

**Revisionsendoprothetik der Hüfte - Klinische und radiologische
Ergebnisse der MRP-Titanprothese® in einer retrospektiven Multi-
Center-Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Henry Miguel Thorweihe
aus Wissen/Sieg

2014

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Dieter C. Wirtz
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Winfried Willinek

Tag der Mündlichen Prüfung: 17.10.2014

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik
Direktor Univ.-Prof. Dr. med. Dieter C. Wirtz

Meinen Eltern und beiden Brüdern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1.	Einleitung	10
1.1	Articulatio coxae	10
1.1.1	Caput et Collum femoris – Hüftkopf und Oberschenkelhals	11
1.1.2	Corpus femoris – Der Femurschaft	11
1.1.3	Der Femurhals und der Collum-Diaphysen-Winkel	13
1.1.4	Der Antetorsionswinkel des Collum femoris	14
1.1.5	Femorales Offset	15
1.2	Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes	17
2.	Material und Methoden	21
2.1	Die Modulare-Revisions-Prothese (MRP)-Titan®	21
2.2	Studiendesign	24
2.3	Klinischer Befund	24
2.3.1	Harris-Hip-Score	25
2.3.2	Präfixe nach Charnley	32
2.3.3	Defektklassifikation nach Paprosky	32
2.4	Radiologischer Befund	35
2.5	Ein- und Ausschlusskriterien	38
2.5.1	Einschlusskriterien	38
2.5.2	Ausschlusskriterien	38
2.6	Statistische Analyse	38
3.	Ergebnisse	39
3.1	Patientengut	39
3.1.1	Geschlechterverteilung	39

3.1.2	Standzeiten der MRP-Titan®	40
3.1.3	Altersverteilung zum Zeitpunkt der Revision	40
3.1.4	Seitenverteilung	40
3.1.5	Gewicht, Körpergröße und BMI	41
3.2	Revisions-Indikationen	41
3.3	Klinische Auswertung	42
3.3.1	Ergebnisse nach Harris-Hip-Score	42
3.3.2	Differenzierung des HHS nach Charnley-Präfixen	43
3.3.3	Differenzierung des HHS nach Paprosky-Stadien	45
3.4	Intraoperative Komplikationen	46
3.5	Postoperative Komplikationen	47
3.5.1	Frühe postoperative Komplikationen	47
3.5.2	Späte postoperative Komplikationen	48
3.6	Radiologische Auswertung	50
3.7	Versagerrate	52
3.8	Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier	52
4.	Diskussion	58
4.1	Studiendefizite	58
4.2	Herausforderungen und Zielsetzung der Hüft-Revisionschirurgie	59
4.3	Nicht-modulare versus modulare Revisionsendoprothetik	60
4.4	Erzielte Harris-Hip-Scores und Versagerrate – eine kritische Auseinandersetzung	62
4.5	Einfluss der präoperativen ossären Destruktion	64
4.6	Eine Analyse der Versagerrate und ihrer Ursachen	66
5.	Zusammenfassung	71

6.	Literaturverzeichnis	73
7.	Danksagung	80

Abkürzungsverzeichnis

a. p.	anterior posterior
BMI	Body mass index
BVMed	Bundesverband-Medizintechnologie
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
cm	Zentimeter
Def.	Definition
Fa.	Firma
HHS	Harris-Hip-Score
inf.	inferior
Kh	Krankenhaus
KI	Konfidenzintervall
km	Kilometer
M.	Musculus
max.	maximal
Mittelw.	Mittelwert
Mm	Musculi
µm	Mikrometer
MRP	Modulare Revisionsprothese
n	Anzahl
Nm	Newtonmeter
PAO	periartikuläre Ossifikation
präop.	präoperativ
postop.	postoperativ
SD	standard deviation

SE	standard error
St.	Stadium
Stdabw.	Standardabweichung
sup.	superior

1. Einleitung

1.1 Articulatio coxae

Das menschliche Hüftgelenk (Articulatio coxae) stellt das erste Gelenk der unteren Extremität dar und imponiert durch seine massiven knöchernen Strukturen. In erster Linie dient es dem Menschen zum aufrechten Gang. Die sich gegenüberstehenden Gelenkanteile sind das Caput femoris, welches sich als Gelenkkopf in die Gelenkpfanne – das Acetabulum legt. Die Abb. 1 gibt einen ersten anatomischen Überblick:

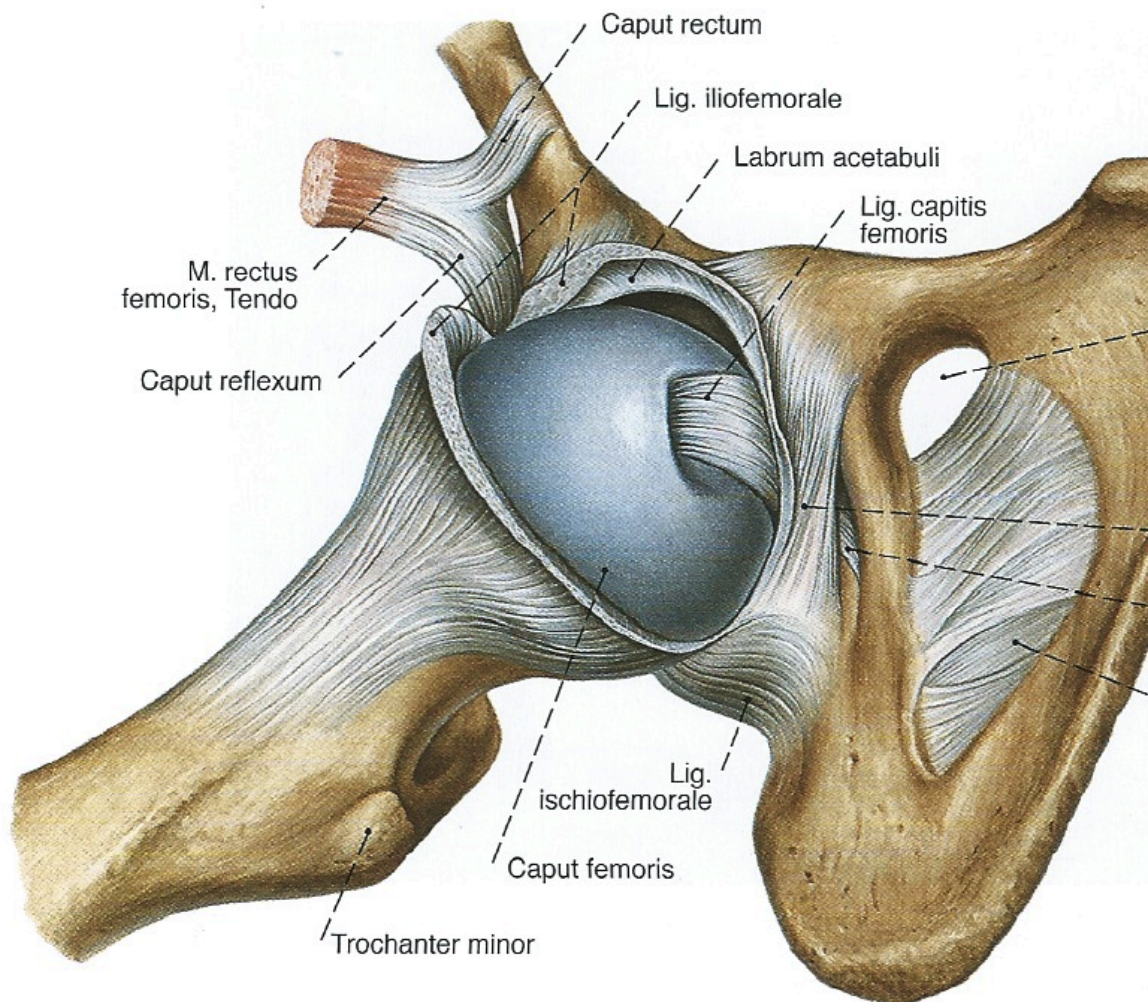


Abb. 1: Articulatio coxae, nach Eröffnung der Gelenkkapsel und teilweiser Exartikulation des Femurkopfes, von lateral distal (re, 70°); Aus: Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen[®] Auflage 21, 2004, Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

1.1.1 Caput et Collum femoris – Hüftkopf und Oberschenkelhals

Das Caput femoris präsentiert sich als eine Zweidrittel-Kugel und besitzt einen durchschnittlichen Radius von ca. 2,5 cm (Abb. 2). Der proximale Pol des Kopfes wird als Fovea capitis bezeichnet. Rings um diese Fovea capitis erscheint das Caput etwas abgeflacht, um somit bei der Kraftübertragung auf die Pfanne eine größere Kontaktfläche zu erzeugen (Schiebler, 2005).

Der Oberschenkelhals – Collum femoris – stellt das Verbindungselement zwischen Hüftkopf und Femurschaft dar und überträgt als solches alle Kräfte zwischen diesen beiden Komponenten.

1.1.2 Corpus femoris – Der Femurschaft

Die für den femoralen Anteil der Hüftendoprothetik relevantesten anatomischen Bestandteile befinden sich am Übergang von Meta- auf Diaphyse. An der Außenseite zeichnet sich ein prominenter Knochenwulst ab. Als Trochanter maior – großer Rollhügel – bezeichnet (Abb. 2), dient er als Ansatzstelle für verschiedene Muskeln, u. a. der Mm. glutei minimus und medius. Deren Hauptfunktionen liegen in der Abduktion und Außenrotation des Beines im Hüftgelenk. Somit stabilisieren sie während des Ganges das Standbein, indem sie ein Abkippen in Richtung des Spielbeines verhindern. Die Mm. piriformis, obturatorius internus et externus, quadratus femoris und gemelli sup. et inf. vervollständigen die Außenrotatoren des Hüftgelenks (Schiebler, 2005).

An der Innenseite des proximalen Corpus femoris befindet sich der kleine Rollhügel – Trochanter minor. Er dient u. a. als Ansatzstelle für den M. iliopsoas. Er stellt den größten Hüftbeuger dar und setzt sich zusammen aus den Mm. iliacus, psoas maior und minor. (Schiebler, 2005).

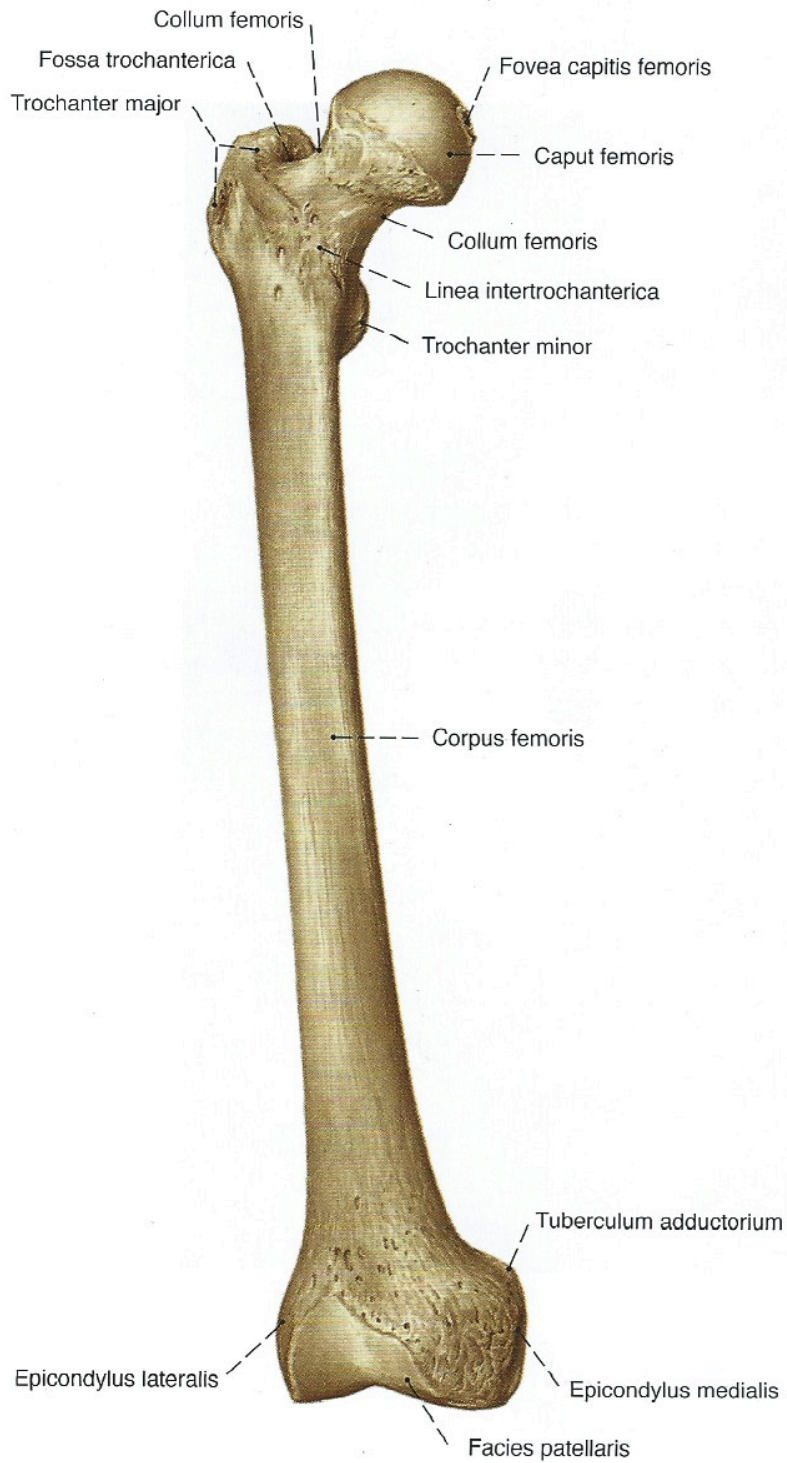


Abb. 2: Femur ; von vorne (re, 30°); Aus: Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen® Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

1.1.3 Der Femurhals und der Collum-Diaphysen-Winkel

Die Verlaufsrichtung des Collum femoris steht in einem bestimmten Winkel zur Ausrichtung der Femurlängsachse. Aus diesem Grunde ist der Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) beschrieben worden, welcher aus der gedachten Geraden, die durch das Hüftkopfbereich und parallel zum Femurhals verläuft, und der Verlängerung der Femurlängsachse besteht. Der physiologische Durchschnittswert des CCD-Winkels beim Erwachsenen liegt bei 126° . Schwankungen in einem physiologischen Bereich zwischen 120° - 140° kommen vor. Im Laufe des Lebens kommt es tendenziell zu einer Abnahme des Winkels. Liegt gen Ende des 2. Lebensjahres der CCD-Winkel noch bei 150° , nimmt er bis zum hohen Alter ab auf bis zu 120° (Schiebler, 2005).

Große Werte des CCD-Winkels sind gleichbedeutend mit einer Zunahme der Belastung von Acetabulum und Femurkopf, da Stoßkräfte viel direkter auf die Gelenkanteile, v. a. dem Pfannenerker, einwirken können. Nimmt der CCD-Winkel ab, so fällt die Belastung zunehmend auf den Femurhals, der die Stoßeinwirkungen mit kranialen Biegungen auffängt (Schiebler, 2005).

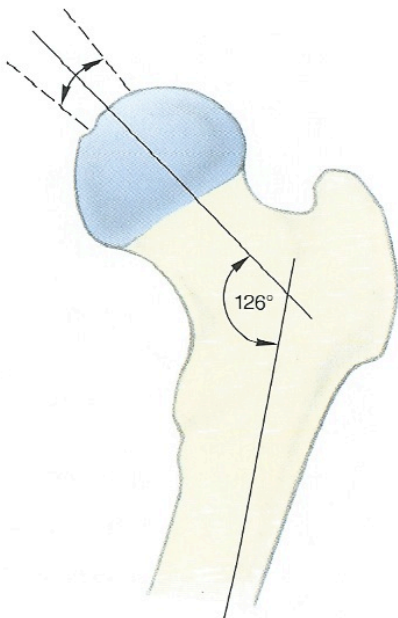


Abb. 3: Femur, Bildung des Collum-Diaphysen-Winkels durch Collum- und Femurschaft-Längsachse; Aus: Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen[©] Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

1.1.4 Der Antetorsionswinkel des Collum femoris

Ein weiterer zu berücksichtigender Richtwert in der Hüftendoprothetik ist der Antetorsionswinkel, der aus der Querachse der Femurkondylen und der Längsachse des Collum femoris entsteht (Abb. 4). Seine Normwerte schwanken von 12 bis 15°. Die physiologische Bedeutung wird deutlich bei Rotations- und Flexionsbewegungen im Hüftgelenk. Bestünde kein Antetorsionswinkel, so würde im Sitzen - einer Flexionsbelastung – das Collum femoris an den ventralen Rand des Acetabulum stoßen und die Bewegungsausführung einschränken (Schiebler, 2005).

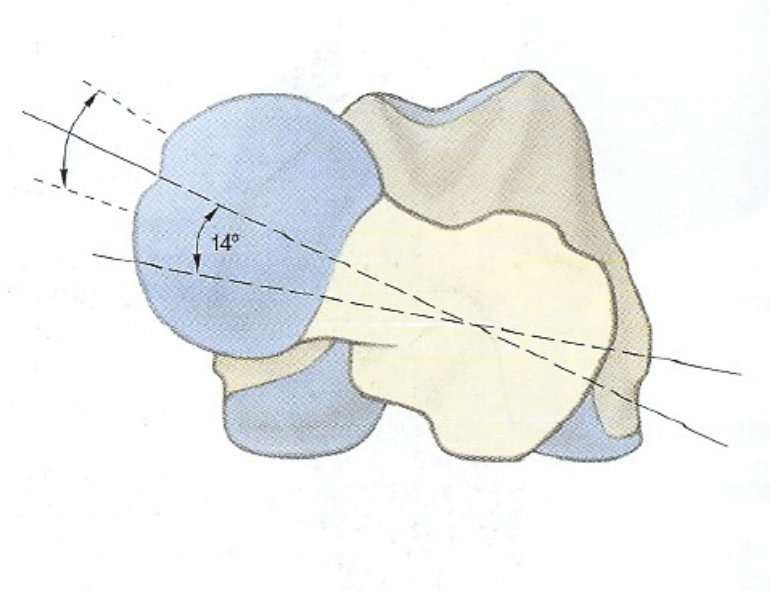


Abb. 4: Femur; Variabilität des Antetorsionswinkels; proximales und distales Femurende übereinander projiziert; von proximal (re, 70°); Aus: Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen[©] Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

An dieser Stelle ist ergänzend zu erwähnen, dass auch das Acetabulum durch eine ventrale Ausrichtung seiner Gelenkfläche dieser Bewegung entgegen kommt. Bedenkt man, dass für die Fortbewegung des Menschen die Flexion im Hüftgelenk mehr Bedeutung zugemessen wird als der Extension, leuchtet die anatomische Ausrichtung seiner knöchernen Bestandteile ein.

1.1.5 Femorales Offset

Es bezeichnet die horizontale Strecke vom Drehzentrum des Caput femoris bis zur mittleren Längsachse des Femurschaftes (Abb. 5) (Lecerf et al., 2009). Es stellt somit keine anatomische Struktur dar, sondern eine radiologisch festgelegte Messlinie, welche in der Regel zwischen 41 und 44 mm variiert (Lecerf et al., 2009).

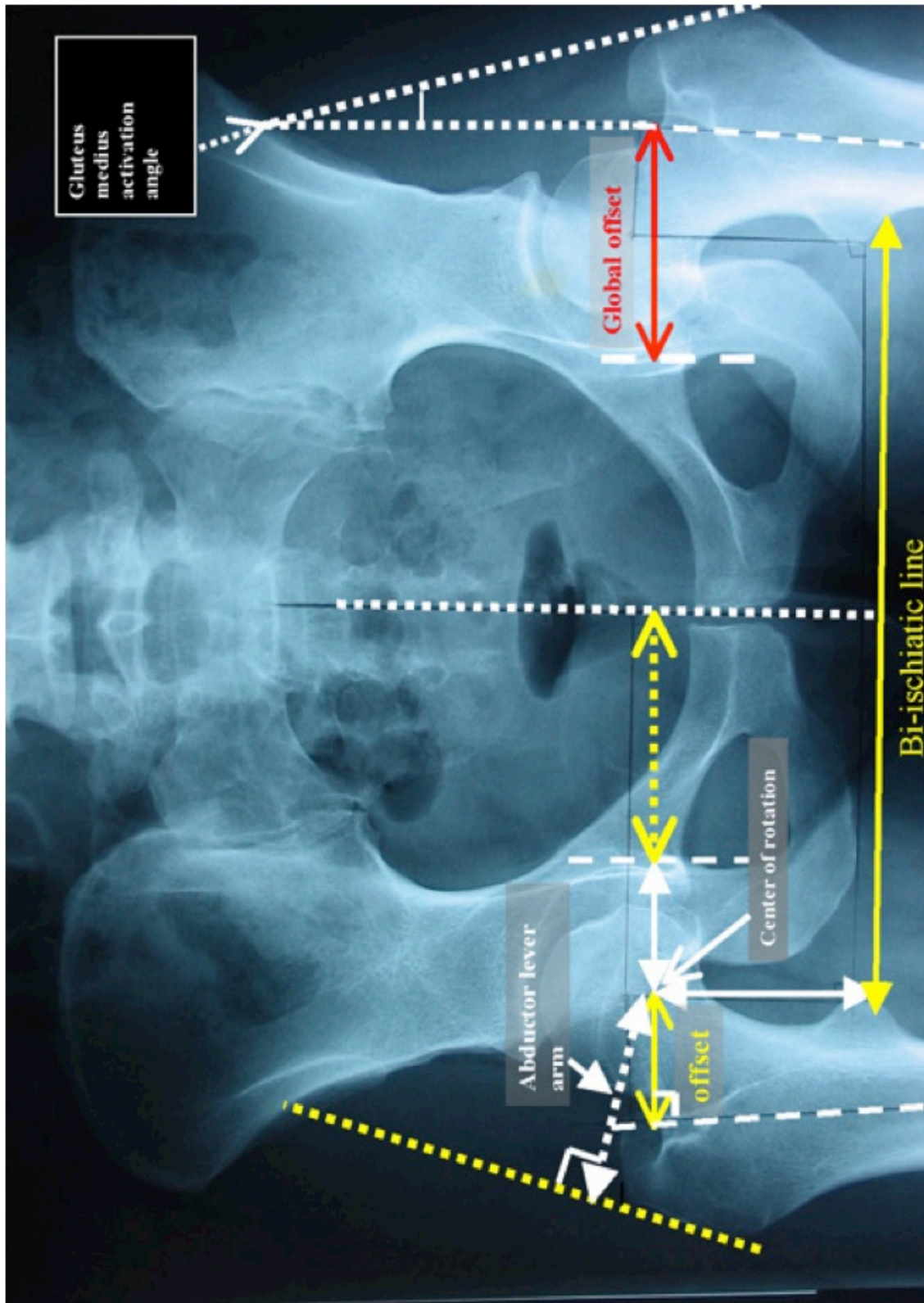


Abb. 5: „Offset“ – Darstellung des femoralen Offsets (nach Lecerf et al. 2009), Def.: horizontale Strecke vom Drehzentrum des Caput femoris bis zur mittleren Längsachse des Femurschaftes

Im Rahmen der primären Hüftendoprothetik werden Caput und Collum femoris chirurgisch entfernt. Daher gilt es, die ursprüngliche Bemaßung des Antetorsionswinkels sowie des femoralen Offsets so exakt wie möglich wiederherzustellen. So kann die Ausrichtung und Länge des Beines am ehesten dem präoperativen Zustand angepasst werden. Dadurch erhält man den ursprünglichen Verlauf der Muskulatur und der damit verbundenen Muskelspannung (Delp et al., 1996) und beeinflusst entscheidend die postoperative Funktion und Stabilität des Hüftgelenks.

1.2 Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes

Die Implantation von Hüftendoprothesen gehört seit Jahrzehnten zum therapeutischen Repertoire der Orthopädie und findet ihre Anwendung meist bei fortschreitendem Gelenkverschleiß aufgrund einer primären oder sekundären Coxarthrose sowie der Oberschenkelhalsfraktur.

Seit ihrer Einführung verzeichnen wir bis heute einen Anstieg der Implantationsraten sowie gleichzeitig ein stets jünger werdendes Patientengut, welches eine Primärimplantation einer Endoprothese an der Hüfte erfährt (Garellick et al., 2011).

Aufgrund ihrer begrenzten Lebensdauer und dem damit verbundenen Auftreten von Prothesenlockerungen nimmt auch die Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes einen immer wichtigeren Stellenwert in der heutigen operativen Orthopädie ein. Der Bundesverband Medizintechnologie (BVMed) geht in einer Sammelstatistik aus dem Jahr 2008 von ca. 15.000 Hüftrevisionen pro Jahr in Deutschland aus (Wirtz, 2009). Auch das schwedische Hüft-Endoprothesen-Register stimmt mit seinen veröffentlichten Zahlen mit dieser Tendenz überein (Garellick et al., 2011). Mit der Einführung des Endoprothesenregisters für Deutschland wird es in Zukunft noch exaktere Informationen zur Implantationsrate und Revisionsrate in Deutschland geben. Das Register befindet sich kurz vor der flächendeckenden Anwendung.

Sowohl ein Wechsel der künstlichen Hüftpfanne wie auch des Prothesenschaftes stellen eine große Herausforderung für den Operateur dar. Im Rahmen der hier vorgestellten Arbeit wird die Revision des Prothesenschaftes im Vordergrund stehen. Die

Vorgehensweise in der Hüftrevisionsendoprothetik ist facettenreich und unterlief durch Erfahrungswerte in den letzten vier Jahrzehnten einschneidende Veränderungen und Verbesserungen in ihrer Ausführung. So verfolgte man viele Jahre eine stabile Hüftrevision mit der Anwendung von Knochenzement in Form von Polymethylmethacrylat – kurz PMMA (Malchau et al., 2002). In der folgenden wissenschaftlichen Analyse der Zementiertechniken lieferten viele Studien Anhaltspunkte für hohe Lockerungsraten in der zementierten Hüftrevisionsendoprothetik (Engelbrecht et al., 1990; Kavanagh und Fitzgerald, 1987; Kershaw et al., 1991). So lag die radiologische Lockerungsrate in den Studien von Engelbrecht et al. nach einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 7,4 Jahren bei 31 %. Auch Kavanagh et al. kommen nach durchschnittlich 3,4 Jahren auf ein ähnliches Niveau mit einem Anteil radiologisch gelockerter Schäfte von 29 %. Die hohen Versagerquoten werden durch meist große Knochenlagerdefekte des proximalen Femurs und unzureichende Osteointegration bei Rezementierung bei häufig fehlender Spongiosa im Revisionsfall erklärt. (Wirtz et al., 2000; Engelbrecht et al., 1990; Callaghan et al., 1985).

Dieser Schlussfolgerung entsprechend wurde die zementfreie Durchführung der Hüftendoprothesenrevision zunehmend favorisiert (Cameron, 1994; Moreland und Bernstein, 1995; Harris et al., 1988; Malchau et al., 2002). Heutzutage ergeben sich hierbei zwei Verankerungsprinzipien. Erstens eine metaphysäre Verankerung der Prothese, d. h. die Implantation der Prothese in den proximalen Abschnitt des Femurs. Die hierbei meist verwendeten, proximal oberflächenangerauten Schäfte (Harris et al., 1988) üben ihre Kraffteinleitung über die Metaphyse des Femurs aus. Aus der Belastung, den das proximale Femur hieraus erfährt, erhofft man sich primär einen Erhalt und in der Folge eine Regeneration der proximalen Knochenstrukturen. Metaphysäre Knochendefekte, wie man sie in der Revisionsendoprothetik häufig antrifft, erschweren jedoch diese Methodik und beeinflussen das langfristige Ergebnis negativ (Harris et al., 1988; Paprosky et al., 1999).

Das zweite Verankerungsprinzip strebt eine stabile Osteointegration in der Diaphyse des Femurs an. Die Oberfläche der Schäfte ist zu diesem Zwecke durchgehend angeraut. Der Verankerungspunkt liegt somit distaler als in dem vorher beschriebenen Verfahren. Für die primäre Stabilität dient eine ausreichend große Kontaktfläche zwischen

Prothesenschaft und der Knocheninnenfläche, die durch das korrekte Einsetzen der Prothese verwirklicht wird. Die Schaffung dieser Kontaktfläche wird als „Press-fit“-Implantation beschrieben und dient der konsekutiven ossären Integration der Prothese über einwachsende Knochenstrukturen in die raue Prothesenoberfläche (Mumme et al., 2004). Einige Autoren haben bei diesem Verfahren stets auf die Gefahr eines proximalen „Stress-shieldings“ – dem Verlust von proximaler Knochenstruktur aufgrund mangelnder Belastung und vermehrter Ossifikation am distalen Anteil des Schaftes – hingewiesen (Engh et al., 1992), da die Schäfte durch die distale Verankerung die proximalen Knochenstrukturen aussparen. Der Operateur hat für das distale Verankerungsprinzip die Wahl zwischen nichtmodularen sowie modularen Revisionsprothesen. Hierbei wird im Zusammenhang mit nichtmodularen Revisionsprothesen auf eine schwierig zu gestaltende Rekonstruktion der ursprünglichen Beinlänge sowie der Anatomie des Hüftgelenks selbst hingewiesen (Mumme et al., 2004). Die Entwicklung der modularen Hüftrevisionssysteme zielt daher neben der Verwirklichung einer distalen Fixation darauf ab, sich den individuellen anatomischen Gegebenheiten intraoperativ anpassen zu können und durch Verwendung geeigneter Einzelkomponenten die Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie und Biomechanik des Drehzentrum zu ermöglichen. Die Rekonstruktion des anatomischen Rotationszentrums sowie eine primäre Stabilität für eine frühzeitige und vollständige Belastbarkeit des Gelenks stehen für den langfristigen Erfolg im Fokus (Gravius et al., 2011)

Als Schwachstelle der modularen Revisionsprothesen werden von einigen Autoren die Konnektionsstellen der Einzelkomponenten erachtet (Bobyne et al., 1994). Meist als Steck-Konus-Verbindung verwirklicht, kann es an diesen Stellen zum sog. „Fretting“ kommen (Viceconti et al., 1997). Hierunter versteht man den metallischen Abrieb und die Korrosionsvorgänge am Implantat-Implantat-Übergang. Durch diese Korrosionsvorgänge kann die sekundäre Bildung von Osteolysen durch lokale Makrophagenaktivierung mit der konsekutiven Lockerung der Prothese entstehen (Kop et al., 2012).

Die modulare Revisionsprothese-Titan (MRP-Titan[®], Fa. Peter Brehm, Weisendorf, Deutschland) verwirklicht das angesprochene distale Verankerungsprinzip und steht im

Mittelpunkt dieser Arbeit. In Vorpublikationen hat sich die Prothese in einer kritischen Beurteilung für einen kurzen Implantationszeitraum bewährt (Wirtz et al., 2000; Mumme et al., 2004). Für nichtmodulare Prothesen, welche ein metaphysäres Verankerungsprinzip verfolgen, liegen bereits langfristige Daten und Analysen vor (Böhm und Bischel, 2001; Bircher et al., 2001). Die hier vorgestellte Arbeit setzt sich mit der klinischen und radiologischen Nachuntersuchung von insgesamt 315 implantierten Prothesen auseinander. Insbesondere die Fragen nach klinischer und radiologischer Stabilität sollten hiermit beantwortet werden. In die Auswertung flossen funktionale Hüftscores (Harris-Hip-Score), eine radiologische Beurteilung der össären Integration der Schäfte sowie früh- und spätauf tretende Komplikationen mit ein.

Unsere erste Hypothese postuliert eine Bestätigung der mittel- und langfristigen Ergebnisse der Standzeit der MRP-Titan® im Vergleich zu den Voruntersuchungen.

Unsere zweite Hypothese zielte darauf ab, dass unsere klinischen Ergebnisse zumindest vergleichbar zu Ergebnissen anderer Revisionsprothesen in den aktuellen Angaben der Literatur sind.

Unsere Null-Hypothese besagt, dass der MRP-Titan-Schaft anderen etablierten Schäften in den beschriebenen Endparametern unterlegen ist.

2. Material und Methoden

2.1 Die Modulare-Revisions-Prothese (MRP)-Titan®

Das System der MRP-Titan® basiert auf Steck-Konus-Verbindungen und dient der zementfreien Hüftendoprothesen-Revision. Bis zu drei Einzelkomponenten kommen zur Anwendung: Ein proximales Prothesenhalsmodul - im Folgenden auch metaphysäres Aufsteckelement genannt - versehen mit einer standardisierten Steck-Konus-Verbindung (Eurokonus 12/14). Ein distaler Verankerungsschaft mit sechs sternförmig angeordneten und parabol verlaufenden Rippen und eine bei Bedarf zur Verfügung stehenden Verlängerungshülse von 30 mm Länge. Eine Dehnschraube verspannt den Verbund aus metaphysärer Komponente und Schaft, eine lange Schraube steht bei Verwendung von Schaft, Verlängerungshülse und proximalem Prothesenhalsmodul zur Verfügung.

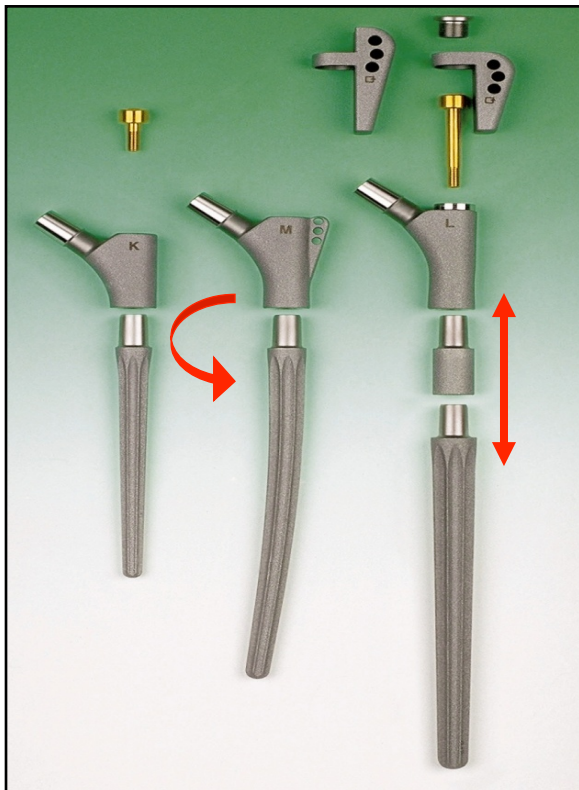


Abb. 6: Darstellung der MRP-Titan® in verschiedenen Zusammensetzungen von Schaft, Prothesenhalsmodul und Verlängerungshülse, mit freundlicher Genehmigung der Fa. Brehm, Weisendorf Deutschland

Die metaphysären Aufsteckelemente sind in drei verschiedenen Größenausführungen erhältlich, die beginnend bei einer Größe von 50 mm (Größe S) jeweils um 10 mm Länge zunehmen. Sollte der Trochanter major große Defekte aufweisen und eine Instabilität der dort inserierenden Muskulatur drohen, stehen optional metaphysäre Module mit integrierter, lateraler Trochanterfinne oder extra aufsteckbare Finnen zur Verfügung. Sie dienen der Fixation der Muskulatur an der Prothese selbst. Die aufsteckbaren Finnen ermöglichen eine freie Einstellung des Winkels zwischen Prothese und inserierender Muskulatur. Ziel der Winkeleinstellung ist eine Optimierung der Weichteilspannung.

Das metaphysäre Aufsteckelement weist in der Standardausführung einen CCD-Winkel von 130° und ein Offset von 37 mm auf. Seit 2004 steht zusätzlich eine lateralisierte Variante zur Verfügung, die mit einem CCD-Winkel von 123° und einem Offset von 47 mm ausgestattet ist. Hierdurch soll in geeigneten Fällen ein größerer Abstand zwischen Gelenkpfannenzentrum und metaphysären Modul gewonnen werden. Diese Variante wurde in der vorliegenden Studie nicht angewendet, da sie zu den Operationszeitpunkten noch nicht zur Verfügung stand.

Auf den Standardkonus können durch den Hersteller genehmigte Keramikkopfkugeln oder Kopfkompnenten aus Metall zur Artikulation mit der entsprechenden Hüftpfanne aufgesetzt werden.

Die 30 mm lange Verlängerungshülse steht – abgestuft in 2 mm Schritten – in den Durchmessern 16 bis 22 mm zur Verfügung.

Bei den Verankerungsschäften stehen dem Chirurgen die Längen 140 und 200 mm zur Verfügung. Zusätzlich hat man in der längeren Ausführung die Wahl zwischen einem geraden und gebogenen Schaft. Die gebogenen Schäfte sollen die Rekonstruktion der physiologischen Antekurvatur des Femurs ermöglichen. Der Schaftdurchmesser ist im Bereich von 11 – 30 mm in 1 mm-Intervallen variierbar. Die Schaftform ist konisch konzipiert. Zudem sind sternförmig ansetzende und longitudinal verlaufende Rippen eingefräst, die zusammen mit dem konusförmigen Design eine rotationsstabile Verankerung der Prothese im Knochen gewährleisten und ein sekundäres Einsinken der Prothese verhindern sollen.

Durch Kombination der drei beschriebenen Einzelkomponenten lassen sich verschiedene Gesamtlängen zwischen 190 und 300 mm in 10 mm Intervallen einstellen. Zur Veranschaulichung der möglichen Prothesenlängen dient Tab. 1:

Schaftlänge	Hals S (50 mm)	Hals M (60 mm)	Hals L (70 mm)	Hals S	Hals M	Hals L
				Mit Verlängerungshülse (30mm)		
140 mm	190 mm	200 mm	210 mm	220 mm	230 mm	240 mm
200 mm	250 mm	260 mm	270 mm	280 mm	290 mm	300 mm

Tab. 1: Darstellung der möglichen Prothesenlängen durch Kombination der Einzelkomponenten der MRP-Titan®

Zusätzlich stehen gebogene Schaft-Sondermodelle (Länge 260 mm und 320 mm) mit zwei distalen Verriegelungsmöglichkeiten zur Auswahl. Durch diese erweitert sich die auswählbare Korrekturspanne bis auf 420 mm.

Durch die Verwendung stufenloser Steck-Konus-Verbindungen zwischen den einzelnen Elementen eröffnet sich dem Operateur die Möglichkeit den jeweils notwendigen Antetorsionswinkel zwischen Schaft und proximalem Aufsteckmodul einzustellen. Mit dem zugehörigen Instrumentarium gelingt zwecks Anwendung einer definierten axialen Kraft über einen Drehmomentbegrenzer das Zusammenspannen der Einzelteile. Zusätzlich wird eine Sicherungsschraube mit einem Drehmoment von 25 Nm vorgespannt und eingebracht. Das Anbringen einer aufsitzenden Verschlusschraube schließt die Verankerung der modularen Prothese ab.

Für die Prothese wird die Metalllegierung Titan-Aluminium-Niob – TiAl6Nb7 – verwendet. Prothesenoberflächen, welche mit dem Knochen in Kontakt treten, werden per patentierter Shot-Peening-Technik (angemeldete Patent Nummer 4320086 19517275.2) rau gestrahlt und weisen eine Porengröße von 40 – 60 µm auf und dienen der ossären Integration der Prothese. Die Shot-Peening-Technik verwendet

Stahldrahtkörner, welche mit einem speziellen Strahler auf die Titanlegierungen aufgestrahlt werden. Anschließend erfolgt die Reinigung der Materialoberflächen durch Bestrahlung mit Glasperlen. Neben der Anrauhung verfolgt man durch diese Technik die Einführung von Druckeigenspannung in die Prothesenoberfläche – vor allem im Bereich der Steckkonusverbindungen – um so das Material widerstandsfähiger und belastbarer für Biegebeanspruchungen zu machen und Metallabrieb zu verhindern (Schuh et al., 2005).

2.2 Studiendesign

Die hier vorgestellte, retrospektive Multicenter-Studie umfasste ursprünglich 391 durchgeführte Revisionen an 384 Patienten im Zeitraum von 1993 bis 2003. Von den ursprünglich operierten Patienten konnten aktuell 309 Patienten mit insgesamt 315 implantierten Prothesen zur Nachuntersuchung einbestellt und in die hier vorgestellte Analyse eingeschlossen werden.

Zu den vier teilnehmenden Zentren gehören die Abteilungen der Orthopädie der Universitätskliniken in Aachen, Erlangen und Würzburg und die Klinik für Orthopädie des KH Rummelsberg (Wichernhausen). Alle Operateure waren zum Zeitpunkt der Revisionsoperation Fachärzte der Orthopädie oder Orthopädie und Unfallchirurgie mit mehr als 100 primären Hüft- und Revisionsoperationen pro Jahr. Alle Patienten wurden postoperativ routinemäßig nachuntersucht und der klinische Befund und radiologische Status mit Hilfe eines standardisierten Fragebogens sowie standardisierter Röntgen-Aufnahmen festgehalten. Diese klinischen Daten wurden in einem Multicenter-Patienten-Register anonymisiert gespeichert und mit den aktuell erhobenen Daten verglichen und analysiert.

2.3 Klinischer Befund

Mithilfe der Datenanalyse aus dem Multicenter-Patienten-Register sowie der aktuellen körperlichen Untersuchung und Befragung wurden die einzelnen Informationen der

Patienten im Follow-up ermittelt. Mögliche intraoperative wie auch späte postoperative Komplikationen, wie z.B. Luxationen, periprothetische Infektzonen, eingebrochenes oder disloziertes Prothesenmaterial oder periprothetische Frakturen waren hierbei von besonderem Interesse. Zudem wurden im Falle einer notwendigen Re-Revision die Ursache und operativ-ergriffenen Maßnahmen eruiert. Zur Objektivierung der Funktionalität des betroffenen Hüftgelenks wurde für jede implantierte Prothese der prä- und postoperative Harris-Hip-Score (HHS) berechnet. Des Weiteren wurden die Patienten nach der Charnley-Klassifikation kategorisiert. Zuletzt wurden die femoralen Knochendefekte der Paprosky-Klassifikation nach zugewiesen. Der HHS und die soeben genannten Klassifikationen werden im Folgenden noch genauer ausgeführt werden.

2.3.1 Harris-Hip-Score

William H. Harris führte das von ihm selbst entworfene Punktesystem im Jahre 1969 ein. In seiner Analyse von 39 endoprothetisch versorgten Hüftgelenken in Folge von Acetabulumfrakturen und Hüftdislokationen sollte sein Scoresystem als ein neues und vereinfachtes postoperatives Bewertungsschema dienen (Harris, 1969). Bis heute hat sich der Harris-Hip-Score (HHS) zur Beurteilung der Funktion des Gelenkes bewährt und erfährt noch immer eine breite Anwendung in der Einschätzung postoperativer Langzeitverläufe nach endoprothetischen Ersatz am Hüftgelenk (Marchetti et al., 2005).

91 % der Gesamtpunktzahl werden subjektiv, die anderen 9 % objektiv erhoben. Als maximale Punktzahl sind 100 zu vergeben. Die bedeutendste Gewichtung erfahren die Kriterien „Schmerz“ (44 %) und „Funktion“ (47 %). Bis zu 5 Punkte werden für das Bewegungsausmaß verteilt; weitere 4 Punkte entfallen bei Abwesenheit möglicher Deformitäten.

Im Einzelnen gestalten sich die Kriterien und Punktevergabe des Harris-Hip-Scores wie folgt

Schmerz	bis max. 44 Punkte
Gang	bis max. 33 Punkte
Aktivität	bis max. 14 Punkte
Abwesenheit von Deformitäten	max. 4 Punkte
Hüftgelenkbeweglichkeit	max. 5 Punkte

Tab. 2: Kriterien und Punkteanzahl des Harris-Hip-Scores

Die einzelnen Kriterien erfahren zur exakteren Punktevergabe nochmals eine Unterteilung. Diese sind für Schmerz:

völlige Schmerzfreiheit	44 Punkte
leichte und gelegentliche Schmerzen, normale Tätigkeit nicht eingeschränkt	40 Punkte
Schmerzen nur nach schwerer körperlicher Arbeit, in Ruhe schnell verschwindend	30 Punkte
Schmerzen, eine begrenzte Tätigkeit erlaubend	20 Punkte
starke Schmerzen, keine körperliche Tätigkeit mehr möglich	10 Punkte
starker Dauerschmerz	10 Punkte

Tab. 3: Unterteilung und Punktevergabe für das Kriterium „Schmerz“ im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Diese sind für das Kriterium „Gang“ im Einzelnen:

Hinken	
keines	11 Punkte
leichtes Hinken	8 Punkte
mäßiges, aber deutliches Hinken	5 Punkte
ausgeprägtes Hinken	0 Punkte

Tab. 4: Unterteilung und Punktevergabe für Hinken im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Gehilfen	
keine	11 Punkte
Gehstock nur für lange Strecke	7 Punkte
Gehstock dauerhaft	5 Punkte
1 Unterarmgehstütze	3 Punkte
2 Unterarmgehstützen	2 Punkte
Gehunfähigkeit	0 Punkte

Tab. 5: Unterteilung und Punktevergabe für Gehhilfen im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Gehstrecke	
nicht eingeschränkt	11 Punkte
über 1 km	8 Punkte
unter 1 km	5 Punkte
nur in häuslicher Umgebung	2 Punkte
bettlägerig	0 Punkte

Tab. 6: Unterteilung und Punktevergabe für die Gehstrecke im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Diese sind für das Kriterium „Aktivität“ im Einzelnen:

Treppensteigen	
problemlos ohne Geländehilfe	4 Punkte
mit Geländehilfe	2 Punkte
nur mit fremder Hilfe	1 Punkt
unmöglich	0 Punkte

Tab. 7: Unterteilung und Punktevergabe für Treppensteigen im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Schuhe und Strümpfe anziehen	
gut möglich	4 Punkte
schwierig allein	2 Punkte
unmöglich	0 Punkte

Tab. 8: Unterteilung und Punktevergabe für Schuhe und Strümpfe anziehen im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Sitzfähigkeit	
auf normalen Stuhl über 1 Stunde	5 Punkte
nur auf erhöhtem Stuhl über ½ Stunde	3 Punkte
schwierig unter ½ Stunde	0 Punkte

Tab. 9: Unterteilung und Punktevergabe für Sitzfähigkeit im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel	
gut möglich	1 Punkt
nicht möglich	0 Punkte

Tab. 10: Unterteilung und Punktevergabe für die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Gang und Aktivität werden auch unter der „Funktion“ des betroffenen Hüftgelenkes zusammengefasst; somit ergibt sich eine mögliche addierte Maximalpunktzahl von 47 (33 + 14) für beide Qualitäten.

Punkte sind für die Abwesenheit der jeweiligen folgenden Deformität:

Weniger als 30° fixierte Kontraktur	1 Punkt
Weniger als 10° fixierte Adduktion	1 Punkt
Weniger als 10° fixierte Innenrotation	1 Punkt
Weniger als 3,2 cm Beinlängendifferenz	1 Punkt

Tab. 11: Punktevergabe für die Abwesenheit von Deformitäten im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Sind für den Bewegungsumfang im Einzelnen (die ermittelte Gradzahl wird mit dem jeweils angegebenen Index multipliziert, um die Punktezah zu ermitteln):

Flexion	Index
0 - 45°	1,0
45 - 90°	0,6
90 - 110°	0,3
Über 110°	0,0

Tab. 12: Punktevergabe für die Flexion im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Extension	Index
jede	0,0

Tab. 13: Punktevergabe für die Extension im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Abduktion aus Hüftstreckung	Index
0 - 15°	0,8
15 - 20°	0,3
über 20°	0,0

Tab. 14: Punktevergabe für die Abduktion aus der Hüftstreckung im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Adduktion aus Hüftstreckung	Index
0 - 15°	0,2
über 15°	0,0

Tab. 15: Punktevergabe für die Adduktion aus der Hüftstreckung im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Außenrotation aus 90° oder max. Hüftbeugung	Index
0 – 15°	0,4
Über 15°	0,0

Tab. 16: Punktevergabe für Außenrotation aus 90° oder max. Hüftbeugung im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Innenrotation aus 90° oder max. Hüftbeugung	Index
jede	0,0

Tab. 17: Punktevergabe für Innenrotation aus 90° oder max. Hüftbeugung im Rahmen des Harris-Hip-Scores

Für die Gesamtpunktzahl der Bewegungsausmaße werden die einzelnen Produkte addiert und schließlich mit 0,05 multipliziert. So ergibt sich im Idealfall für die Hüftgelenkbeweglichkeit eine max. Gesamtpunktzahl von 5.

Die Patienten wurden nach den oben genannten Kriterien befragt und untersucht. Für jede einzelne Kategorie konnte so die entsprechende Punktezahl berechnet und in die Gesamtaddition mit einbezogen werden. Die folgende Tabelle 18 erklärt die möglichen Bewertungen anhand der Gesamtpunktzahl, wie sie von Harris festgelegt wurde (Harris, 1969):

Score	Definition
90 bis 100 Punkte	sehr gut
80 bis 89 Punkte	gut
70 bis 79 Punkte	zufriedenstellend
Unter 70 Punkte	ungenügend

Tab. 18: Harris-Hip-Score – Scoreaufteilung und entsprechende Ergebnisbewertung (nach Harris, 1969)

2.3.2 Präfixe nach Charnley

Die für die Patienten ermittelten Hüftscores nach Harris wurden – zur besseren Einschätzung des Parameters Gehen – den Präfixen von Charnley (Charnley, 1972; DeLee und Charnley, 1976) entsprechend weiter differenziert und in drei Gruppen eingeteilt (s. Tab. 19).

A	Patienten, bei denen nur eine Hüfte betroffen ist und bei denen kein weiterer Parameter die Gehfähigkeit beeinflusst
B	Patienten, bei denen beide Hüften betroffen sind, die aber sonst keinerlei Beschwerden haben, welche den Gang einschränken
C	Patienten, die zusätzlich körperliche Einschränkungen in Bezug auf die normale Bewegung haben, z. B. Paresen, kardiopulmonale Erkrankungen, hohes Alter, ipsilaterale Knie-Totalendoprothese, rheumatische Erkrankungen

Tab. 19: Präfixe A, B und C und deren Definition nach Charnley zur besseren Einschätzung des Parameters Gehen in den Hüftscores nach Harris

2.3.3 Defektklassifikation nach Paprosky

Die knöchernen Defekte wurden radiologisch und intraoperativ den Arbeiten von Paprosky et al. (Paprosky et al., 1990) und Pak et al. (Pak und Paprosky, 1993) entsprechend klassifiziert. Kam es zu einer Abweichung zwischen radiologischer und intraoperativer Zuteilung, wurde zugunsten letzterer entschieden. Der vorliegende knöcherne Defekt stellt für die Revisionsendprothetik eine große Herausforderung dar. Der Operateur wird vor die Aufgabe gestellt, die Revisionsprothese in einen Knochen, welcher bereits Umstrukturierungen und Substanzverluste erfahren hat, stabil zu implantieren. Aufgrund seiner einfachen Anwendung stellt die Defektklassifikation nach Paprosky bis heute das in der Literatur am meisten angewandte System zur Einstufung von knöchernen Defekten des Femurs dar (Rudert et al., 2010). In jedem Stadium wird die Lokalisation und die Form bzw. Ausdehnung des Defektes beschrieben. Da die hier teil nachuntersuchten Prothesen bereits vor den später folgenden Modifikationen dieser

Klassifikation lag, wurden die ossären Defekte in die ursprünglichen drei Stadien unterteilt (s. Abb. 12). Später wurde die Klassifikation von Paprosky um ein Stadium erweitert; dies konnte in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt werden. Im ersten Stadium werden nur minimale Defekte der Meta- und Diaphyse bei intaktem Kalkar beschrieben. Das zweite Stadium beschränkt sich in seiner Lokalisation auf die Metaphyse. Die Defektsituation ist ausgeprägter als im ersten Stadium und kann die Kortikalis mit einbeziehen. Die Diaphyse steht im zweiten Stadium außen vor. Im zweiten Stadium findet eine Unterklassifizierung statt, welche die Eigenschaften der Metaphyse in Bezug auf ihre Tragfähigkeit für Prothesen weiter differenziert. So sieht man im Stadium 2A eine vollständige Abwesenheit des Kalkar. Der össäre Defekt liegt just unter dem intertrochantären Niveau. Es verbleibt eine suffiziente metaphysäre Knochensubstanz, um eine neu implantierte Prothese abzustützen und Axial- und Rotationskräften zu widerstehen (Pak und Paprosky, 1993). In den folgenden beiden Substadien breitet sich der Knochenverlust auf das subtrochantäre Niveau aus. 2B weist ausgedehnte anterolaterale Defekte der Metaphyse auf. Im Stadium 2C besteht zum destruierten Kalkar zusätzlich ein posteromedialer Knochensubstanzverlust der Metaphyse. Die Metaphyse verliert in den beiden beschriebenen Stadien ihre abstützende Funktion im Falle einer Prothesenimplantation (Pak und Paprosky, 1993). Das dritte Stadium gleicht per Definition dem zweiten Stadium unter zusätzlicher Einbeziehung diaphysärer Defekte. Die Tabelle 20 stellt die einzelnen Stadien und ihre morphologischen Charakteristika nochmals dar.

Stadium	Substadium	Defektlokalisierung und Ausdehnung
1		Minimaler metaphysärer spongiöser Defekt
2		ausgeprägter metaphysärer Defekt bei erhaltener Diaphyse
	A	destruierter Kalkar
	B	ausgedehnte anterolaterale Defekte der subtrochantären Metaphyse
	C	destruierter Kalkar, posteromediale Defekte der subtrochantären Metaphyse
3		ausgedehnter metaphysärer und diaphysärer Defekt

Tab. 20: Knöchernen Defektklassifikation der Hüfte nach Paprosky (Pak und Paprosky, 1993); Auflistung und Beschreibung der einzelnen Stadien

Neben der beschriebenen Einteilung wurde ursprünglich für jedes Stadium auch eine Anleitung für die Anwendung von Knochentransplantaten definiert (Pak und Paprosky, 1993). In der Revisionsendoprothetik der Hüfte haben sich für den Operateur durch die Entwicklung zementfreier modularer und nichtmodularer Prothesen neue Möglichkeiten der Implantationstechnik - metaphysäre versus diaphysäre Implantation - eröffnet. Die Bedeutung von Knochentransplantaten rückt dabei in den letzten Jahren mehr in den Hintergrund (Rudert et al., 2010). Dieser Entwicklung wird auch die neue Klassifikation nach Paprosky gerecht, indem sie für das jeweilige Stadium eine bestimmte Implantationstechnik und einen entsprechenden Prothesentypus empfiehlt (Della Valle und Paprosky, 2004; Paprosky und Burnett, 2002). Die hier vorgestellte Arbeit verwendet aufgrund des zeitlichen Beginns der Datenerhebung die alte Klassifikation von Paprosky und führt diese konsequent weiter. Die folgende Abbildung 7 veranschaulicht nochmals die einzelnen Stadien nach Paprosky - wie sie zum Implantationszeitpunkt der hier nachuntersuchten Prothesen zur Anwendung kam - und ihre jeweiligen Defektlokalisationen und Ausdehnung:

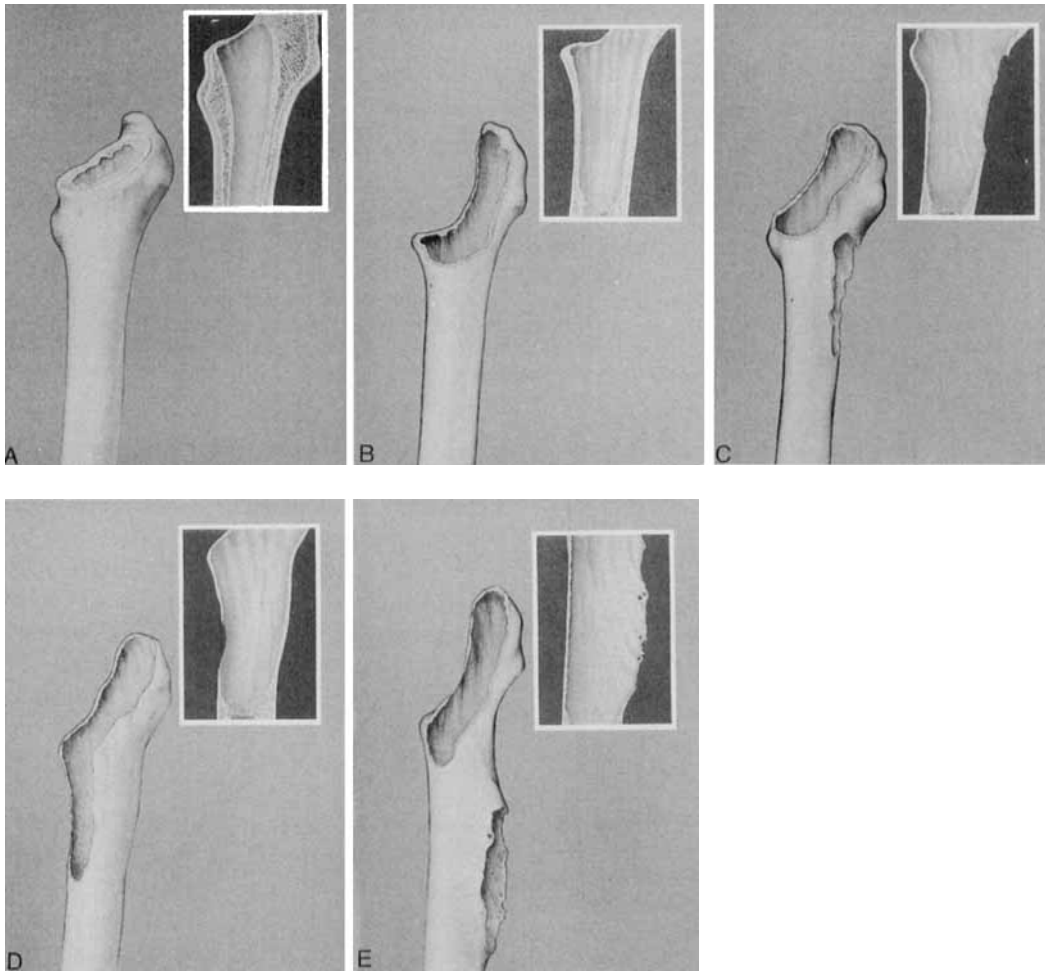


Abb. 7: Knöcherner Defektklassifikation des proximalen Femurs nach Paprosky (Pak und Paprosky, 1993); Darstellung der einzelnen Defektstadien mit Fokussierung auf die jeweiligen defizitären ossären Strukturen: A – Stadium (St.) 1; B – St. 2A; C – St. 2B; D – St. 2C; E – St. 3

2.4 Radiologischer Befund

Neben der klinischen Beurteilung erfolgte bei den 309 nachuntersuchten Patienten eine radiologische Analyse der MRP-Titan®. Hierfür wurden standardisierte Röntgen-Aufnahmen der betroffenen Hüfte in zwei Ebenen angefertigt – eine Ebene in a. p.-Strahlengang und eine weitere in der Ebene nach Lauenstein. Die radiologische Auswertung erfolgte einfach-verblindet von einem unabhängigen Facharzt der Orthopädie und Unfallchirurgie.

Die radiologische Auswertung zielte auf die Erkennung von Anzeichen einer Prothesenlockerung, wie sie von Kavanagh et al. beschrieben worden ist, ab (Kavanagh und Fitzgerald, 1985). Hierfür wurde zum einen der Fokus auf ein etwaiges axiales Migrationsverhalten des Schaftes gelegt. Als ein weiteres Kriterium zur Beurteilung der Stabilität der Schaftprothese wurde auf eine mögliche Ausrichtung des Schaftes in eine Varus- oder Valgusstellung geachtet. Dafür wurden die Winkel zwischen längsverlaufender Femurdiaphysenachse und der Schaftprothese in der aktuellen Röntgenaufnahme mit der direkt postoperativen Aufnahme verglichen. Zur Auswertung der Knochenstruktur wurden in der Nachuntersuchung periprothetische Knochenregenerationen, progressive radiologische Lysesäume und sich abzeichnende Osteolysen nach den Kriterien von Engh festgehalten (Engh et al., 1990).

Bezüglich der Lysesäume bestimmten wir deren Größe in Bildmillimetern und teilten sie zur Beurteilung ihrer Lokalisation und periprothetischen Ausdehnung den sog. Gruen-Zonen zu (Sarmiento und Gruen, 1985) (siehe Abb. 8). Nach Gruen werden die Bereiche, welche die im Knochen implantierte Prothese umgeben, in insgesamt 7 Zonen aufgeteilt. Die proximalen - also metaphysären - Bereiche entsprechen somit lateral der Grün-Zone 1 und medial der Grün-Zone 7. Der proximale diaphysäre Anteil wird lateral der Zone 2 und medial der Zone 6 zugeordnet. Der distale diaphysäre Bereich um den Prothesenschaft fällt lateral in die Zone 3 und medial in die Zone 5. Der kaudal der Prothese gelegene ossäre Bereich wird als 4. Gruen'sche Zone beziffert. Die Größenausdehnung des Lysesaums wurde entweder als kleiner oder größer 1 mm eingestuft. Getrennt von Dichteminderungen in den Zonen nach Gruen, wurde gesondert auf mögliche Lysesäume um die Steck-Konus-Verbindungen der Prothese geachtet und diese entsprechend dokumentiert. Die Auswertung der letztgenannten Lysesäume sollte zur Aufklärung eines etwaigen „Frettings“ dienen, wie es in früheren Studien für andere modulare Prothesentypen bereits beschrieben wurde (Kop et al., 2012).

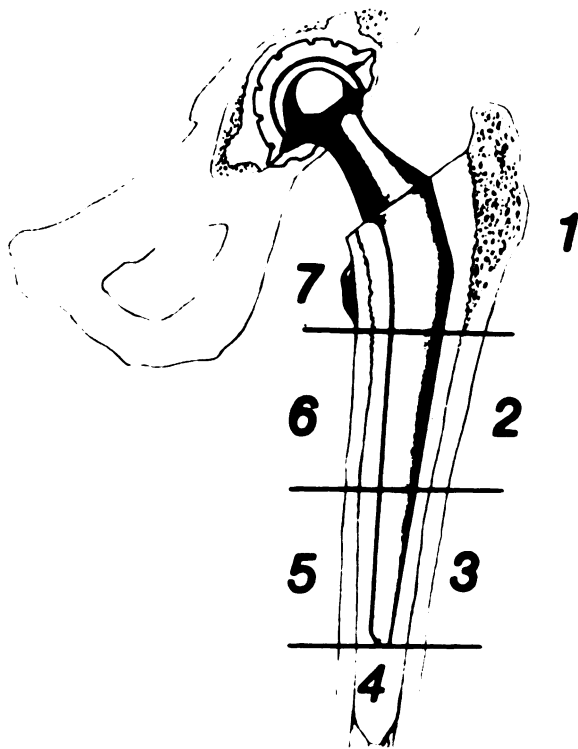


Abb. 8: Darstellung der sieben Zonen nach Gruen zur radiologischen Bewertung und Eingrenzung von knöchernen Lysesäumen (nach Sarmiento und Gruen, 1985)

Implantate mit einer axialen Migration $> 5\text{mm}$, progressiven Zeichen von Osteolysen oder einem kompletten periprothetischen Lysesaum wurden als instabil bzw. gelockerte Prothese gewertet. Ebenso wurde eine Abkippung des Schaftes über 5° als instabil und somit als Prothesenversagen gewertet.

Das Festhalten von periartikulär aufgetretenen Ossifikationen (PAO) und die Registrierung von Implantatbrüchen komplettierten die postoperative radiologische Auswertung. Die PAO wurden in die vier Stadien nach Brooker eingeteilt (Brooker et al., 1973). Das erste Stadium beschreibt Ossifikationsinseln im Weichteilgewebe um die Hüfte. Im zweiten Stadium sind Knochenzapfen, die von der Hüfte oder dem proximalen Femurende sprießen, mit mindestens 1 cm Abstand zueinander zu sehen. Im nächsten Stadium liegt der Abstand bereits unter 1 cm. Das letzte Stadium beschreibt eine komplette Überbrückung des Gelenkspaltes durch fusionierte Osteophyten – eine so genannte Ankolyse.

2.5 Ein- und Ausschlusskriterien

2.5.1 Einschlusskriterien

Für das Versagen des Primärimplantats sind mehrere Endpunkte definiert worden, die eine Indikation für eine modulare Revisionsprothese zulassen (Heller 2005). Im Rahmen dieser Studie waren Indikationen für die Verwendung der MRP-Titan[®] aseptische und ein konsolidierter Zustand nach septischer Prothesenlockerungen im Rahmen eines zweizeitigen Wechselregimes mit knöchernen Defekten, welche den Paprosky-Stadien I-III entsprachen.

2.5.2 Ausschlusskriterien

Klinische Situationen, in denen von der Implantation der MRP abgesehen wurde, waren solche mit höhergradigen meta- und diaphysären Femurdefekten und fortgeschrittener kortikaler Ausdünnung – nach Paprosky das Stadium III überschreitend. Ebenso wurden Patienten mit maligner Grunderkrankung, fortgeschrittener Herzinsuffizienz (NYHA IV), sowie einem erhöhten Narkoserisiko (ASA 4) nicht in dieser Nachuntersuchung berücksichtigt.

2.6 Statistische Analyse

Die gespeicherten und anonymisierten Daten wurden mithilfe von MS Excel 2007 (Microsoft, Redmond, WA, USA) und SPSS (Version 21.0, IBM, Armonk, NY, USA) verarbeitet. Das Prothesenversagen, unabhängig von seiner Ursache, diente als Endpunkt in der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier mit Hilfe von SPSS (Version 21.0, IBM, Armonk, NY, USA). Mit Hilfe des Paardifferenztests wurde die Signifikanz der nichtparametrischen Daten im 95%igen Konfidenzintervall berechnet.

3. Ergebnisse

3.1 Patientengut

Die hier vorgestellte, retrospektive Multicenter-Studie umfasste ursprünglich 391 durchgeführte Revisionen an 384 Patienten im Zeitraum von 1993 bis 2003. Von der Gesamtpatientenanzahl verstarben im Verlauf 75 Patienten – Träger von insgesamt 76 Prothesen – an Komplikationen, welche nicht im Zusammenhang mit der Hüft-Implantation standen. Somit konnten 309 Patienten mit insgesamt 315 Prothesen nachuntersucht und in unsere retrospektive Analyse eingeschlossen werden. Die durchschnittliche Follow-up-Zeitspanne belief sich auf $6,2 \pm 4,7$ Jahre.

3.1.1 Geschlechterverteilung

Von den Eingriffen entfielen 113 Eingriffe auf männliche Patienten (37,8 %) und 196 auf das weibliche Geschlecht (62,2 %) (s. Abb. 9).

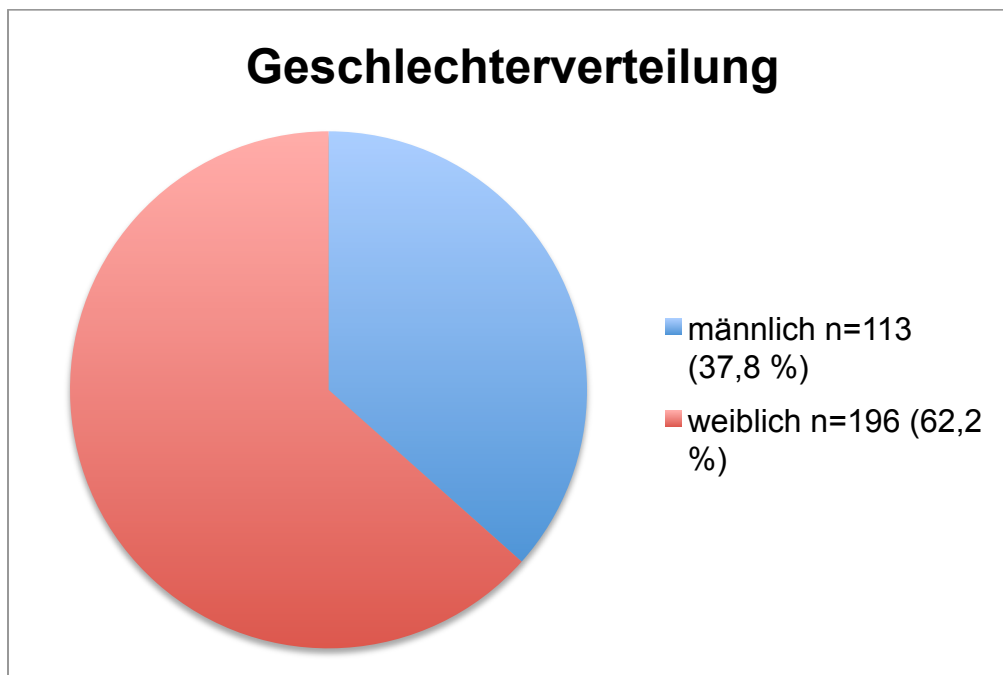


Abb. 9: Geschlechterverteilung der teilgenommenen Patienten

3.1.2 Standzeiten der MRP-Titan®

Die mittlere Standzeit der Prothesen betrug $6,2 \pm 4,7$ Jahre. Als minimale Standzeit wurden 0,1 Jahre und als maximale Standzeit 16,8 Jahre festgehalten.

3.1.3 Altersverteilung zum Zeitpunkt der Revision

Bezüglich der Altersverteilung der Patienten ergab sich ein mittleres Alter von 66,9 Jahren. Das minimale Alter fiel auf 32,1 und das maximale Alter auf 88,6 Jahre.

3.1.4 Seitenverteilung

Die rechte Hüfte wurde in 146 Fällen (43,2 %) revidiert. Auf die linke Hüfte entfielen 196 Eingriffe (56,8 %).

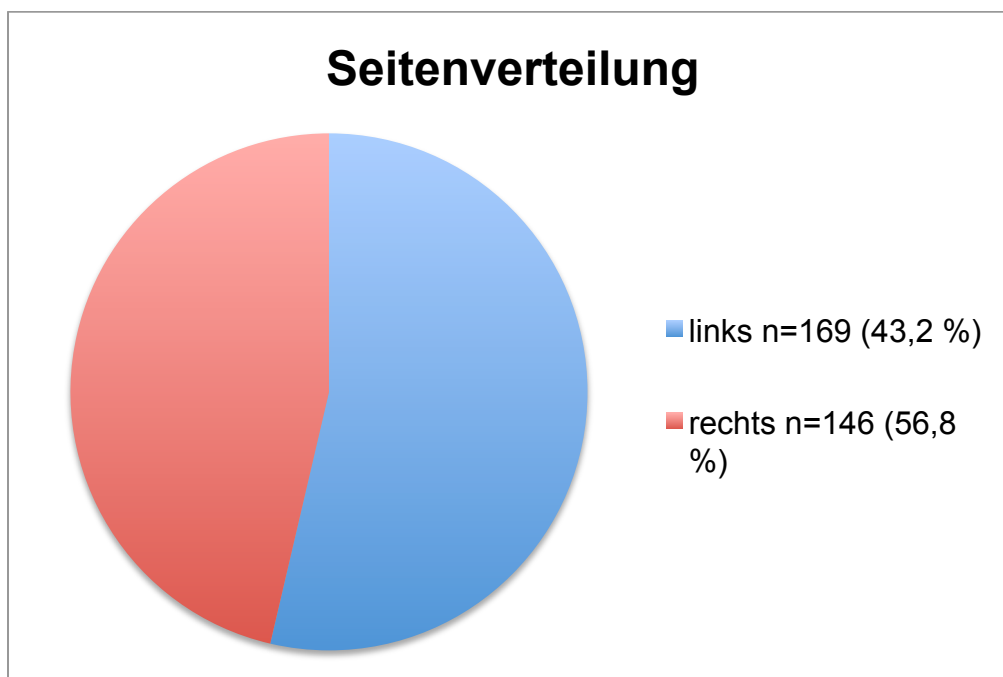


Abb. 10: Seitenverteilung der Revisionen

3.1.5 Gewicht, Körpergröße und BMI

Das Gewicht der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Implantation im Durchschnitt 75,3 kg mit einer Standardabweichung von $\pm 13,2$ kg.

Die Körpergröße der Patienten lag im Schnitt bei 166 cm bei einer Standardabweichung von ± 9 cm.

Für den BMI ergab sich somit ein durchschnittlicher Wert von $27,2 \pm 4,1$.

3.2 Revisions-Indikationen

In 305 Fällen (96,8 %) wurde die Revision aufgrund einer aseptischen Lockerung der Primärprothese durchgeführt. Von diesen waren ursprünglich 200 Schäfte zementiert und 105 zementfrei implantiert worden. In 10 Fällen (3,2 %) lag eine Infekt-Konstellation an der betroffenen Hüfte vor. Davon war in 6 Fällen ursprünglich eine zementierte Hüfte implantiert und in den anderen 4 Fällen ein zementfreies Verfahren favorisiert worden. Bei diesen Patienten wurde über eine Girdlestone-Situation die Zeit bis zur Sanierung des Infektes und letztlcher Implantation der Revisionsprothese überbrückt.

Die folgende Abb. 11 fasst die Indikationen für die Revisionen zusammen:

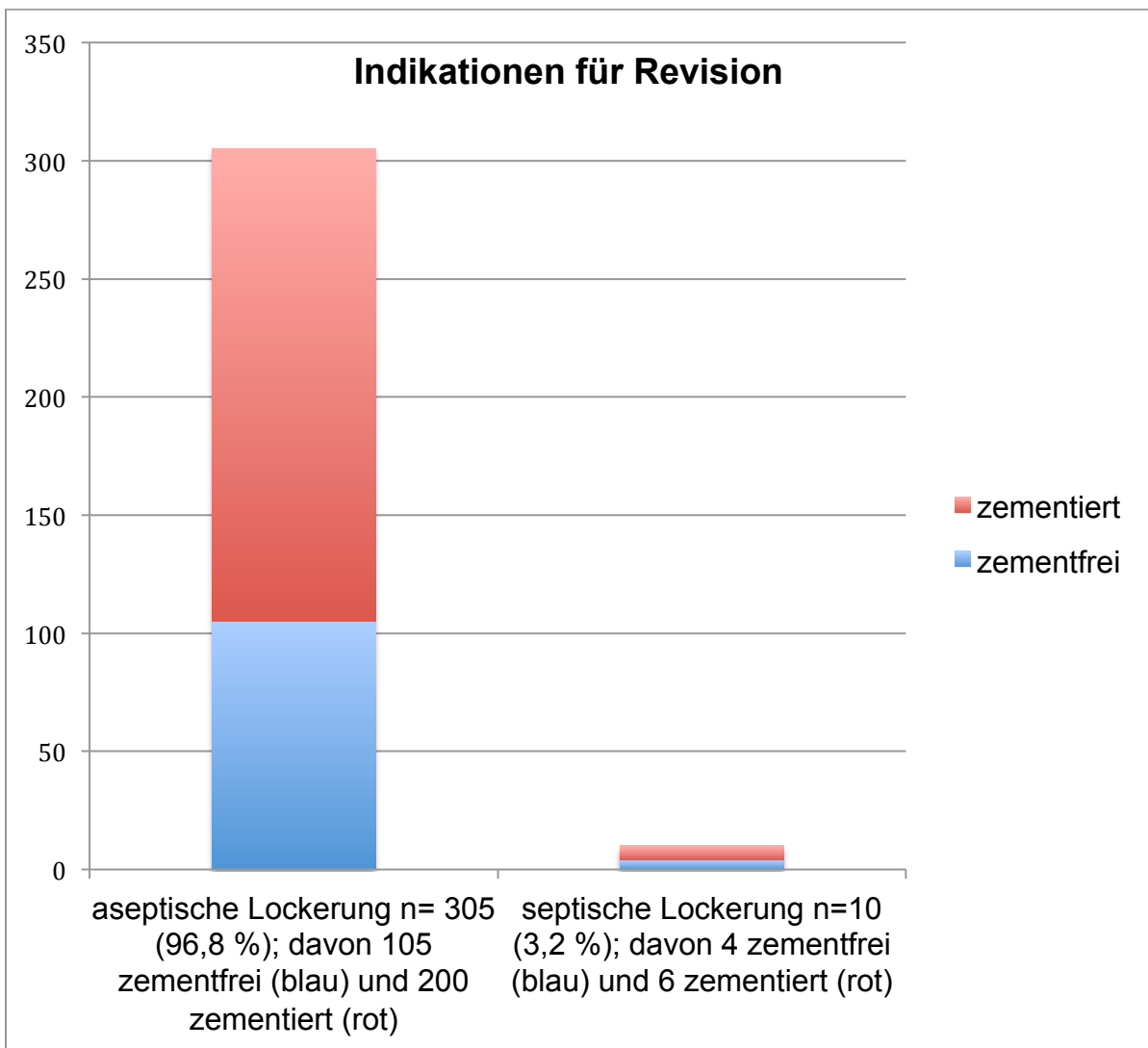


Abb. 11: Verteilung der Indikationen für die Revision

3.3 Klinische Auswertung

Aus den gewonnenen Routinedaten konnten aus dem hier vorgelegten Patientenkollektiv die jeweils aktuellste Nachuntersuchung analysiert und mit den präoperativen Werten und radiologischen Befunden verglichen werden.

3.3.1 Ergebnisse nach Harris-Hip-Score

Der mittlere präoperative Wert des Harris-Hip-Scores betrug 37,6 Punkte bei einer Standardabweichung von 23,5. Der mittlere postoperative Wert der letzten

Nachuntersuchung betrug 80,7 Punkte bei einer Standardabweichung von 18,2 ($p < 0,0001$) (s. Tab. 21).

	Harris-Hip-Score	Stdabw.	p
präoperativ	37,6	± 23,5	0,0001
postoperativ	80,7	± 18,2	

Tab. 21: Resultate des Harris-Hip-Scores prä- und postoperativ

In der subjektiven Bewertung gaben 257 Patienten (81,6 %) an, mit dem erreichten Resultat sehr zufrieden zu sein, 46 Patienten (14,6 %) waren weitestgehend zufrieden und 12 Patienten (3,8 %) waren unzufrieden mit ihrem persönlichen Outcome.

3.3.2 Differenzierung des HHS nach Charnley-Präfixen

Die ermittelten Hüft-Scores nach Harris wurden nach den Charnley-Präfixen (Charnley, 1972) weiter differenziert. Von dem Gesamtkollektiv wurden 132 Patienten dem Präfix A (41,9 %), 145 Patienten (46,0 %) dem Präfix B und dem Präfix C 38 Fälle (12,1 %) zuteil. Die Abb. 12 zeigt die Verteilung der Patienten auf die Charnley-Präfixe.

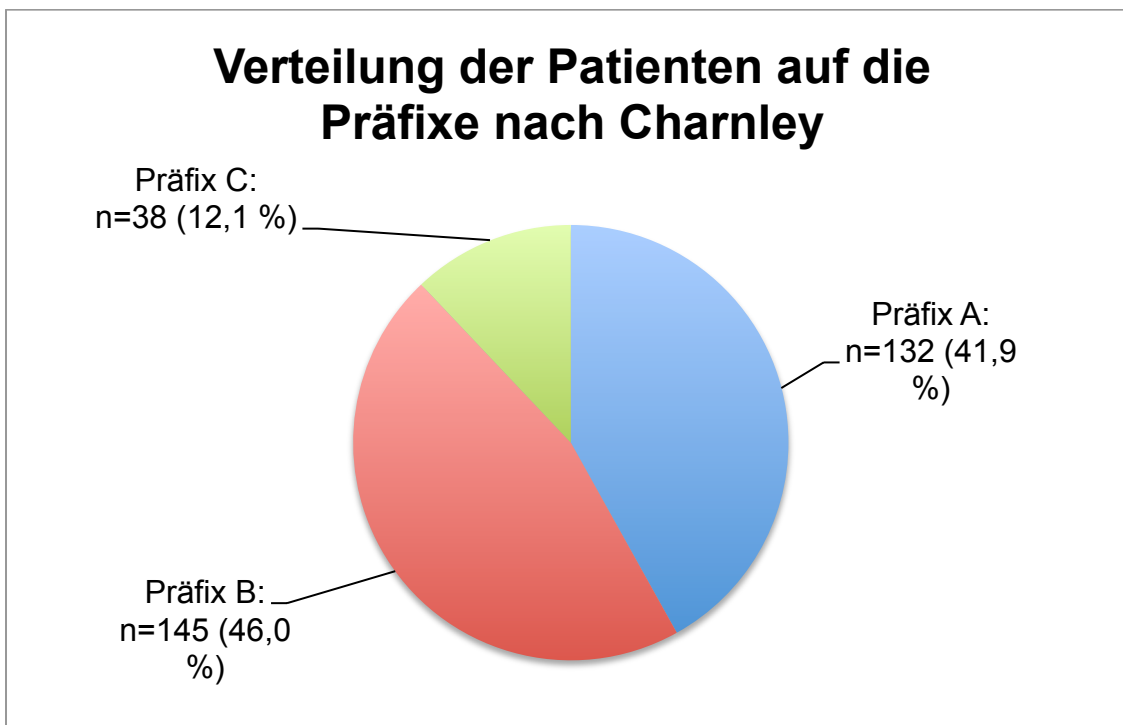


Abb. 12: Verteilung der Patienten auf die Präfixe nach Charnley

Die Tabelle 22 veranschaulicht die präoperativ und postoperativ erhobenen Mittelwerte und Standardabweichungen des HHS für das jeweilige Charnley-Präfix:

Präfix nach Charnley		HHS - präoperativ	HHS - postoperativ	p
Präfix A	Mittelw.	39,8	83,8	<0,0001
	Stdabw.	± 24,5	± 17,1	
Präfix B	Mittelw.	37,8	79,2	<0,0001
	Stdabw.	± 23,1	± 19,2	
Präfix C	Mittelw..	24,5	74,0	<0,0001
	Stdabw.	± 20,7	± 20,0	

Tab. 22: HHS differenziert nach Charnley-Präfix, präoperativ und postoperativ

3.3.3 Differenzierung des HHS nach Paprosky-Stadien

Zum Implantationszeitpunkt waren anhand der präoperativen Bilder und der intraoperativen Knochendefektsituationen die 315 nachuntersuchten Prothesen einem Stadium nach Paprosky zugeteilt worden. Die Tabelle 23 gibt diese Einteilung wider.

Stadium nach Paprosky	n (%)
1	81 (25,7 %)
2 A	67 (21,3 %)
2 B	65 (20,6 %)
2 C	43 (13,7 %)
3	59 (18,7 %)

Tab. 23: Zuteilung der nachuntersuchten Patienten zu einem Stadium der Defektklassifikation nach Paprosky

Fortgeschrittene Knochendefekte (Stadien 2 B-C, 3) lagen somit insgesamt in 167 Fällen vor.

Ebenso erfolgte eine Zuteilung der prä- und postoperativ berechneten Harris-Hip-Scores in Bezug auf die jeweils vorliegenden Knochendefekte – eingeteilt nach Paprosky.

Die präoperative und postoperative Zuteilung der Mittelwerte und Standardabweichung ist der Tab. 24 zu entnehmen:

	Präoperativer HHS (Mittelwert + Standardabweichung)	Postoperativer HHS (Mittelwert + Standardabweichung)	p
Paprosky 1	44,0 ± 25,7	84,0 ± 16,7	<0,0001
Paprosky 2 A	33,1 ± 22,3	83,6 ± 22,3	<0,0001
Paprosky 2 B	36,1 ± 21,5	84,1 ± 13,4	<0,0001
Paprosky 2 C	34,6 ± 23,5	73,5 ± 23,5	<0,0001
Paprosky 3	35,0 ± 24,3	79,6 ± 16,0	<0,0001

Tab. 24: HHS differenziert nach Paprosky, prä- und postoperativ

3.4 Intraoperative Komplikationen

In 23 Fällen (7,3 %) traten intraoperativ Schaffissuren auf. Alle wurden mittels circularer Drahtcerclagen und intramedullärer Schienung mittels MRP-Revisionsschaft stabilisiert. 13 (4,1 %) intraoperativ aufgetretene Schafffrakturen wurden mittels offener Reposition und interner Fixation versorgt. Eine Schafffissur (0,3 %) und eine Schafffraktur (0,3 %) bestanden bereits vor dem Revisionseingriff. 7 (2,2 %) Frakturen des Trochanter major erfuhren eine Stabilisation via Zuggurtung. Nervenläsionen wurden in 5 Fällen (1,6 %) beschrieben. Gefäßverletzungen blieben aus. In zwei Fällen (0,6 %) kam es postoperativ zu einer kardialen Dekompensation, welche primär nicht mit dem Operationsverfahren im Zusammenhang stand. Sie führten zu einem längeren Aufenthalt im Krankenhaus (63 und 31 Tage). Beide Patienten überlebten den Eingriff und die eingetretene Komplikation.

3.5 Postoperative Komplikationen

3.5.1 Frühe postoperative Komplikationen

Als früh-operative Komplikationen wurden solche beschrieben, welche binnen sechs Wochen nach Implantation auftraten. Davon waren im Einzelnen:

	n	%
Phlebothrombose	7	2,2
Lungenembolie	2	0,6
Hämatom	3	1,0
davon revisionsbedürftig	0	0,0
Wundheilungsstörung	3	1,0
Tiefe Infektionen	3	1,0
Pneumonie	1	0,3
Luxation (einfach)	7	2,2
Luxation (mehrfach)	3	1,0
Periprothetische Fraktur	1	0,3

Tab. 25: Frühe postoperative Komplikationen (< 6 Wochen postoperativ)

Binnen der ersten sechs Wochen kam es zu 7 (2,2 %) einmaligen Luxationen der Revisionsprothese und 3 (1,0 %) rezidivierenden Luxationen. Die 7 einmaligen Luxationen konnten allesamt geschlossen reponiert werden. Zwei der rezidivierenden Luxationen mussten offen reponiert werden. Im dritten Fall gelang eine geschlossene Reposition. Eine der operativen Revisionen verlangte eine Veränderung des Außenrotationswinkels und einen Austausch des Prothesenhalsmoduls sowie des Prothesenkopfes.

Die drei früh eingetretenen Infektionen konnten erfolgreich mittels Debridement und Auswechslung aller Prothesenanteile mit Ausnahme der stabil verankerten MRP-Titan-Schäfte saniert werden.

3.5.2 Späte postoperative Komplikationen

Als solche galten die Komplikationen, welche mind. 6 Wochen nach OP eintraten. Folgende Ereignisse wurden festgehalten:

	n	%
Luxation (einmalig)	8	2,5
Luxation (mehrfach)	15	4,8
Periprothetische Fraktur	9	2,9
Heterotope Ossifikation	71	32,1
Aseptische Lockerung	4	1,3
Späte Infektion	5	1,6
Schaftmigration \leq 5mm	14	4,4
Schaftmigration \geq 5mm	15	4,8

Tab. 26: Spätoperative Komplikationen (> 6 Wochen postoperativ)

In 23 Fällen (7,3 %) kam es zu „späten Luxationen“. 15 dieser Luxationen traten wiederholt auf. In insgesamt 6 (1,9 %) dieser 15 Luxationen war eine geschlossene Reposition erfolgreich. 9 Hüften (2,5 %) mussten offen reponiert werden. In 3 Fällen (1,0 %) wurde der Antetorsionswinkel sowie die Länge des Prothesenhalsmoduls verändert. In einem Fall (0,3 %) musste aufgrund einer aseptischen Lockerung die acetabuläre Komponente ausgewechselt werden. In einer Revision (0,3 %) wurde der Prothesenkopf durch einen längeren Kopf ersetzt um eine höhere Weichteilspannung zu erreichen ohne Veränderungen am restlichen Prothesenmodul durchzuführen.

Insgesamt kam es in 5 Fällen (1,6 %) zum Prothesenversagen aufgrund von späten Infektionen – 0,3; 1,0; 1,1; 4,2 und 13,8 Jahre nach Implantation. In den 5 Fällen wurde zunächst eine Girdle-Stone-Situation mit Explantation aller Prothesenbestandteile etabliert. Erst nach Infektsanierung erfolgte in einem zweiten operativen Schritt die Re-

Revision mit erneuter Prothesenimplantation entsprechend der dann vorliegenden Defektsituation.

Die folgende Abbildung 13 zeigt ein solches Beispiel anhand von drei Röntgenbildern:



Abb. 13: Periprothetische Infektion 13,8 Jahre nach Hüft-Revision: Röntgenbilder der rechten Hüfte eines 75-jährigen Mannes mit periprothetischer Infektion 13,8 Jahre nach Revisions-Operation (links). Es erfolgte die Explantation mit femoraler Fenestrierung, ausgiebigem Debridement und Etablierung einer Girdle-Stone-Situation (Mitte). Nach 2 Monaten und ausgeheilter Infektion erfolgte die Re-Revision mit einem gebogenem MRP-Schaft und einer zementfreien Hüftpfannenprothese. Die zuvor geschaffene Fenestrierung wurde mittels zweier Drahtcerclagen gesichert.

Traumatische periprothetische Frakturen traten in 9 Fällen auf (2,9 %). Während in 6 Fällen die Stabilität der Revisionsprothese unbeeinträchtigt blieb und eine offene Revision mittels Plattenimplantation durchgeführt wurde, musste in 3 Situationen der MRP-Schaft durch eine längere Variante ausgetauscht werden. Hier erfolgte ebenfalls ergänzend eine offene Reposition und Frakturversorgung mittels Plattenosteosynthese.

Ein MRP-Prothesenbruch wurde ebenso wenig beobachtet wie eine Lockerung der konischen Verbindungsstelle zwischen Schaft und Prothesenhalsmodul.

3.6 Radiologische Auswertung

In der radiologischen Auswertung wurde in 5 Fällen (1,6 %) eine Schaftmigration von weniger als 2 mm sowie in 9 Fällen (2,9 %) eine Schaftmigration zwischen 2 und 5 mm festgehalten. In allen Fällen konnte 12 Monate nach erstmaliger Feststellung einer Sinterung eine weitere Migration ausgeschlossen werden. Somit wurden sie als sekundär stabilisiert ohne klinische Kriterien einer Lockerung gewertet.

In 290 Fällen (92,1 %) konnte eine stabile Integration mit großer Kontaktfläche zwischen der Prothese und Knochen ohne Hinweise für Migration festgehalten werden. In 15 Fällen (4,8 %) konnten partielle periprothetische Schaftlysesäume mit einer Ausdehnung < 1mm festgehalten werden. Bei 9 (1,3 %) Implantaten kam es zur Ausbildung von Lysesäumen > 1mm in einer der von Gruen (Gruen et al., 1979) beschriebenen Zonen. Jedoch zeigte sich diesbezüglich kein Progress seit dem letzten vorangegangenen Follow-up. In den meisten Fällen traten die Lysesäume in den Zonen 1 und 7 nach Gruen auf. Alle betroffenen Patienten waren asymptomatisch. Keiner der Schäfte zeigte im Follow-up einen Progress der periprothetischen Lysesäume. Zudem wies keiner der Patienten Anzeichen einer Osteolyse im Bereich der Steckkonusverbindung auf.

19 MRP-Schäfte (6,0 %) wurden nach den vorherbeschriebenen Kriterien als aseptisch gelockert gewertet. 15 dieser Implantate (4,8 %) wiesen eine Schaftmigration auf, die 5 mm überschritt. Vier Fälle zeigten im Verlauf fortschreitende periprothetische Lyse-säume (0,4; 0,8; 1,44 und 11,4 Jahre nach Implantation) und wurden daher ebenfalls als aseptisch gelockert gewertet.

Drei (1,0 %) der abgesunkenen Prothesenschäfte sowie eine Revisionsprothese (0,3 %) mit fortschreitenden Lysesäumen wurden revidiert und durch Schäfte mit größerem Durchmesser ersetzt. In den anderen geschilderten Fällen wünschten die Patienten keine weitere operative Versorgung. Die folgende Abbildung veranschaulicht einen Kasus einer fortschreitenden aseptischen Schaftmigration:



Abb. 14: Aseptische Migration eines MRP-Schafts 2 Jahre nach Erst-Revision: Revision eines aseptisch gelockerten, zementfreien Schafts und einer Judet-Hüftpfanne (1. Bild von links) mittels gebogenem MRP-Schaft und einer zementfreien Hüftpfanne bei einem 77 jährigen Mann (2. Bild von links). 2 Jahre post-revisionem Manifestation einer proximalen, 15 mm – messenden Migration des Schafts mit fast vollständigem Funktionsverlust des Gelenks (3. Bild von links). Nach Ausschluss einer periprothetischen Infektion mittels Gelenkpunktion und mikrobiologischer Kultur folgt die Re-Revision (4. Bild von links). 8 Jahre nach Re-Revision zeigt sich eine gute ossäre Integration der Pfanne wie auch des MRP-Schafts. Bei letzterem wurde ein größerer Durchmesser gewählt.

Die Auswertung periartikulärer Ossifikationen erfolgte nach Brooker (Brooker et al., 1973). In 222 Fällen (70,5 %) konnten periartikuläre Ossifikationen ausgeschlossen werden. Ossifikationsinseln dem Brooker-Stadium I entsprechend wurden bei 66 Patienten (21,0 %) nachgewiesen. 11 Patienten (3,5 %) wurden dem Stadium II und 15 Fälle (4,8 %) dem Stadium III zuteil. Ein Fall (0,3 %) fiel bei vollständiger Ankylose dem vierten Stadium zu.

3.7 Versagerrate

Insgesamt zeigte sich eine Versagerrate von 8,7 % bei 27 Prothesenversagern. Die einzelnen Ursachen fasst die folgende Tabelle nochmals zusammen:

	n (%)
<u>Versagerrate</u>	<u>27 (8,7 %)</u>
<u>Schaftmigration > 5 mm</u>	<u>15 (4,8 %)</u>
<u>Fortschreitende periprothetische Lysesäume</u>	<u>4 (1,3 %)</u>
<u>Periprothetische Infektion</u>	<u>5 (1,6 %)</u>
<u>Periprothetische Fraktur</u>	<u>3 (1,0 %)</u>

Tab. 27: Versagerrate für das gesamte Patientenkollektiv und einzelne Ursachen des Versagens

3.8 Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier

Die Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeit des MRP-Schaftes mit dem Endpunkt Prothesenversagen für jede Causa betrug 92,6 % nach 10 Jahren (Standard Error/SE: 0,016; 95 % KI: 89,6 % bis 95,8 %) und 81,9 % nach 15 Jahren (SE: 0,057; 95 % KI: 70,8 % bis 93,0 %).

Die folgende Abb. 15 zeigt den Verlauf der Kaplan-Meier-Kurve für die Überlebenswahrscheinlichkeit für das gesamte Patientenkollektiv:

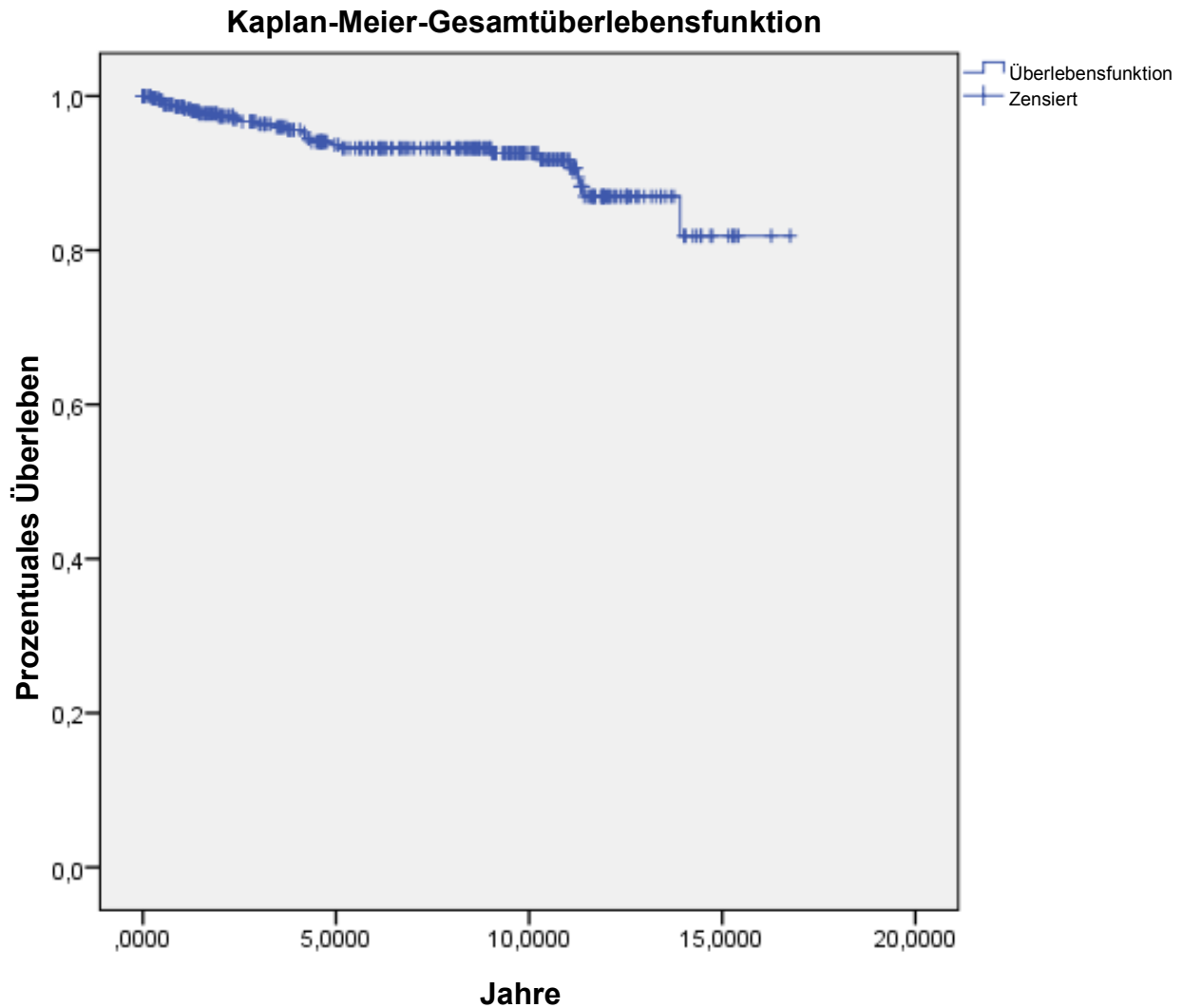


Abb. 15: Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeit für das gesamte Patientenkollektiv mit dem Endpunkt Prothesenversagen für jede Causa.

Die wichtigsten Daten fasst die folgende Tabelle 28 zusammen:

Überlebte Jahre	Überlebensrate [%]	SE	KI 95 % -	KI 95 % +
5,0	93,7	0,014	90,9	96,5
10,0	92,6	0,016	89,5	95,7
15,0	81,9	0,057	79,8	93,0

Tab. 28: Zusammenfassende Daten bezüglich der Überlebensrate nach Kaplan-Meier für das gesamte Patientenkollektiv

Die nächsten beiden Abbildungen und Tabellen zeigen die Subgruppen-Analyse der Kaplan-Meier-Überlebensrate in Bezug auf die präoperative Knochendefektsituation sowie Komorbidität nach den Klassifikationen von Paprosky und Charnley. Zunächst wird auf die Subgruppen nach Paprosky-Stadium eingegangen:

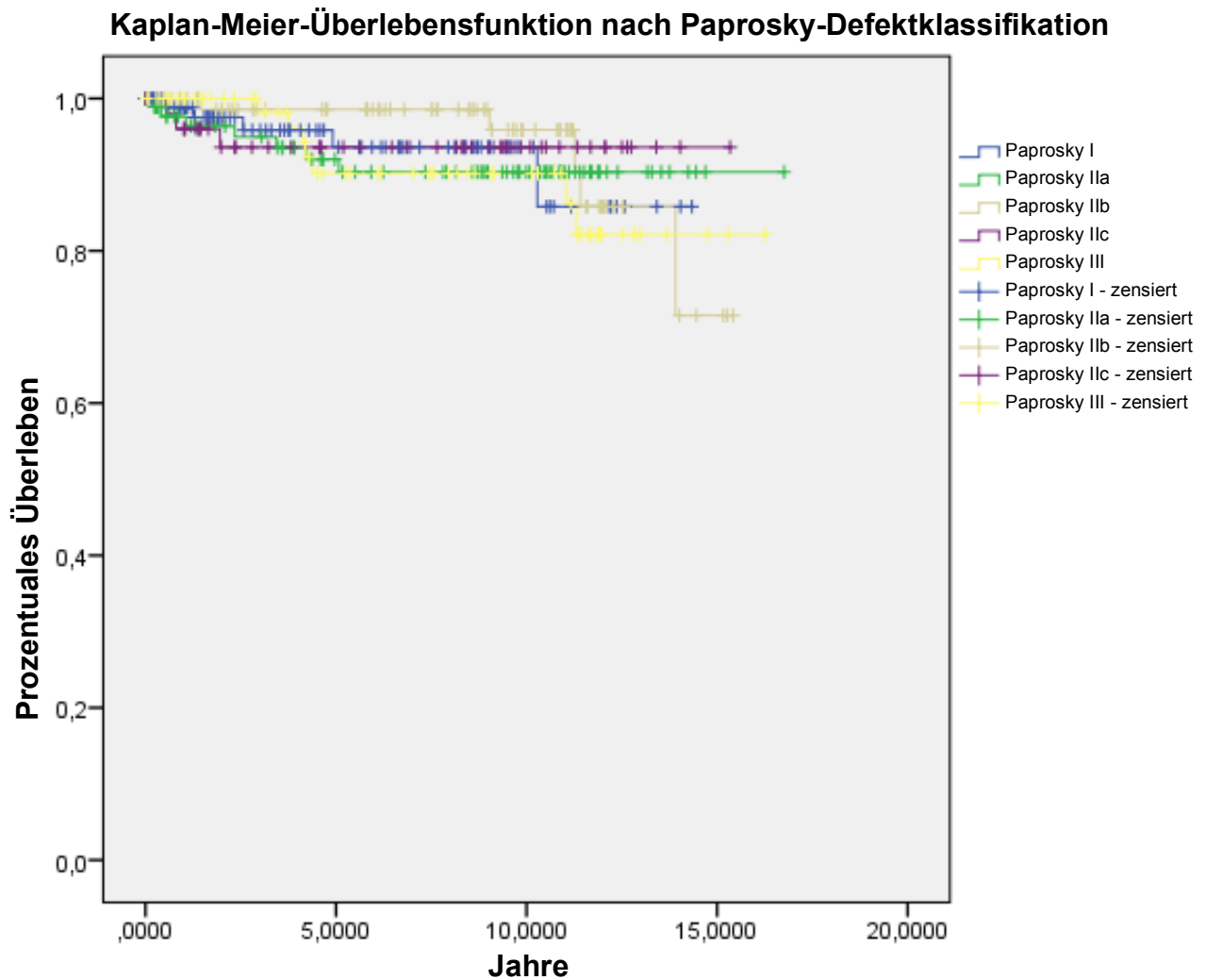


Abb. 16: Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeit für die einzelnen Stadien nach Paprosky mit dem Endpunkt Prothesenversagen für jede Causa.

Die wichtigsten Daten fasst die folgende Tabelle 29 zusammen:

Überlebte Jahre	Überlebensrate [%]	SE	KI 95 % -	KI 95% +
Paprosky 1				
5,0	93,6	0,032	87,3	99,9
12,0	85,8	0,080	70,1	101,5
Paprosky 2 A				
5,0	92,0	0,031	85,9	98,2
12,0	90,3	0,035	83,5	97,2
Paprosky 2 B				
5,0	98,6	0,014	95,7	101,4
12,0	85,6	0,073	71,6	100,0
Paprosky 2 C				
5,0	93,6	0,036	86,6	100,6
12,0	93,6	0,036	86,6	100,6
Paprosky 3				
5,0	90,2	0,042	82,0	98,4
12,0	82,1	0,066	69,2	95,1

Tab. 29: Zusammenfassende Daten bezüglich der Überlebensrate nach Kaplan-Meier für die Subgruppen nach Paprosky

Es ist hervorzuheben, dass kein signifikanter Unterschied in der Überlebensrate in den einzelnen Stadien von Paprosky vorlag ($p = 0,935$).

Es folgt als nächstes die Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeiten für die Subgruppen nach Charnley:

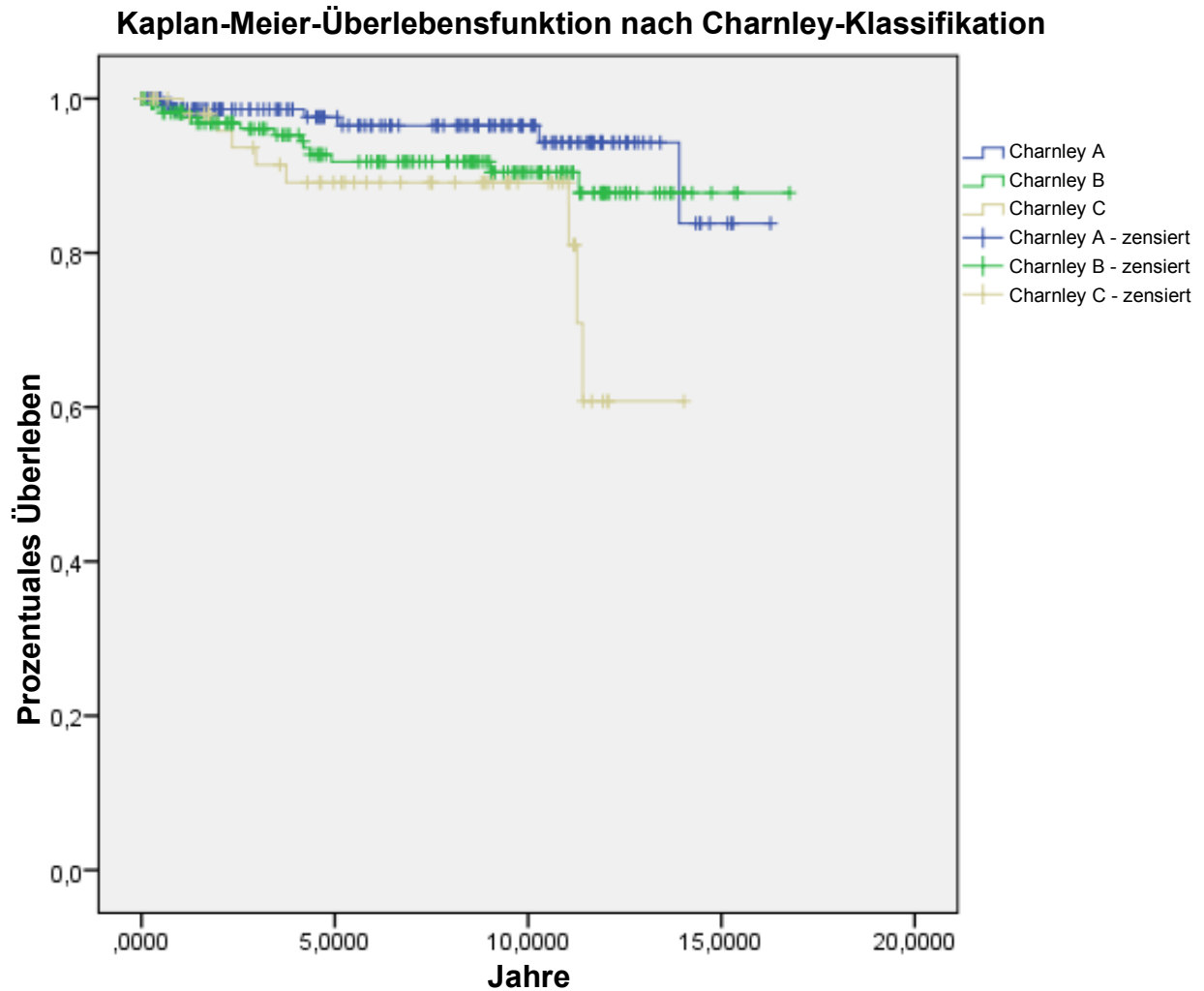


Abb. 17: Kaplan-Meier-Überlebenswahrscheinlichkeit für die einzelnen Stadien nach Charnley mit dem Endpunkt Prothesenversagen für jede Causa.

Die wichtigsten, hieraus abgeleiteten Daten fasst die folgende Tabelle 30 zusammen:

Überlebte Jahre	Überlebensrate [%]	SE	KI 95 % -	KI 95 % +
Charnley A				
5,0	97,6	0,014	94,8	100,3
10,0	96,5	0,018	93,1	99,9
15,0	83,8	0,102	63,9	103,9
Charnley B				
5,0	91,8	0,024	87,1	96,5
10,0	90,4	0,027	87,1	96,5
15,0	87,8	0,037	80,5	95,1
Charnley C				
5,0	89,1	0,046	80,1	98,1
10,0	89,1	0,046	80,1	98,1
15,0	60,8	0,140	33,2	88,3

Tab. 30: Zusammenfassende Daten bezüglich der Überlebensrate nach Kaplan-Meier für die Subgruppen nach Charnley

Die statistische Analyse der Überlebenswahrscheinlichkeit für die Subgruppen nach Charnley ergab eine signifikant niedrigere Überlebenswahrscheinlichkeit für die Patienten, die der Gruppe C angehörten ($p=0,03$).

4. Diskussion

4.1 Studiendefizite

Anfangs soll auf mögliche Nachteile und Einschränkung der beschriebenen Studie eingegangen werden. Aufgrund des Designs als Multicenter-Studie führten unterschiedliche Orthopäden die Revisionsoperationen durch. Dies kann selbstverständlich Einfluss auf das operative Endergebnis haben. Relativierend sei erwähnt, dass alle Operateure den Facharztgrad und eine entsprechende Erfahrung besaßen. Die hohe Anzahl an eingeschlossenen Patienten und somit durchgeführten Revisionseingriffen mag neben der Erfahrung diesem Defizit entgegengewirkt haben.

Zweitens führt das Design einer retrospektiven und deskriptiven Studie zu einem niedrigen Evidenzniveau. Weitere prospektive, kontrollierte Studien erscheinen notwendig zur weiteren kritischen Beurteilung und Analyse. Nichtsdestotrotz spiegelt die beschriebene Studie eine der größten Kohorten an modularen Revisionschäften in einem mittel- bis langfristigen Nachuntersuchungszeitraum in der aktuellen Literatur wider.

Drittens wurden Patienten mit ausgedehnten, metaphysären und diaphysären Defektsituationen mit kortikaler Ausdünnung und somit weitem diaphysären, medullären Kanal nicht mit eingeschlossen. Somit konnten keine Daten der MRP-Titan® in solchen knöchernen Defektstadien festgehalten werden.

Zuletzt muss auch auf die *Lost-to-follow-up*-Gruppe eingegangen werden. Während des Nachuntersuchungszeitraums verstarben 75 Patienten mit insgesamt 76 implantierten Prothesen (19,4 %). Dies wird ausreichend durch das signifikant höhere Durchschnittsalter dieser Patienten, die verstarben (75,9 Jahre), im Vergleich zu den Patienten, welche am gesamten Nachuntersuchungszeitraum teilnahmen (66,9 Jahre; $p < 0,05$) erklärt. Somit scheint hier kein direkter Zusammenhang zur Prothesenrevision zu bestehen.

4.2 Herausforderungen und Zielsetzung der Hüft-Revisionschirurgie

Die Indikationen, welche zur Implantation der MRP führten waren aseptische (96,8 %) und konsolidierte Situationen nach septischer (3,2 %) Lockerung. Somit spiegeln die Einschlusskriterien dieser Studie die relevantesten und in der Literatur anerkannten Indikationen für Revisionseingriffe wider (Malchau et al., 2002; Graves et al., 2004) . Das Verhältnis der Indikationen zueinander sehen wir auch in anderen Studien ähnlich beschrieben (Malkani et al., 1996). Nicht mit eingeschlossen wurden Fälle, in denen ein malignes Grundleiden oder pathologische Frakturen vorlagen. Ebenso wurden ausgedehnte Knochendefektsituationen, welche größer dem Paprosky-Stadium III entsprachen nicht mit in die Studie aufgenommen. Auch eine fortgeschrittene Herzinsuffizienz (NYHA IV) und ein erhöhtes Narkoserisiko (ASA 4) bildeten weitere Ausschlusskriterien, da hier von einer beträchtlichen Einschränkung der Lebenserwartung ausgegangen werden kann.

Die Entwicklung der modularen Revisionsprothese MRP-Titan® orientierte sich sowohl an den Erfahrungen der primären Hüftendoprothetik wie auch deren Revision. Dabei liegen die Herausforderung und das Ziel des Eingriffes in der stabilen Verankerung der Revisionsprothese, so dass hieraus der größte Gewinn an Funktionalität und Schmerzfreiheit wieder hergestellt werden kann. Nach Engh sind die Resultate der Revisionsprothetik der Hüfte von der Technik des Operateurs, dem Design der Prothese und dem vitalen Zustand des Knochens abhängig (Engh et al., 1988). Vor allem proximale femorale Knochendefekte erschweren diese Zielsetzung (Engh et al., 1988) und gelten in der Literatur mit als anspruchsvollste Herausforderungen der Hüftchirurgie (Haddad et al., 2000). Diese Defekte sind häufig als Folge der Interaktion des Femurknochens mit dem gelockerten Primärimplantat mit entsprechendem Knochenverlust zu sehen (Plitz, 1989; D'Antonio et al., 1989).

Um diesen erschwerten anatomischen Bedingungen vor einer Revision zu begegnen, sind in den vergangenen Jahren verschiedene Verfahren und Herangehensweisen erprobt worden und werfen somit verschiedene Fragen zum therapeutischen Procedere auf. Verwendet man im Rahmen der Revision und Implantation der Prothese Knochenzement (Engelbrecht et al., 1990; Kavanagh und Fitzgerald, 1987; Kershaw et al., 1991) oder entscheidet man sich für ein zementfreies Verfahren (Cameron, 2002;

Wirtz et al., 2000; Harris et al., 1988; Böhm und Bischel, 2004; Hamilton et al., 2008). Bereits in älteren Veröffentlichungen wurde darauf hingewiesen, dass sich die Verwendung von Zement vor allem bei ausgedehnten Defekten oder nach Primäreingriffen mit Zement schwierig gestalten kann, da die nötige Angriffsfläche in Form von intakter Spongiosa-Struktur stark reduziert ist und somit die notwendige Integration des Zements deutlich reduziert ist (Beckenbaugh und Ilstrup, 1978). In den letzten 20 Jahren beobachtet man daher zunehmend zementfreie Eingriffe bei Revisionen am Hüftgelenk (Wirtz et al., 2000; Wagner, 1989; Kerboull, 2005). Zusätzlich ist die bestehende Lebenserwartung des zu revidierenden Patienten ein wichtiger Faktor für die Wahl des Verfahrens. Wie die Wahl auch ausfällt, die Zielsetzung eines primär stabilen Implantates bleibt bestehen und stellt den Grundstein für eine rasche Defektkonsolidierung und langfristige ossäre Integration des Implantats. Dabei ist es entscheidend, dass Mikrorelativbewegungen ausbleiben, so dass neuer Knochen in die Oberfläche der Prothese einwachsen kann und so die Voraussetzungen für eine Sekundärstabilität gegeben sind. Bereits geringe Grenzflächenverschiebungen können diesen Prozess erschweren (Pilliar et al., 1986).

In diesem Zusammenhang richtet sich die nächste Frage nach dem Ort der Verankerung. Unabhängig von der Verwendung von Zement zeichnet sich bei Implantaten, die auf eine metaphysäre Abstützung abzielen, ein zufriedenstellendes Ergebnis ab, wenn die knöchernen Defektsituation gering ausgeprägt ist (Paprosky, 1995). Ist die ossäre Destruktion des proximalen Femurs jedoch fortgeschritten, sieht man bei metaphysär-verankernden Implantaten höhere Versagerquoten. Die den Schaft betreffenden mittelfristigen Lockerungsraten liegen zwischen 9 und 37 % (Engelbrecht et al., 1990; Kershaw et al., 1991). Daraus resultierte die Schlussfolgerung, dass bei ausgedehnten metaphysären Knochendefekten eine zementfreie diaphysäre Implantation erfolgen sollte, welche eine primäre Axial- und Rotationsstabilität verfolgt.

4.3 Nicht-modulare versus modulare Revisionsendoprothetik

Für nicht-modulare Modelle mit proximaler Krafteinleitung werden Versagerquoten von 0 - 23 % bezüglich der Schaftlockerung genannt (Moreland und Bernstein, 1995; Harris et al., 1988; Lawrence et al., 1994; Paprosky et al., 1999). Während in der Studie von

Harris et al. (Harris et al., 1988) bei 60 Patienten mit eingesetzter Harris-Galante-Prothese nach einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 17 Monaten die Versagerrate 0 % betrug, zeigten sich in den Untersuchung von Lawrence et al. (Lawrence et al., 1994) bei 83 Eingriffen mit Implantation von oberflächenrauen Schäften – eine genaue Angabe des Prothesentyps fand nicht statt – eine Versagerquote von 23 %. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug in dieser Studie 9 Jahre. In beiden Studien erfolgten keine Angaben über die Ausdehnung der metaphysären Knochendestruktion. In den Arbeiten von Böhm et al. (Böhm und Bischel, 2004) wurden 129 nicht modulare Wagnerschäfte mit einem durchschnittlichen *Follow-up* von 8,9 Jahren untersucht. Die Versagerquote betrug 4,8 %. Ergänzend dazu berichten Bircher et al. (Bircher et al., 2001) bei 99 implantierten Wagner-Revisionschaft-Prothesen von einer Versagerrate von 6,1 % im ersten postoperativen Jahr. Hierbei handelt es sich um ein nicht modulares, diaphysär krafteinleitendes Implantat. Die deutlich besseren Überlebensquoten als bei Harris und Lawrence sind wahrscheinlich der weiter distal liegenden Krafteinleitung, der neueren Designs der Prothese und der in den 90er Jahren des letzten Jahrhunderts weiterentwickelten Zementiertechniken geschuldet.

Als Alternative zur nicht-modularen Revisionsprothetik eröffnen modulare Prothesen dem Operateur die Möglichkeit in der prä- und intraoperativen Situation durch die Planung und Wahl der geeigneten Einzelkomponenten den individuellen anatomischen Gegebenheiten entgegenzukommen. Dies kann die formschlüssige Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen vergrößern und durch die Wahl der geeigneten Prothesenlänge und des korrekten Antetorsionswinkels die suffiziente Muskelspannung aufbauen, so dass die Bedingungen für ein optimales postoperatives Outcome erfüllt sind (Mumme et al., 2004). Köster et al. zeigen in ihrer Studie die mittelfristigen Ergebnisse nach einem durchschnittlichen Zeitraum von 6,2 Jahren des Profemur-R® (Fa. Whright Cremascoli Ortho, Italien) in 73 Revisionen und nennen eine Rerevisionsrate von 4,1 % (Köster et al., 2008). In der kurzfristigen Nachuntersuchung von Fink et al. zeigte sich für den „*Revitan Curved*“ (Fa. Zimmer, Winterthur, Schweiz) nach einem Mindestnachbeobachtungszeitraum von 24 Monaten eine Versagerrate von 4,2 % (Fink et al., 2009).

Auch die MRP-Titan® beantwortet die initial gestellten Fragen in Form einer zementfreien und modularen Revisionsprothese. Die Analyse von vorangegangenen Nachuntersuchungen sieht den bewährten Einsatz der MRP-Titan® in Situationen mit ausgedehnten proximalen Defekten des Femurs bis zu einer Defektgröße Paprosky 3 und der Notwendigkeit einer diaphysären Verankerung (Schuh et al., 2004; Wirtz et al., 2000).

Eine wichtige Frage besteht im möglichen Nachteil der modularen Prothesensysteme in Form von Korrosionsverhalten / *Fretting* im Bereich der Steck-Konus-Verbindungen wie es bereits in in-vitro Testungen von Viceconti et al. beschrieben wurde (Viceconti et al., 1997). Auch Kop et al. beschreiben in ihrer aktuellen Studie das Auftreten von *Fretting* in insgesamt fünf verschiedenen modularen Prothesentypen (Kop et al., 2012). Hierbei handelte es sich allerdings überwiegend um metaphysär verankernde Prothesen die zum größten Teil nicht axial verspannt wurden. Der Metallabrieb soll nicht nur für die Entstehung von Osteolysen verantwortlich sein, sondern steht auch in Zusammenhang mit Materialversagen und konsekutiven Prothesenbrüchen (Lakstein, 2011). In der vorliegenden Untersuchung konnten wir für die MRP-Titan® zeigen, dass hier, wahrscheinlich auch aufgrund der per Drehmoment kontrollierten axialen Verspannung der einzelnen Komponenten keine vermehrten Osteolysen um die Steck-Konus-Verbindungen bestehen, die auf ein *Fretting* hindeuten.

Auch ein vorbeschriebenes proximales *Stress-shielding* bei distaler Verankerung mit konsekutiver Knochenresorption konnte in der hier vorliegenden Arbeit für die MRP-Titan® nicht bestätigt werden (Mumme et al., 2004; Schuh et al., 2004; Engh et al., 1988).

4.4 Erzielte Harris-Hip-Scores und Versagerrate – eine kritische Auseinandersetzung

Zur Einschätzung des klinischen Zustands der Patienten und ihrer Schmerzfreiheit, Beweglich- und Gehfähigkeit, ermittelten wir den postoperativen Harris-Hip-Score und verglichen diesen mit dem präoperativ festgehaltenen Hüftscores. Mit der Verwendung eines in der Literatur anerkannten und in der Praxis häufig angewandten Hüft-Scores

gelingt eine Bewertung der verwendeten Prothese. Zusätzlich lassen sich die Ergebnisse mit denen anderer Prothesen vergleichen. Jedoch sollten bezüglich dieses Scores auch einige Kritikpunkte nicht unerwähnt bleiben. Eine Berücksichtigung des Alters der Patienten und deren Begleiterkrankungen finden nicht statt. Dabei ergeben sich differentialdiagnostisch weitere Möglichkeiten, welche zur Beeinträchtigung der Gehfähigkeit oder der Aktivität führen und nicht von der ursprünglich revidierten Hüfte herrühren. Neurologische, pulmonale und vor allem kardiovaskuläre Erkrankungen können ebenfalls entscheidenden Einfluss auf die Aktivität des hier nachuntersuchten Kollektivs nehmen. Dasselbe gilt für andere (Folge-)Erkrankungen des Stützapparates wie Osteoporose oder auch für weitere betroffene Gelenke, welche im Verlauf einer endoprothetischen Versorgung unterzogen werden. Sicherlich sind dies Defizite des Harris-Hip-Scores. Andererseits würde eine Berücksichtigung der genannten Faktoren in einem Hüft-Score zu einer Vielzahl von Untergruppen im zu untersuchenden Kollektiv und somit zu einer Unübersichtlichkeit führen. Die praktikable Anwendung des Scores und seine Vergleichbarkeit würden deutlich erschwert. Daher entschieden wir uns in dieser Studie zu einer sich anschließenden Zuteilung der Patienten nach den Präfixen von Charnley. Hohes Alter, weitere Begleiterkrankungen und andere von Arthrose betroffene Gelenke finden hier ihre Berücksichtigung und können die Auswertung weiter spezifizieren.

Die Auswertung nach Revision zeigt eine signifikante Verbesserung des postoperativen Harris-Hip-Scores. Für das gesamte Kollektiv wurde mit 80,7 Punkten somit ein gutes Ergebnis erzielt ($p < 0,0001$). Ein Vergleich dieses Ergebnisses mit anderen Studien, die sich mit modularen Prothesen befassen ist möglich, jedoch sollte man dabei Faktoren wie das Durchschnittsalter der Patienten und den mittleren Nachuntersuchungszeitraum berücksichtigen. Köster et al. hielten für die mittelfristige Nachuntersuchung der Profemur-R[®]-Prothese nach einem mittleren Zeitraum von 6,2 Jahren und einem mittleren Alter von 73 Jahren zum Untersuchungszeitpunkt einen postoperativen Harris-Hip-Score von 75 Punkten fest (Köster et al., 2008). Kwong et al. berechneten in ihrer kurzfristigen Nachuntersuchung der Link-MP[®]-Prothese einen postoperativen Harris-Hip-Score von 92 Punkten. Die durchschnittliche Standzeit der Revisionsprothese betrug hier 3,3 Jahre und das mittlere Alter der Patienten 67 Jahre (Kwong et al., 2003). Betrachtet man die erzielten Harris-Hip-Scores für die einzelnen Präfixe nach Charnley

fällt die stärkste Gewichtung auf das Präfix B mit insgesamt 145 Patienten (46,0 %). In allen drei Gruppen wurde ein Score über 70 Punkten und somit zumindest ein zufriedenstellendes Ergebnis erzielt. Der höchste Score wurde in der Charnley-Gruppe A erzielt. Hier wurde eine durchschnittliche Verbesserung um 40,0 Punkte auf insgesamt 83,8 Punkte erreicht, was nach der Definition von Harris einem „guten“ Ergebnis entspricht. Die größte Gruppe (145 Patienten mit Charnley-Präfix B) stieg in der postoperativen Berechnung um durchschnittliche 41,1 Punkte auf 79,2 Punkte. Für die kleinste Gruppe (38 Patienten mit Charnley-Präfix C) hielten wir einen Anstieg um 49,5 Punkte auf 74,0 Punkte fest. Somit zeigte sich interessanterweise die deutlichste Verbesserung des Harris-Hip-Scores in der Gruppe mit der höchsten Komorbidität.

Fällt man ein Gesamturteil über die ermittelten Hüftscores der MRP nach einer mittleren Standzeit von fast 7 Jahren, so lässt sich eine signifikante Verbesserung im Vergleich zur präoperativen Situation festhalten. Sowohl Aktivität und Funktion und subjektives Empfinden – hier allem voran die Reduktion von Schmerzen – konnten durch die Implantation der MRP im Langzeitverlauf verbessert werden.

4.5 Einfluss der präoperativen ossären Destruktion

In welchen knöchernen Defektsituationen hat sich die MRP-Titan® bewährt? Um dies zu beantworten soll im Folgenden auf die ermittelten Harris-Hip-Scores in Relation zu den Paprosky-Stadien eingegangen werden. Auch werden die operativen Anforderungen und damit verbundenen Bedingungen für die Prothese für jedes Stadium vertieft. Unter Kapitel 3.1.3 wurde bereits die Verteilung der Patienten auf ihr entsprechendes Paprosky-Stadium beschrieben. Die meisten Patienten (n=148; 47,0 %) fielen demnach in die Stadien 1 und 2A und wiesen somit eine Knochensituation auf, die eine sichere Implantation einer Revisionsprothese weniger komplex darstellt wie in den darauffolgenden Stadien. Dementsprechend waren auch die postoperativ erreichten HHS mit 84,0 und 83,6 Punkten erwartungsgemäß hoch. Dass die Differenz zwischen prä- und postoperativem HHS im Vergleich zu den anderen Stadien geringer ausfällt, lässt sich a. e. durch die Vorstellung erklären, dass eine bessere präoperative knöcherne Ausgangslage auch mit einem besseren, präoperativen klinischen Befund einhergeht. Was die Implantationstechnik betrifft, sollte das Implantat so eingebracht

werden, dass eine proximale Krafteinleitung über die mediale Kortikalis stattfindet. Durch die so stattfindende Belastung des Knochens, lässt sich *Stress-shielding* in der von Knochendefekten betroffene Zone vermeiden (Decking et al., 2006). Für eine hohe Primärstabilität ist ein größtmöglicher Kontakt zwischen Prothese und Knochen herzustellen. Diesem Prinzip des *press-fit* wird man in diesen beiden Stadien am ehesten gerecht, indem man metaphysär fixierende Standardstiele verwendet. Die Auswahl der geeigneten Einzelkomponenten – in diesem Falle des geeigneten Prothesenhalsmoduls - ist mithilfe der MRP möglich. Die Resultate des HHS für das Paprosky-Stadium 1 und 2A dieser Studie befürworten einerseits den Einsatz der MRP; dies ist aber aufgrund des befürchteten *Frettings*, was wir zwar nicht bestätigen konnten, nach heutigen Erfahrungen weiterhin kritisch zu sehen.

In die Gruppe des Paprosky-Stadiums 2B fielen 65 Patienten (20,6 %). Die Defektsituation mit Fehlen des anterolateralen Metaphysenanteils ist weiter fortgeschritten. In der Literatur wird auch hier eine proximale Fixation angeraten, um eine Erholung der knöchernen Strukturen zu ermöglichen (Rudert et al., 2010). In diesem Stadium konnte die MRP mit 84,1 Punkten im postoperativen HHS das höchste Ergebnis erzielen. Die MRP hat sich auch in diesem Defektstadium in der Studie bewährt und darf somit auch für dieses Paprosky-Stadium als operative Lösung herangezogen werden.

Was die Implantatwahl in den Stadien 2C und 3 betrifft, so werden in der Literatur ähnliche Eigenschaften einer Revisionsprothese für beide Stadien verlangt (Rudert et al., 2010). Durch die Auflösung der Metaphyse ab Stadium 2C tritt die diaphysäre stabile Verankerung der Prothese in den Vordergrund (Gradinger und Gollwitzer, 2006). Nach Wagner sollte mit dem Schaft eine ausreichende Überbrückung des Defektes von mindestens 6 cm angestrebt werden, um eine ausreichende Stabilität zu erzielen und das Einwirken von Scherkräften in den Defektzonen zu vermeiden (Wagner, 1987). Hier finden sich in der Literatur gleichzeitig Hinweise dafür, einen Kompromiss zu finden und nicht zu lange Stiele zu verwenden, da die besten Langzeitergebnisse mit den kürzesten noch stabil verankerten Schäften erzielt wurden (Schuh et al., 2004). Die postoperativen HHS für die Stadien 2C (73,5 Punkte) und 3 (79,6 Punkte) lagen nach der Langzeitbeobachtung ebenfalls im „zufriedenstellenden“ bis nahezu guten Bereich. Die

MRP wird durch die Wahl der geeigneten Schaftlänge den hier gestellten Anforderungen gerecht. Die verschiedenen Längenabstufungen ermöglichen die kürzeste noch stabile Verankerung in der Diaphyse. Die konische Form der Prothese sorgt bei Defekten bis zum Stadium 3 – also einem Erhalt des Isthmus femoris über 4 cm – noch für eine suffiziente *press-fit*-Implantation in der Diaphyse (Rudert et al., 2010). Die Rippenstruktur der Schäfte dient vor allem in fortgeschrittenen Defektsituationen der primären Rotationsstabilität, indem sich einzelne Rippen in der Femur-Innenwand der Kortikalis oder fester Spongiosa anlegen (Wagner, 1987; Wagner, 1989). Bei den 200 mm langen Schäften besteht bei der MRP-Titan® durch die Wahl gebogener Schäfte die Möglichkeit, den Prothesenverlauf dem anatomischen Verlauf des Femurs und seiner Antekurvatur anzupassen und die Bedingungen für eine diaphysäre Integration der Revisionsprothese zu verbessern und eine gefürchtete „3-Punkt-Fixierung“ zu vermeiden. Doch neben der diaphysären Verankerung sollten in den höheren Stadien nach Paprosky auch proximale Knochenstrukturen weiter berücksichtigt werden. Durch die Wahl des geeigneten Prothesenhalsmoduls und Einstellung des Antetorsionswinkels sollte die Prothese in den größtmöglichen Kontakt mit den proximal noch erhaltenen ossären Reststrukturen des Femurs treten. So kann durch die ergänzende Einbringung von Knochentransplantaten der Erhalt dieser Strukturen zusätzlich angestrebt werden (Holzwarth et al., 2005; Wimmer et al., 2013). Die Tendenz, welche sich in vorangegangenen Studien abzeichnete und den Einsatz der MRP-Titan® bei ausgedehnten proximalen Knochendefekten und somit notwendigen diaphysären Verankerung befürwortete, bestätigt sich somit auch in der hier vorliegenden mittel- bis langfristigen Beobachtung (Schuh et al., 2004; Wirtz et al., 2000).

4.6 Eine Analyse der Versagerrate und ihrer Ursachen

Die vorangegangenen Studien über einen kurzfristigen Nachuntersuchungszeitraum von 4,1 bis 4,7 Jahren zeigten eine niedrige Versagerrate von 2,1 bis 4,6 % für den MRP-Schaft (Wimmer et al., 2013; Mumme et al., 2004). Zum Vergleich wurden in anderen Studien femoraler Hüftrevisionsarthroplastik Versagerraten von 7 – 26 % festgehalten (Randhawa et al., 2009). Fortschreitende axiale Schaftmigrationen werden in der zementfreien Schaftrevision als Hauptursache des Prothesenversagens gesehen (Patel

et al., 2010). Beobachtungen belegen ein Absinken zementfreier Schäfte vor allem während des ersten postoperativen Jahres (Fink et al., 2010; Böhm und Bischel, 2004). Im Norwegischen Endoprothesenregister wurden 3 Fälle aseptischer Lockerungen binnen des ersten postoperativen Jahres im Rahmen 89 femoraler Revisionen beschrieben (Lie et al., 2004). Als mutmaßliche Ursache wurde ein insuffizientes, initiales diaphysäres *Press-fit* ohne sekundäre Stabilisierung angesehen. In drei Fällen musste aufgrund einer fortschreitenden axialen Schaftmigration von mehr als 5 mm eine Schaftrevision erfolgen. Als Ursache für das Schaftversagen sehen wir a. e. ebenfalls ein unzureichendes initiales *Press-fit* mit ausbleibender sekundärer Stabilisierung. Auch in dieser Studie war die Schaftmigration die häufigste Ursache der aseptischen Lockerung (4,8 %; n=15).

Um das Risiko einer axialen Schaftmigration zu minimieren, ist es notwendig einen ausreichenden Durchmesser des Schaftes im Verhältnis zum Femurkanal zu wählen. Dabei ist der kurzmöglichste Schaft mit maximal möglichem Durchmesser gegenüber langen Schäften mit schmalere Durchmessern zu bevorzugen. Besondere Vorsicht ist bei der Verankerung des antekurvierten Schaftes geboten. Hier sollte eine Dreipunkte-Fixierung vermieden werden zugunsten eines diaphysären *Press-fit*. Bei axialer Wanderung von antekurvierten Schäften entsteht insbesondere in unmittelbarer knöcherner Nachbarschaft zur Schaftspitze eine hohe Belastung, welche zur periprothetischen Fraktur führen kann (Rinaldi et al., 1994). Alle Implantate mit einer axialen Migration von < 5 mm zeigten radiographische Anzeichen einer sekundären Stabilisierung binnen des ersten Jahres nach Registrierung des Migrationsprozesses. Im abschließenden Follow-up konnte ein Fortschreiten der Migration ausgeschlossen werden. Der Vergleich mit veröffentlichten Studien zementfreier, nicht-modularer, gerader Schaftimplantate – wie beispielsweise des Wagner-Revisionsschafts – zeigt, dass das Auftreten axialer Schaftmigrationen nahezu ausnahmslos mit diesem Schaftdesign verknüpft ist. Die Mehrheit der Wagner-Prothesen zeigte eine sekundäre Stabilisierung nach 3 – 13 Monaten mit einer durchschnittlichen Migrationsdistanz von 5,9 mm (Böhm und Bischel 2004; Lie et al., 2004). 34 % der eingebauten Wagner-Schäfte (n = 44) zeigten eine Migrationsdistanz > 5 mm. Dem stehen 15 MRP-Schäfte mit einer Migrationsdistanz > 5 mm (4,8 %) gegenüber. Die Tatsache, dass das MRP-Implantat im Vergleich mit der Wagner-Prothese weniger axiale Migrationen aufweist,

hängt wahrscheinlich mit der spezifischen Geometrie des Prothesendesigns zusammen. Die Kombination eines distal-diaphysären *Press-fit*, welches seine Verankerung im Isthmus femoris findet, mit einem konusförmig, nach distal zulaufenden Schaft mit längs verlaufenden und sternförmig angebrachten Rippen führen durch Verzahnung mit der inneren Kortikalis zu einer hohen Rotationsstabilität und minimieren insgesamt die axiale Schaftmigration. Dieses Design – kombiniert mit der mittels Korundum rau-gestrahnten Implantatoberfläche (Porengröße 40 – 60 μm) ermöglicht das Einwachsen knöcherner Strukturen und somit die sekundäre biologische Fixation. Ein intraoperativ entscheidender Faktor ist das richtige Ausfräsen des diaphysären Femurkanals, um eine größtmögliche Kontaktfläche zwischen innerer Kortikalis und Implantatoberfläche zu schaffen. Hierbei wird eine Kontaktdistanz von mindestens 7 cm gefordert. Unter Berücksichtigung dieser Faktoren kann eine stabile distale Fixation und Rotationsstabilität gewährleistet werden (Paprosky et al., 1990).

Im Rahmen unserer Studie hielten wir eine Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier von 92,6 % nach einer durchschnittlichen Prothesen-Standzeit von fast 7 Jahren fest. Die Versagerquote aufgrund aseptischer Lockerungen lag bei 6,0 % (n=19). Respektive der ermittelten Versagerrate dieser Studie sehen wir die erste Hypothese als erwiesen an. Die MRP-Titan® ist anderen modularen Revisionsprothesen somit zumindest ebenbürtig.

Die Luxationsrate (n=33; 10,5 %) war mit anderen publizierten Ergebnissen mit ähnlichen Knochendefektstadien vergleichbar (Böhm et al., 2001; Gutiérrez et al., 2007; Moreland et al., 1995; Paprosky et al., 1999; Randhawa et al., 2009; Wagner, 1989). Die höhere Luxationsrate in der Revisionsprothetik im Vergleich zur primären Implantation begründet sich hauptsächlich in Weichteildefekten (Defizit einer aktiven Weichteilspannung aufgrund einer funktionellen Einschränkung der Hüft-Abduktoren und des Tractus iliotibialis) und aufgrund beschriebener möglicher Einbußen des femoralen Offsets (Alberton et al., 2002). Der potentielle Vorteil modularer Schäfte liegt vermeintlich in der einfacheren Möglichkeit rezidivierende Luxationen durch eine Veränderung des Antetorsionswinkels des Halsmoduls entgegenzuwirken. Das Gleiche gilt für eine notwendige Vergrößerung des femoralen Offsets ohne den bereits

verankerten Schaft zu revidieren. So waren erfolgreiche Re-Revisionen bei rezidivierenden Luxationen bei einer frühen (0,3 %) sowie vier (1,3 %) späten Luxationen ohne Veränderungen oder Wechsel am bereits ossär integrierten Schaft möglich.

Trotz der vorbeschriebenen Tatsache, dass *Fretting* und Korrosion an den Verbindungsstellen der einzelnen Module auftreten können, sahen wir in unserer Studie keinen Fall von Osteolysen im Bereich der Steck-Konus-Verbindung von Schaft und Prothesenhalsmodul (Bobyne et al., 1994; Salvati et al., 1995). Dieses klinische Ergebnis entspricht den Resultaten der experimentellen Studien von Schramm et al. sowie Gravius et al., die in zahlreichen Materialtestungen zeigten, dass die Steck-Konus-Verbindung der MRP-Titan® stabil und resistent gegenüber mechanischen Abrieb sind. Die Ursache hierfür liegt a. e. im Herstellungsprozess und der per Drehmoment definierten axialen Verspannung. Durch die Anwendung der *shot-peening*-Technik kommt es zu einer Oberflächenverfestigung im Bereich der Steck-Konus-Verbindungen (Schramm et al., 2000; Gravius et al., 2007).

In Bezug auf unsere zweite Hypothese konnten wir beweisen, dass die klinischen mittel- bis langfristigen Ergebnisse aufgrund der vorgelegten Daten zumindest vergleichbar mit aktuellen Ergebnissen der Literatur sind: Während des klinischen Follow-up verzeichneten wir eine signifikante Verbesserung des Harris-Hip-Scores von 37,1 (SD ± 23,8) auf 80,5 (SD ± 18,6) ($p < 0,0001$) des gesamten Patientenkollektivs. Die Subgruppen-Analyse der Patienten im Bezug zur Charnley-Klassifikation (Gruppe A bis C) zeigte ebenfalls eine signifikante Verbesserung des HHS in jeder Gruppe. Auch unter Berücksichtigung der Knochendefektsituation nach Paprosky (Stadien 1-3) sahen wir in allen Defektstadien einen signifikanten Anstieg des HHS ($p < 0,0001$) im Vergleich zu den präoperativen Scores. Das postoperative, funktionelle Ergebnis war vergleichbar zwischen Patienten mit leichten Knochendefekten (Paprosky-Stadien 1 und 2A) und höheren Defektstadien (Paprosky 2B, 2C und 3) ($p < 0,15$).

Die Ergebnisse sind vergleichbar mit den Resultaten von modularen und nicht-modularen, zementfreien Hüftrevisions-Prothesen von Fink et al., Grünig et al., Gutierrez et al., Wagner et al., Böhm et al. sowie publizierten kurzfristigen Ergebnissen MRP-Titan® von Wirtz et al. sowie Mumme et al. (Böhm et al., 2001; Fink et al., 2009; Grünig

et al., 1997; Gutiérrez et al., 2007; Mumme et al., 2004; Wagner, 1989; Wirtz et al., 2000).

Die Kaplan-Meier-Überlebens-Analyse der Subgruppen der femoralen Defektklassen nach Paprosky zeigte keinen signifikanten Unterschied der einzelnen Defektgruppen untereinander. Damit schlussfolgern wir, dass die MRP-Titan® eine zuverlässige Anwendung in den Defektklassen 1-3 nach Paprosky zulässt. Betrachtet man die Subgruppen-Analyse der Charnley-Präfixe, sehen wir eine signifikant niedrigere Überlebensrate der Patienten mit höherer Komorbidität. Diese Tatsache erschließt sich durch die höhere Anzahl von Begleiterkrankungen wie Diabetes und chronischer Niereninsuffizienz sowie kontralateraler Hüftimplantate und Knieprothesen mit der Folge einer eingeschränkteren Mobilität und im Alter höheren Sturzgefährdung. Diese und andere Erkrankungen führen zudem potentiell zu Osteoporose, welche das Risiko einer eventuellen periprothetischen Fraktur oder Prothesenlockerung erhöhen (Franklin et al., 2007; Lindahl, 2007).

Durch Untermauerung unserer ersten und zweiten Hypothese konnte unsere Null-Hypothese verworfen werden.

Trotz der eingangs erwähnten Einschränkungen unserer Studie, bewährt sich die MRP-Titan® als zuverlässiges Implantat in der Hüftrevision bei kleineren und besonders ausgedehnteren Knochendefekten (Paprosky 1-3) und in Fällen höherer Komorbiditäten (Charnley Typ B und C). Insgesamt zeigt sich eine Versagerrate von 8,6 % mit einer Kaplan-Meier-Überlebensrate von 92,6 % nach einem durchschnittlichen Follow-up von fast 7 Jahren und einem durchschnittlichen HHS von 80,5 zum Zeitpunkt des letzten Follow-up.

5. Zusammenfassung

In den vergangenen Jahrzehnten zeichnet sich eine Zunahme sowohl der Primärimplantationen wie auch Revisionseingriffe an der Hüfte ab. Durch das höhere Durchschnittsalter der Bevölkerung gewinnt v. a. die Revisionsendoprothetik mehr an Bedeutung und Fallzahlen.

In Anbetracht der diversen Implantationsverfahren steht die MRP-Titan® stellvertretend für die zementfreie, modulare Schaft-Revisionsendoprothetik am Hüftgelenk. Entscheidende und zu beantwortende Fragen richteten sich nach der Vergleichbarkeit der Standzeit zu anderen in der Literatur beschriebenen Revisionsprothesen sowie der Bestätigung der kurz- und mittelfristigen klinischen Ergebnisse der MRP-Titan® in vorangegangenen Studien. Im Rahmen dieser Analyse sollten der Einfluss der präexistenten Knochendefektstadien und der Komorbidität der Patienten mit berücksichtigt werden.

Die präsentierte, retrospektive Multicenter-Studie umfasste 391 Revisionseingriffe an der Hüfte im Zeitraum von 1993 bis 2003. Die teilnehmenden Krankenhäuser waren die Universitätskliniken in Aachen, Erlangen und Würzburg sowie die Klinik für Orthopädie des Krankenhauses Rummelsberg (Wichernhausen). Während des Nachuntersuchungszeitraums verstarben insgesamt 75 Patienten, welche 76 Revisionseingriffe erfahren hatten. Somit flossen 309 Patienten mit 315 revidierten Schaftprothesen in die Endauswertung mit ein. Die durchschnittliche Follow-up-Zeitspanne fiel auf $6,2 \pm 4,7$ Jahre. Das durchschnittliche Alter der 113 männlichen und 196 weiblichen Patienten zum Zeitpunkt der Revision lag bei 66,9 Jahren. Der jüngste, eingeschlossene Patient war 32,1 und der älteste 88,6 Jahre alt. Die Revisionsindikationen waren zu 96,8 % aseptische Lockerungen der Primärimplantate. In den anderen 3,2 % der Fälle kam es zu einer septischen Lockerung.

27 implantierte Revisionsprothesen (8,7 %) versagten im Nachuntersuchungszeitraum. Davon wiesen die meisten (n=15; 4,8 %) eine Schaftmigration > 5 mm auf. Die weiteren Ursachen waren die periprothetische Fraktur (n=3; 1,0 %) und Infektion (n=5; 1,6 %) sowie fortschreitende periprothetische Lysesäume (n=4; 1,3 %). Das in der Literatur

beschriebene „*Stress-Shielding*“ und „*Fretting*“ wurde in unserer Analyse nicht beobachtet.

Zur Beurteilung der objektivierbaren Funktionalität und subjektiven Beschwerdefreiheit erfolgte die Anwendung des Harris-Hip-Scores. Für alle nachuntersuchten Schaftrevisionen (n = 315) ergab sich eine signifikante Verbesserung ($p < 0,0001$) im postoperativen Verlauf. Der durchschnittlicher postoperative HHS lag bei 80,7 Punkten und erlang somit das Attribut „gut“.

Auch die weitere Differenzierung der Komorbidität (Charnley-Klassifikation: A bis C) zeigte für alle Subgruppen eine signifikante Verbesserung des HHS ($p < 0,0001$). Selbst Patienten mit einer hohen Komorbidität (Präfix C) schlossen mit einem zufriedenstellenden Ergebnis (HHS 74,0) ab. In der Bewertung der einzelnen Knochendefektstadien nach Paprosky zeigte sich ebenfalls in allen Subgruppen eine signifikante Verbesserung ($p < 0,0001$). In den Stadien 1 bis 2 B (HHS: 84,0; 83,6; 84,1) konnte jeweils ein „gutes“ Ergebnis eingefahren werden. Selbst bei fortgeschrittenen Knochendefekten (Stadien 2 C [HHS 73,5] und 3 [HHS 79,6]) wurde ein „zufriedenstellendes“ festgehalten.

Die Ergebnisse untermauerten die vorangegangenen Ergebnisse und befürworteten sowohl in beginnenden wie auch fortgeschrittenen Knochendefektsituation eine Indikationsstellung pro MRP-Titan®. Gerade komorbide Patienten erzielten eine deutliche Verbesserung im postoperativen Outcome und scheinen durch die gewonnenen Primärstabilität an Mobilität und Lebensqualität zu gewinnen. Gleichzeitig konnte eine Vergleichbarkeit mit anderen etablierten Revisionsprothesen belegt werden.

Zusammenfassend treffen wir die Aussage, dass sich die MRP-Titan® als zuverlässige Alternative in der Revisionsprothetik der Hüfte bewährt. Gerade bei fortgeschrittenen Knochendefekten wie auch hoher Komorbidität profitieren die Patienten von der Implantation des passenden MRP-Schafts mit dem entsprechenden Halsmodul. Gefürchtete Phänomene wie „*Stress-shielding*“ oder „*Fretting*“ konnten in der Analyse nicht beobachtet werden. Voraussetzung bleibt eine ausreichende Erfahrung des Operateurs und eine gute Selektion der zu operierenden Patienten. Nichtsdestotrotz verlangt eine höhere Evidenz-basierte Analyse nach weiteren prospektiven, kontrollierten Studiendesigns.

6. Literaturverzeichnis

Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty. An analysis of risk factors and treatment options. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 1788-92

Beckenbaugh RD, Ilstrup DM. Total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60: 306–313

Bircher HP, Riede U, Lüem M, Ochsner PE. The value of the Wagner SL revision prosthesis for bridging large femoral defects. *Orthopade* 2001; 30: 294–303

Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ, Dujovne AR, Brooks CE. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 298: 27–36

Böhm P, Bischel O. Femoral revision with the Wagner SL revision stem: evaluation of one hundred and twenty-nine revisions followed for a mean of 4.8 years. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83: 1023–1031

Böhm P, Bischel O. The use of tapered stems for femoral revision surgery. *Clin orthop relat res* 2004; 420: 148–159

Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley Jr LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am* 1973; 55: 1629–1632.

Callaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM, Wilson Jr PD, Ranawat CS. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up. *J Bone Joint Surg* 1985; 67: 1074–1085

Cameron HU. The two- to six-year results with a proximally modular noncemented total hip replacement used in hip revisions. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 298: 47–53

Cameron HU. The long-term success of modular proximal fixation stems in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002; 17: 138–141

Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg Br* 1972; 54: 61–76

D'Antonio JA, Capello WN, Borden LS, Bargar WL, Bierbaum BF, Boettcher WG, Steinberg ME, Stulberg SD, Wedge JH. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1989; 243: 126–137

Decking R, Puhl W, Simon U, Claes LE. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. *Clin Biomech* 2006; 21: 495–501

DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976; 121: 20–32

Della Valle CJ, Paprosky WG. The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 420: 55–62

Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 328: 137–146

Engelbrecht DJ, Weber FA, Sweet MB, Jakim I. Long-term results of revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72: 41–45

Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG. Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Related Res* 1988; 235: 91–110

Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biological fixation of porous-surfaced femoral components. *Clinic Orthop Relat Res* 1990; 257: 107-128

Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1992; 285: 13–29

Fink B, Grossmann A, Schubring S, Schulz MS, Fuerst M. Short-term results of hip revisions with a curved cementless modular stem in association with the surgical approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009; 129: 65-73

Fink B, Grossmann A, Fuerst M. Distal interlocking screws with a modular revision stem for revision total hip arthroplasty in severe bone defects. *J Arthroplast* 2010; 25: 759–765

Franklin J, Malchau H. Risk factors for periprosthetic femoral fracture. *Injury* 2007; 38: 655-660

Grading R, Gollwitzer H. *Ossäre Integration*. Berlin - Heidelberg: Springer, 2006

Graves SE, Davidson D, Ingerson L, Ryan P, Griffith EC, McDermott BF, McElroy HJ, Pratt NL. 2004. The Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *Med J Aust* 2004; 180: 31–34

Gravius S, Mumme T, Andereya S, Maus U, Müller-Rath R, Wirtz DC. The morse taper junction in modular revision hip replacement. *Z Orthop Unfall* 2007; 145: 157-160

Gravius S, Randau T, Wirtz DC. What can be done when hip prosthesis fail?: New trends in revision endoprosthetics. *Orthopade* 2011; 40: 1084-1094)

Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1979; 141: 17-27

Grünig R, Morscher E, Ochsner PE. Three- to 7-year results with the uncemented SL femoral revision prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 1997; 116: 187-197

Gutierrez Del Alamo J, Garcia-Cimbrello E, Castellanos V, Gil-Garay E. Radiographic bone regeneration and clinical outcome with the Wagner SL revision stem: a 5-year to 12-year follow-up study. *J Arthroplast* 2007; 22: 515-524

Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Femoral bone loss in total hip arthroplasty: classification and preoperative planning. *Instr Course Lect* 2000; 49: 83–96

Hamilton WG, McAuley JP, Tabaraee E, Engh Sr. CA. The outcome of rerevision of an extensively porous-coated stem with another extensively porous-coated stem. *J Arthroplasty* 2008; 23: 170–174

Harris WH. 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* 1969; 51: 737–755

Harris WH, Krushell RJ, Galante JO. Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris-Galante prosthesis. *Clin Orthop Related Res* 1988; 235: 120–126

Heller KD. Indikationen bei modularen Implantaten. In: Thümler P, Forst R, Zeiler G, HRSG. Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks. Berlin - Heidelberg: Springer, 2005: 124-132

Holzwarth U, Schuh A, Zeiler G. Biomechanische Aspekte der Revisionsendoprothetik. In: Thümler P, Forst R, Zeiler G, HRSG. Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks. Berlin - Heidelberg: Springer, 2005: 60–75

Kavanagh BF, Fitzgerald RH Jr. Clinical and roentgenographic assessment of total hip arthroplasty. A new hip score. Clin Orthop Relat Res 1985; 193: 133-140

Kavanagh BF, Fitzgerald RH Jr. Multiple revisions for failed total hip arthroplasty not associated with infection. J Bone Joint Surg Am 1987; 69: 1144–1149

Kerboull M. Trends in Total Hip Revision Arthroplasties. In: Thümler P, Forst R, Zeiler G, Hrsg. Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks. Berlin - Heidelberg: Springer, 2005: 2-10

Kershaw CJ, Atkins RM, Dodd CA, Bulstrode CJ. Revision total hip arthroplasty for aseptic failure. A review of 276 cases. J Bone Joint Surg Br 1991; 73: 564–568

Kop AM, Keogh C, Swarts E. Proximal component modularity in THA - at what cost? An implant retrieval study. Clin Orthop Relat Res 2012; 470: 1885–1894

Köster G, Walde TA, Willert HG. Five- to 10-year results using a noncemented modular revision stem without bone grafting. J Arthroplasty 2008; 23: 964–970

Kwong LM, Miller AJ, Lubinus P. A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study. J Arthroplasty 2003; 18: 94–97

Lakstein D, Eliaz N, Levi O, Backstein D, Kosashvili Y, Safir O, Gross AE. Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems. J Bone Joint Surg Am 2011; 93: 57–65

Lawrence JM, Engh CA, Macalino GE, Lauro GR. Outcome of revision hip arthroplasty done without cement. J Bone Joint Surg Am 1994; 76: 965–973

Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment,

implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95: 210–219

Lie SA, Havelin LI, Furnes ON, Engesaeter LB, Vollset SE. Failure rates for 4762 revision total hip arthroplasties in the Norwegian Arthroplasty Register. *J Bone Joint Surg Br* 2004, 86: 504–509

Lindahl H. Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty. *Injury* 2007; 38: 651-654

Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 2–20

Malkani AL, Lewallen DG, Cabanela ME, Wallrichs SL. Femoral component revision using an uncemented, proximally coated, long-stem prosthesis. *J Arthroplasty* 1996; 11: 411–418

Marchetti P, Binazzi R, Vaccari V, Girolami M, Morici F, Impallomeni C, Commessatti M, Silvello L. Long-term results with cementless Fitek (or Fitmore) cups. *J Arthroplasty* 2005; 20: 730–737

Moreland JR, Bernstein ML. Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 319: 141–150

Mumme T, Müller-Rath R, Weisskopf M, Andereya S, Neuss M, Wirtz DC. The cement-free modular revision prosthesis MRP-hip revision stem prosthesis in clinical follow-up. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2004; 142: 314–321

Pak JH, Paprosky WG, Jablonsky WS, Lawrence JM. Femoral strut allografts in cementless revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 295: 172–178

Paprosky WG, Lawrence JM, Cameron H. Femoral defect classification: clinical application. *Orthop Rev* 1990; 19: 9-17

Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J. Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 369: 230–242

Paprosky WG, Burnett RS. Assessment and classification of bone stock deficiency in revision total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 2002; 31: 459–464

- Patel PD, Klika AK, Murray TG et al. Influence of technique with distally fixed modular stems in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplast* 2010; 25: 926–931
- Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 208: 108–113
- Plitz W. Biomechanical aspects of loosening of hip prostheses. *Orthopade* 1989; 18: 344–349
- Randhawa K, Hossain FS, Smith B, Mauffrey C, Lawrence T. A Prospective Study of Hip Revision Surgery Using the Exeter Long-stem Prosthesis: Function, Subsidence, and Complications for 57 Patients. *Journal of Orthopaedics and Traumatology: Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* 2009; 10: 159–165
- Rinaldi E, Marengi P, Vaienti E. The Wagner prosthesis for femoral reconstruction by transfemoral approach. *Chir Organi Mov* 1994, 79: 353–356
- Rudert M, Hoberg M, Prodinger PM, Gradingner R, Holzappel BM. Femoraler Hüftprothesenwechsel. *Chirurg* 2010; 81: 299–309
- Salvati EA, Liebermann JR, Huk OL, Evans BG. Complications of femoral and acetabular modularity. *Clin Orthop Rel Res* 1995; 319: 85-93
- Sarmiento A, Gruen TA. Radiographic analysis of a low-modulus titanium-alloy femoral total hip component. Two to six-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67: 48–56
- Schiebler TH. Anatomie - Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie. Berlin - Heidelberg - New York: Springer, 2005
- Schramm M, Wirtz DC, Holzwarth U, Pitto RP. The morse taper junction in modular revision hip replacement - a biomechanical and retrieval analysis. *Biomed Tech* 2000; 45: 105-109
- Schuh A, Holzwarth U, Zeiler G. Titanium modular revision prosthesis stem in revision hip prosthesis. *Orthopade* 2004; 33: 63–67
- Schuh A, Werber S, Holzwarth U, Zeiler G. Cementless modular hip revision arthroplasty using the MRP Titan Revision Stem: outcome of 79 hips after an average of 4 years' follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 2004; 124: 306–309

Schuh A, Uter W, Holzwarth U, Kachler W, Göske J, Raab B, Mayerhöfer T. Residual particle free surfaces after shot peening in modular hip arthroplasty are feasible. *Zentralbl Chirurg* 2005; 130: 576–579

Viceconti M, Baleani M, Squarzoni S, Toni A. Fretting wear in a modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res* 1997; 35: 207–216

Wagner H. Revision prosthesis for the hip joint in severe bone loss. *Orthopade* 1987; 16: 295–300

Wagner H. A revision prosthesis for the hip joint. *Orthopade* 1989; 18: 438–453

Wimmer MD, Randau TM, Deml MC, Ascherl R, Nöth U, Forst R, Gravius N, Wirtz DC, Gravius S. Impaction Grafting in the Femur in Cementless Modular Revision Total Hip Arthroplasty: a Descriptive Outcome Analysis of 243 Cases with the MRP-TITAN Revision Implant. *BMC Musculoskelet Disord* 2013; 14: 19

Wirtz DC. Hip revision endoprosthesis. More often - more important. *Orthopade* 2009; 38: 665–666

Wirtz DC, Heller KD, Holzwarth U, Siebert C, Pitto RP, Zeiler G, Blencke BA, Forst R. A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *Int Orthop* 2000; 24: 134–138

7. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dieter C. Wirtz gilt an erster Stelle mein Dank, für die Bereitstellung des interessanten Themas sowie die wissenschaftliche Betreuung.

Besonderen Dank möchte ich Dr. med. Moritz C. Deml aussprechen, für die gute Betreuung und Unterstützung seit Beginn dieser Arbeit. Insbesondere in Formulierung der Fragestellung und Zielsetzung waren seine Vorschläge sehr hilfreich. Ebenso möchte ich mich für die freundliche und gewissenhafte Art sehr herzlich bedanken.

Meine größte Dankbarkeit möchte ich meiner Familie aussprechen. Meinen beiden Brüdern, José-Manuel und John Erik, meiner Mutter Soledad und ganz besonders meinem Vater Dr. med. Henry Thorweihe verdanke ich emotionale Unterstützung, Kondition und Inspiration, die letztlich zur Fertigstellung dieser Arbeit gedient haben.