäß- und Nervenverletzungen erhöht.
Ein möglichst Platz sparendes Instrumentatrium sollte also verwendet werden, um bei einer guten Darstellung des Situs nicht unnötig materialbedingt große Zugänge zu benötigen.

Bei allen Operationen wurde ein speziell in unserer Klinik entwickeltes Zielinstrumentarium verwendet ***(Siehe Seite 16)***. Es ist darauf hinzuweisen, dass bei unserer Technik für die Positionierung des Zielinstrumentariums am lateralen Femur, eine zusätzliche Freilegung des proximalen Oberschenkelknochens nötig ist. Dies ist aber nur über einen größeren Zugang möglich.
Bei den guten in dieser Arbeit gezeigten Ergebnissen scheint dies jedoch keinen Einfluss auf das Outcome zu haben.

Betrachtet man die Kappenpositionierung, so wird in der Literatur berichtet, dass eine Fehlstellung der Kappe mit einer erhöhten Rate an Schenkelhalsfrakturen und Lockerungen verbunden ist. [223,254,12,174]
Long et al. beschreiben eine Valgusposition der Kappe von 10° zur anatomischen Schenkelhalsachse als biomechanisch günstig. [16]
Dabei ist aber zu beachten, dass durch eine zu starke Valguspositionierung das Risiko des Necknotchings steigt. [27]

Bei dieser Nachuntersuchung konnte in keinem Fall ein Notching des Schenkelhalses auf den postoperativen Röntgenbildern festgestellt werden.
Die Position der Kappe (Winkel Diaphyse zu femoraler Komponente) lag im Durchschnitt bei 132,9°. Bei 74,5% zeigte sich eine Position zwischen 125°-135°. Eine vermehrte Varusstellung > 5° fand sich bei 1 Hüfte und eine vermehrte Valgusstellung < 5° bei 2 Hüften. In diesen Fällen lagen aber bereits präoperativ erniedrigte bzw. erhöhte CCD-Winkel vor. Es wurde also der Anatomie des Patienten Rechnung getragen, um postoperativ eine physiologische Krafteinleitung in das proximale Femur zu ermöglichen.
Dies stellt einen Vorteil des in dieser Arbeit verwendeten Zielinstrumentariums dar. Eine exakte Übertragung der präoperativen Planung auf den intraoperativen Situs ist möglich. So kann eine intraoperative Fehlplatzierung der femoralen Komponente mit der Gefahr eines Necknotchings oder einer zu varischen Positionierung vermieden werden.
Der Vergleich der Kappenposition geplant zu implantiert bestätigt dies. Es wurde im Mittel eine Abweichung von nur 2,3° zwischen geplanter und implantierter Stellung der Femurkomponente festgestellt.

Auf acetabulärer Seite kann eine Steilstellung der Pfanne (vergrößerte Inklination) zu einer vermehrten Randbelastung führen. Dies bedingt einen vermehrten Abrieb und damit einen erhöhten Metallionenspiegel im Blut. [146,151]
Bei einer Inklination der Pfannenkomponente von mehr als 50-55° ist mit einer Randbelastung zu rechnen. [125]
In einer internationalen Versagensstudie von Morlock et al. wurde den Ursachen von fehlgeschlagenen Oberflächenersatzprothesen nachgegangen. Es erfolgte dabei die Analyse von 256 ausgebauten Kappenprothesen, wobei ein Hauptaugenmerk auf triebologische

Besonderheiten gelegt wurde. Allgemein war der Abrieb im Bereich der Pfanne 2- bis 3mal höher als im Bereich der Kappe. Auffällig war ein um das 20- bis 30fache erhöhtes Abriebsvolumen bei einer nachgewiesenen Randbelastung. Bei Versagern mit einer Randbelastung war die Pfanneninklination signifikant erhöht und das Volumen des Abriebs stieg signifikant mit der Zunahme der Pfanneninklination. In den Fällen mit einer korrekten Pfannenpositionierung war der Abrieb geringer. [179]

Wie von Lusty et al. gezeigt wurde, hat darüber hinaus auch die Anteversion der Pfanne einen wichtigen Einfluss auf das Abriebverhalten. Eine Fehlpositionierung in dieser Ebene führen ebenfalls zu einem vermehrten Abrieb. [156]

Die richtige Positionierung der Pfanne ist also entscheidend um ein möglichst geringes Abriebvolumen zu erhalten.

Honl et al. und Morlock et al. zeigten in diesem Zusammenhang auf, dass bei ventralen Zugängen der noch verbleibende proximale Femur die richtige Positionierung der Pfannenkomponente behindern kann. [115,178]
In einer andere Arbeit wird von einer vermehrten Inklination der Pfanne beim lateralen Zugang berichtet. Die Pfannenkomponente werde also bei einem vorderen Zugang steiler implantiert als bei einem dorsalen. [184]

Auch die Implantatgröße hat Einfluss auf die Implantatpositionierung. Kleine Komponenten neigen laut der Literatur eher dazu ungünstig bezüglich der Inklination und Anteversion positioniert zu werden. [125,141]

Die Nachuntersuchung dieser Arbeit zeigte bei 3 Hüften eine vermehrte Inklination (*51°*, *54°*; *59°*). In keinem Fall lag eine kleine Oberflächenersatzprothese (< 50mm) vor.
Es konnte hier keine Zusammenhang zwischen Komponentengröße und Positionierung festgestellt werden. Einen negativen Einfluss der zu starken Inklination in den drei oben genannten Fällen konnte nicht festgestellt werden. In den beiden Versagensfällen lag keine vermehrte Inklination vor.

Neben dem Einfluss der Pfannenposition auf den Abrieb konnte De Haan et al. aufzeigen, dass die exakte Einstellung der Pfanne (Inklination und Anteversion) entscheidend für das Vermeiden eines Anstoßens des Schenkelhalses gegen die Pfanne ist. [58] Die Wahrscheinlichkeit eines Impingements steigt, je geringer die Anteversion und Inklination der Pfanne ist. [21,87]
Die vor allem bei Beugung verursachten Leistenschmerzen können zu einem Scheitern der Kappenprothese führen. Morlock et al. konnte in zwei Studien erhöhte Inklinationswinkel in Fällen, die auf Grund persistierender Schmerzen gewechselt wurden, nachweisen. [178,179]

Zusätzlich besteht die Gefahr einer Lockerung der acetabulären Komponente durch das rezidivierende Anstoßen des Schenkelhalses am Pfannenrand. [88,148,201]
Intraoperativ muss daher eine Überprüfung bezüglich eines Impingements erfolgen. Bei einem dorsalen Zugang kann die Überprüfung eines ventralen Impingements erschwert bzw. nie möglich sein.

Eine verminderte Inklination zeigte sich nur in einem Fall. Klinische oder radiologische Hinweise auf ein Impingement fanden sich nicht.
Bei einem Revisionsfall (Nr.37) lag laut des auswärtigen OP-Berichtes eine Pfannenlockerung vor. Als Ursache wurde ein ventrales Impingement beschrieben.
Die für diese Arbeit vorliegenden Röntgenbilder dieses Falles konnten keine verminderte Inklination nachweisen. Ein axiales Röntgenbild zur Beurteilung der Anteversion lag nicht vor. Auf Grund der unzureichenden Bildgebung kann eine abschließende Beurteilung nicht vorgenommen werden.

Insgesamt muss es als Mangel dieser Arbeit angesehen werden, dass keine radiologische Beurteilung bezüglich der Anteversion der Pfanne erfolgte. Bei der klinischen Nachuntersuchung fand sich jedoch in keinem Fall Zeichen eines Impingements.

Die exakte Einstellung der femoralen und acetabulären Komponenten scheint zusammenfassend entscheidend das Outcome und die Revisionsrate der Oberflächenersatzendoprothetik zu beeinflussen.

Davis et al. empfehlen daher ein Verbesserung der Instrumentariums oder den Einsatz der Navigation um eine genauere Positionierung der Komponente zu erreichen. [56]

In dieser Arbeit konnte durch die Verwendung eines speziellen Zielinstrumentariums eine exakte Übertragung der präoperativen Planung auf den intraoperativen Befund erfolgen. Dadurch wurde das Risiko eines Notchings am Schenkelhals oder einer zu varischen Positionierung der Kappe reduziert. Dies kann als weitere Erklärung der guten Ergebnisse dieser Arbeit dienen.
Die gehäufte Fehlpositionierung der Pfanne bei einem lateralen Zugang konnte entgegen der Literatur nicht bestätigt werden.

Die *Zementiertechnik* der femoralen Komponente gilt als weiterer operationsspezifischer Einflussfaktor.

Der Zusammenhang von Kappenlockerung und Zementverteilung wurde von Morlock et al. in einer Arbeit untersucht. Bei 37% der 55 gelockerten und nachuntersuchten Prothesen wurde eine Zementpenetration in den Knochen von > 5mm, bei 6 % ein Zementmanteldicke von > 5mm und bei 20% beides gleichzeitig festgestellt. Weitere 6% zeigten insgesamt zu wenig Zement mit Lücken. Bei 26% lag ein insgesamt zu dicker ungleichmäßiger Zementmantel vor, welcher zu einem inkompletten Prothesensitz führte. [178]

Campell et al. konnten bei einer weiteren Untersuchung von 98 fehlgeschlagenen Kappenprothesen einen sehr inhomogenen Zementmantel feststellen. Es wurde innerhalb der Kappen eine Varianz des Zementausgusses von 11-89% der Knochenoberfläche nachgewiesen. Erfolgte die Revision auf Grund einer aseptischen Lockerung konnte eine signifikant größere Zementmenge nachgewiesen werden. Histologisch zeigte sich das Bild einer thermischen Knochenschädigung. [40]
Die Dicke des Zementmantels und die Tiefe der Zementpenetration kann abhängig von der Viskosität der Zementes, der Knochendichte und dem Implantat spezifischen Abstand zwischen gefrästem proximalen Femur und Kappenkomponente deutlich variierten. [180,224]
Ein zu tiefes eindringen des Zementes in den Knochen und ein zu dicker Zementmantel ist auf Grund eines erhöhten Risikos von thermischen Schäden zu vermeiden. [40]

Eine Zementpenetration von 3-4 mm und eine Zementdicke kleiner 5mm wird als ideal angesehen. [226]

Durch die Verwendung einer Absaugung über den kleinen Trochanter, die Verwendung einer Jet-Lavage, dem Debridement von Zysten und einem Loch in der Kappe scheint eine bessere Zementpenetration und Verteilung möglich. [14]

Eine weitere Untersuchung beschäftigte sich explizit mit der Gefahr thermischer Schäden bei der Zementierung von Oberflächenersatzendoprothesen.
Dabei wurde intraoperativ mit speziellen Sonden die Temperatur an der Knochen-Zementgrenze gemessen.
Es wurde in 4 Fällen unter Verwendung eines niedrigviskösen Knochenzementes und einer Zementauffüllung bis zur Hälfte der Kappe eine Maximaltemperatur von 68°C nachgewiesen.
Durch die Verwendung einer Absaugkanüle im Trochanter minor, der intensiven Benutzung der Jet-Lavage und einer frühzeitigen Reposition, konnte eine signifikante Verringerung der Maximaltemperatur erreicht werden. [90]

Falez et al. fanden die ausgeglichenste Zementverteilung mit einer maximalen Penetrationstiefe von 4 mm bei der Applikation eines hochviskösen Knochenzementes auf das proximale Femur. [73] Es treten bei diesem Vorgehen aber häufiger Zementlücken im proximalen 2/3 der Kappe auf. [213]

In einer Studie von Bitsch et al. wurden verschiedene Zementiertechniken und Zementarten am knochenvalidierten Karbonschaum-Modell untersucht.
Es zeigte sich eine optimale 3 mm tiefe Penetration mit gleichmäßiger Zementverteilung bei der Verwendung eines hochviskösen Zementes, welcher händisch auf das Knochenäquivalent appliziert wurde. Wurde die Kappe jedoch mit Zement gefüllt zeigte sich eine zu tiefe Knochenpenetration mit dem bekannten Risiko von thermischen Schäden und zusätzlich wurden Defekte des Zements vor allem distal lateral festgestellt. [29]
Scheerlinck et al. bestätigten jüngst diese Erkenntnisse. [213]

Für kleinere Komponenten wird allgemein eine schlechtere Langzeit Fixierung auf Grund einer geringeren Kontaktfläche des Zementes angenommen. [17]

Widersprüchlich zur Literatur wurde in unserem Vorgehen ein hochvisköser Zement in die Kappe appliziert. Eine vermehrte Rate an Nekrosen im proximalen Femurbereich konnten nicht nachgewiesen werden.
In einem Fall kam es zu einem Versagen auf Seiten der femoralen Komponente durch eine Knochennekrose. Ursache dafür schien aber die bereits erwähnte Gefäßanomalie zu sein.

Als weitere Versagensursache werden *heterotope Ossifikationen* angeführt. [267]

Gründe für periartikuläre Verkalkungen sind wohl eine intraoperative Gewebetraumatisierung welche auch vom Zugangsweg abhängt und eine Einsprengung von Spongiosamaterial beim Fräsen. [93]
Die Häufigkeit heterotoper Knochenneubildungen wird in einer Arbeit von Back et al. mit 58.63% angegeben. Ein Stadium 1 nach Brooker lag in 37.27%, ein Stadium 2 in 13.18% und ein Stadium 3 in 8.18% der Fälle vor. Männer waren am häufigsten betroffen.
Ein Einfluss auf das klinische Ergebnis konnte nicht nachgewiesen werden. [20]

Eine weitere Arbeit untersuchte den Effekt einer Abdeckung des Operationsfeldes bei der Fräsung des proximalen Femurs. Es wurde eine höhere Rate an Knochenneubildungen (58% zu 32%).bei Patienten festgestellt, bei denen keine Auffangvorrichtung für Knochenpartikel verwendet wurden. [219]

Nunley et al. konnte darüber hinaus nachweisen, dass durch eine postoperative NSAR Gabe die Inzidenz für Knochenneubildungen vermindert werden kann. [189]

Zusammenfassend werden als Prophylaxe eine Abdeckung des Operationsfeldes und die postoperative Gabe eines nichtsteroidalen Antiphlogistikums für 2 Wochen empfohlen. [97]
In Rahmen dieser Arbeit wurden heterotope Ossifikationen in 33% der Fälle (17 Hüften) nachgewiesen. Von diesen waren nach der Klassifikation von Brooker 12 dem Grad 1, 1 dem Grad 2 und 3 Hüften dem Grad 3 zuzuordnen.
Eine Revision auf Grund der Knochenneubildungen musste in keinem Fall durchgeführt werden. Auch ein Einfluß auf das Funktionelle Outcome lag nicht vor.
Die Rate an ektopen Knochenneubildungen liegt unter den von Back et al. veröffentlichten Werten. In unserem Vorgehen erfolgten die Abdeckung des Operationsgebietes und die Gabe von Indomet® 25 (1-1-1) für 2 Wochen. Dadurch konnte wohl, wie auch in anderen Studien berichtet, das Risiko heterotoper Ossifikationen verringert werden.

Für die Oberflächenersatzendoprothetik konnten mehrere Untersuchungen eine hohes postoperatives Aktivitätslevel und sehr gute Ergebnisse bezüglich der Lebensqualität aufzeigen. [186,40] In Studien von Lavigne et al. und Mont et al. wurden für die Kappenprothesen im Vergleich zur Totalendoprothetik bessere Ergebnisse bezüglich des Aktivitätslevels nachgewiesen. [175,147] Dies lag auch dann vor wenn eine Korrelation mit den jeweiligen präoperativen Werten erfolgte. [271]

Bezüglich des **Harris-Hip-Score** werden in der Literatur für Oberflächenersatzprothesen postoperativen Werte von 92.5 bis 96,8 Punkte angegeben. [93,89,202,212]

In dieser Arbeit wurde eine Steigerung von 55.45 auf 97,35 Punkte erreicht. Diese Zunahme war statistisch signifikant.

Für die Hüfttotalprothese werden niedrigere Werte zwischen 93 und 95,8 angegeben. [66,212]
Eine Korrelation unserer Ergebnisse für die Oberflächenersatzprothesen mit den Ergebnissen des Harris-Hip-Score bei Totalendoprothesen ist auf Grund eines nicht einheitlichen Patientenkollektivs nur eingeschränkt möglich.

Für die Verbesserung der Beweglichkeit nach Oberflächenersatzprothesen werden in der Literatur postoperative Gesamtwerte von 265° angegeben. [12]

Die Flexion nach Kappenprothesenimplantation verbessert sich laut Schmalzried et al. und anderen Arbeiten zwischen 17° und 32°. [216,253,23]
Im Rahmen einer Untersuchung an Leichen wurde die Beweglichkeit nach Implantation von Oberflächenersatzprothesen und Hüfttotalprothesen verglichen. Es zeigte sich eine Flexionsfähigkeit von durchschnittlich 111° für die Kappenprothesen und von 131° für die stielbasierten Implantate. Die Beugefähigkeit war nur bei Letzt genannter im Bereich einer normalen Hüfte. [121]

Als Erklärung für die schlechteren Werte der Oberflächenersatzendoprothetik wird das geringe Kopf-Hals-Verhältnis angeführt. Mehrere Arbeiten konnten in diesem Zusammenhang feststellen, dass ein geringes Verhältnis zwischen Kopf und Hals mit einer Abnahme der Flexion verbunden ist. [63,141]

In dieser Studie wurde eine postoperative Gesamtbeweglichkeit von 212,16° erreicht.
Die postoperative Flexionsfähigkeit lag bei durchschnittlich 107°. Eine statistisch signifikante Steigerung von präoperativ auf postoperativ lag nicht vor.
Diese Werte sind schlechter als in der Literatur angegeben. Eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse liegt auf Grund verschiedener Patientenkollektive auch hier nicht vor.
Zusammenfassend kann zwar nach der Implantation eines Oberflächenersatzes eine verbesserte Beweglichkeit erreicht werden, diese liegt aber unter den Ergebnissen der Hüfttotalendoprothesen.

5. Zusammenfassung

In der II. Orthopädischen Klinik der Hessing Stiftung Augsburg wurden im Zeitraum von Juni 2004 bis Dezember 2006 bei 53 Patienten 55 Durom®-Hip Resurfacing Prothesen implantiert.
Zwei der 53 operierten Patienten wurde von uns nicht erreicht. Es konnte somit von 2 implantierten Kappenprothesen keine Nachuntersuchung durchgeführt werden. Zusätzlich mussten 2 Kappenprothesen bei 2 Patienten revidiert werden. Die durchschnittliche Nachbeobachtungszeit betrug 61,1 Monate. Eine klinische und radiologische Untersuchung erfolge bei insgesamt 49 Patienten und es wurden 51 Oberflächenersatzprothesen nachuntersucht.
Es wurden 53 Durom®-Kappenprothesen bei 11 Frauen (22,6%) und 40 Männer (77,4%) implantiert. Beidseits erfolgte die Implantation bei je einer Frau und einem Mann. Das mittlere Alter zum Operationszeitpunkt betrug 50,7 Jahre. In 64,6% der Fälle war eine primäre Coxarthrose der Grund für einen prothetischen Ersatz des Hüftgelenkes. Es mussten 2 Wechseloperationen (3,8 %) durchgeführt werden. In einem Fall kam es 49,3 Monate postoperativ bei bekannter Osteonekrose des proximalen Femurs zu einer sekundären Schenkelhalsfraktur. Es erfolgte dann ein Wechsel der Kappe auf eine Schaftprothese mit Großkopf. Bei einer weiteren Hüfte war die Hüftpfanne betroffen. In diesem Fall wurde 27,6 Monate postoperativ wohl bei einer aseptischen Pfannenlockerung in einer anderen Klinik ein Komplettwechsel durchgeführt. Es ergab sich eine 5 Jahres Überlebensrate von 96,06%. Im australischen Prothesenregister werden für die Durom® Hip Resurfacing Prothese deutlich schlechtere Werte angegeben. Dies konnte in dieser Arbeit nicht bestätigt werden.
Der Harris-Hip-Score erreichte postoperativ im Mittel 97,35 Punkte, der Ausgangswert präoperativ war 55,45 Punkte. Dies stellte eine statistisch signifikante Steigerung dar.
Bei 48 operierten Hüften (94,2%) wurde postoperativ ein sehr gutes Ergebnis (90-100 Punkte) im Harris-Hip-Score erzielt. Der Bewegungsumfang gesamt steigerte sich von präoperativ 158,43° (Standardabweichung 33,174°) auf 212,16° (Standardabweichung 27,464°) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. (Minimum 160°, Maximum 280°). Eine Signifikanz dieses Anstieges lag aber nicht vor.
Bei der Radiologischen Auswertung zeigte sich in 74,5% der Implantate eine Position zwischen 125°- 135°. Eine Abweichung im Sinne einer Valgus- oder Varusposition > 5° lag in 3 Fällen vor. Die durchschnittliche Inklination der Pfanne betrug 43,9°. In 47 Fällen (92,1%) war die Pfanne zwischen 35°-50° zur Horizontalebene implantiert worden. Ein verminderte Inklination lag bei 1 Hüfte und ein vermehrte Inklination bei 3 Hüften vor. Die geplante und die implantierte Kappenposition differierten im Mittel um 2,3° mit einer maximalen Unterscheidung von 5° bei einem Patienten.
Für die Oberflächenersatzendoprothetik wird in der Literatur patienten-, implantat- und operationsbedingte Risikofaktoren bezüglich eines Versagens angegeben. In dieser Arbeit lag eine vorteilhafte Verteilung bezüglich Operationsdiagnose, Patientenalter, Geschlecht der Patienten und Implantatgröße vor. Auch die Positionierung der Komponenten war in den meisten Fällen als ideal anzusehen. Zusätzlich wurde eine exakte Übertragung der präoperativen Planung auf den intraoperativen Situs durch die Verwendung eines speziellen Instrumentariums nachgewiesen. Dadurch werden eine intraoperative Fehlplazierung der Kappenkomponente und das Necknotching vermieden.
Diese Faktoren scheinen Ursachen der besseren Überlebensrate des hier nachuntersuchten Patientenkollektivs zu sein. Mit der Durom®-Hip Resurfacing Prothese können also sehr gute mittelfristige Ergebnisse erreicht werden, wenn präoperativ eine strenge Patientenauswahl erfolgt und intraoperativ eine exakte Implantatpositionierung gelingt.

6. Literaturverzeichnis

1. ***Affatato S., Leardini W., Jedenmalm A.:***
Larger diameter bearings reduce wear in metal on-metal hip implants.
Clin Orthop Relat Res 456:153–158 (2007)

2. ***Alicea J.A., Insall J.N., Scuderi G.R., Wilets I.:***
Comperative Analysis of Outcome Scores in Total Knee Arthroplasty.
American Academy of Orthopedic Surgeons Annual Meeting, Orlando; Paper 72 (1995)

3. ***Altman R., Asch E., Bloch D., Bole G., Borenstein D., Brandt K., Christy W., Cooke T.D., Greenwald R., Hochberg M.:***
Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association.
Arthritis Rheum 29:1039-1049 (1986)

4. ***Altman R., Alarcon G., Appelrouth D., Bloch D., Borenstein D., Brandt K., Brown C., Cooke T.D., Daniel W., Feldman D.:***
The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip.
Arthritis Rheum 34:505-514 (1991)

5. ***Amarasekera H.W., Costa M.L., Foguet P. Krikler S.J., Prakash U., Griffin D.R.:***
The blood flow to the femoral head/neck junction during resurfacing arthroplasty: A comparison of two approaches using laser doppler flowmetry.
J Bone Joint Surg (Br) 90:442–445 (2008)

6. ***Amstutz H.C., Clarke I.C., Cristie J.:***
Total hip articular replacement by internal eccentric shells.
Clin Orthop Relat Res 128:261–284 (1977)

7. ***Amstutz H.C., Graff-Radford A., Gruen T.A., Clarke I.C.:***
THARIES surface replacements.
Clin Orthop Relat Res 134:87–101 (1978)

8. ***Amstutz H.C., Thomas B.J., Jinnah R., Kim W., Grogan T., Yale C.:***
Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Am) 66:228-241 (1984)

9. ***Amstutz H.C., Dorey F., O'Carroll P.F.:***
THARIES Resurfacing Arthroplasty: Evolution and Long-Term Results.
Clin Orthop Relat Res 213:92-114 (1986)

10. ***Amstutz, H.C., Grigoris P.:***
Metal on metal bearings in hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 8:11-34 (1996)

11. Amstutz H.C., Grigoris P., Dorey F.J.:
Evolution and future of surface replacement of the hip.
J Orthop Sci 3:169-186 (1998)

12. Amstutz H.C., Beaule P.E., Dorey F.J., Le Duff M.J., Campbell P.A., Gruen T.A.:
Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study.
J Bone Joint Surg (Am) 86:28–39 (2004)

13. Amstutz H.C., Campbell P.A., Le Duff M.J.:
Fracture of the neck of the femur after surface arthroplasty of the hip.
J Bone Joint Surg (Am) 86:1874-1877 (2004)

14. Amstutz H., Le Duff M., Campbell P., Dorey F.:
The effects of technique changes on aseptic loosening of the femoral component in hip resurfacing. Results of 600 Conserve Plus with a 3–9 year follow-up.
J Arthroplasty 22:481–489 (2007)

15. Amstutz H.C., Le Duff M.J.:
Eleven years of experience with metal-on metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus.
J Arthroplasty 23:36-43 (2008)

16. Amstutz H.C., Le Duff M.J., Campbell P.A.:
Clinical and radiographic results of metal-on metal hip resurfacing with a minimum ten-year follow-up.
J Bone Joint Surg (Am) 92:2663–2671 (2010)

17. Amstutz H.C., Wisk L.E., Le Duff M.J.:
Sex as a patient selection criterion for metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty.
J Arthroplasty 26:198-208 (2011)

18. Anderson J.J., Felson D.T.:
Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I). Evidence for an association with overweight, race and physical demands of work.
Am J Epidemiol 128:179–189 (1988)

19. Aufranc O.E.:
Constructive hip surgery with the vitalliummould. A report of 100 cases of arthroplasty of the hip over a fifteen-year period.
J Bone Joint Surg (Am) 39:237 (1957)

20. Back D.L., Dalziel R., Young D., Shimmin A.:
Early results of primary Birmingham hip resurfacings. An independent prospective study of the first 230 hips,
J Bone Joint Surg (Br) 87:324-329 (2005)

21. Bader R., Kluss D., Gerdesmeyer L.:
Biomechanical aspects of the implant fixation and kinematics of hip resurfacing systems.
Orthopäde 37:634–643 (2008)

22. ***Ball S.T., Le Duff M.J., Amstutz H.C.:*** *Early results of conversion of a failed femoral component in hip resurfacing arthroplasty.*
J Bone Joint Surg (Am) 89:735-741 (2007)

23. ***Banerjee M., Bouillon B., Banerjee C., Bäthis H., Lefering R., Nardini M., Schmidt J.:***
Sports activity after total hip resurfacing.
Am J Sports Med 38:1229-1236 (2010)

24. ***Bauer R., Kerschbaumer F., Poisel S., Oberthaler W.:***
The transgluteal approach to the hip joint.
Arch Orthop Trauma Surg 95:47-49(1979)

25. ***Baur W., Honle W., Willert H.G., Schuh A.:***
Histopathologische Veränderungen im umgebenden Gewebe von revidierten Metall/Metallgleitpaarungen.
Orthopäde 34:225–233 (2005)

26. ***Beaulé P.E., Dorey F.J., LeDuff M., Gruen T., Amstutz H.C.:***
Risk factors affecting outcome of metal-on metal surface arthroplasty of the hip.
Clin Orthop Relat Res 418:87-93 (2004)

27. ***Beaule P.E., Campbell P.A., Hoke R., Dorey F.:***
Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip: a vascular study.
J Bone Joint Surg (Br) 88:35–39 (2006)

28. ***Beaulé P.E., Campbell P.A., Shim P.:***
Femoral head blood flow during hip resurfacing.
Clin Orthop Rel Res 456:148-152 (2007)

29. ***Bitsch R.G., Heisel C., Silva M., Schmalzried T.P.:***
Femoral cementing technique for hip resurfacing arthroplasty.
J Orthop Res 25:423–431 (2007)

30. ***Bell R.S.:***
A Study of Implant Failure in the Wagner Resurfacing Arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Br) 67:1165-1175 (1985)

31. ***Böhm R., Schraml A., Schuh A.:***
Long-termresults with the Wagner metal-on-metal hip resurfacing prosthesis.
Hip International 16:58–64 (2006)

32. ***Blount W.P.:***
Proximal Ostotomies of the Femur.
Amer Acad Orthop Surgeons Instr Course Lectures Vol. IX (1952)

33. ***Bombelli R., Santore R.F.:***
Zementlose, isoelastische Totalendoprothesenarthroplastik des Hüftgelenks: Vorläufiger Bericht der 215 konsekutiven Fälle. Aus: Morscher E.: Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen.
Springer, Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo; S.216-225 (1993)

34. Boutin, P.:
Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 58:229-246 (1972)

35. Brodner W., Grohs J.G., Bitzan P.:
Serumcobalt- und Serumchromspiegel bei zwei chronisch niereninsuffizienten Patientinnen mit Hüfttotalendoprothese und Metall-Metall-Gleitpaarung.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 138:425–429 (2000)

36. Brooker A.F., Bowerman J.W., Robinson R.A., Riley Jr. L.H.:
Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification.
J Bone Joint Surg (Am) 55:1629-32(1973)

37. Buchholz H.W.:
Joint surgery in advanced age.
Verh Dtsch Ges Pathol 59:258-259 (1975)

38. Callaghan J.J., Albright J.C., Goetz D.D., Olejniczak J.P., Johnston R.C.:
Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year followup.
J Bone Joint Surg (Am) 82:487-497 (2000)

39. Campbell P., Mirra J., Amstutz H.C.:
Viability of femoral heads treated with resurfacing arthroplasty.
J Arthroplasty 15:120–122 (2000)

40. Campbell P., Beaulé P.E., Ebramzadeh E., Le Duff M.J., De Smet K., Lu Z., Amstutz H.C.:
The John Charnley Award: a study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties.
Clin Orthop Relat Res 453:35–46 (2006)

41. Campbell P., Ebramzadeh E., Nelson S., Takamura K., De Smet K., Amstutz A.C.:
Histologic features of pseudotumour-like tissues from metal-on-metal hips.
Clin Orthop Relat Res 468:2321-2327 (2010)

42. Capello W.N., Ireland P.H., Tramell T.R., Eicher P.:
Conservative total hip arthroplasty; a procedure to conserve bone stock. Part I and Part II.
Clin Orthop Relat Res 134: 59–74 (1978)

43. Catelas I., Bobyn J.D., Medley J.B., Krygier J.J., Zukor D.J., Huk O.L.:
Size, shape, and composition of wear particles from metal-metal hip simulator testing: effects of alloy and number of loading cycles.
J Biomed Mater Res A 67:312-327 (2003)

44. Chandler H.P.:
THA in patients younger than 30 years old.
J Bone Joint Surg (Am) 63:1426-1434 (1981)

45. ***Charnley J.:***
Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur.
J Bone Joint Surg (Br) 42:28-30 (1960)

46. ***Charnley J.:***
Athroplasty of the hip a new operation.
The Lancet 27:1129-1132 (1961)

47. ***Charnley J.:***
Tissue Reactions to Polytetrafluoroethylen.
The Lancet 29:1379-1384 (1963)

48. ***Charnley J.:***
Total hip replacement by low - friction arthroplasty
Clin. Orthop Relat Res 72:46-68 (1970)

49. ***Corten K., MacDonald S.J.:***
Hip resurfacing data from national joint registries: What do they tell us? What do they not tell us?
Clin Orthop Relat Res 468:351-357 (2010)

50. ***Cutts S., Datta A., Ayoub K.:***
Early failure modalities in hip resurfacing.
Hip Intern 15:155–158 (2005)

51. ***Daniel J., Pynsent P.B., McMinn D.J.:***
Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis.
J Bone Joint Surg (Br) 86:177-184 (2004)

52. ***Daniel J., Ziaee H., Pynsent P.B., McMinn D.J.:***
The validity of serum levels as a surrogate measure of systemic exposure to metal ions in hip replacement.
J Bone Joint Surg (Br) 89:736-741 (2007)

53. ***Daniel J., Ziaee H., Pradhan C., Pynsent P.B., McMinn D.J.:***
Renal clearance of cobalt in relation to the use of metal-on-metal bearings in hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Am) 92:840-845 (2010)

54. ***Danielsson L.G.:***
Incidence and prognosis of coxarthrosis.
Acta Orthop Scand 66:1-114 (1964)

55. ***Davies A.P., Willert H.G., Campbell P.A., Learmonth I.D.,Case C.P.:***
An unusual lymphocytic perivascular infiltration in tissues around contemporary metal-on-metal joint replacements.
J Bone Joint Surg (Am) 87:18-27 (2005)

56. ***Davis ET, Gallie PA, Macgroarty K, Waddell JP, Schemitsch E***
The accuracy of image-free computer navigation in the placement of the femoral component of the Birmingham hip resurfacing: a cadaver study.
J Bone Joint Surg (Br) 89:557-560 (2007)

57. ***Debrunner A M.:***
Orthopädie, orthopädische Chirurgie: patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates.
Huber, Bern-Göttingen-Toronto-Seattle, S.579 (2002)

58. ***De Haan R., Campbell P.A., Su E.P., De Smet K.A.***
Revision of metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip: the influence of malpositioning of the components.
J Bone Joint Surg (Br) 90:1158-1163 (2008)

59. ***De Lee J.G., Charnley J.:***
Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.
Clin Orthop Relat Res 121:20-32 (1976)

60. ***De Smet K.A.:***
Belgium experience with metal on-metal surface arthroplasty.
Orthop Clin North Am 36:203-213 (2005)

61. ***De Steiger R.N., Miller L.N., Prosser G.H., Graves S.E., Davidson D.C., Stanford T.E.:***
Poor outcome of revised resurfacing hip arthroplasty, 397 cases from the Australian Joint Replacement Registry.
Acta Orthop 81:72-76. (2010)

62. ***Dizdaroglu M., Jaruga P., Birincioglu M., Rodriguez H.:***
Free radical-induced damage to DNA: mechanisms and measurement.
Free Radic Biol Med 32:1102-1115 (2002)

63. ***Doherty S., Thompson M., Usrey M.:***
Does hip resurfacing restore normal range of motion and provide better joint motion than THR?
American Academy of Orthopedic Surgeons Annual Meeting, San Diego; Paper 0276 (2007)

64. ***Dorey F., Amstutz H.C.:***
Validity of Survivorship Analysis in Total Joint Arthropasty.
J Bone Joint Surg (Am) 71:544-548 (1989)

65. ***Dorr L.D., Takei G.K., Conaty J.P.:***
Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old.
J Bone Joint Surg (Am) 65:474-479 (1983)

66. ***Dorr L.D., Wan Z., Longjohn D.B., Dubois B., Murken R.:***
Total Hip arthroplasty With Use of the Metasul Metal-on-Metal Articulation. Four to Seven-Year Results.
J Bone Joint Surg (Am) 83:783-785 (2001)

67. Dowson D., Hardaker C., Flett M., Isaac G.H.:
A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part II: design.
J Arthroplasty 19:124–130 (2004)

68. Duchna H.W., Nowack U.,Merget R.:
Prospektive Untersuchung zur Bedeutung der Kontaktsensibilisierung durch Metallimplantate.
Zentralbl Chir 123:1271–1276 (1998)

69. Dumbleton J.H.,ManleyM.T.:
Metal-on-Metal total hip replacement: what does the literature say?
J Arthroplasty 20:174–188 (2005)

70. Dustmann H.O., Godolias G.:
Experiences with Wagner's Hip Joint Cup Endoprostheses. Indication, Results, Complications.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 122:106-113 (1984)

71. Engelhardt M.:
Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa.
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 6:171-175 (2003)

72. Engh C. A., Griffin W. L,. Marx C. L.:
Cementless acetabular components.
J Bone Joint Surg (Br) 72:53-59 (1990)

73. Falez F., Favetti F., Casella F., Papalia M., Panegrossi G.:
Patterns of cement distribution in total hip resurfacing arthroplasty.
J Arthroplasty 25:1162-1167 (2010)

74. Felson D.T.:
Epidemiology of hip and knee osteoarthritis
Epidemiol Rev 10:1–28 (1988)

75. Felson D.T.:
Osteoarthritis.
Rheum Dis Clin North Am 16:499-512 (1990)

76. Felson D.T., Zhang Y.:
An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention.
Arthritis Rheum 41:1343–1355 (1998)

77. Felson D.T., Lawrence R.C., Dieppe PA.:
Osteoarthritis: new in sights, part 1: The disease and its risk factors.
Ann Intern Med 133:635–646 (2000)

78. Flamme C.H., Wirth C.J., Stukenborg-Colsmann:*:*
Charakteristik der Lernkurve bei der Hüfttotalendoprothetik am Beispiel der BiContact-Prothese.
Z Orthop 139: 189-193 (2001)

79. Freeman M.A.R.:
Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head.
Clin Orthop Relat Res 134:19–24 (1978)

80. Freeman M.A.R., Cameron H.U., Brown G.C.:
Cemented Double Cup Arthroplatsy of the Hip: A Five Year Experience with the ICLH Prosthesis.
Clin Orthop Relat Res 134:45-52 (1978)

81. Freeman M.A.R., Swanson S.A.V., Cameron H.:
ICLH cemented double cup total replacement of the hip.
J Bone Joint Surg (Br) 60:137–138 (1978)

82. Freeman M.A.R., Bradley G.W.:
ICLH Double Cup Arthroplasty.
Orthop Clin North Am 13:799 (1982)

83. Freidebold G.:
Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes Aus: R. Ramanzadeh, M. Faensen .
Hüftgelenksendoprothetik Aktueller Stand - Perspektiven
Springer, Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo; 3-17 (1984)

84. Furuya K., Tsuchiya M., Kawachi S.:
Socket-cup arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 134:41–44 (1978)

85. Gerard Y., Segal P., Bedoucha J.S.:
Hip Arthroplasty by matching Cups.
Rev Chir Orthop 60:281-289 (1974)

86. Gerard Y.:
Hip arthroplasty by matching cups.
Clin Orthop Relat Res 134:25–35 (1978)

87. Gerdesmeyer L., Gollwitzer H., Diehl P. Buttgereit B., Rudert M.:
The minimally invasive anterolateral approach combined with hip onlay resurfacing.
Oper Orthop Traumatol 21:65–76 (2009)

88. Gerdesmeyer L., Gollwitzer H., Diehl P., Fuerst M., Schmitt-Sody M.:
Vorgehen bei schmerzhafter Kappenprothese.
Orthopäde 40:481–490 (2011)

89. Giannini S., Cadossi M., Chiarello E., Faldini C., Moroni A., Romagnoli M.:
Hip resurfacing arthroplasty: a series of 140 consecutive hips with a minimum five year follow-up. A clinical, radiological and histological analysis.
Hip Int 21:52-58 (2011)

90. ***Gill H.S., Campbell P.A., Murray D.W., De Smet K.A.:***
Reduction of the potential for thermal damage during hip resurfacing.
J Bone Joint Surg (Br) 89:16–20 (2007)

91. ***Girard J., Lavigne M., Vendittoli P.A., Roy A.G.:***
Biomechanical reconstruction of the hip: a randomized study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Br) 88:721-726 (2006)

92. ***Gördes W., Plötz W.:***
Hüftendoprothetik. In: Hipp E.G., Plötz W, Thimel G. Orthopädie und Traumatologie.
Thieme, Stuttgart, S.623-644 (2003)

93. ***Goronzy J., Stiehler M., Kirschner S., Günther K.-P.:***
Durom™-Hüftoberflächenersatz.
Orthopäde 39:842–852 (2010)

94. ***Gore D.R., Murray M.P., Gardner G.M., Sepic S.B.:***
Hip function after total vs. surface replacement.
Acta Orthop 56:386-390 (1985)

95. ***Granchi D., Cenni E., Trisolino G.:***
Sensitivity to implant materials in patients undergoing total hip replacement.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 77:257–264 (2006)

96. ***Günther KP, Stürmer T, Trepte CT, Naumann T, Kinzl L, Puhl W.:***
Häufigkeit gelenkspezifischer Risikofaktoren bei Patienten mit fortgeschrittenen Cox- und Gonarthrosen in der Ulmer Osteoarthrose-Studie.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 137:468–473 (1999)

97. ***Günther K.P., Witzleb W.C.:***
Oberflächenersatz. In: Ewerbeck (Hrsg) AE-Manual. Standardsituationen Hüftendoprothetik.
Springer, Berlin –Heidelberg- NewYork (2012)

98. ***Haara M.M., Manninen P., Kroger H.:***
Osteoarthritis of finger joints in Finns aged 30 or over: prevalence, determinants, and association with mortality.
Ann Rheum Dis 62:151–158 (2003)

99. ***Haboush E.J.:*** *A new operation for athroplasty of the hip based on Biomechanics, Photoelasticity, Fast - setting Dental acrylic and other considerations.*
Bull Hosp Joint Diseases 14:242-277 (1953)

100. ***Häuselmann H.J., Hebborn E.:***
Von der Pathogenese der Arthrose zu therapeutischen Empfehlungen und Knorpelersatz.
Schweiz Med Forum 2:610-615 (2002)

101. Hallab N.J., Jacobs J.J., Skipor A.:
Systemic metal-protein binding associated with total joint replacement arthroplasty.
J Biomed Mater Res 49:353–361 (2000)

102. Hallab N.J., Merritt K., Jacobs J.J.:
Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants.
J Bone Joint Surg (Am) 83:428–436 (2001)

103. Hallab N.J., Mikecz K., Vermes C.:
Orthopaedic implant relatedmetal toxicity in terms of human lymphocyte reactivity to metal-protein complexes produced from cobalt-base and titanium-base implant alloy degradation.
Mol Cell Biochem 222:127–136 (2001)

104. Harris W.H.:
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 (1969)

105. Hart A.J., Sabah S., Henckel J., Lewis A., Cobb J., Sampson B., Mitchell A., Skinner J.A.:
The painful metal-on-metal hip resurfacing.
J Bone Joint Surg (Br) 91:738-744 (2009)

106. Hart D., Spector T.:
Cigarette smoking and risk of osteoarthritis in women in the general population. The Chingford study.
Ann Rheum Dis 52:93-96 (1993)

107. Head W.C.:
Wagner Surface Replacement Arthroplasty of the Hip.
J Bone Joint Surg (Am) 63:366 (1981)

108. Heisel C., Silva M., Skipor A.K.:
The relationship between activity and ions in patients with metal-on-metal bearing hip prostheses.
J Bone Joint Surg (Am) 87:781–787 (2005)

109. Helferich H.:
Endoprothetik Rückblick.
Chirurg 65:1826-1871 (1994)

110. Heliövaara M., Mäkelä A., Impivaara O.:.
Association of overweight, trauma and workload with coxarthrosis. A health survey of 7217 persons.
Acta Orthop Scand 64:513-518 (1993)

111. Hirsch R., Guralnik J.M., Ling S.M., Fried L.P., Hochberg M.C.:
The patterns and prevalence of hand osteoarthritis in a population of disabled older women: The Women's Health and Aging Study.
Osteoarthritis Cartilage 8:16-21 (2000)

112. Hochberg M. C.:
Osteoarthritis. In: Silman AJ, Hochberg MC (Hrsg.) Epidemiology of the rheumatic diseases.
Oxford University Press, New York, S.205–229 (2001)

113. Hochberg M.C., Lethbridge-Cejku M., Scott W.W. Jr, Reichle R., Plato C.C., Tobin JD.:
The association of body weight, body fatness and body fatdistribution with osteoarthritis of the knee: data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging.
J Rheumatol 22:488–493 (1995)

114. Hodgkinson J.P., Shelley P., Wroblewski B.M.:
The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties.
Clin Orthop Relat Res 228:105-9 (1988)

115. Honl M., Schwieger K., Gauck C.H.:
Comparison of total hip replacements cup orientation and position. Navigation vs. conventional manual implantation of hip prostheses.
Orthopäde 34:1131–1136 (2005)

116. Horstmann T.:
Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie bei Coxarthrose und Hüftendoprothesen-Patienten.
Dt. Zeitschrift für Sportmedizin 52:274-278 (2001)

117. Howie D.W., Campell D., McGee M., Cornish B.L.:
Wagner resurfacing hip arthroplasty. The results of one hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years.
J Bone Joint Surg (Am) 72:708-714 (1990)

118. Howie D.W., Cornish B.L., Vernon-Roberts B.:
The viability of the femoral head after resurfacing hip arthroplasty in humans.
Clin Orthop Relat Res 291:171–184 (1993)

119. Huggler A.H., Jakob H.A.C.:
Die Entwicklung der Druckscheibenprothese (DSP) Aus: Morscher E. Endoprothetik Springer, Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo; S.267-278 (1995)

120. Iavicoli I., Falcone G., Alessandrelli M.:
The release of metals from metal-on-metal surface arthroplasty of the hip.
J Trace Elem Med Biol 20:25–31 (2006)

121. Incavo S.J., Thompson M.T., Gold J.E., Patel R.V., Icenogle K.D., Noble P.C.:
Which procedure better restores intact hip range of motion: total hip arthroplasty or resurfacing? A combined cadaveric and computer simulation study.
J Arthroplasty 26:391-397 (2011)

122. Isacson J., Stark A., Wallenstein R.:
The Wagner Revision Prosthesis Consistently Restores Femoral Bone Structure.
Int Orthop 24:139-142 (2000)

123. Jacobs J.J., Hallab N.J., Skipor A.K., Urban R.M.:
Metal degradation products: a cause for concern in metal-metal bearings?
Clin Orthop Relat Res 417:139–147 (2003)

124. Jakobsen S.S., Danscher G., Stoltenberg M., Larsen A., Bruun J.M., Mygind T., Kemp K., Søballe K.:
Cobaltchromium-molybdenum alloy causes metal accumulation and metallothionein up-regulation in rat liver and kidney.
Basic Clin Pharmacol Toxicol 101:441-446 (2007)

125. Jeffers J.R., Roques A., Taylor A., Tuke M.A.:
The problem with large diameter metal- on- metal acetabular cup inclination.
Bull NYU Hosp Jt Dis 67:189-192 (2009)

126. Jones G., Cooley H.M., Stankovich J.M.:
A crosssectional study of the association between sex, smoking, and other lifestyle factors
and osteoarthritis of the hand.
J Rheumatol 29:1719–1724 (2002)

127. Judet R.:
Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung
Z Orthop 113:828-829 (1975)

128. Judet R.:
Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung. Zementfreie Verankerung von Hüftgelenksprothesen.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 117:476-477 (1979)

129. Judet R., Judet J.:
The use of an Artificial Femoral Head for Arthroplasty of the hip joint
J Bone Joint Surg (Br) 32:166 (1950)

130. Judet R, Judet J.:
Technique and Results with the Acrylic Femoral Head Prosthesis
J Bone Joint Surg (Br) 34:173-180 (1952)

131. Judet R., Sigvier M., Bertrand B., Judet T.:
A non-cemented Total Hip Replacement
Clin Orthop Relat Res 137:76-84 (1984)

132. Jüni P.:
Einblick in die klinische Epidemiologie der Arthrose.
Ther Umsch 59:501–507 (2002)

133. Kaplan E.L., Meier P.:
Nonparametric estimation from incomplete observations.
J Am Statist Assn 53:457-81 (1958)

134. Kellgren JH.:
Osteoarthritis in patients and populations.
Brit Med J 2:1-6 (1961)

135. Kellgren JH, Lawrence JS.:
Rheumatism in miners. Part II: X-ray Study.
British J Industr Med 9:197-207 (1952)

136. Kellgren JH, Lawrence JS.:
Radiological assessment of osteoarthrosis.
Ann Rheum Dis 16:494-450 (1957)

137. Khan A., Yates P., Lovering A Bannister G.C., Spencer R.F.:
The effect of surgical approach on blood flow to the femoral head during resurfacing.
J Bone Joint Surg (Br) 89:21–25 (2007)

138. Khanduja A., Villar R.N.:
The role of arthroscopy in resurfacing arthroplasty of the hip.
Arthroscopy 24:122.e1-3 (2008)

139. Kishida Y., Sugano N., Nishii T., Miki H., Yamaguchi K., Yoshikawa H.:
Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip.
J Bone Joint Surg (Br) 86:185-189 (2004)

140. Klein M., Scherger B., Bernd H., Ostermann P.A.:
Complications after hip resurfacing using the ASR prosthesis in patients with osteoarthritis.
Z Orthop Unfall 146:179–184 (2008)

141. Kluess D., Zietz C., Lindner T., Mittelmeier W., Schmitz K.P., Bader R.:
Limited range of motion of hip resurfacing arthroplasty due to unfavorable ratio of prosthetic head size and femoral neck diameter.
Acta Orthop 79:748-754 (2008)

142. Knecht A., Witzleb W.C., Beichler T., Guenther K.P.:
Functional results after surface replacement of the hip: comparison between dysplasia and idiopathic osteoarthritis.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 142:279–285 (2004)

143. Korovessis P., Petsinis G., Repanti M., Repantis T.:
Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty. Five to nine-year follow-up.
J Bone Joint Surg (Am) 88:1183-1191 (2006)

144. Ladon D., Doherty A., Newson R., Turner J., Bhamra M.,Case C.P.:
Changes in metal levels and chromosome aberrations in the peripheral blood of patients after metal on-metal hip arthroplasty.
J Arthroplasty 19:78-83 (2004)

145. Langton D.J., Jameson S.S., Joyce T.J., Webb J., Nargol A.V.:
The effect of component size and orientation on the concentrations of metal ions after resurfacing arthroplasty of the hip.
J Bone Joint Surg (Br) 90:1143-1151 (2008)

146. Langton D.J., Sprowson A.P., Joyce T.J.:
Blood metal ion concentrations after hip resurfacing arthroplasty: a comparative study of articular surface replacement and Birmingham Hip Resurfacing arthroplasties.
J Bone Joint Surg (Br) 91:1287–1295 (2009)

147. Lavigne M., Masse V., Roy A., Vendittoli P.A.:
Return to sports after hip resurfacing and total hip arthroplasty: a randomized clinical trial.
Proceedings AAOS, San Francisco, CA. (2008)

148. Lavigne M., Rama K.R., Roy A., Vendittoli P.A.:
Painful impingement of the hip joint after total hip resurfacing: a report of two cases.
J Arthroplasty 23:1074-1079 (2008)

149. Lawrence J., Bremner J., Bier F.:
Osteoarthrosis prevalence in the population and relationship between symptoms and x-ray changes.
Ann Rheum Dis 25:1-23 (1966)

150. Lethbridge-Cejku M., Scott W.W. Jr, Reichle R., Ettinger W.H., Zonderman A., Costa P., Plato C.C., Tobin J.D., Hochberg M.C.:
Association of radiographic features of osteoarthritis of the knee with knee pain: data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging.
Arthritis Care Res 8:182-188 (1995)

151. Leslie I.J., Williams S., Isaac G.:
High cup angle and microseparation increase the wear of hip surface replacements.
Clin Orthop Relat Res 467:2259–2265 (2009)

152. Lin Z.M., Meakins S., Morlock M.M., Parsons P., Hardaker C., Flett M., Isaac G.:
Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups, Part I: experimental simulation.
Proc Inst Mech Eng 220:299-309 (2006)

153. Liu F., Jin Z., Roberts P., Grigoris P.:
Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. Proc Inst Mech Eng 220:695-704 (2006)

154. Long J.P., Bartel D.L.:
Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system. Clin Orthop Relat Res 453:115–122 (2006)

155. Lord G., Bancel P.: *The Madreporic Cementless Total Hip Athroplasty New experemential Data and Seven year clinical Follow up study. Clin Orthop Relat Res 176:67-76 (1983)*

156. Lusty P.J., Watson A., Tuke M.A.:
Orientation and wear of the acetabular component in third generation alumina-on-alumina ceramic bearings. An analysis of 33 retrievals. J Bone Joint Surg (Br) 89:1158–1164 (2007)

157. Mai M.T., Schmalzried T.P., Dorey F.J, . Campbell PA, Amstutz HC.:
The Contribution of Frictional Torque to Loosening at the Cement-Bone Interface in THARIES Hip Replacement. J Bone Joint Surg (Am) 78:411-505 (1996)

158. Malchau H. Herberts P., Eisler T., Garellick G., Söderman P.:
The Swedish Total Hip Replacement Register J Bone Joint Surg (Am) 84 :2-20 (2002)

159. Marker D.R., Seyler T.M., Jinnah R.H.:
Femoral neck fractures after metal-on-metal total hip resurfacing: a prospective cohort study. J Arthroplasty 22:66–71 (2007)

160. Marnett L.J.
Lipid peroxidation-DNA damage by malondialdehyde. Mutat Res 424:83-95 (1999)

161. McAuley J.P., Szuszczewicz E.S., Young A., Engh C.A. Sr.:
Total hip arthroplasty in patients 50 years and younger. Clin Orthop Relat Res 418:119-125 (2004)

162. McBryde C.W., Shears E., O'Hara J.N., Pynsent P.B.:
Metal-on-metal hip resurfacing in developmental dysplasia. J Bone Joint Surg (Br) 90:708-714 (2008)

163. McBryde C.W., Theivendran K., Thomas A.M.C., Treacy R.B.C., Pynsent P.B.:
The influence of head size and sex on the outcome of Birmingham hip resurfacing. J Bone Joint Surg (Am) 92:105-112 (2010)

164. ***McGrory B., Barrack R., Lachiewicz P.F., Schmalzried T.P., Yates A.J., Watters III W.C., Turkelson C.M., Wies J.L., Andre J.S.:***
Modern metal-on-metal hip resurfacing.
J Am Acad Orthop Surg 18:306-314 (2010)

165. ***McKee G.K.:***
Artifical hip joint.
J Bone Joint Surg (Br) 33:465 (1951)

166. ***McKee G.K.:***
Development of Total Prosthetic replacement of the hip
Clin Orthop 72:85-103 (1970)

167. ***McKee G.K.,Watson-Farrar J.:***
Replacement of Athritic Hips by the Mc Kee - Farrar Prosthesis.
J Bone Joint Surg (Br) 48:245-259 (1966)

168. ***McMinn D.J.:*** *Development Perspectives. In: McMinn D.J. (Hrsg.): Modern Hip Resurfacing*
Springer, London (2009)

169. ***McMinn D.J., Treacy R., Lin K., Pynsent P.:***
Metal on metal surface replacement of the hip, Experience of the McMinn prosthesis.
Clin Orthop Relat Res 329:89-98 (1996)

170. ***Medley J.B., McGarry W., Campbell P.:***
Well-positioned large diameter surface replacements can have low wear in vivo.
Trans ORS 32:1696 (2007)

171. ***Merritt K., Brown S.A.:***
Distribution of cobalt chromium wear and corrosion products and biologic reactions.
Clin Orthop Relat Res 329:233–243 (1996)

172. ***Milch H.:***
Osteotomiy of long bones.
Springfield, Illinois (1947)

173. ***Mont M.A., Ragland P.S., Etienne G.:***
Hip resurfacing arthroplasty.
J Am Acad Orthop Surg 14:454–463 (2006)

174. ***Mont M.A., Seyler T.M., Ulrich S.D., Beaulé P.E., Boyd H.S., Grecula M.J., Goldberg V.M., Kennedy W.R., MarkerD.R., Schmalzried T.P., Sparling E.A., Vail T., Amstutz H.C. :***
Effect of changing indications and techniques on total hip resurfacing.
Clin Orthop Relat Res 465:63-70 (2007)

175. ***Mont M.A., Marker D.R., Smith J.M., Ylrich S.D., McGrath M.S.:***
Resurfacing is comparable to total hip arthroplasty at short-term follow-up.
Clin Orthop Relat Res 467:66-71 (2009)

176. Moore A.T., Bohlmann H.R.:
Metal hip joint - A case Report 1942
Clin Orthop Relat Res 453:22-24 (2006)

177. Moore, A.T.:
The selflocking metal hip prosthesis
J Bone Joint Surg (Br) 39:811-827 (1957)

178. Morlock M.M., Bishop N., Ther W.:
Biomechanical, morphological and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthrosplasty.
J Engineer Med 220:333–344 (2006)

179. Morlock M.M., N. Bishop, F. Stahmer, J. Zustin, S. Breer, G. Sauter, M. Hahn, M. Krause, W. Rüther, M. Amling:
Versagensgründe von Oberflächenersatzimplantaten der Hüfte
Orthopäde 37:695–703 (2008a)

180. Morlock M.M., Bishop N., Zustin J., Hahn M., Rüther W., Amling M.:
Modes of implant failure after hip resurfacing: morphological and wear analysis of 267 retrieval specimens.
J Bone Joint Surg (Am) 90:89-95 (2008b)

181. Müller M.E.:
Lessons of the 30 years of total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 274:12–21 (1992)

182. Müller M.E.:
The benefits of metal-on-metal total hip replacements.
Clin Orthop Relat Res 311:54–59 (1995)

183. Murray W.R., Meter van J.W.:
Surface Replacement Hip Arthroplasty: Results of the First 74 Consecutive Cases at the University of California.
Hip 1982:145-166 (1982)

184. Myers G.J., Morgan D., McBryde C.W., O'Dwyer K.:
Does surgical approach influence component positioning with Birmingham Hip Resurfacing?
Int Orthop 33:59-63 (2009)

185. Naal F.D., Maffiuletti N.A., Munzinger U., Hersche O.:
Sports after hip resurfacing arthroplasty.
Am J Sports Med 35:705-711 (2007)

186. Narvani A.A., Tsiridis E., Nwaboku H.C.I., Bajekal R.A.:
Sporting activity following Birmingham hip resurfacing.
Int J Sports Med 27:505-507 (2006)

187. Nesse E.:
THARIES Double Cup Prostheses A 10 Year Follow-up Study.
Tidsskr Nor Laegeforen 111:1953-1955 (1991)

188. Nunley R.M., Zhu J., Brooks P.J.:
The learning curve for adopting hip resurfacing among hip specialists.
Clin Orthop Relat Res 468:382–391 (2010)

189. Nunley R.M., Zhu J., Clohisy J.C., Barrack R.L.:
Aspirin decreases heterotopic ossification after hip resurfacing.
Clin Orthop Relat Res 469:1614-1620 (2011)

190. Nunn D., Freeman M.A., Hill P.F., Evans S.J.:
The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses.
J Bone Joint Surg (Br) 71:629-631 (1989)

191. Nyren O., McLaughlin J.K., Gridley G.:
Cancer risk after hip replacement with metal implants: a population-based cohort study in Sweden.
J Natl Cancer Inst 87:28–33 (1995)

192. Ollivere B., Darrah C., Barker T., Nolan J., Porteous M. J.:
Early clinical failure of the Birmingham metal-on metal hip resurfacing is associated with metallosis and softtissue necrosis.
J Bone Joint Surg (Br) 91:1025-1030 (2009)

193. Oliveria S.F., Reed D.T., Cirill J.I., Walker A.:
Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization.
Arthritis Rheum 38:1134-1141 (1995)

194. O'Sullivan M., Tai C.C., Richards S., Skyrme A.D., Walter W.L., Walter W.K.:
Iliopsoas Tendonitis, A complication after total hip arthroplasty.
J Arthroplasty 22:166-170 (2007)

195. Pandit H., Glyn-Jones S., McLardy-Smith P., Gundle R., Whitwell D., Gibbons C.L., Ostlere S., Athanasou N., Gill H.S., Murray D.W.:
Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings.
J Bone Joint Surg (Br)90:847-851 (2008)

196. Paré P.,Medley J.B., Chan F.W.:
The role of the lambda parameter on the simulator wear of metal-metal hip implants. In: Dowson D., Lubrecht A.A., Dalmaz G., Priest M. (Hrsg): Tribological research and design for engineering systems: Proceedings from the 29th Leeds-Lyon symposiumon tribology.
Elsevier, NewYork, S.281–290 (2003)

197. Park Y.S., Moon Y.W., Lim S.J., Yang J.M., Ahn G., Choi Y.L.:
Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement.
J Bone Joint Surg (Am) 87:1515-1521 (2005)

198. ***Petersson I.F., Boegard T., Saxne T., Silman A.J., Svensson B.:***
Radiographic osteoarthritis of the knee classified by the Ahlback and Kellgren & Lawrence systems for the tibiofemoral joint in people aged 35-54 years with chronic knee pain.
Ann Rheum Dis 56:493-496 (1997)

199. Plötz W.:
Koxarthrose. In: Hipp E.G., Plötz W., Thimel G. (Hrsg.) Orthopädie und Traumatologie.
Thieme, Stuttgart, S.611-619 (2003)

200. Pollard T.C.B., Baker R.P., Eastaugh-Waring S.J., Bannister G.C.:
Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip.
J Bone Joint Surg (Br) 88:592–600 (2006)

201. Prosser G., Yates P., Wood D., Graves S., de Steiger R., Miller L.:
Outcome of primary resurfacing hip replacement: evaluation of risk factors for early revision - 12,093 replacements from the Australian Joint Registry.
Acta Orthopaedica 81:66–71 (2010)

202. Reito A., Puolakka T., Pajamäki J.:
Birmingham hip resurfacing: five to eight year results.
Int Orthop 35:1119-1124 (2011)

203. Reginster J.Y., Khaltaev N.G.:
Introduction and WHO perspective on the global burden of musculoskeletal conditions.
Rheumatology 41:1-2 (2002)

204. Revell M.P., McBryde C.W., Bhatnagar S. Pynsent P.B., Treacy R.B.:
Metal-on-metal hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head.
J Bone Joint Surg (Am) 88:1602 (2006)

205. Richter-Kuhlmann E.:
Endoprothesenregister.
Dt. Ärzteblatt 105:16-17 (2008)

206. Rieker C.B., Konrad R., Schon R.:
Effect of third body abrasive wear particles on the wear behaviour of modernmetal-on-metal articulations.
Meeting of the European Society for Biomaterials, Barcelona (2001)

207. Rieker C.B., Schon R., Kottig P.:
Development and validation of a second generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals.
J Arthroplasty 19:5–11 (2004)

208. Röder C., Eggli S., Müller U., Busato A.:
Die Übereinstimmung zwischen Harris-Hip-Score und der subjektiven Patientenzufriedenheit nach totaler Hüftarthroplastik.
Orthopäde 97:70 (2002)

209. Ruckelshausen M.C.:
Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen. Aus : Cotta H, Schulitz K.P.: Der totale Hüftgelenkersatz.
Thieme, 1-14 (1973)

210. Saase van J.L., Romunde van L.K., Cats A., Vandenbroucke J.P., Valkenburg H.A.:
Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations.
Ann Rheum Dis 48:271-280 (1989)

211. Schäfer T., Böhler E., Ruhdorfer S.:
Epidemiology of contact allergy in adults.
Allergy 56:1192–1196 (2001)

212. Sandiford N.A., Muirhead-Allwood S.K., Skinner J.A., Hua J.:
Metal on metal hip resurfacing versus uncemented custom total hip replacement - early results.
J Orthop Surg Res 18;5:8 (2010)

213. Scheerlinck T., Delport H., Kiewitt T.:
Influence of the cementing technique on the cement mantle in hip resurfacing.
J Bone Joint Surg (Am) 92:375-387 (2010)

214. Schmalzried T.P.:
Metal on Metal Surface Replacement of the Hip.
Clin Orthop Relat Res 329:106-114 (1996)

215. Schmalzried T.P., Wessinger S.J., Hill G.E., Harris W.H.:
The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. Five-year radiographic analysis of primary cases.
J Arthroplasty 9:235-242 (1994)

216. Schmalzried T.P., Silva M., de la Rosa M.A., Choi E.S., Fowble V.A.:
Optimizing patients selection and outcomes with total hip resurfacing.
Clin Orthop Rel Res 441:200-204 (2005)

217. Schneider S., Schmitt G., Mau H.:
Prävalenz und Korrelate der Osteoarthrose in der BRD.
Orthopäde 34:782–790 (2005)

218. Schnuch A., Geier J., Lessmann H.:
Kontaktallergene im aktuellen Zeitverlauf. Geschlechts- und altersspezifische Auswertungen der Daten des IVDK der Jahre 1995–2001.
Allergo J 13:57–96 (2004)

219. Shields J.S., Mofidi A., Ward W.G., Jinnah R.H.:
Does a plastic drape reduce incidence of heterotopic ossification after hip resurfacing?
Clin Orthop Relat Res 469:1606-1613 (2011)

220. Shimmin A.J., Back D.:
Femoral neck fractures following Birminghamhip resurfacing.
J Bone Joint Surg (Br) 87:463–464 (2005)

221. Shimmin A.J., Bare J., Back D.L.:
Complications associated with hip resurfacing arthroplasty.
Orthop Clin North Am 36:187-193 (2005)

222. Shimmin A.:
Hip resurfacing„the Australian experience". Instructional course lecture.
American Academy of Orthopedic Surgeons Annual Meeting, Washington (2007)

223. Shimmin A., Beaulé P.E., Campbell P.:
Metal-on- metal hip resurfacing arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Am) 90:637-654. (2008)

224. Shimmin A.J., Walter W.L., Esposito C.:
The influence of the size of the component on the outcome of resurfacing arthroplasty of the hip.
J Bone Joint Surg (Br) 92:469-472 (2010)

225. Siebel T., Maubach S., Morlock M.M.:
Lessons learned from early clinical experience and results of 300 ASR hip resurfacing implantations.
Proc Inst Mech Eng 220:345-353 (2006)

226. Sih G.C., Connelly G.M., Berman A.T.:
The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement.
J Biomech 13:347–352 (1980)

227. Silva M., Heisel C., Schmalzried T.P.:
Metal-on metal total hip replacement.
Clin Orthop Relat Res 430:53–61 (2005)

228. Siwash, K.M.:
Alloplasty of the hip joint, a labratory a clinical study
Medical Press, Moskau (1968)

229. Slooff T.J.J.H.:
Lecture at Advanced Exeter Hip Meeting Amsterdam,
Nimwegen (2000)

230. Smith-Petersen M.N.:
Arthroplasty of the hip. A new method.
J Bone Joint Surg (Br) 21:269 (1939)

231. Smith-Petersen M.N.:
Evolution of mould arthrosplasty of the hip joint.
J Bone Joint Surg (Br) 30:59–75 (1948)

232. Smith-Peterson M.N.:
The Classic. Evolution of the Mould Arthroplasty of the Hip Joint.
Clin Orthop Relat Res 134:5-11 (1978)

233. Soderman P., Malchau H., Herberts P.:
Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods.
Clin Orthop Relat Res 390:163-172.(2001)

234. Statistisches Bundesamt (2003): Bevölkerung Deutschlands bis 2030.

235. Steffen R.T., Smith S.R., Urban J.P., McLardy-Smith P., Beard D.J., Gill H.S., Murray D.W.:
The effect of hip resurfacing on oxygen concentration in the femoral head.
J Bone Joint Surg (Br) 87:1468-1474 (2005)

236. Steffen R., O'Rourke K., Gill H.S., Murray D.W.:
The anterolateral approach leads to less disruption of the femoral head-neck blood supply than the posterior approach during hip resurfacing.
J Bone Joint Surg (Br) 89:1293–1298 (2007)

237. Steffen R.T., Pandit H.P., Palan J., Beard D.J., Gundle R., McLardy-Smith P., Murray D.W., Gill H.S.:
The five year results of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Br) 90:436-441 (2008)

238. Steffen R.T., Fern D., Norton M., Murray D.W., Gill H.S.:
Femoral oxygenation during hip resurfacing through the trochanteric flip approach.
Clin Orthop Relat Res 467:934-939 (2009)

239. Stucki G., Meier D., Stucki S., Michel B.A., Tyndall A.G., Dick W.:
Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index.
Rheumatol 55:40-49 (1996)

240. Sun Y., Stürmer T., Günther K.:
Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung.
Z Orthop 135:184-192 (1997)

241. Sutherland C.J., Wilde A.H., Borden L.S., Marks K.E.:
A ten year follow - up of one hundred consecutive Charnley hip replacements.
J Bone Joint Surg (Am) 64:983-990 (1982)

242. Swoboda B.:
Aspekte der epidemiologischen Arthroseforschung.
Orthopäde 30:834–840 (2001)

243. Taher R.T., Power R.A.:
Iliopsoas tendon dysfunction as a cause of pain after total hip arthroplasty relieved by surgical release.
J Arthroplasty 18:387-388 (2003)

244. Tanaka S.:
Surface replacement of the hip joint.
Clin Orthop Relat Res 134:75–79 (1978)

245. Theiler R.:
Arthrose. Epidemiologie, Diagnose und Differentialdiagnose, Abklärung und Dokumentation.
Schweiz Med Forum 23:555–561 (2002)

246. Thomas P.
Allergien durch Implantat Werkstoffe.
Orthopäde 32:60–64 (2003)

247. Thompson F.R.:
Two and a half years experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis
J Bone Joint Surg (Br) 36:489-502 (1954)

248. Thompson, F.R.:
An Essay on the Develepment of Arthroplasty of the hip
Clin Orthop Relat Res 44:173 (1966)

249. Townley C.O.:
Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup.
Orthop Clin North Am 13:869–894 (1982)

250. Treacy R.B., McBryde C.W., Pynsent P.B.:
Birmingham hip resurfacing arthroplasty. A minimum follow-up of five years.
J Bone Joint Surg (Br) 87:167-170 (2005)

251. Trentani C., Vaccarino F.:
The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 134:36–40 (1978)

252. Trentani C., Vaccarino F.:
Complications in Surface Replacement Arthroplasty of the Hip: Experience With the Paltrinieri-Trentani Prostheses.
Int Orthop 4:247-252 (1981)

253. Vail T.P., Mina C.A., Yergler J.D., Pietrobon R.:
Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years follow-up.
Clin Orthop Relat Res 453:123-131 (2006)

254. Vail T.P., Mont M.A., McGrath M.S.:
Hip resurfacing: patient and treatment options.
J Bone Joint Surg (Am) 91:2–4 (2009)

255. Vendittoli P.A., Mottard S., Roy A.G., Dupont C., Lavigne M.:
Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip.
J Bone Joint Surg 89:441-448 (2007)

256. Vingard E., Alfredsson L., Goldie I., Hogstedt C.:
Occupation and osteoarthritis of the hip and knee: a register-based cohort study.
Int J Epidemiol 20:1025-1031 (1991)

257. Visuri T., Pukkala E., Paavolainen P.:
Cancer risk aftermetal onmetal and polyethylene on metal total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 329: 280–289 (1996)

258. Wagner H.:
Surface replacement arthroplasty of the hip.
Clin Orthop Relat Res 134:102–130 (1978)

259. Wagner H., Zeiler G.:
Idiopathic avascular necrosis of the femoral head. Results of intertrochanteric osteotomy and resurfacing.
Orthopäde 9:290–310 (1980)

260. Wagner M., Wagner H.:
Preliminary results of uncementedmetal-on-metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 329:78–88 (1996)

261. Walker P.S., Soudry M., Ewald F.C., McVickar H.:
Control of cement penetration in total knee arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res 185:155-164 (1984)

262. Weller S.:
Das Bicontact Hüftendoprothesensystem 1987 – 2007
Thieme, Stuttgart (2007)

263. Wiles P.:
The surgery of the osteoarthritic hip.
Brit J Surg 45:48-49 (1958)

264. Willauschus W., Herrmann J., Wirtz P., Weseloh G.:
Clinical relevance of the early detection of arthrosis
Z Orthop Ihre Grenzgeb 133:507–513 (1995)

265. Willert H.G., Buchhorn G.H., Fayyazi A., Flury R., Windler M., Koster G., Lohmann C.H.:
Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical histomorphological study.
J Bone Joint Surg (Am) 87:28-36 (2005)

266. Witzleb W.C., Ziegler J., Krummenauer F.:
Exposure to chromium, cobalt and molybdenum from metal-on-metal total hip replacement and hip resurfacing arthroplasty.
Acta Orthop 77:697–705 (2006)

267. ***Witzleb W.C., Arnold M., Krummenauer F. Knecht A., Ranisch H., Günther K.P.:***
Birmingham hip resurfacing arthroplasty: short-termclinical and radiographic outcome.
Eur J Med Res 23:39–46 (2008)

268. ***Wolf T., Kasemann R., Ottenwälder H.:***
Molecular interaction of different chromium species with nucleotides and nucleic acids.
Carcinogenesis 10:655-659 (1989)

269. ***Yates A.J., Watters III W.C., Turkelson C.M., Wies J.L., Andre J.S.:***
Modern metal-on-metal hip resurfacing.
J Am Acad Orthop Surg 18:306-314 (2010)

270. ***Zustin J., Krause M., Breer S., Hahn M., von Domarus C., Rüther W., Sauter G., Morlock M.M., Amling M.:***
Morphologic analysis of periprosthetic fractures after hip resurfacing arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Am) 92:404-410 (2010)

271. ***Zywiel M.G., Marker D.R., McGrath M.S., Delanois R.E., Mont M.M.:***
Resurfacing matched to standard total hip arthroplasty by preoperative activity levels.
Bull NYU Hosp Joint Dis 67:116-119 (2009)

Internetadressen:

272. *Verteilung der häufigsten genannten Krankheiten nach Alter und Geschlecht, Deutschland 1998.*
unter: https://www.gbe-bund.de/gbe10/ergebnisse.
06.01.2009.

273. *Swedish Hip Arthroplasty Register, Annual Report 2007.*
unter: http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport2007-EN.sflb.ashx
06.02.2009.

274. *National Joint Registry for England and Wales, Fourth Annual Report.*
unter: http://www.njrcentre.org.uk/NjrCentre/Portals/0/Documents/England/Reports/5th%20Annual.pdf.
06.02.2009.

275. *Berechnung des Body-Mass-Index.*
unter: http://www.who.int/bmi/index.jsp
20.01.2010

276. *Global burden of osteoarthritis in the year 2000.*
unter: http://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_osteoarthritis.pdf
13.05.09

Anhang

Bogen 1 Durom	***Präop Analyse***	**Studien-Nr.**

Patientenname	**Geb.-Datum**	**Adresse/Tel**	**Geschlecht**
			♀ □ ♂ □

OP-Datum	**Seite**	**Größe**	**Gewicht**	**Beruf**
	R □ L □			

Diagnose	am
Betroffene Hüfte	
Prim Coxarthrose	□
Dysplasie/Luxation	□
Hüftkopfnekrose	□
Protrusio	□
Coxa magna	□
Coxa vara et epiphysaria	□
Rheumat. Arthrose	□
Postraumatische Arthrose	□
Andere	□
Gegenseite	
Normal	□
Geschädigt	□
Bereits operiert	□
Teil der Studie	□
Nr.	

Anamnese		
Voroperationen	ipsi	kontra
Keine	□□	□□
Osteosynthese	□	□□
Umstellung Femur	□	□□
Umstellung Acetab.	□	□□
Andere	□	□□
Risikofaktoren allgemein		
Keine	□	
D.M.	□	
Osteoporose	□	
KHK	□	
Andere	□	
Risikofaktoren lokal		
Keine	□	
Z.n. Infekt	□	
Infekt latent	□	
Infekt akut	□	
Schmerztherapie		
NSARs	□	
COX II Hemmer	□	
Opioide	□	
Parazetamol	□	
Novalgin	□	
Andere	□	
Berufsausübung präop		
Normal	□	
Krankgeschrieben	□	
Pensioniert	□	

Harris Hipp-Score / Klinik	
Schmerzen	
Keine	□ 44
Minimale, keine Aktivitätseinschränkung	□ 40
Leichte, bei ungewohnter Belastung	□ 30
Mäßige, Einschränkung im Alltag, geleg. NSAR	□ 20
Starke, deutliche Aktivitätseinschränkung	□ 10
Stärkste, Komplette Aktivitätseinschränkung	□ 0
Gehhilfen	
Keine	□ 11
Stock für lange Strecken	□ 7
Stock die meiste Zeit	□ 5
Eine UAG/Stock	□ 4
Zwei Stöcke	□ 2
Zwei UAG's und Gehunfähigkeit	□ 0
Einsteigen in öffentliche Verkehsmittel	
Möglich	□ 1
Unmöglich	□ 0
Gehstrecke	
Unbegrenzt	□ 11
Ca. 1000m	□ 8
Ca. 400-500m	□ 5
Nur Wohnung	□ 2
Bett und Stuhl, gehunfähig	□ 0
Treppensteigen	
Normal ohne Geländerbenutzung	□ 4
Normal mit Geländerbenutzung	□ 2
Irgendwie möglich	□ 1
Unmöglich	□ 0
Sitzen	
Bequem im normalen Stuhl für 1h	□ 5
½ h in einem hohen Stuhl	□ 3
Unmöglich bequem	□ 0
Schuhe und Strümpfe anziehen	
Einfach	□ 4
Mit Schwierigkeiten	□ 2
Unmöglich	□ 0
Hinken	
Kein	□ 11
Leicht	□ 8
Deutlich	□ 6
Stark und gehunfähig	□ 0

Beinlängendifferenz		**Trendelenburg**	**R**	**L**
Keine	□□	Nein	□	□□
Ipsilateral	cm	Ja	□	□□

Beweglichkeit kontralateral	
Ext.	Flex
Abd	Add
Iro	Aro

Beweglichkeit ipsilateral	
Ext.	Flex
Abd	Add
Iro	Aro

Bogen 2 Durom	***Klin. Follow-up***	**Studien-Nr.**

Patientenname	**Geb.-Datum**	**Adresse/Tel**	**Geschlecht**
			♀ □ ♂ □

OP-Datum	**Seite**	**Größe**	**Gewicht**	**Beruf**
	R □ L □			

Follow-up am ½ □ 1□ 2□ 3□ 4□ 5□ 6□ **Jahresergebnisse**

Verlauf

Kein Follow-up

Explantation am	□
Tod des Pat. am	□
Krankenhausaufenthalt	□
Schlechter AZ	□
Weit entfernter Wohnort	□
Adresse unbekannt	□
Mangelnde Compliance	□

Zwischenzeitlicher Krankenhausaufenthalt

Nein	□
Ja, kein OP-Zusammenhang	□
Ja, OP-Zusammenhang	□
Ursache	

Komplikationen

Keine		□
Luxation	geschl. Repo	□
	offene Repo	□
Revision wegen	Cup-Position	□
	Kopf-Position	□
	Heterot. Ossifi.	□
	Infekt	□
	Asept. Lockerung	□
	SH-Fraktur	□
	Trauma	□
	Implantatbruch	

Schmerztherapie

Keine	□
NSAR's	□
COX II Hemmer	□
Opioide	□
Parazetamol	□
Novalgin	□
Andere	□

Berufsausübung

Normal	□
Umgeschult	□
Krankgeschrieben	□
Pensioniert	□

Kooperation des Patienten

Sehr gut	□
Gut	□
Befriedigend	□
Ungenügend	□

Zufriedenheit des Patienten

Sehr	□	Teilweise	□
Größtenteils	□	Unzufrieden	□

Harris Hipp-Score / Klinik

Schmerzen

Keine	□ 44
Minimale, keine Aktivitätseinschränkung	□ 40
Leichte, bei ungewohnter Belastung	□ 30
Mäßige, Einschränkung im Alltag, geleg. NSAR	□ 20
Starke, deutliche Aktivitätseinschränkung	□ 10
Stärkste, Komplette Aktivitätseinschränkung	□ 0

Gehhilfen

Keine	□ 11
Stock für lange Strecken	□ 7
Stock die meiste Zeit	□ 5
Eine UAG/Stock	□ 4
Zwei Stöcke	□ 2
Zwei UAG's und Gehunfähigkeit	□ 0

Einsteigen in öffentliche Verkehrsmittel

Möglich	□ 1
Unmöglich	□ 0

Gehstrecke

Unbegrenzt	□ 11
Ca. 1000m	□ 8
Ca. 400-500m	□ 5
Nur Wohnung	□ 2
Bett und Stuhl, gehunfähig	□ 0

Treppensteigen

Normal ohne Geländerbenutzung	□ 4
Normal mit Geländerbenutzung	□ 2
Irgendwie möglich	□ 1
Unmöglich	□ 0

Sitzen

Bequem im normalen Stuhl für 1h	□ 5
½ h in einem hohen Stuhl	□ 3
Unmöglich bequem	□ 0

Schuhe und Strümpfe anziehen

Einfach	□ 4
Mit Schwierigkeiten	□ 2
Unmöglich	□ 0

Hinken

Kein	□ 11
Leicht	□ 8
Deutlich	□ 6
Stark und gehunfähig	□ 0

Beinlängendifferenz		**Trendelenburg**	**R**	**L**
Keine	□	Nein	□	□
Ipsilateral	cm	Ja	□	□

Beweglichkeit kontralateral		**Beweglichkeit ipsilateral**	
Ext.	Flex	Ext.	Flex
Abd	Add	Abd	Add
Iro	Aro	Iro	Aro

Bogen 3 Durom	*WOMAC-Fragebogen Seite 1*	**Studien-Nr.**

Initialen	

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

um die Veränderungen durch die Implantation einer Kappenprothese für Sie und uns darzustellen, möchten wir Sie bitten, die folgenden Fragen zu beantworten.
Die Ergebnisse dieser Befragung werden dann im Rahmen einer wissenschaftlichen Arbeit (Dissertation) ausgewertet.
Natürlich werden alle Angaben, auch die von ihnen gemachten, anonym behandelt.

Sie werden nun gebeten, die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihrer Steifigkeit oder Behinderung anzugeben. Beurteilen Sie dabei den **derzeitigen Zustand** des operierten Gelenks.

Bitte vergessen Sie nicht: Kreuzen Sie für jede Frage nur ein Kästchen an. Je mehr rechts Sie ankreuzen, umso mehr Schmerzen, Steifigkeit oder Behinderung haben Sie.

Bitte hier das heutige Datum eintragen: _____/_____/_____

Operationsseite: rechts ☐ links ☐ beidseits ☐

A Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie im operierten Gelenk haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

	keine Schmerzen 1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	extreme Schmerzen 11
1. Gehen auf ebenem Boden	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
3. Nachts im Bett	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
4. Sitzen oder liegen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
5. Aufrecht stehen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

B Fragen zur Steifigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) des operierten Gelenks. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben.

	keine Steifigkeit 1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	extreme Steifigkeit 11
1. Nach dem Erwachen am Morgen?	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
2. Nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Bogen 3 Durom	*WOMAC-Fragebogen Seite 2*	**Studien-Nr.**

C Fragen zur körperlichen Tätigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem operierten Gelenk gespürt haben.

Schwierigkeiten	keine Schwierigkeiten									extreme
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1. Treppen hinuntersteigen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
2. Treppen hinaufsteigen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
3. Aufstehen vom Sitzen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
4. Stehen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
5. Sich zum Boden bücken	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
6. Gehen auf ebenem Boden	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
7. Einsteigen ins Auto/ Aussteigen aus dem Auto	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
8. Einkaufen gehen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
9. Socken/Strümpfe anziehen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
10. Aufstehen vom Bett	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
11. Socken/Strümpfe ausziehen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
12. Liegen im Bett	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
13. Ins Bad/aus dem Bad steigen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
14. Sitzen	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
15. Sich auf die Toilette setzen/ Aufstehen von der Toilette	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
16. Anstrengende Hausarbeiten	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
17. Leichte Hausarbeiten	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Würden sie sich die andere Hüfte operieren lassen?

ja	vielleicht	nein	erfolgte schon
☐	☐	☐	☐

Bogen 4 Durom	***Röntgen prä/postop OP/Verlauf***	**Studien-Nr.**

Patientenname	**Geb.-Datum**	**Adresse/Tel**	**Geschlecht**
			♀ □ ♂ □

OP-Datum	**Seite**	**Größe**	**Gewicht**	**Beruf**
	R □ L □			

Röntgen präop a.p./axial
am

Gelenkspalt

Weite
- normal □
- Gering verschmälert □
- Moderat verschmälert □
- Stark verschmälert □

Symmetrie
- symmetrisch □
- asymmetrisch □

Acetabulum

- Normal □
- Protrusio □
- Dysplasie mild □
- Dysplasie moderat □
- Dysplasie schwer □
- Luxation □

Femurkopf

- Rund □
- Coxa magna □
- Missmatch □
- Anderes □

Femurhals

- normal □
- kurz □
- verlängert □
- Coxa vara □
- Coxa valga □
- Coxa antetorta □

Anderes

Osteoporose □

- Sing Index I □
- Sing Index II □
- Sing Index III □
- Sing Index IV □
- Sing Index V □
- Sing Index VI □

Nekrose

- keine □
- gering □
- moderat □
- schwer □

Voroperation

- Nein □
- Ja, kein Metall □
- Ja, Metall □

Röntgen postop a.p./axial
am

Pfanne

Position a.p.
- Normal 35-50° □
- Steil > 50° □
- Flach < 35° □

Knochenkontakt
- Zone I □
- Zone II □
- Zone III □

Medialer Spalt
- keiner □
- < 2mm □
- 2 – 4 mm □
- > 4 mm □

Überdachung %

Femurkomponente

Position a.p.
- Neutral 125-135° □
- Varus bis 5° □
- Varus größer 5° □
- Valgus bis 5° □
- Valgus größer 5° □

Position axial
- Achsgerecht □
- Schräg □

Stationärer Verlauf
von bis

Komplikationen allgemein

- Keine □
- Tod kein OP-Zusammenhang □
- Tod OP-Zusammenhang □
- Sepsis □
- Thrombose □
- Embolie □
- Herz/Kreislaufprobleme □

Komplikationen lokal

- Keine □
- Wundheilungsstörung □
- Infekt tief/oberflächl. □
- Hämatom □
- Nervenverletzung □
- Fraktur Acetab/Femur □
- Frühlockerung Cup/Femur □
- Luxation

Nervenverletzung

- temporär □
- permanent □
- Nerv:

Interventionen

- Keine □
- Geschlossene Repo □
- Offene Repo □
- Narkosemobilisation □
- Andere □

Belastung Wochen

Voll		□
25kg	Wochen	□
Halbes KG	Wochen	□

Operation
am

Operateur CAN □ OAD □

Zugang

Antibiotika Gabe

Antikoagulation

Implantate Pfanne

Kopf/Cup

Vergleich Planung und Implantation

Pfanne

geplant	Implantiert

Kopf/Cup

geplant	Implantiert

CCD Winkel

geplant	Implantiert

Intraop. Verlauf

- Keine Komplikation
- Acetab. Perforation
- Acetab. Fraktur
- Gefäßverletzung
- Nervenläsion
- Präparation Acetab.
- Präparation Schenkelhals
- Spongiosaplastik
- Implantation Cup
- Implantation Kopf
- Luxationsneigung
- Anderes

Bogen 5 Durom	***Röntgen Follow-up***	**Studien-Nr.**

Patientenname	**Geb.-Datum**	**Adresse/Tel**	**Geschlecht**
			♀ □ ♂ □

OP-Datum	**Seite**	**Größe**	**Gewicht**	**Beruf**
	R □ L □			

Röntgen Follow-up	am	am	am	am	am	am	am
Heterotope Ossifikation							
Keine	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Brooker I	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Brooker II	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Brooker III	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Brooker IV	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Position Cup							
unverändert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
kraniale Migration ***mm***	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
mediale Migration ***mm***	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
tilted	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Femurkomponente							
Position a.p.							
unverändert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
varisiert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
valgisiert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
eingesunken ***mm***	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Position axial							
unverändert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
antevertiert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
retrovertiert	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Komplikationen							
Keine	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Fraktur Schenkelhals	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Fraktur Acetab.	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Luxation	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Lockerung septisch	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Lockerung aseptisch	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Implantatbruch							
Keine	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Cup	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Kopf	□□	□□	□□	□□	□□	□□	□□
Osteolysen							
Pfanne Zone							
Femurkomponente Zone							

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Th. Naumann, welcher mir dieses Dissertationsthema zur Verfügung stellte und dessen intensiver Betreuung sowie uneingeschränkter Unterstützung ich mir stets sicher sein konnte.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie.
Meiner Mutter, meiner Frau und meinen Kindern für ihre scheinbar grenzenlose Geduld.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name:	Florian Josef Döbereiner
Geburtsdatum:	27.06.1978
Geburtsort:	Regensburg
Familienstand:	verheiratet
	Ehefrau: Sandra Döbereiner, 22.05.1984
	Zwei gemeinsame Kinder: Julia, 30.08.2006 und Benedikt, 16.06.2009

Schulausbildung

1984 – 1988	Grundschule Mitterfels
1988 – 1990	Johannes-Turmair-Gymnasium Straubing
1990 – 1997	Gymnasium Weilheim - Abschluss mit der Allgemeinen Hochschulreife

Studium

WS 1997/1998 – SS 1999 Vorklinische Ausbildung der Humanmedizin an der Universität Regensburg
WS1999/2000 – SS 2004 Klinische Ausbildung der Humanmedizin an der Technischen Universität München

Beruflicher Werdegang

01/06/2004 – 30/09/2004	Arzt in Praktikum in der Klinik für Unfall- und Orthopädische Chirurgie am Klinikum St. Elisabeth in Straubing
01/10/2004 – 30/11/2008	Assistenzarzt in der Klinik für Unfall- und Orthopädische Chirurgie am Klinikum St. Elisabeth in Straubing
01/12/2008 – jetzt	Assistenzarzt in der II. Orthopädischen Klinik der Hessing-Stiftung Augsburg unter CA PD. Dr. Nauman
28/10/2010	Anerkennung zum Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie