Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. K.W. Jauch

DER EINSATZ EINER MODULAREN HÜFTPROTHESE BEI TROCHANTÄRER FEMURFRAKTUR UND IN REVISIONSSITUATIONEN UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG DER DISTALEN VERRIEGELUNGSMÖGLICHKEIT

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

vorgelegt von
Kai Junghans
aus
Heidelberg

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. med. H.-J. Andress
Mitberichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. med. R. Baumgart Prof. Dr. med. V. Jansson Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Putz
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Priv.-Doz. Dr. med. H.-J. Andress
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündl. Prüfung:	10. November 2005

1 Einleitung 3
1.1 Entwicklung und Spektrum der Hüftendoprothetik 3
1.2 Entwicklung von modularen Endoprothesen und Indikationsspektrum 4
1.3 Die distale Verankerung in der Endoprothetik 5

2 Zielsetzung der Arbeit 7

3 Material und Methoden 8
3.1 Das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem (MHP) 8
3.2 Operationstechnik 13
3.3 Patientenerfassung und Datenerhebung 15
3.3.1 Allgemeine Daten 15
3.3.2 Klinische Untersuchung 15
3.3.3 Radiologische Untersuchung 17
3.4 Patientendaten und Indikationsspektrum 21
3.4.1 Patientenkollektiv und Indikationen 21
3.4.2 Implantatwahl der MHP 24
3.4.3 Distale Verriegelung 25

4 Ergebnisse 27
4.1 Prothesenwechsel 27
4.1.1 Operativer Verlauf 27
4.1.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse 28
4.1.3 Klinische Nachuntersuchung 28
4.1.4 Radiologische Nachuntersuchung 32
4.2 Implantatversagen nach Osteosynthesen am proximalen Femur 39
4.2.1 Operativer Verlauf 39
4.2.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse 39
4.2.3 Klinische Nachuntersuchung 40
4.2.4 Radiologische Nachuntersuchung 43
4.3 Trochantäre Femurfrakturen 48
4.3.1 Operativer Verlauf 48
4.3.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse 48
4.3.3 Klinische Nachuntersuchung 49
4.3.4 Radiologische Nachuntersuchung 52

5 Diskussion 57
5.1 Prothesenwechsel 60
5.2 Implantatversagen 63
5.3 Trochantäre Femurfrakturen 64

6 Schlussfolgerung 68
7 Zusammenfassung 70
8 Literaturverzeichnis 73
9 Lebenslauf 83
10 Danksagung 84

1 Einleitung

1.1 Entwicklung und Spektrum der Hüftendoprothetik

Die Entwicklungsgeschichte der Hüftendoprothetik reicht weit zurück. Bereits Anfang des 19. Jahrhunderts wurden die ersten Implantate entwickelt und der künstliche Ersatz des Hüftkopfes beim Menschen durchgeführt (Huggler et al. 1978). Im Laufe der folgenden Jahre wurde mit verschiedensten Materialien und Konstruktionen experimentiert, jedoch blieben die Patientenzahlen aufgrund schlechter Erfahrungen durch Lockerungen und Prothesenversagen gering (Ecke 1986; Ratliff 1983; Semlitsch et al. 1995; Wiles 1958). Durch die Einführung des Knochenzementes in den 60er Jahren machte die Entwicklung der Endoprothetik einen großen Fortschritt, dennoch limitierte die damalige schlechte Zementiertechnik die Lebensdauer der Implantate (Charnley 1960; Charnley 1964). In der zementfreien Endoprothetik waren mangelnde Ermüdungsfestigkeit des Materials, ein ungünstiges Elastizitätsverhalten und eine Oberflächenbeschaffenheit, die keine ausreichende Osteointegration zuließ, die limitierenden Faktoren, die zu Mißerfolgen in der künstlichen Endoprothetik führten (Huggler et al. 1978; McKee 1970). Die Optimierung der Zementiertechnik und die Verbesserung des Prothesenmaterials und der Oberflächenbeschaffenheit mit mechanischen Eigenschaften, die sich der physiologischen Krafteinleitung im proximalen Femur annähern, führten zu einer deutlichen Verbesserung der langfristigen Stabilität.

Mittlerweile ist der endoprothetische Hüftgelenksersatz zum Routineeingriff geworden. In Deutschland werden pro Jahr ca. 140.000 Hüftprothesen mit steigender Tendenz implantiert (Andress et al. 2001; Merx et al. 2003). Hauptindikationen sind coxale Femurfrakturen und die Coxarthrose. Neben dem Anstieg dieser Primäroperationen nehmen auch die Revisionsoperationen kontinuierlich zu. Dies liegt zum einen daran, dass mit steigender Anzahl der Primäroperationen auch die Anzahl der Prothesenlockerungen zunimmt. Auch die Zahl der periprothetischen Frakturen steigt in diesem Zusammenhang an. Zum anderen werden durch die längere Lebensdauer moderner Implantate auch immer öfter jüngere Patienten endoprothetisch versorgt (Callaghan et al. 1998; Ranawat et al. 1984; Sullivan et al. 1994).

Die Zunahme der operativen Folgeeingriffe wegen gelockerter Implantate und periprothetischer Frakturen, aber auch aufgrund ausgebrochener intramedullärer

Osteosynthesen stellten deshalb neue Herausforderungen an die Implantation von Hüftgelenksprothesen, da diese Indikationen oft mit ausgedehnten Defektsituationen des Femurknochens einhergehen. Um auch diese komplexen Frakturformen zufriedenstellend stabilisieren zu können, wurden spezielle Prothesen entwickelt, die in der Lage sind, Knochendefekte zu überbrücken und ausreichend zu stabilisieren.

1.2 Entwicklung von modularen Endoprothesen und Indikationsspektrum

Modularität in der Endoprothetik bedeutet, dass die Prothese aus verschiedenen Bauteilen besteht, die frei miteinander kombiniert werden können. Hieraus entsteht eine Größenvariabilität von Durchmesser und Länge, die eine Standardprothese nicht bieten kann. Für die Entwicklung und Verwendung modularer Prothesen sprechen folgende Gründe:

Durch die vielen Variationsmöglichkeiten von Kopf- und Schaftteilen kann ein sehr breites Indikationsspektrum sowohl für die Primär- als auch für die Revisionsendoprothetik abgedeckt werden. Zudem kann die Größe der Prothese durch die geeignete Auswahl der Komponenten und die Variationsmöglichkeit des Antetorsionswinkels optimal an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten angepasst werden.

Besonders für spezielle Indikationen wie Revisionseingriffe nach periprothetischen Frakturen, septischen oder aseptischen Prothesenlockerungen oder Implantatversagen nach Osteosynthesen am proximalen Femur kann die modulare Prothese ein geeignetes Implantat sein. Diese Problemfälle gehen oft mit einer sehr schlechten Knochenqualität sowie ausgedehnten Defekten des proximalen Femur einher, was die Verlagerung der Stabilität der Prothese auch in die Diaphyse des Femurs erfordert. Hier ist die modulare Prothese durch die Variabilität der Schaftlänge zur Stabilisierung und Überbrückung des Knochendefektes sehr gut geeignet. Bei zusätzlicher Möglichkeit einer distalen Verankerung wird die Primärstabilität bis zur Ausheilung des knöchernen Defektes verbessert (Cameron 2002; Cameron 2003; Chandler et al. 1995) (siehe auch 1.3). Dies kann ferner durch die Verwendung von Knochentransplantaten gefördert werden.

Auch bei der trochantären Femurfraktur kann eine modulare Prothese Vorteile gegenüber Standardimplantaten oder Osteosynthesen bieten. Die Standardversorgung der per- bis subtrochantären Fraktur besteht in der Verwendung einer Marknagel-Hüftgleitschrauben Kombination (z.B. Gamma-Nagel oder proximaler Femurnagel) oder einer Platten-Hüftgleitschrauben Kombination (z.B. dynamische Hüftschraube). Liegt neben der Fraktur allerdings eine Coxarthrose vor, empfielt sich die Verwendung einer Endoprothese, da so mit einem Eingriff beide Krankheitsbilder behoben werden können (Claes et al. 1985; Pelzl 1983; Schuckmann et al. 1989). Auch im Falle einer hochgradig instabilen trochantären Fraktur beziehungsweise der Kombination mit einer erheblichen Osteoporose kann eine Endoprothese indiziert sein, da in diesem Fall eine Osteosynthese oftmals nicht die nötige Stabilität bietet beziehungweise die Gefahr eines Ausbruchs der Osteosynthese besteht. Diese auch als „Cut-Out“ bezeichnete Komplikation ist in der Literatur bekannt (Boriani et al. 1994; Docquier et al. 2002; Kempf et al. 1993). Um besonders älteren Patienten eine daraus resultierende Zweitoperation mit allen ihren Risiken zu ersparen, steht eine primäre Versorgung dieser Patienten mit einer Endoprothese zur Diskussion (Lenich et al. 2002).
Die modulare Prothese kann also auch bei komplexer trochantärer Fraktur durch ihre diaphysäre Verankerungsmöglichkeit bis zur Heilung der Fraktur die nötige Primärstabilität verschaffen (Andress et al. 2000a; Schwenk et al. 1994; Wirtz et al. 2000).

1.3 Die distale Verankerung in der Endoprothetik

Bei Patienten, die eine schlechte Knochenqualität im Bereich des femoralen Kalkar aufweisen, reicht die Implantation einer herkömmlichen Prothese zur Erreichung der notwendigen Primärstabilität meist nicht aus. Für diese Fälle wurden spezielle Revisionsprothesen entwickelt, die zusätzlich die Möglichkeit einer distalen Verankerung bieten. Hierdurch entsteht eine zusätzliche Stabilisierung bis zur Bildung neuen Knochens. Als sehr verbreitete Revisionsendoprothese mit distaler Verankerung sei die Wagnerprothese® genannt (Bohm et al. 2001; Isacson et al. 2000; Kolstad et al. 1996). Die diaphysäre Fixierung erfolgt hier mittels sternförmig um den Schaft angeordneter

Finnen. Als problematisch ist bei dieser Verankerungsform die rein distale und somit unphysiologische Krafteinleitung zu sehen. Zudem ist durch die irreversible Art der Verankerung eine spätere erneute proximale Krafteinleitung nach Knochenheilung, wie es zum Beispiel ein durch einen Bolzen verriegeltes dynamisierbares Implantat bietet, nicht möglich. Modularität weist diese Prothese ebenfalls nicht auf. Eine weitere häufig verwendete Revisionsprothese mit distaler Verankerung ist die sogenannte S-Rom®-Prothese (Chandler et al. 1995; Cossetto et al. 1996). Sie ist modular aufgebaut und auch hier ist die freie Wahl des Antetorsionswinkels möglich. Die Verriegelung erfolgt hier über einen geschlitzten Schaft, der sich diaphysär verklemmt. Auch bei dieser Prothese stellt sich jedoch das Problem der rein distalen Krafteinleitung. Für die Steckverbindung der Prothesenteile ist eine Zwischenhülse notwendig, die die Gefahr des Verschleißes und des Frettings mit sich bringt (Goldberg et al. 2003; Howell et al. 2004; Lewis 2004).

Diese Revisionsprothesen haben sich im klinischen Einsatz durchaus bewährt (Bohm et al. 2001; Tauber et al. 2000; Weeden et al. 2002). Mittlerweile wurden aber modulare Prothesen entwickelt, die durch zusätzliche Dynamisierungsmöglichkeit und verbesserte Anpassung an den knöchernen Zustand oder die anatomischen Verhältnisse in bestimmten Revisionssituationen Vorteile gegenüber den genannten Implantaten bieten können.

2 Zielsetzung der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit sollen die klinischen und radiologischen Ergebnisse einer modularen Hüftprothese dargestellt werden, die die Möglichkeit einer zusätzlichen distalen Verriegelung ähnlich wie bei einem Marknagel bietet.

Durch die Verlagerung der Stabilität in den Femurschaft scheint das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem (MHP) besonders bei Indikationen mit Knochendefektsituationen des proximalen Femurs geeignet zu sein. Hierzu gehören die instabilen pertrochantären Frakturen sowie die Revisionen bei Prothesenlockerung oder periprothetischer Fraktur. Deshalb werden in dieser Arbeit speziell diese drei Gruppen untersucht. Besondere Beachtung wird der Verankerung der MHP geschenkt, da es in der Literatur bisher keine Daten über die Wertigkeit der distalen Verriegelung gibt. Auch die Vorteile einer Entriegelung nach proximaler Knochenneubildung und eine dadurch erzielte vermehrte proximale Krafteinleitung, die der Physiologie des intakten Hüftgelenkes am nächsten kommt, werden hiermit untersucht.

Hieraus sollen klinische Konsequenzen für die weitere Verwendung dieses Prothesensystems, auch im Vergleich zu den anderen Prothesensystemen, gezogen werden.

3 Material und Methoden

3.1 Das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem (MHP)

Das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem MHP ist eine Kombination aus einem Kopfteil und einer Schaftkomponente, wobei der Schaft Ähnlichkeit mit einem Marknagel besitzt. Es ist zur zementfreien Implantation vorgesehen.

Entwickelt wurde die Endoprothese von der Firma Biomet Merck, Berlin, in Zusammenarbeit mit der Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Großhadern, München.

Abbildung 3-1: Helios® Modulare Hüftprothese MHP

Bei diesem System sind die Kopf- und Schaftteile in verschiedenen Längen und Durchmessern erhältlich und je nach Bedarf frei kombinierbar.

Das Kopfteil ist in zwei verschiedenen Ausführungen sowie jeweils in fünf verschiedenen Längen von 40, 50, 60, 70 und 80 Millimetern verfügbar, wobei mit der Länge auch die Breite zunimmt. Als Ausführungen existieren „Standard“ und „Revision“, die sich dadurch unterscheiden, daß in den Revisions-Proximalteilen zwei (bei 40 Millimeter Länge) beziehungsweise drei (bei allen übrigen Längen) Löcher für eine zusätzliche Verwendung von Drahtcerclagen angebracht sind. Die

Kopfkomponente besitzt einen ovalen Querschnitt und weist eine Riffelungsstruktur parallel zur Schaftachse auf, deren Tiefe von proximal nach distal konisch abnimmt. Somit wird die Krafteinleitung optimiert und eine proximale Verankerung der Prothese im metaphysären Bereich durch „Pressfit“ erreicht. Das Kopfteil ist wie auch die Schaftkomponente aus der Titanlegierung TiAl16V4 geschmiedet, da sich Titanlegierungen im Laufe der Entwicklungsjahre als Material der Wahl für zementfreie Endoprothesen etabliert haben. Dies liegt vor allem an den guten Elastizitätseigenschaften von Titan gegenüber anderen Materialien, da durch die höhere Elastizität die zu starke Entlastung des Femurs gemindert und somit das „Stress-Shielding“ entlang der Prothese reduziert wird (Bugbee et al. 1997; Emerson et al. 2003; Engh et al. 2003). Aber auch die extrem geringe Korrosionsbereitschaft, das geringe Gewicht, die hohe Dauerfestigkeit oder das Fehlen von toxischen Wirkungen spricht für die Verwendung dieses Materials in der Endoprothetik (Head et al. 1995). Die sandgestrahlte Oberfläche weist eine Rauhigkeit von Rz=100 µm auf. Diese Porengröße fördert das Einwachsen des Knochens, da die optimale Osteointegration bei einer Oberflächenbeschaffenheit von 50 µm bis ca. 300 µm gegeben ist (Baroud et al. 1998; Mittelmeier et al. 1999). Damit ist die so wichtige proximale Fixierung der unzementierten Prothese gewährleistet. Zur möglichen Fixierung von abgesprengten Knochenfragmenten durch Cerclagen bei entsprechender Indikation gibt es alle Kopfteile auch mit drei Löchern, mit zwei im lateralen und einem Loch im medialen Teil des Kopfes.

Das Schaftteil existiert ebenfalls in fünf verschiedenen Längen, bestehend aus 120, 160, 200, 240 und 280 Millimetern. Zusätzlich gibt es sechs verschiedene Durchmesser von 10 bis zu 20 Millimetern im Abstand von zwei Millimetern. Für die Durchmesser 14, 16 und 18 Millimeter bietet die Schaftpalette zusätzlich eine extralange Ausfürung mit 320 Millimetern. Die Schaftkomponenten ab 200 Millimeter Länge weisen eine leichte Krümmung auf, die sich damit der physiologischen Antecurvatur des Femurs anpasst. Zudem besitzen die Schäfte ab 12 Millimeter Durchmesser und in der Länge von 200 bis 280 Millimeter zwei distale Löcher, die die Möglichkeit zur statischen oder dynamischen Verriegelung bieten.

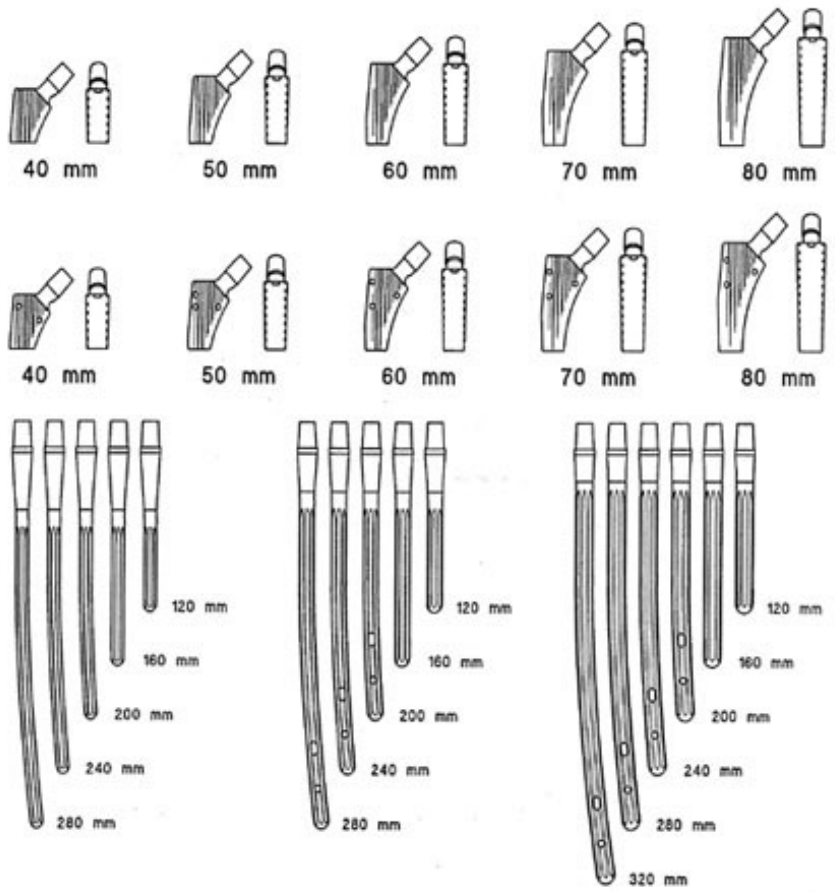

Abbildung 3-2: Variationsmöglichkeiten der Schaft- und Kopfteile

Besonders bei großen proximalen knöchernen Defekten, wie sie häufig in Revisionssituationen sowie bei trochantären Trümmerfrakturen vorkommen, kann die Prothese distal verriegelt und somit stabilisiert werden. Dieses soll eine proximale Instabilität ausgleichen sowie einer Rotationsinstabilität der Prothese entgegenwirken (Abbildung 3-3).

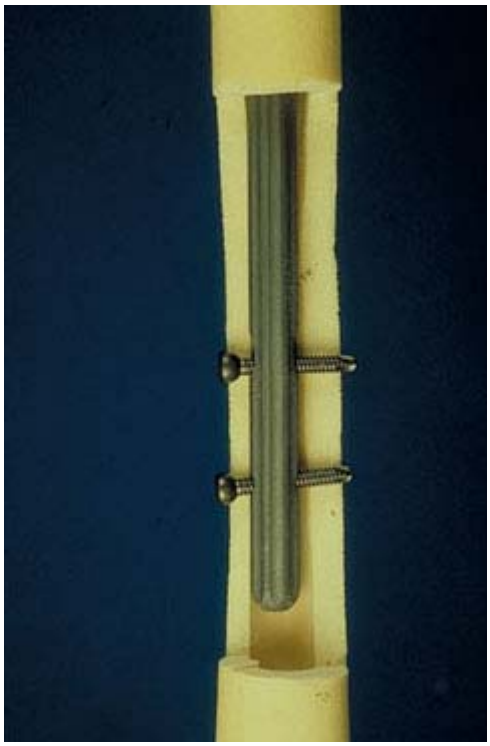

Abbildung 3-3: Distale statische und dynamische Verriegelungsmöglichkeit

Mit der alleinigen Besetzung des dynamischen Bohrlochs soll ein postoperatives Nachsintern und damit eine Verbesserung des „Press-Fit“-Effektes der Prothese ermöglicht werden (Abbildung 3-4).

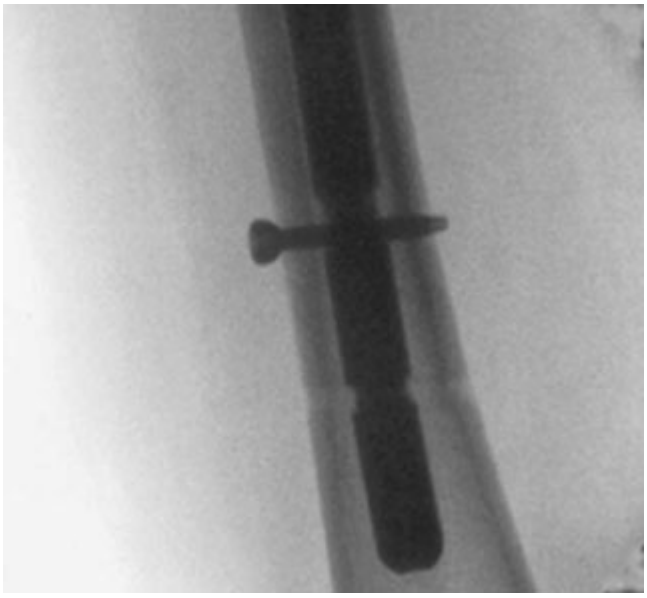

Abbildung 3-4: Intraoperative dynamische Verriegelung

Das Schaftteil ist wie die Kopfkomponente zentral aufgebohrt, was das Einschlagen der Endoprothese über einen Führungsdraht entsprechend einem Marknagel ermöglicht. Im Schaft sind acht symmetrische, parallel verlaufende Rillen angebracht, die einer Erhöhung der Rotationsstabilität dienen. Die ebenfalls sandgestrahlte Oberfläche ist mit einer Rauhigkeit von Rz=15 µm feiner als die des Kopfes, nur das proximale Ende des Schaftes besitzt wie das Kopfteil ebenfalls eine Rauhigkeit von 100 µm, um eine proximale Osseointegration zu ermöglichen. Diese proximale Einwachsung der Prothese ist entscheidend für die Primärstabilität der Prothese (Andress et al. 2000b). Durch die zahlreichen Variationsmöglichkeiten der Kopf- und Schaftteile ist es dem Operateur möglich, nach präoperativer Planung die für den Patienten je nach Physiologie und Indikation optimale Prothesengrösse zusammenzustellen. Diese kann durch die Modularität und den leichten Zusammenbau auch intraoperativ bei Bedarf problemlos varriiert werden.

Kopf- und Schaftteil werden über eine Konussteckverbindung verbunden. Beide Elemente werden hierbei intraoperativ über einen Zuganker mittels einer Ratsche solange verspannt, bis dieser bei Erreichen einer definierten Kraft von 21 kN abreißt. Das Zusammensetzen der Bauteile kann sowohl ex situ als auch in situ erfolgen. Durch die Verwendung einer Konussteckverbindung ist der Antetorsionswinkel bei den geraden wie auch bei den gebogenen Schäften frei wählbar. Neben dem physiologischen Winkel, der durch eine Markierung auf der Prothese angezeigt wird, kann auch ein abweichender Winkel eingestellt und somit optimal auf die anatomischen Gegebenheiten des Patienten abgestimmt werden. Beide Bauteile können mittels einer Trennschraube in situ oder ex situ wieder voneinander getrennt werden. Die Oberfläche der Konussteckverbindung ist glasgestrahlt.

Die durch eine Finite Element Studie optimierte Konussteckverbindung wurde mit einer speziellen Nut versehen. Diese Entlastungsnut verbessert den Kraftfluß an der Kontaktfläche derart, dass die Bereiche stark reduzierter Kontaktkräfte vermieden und somit auftretende Mikrobewegungen verhindert werden. Dieser als Fretting bezeichnete Verschleiss kann daher bei der Prothese ausgeschlossen werden (Abbildung 3-5).

Abbildung 3-5: Konussteckverbindung mit Entlastungsnut

3.2 Operationstechnik

Im Rahmen der Studie wurde bei der Implantation der MHP nach folgender standardisierten Weise vorgegangen:

Die erste Planung geschah präoperativ anhand von Röntgenbildern. Der Zugang zur Hüfte erfolgte zunächst durch einen lateralen Schnitt in Rückenlage des Patienten. Danach wurde nach Schenkelhalsosteotomie, falls erforderlich, der Hüftkopf reseziert. Bei Verwendung einer Totalendoprothese folgte die Implantation der Pfanne (Alize-Pfanne® der Fa. Biomet Merck, PE-Mueller-Pfanne®). Diese wurde je nach Implantat zementfrei durch „Press-Fit“ oder zementiert eingebacht, bei Bedarf konnten sie zusätzlich mit Schrauben fixiert werden.

Anschließend wurde mit einem scharfen Löffel der proximale Markraum des Femurs eröffnet. Unter Zuhilfenahme eines Führungsdrahtes wurde dann mit einer flexiblen Bohrwelle der Markraum schrittweise aufgebohrt. Danach folgte das

Aufraspeln des Markraumes mit modularen Raffeln, bis der sichere Kontakt zur Kortikalis hergestellt war.

Es folgte der Zusammenbau der Prothese. Die Komponenten wurden neben der präoperativen Planung nach folgenden Gesichtspunkten ausgewählt: Die Schaftdicke sollte einen Millimeter kleiner sein als der zuletzt verwendete Bohrwellendurchmesser. Die Länge des Schaftes hing ab von der Ausdehnung des bestehenden Femurdefektes. Die Größe des Kopfteils entsprach der Größe des Raffelkopfteils, der optimalen Sitz im proximalen Femur und bei ausgeglichener Beinlänge keine Luxationstendenz hatte.

Der physiologische Antetorsionswinkel war wie schon beschrieben durch eine Markierung bei 15º vorgesehen, was vor allem für die gebogenen Schäfte ab 200 Millimeter eine wichtige Rolle spielte. Er konnte jedoch bei abweichendem Winkel vom Operateur bei Bedarf frei gewählt werden. Nun wurden beide Komponenten in eine Haltevorrichtung eingespannt und der Zuganker locker eingedreht. Die Komponenten wurden dann mit einer Ratsche über den Zuganker so lange verspannt, bis die Sollbruchstelle bei der definierten Kraft von 21 kN hörbar brach. Jetzt konnte die Prothese über einen Führungsdraht mit Hilfe des Einschlaginstrumentes in den Markraum eingebracht werden. Beim in situ-Zusammenbau wurde der Schaftteil zuerst zu ca. ¾ in den Markraum eingeschlagen und dann mit dem Kopfstück verspannt. Dies konnte bei den gebogenen Schäften durch die bessere Anpassung an den Markkanalverlauf von Vorteil sein. Erforderte die anatomische Situation eine bessere Rotationsstabilität, konnte die modulare Prothese distal statisch oder dynamisch verriegelt werden. Dazu wurde unter Bildwandlerkontrolle das entsprechende Bohrloch in Freihandtechnik aufgesucht und verschraubt. Zudem konnte je nach Größe des Knochendefektes und der Stabilität des Implantats eine Spongiosaplastik verwendet werden. Anschließend wurde der Keramikkopf aufgesetzt und die Hüfte reponiert. Es folgte die Beendigung der Operation in üblicher Weise.

3.3 Patientenerfassung und Datenerhebung

3.3.1 Allgemeine Daten

In der Zeit vom 1. Januar 1996 bis zum 11. Januar 2002 wurden in der Chirurgischen Klinik des Klinikums Großhadern und an der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Städtischen Krankenhauses Harlaching alle Patienten, die mit dem modularen Helios®-Hüftendoprothesensystem versorgt worden sind, erfasst und in einer prospektiven Studie anonym dokumentiert. Die Erfassung basierte auf der Anamnese anhand eines eigens für die Studie entwickelten Fragebogens, der körperlichen Untersuchung und der prä- und postoperativen Röntgenbilddokumentation. Zusätzliche Daten ergaben sich aus dem Operationsbericht und dem Verlaufsprotokoll der Krankengeschichte. Zudem wurden die Patienten nach ca. sechs bis 30 Monaten zu einer Nachuntersuchung einbestellt, die ebenfalls anhand von Anamnese, klinischer Untersuchung und radiologischer Diagnostik durchgeführt und in einem speziell angefertigten Fragebogen dokumentiert wurde. Des weiteren wurde noch ein spezifischer Dokumentationsbogen für unerwünschte Ereignisse entwickelt, in dem alle intra- oder postoperativen Komplikationen genau dokumentiert und deren Zusammenhang mit dem Implantat selber beziehungsweise mit der für den Einbau der Prothese verwendeten Operationstechnik dargestellt wurde. Alle ermittelten Daten wurden verschlüsselt in einer Datenbank gesammelt und ausgewertet.

3.3.2 Klinische Untersuchung

Zur Erfassung der präoperativen klinischen Daten wurden die Patienten anhand des standardisierten Bogens befragt und untersucht. Bei Patienten mit dem geplanten Eingriff des Prothesenwechsels wegen Lockerung konnte dies bereits vor der Operation durch Anamnese und klinische Untersuchung erfolgen. Bei Patienten, die sich einer Notoperation wie zum Beispiel einer pertrochantären Fraktur oder eines frakturbedingten Implantatwechsels unterziehen mussten, wurden diese Daten etwa eine Woche postoperativ während des stationären Aufenthaltes durch Befragung ermittelt. Neben allgemeinen Daten wie Alter, Größe, Gewicht, Vorerkrankungen, Allergien, der präoperativen Medikation, der genauen Op-Indikation und den Voroperationen, umfasste der präoperative Bogen

vor allem die klinischen Symptome (Schmerzen, Gangbild, Gehhilfen, Gehstrecke, tägliche Aktivitäten, Bewegungsumfang der Hüfte nach der Neutral-Null-Methode, weitere Befunde). Als Grundlage hierzu diente der Harris-Hip-Score (Harris 1969; Mahomed et al. 2001). Dieser Score zeichnet sich durch die Bewertung der Hüftfunktion und weniger der Hüftbeweglichkeit aus. Besonders bei älterem Patientengut, wie es auch in dieser Studie vorlag, ermöglicht dies eine bessere Bewertung der Lebensqualität, da hier die funktionellen Parameter wie Schmerzintensität und Schmerzausstrahlung im Vordergrund stehen. Der Harris-Hip-Score, dessen Gesamtpunktzahl 100 Punkte beträgt, setzt sich aus folgenden Bestandteilen zusammen:

Schmerzen	44 Punkte
Funktion (Gehfähigkeit, Aktivitäten)	47 Punkte
Beweglichkeit	4 Punkte
Bewegungsumfang	5 Punkte

Da in dieser Studie ein Großteil der Patienten im Rahmen von Notfalloperationen versorgt wurden, konnten die Punkte für Beweglichkeit und Bewegungsumfang durch die postoperative Befragung nicht erhoben werden. Deswegen wurde bei diesen Patienten der modifizierte Harris-Hip-Score angewandt, der die Beweglichkeit und den Bewegungsumfang unberücksichtigt lässt. Somit lassen sich mit dem modifizierten Score maximal 91 Punkte statt der 100 Punkte des kompletten Scores erreichen. Dieser modifizierte Score ließ sich somit auch bei den Patienten, bei welchen eine präoperative Anamnese und körperliche Untersuchung nicht möglich war, problemlos erheben. Die wichtigsten klinischen Faktoren beim älteren Patienten im Bezug auf Lebensqualität, Mobilität beziehungsweise den Grad der Pflegebedürftigkeit sind die Schmerzen und die Gehfähigkeit. Die Unterteilung des Schmerzcharakters war wie folgt:

1. Keine beziehungsweise gelegentliche Schmerzen
2. Leichte Schmerzen
3. Mäßige Schmerzen
4. Starke Schmerzen

Leichte Schmerzen waren hierbei definiert als Behinderung der Alltagsaktivität ohne Schmerzmitteleinnahme, mäßige Schmerzen als eingeschränkte Alltagsaktivität, kompensierbar durch Schmerzmitteleinnahme. Starke Schmerzen

als stark eingeschränkte Aktivität im Alltag trotz regelmäßiger Einnahme von Analgetika. Bei der Gehfähigkeit erfolgte die Einteilung folgendermaßen:

1. Keine Gehhilfe
2. Eine Unterarmgehstütze beziehungsweise ein Gehstock
3. Zwei Unterarmgehstützen beziehungsweise Rollator
4. Bettlägrigkeit

Die präoperative Angabe über Schmerzen beziehungsweise Gehfähigkeit bezog sich bei den Implantatversagen und den Revisionen auf den Zeitpunkt mit intakter Osteosynthese oder Prothese, also vor Lockerung oder Ausbruch.

Die Operationsdaten, die Auskunft über die Op-Technik, die intraoperativen Zwischenfälle und deren Versorgung, eventuelle Verriegelung und die genaue Größe der verwendeten Implantate geben, wurden ebenfalls dokumentiert. Der Entlassungsbefund ging auf den Wundheilungsverlauf und vor allem auf die postoperativen Komplikationen ein. Auch die ersten postoperativen funktionellen Parameter wie Schmerzart, Schmerzlokalisation und die Gehfähigkeit wurden erhoben. Die unerwünschten Ereignisse wurden nach Intensität und Häufigkeit aufgeschlüsselt, der Zusammenhang mit dem Implantat beziehungsweise der Operation wurden geprüft und die intervenierenden Maßnahmen mit deren Ausgang wurden dargestellt.

Bei den Nachuntersuchungen wurden die Anamnese und die klinische Untersuchung analog der präoperativen Untersuchung aufgeschlüsselt, um die Vergleichbarkeit der Daten anhand des Harris-Hip-Scores beziehungsweise des modifizierten Harris-Hip-Scores zu gewährleisten.

Zur Berechnung der Signifikanz beim Harris-Hip-Score sowie bei der Schmerzangabe wurde der Wilcoxon-Test für unverbundene Stichproben verwendet. Das Signifikanzniveau war $p \leq 0{,}05$. Standardabweichung und Mittelwerte wurden mit Excel® berechnet.

Zudem hatten die Patienten die Möglichkeit, subjektiv ihre Beurteilung über das Ergebnis der Operation und die Veränderung des Hüftzustands im Vergleich zur letzten Untersuchung abzugeben.

3.3.3 Radiologische Untersuchung

Bei den für die Studie verwendeten Röntgenaufnahmen wurden Bilder der Hüfte und des Femur in zwei Ebenen sowie eine Beckenübersichtsaufnahme mit

Zentrierung auf die Symphyse angefertigt. Diese wurden im Institut für Radiologische Diagnostik des Klinikums Großhadern ausgewertet. Wichtig war bei allen Röntgenbildern eine standardisierte Vorgehensweise, da der Vergleich aller Röntgenuntersuchungen nur unter konstanten Bedingungen möglich war.

Am ersten postoperativen Tag sowie am Entlassungstag nach der stationären Behandlung wurden ebenfalls Röntgenbilder der betroffenen Hüfte in zwei Ebenen erstellt. Diese dienten als Ausgangsbefund für die Nachuntersuchungen. Dokumentiert wurden die Schaftposition und die Formschlüssigkeit des Kopfteils.

In der radiologischen Nachuntersuchung wurden Veränderungen zu den postoperativ angefertigten Röntgenbildern analysiert. Ausgewertet wurden die Prothesenposition, die Frakturheilung, mögliche Defektveränderungen und Lockerungszeichen.

Zur Beurteilung der Ausdehnung der proximalen beziehungsweise distalen Knochendefekte und möglicher Einflüsse auf eine Lockerung der MHP erfolgte folgende Einteilung:

1. Beschrieben wurde eine ausreichende mediale Abstützung, da diese für die primäre Stabilität der Prothese notwendig ist (Decking et al. 2003; Niinimaki et al. 2001; Whiteside et al. 1995).
2. Der Defekt wurde in proximal und distal unterschieden. Proximal war definiert als ein Defekt oberhalb der Verbindungsnut, zum Beispiel ein Abriß des Trochanter major oder minor. Bestand auf den Aufnahmen eine Defektzone beziehungsweise eine Fraktur unterhalb der Konussteckverbindung der Prothese, bezeichneten wir den Defekt als distal.

Es kommt in den Ergebnissen zur Darstellung, ob beziehungsweise welcher Defekt Einfluß auf die Lockerungssymptome hatte und welche Implantate schlußendlich revidiert werden mussten.

Im Bezug auf die distale Verriegelung wurde untersucht, ob die Prothese primär verriegelt worden war, welche Auswirkungen eine Entriegelung hatte und wie sich diese Implantate im Vergleich zu den nicht verriegelten Prothesen verhielten. Wichtig war, ob im Falle einer Verriegelung diese bei den verschiedenen Defektsituationen die Prothese ausreichend stabilisieren und somit die durch den knöchernen Defekt fehlende Primärstabilität ausgleichen konnte, oder ob es eventuell sogar zu einem Bruch des Verriegelungsbolzens kam. Im Falle einer Entriegelung wurde dessen Zeitpunkt in den Dokumentationsbogen eingetragen.

Als klassische aseptische Lockerungszeichen werden in der Literatur die Prothesenmigration und die Bildung einer Neokortikalis („radiolucent line“) genannt. Besonders die Kombination dieser beiden Zeichen spricht für eine Lockerung. Eine alleinige Nachsinterung von bis zu zehn Millimeter bei Implantaten mit langem Schaft spricht bei Beschwerdefreiheit des Patienten noch nicht für eine sichere Lockerung. Der stabile Sitz von Prothesen trotz Migration von unter zehn Millimeter wurde in der Literatur mehrfach beschrieben (Eingartner et al. 2003; Eingartner et al. 1997; Grunig et al. 1997; Kolstad et al. 1996). Auch die von Engh definierten Lockerungszeichen durch Bildung einer paraprothetischen Begleitlinie müssen ohne Migration noch nicht für eine sichere Lockerung des Implantats sprechen (Engh et al. 1989; Engh et al. 1990). Besonders wenn die Neokortikalis nur im proximalen Prothesenteil oder aber nur am distalen Ende der Prothese auftritt, gilt das Implantat noch nicht als sicher gelockert. Ist allerdings die gesamte Prothese von einer solchen „radiolucent line“ umgeben, kann man von einer Lockerung des Implantats ausgehen (Boden et al. 2004; Eingartner et al. 2003; Weeden et al. 2002).

Somit werden in dieser Arbeit wie in der vergleichenden Literatur folgende Merkmale für ein sicher gelockertes Implantat definiert:

1. Eine Migration der Prothese von mehr als einem Zentimeter oder
2. Eine Migration der Prothese von weniger als einem Zentimeter mit gleichzeitigem Vorhandensein einer röntgendichten, paraprothetischen Begleitlinie vor allem im mittleren Teil der Prothese (Berry et al. 1995; Engh et al. 1990; Khalily et al. 1998).

Bezugnehmend auf diese Lockerungszeichen wurde das Nachsinken des Implantats durch Vermessen anhand von Bezugspunkten wie der Trochanter minor, die Nut der Steckverbindung, aber auch Cerclagen oder Verriegelungslöcher nachgewiesen. Anhand des bekannten Schaftdurchmessers konnte so die tatsächliche Migrationsstrecke ermittelt und als „Prothesenmigration in mm“ dokumentiert werden.

Das Vorhandens eines Lockerungssaumes beziehungsweise einer Neokortikalis (entspricht der paraprothetischen Begleitlinie) sowie das ebenfalls für eine Lockerung sprechende Auftreten einer Konsole unterhalb des Schaftes wurde unter dem Begriff „Weitere Lockerungszeichen“ dokumentiert. Diese konnten

anhand einer Grafik einer a.p.- und einer lateralen Hüftansicht nach den Zonen nach Gruen, eingeteilt in 14 Abschnitte, genau lokalisiert dargestellt werden. Hierbei mussten mindestens zwei Zonen von einem Saum oder einer Neokortikalis betroffen sein.

Die Implantate, die aufgrund eindeutiger Lockerung revidiert werden mussten, wurden mit dem exakten Zeitpunkt dokumentiert.

Eine Atrophie sowie eine Kortikalisverdickung konnten anhand einer Grafik einer a.p.- und einer lateralen Hüftansicht, wiederum eingeteilt nach den Zonen nach Gruen (14 Abschnitte), lokalisiert dargestellt werden.

3.4 Patientendaten und Indikationsspektrum

3.4.1 Patientenkollektiv und Indikationen

Im Untersuchungszeitraum wurden im Zentrum 1 (Unfallchirurgie des Klinikums Großhadern) 170 und im Zentrum 2 (Städt. Krankenhaus München-Harlaching) 56 modulare Prothesen implantiert, was eine Gesamtzahl von 226 ergibt. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug 72,2 Jahre bei einer Streuung zwischen 34 und 105 Jahren. Es wurden 75 Männer (33,2%) und 151 Frauen (66,8%) operiert.

Durch die vielen Kombinationsmöglichkeiten verschiedener Kopf- und Schaftgrößen und die zusätzliche Möglichkeit der distalen Verriegelung ergibt sich für die modulare Helios®-Prothese ein sehr breites Indikationsspektrum. Im angegebenen Untersuchungszeitraum wurden Patienten mit folgenden Indikationen versorgt: Schenkelhalsfrakturen, pertrochantäre Frakturen, pathologische Frakturen, primäre Coxarthrosen und Hüftkopfnekrosen sowie das gesamte Spektrum der Revisionsoperationen mit aseptischen Lockerungen, Infektionen und periprothetischen Frakturen, sowie „Cut-Outs“ von Gamma-Nägeln oder DHS-Schrauben. In der Gruppe „Sonstige“ wurden diejenigen Patienten erfasst, die sich keiner der genannten Gruppen zuordnen ließen. Darunter fielen: Prothesenwechsel bei rezidivierenden Luxationen, Acetabulumfrakturen, Acetabulummetastasen und Implantatversagen (Abbildung 4-1).

Bei ingesamt 226 implantierten modularen Prothesen wurden in die Studie 106 Patienten eingeschlossen, die eine Knochendefektsituation des proximalen Femurs zeigten. Davon betrug die Zahl der Patienten mit pertrochantären Frakturen 45, von diesen konnten 23 nachuntersucht werden. Die weiteren 61 in dieser Arbeit untersuchten Patienten mit Implantation einer MHP hatten Revisionsoperationen, 46 nach einer primären Totalendoprothesenimplantation (25 nach Prothesenlockerung, 21 nach periprothetischer Fraktur) sowie 15 nach einem „Cut-Out“ von Gamma-Nagel beziehungsweise DHS (Abbildung 4-2). Von diesen 61 revidierten Patienten konnten 39 Patienten nachuntersucht werden. Der Nachuntersuchungszeitraum der in dieser Arbeit untersuchten Patientengruppen betrug durchschnittlich 11,4 Monate.

Die übrigen Patienten beider Gruppen waren verstorben, nicht mehr erreichbar oder aufgrund von anderen Erkrankungen nicht in der Lage, den

Nachuntersuchungstermin wahrzunehmen. In beiden Gruppen ist bei dem Durchschnittsalter des Patientengutes jedoch davon auszugehen, das die Anzahl der verstorbenen Patienten noch höher liegt.

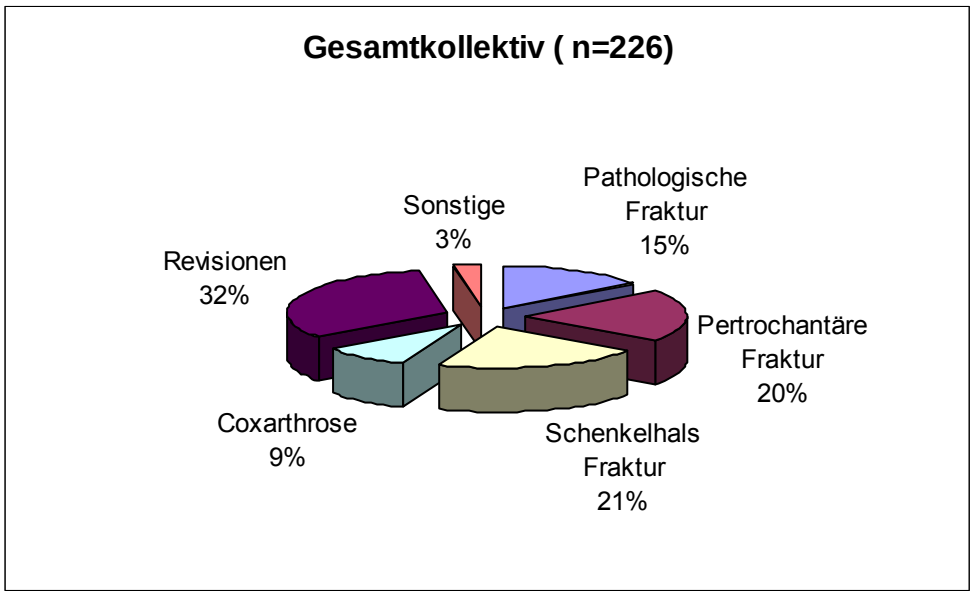

Abbildung 3-6: Indikationen des gesamten Patientenkollektivs (n=226)

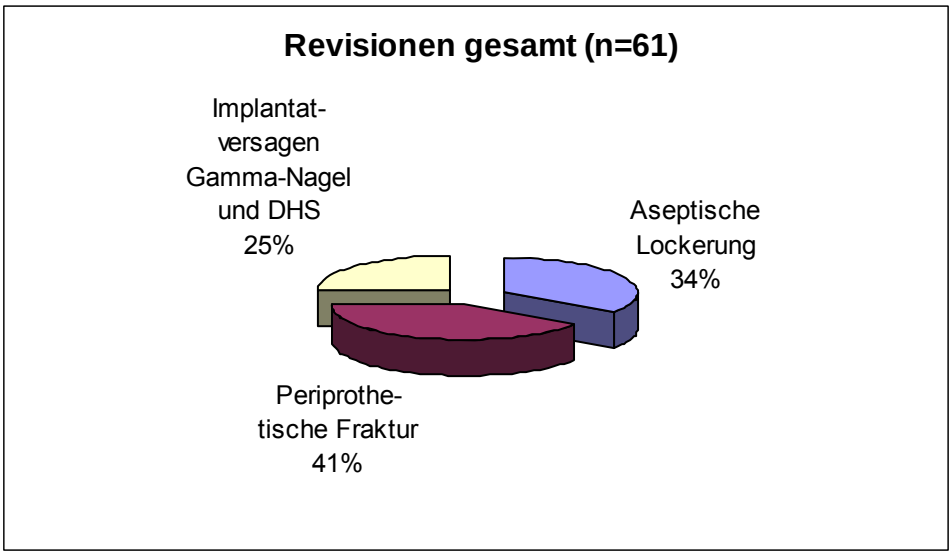

Abbildung 3-7: Indikationen aller Revisionen (n=61)

In dieser Arbeit werden somit die Gruppen „Prothesenwechsel“ nach periprothetischen Frakturen oder Lockerungen, „Implantatversagen“ nach „Cut-Outs“ von DHS und Gamma-Nägeln sowie „pertrochantäre Frakturen“ mit begleitender Coxarthrose oder ausgedehnten Trümmerzonen klinisch und radiologisch untersucht.

3.4.2 Implantatwahl der MHP

Die Anzahl der verwendeten Schaftlängen und Schaftdurchmesser sowie der Längen des proximalen Anteils werden in den folgenden Abbildungen für die Revisionsoperationen sowie die pertrochantären Frakturen aufgezeigt (Tabellen 1 bis 3).

Verwendete Schaftdurchmesser	Revisionen (n=61)	Trochantäre Frakturen (n=45)
10 mm	4 (6,6%)	0
12 mm	18 (29,5%)	21 (46,7%)
14 mm	22 (36,1%)	15 (33,3%)
16 mm	15 (24,6%)	5 (11,1%)
18 mm	2 (3,3%)	4 (8,9%)
20 mm	0	0

Tabelle 1: Verwendete Schaftdurchmesser bei Revisionen und trochantären Frakturen

Verwendete Schaftlängen	Revisionen (n=61)	Trochantäre Frakturen (n=45)
120 mm	3 (4,9%)	4 (8,9%)
160 mm	8 (13,1%)	13 (28,9%)
200 mm	15 (24,6%)	18 (40,0%)
240 mm	18 (29,5%)	7 (15,6%)
280 mm	17 (27,9%)	3 (6,7%)

Tabelle 2: Verwendete Schaftlängen bei Revisionen und trochantären Frakturen

Verwendete Kopfteillängen	Revisionen (n=61)	Trochantäre Frakturen (n=45)
50 mm	22 (36,1%)	8 (17,8%)
60 mm	16 (26,2%)	14 (31,1%)
70 mm	12 (19,7%)	14 (31,1%)
80 mm	11 (18,0%)	9 (20,0%)

Tabelle 3: Verwendete Kopfteillängen bei Revisionen und trochantären Frakturen

Auffällig ist, dass bei den Revisionsoperationen längere und dickere Schäfte als bei den primären Implantationen verwendet wurden, wohingegen die Größe des proximalen Anteils unabhängig von der Indikation war.

3.4.3 Distale Verriegelung

Von der Möglichkeit der distalen Verriegelung wurde im Untersuchungskollektiv 56 mal Gebrauch gemacht, hauptsächlich bei den Revisionsoperationen mit einer Anzahl von 38 und den pertrochantären Frakturen mit einer Anzahl von 18. Bei den primären Eingriffen, wie der trochantären Fraktur, wurde die Indikation für eine Verriegelung gestellt bei großen proximalen knöchernen Defekten beziehungsweise einer Trümmerfraktur, aber auch bei intraoperativ iatrogen verursachten Frakturen (Abbildungen 4-3 und 4-4). Von den 56 Verriegelungen waren 43 statisch, bei 13 war nur das dynamische Verriegelungsloch besetzt. Die genaue Aufschlüsselung sowie die klinischen und radiologischen Ergebnisse der distal verriegelten Prothesen folgt in den anschliessenden Kapiteln.

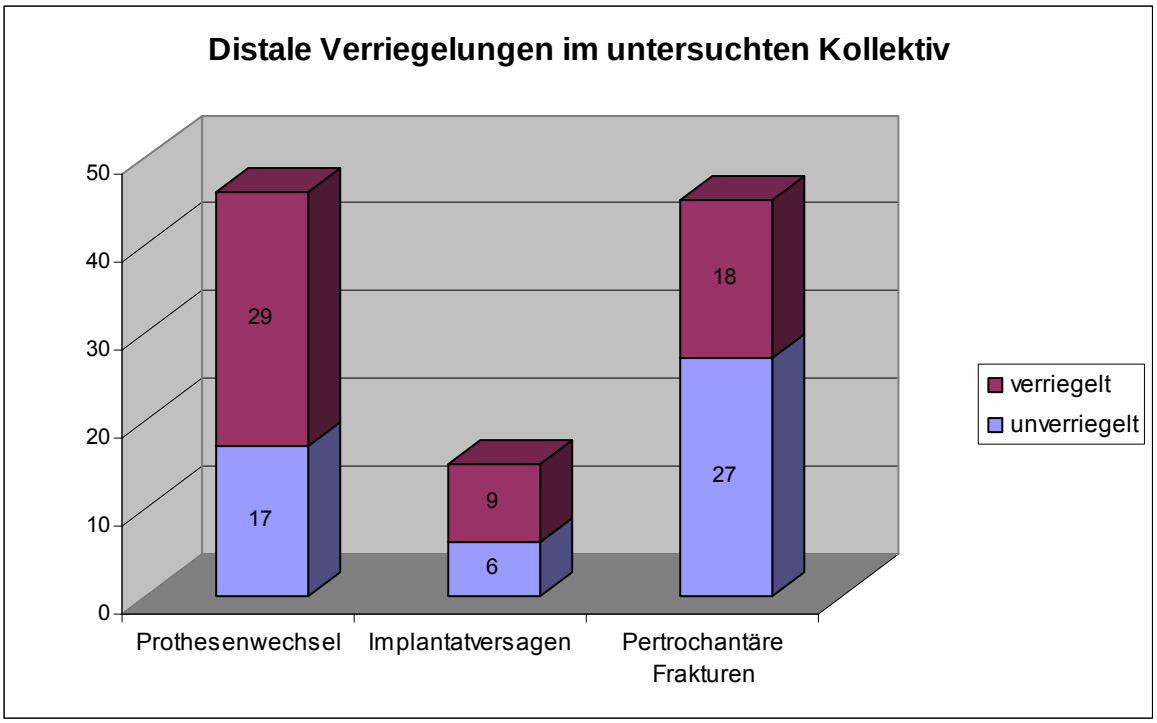

Abbildung 3-8: Verteilung der verriegelten und unverriegelten Prothesen im untersuchten Kollektiv

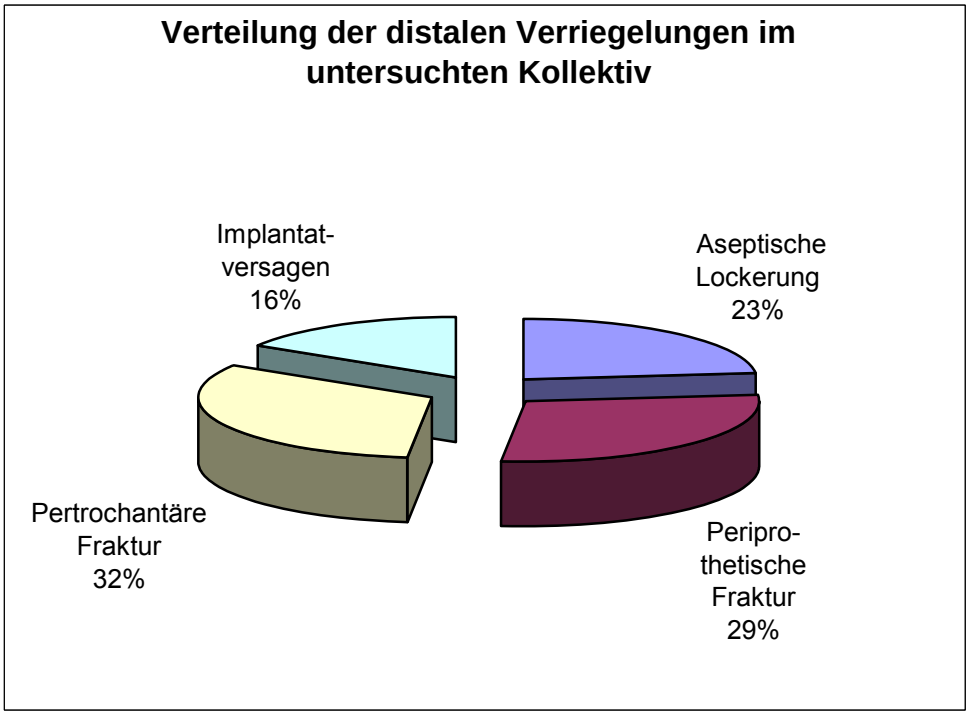

Abbildung 3-9: Verteilung der distalen Verriegelungen im Untersuchungskollektiv

4 Ergebnisse

4.1 Prothesenwechsel

4.1.1 Operativer Verlauf

In beiden Zentren wurden insgesamt 46 Revisionsoperationen nach TEP der Hüfte durchgeführt (25 nach Prothesenlockerung, 21 nach periprothetischer Fraktur). Die intraoperativen Maßnahmen sind in Tabelle 4 aufgeführt.

n=46	Verriegelung		Cerclagen	Spongiosa-plastik
	statisch	dynamisch		
Aseptische Lockerung (n=25)	10	3	13	5
Periprothetische Fraktur (n=21)	14	2	16	5
Gesamt (in %)	24 52,2%	5 10,9%	29 63,0%	10 21,7%

Tabelle 4: Intraoperative Maßnahmen bei Prothesenwechseln

Insgesamt sieben mal (15,2%) kam es zu intraoperativen Zwischenfällen im Sinne einer Femurfraktur. Vier mal riss intraoperativ der Trochanter major ab, zweimal kam es zu einer Fissur im Schaftbereich und einmal frakturierte der proximale Femur in mehrere Teile. In allen Fällen konnte der Defekt intraoperativ durch die Verwendung von Cerclagen behoben werden, vier mal zusätzlich durch die Anlagerung von Spongiosa, bei den beiden Schaftfissuren wurde zusätzlich eine Plattenosteosynthese implantiert. Bei einem Patienten wurde intraoperativ eine erhöhte Luxationstendenz festgestellt, die konservativ durch drei Wochen Antirotationsgips behandelt wurde.

4.1.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse

Während des postoperativen stationären Aufenthaltes kam es bei neun Patienten (19,6%) zu Komplikationen. Ein Patient verstarb während des stationären Aufenthaltes an Herzkreislaufversagen. Fünf Patienten hatten eine Wundinfektion, die dreimal konservativ antibiotisch und zweimal zusätzlich durch operatives Debridement ausbehandelt wurde. Die weiteren Komplikationen waren eine postoperative Blutung, eine Lungenembolie sowie eine Pfannendachfissur nach einem stationären Sturz.

Außerdem muß die hohe Morbidität des Patientenguts durch das hohe Durchschnittsalter (72,2 Jahre) berücksichtigt werden.

Im Zeitraum nach der stationären Entlassung kam es bei acht Patienten (17,4%) zu unerwünschten Ereignissen. Bei drei Patienten wurde die Hüftprothese revidiert. In allen drei Revisionsfällen war die Ursache eine erneute aseptische Lockerung; zweimal aus der Gruppe der aseptischen Lockerungen, einmal nach periprothetischer Fraktur. Bei einem dieser Patienten stand die aseptische Lockerung im Zusammenhang mit einem Bruch des Verriegelungsbolzens. Bei drei weiteren Patienten war das Implantat eindeutig klinisch und radiologisch gelockert mit Bruch der distalen Verriegelungsschraube, sie wurden jedoch auf Wunsch der Patienten nicht revidiert. Bei einem weiteren Implantat kam es zu einem Bruch der distalen Verriegelungsschraube, es zeigte jedoch keine eindeutigen Lockerungszeichen und wurde deshalb nicht revidiert. Eine Prothese luxierte vier Monate postoperativ aufgrund eines Abrisses des Trochanter major. Sie wurde offen reponiert und der Trochanter mit Cerclagen refixiert. Es kam im weiteren Verlauf zu keiner weiteren Luxation.

4.1.3 Klinische Nachuntersuchung

Von den 46 Prothesenwechseln konnten 27 nachuntersucht werden, was einer Nachuntersuchungsquote von 58,7% entspricht. Sechs Patienten waren in der Zwischenzeit verstorben.

Von den 46 Patienten waren 15 Männer (32,6%) und 31 Frauen (67,4%).

In den folgenden beiden Tabellen sind Gehfähigkeit und Schmerzen präoperativ den Angaben zum Nachuntersuchungszeitpunkt gegenübergestellt (Abbildung 4-5, 4-6).

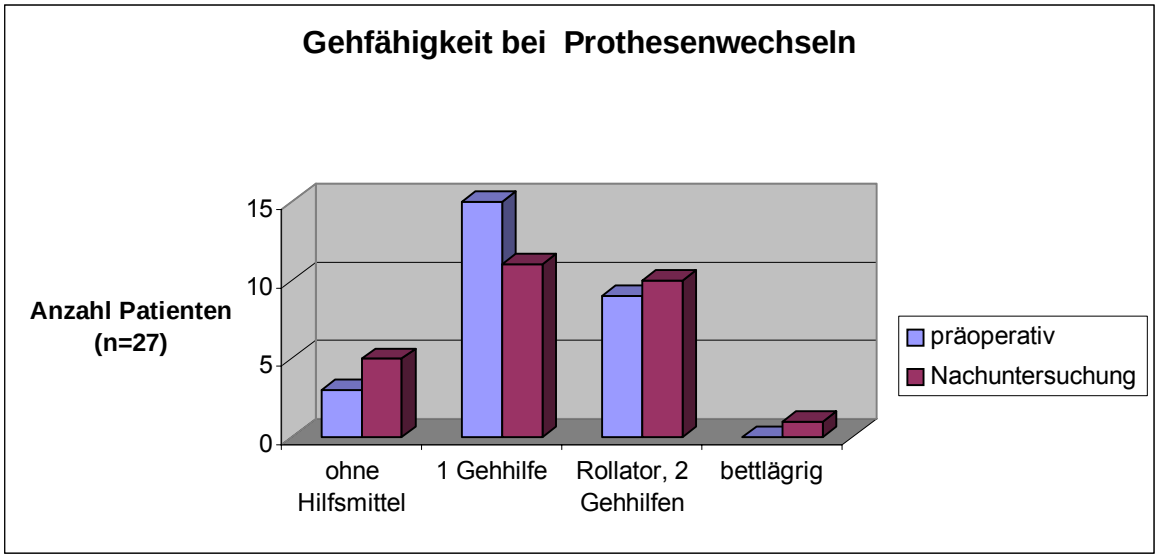

Abbildung 4-1: Veränderung der Gehfähigkeit bei Prothesenwechseln (n=27)

Die Mobilität der Patienten, die maximal eine Unterarmgehstütze benötigten und somit noch selbständig mobil waren, veränderte sich in der Nachuntersuchung mit 16 Patienten (59,3%) im Vergleich zu präoperativ mit 18 (66,6%) nur unwesentlich. Die Zahl der Patienten mit zwei Gehhilfen beziehungsweise einem Rollator blieb bis auf einen Patienten, der bettlägrig wurde, gleich (37,0%). Hierbei muß allerdings auch berücksichtigt werden, dass die Hälfte der Patienten eine periprothetische Fraktur erlitt, und der präoperative Zustand sich hierbei auf den Zustand vor der Fraktur bezog.

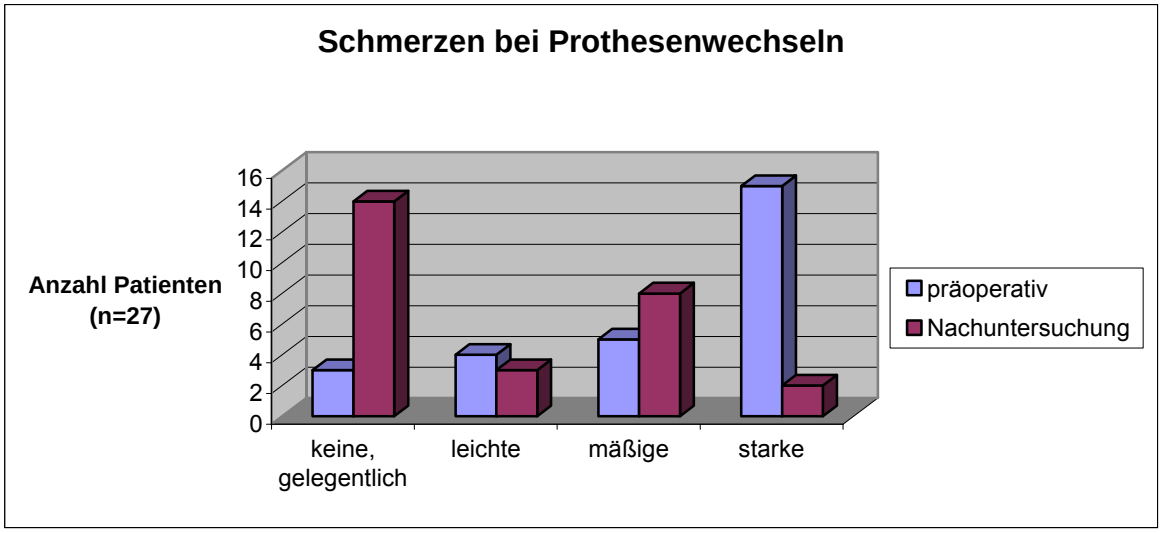

Abbildung 4-2: Veränderung der Schmerzen bei Prothesenwechseln (n=27)

Im Bezug auf Schmerzen zeigte sich eine deutliche Besserung bei den nachuntersuchten Patienten, zum Beispiel hatten in der Nachuntersuchung 17 Patienten (63,0%) keine oder nur leichte Schmerzen im Vergleich zu sieben Patienten (25,9%) präoperativ. Die Zahl der Patienten mit starken Schmerzen verringerte sich von 15 Patienten (55,6%) auf zwei (7,4%).
Es kam in dieser Gruppe zu einer signifikanten Verbesserung des angegebenen Schmerzcharakters im Vergleich der Daten „Nachuntersuchung“ zu „Präoperativ“ mit $p=0,001$ ($p \leq 0,05$).

Zusätzlich konnten die Patienten subjektiv bewerten, ob sie mit dem Operationsergebnis zufrieden waren (Abbildung 4-7).

Abbildung 4-3: Subjektive Bewertung der Patienten über die Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis bei Prothesenwechseln

Bei der Nachuntersuchung wurde, wie bereits oben beschrieben, als objektives Maß zusätzlich der modifizierte Harris-Hip-Score errechnet (Abbildung 4-8).

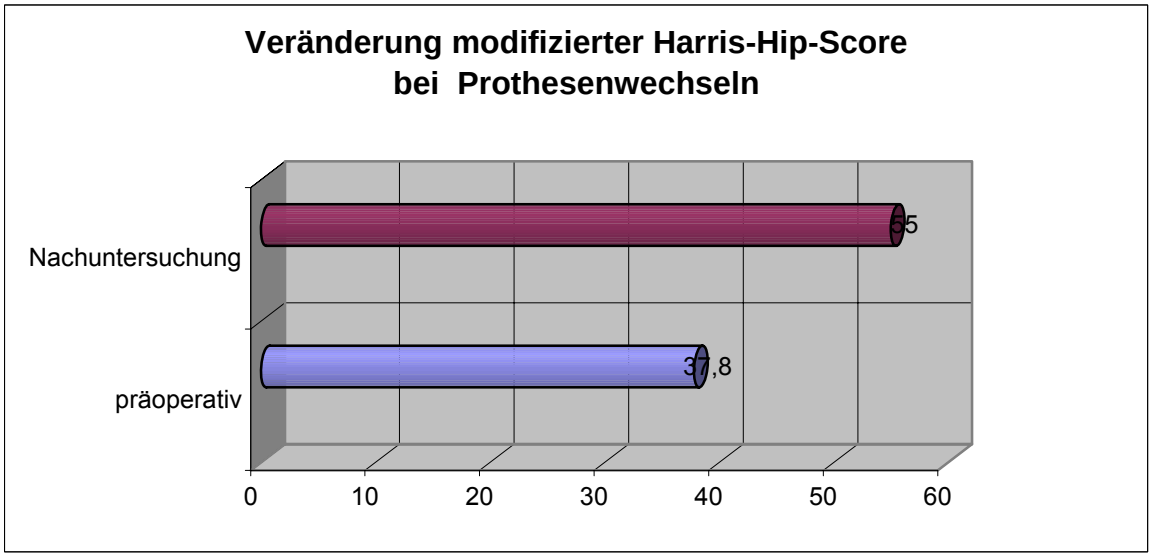

Abbildung 4-4: Veränderung des modifizierten Harris-Hip-Scores bei Prothesenwechseln

Der durchschnittliche Wert des modifizierten Harris-Hip-Score stieg um 17,2 Punkte von 37,8 präoperativ auf 55,0 Punkte in der Nachuntersuchung. Es zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Werte in dieser Patientengruppe mit p=0,005 ($p \leq 0,05$).

4.1.4 Radiologische Nachuntersuchung

In der nachfolgenden Tabelle sind die Prothesen, die in der Gruppe der Revisionen nach TEP in der Nachuntersuchung entweder eine Nachsinterung oder weitere Lockerungszeichen oder beides gezeigt haben, dargestellt (Tabelle 5).

Prothesen-Migration in mm	Weitere Lockerungszeichen	Proximale Mediale Abstützung	Distaler Defekt	Verriegelung Primär	Verriegelung Entriegelung	Verr.-bolzenbruch	Revision der Prothese
20	Lock.saum	ja	ja	ja	nein	ja	ja
15	Lock.saum	nein	ja	ja	dynam.	ja	nein
15	Lock.saum	ja	ja	ja	nein	ja	nein
10	Konsole	ja	nein	ja	nein	ja	nein
10	Lock.saum	ja	nein	nein	/	/	ja
6	Neokort.	ja	nein	ja	ja	nein	ja
5	Neokort.	nein	ja	ja	nein	nein	nein
3	/	ja	nein	ja	ja	nein	nein
2	/	nein	ja	ja	nein	ja	nein
/	Neokort.	nein	nein	ja	ja	nein	nein

Tabelle 5: Radiologische Merkmale der Patienten mit Migration und Lockerungszeichen bei Prothesenwechseln

In der Gruppe der 27 Prothesenwechsel ergab sich bei neun Patienten (33,3%) eine Migration des Implantats nach distal. Bei sieben dieser Patienten zeigten sich auf den Röntgenaufnahmen der Nachuntersuchung weitere Lockerungszeichen wie eine Neokortikalis oder eine Konsolenbildung. Davon wurden acht Prothesen primär distal verriegelt, drei davon wurden entriegelt beziehungsweise dynamisiert, bei fünf Patienten wurde die Verriegelung belassen. Bei fünf dieser zehn Patienten kam es postoperativ zu einem Bruch des distalen Verriegelungsbolzens, zwei dieser fünf Patienten wiesen einen großen knöchernen Defekt im proximalen Teil des Femurs auf, vier im distalen. Insgesamt kam es in dieser Gruppe bei acht Patienten trotz primärer Verriegelung zu einer Sinterung des Implantats, hierbei spielte es keine Rolle, ob die Prothese während des postoperativen Verlaufs entriegelt wurde oder nicht, auch das Vorhandensein einer ausreichenden proximalen medialen Abstützung war hier nicht ausschlaggebend für die Migration. Sieben dieser acht Patienten verfügten über Defekte im proximalen und/oder lateralen Femur.
Bei diesen zehn Patienten waren fünf Implantate eindeutig radiologisch gelockert, ein Patient lehnte die Revision jedoch aus gesundheitlichen Gründen ab.

Die folgende Tabelle zeigt die radiologischen Zeichen aller verriegelten modularen Prothesen in der nachuntersuchten Gruppe „Prothesenwechsel“ (Tabelle 6).

	Prothesen-migration in mm	Lockerungs zeichen	Mediale Ab-stützung	Distaler Defekt	Verr.-bolzen bruch	Revision der Pro-these
1	20	ja	ja	ja	ja	ja
2	15	ja	nein	ja	ja	nein
3	15	ja	ja	ja	ja	nein
4	10	ja	ja	nein	ja	nein
5	6	ja	ja	nein	nein	ja
6	5	ja	nein	ja	nein	nein
7	3	ja	ja	nein	nein	nein
8	2	nein	nein	ja	ja	nein
9	/	ja	nein	nein	nein	nein
10	/	nein	nein	nein	nein	nein
11	/	nein	ja	nein	nein	nein
12	/	nein	ja	nein	nein	nein
13	/	nein	nein	ja	nein	nein
14	/	nein	ja	nein	nein	nein
15	/	nein	ja	nein	nein	nein
16	/	nein	ja	nein	nein	nein

Tabelle 6: Radiologische Merkmale der Implantate mit distaler Verriegelung bei Prothesenwechseln

Die folgende Grafik macht deutlich, dass die Nachsinterung bei den verriegelten Implantaten von der Defektsituation abhängig war. Bei den eingesunkenen Prothesen mit Verriegelung war bei 62,5% keine ausreichende mediale Abstützung beziehungsweise ein ausgedehnter distaler Defekt vorhanden (Abbildung 4-9).

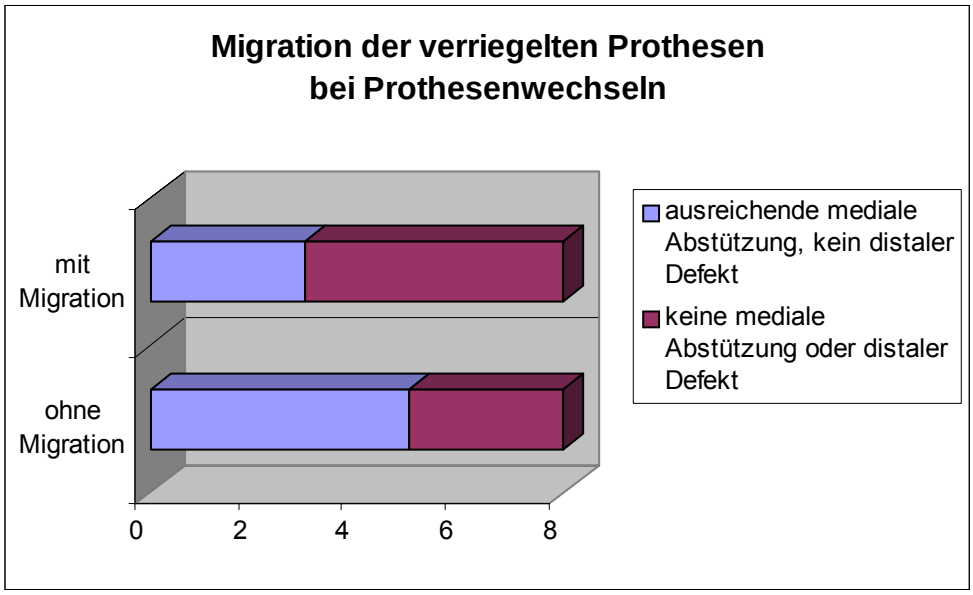

Abbildung 4-5: Migration der verriegelten Prothesen bezogen auf den Defekt bei Prothesenwechseln

Die beiden folgenden Abbildungen zeigen den Einfluß der Prothese auf die Knochensubstanz des Femurs im Bezug auf eine Hypertrophie bzw. Atrophie der Kortikalis eingeteilt nach den Zonen nach Gruen. Hierbei wurde zwischen den verriegelten und den unverriegelten Implantaten unterschieden (Abbildungen 4-10 und 4-11).

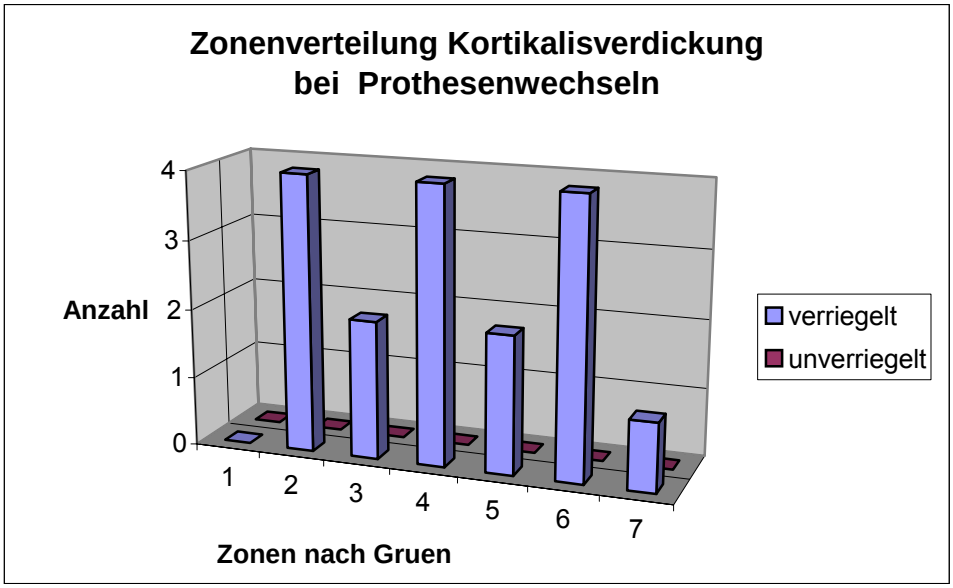

Abbildung 4-6: Zonenverteilung Kortikalisverdickung bei Prothesenwechseln mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

Von den 27 nachuntersuchten Patienten zeigte sich bei fünf Patienten eine Verdickung der Kortikalis. All diese Prothesen waren verriegelte Implantate. Im Bezug auf deren Lokalisation war auffällig, dass die Hypertrophie hauptsächlich im distalen Bereich der Prothese auf Höhe der Verriegelungsbolzen beziehungsweise knapp darüber vorlag (Gruen Zonen 2 bis 6).

Eine Kortikalisatrophie lag bei fünf Patienten vor, hier war das Verteilungsmuster relativ ausgeglichen mit drei verriegelten und zwei nicht verriegelten Implantaten. Die am meisten betroffenen Zonen waren der komplette laterale Femuranteil (Gruen Zonen 1 bis 3).

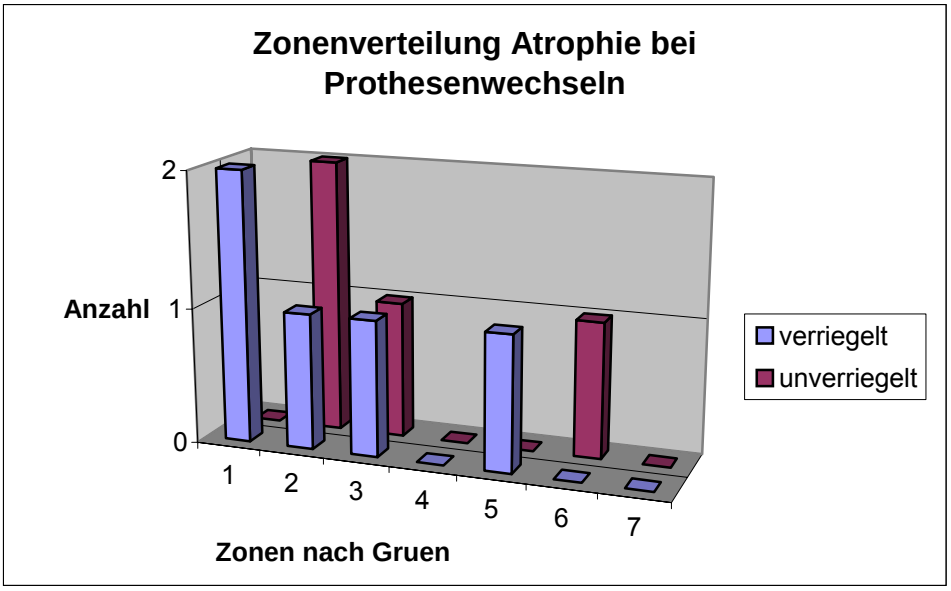

Abbildung 4-7: Zonenverteilung Kortikalisatrophie bei Revisionen nach TEP mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

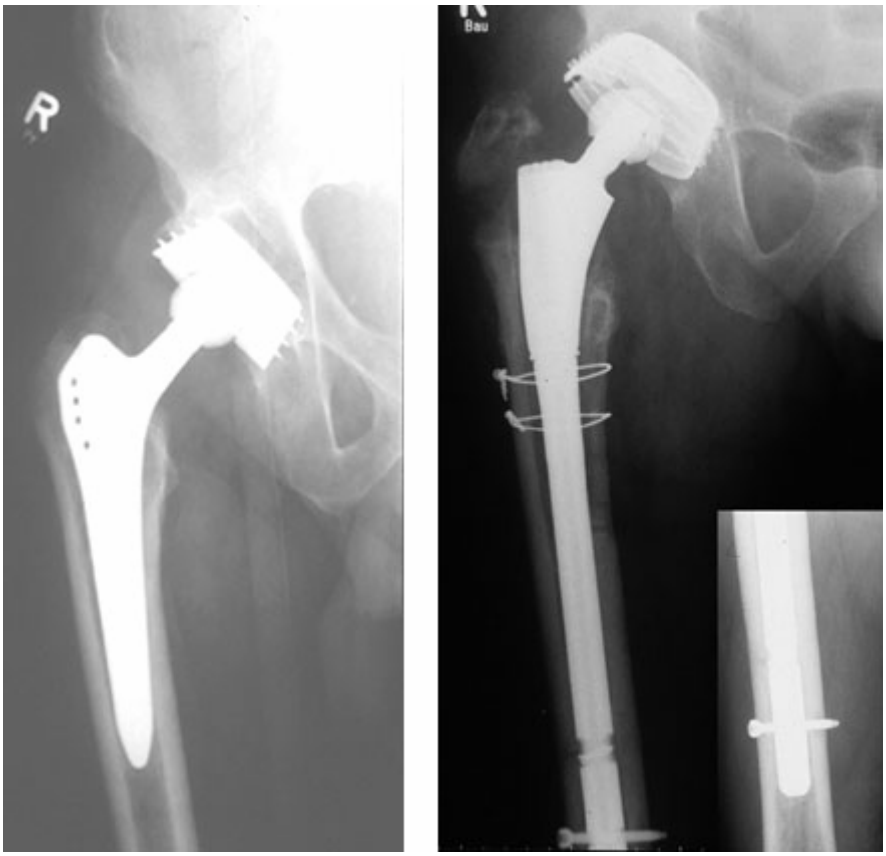

Abbildung 4-8: Radiologischer Verlauf bei „Prothesenwechsel“ nach Lockerung

Abbildung 4-9: Radiologischer Verlauf bei „Prothesenwechsel“ nach Fraktur mit Bruch des distalen Verriegelungsbolzens

4.2 Implantatversagen nach Osteosynthesen am proximalen Femur

4.2.1 Operativer Verlauf

Insgesamt 15 Revisionsoperationen wurden nach einem Ausbruch eines Gamma-Nagels (13) oder einer Dynamischen Hüftschraube (2) durchgeführt.

n=15	Verriegelung		Cerclagen	Spongiosa-plastik
	statisch	dynamisch		
Implantat-versagen (in %)	9 60,0%	0	3 20,0%	1 6,7%

Tabelle 7: Intraoperative Maßnahmen bei Revisionen nach Implantatversagen

Zusätzliche intraoperative Maßnahmen zur Stabilisierung der Prothese zeigt Tabelle 7.

Ein intraoperativer Zwischenfall ereignete sich zweimal (13,3%), einmal eine distale Spiralfraktur, die durch Cerclagen wieder stabilisiert werden konnte, und ein intraoperativer Bruch des Inlay-Metallrings, der dann durch ein neues Inlay ersetzt wurde.

4.2.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse

Während des stationären Aufenthaltes ereigneten sich bei fünf Patienten (33,3%) Komplikationen. Zwei Patienten bekamen postoperativ eine Pneumonie, woran einer verstarb. Eine weitere Komplikation war eine postoperative Blutung, die durch eine operative Hämatomentlastung therapiert wurde. Ein Patient erlitt aufgrund eines Sturzes eine periprothetische Fraktur, die durch eine Revision und die Anlage von Cerclagen stabilisiert wurde. Ein weiterer Patient hatte eine postoperative Luxation der Prothese, die geschlossen reponiert und konservativ durch Gips ausbehandelt wurde.

In dieser Patientengruppe traten nach stationärer Entlassung keine unerwünschten Ereignisse auf, es mußte keine Prothese revidiert werden.

4.2.3 Klinische Nachuntersuchung

In der Gruppe von 15 Patienten konnten 12 Patienten klinisch und radiologisch nachuntersucht werden, was einer Nachuntersuchungsquote von 80% entspricht. Von den 15 Patienten waren fünf Männer (33,3%) und zehn Frauen (66,7%). Verstorben war ein Patient.

In den folgenden beiden Tabellen sind wiederum Gehfähigkeit und Schmerzen präoperativ (bei intakter Osteosynthese vor „Cut-Out“) den Angaben zum Nachuntersuchungszeitpunkt gegenübergestellt (Abbildung 4-14 und 4-15).

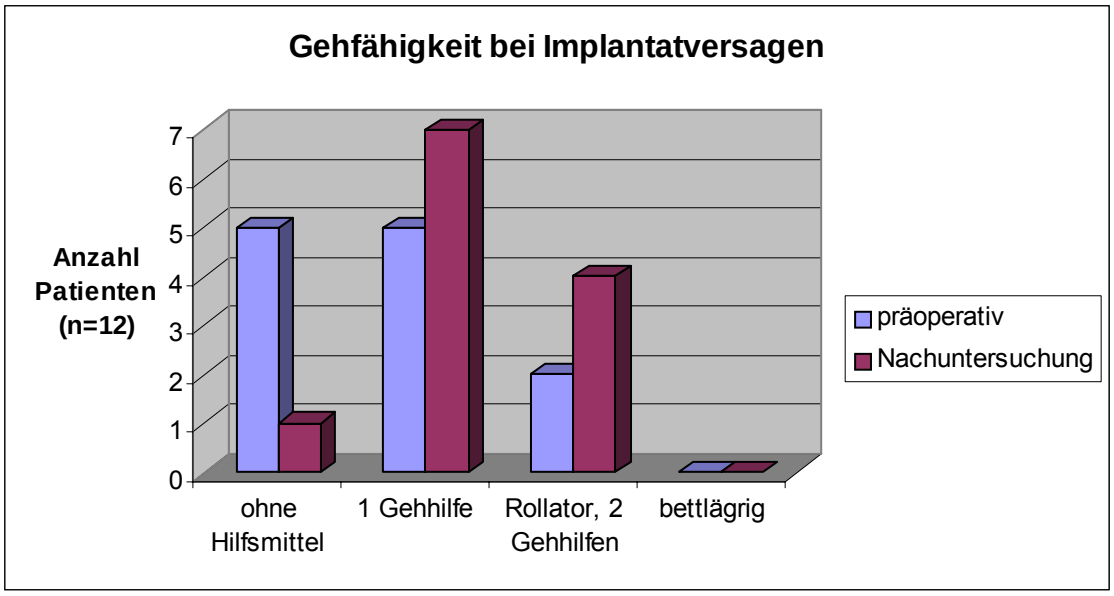

Abbildung 4-10: Veränderung der Gehfähigkeit bei Implantatversagen (n=12)

Die Mobilität mit maximal einer Unterarmgehstütze verschlechterte sich in dieser Gruppe in der Nachuntersuchung mit zehn Patienten (83,3%) im Vergleich zu präoperativ mit acht (66,7%) nur wenig, jedoch fiel die Zahl der Patienten ohne Hilfsmittel von fünf (41,7%) auf einen (8,3%).

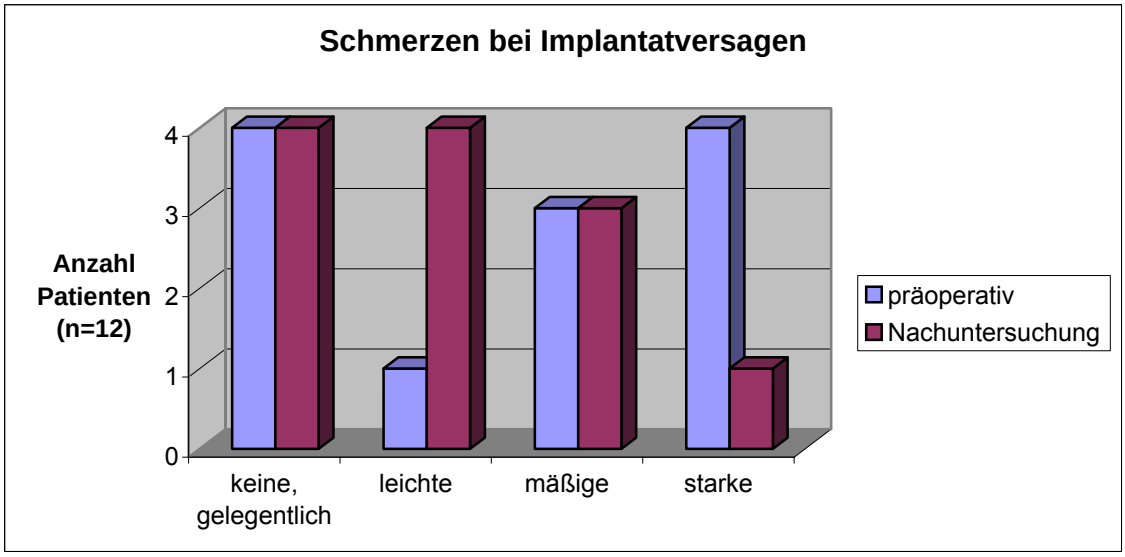

Abbildung 4-11: Veränderung der Schmerzen bei „Cut-Outs“ (n=12)

Bezüglich der Schmerzen zeigte sich eine Besserung bei den nachuntersuchten Patienten. Somit hatten in der Nachuntersuchung acht Patienten (66,7%) keine oder nur leichte Schmerzen im Vergleich zu fünf Patienten (41,7%) präoperativ.
Im Vergleich der Einzelwerte war die Verbesserung des angegebenen Schmerzcharakters nicht signifikant mit $p=0,498$ ($p \leq 0,05$).

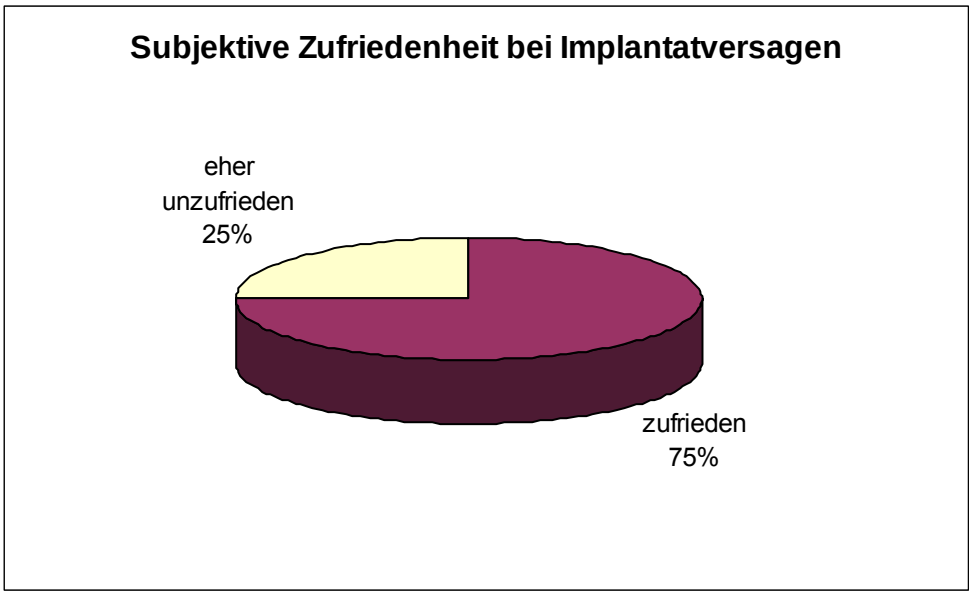

Abbildung 4-12: Subjektive Bewertung der Patienten über die Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis bei Implantatversagen

Als objektives Maß für die Veränderung der Lebensqualität veränderte sich der modifizierte Harris-Hip-Score nicht signifikant von 56 Punkten präoperativ auf 51,7 Punkte in der Nachuntersuchung mit p=0,724 ($p \leq 0,05$) (Abbildung 4-17).
Somit erreichten die Patienten eine Punktzahl annähernd der vor dem „Cut-Out“.

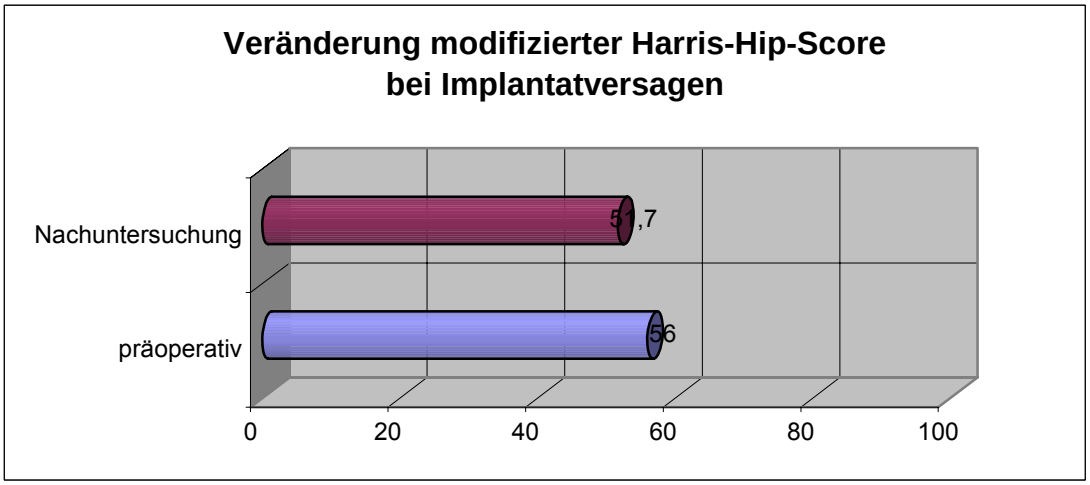

Abbildung 4-13: Veränderung des modifizierten Harris-Hip-Scores bei Implantatversagen

4.2.4 Radiologische Nachuntersuchung

Es kam bei keiner Prothese zu einer Migration nach distal, bei vier Patienten zeigten sich jedoch radiologische Lockerungszeichen. Diese vier Patienten waren alle primär distal verriegelt worden, eine davon wurde postoperativ entriegelt, bei keiner der Prothesen kam es zu einem Bruch des Verriegelungsbolzens. Somit konnte in dieser Gruppe die distale Verriegelung der Prothese trotz teils schlechter Knochenverhältnisse im proximalen oder distalen Femuranteil die nötige Primärstabilität geben (Tabelle 8).

Prothesen-Migration in mm	Weitere Lockerungszeichen	Proximale Mediale Abstützung	Distaler Defekt	Verriegelung Primär	Verriegelung Entriegelung	Verr.-bolzenbruch	Revision der Prothese
/	Neokort.	ja	nein	ja	nein	nein	nein
/	Konsole	ja	nein	ja	ja	/	nein
/	Neokort.	nein	nein	ja	nein	nein	nein
/	Neokort.	ja	ja	ja	nein	nein	nein

Tabelle 8: Radiologische Merkmale der Patienten mit Migration und Lockerungszeichen bei Implantatversagen

Trotz „weiteren Lockerungszeichen“ bei vier Implantaten war in dieser Gruppe kein Implantat sicher radiologisch gelockert, es musste kein Implantat revidiert werden.

	Prothesen-migration in mm	Lockerungs zeichen	Mediale Ab-stützung	Distaler Defekt	Verr.-bolzen bruch	Revision der Pro-these
1	/	ja	ja	nein	nein	nein
2	/	ja	ja	nein	nein	nein
3	/	ja	nein	nein	nein	nein
4	/	ja	ja	ja	nein	nein
5	/	nein	ja	nein	nein	nein
6	/	nein	ja	nein	nein	nein
7	/	nein	ja	nein	nein	nein

Tabelle 9: Radiologische Merkmale der Implantate mit distaler Verriegelung bei Implantatversagen

In Tabelle 9 und der Grafik 4-18 wird deutlich, dass auch in der Gruppe der Implantatversagen die Defektsituation entscheidend für die Wirksamkeit der distalen Verriegelung war. Obwohl 28,6% der Patienten keine ausreichende mediale Abstützung oder eine distale Defektzone hatten, kam es dennoch zu keiner Nachsinterung der Prothesen (Abbildung 4-18).

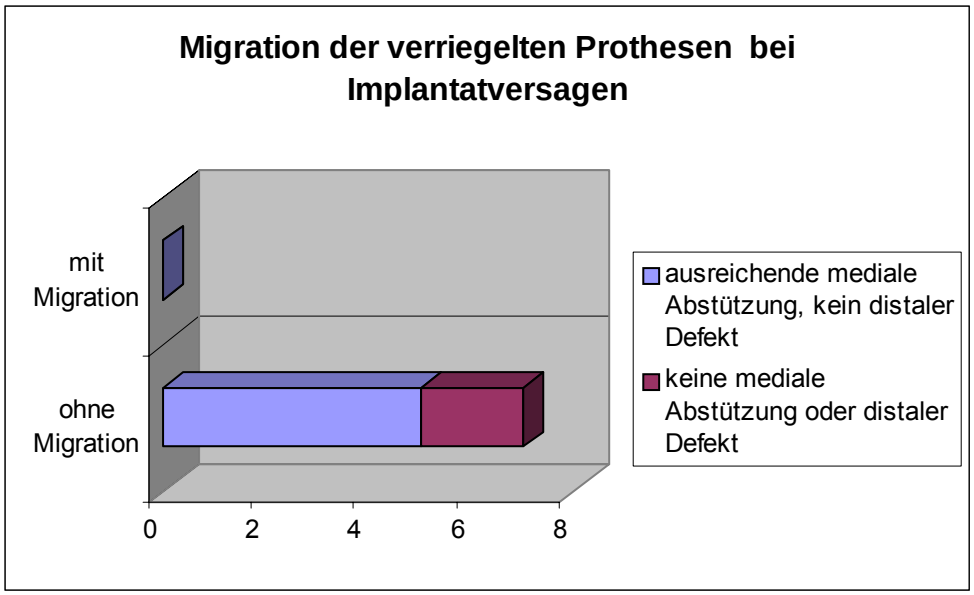

Abbildung 4-14: Migration der verriegelten Prothesen bezogen auf den Defekt bei Implantatversagen

Das Auftreten einer Hypertrophie der Kortikalis konnte bei vier Patienten beobachtet werden, auch hier waren ausschließlich die verriegelten Implantate im distalen Bereich der Verriegelungsbolzen betroffen (Abbildung 4-19).

Eine Atrophie trat ebenfalls bei vier Patienten auf, drei Prothesen davon waren verriegelt. Die betroffenen Zonen waren der mediale und laterale proximale Femuranteil (Gruen Zonen 1 und 7), (Abbildung 4-20).

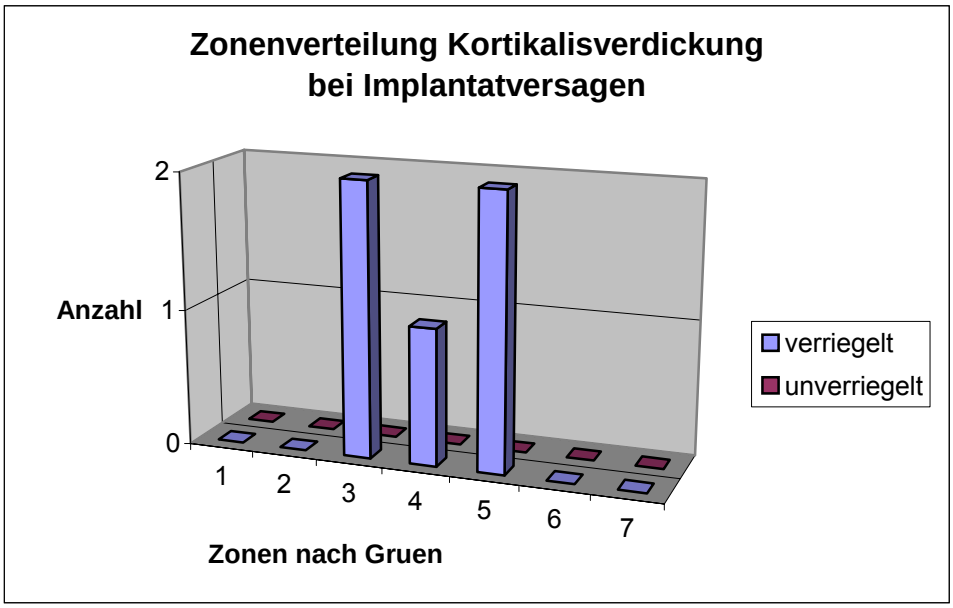

Abbildung 4-15: Zonenverteilung Kortikalisverdickung bei Implantatversagen mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

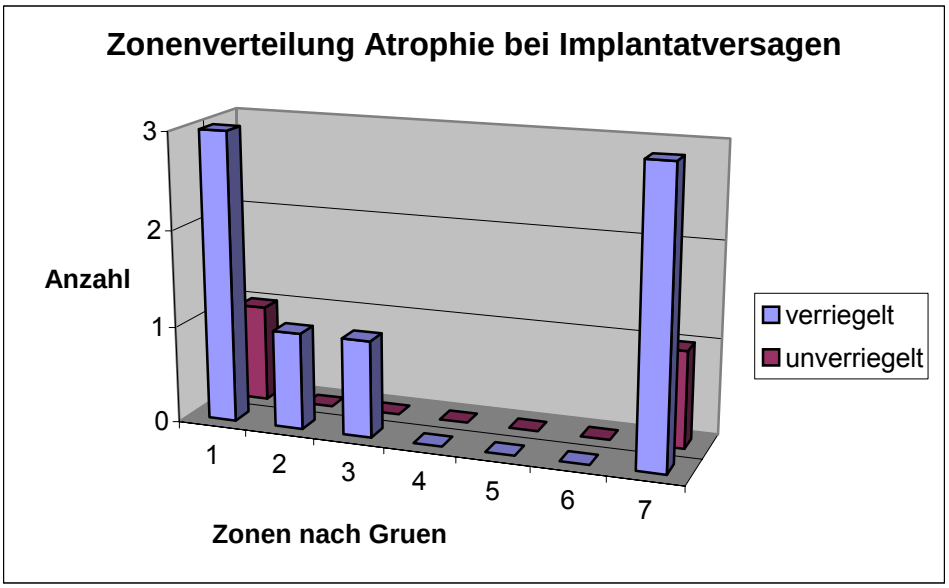

Abbildung 4-16: Zonenverteilung Kortikalisatrophie bei Implantatversagen mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

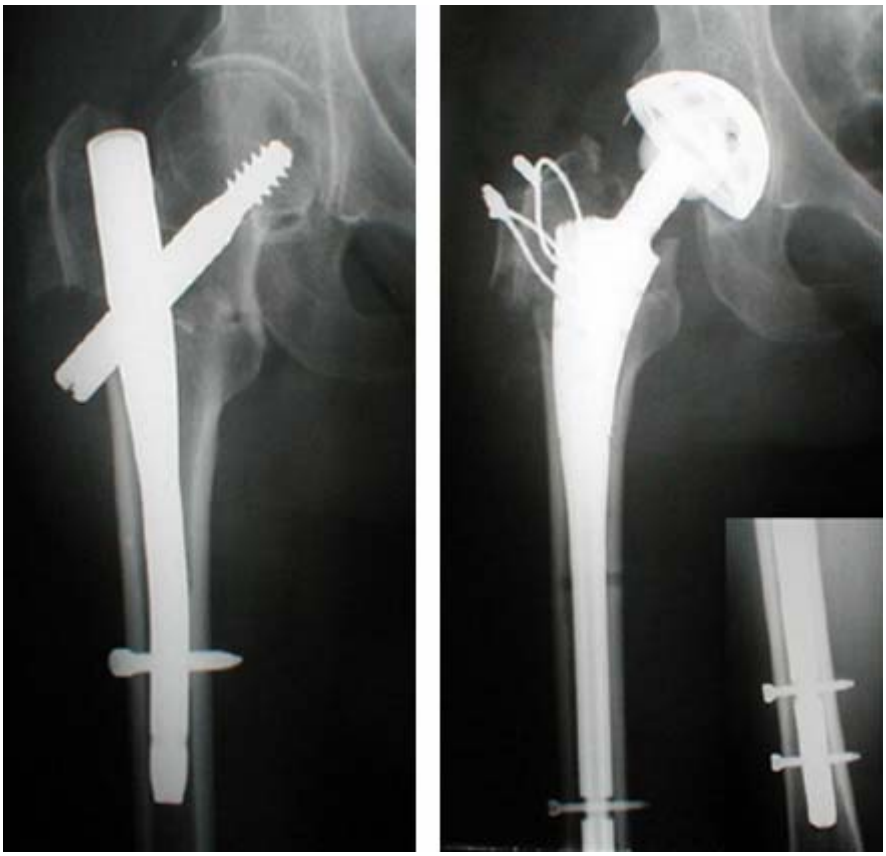

Abbildung 4-17: Radiologischer Verlauf bei „Implantatversagen“

4.3 Trochantäre Femurfrakturen

4.3.1 Operativer Verlauf

Insgesamt 45 Eingriffe wurden nach trochantärer Femurfraktur durchgeführt. Hierbei waren 23 Frakturen mit einer Coxarthrose kombiniert, bei 22 Frakturen handelte es sich um Trümmerfrakturen beziehungsweise um so große knöcherne Defekte, dass sie eine Indikation für eine Endoprothese darstellten.

n=45	Verriegelung		Cerclagen	Spongiosa-plastik
	statisch	dynamisch		
Trochantäre Frakturen (in %)	10 22,2%	8 17,8%	22 48,9%	7 15,6%

Tabelle 10: Intraoperative Maßnahmen bei trochantären Femurfrakturen

Bei drei Operationen (6,7%) traten intraoperative Zwischenfälle auf, zweimal kam es zu einem Abriß des Trochanter majors, der einmal belassen und einmal mit Cerclagen und resorbierbarem Faden refixiert wurde. Die einmal intraoperativ verursachte distale Schaftsprengung wurde ebenfalls mit Cerclagen stabilisiert.

4.3.2 Postoperative Komplikationen und unerwünschte Ereignisse

Postoperativ traten bei sieben Patienten (15,6%) schwerwiegende Komplikationen auf. Drei verstarben während des stationären Aufenthaltes, einer aufgrund einer Pneumonie, zwei an Multiorganversagen. Ein Patient erlitt einen Herzinfarkt, einer eine Thrombose, einer eine Lungenembolie. Alle drei konnten medikamentös therapiert werden. Bei einem Patient luxierte die Prothese direkt postoperativ und musste offen reponiert werden. Im weiteren Verlauf trat bei diesem Patient keine weitere Luxation auf. Eine Prothese zeigte 15 Monate postoperativ deutliche Lockerungszeichen mit Prothesenmigration, so dass dieses Implantat revidiert werden musste.

4.3.3 Klinische Nachuntersuchung

Insgesamt wurden 45 Patienten mit trochantärer Femurfraktur mit einer modularen Prothese versorgt. Von diesen konnten bei acht verstorbenen Patienten 23 nachuntersucht werden, was einer Nachuntersuchungsquote von 51,1 % entspricht. Von den 45 Patienten waren 9 Männer (20,0%) und 36 Frauen (80,0%).

Nachfolgend werden wiederum die Gehfähigkeit und Schmerzen präoperativ mit den Angaben zum Nachuntersuchungszeitpunkt verglichen (Abbildung 4-22 und 4-23).

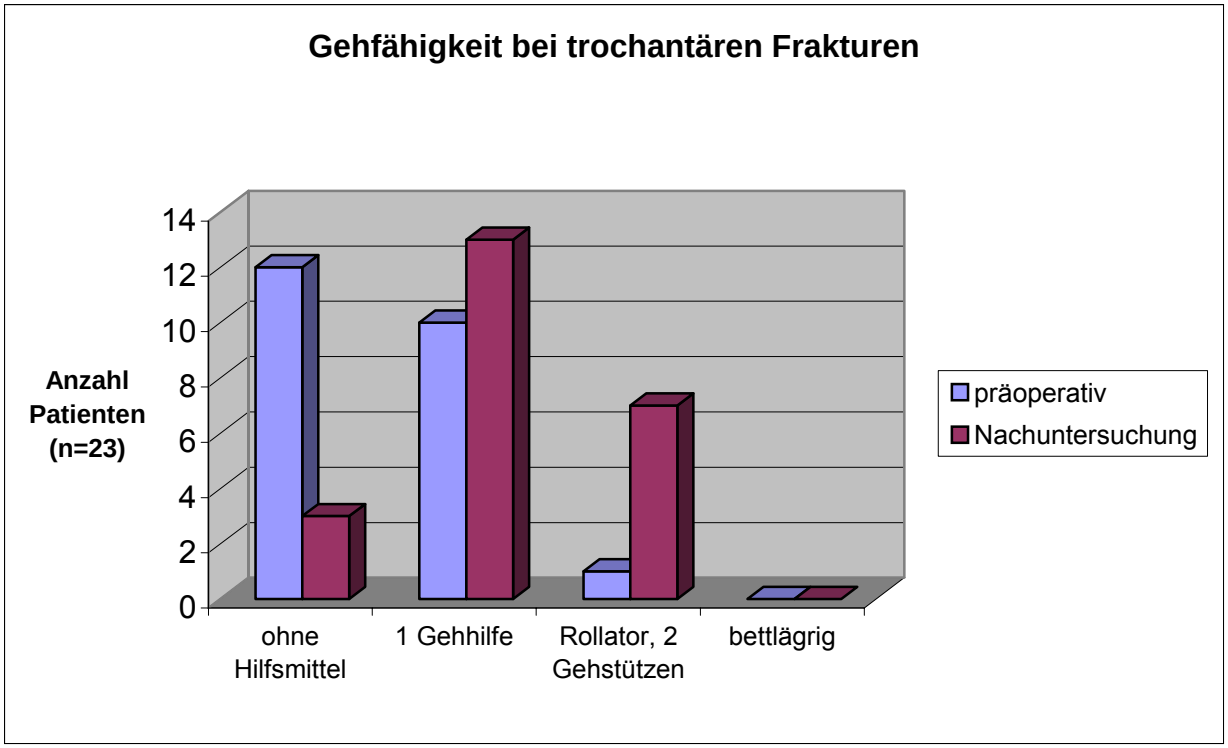

Abbildung 4-18: Veränderung der Gehfähigkeit bei trochantären Frakturen (n=23)

Die Mobilität mit maximal einer Unterarmgehstütze verschlechterte sich in dieser Gruppe in der Nachuntersuchung mit 16 Patienten im Vergleich zu präoperativ mit 22, die Zahl der Patienten mit zwei Gehhilfen vergrößerte sich von einem Patienten auf sieben. Somit konnte die selbständige Mobilität nach Fraktur von 70,3% der Patienten wieder erreicht werden.

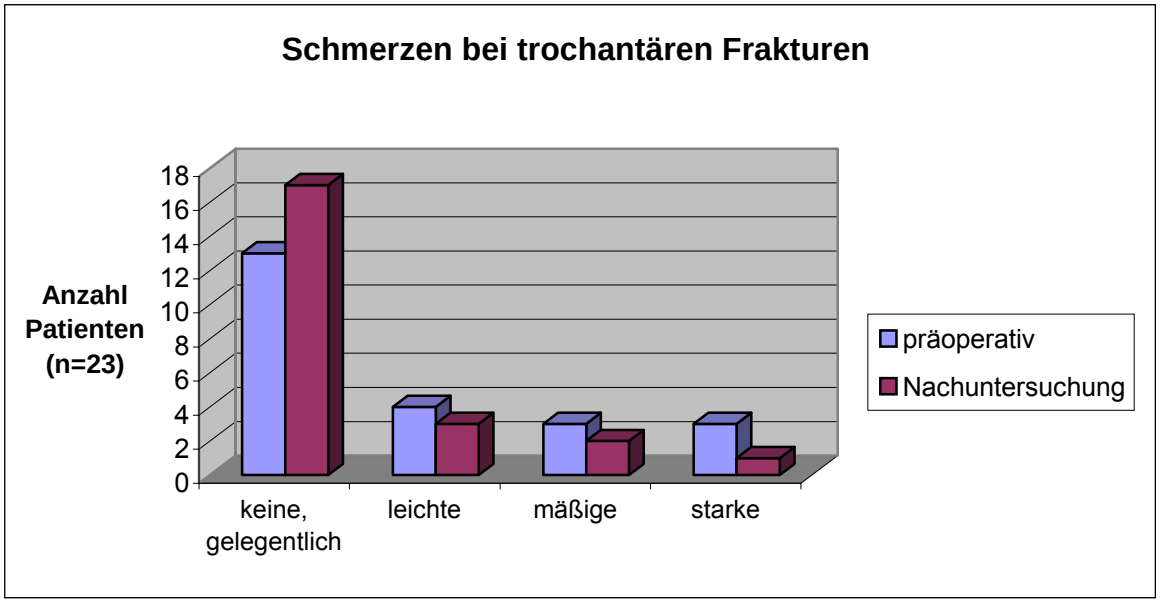

Abbildung 4-19: Veränderung der Schmerzen bei trochantären Frakturen (n=23)

Bezogen auf die Schmerzen zeigte sich eine nicht signifikante Besserung bei den nachuntersuchten Patienten mit p=0,089 ($p \leq 0,05$).

Somit hatten in der Nachuntersuchung 20 Patienten keine oder nur leichte Schmerzen im Vergleich zu 17 Patienten präoperativ. Die Zahl der Patienten mit mäßigen und starken Schmerzen halbierte sich von sechs Patienten präoperativ auf drei in der Nachuntersuchung.

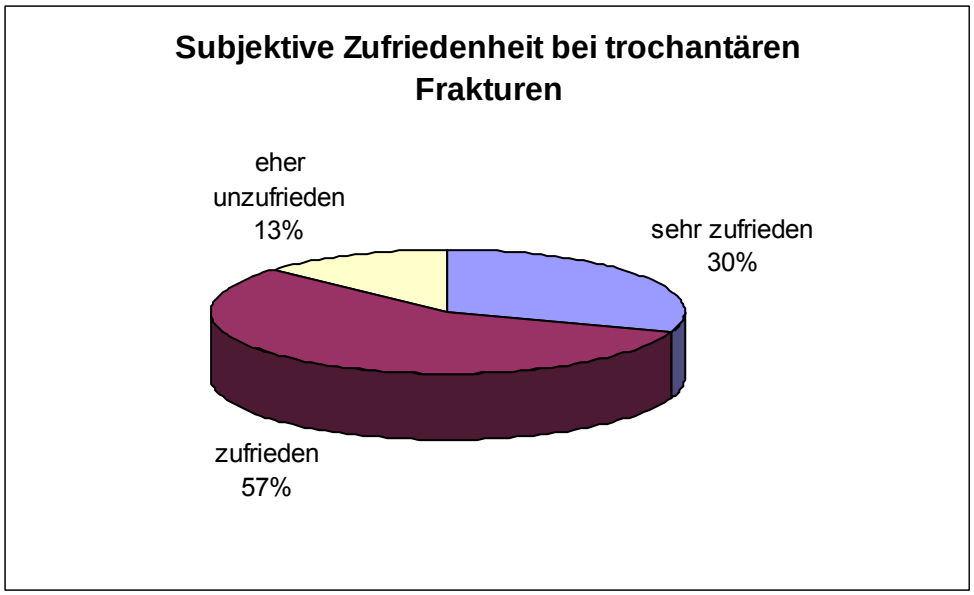

Abbildung 4-20: Subjektive Bewertung der Patienten über die Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis bei trochantären Frakturen

Der modifizierte Harris-Hip-Score blieb annähernd gleich bei 66,2 Punkten präoperativ und 62,5 Punkten in der Nachuntersuchung. Der Vergleich der Einzelwerte zeigte keinen signifikanten Unterschied mit $p=0,485$ ($p \leq 0,05$). Somit erreichten die Patienten in der Nachuntersuchung eine Punktzahl, die fast der Situation vor der Operation entsprach (Abbildung 4-25).

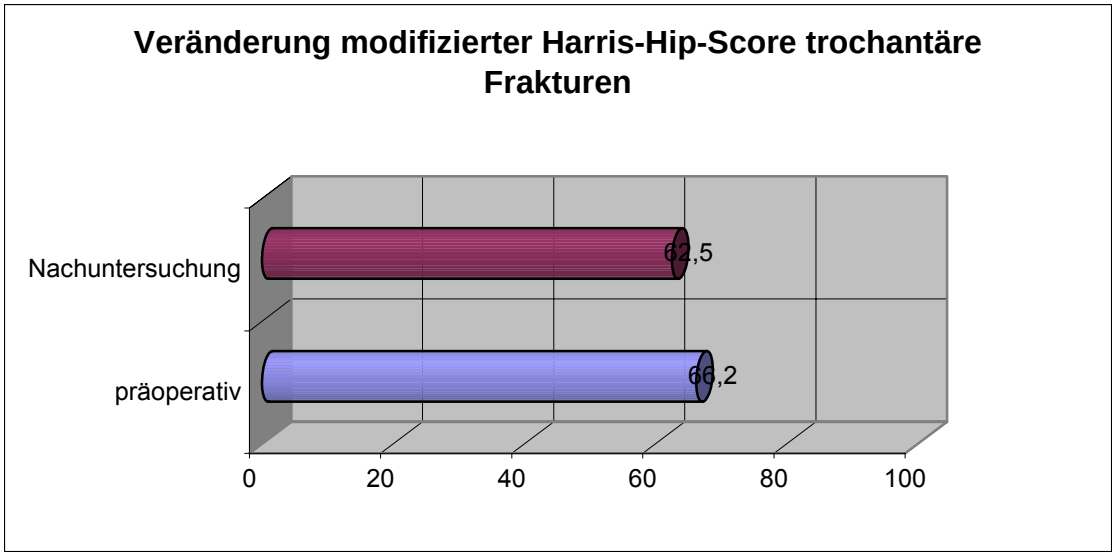

Abbildung 4-21: Veränderung des modifizierten Harris-Hip-Scores bei trochantären Frakturen

4.3.4 Radiologische Nachuntersuchung

Prothesen-Migration in mm	Weitere Lockerungszeichen	Proximale Mediale Abstützung	Distaler Defekt	Verriegelung Primär	Verriegelung Entriegelung	Verr.-bolzenbruch	Revision der Prothese
11	Neokort.	ja	nein	nein	/	/	ja

5	Neokort.	nein	nein	ja	nein	ja	nein
3	/	nein	nein	nein	/	/	nein
/	Neokort.	ja	nein	nein	/	/	nein
/	Neokort.	nein	nein	ja	dynam.	nein	nein

Tabelle 11: Radiologische Merkmale der Patienten mit Migration und Lockerungszeichen bei trochantären Frakturen

In der nachuntersuchten Gruppe der trochantären Frakturen (n=23) kam es bei drei Patienten (13,0%) zu einer Nachsinterung der Prothese, bei zwei weiteren gab es Lockerungszeichen ohne Migration des Implantats. Bei einer Prothese kam es durch die Migration zu einem Bruch des Verriegelungsbolzens, diese hatte keine mediale Abstützung (Tabelle 11).

In dieser Gruppe war nur ein Implantat eindeutig klinisch und radiologisch gelockert und musste revidiert werden.

	Prothesen-migration in mm	Lockerungs zeichen	Mediale Ab-stützung	Distaler Defekt	Verr.-bolzen bruch	Revision der Pro-these
1	5	ja	nein	nein	ja	nein
2	/	ja	nein	nein	nein	nein
3	/	nein	ja	nein	nein	nein
4	/	nein	nein	nein	nein	nein

5	/	nein	nein	nein	nein	nein
6	/	nein	nein	nein	nein	nein
7	/	nein	ja	nein	nein	nein
8	/	nein	ja	nein	nein	nein
9	/	nein	ja	nein	nein	nein

Tabelle 12: Radiologische Merkmale der Implantate mit distaler Verriegelung bei trochantären Frakturen

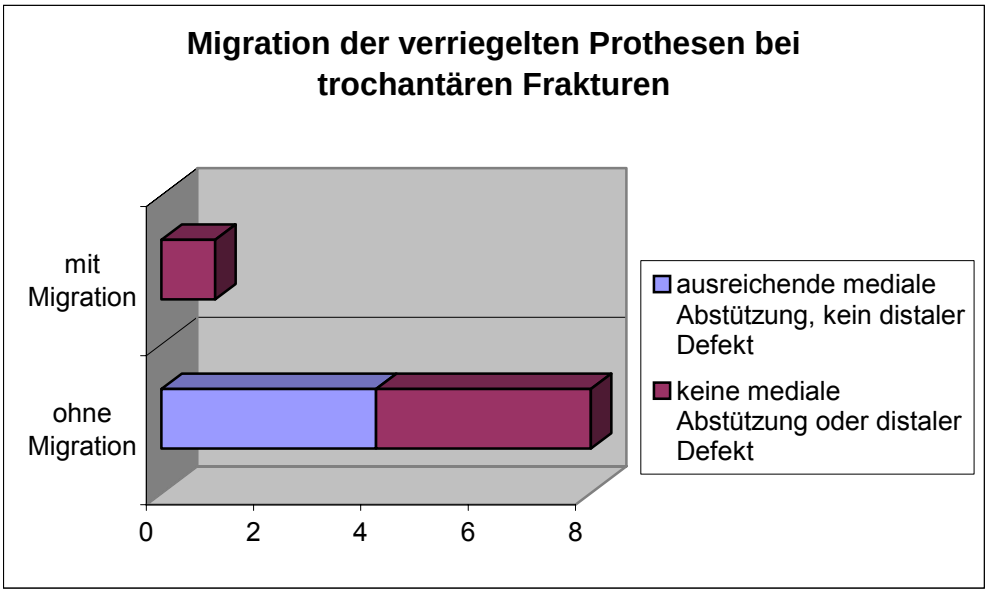

Abbildung 4-22: Migration der verriegelten Prothesen bezogen auf den Defekt bei trochantären Frakturen

Das bei den verriegelten Implantaten nachgesinterte Implantat hatte keine ausreichende mediale Abstützung, bei den nicht migrierten Prothesen war die Hälfte ausreichend medial abgestützt (Tabelle 12, Abbildung 4-26).

Ein Vorhandensein einer reaktiven Kortikalisverdickung konnte bei sieben Patienten beobachtet werden, vier davon mit verriegelten Implantaten. Auch hier sind die distalen Bereiche des Femurs um die Verriegelung herum die am meisten betroffenen Bereiche. Bei den unverriegelten Prothesen war bevorzugt der mediale Schaftanteil betroffen (Abbildung 4-27).

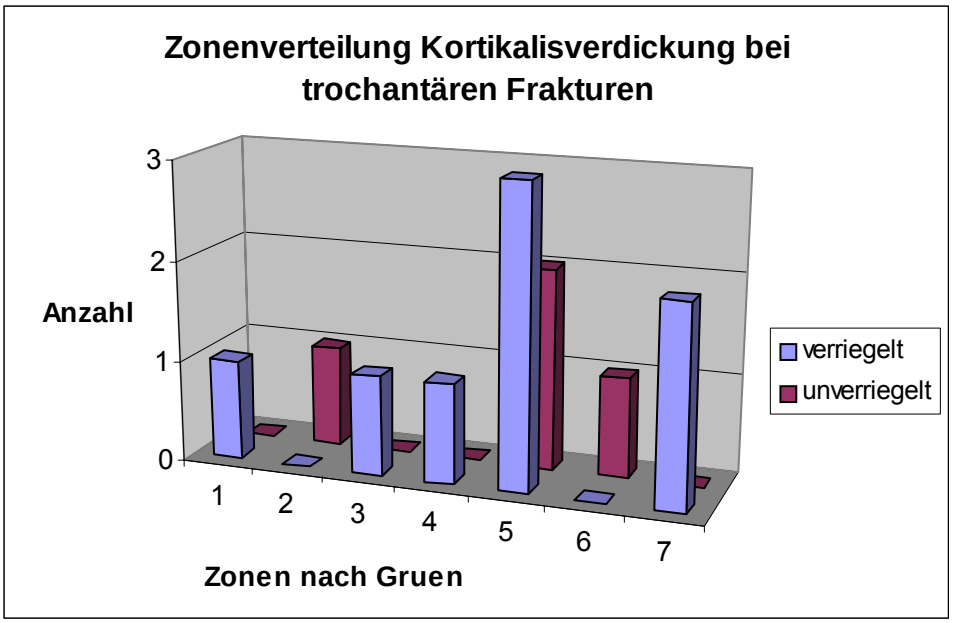

Abbildung 4-23: Zonenverteilung Kortikalisverdickung bei trochantären Frakturen mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

Eine Atrophie der Femurkortikalis konnte in dieser Gruppe bei sechs Patienten festgestellt werden, es handelte sich hierbei ausschließlich um unverriegelte Prothesen. Die betroffenen Zonen waren wieder hauptsächlich der mediale und laterale Anteil des proximalen Femurs (Gruen Zonen 1,2 und 6,7) (Abbildung 4-28).

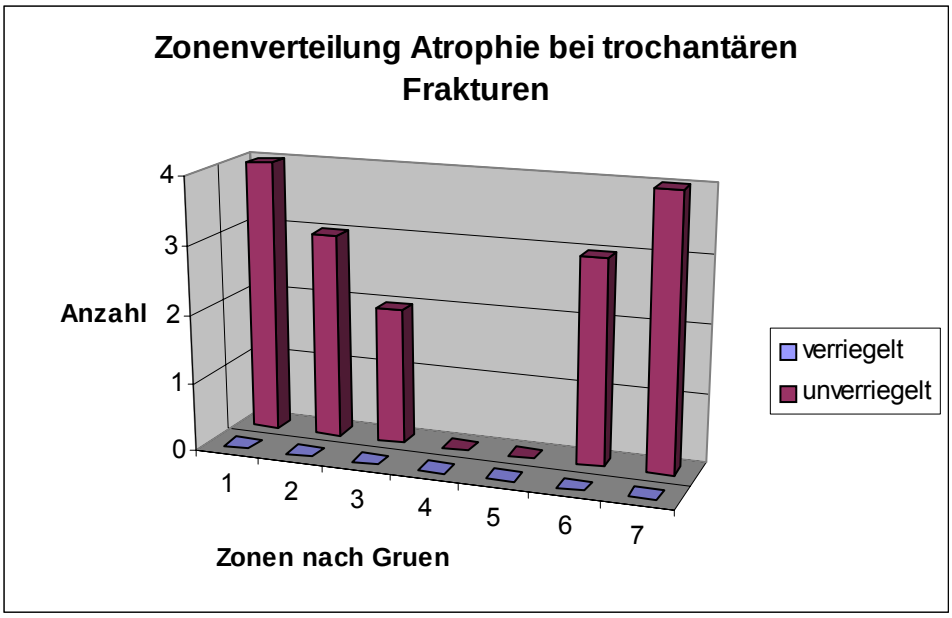

Abbildung 4-24: Zonenverteilung Kortikalisatrophie bei trochantären Frakturen mit Berücksichtigung der distalen Verriegelung

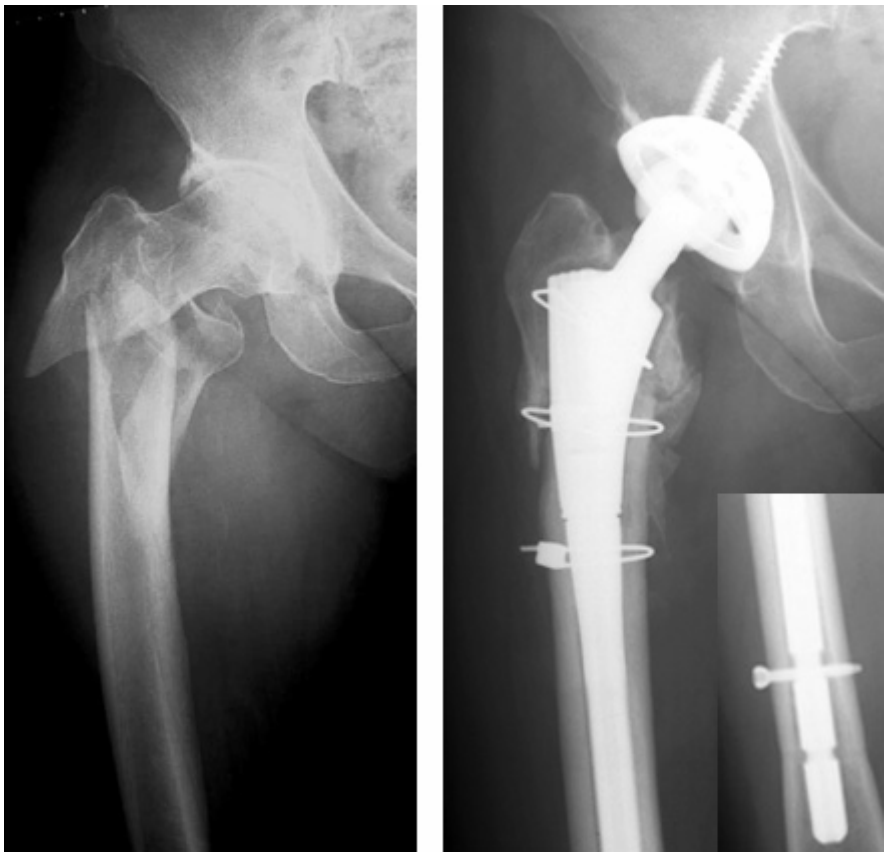

Abbildung 4-25: Radiologischer Verlauf bei trochantärer Fraktur mit ausgedehnter Trümmerzone und Coxarthrose

5 Diskussion

Ein allgemein bekanntes Problem bei klinischen prospektiven Studien mit einem Patientenspektrum mit hohem Durchschnittsalter ist die Nachuntersuchungsquote. Das Durchschnittsalter der untersuchten Patienten in der vorliegenden Studie liegt mit 72,2 Jahren eindeutig über dem Durchschnittsalter vergleichbarer Studien (Aldinger et al. 2003; Berry 2003; Garcia-Cimbrelo et al. 2003; Kawamura et al. 2001; Xenos et al. 1999). Dort liegt das Durchschnittsalter des Patientenguts zwischen 57 und 68 Jahren. Bedingt durch das hohe Alter der Patienten liegt sowohl die postoperative Mortalität als auch die Komorbidität durch andere Krankheiten sehr hoch, was es schwierig macht, hohe Nachuntersuchungszahlen zu erreichen. Ein Teil der Patienten war zum Nachuntersuchungstermin bereits verstorben, ein weiterer Teil war aufgrund anderer Krankheiten nicht in der Lage, für die Nachuntersuchung das Krankenhaus aufzusuchen. Somit wurde für diese Studie eine relativ kurze Nachuntersuchungszeit gewählt, um zumindest bei einem Großteil der operierten Patienten den klinischen und radiologischen Verlauf verfolgen zu können. Der Nachuntersuchungszeitraum ist mit durchschnittlich 11,4 Monaten zwar durchaus mit anderen Arbeiten zu vergleichen (Berry 2003; Gazdzik et al. 2002), andere Autoren fordern allerdings einen Zeitraum von mindestens drei Jahren (Bohm et al. 2001; Kwong et al. 2003; Park et al. 2003; Scholz et al. 2003; Weeden et al. 2002). In der vorliegenden Studie lag die Nachuntersuchungsquote trotz der relativ kurzen Nachuntersuchungszeit bei 58,5%. Diese Quote mag auf den ersten Blick die Aussagefähigkeit der Studie mindern, jedoch erfolgte die Nachuntersuchung klinisch und radiologisch in der Klinik und nicht telefonisch, was in einer größeren Genauigkeit der Daten resultierte. Zudem ist diese Quote trotz allem mit den in der Literatur vorkommenden Studien gleichzusetzen, dort schwanken die Zahlen zwischen 51% und 79% (Christie et al. 2000; Kawamura et al. 2001; Scholz et al. 2003; Xenos et al. 1999).

Trotz des hohen Durschnittsalters unserer Patienten verstarb keiner in den drei Gruppen intraoperativ. Die Letalität während des stationären Verlaufs lag bei den Patienten mit Prothesenwechseln bei 2,2%, bei denen mit Implantatversagen bei 6,6% und in der Gruppe der trochantären Frakturen ebenfalls bei 6,6%. Hiermit sind die Zahlen vergleichbar mit den in der Literatur angegebenen Werten (Bovy

et al. 2002; Su et al. 2003; Zgoda et al. 2002). Im Nachuntersuchungszeitraum stiegen die Letalitätsraten in den drei Gruppen auf 15,2%, 13,3% und 24,4% an. Dieser Anstieg der Letalität ist in der vergleichenden Literatur ebenfalls bei bis zu 34,8% im ersten postoperativen Jahr beschrieben (Dzupa et al. 2002; Elliott et al. 2003; Parker et al. 2002; Roberts et al. 2003; Zgoda et al. 2002). Das hohe Durchschnittsalter der Patienten sowie die Begleiterkrankungen mit den daraus resultierenden Risikofaktoren sind sicher zum einen dafür verantwortlich. Da die Sterblichkeit über den demographisch zu erwartenden Werten liegt, muss auch die Immobilität, die durch die Verletzung, die Operation und die daraus resultierenden Schmerzen bedingt ist**,** mit all ihren Komplikationen als Ursache in Betracht gezogen werden.

Die intraoperative Femurfraktur ist eine in der Literatur bekannte und häufig beschriebene Komplikation. Besonders bei der zementfreien Implantation geht der Operateur durch den für eine Osseointegration so entscheidenden bündigen Sitz des Implantats die Gefahr einer Fraktur ein. In der Gruppe der nach TEP revidierten Patienten kam es bei insgesamt 15,2% zu einer intraoperativen Fraktur. Bei den nach „Cut-Out“ revidierten Patienten ereignete sich diese Komplikation bei 6,6%, bei denen mit trochantärer Fraktur bei ebenfalls 6,6%. Alle diese Frakturen konnten durch die Verwendung von Drahtcerclagen stabilisiert werden. Trotz der individuellen Kombination der Prothesenkomponenten sowie der Verwendung eines Führungsdrahtes und der Überbohrung des Schaftes um einen Millimeter, ließ sich diese Komplikation also auch bei der MHP nicht vermeiden. Grund hierfür ist zum einen die schlechte Knochenqualität der älteren Patienten, zum anderen sind oft bereits präoperativ bestehende ausgedehnte Knochendefekte dafür verantwortlich. Die Zahlen liegen im oberen Bereich der vergleichenden Literatur, in der bei Revisionseingriffen Schaftsprengungen zwischen 1,7% und 9,1% beschrieben sind (Issack et al. 2004; Kinkel et al. 2003; Piccaluga et al. 2002). Jedoch gibt es auch vergleichbare Studien, die ähnlich häufig oder sogar noch häufiger von intraoperativen Schaftsprengungen bei 17,5% bis 30,3% berichten (Meek et al. 2004; Zalzal et al. 2003).

In der radiologischen Nachuntersuchung konnte nach der doch kurzen Nachuntersuchungszeit noch keine Aussage über die langfristige Standzeit der

MHP gemacht werden. Jedoch konnten sowohl die Prothesenmigration als auch die paraprothetischen Umbauvorgänge auf eine Lockerung und eine damit verbundene verkürzte Lebensdauer der Prothese hinweisen.
Besonders bei den distal verriegelten Implantaten war die radiologische Nachuntersuchung sehr aufschlussreich, da anhand des Verriegelungsbolzens beziehungsweise dessen Lage im dynamischen Verriegelungsloch die exakte Migrationsstrecke ermittelt werden konnte. Bei erheblicher Migration des Implantats gab ein Bruch des Bolzens eindeutige Hinweise auf ein Versagen der distalen Verankerung und zeigte, dass diese Verriegelung für eine distale Stabilisierung der Prothese nicht ausreichte. Anhand von kortikalen Umbauvorgängen wie eine Verbreiterung oder eine Atrophie konnte, je nach Lokalisation nach den Zonen nach Gruen, die unterschiedliche Kraftverteilung nach dem Wolf'schen Gesetz bei verriegelten und nicht verriegelten Implantaten beurteilt werden mit der Frage, ob die Verriegelung ein „Stress-Shielding" im Bereich des proximalen Femurs begünstigte.

Das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem wurde in einem breiten Indikationsspektrum vielseitig eingesetzt. Durch die freie Kombination der Komponenten war eine Anpassung an die individuellen anatomischen Vorgaben sowie die verschiedensten Defektsituationen möglich. Die Verwendung von modularen Prothesen wird in der Literatur kontrovers diskutiert: Manche Autoren halten die Modularität von Prothesen für unnötig beziehungsweise deren Einsatz für komplikationsreicher (Barrack 2003; Lombardi et al. 2002). Andere allerdings befürworten weiterhin deren vielseitigen Einsatz besonders bei Spezialindikationen (Cameron 2002; Cameron 2003; Gazdzik et al. 2002). Eine bessere proximale Anpassung und somit ein sichereres proximales Einwachsen durch modulare Implantate im Vergleich zu herkömmlichen Prothesen wurde in der Literatur bereits beschrieben (Emerson 2004).

Im Folgenden sollen die einzelnen Indikationsgruppen des Helios®-Prothesensystems getrennt dargestellt und diskutiert werden, um sie mit anderen, in der Literatur verwendeten, Prothesensystemen vergleichen zu können. Zudem beziehen sich die in der Literatur beschriebenen klinischen und radiologischen

Ergebnisse verschiedener Implantate ohnehin immer nur auf eine bestimmte Indikation.

5.1 Prothesenwechsel

Die wichtigsten klinischen Faktoren beim älteren Patienten im Bezug auf Lebensqualität, Mobilität beziehungsweise den Grad der Pflegebedürftigkeit sind die Schmerzen und die Gehfähigkeit.

Bei den Patienten mit Prothesenwechseln sollte das primäre Ziel sein, durch die Revision die Schmerzen zu reduzieren und die Gehfähigkeit im Vergleich zum präoperativen Zustand zu verbessern. Das Ziel der Schmerzreduktion wurde in dieser Gruppe erreicht: Keine oder nur leichte Schmerzen hatten in der Nachuntersuchung 63,0% im Vergleich zu 25,9% präoperativ. Es kam zu einer signifikanten Abnahme des Schmerzempfindens. Trotz einer Verminderung der Schmerzen zeigte sich in dieser Gruppe eine leichte Verschlechterung der Gehfähigkeit, die selbständige Mobilität verändere sich von 66,6% präoperativ zu 59,3%. Der modifizierte Harris-Hip-Score als Maß für die Lebensqualität der Patienten stieg signifikant um 17,2 Punkte auf 55,0 Punkte an. Bei sechs der nachuntersuchten Patienten (22,2%) kam es zu einer eindeutigen Lockerung des Implantats. Diese klinischen Ergebnisse liegen hinter entsprechenden Studien in der Literatur, in denen sich der Harris-Hip-Score postoperativ auf Werte zwischen 76,7 und 88,5 Punkten verbessert. Die Lockerungsrate liegt in Vergleichsstudien ebenfalls deutlich niedriger bei unter 3,8% (Emerson et al. 2003; Schuh et al. 2004a; Schuh et al. 2004b; Yanmis et al. 2003).

Berücksichtigt werden muss allerdings das jüngere Patientengut im Literaturvergleich mit einem wesentlich höheren präoperativen Harris-Hip-Score. Dieser liegt in der Vergleichsliteratur zwischen 49 und 52 Punkten präoperativ (Emerson et al. 2003; Haydon et al. 2004; Schuh et al. 2004a). Eine weitere Ursache für die in der Vergleichsliteratur besseren klinischen Ergebnisse kann die häufigere Verwendung von Spongiosaplastik beziehungsweise Allografts sein, die sich besonders bei ausgedehnten Defekten in der Revisionsendoprothetik bewährt haben (Aigner et al. 2002; Barden et al. 2001; Hakala et al. 2002; Kligman et al. 2003; Lind et al. 2002; Piccaluga et al. 2002). Durch diese zusätzliche Maßnahme könnten auch bei der MHP in Zukunft die klinischen Ergebnisse bei Revisionen nach TEP verbessert werden.

In der nachuntersuchten Gruppe von Patienten mit Prothesenwechseln kam es bei insgesamt 29,6% zu einer Migration mit weiteren Lockerungszeichen wie Neokortikalis oder Konsolenbildung. Bei 22,2% waren die Implantate eindeutig radiologisch gelockert, drei Patienten wurden aus gesundheitlichen Gründen jedoch nicht revidiert. Diese Rate an radiologischen Lockerungen ist vergleichbar mit einigen anderen Studien (Engh et al. 2002; Springer et al. 2003), andere Studien zeigen jedoch deutlich bessere Ergebnisse von 0,8% bis 7,0% (Piccaluga et al. 2002; Schuh et al. 2004a). Es sind auch weit höhere Zahlen von Implantatversagen bei Prothesenwechseln durch aseptische Lockerung oder Fraktur in der Literatur bekannt. Hier wird bei Revisionen mit großen knöchernen Defekten sogar von Implantatversagen bei 29% bis 37,5% der Patienten berichtet (Davis et al. 2003; Sporer et al. 2003). Jedoch muss bei diesen Studien die wesentlich längere Nachuntersuchungszeit von vier bis fünf Jahren berücksichtigt werden. Somit liegt unser untersuchtes Patientengut auch in den radiologischen Ergebnissen den vergleichbaren Studien zurück.

Eine radiologische Verdickung der Kortikalis zeigte sich bei 18,5% bei ausschliesslich verriegelten Implantaten. In Bezug auf deren Lokalisation war auffällig, dass die Hypertrophie hauptsächlich im distalen Bereich der Prothese auf Höhe der Verriegelungsbolzen beziehungsweise knapp darüber oder darunter lag. Diese Verdickung zeigt, dass durch den Bolzen das Kraftverteilungsmuster verändert wird und ein Großteil der Kräfte vom distalen Prothesenende abgefangen wird. Ob diese Verschiebung der Krafteinleitung Auswirkungen auf die Standzeit des Implantats hat und ein Ausdruck der Lockerung ist, muss durch längere Beobachtungszeit herausgefunden werden. Der starke Knochenumbau an der Prothesenspitze der verriegelten Implantate legt jedoch die Vermutung nahe, dass durch den Bolzen der proximale Bereich der MHP zusätzlich entlastet wird. Dies könnte zu einem vermehrten „Stress-Shielding“ aufgrund mangelnder Elastizität führen. Die Zunahme der periprothetischen Knochenresorption bei der verriegelten MHP aufgrund geringerer Prothesenelastizität wurde von Andress bereits beschrieben (Andress 2000).
Eine Kortikalisatrophie lag bei 18,5% der nachuntersuchten Patienten vor, hier war das Verteilungsmuster jedoch unabhängig von der distalen Verriegelung. Die am

meisten betroffenen Zonen waren der komplette laterale Femuranteil von distal nach proximal zunehmend (Gruen Zonen 1 bis 3). Dieser „Bone Loss“ im lateralen proximalen Teil ist auch in anderen Studien beschrieben und nicht unbedingt als negativ zu bewerten (Boden et al. 2004; Schuh et al. 2004a; Weeden et al. 2002). Ob bei den verriegelten Implantaten ein vermehrtes „Stress-Shielding“ im Vergleich zu nicht verriegelten Prothesen auftrat, lässt sich durch die niedrige Fallzahl nicht sicher sagen und es bedarf größerer Untersuchungszahlen und längeren Nachuntersuchungszeiten.

In der Literatur liegen keine vergleichbaren Untersuchungen mit modularen, distal verriegelbaren Prothesen vor. Implantate, die durch diaphysäre Verklemmung eine distale Stabilität und somit eine Überbrückung von proximalen Defekten erzielen, wie zum Beispiel der Wagnerschaft® oder das Bicontact-System® zeigen, dass es auch hier zu Nachsinterungen und zu Lockerungen kommt, jedoch in weit geringerem Ausmaß als in unserem Patientengut. Hier sind Migrationsraten bei 12,6% und Lockerungsraten bei 4,7% bis zu 14,7% der Patienten beschrieben (Bircher et al. 2001; Bohm et al. 2001; Bohm et al. 2004; Eingartner et al. 2003; Isacson et al. 2000; Volkmann et al. 2003). Allerdings ist bei Prothesen mit distaler Verklemmung eine wesentlich höhere Rate an intraoperativen Schaftfrakturen bei bis zu 30,3% beschrieben (Meek et al. 2004; Weber et al. 2002).
Im unserem nachuntersuchten Kollektiv waren 55,5% primär distal verriegelt worden, die Hälfte davon war im weiteren Verlauf entriegelt beziehungsweise dynamisiert worden. Bei jeder zweiten verriegelten Prothese sinterte das Implantat trotz primärer Verriegelung, bei jeder vierten kam es postoperativ zu einem Bruch des distalen Verriegelungsbolzens.
Diese Daten zeigten, dass bei ausgedehnten Defektsituationen, wie sie bei Prothesenwechseln häufig vorliegen, der Verriegelungsbolzen nicht ausreicht, um die Prothese gegen eine Rotation oder eine Migration zu schützen. Durch ein Versagen der distalen Verriegelung kam es zu vielen Nachsinterungen und Lockerungen in unserem Patientengut. Auch die anderen distal verklemmbaren Implantate bieten keinen sicheren Schutz gegen eine Nachsinterung oder Rotation, jedoch sind die Migrations- und Lockerungsraten trotz längerer Nachuntersuchungszeiten den Zahlen unseres Patientengutes überlegen.

Zusammenfassend haben sich die distal verklemmbaren Implantate, besonders der Wagnerschaft® in dieser speziellen Indikationsgruppe durch gute klinische und radiologische Ergebnisse auch über einen längeren Beobachtungszeitraum bewährt (Bohm et al. 2004; Boisgard et al. 2001; Isacson et al. 2000; Ko et al. 2003; Lyu 2003; Weber et al. 2002). Gegen diese Ergebnisse muss sich die MHP trotz der zufriedenstellenden klinischen Ergebnisse langfristig erst noch beweisen. Die häufigere Anwendung von Spongiosaplastiken und Knochengrafts könnte die Stabilität verbessern, jedoch legten unsere Ergebnisse eine Änderung des Prothesendesigns nahe. Als Konsequenz dieser Daten wurden zusätzlich Schäfte für die MHP mit „Star Design“ entwickelt, die analog dem Wagnerschaft® sternförmig angeordnete Finnen im Schaftbereich besitzen, um somit ebenfalls eine diaphysäre Verklemmung zu erzielen. Die ersten Erfahrungen mit diesem Schaftsystem waren sehr zufriedenstellend, bedürfen jedoch weiterer Studien.

5.2 Implantatversagen

In der Gruppe der Patienten mit Implantatversagen ist ein Literaturvergleich nicht möglich, da keine vergleichbaren Studien existieren, die gesondert diese spezielle Revisionssituation berücksichtigen.

Bei diesen Patienten sollte primär das Ziel sein, eine Lebensqualität zu erreichen, die mit dem Zustand vor Versagen des Implantats zumindest vergleichbar ist.

Die selbständige Mobilität verschlechterte sich in der klinischen Nachuntersuchung mit 66,7% zu präoperativ mit 83,3%. Die Schmerzsymptomatik zeigte hingegen eine nicht signifikante Besserung der nachuntersuchten Patienten. So hatten in der Nachuntersuchung 66,7% keine oder nur leichte Schmerzen im Vergleich zu 41,7% vor Implantatversagen. Der modifizierte Harris-Hip-Score veränderte sich nicht signifikant von 56 Punkten auf 51,7 in der Nachuntersuchung. Er blieb somit als Maß für die Lebensqualität zumindest annähernd gleich. Eine Lockerung trat bei keinem der Patienten auf. Somit kann man das klinische Ergebnis durchaus als zufriedenstellend bezeichnen.

In dem nachuntersuchten Kollektiv kam es radiologisch bei keiner Prothese zu einer Migration nach distal, bei 33,3% zeigten sich aber radiologische Lockerungszeichen (Neokortikalis oder Konsolenbildung). 60% waren primär distal verriegelt worden. Kein Implantat war somit radiologisch oder klinisch eindeutig als

gelockert anzusehen und musste revidiert werden. Im Vergleich zu der Gruppe der Prothesenwechsel war die präoperative Knochensituation jedoch intakter, mit ausreichender medialer Abstützung bei fast allen Prothesen. Die Notwendigkeit einer hinreichenden medialen Abstützung für die Primärstabilität einer Prothese ist in der Literatur mehrfach beschrieben (Decking et al. 2003; Niinimaki et al. 2001; Whiteside et al. 1995). Somit ist nicht sicher, ob diese guten Ergebnisse in Bezug auf Nachsinterung und Lockerung auf die bessere Ausgangssituation oder auf die distale Verankerung durch den Verriegelungsbolzen zurückzuführen ist. Hier werden größere Fallzahlen benötigt. Vergleichen wir die Ergebnisse jedoch mit der Gruppe der Revisionen, in der die distale Bolzenverriegelung mehrfach versagte, kann man davon ausgehen, dass für die Stabilität der MHP ein intakter proximaler Femur wichtig ist.

Das Auftreten einer Hypertrophie der Kortikalis konnte bei 33,3% beobachtet werden, auch hier waren ausschließlich die verriegelten Implantate im distalen Bereich der Verriegelungsbolzen betroffen. Eine Atrophie trat bei 33,3% der Patienten unabhängig der Verriegelung auf, mit den betroffenen Zonen im medialen und lateralen proximalen Femuranteil. Diese Knochenveränderungen sind analog der Gruppe der Patienten mit Prothesenwechseln und beschreiben eine veränderte Krafteinleitung durch den Bolzen. Schlußfolgerungen lassen die niedrigen Fallzahlen jedoch noch nicht zu.
In einer vergleichbaren Studie mit ähnlich geringer Patientenzahl wurden mit einer Stanmore®-Prothese vergleichbar gute Ergebnisse mit keiner Revision und guten klinischen Ergebnissen nach zwei Jahren erzielt (van der Lugt et al. 2004).
Aus unserer Sicht ist bei dieser Indikation durchaus die Verwendung der MHP mit ihrer Möglichkeit der distalen Verriegelung zu empfehlen. Für Langzeitergebnisse sind allerdings weitere Studien bei einer größeren Patientenzahl nötig.

5.3 Trochantäre Femurfrakturen

In der Gruppe der per- bis subtrochantären Frakturen sind in der Primärversorgung die Verwendung von Hüftgleitschrauben in Kombination mit einem Marknagel oder einer Platte die derzeit am häufigsten verwendeten Verfahren (David et al. 2000; Krause et al. 1996; Nuber et al. 2003; Parker et al.

2004; Schipper et al. 2004). In unserer Patientengruppe wurde die MHP primär bei trochantärer Femurfraktur mit begleitender Coxarthrose sowie bei ausgedehnten Trümmerzonen implantiert. Bei derartig komplexen Frakturen ist die hohe Rate an Implantatversagen bei intramedullären Nägeln oder dynamischen Hüftschrauben in der Literatur mehrfach beschrieben worden (Albareda et al. 1996; Fogagnolo et al. 2004; Taeger et al. 2000).

Das primäre Ziel der Operation bestand generell darin, die Lebensqualität des Patienten durch die Operation gar nicht beziehungsweise möglichst wenig einzuschränken. Denn in dieser Gruppe muß bedacht werden, dass es sich bei der Implantation im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen um einen Primäreingriff handelte. Somit waren viele Patienten präoperativ völlig beschwerdefrei und ohne jegliche Hilfsmittel mobil.

Die selbständige Mobilität verschlechterte sich folglich auch von 95,7% präoperativ auf 70,3% in der Nachuntersuchung. Bezogen auf die Schmerzen zeigte sich sogar eine nicht signifikante Besserung, in der Nachuntersuchung hatten 87,0% keine oder nur leichte Schmerzen im Vergleich zu 74,0% präoperativ. Diese Verbesserung liegt aber sicher auch darin begründet, dass ungefähr die Hälfte der operierten Patienten zusätzlich eine begleitende Coxarthrose hatten.

Der modifizierte Harris-Hip-Score blieb, bei keiner nachgewiesenen Signifikanz, annähernd gleich bei 66,2 Punkten präoperativ und 62,5 Punkten in der Nachuntersuchung. Somit erreichten die Patienten in der Nachuntersuchung eine Punktzahl, die fast der Situation vor der Operation entsprach. Die klinische Lockerungsrate lag mit einem Patienten bei 4,3%.

Andress verglich in einer Studie die klinischen und radiologischen Ergebnisse von Gamma-Nagel und MHP bei per- und subtrochantärer Fraktur, hier waren die Ergebnisse beider Gruppen vergleichbar sowohl hinsichtlich der klinischen Ergebnissen als auch der Lockerungsraten (Andress et al. 2000a).

Aufgrund mangelnder vergleichbarer Studien zu Prothesenimplantationen nach trochantärer Fraktur wählten wir zusätzlich den direkten klinischen Vergleich mit Studien über die Primärimplantation einer der oben genannten Standardverfahren (intramedullärer Nägel, dynamische Hüftschraube) bei per- und subtrochantärer Fraktur. In dieser Gegenüberstellung sind unsere Ergebnisse der postoperativen Gehfähigkeit durchaus vergleichbar, die der Schmerzen sind sogar zum Teil

besser. Die Revisionsrate ist ebenfalls niedriger als bei den Standardverfahren, hier sind Revisionen bei 9,3% bis 22,0% beschrieben (Banan et al. 2002; Buhl et al. 2000; Domingo et al. 2001; Nuber et al. 2003; Rantanen et al. 1998). Grund hierfür sind Komplikationen wie „Cut-Outs“, aber auch Schaftfrakturen oder Achsfehlstellungen. Als Nachteil bei Prothesenimplantationen ist sicher der höhere Blutverlust sowie die längere Op-Dauer mit den für den multimorbiden Patienten möglichen Komplikationen zu nennen. Die Kliniksletalität lag in unserem Patientengut mit 6,6% aber im vergleichbaren Rahmen mit den anderen Verfahren.
Radiologisch kam es bei 13,0% zu einer Nachsinterung der Prothese, 9,0% in Kombination mit paraprothetischen Lockerungszeichen. Aufgrund eindeutiger klinischer und radiologischer Lockerung mussten 4,3% der Implantate revidiert werden.
Nur 39,1% der Prothesen waren distal verriegelt worden, Grund hierfür waren weniger beziehungsweise kleinere Defekte der Femurkortikalis. In dieser Gruppe war der Bolzen bei allen bis auf einer Prothese ausreichend, das Implantat zu stabilisieren und vor einer Migration zu schützen. Folglich hat sich die Bolzenverriegelung in dieser Gruppe bewährt, jedoch war die Knochendefektsituation geringer als bei den komplexen Revisionen.

Ein Vorhandensein einer reaktiven Kortikalisverdickung konnte bei 30,4% beobachtet werden, die meisten davon wieder bei verriegelten Implantaten im distalen Bereich des Femurs. Eine Atrophie der Femurkortikalis konnte in dieser Gruppe bei 26,1% festgestellt werden, es handelte sich hierbei ausschließlich um unverriegelte Prothesen. Dieses Ergebnis lässt, wie auch in den anderen Gruppen, die Schlußfolgerung zu, dass der Bolzen Umbauvorgänge an der Femurkortikalis fördert. Jedoch konnte aufgrund von zu kurzen Nachuntersuchungszeiten noch nicht ein vermehrtes „Stress-Shielding“ durch die Verriegelung nachgewiesen werden.

Der Literaturvergleich in Bezug auf Lockerung ist aufgrund mangelnder Studien wiederum schwierig. Wählt man den Vergleich mit primärer zementfreier Prothesenimplantation nach Schenkelhalsfrakturen, sind die Ergebnisse mit der Literatur vergleichbar. Hier sind Lockerungsraten zwischen 0% und 9,5%, zwar

nach längerer Beobachtungszeit, jedoch bei jüngerem Patientengut beschrieben (Aldinger et al. 2003; Garcia-Cimbrelo et al. 2003; Theis et al. 2003).

Aus klinischer wie auch radiologischer Sicht hat sich in unserer Studie die primäre Prothesenimplantation bei trochantärer Fraktur bewährt. Vor allem bei Bestehen einer symptomatischen Coxarthrose empfiehlt sich die primäre Implantation einer MHP. Im Falle von ausgedehnten Trümmerzonen sind die Ergebnisse vergleichbar mit den osteosynthetischen Verfahren. Dies wird in der Vergleichsliteratur in einigen älteren Studien (Broos et al. 1991; Schwenk et al. 1994; Vahl et al. 1994) sowie von Andress bestätigt (Andress et al. 2000a).

Unserer Meinung nach ist aber weiterhin zunächst die Implantation eines intramedullären Nagels bei komplexen instabilen trochantären Frakturen oder einer DHS bei stabilen Frakturen mit intaktem Trochanter minor ohne begleitende Coxarthrose Mittel der Wahl. Denn die Vorteile von einer einfacheren Op-Technik, einer kürzeren Op-Dauer mit niedrigerem Blutverlust, dem Erhalt des Hüftkopfes und die sofortige postoperative Vollbelastung bei gleichen Langzeitergebnissen überwiegen. Vor allem bei jüngerem Patientengut sollten durch die begrenzte Standzeit einer Totalendoprothese die herkömmlichen Verfahren zunächst ausgeschöpft werden. Dies hat bereits Andress in einer Studie mit dem direkten Vergleich von Gamma-Nagel und MHP bei pertrochantärer Fraktur beschrieben (Andress et al. 2000a). Für den Fall eines Versagens der Osteosynthese durch „Cut-Out“ oder massives Zusammensintern im weiteren Verlauf ist immer noch jederzeit die Möglichkeit der Implantation einer MHP mit einem guten Ergebnis gegeben.

6 Schlussfolgerung

Das modulare Helios®-Hüftendoprothesensystem (MHP) mit der Möglichkeit der distalen statischen oder dynamischen Verriegelung durch Bolzen ist bei kleineren Knochendefekten, wie sie nach Implantatversagen von Osteosynthesen und bei den instabilen trochantären Frakturen mit begleitender Coxarthrose vorlagen, ein geeignetes Implantat mit zufriedenstellenden klinischen und radiologischen Ergebnissen. Hier erfüllte die distale Bolzenverriegelung ihren Zweck als zusätzliche primäre Stabilisierung bis zur Bildung neuen Knochens.

Auch bei den „Grenzindikationen“ mit fraglicher Intaktheit des femoralen Kalkars war die zusätzliche Bolzenverriegelung sinnvoll mit der Möglichkeit einer Dynamisierung nach Defektheilung. Die sekundäre Entriegelung führte zu keinen weiteren Komplikationen und ermöglichte ein späteres proximales Einwachsen der Prothese. Hier müssen zur Sicherung der Daten jedoch größere Patientenzahlen und längere Beobachtungszeiträume folgen.

Bei ausreichender Knochenqualität ohne Defekt konnte die MHP natürlich ohne Verriegelung angewendet werden und war dann funktionell mit einer Standardprothese vergleichbar. Die Modularität der Prothese bot hier jedoch durch die Verwendung verschiedener Kopf- und Schaftlängen ein breiteres Indikationsspektrum als eine Standardprothese.

Bei den instabilen trochantären Frakturen ohne Coxarthrose empfehlen wir zunächst weiterhin die Verwendung der herkömmlichen intramedullären Implantate, im Falle eines sekundären „Cut-Outs“ stellt die MHP in dieser Gruppe ein geeignetes Implantat dar.

Bei sehr großen Knochendefekten vor allem im proximalen medialen Femuranteil, wie sie bei den Prothesenwechseln nach Fraktur vorlagen, waren unsere Ergebnisse im Vergleich mit ähnlichen Implantaten nicht befriedigend. Die distale Bolzenverriegelung war oftmals nicht ausreichend mit der Folge von Migration und Lockerung mit daraus resultierendem Bolzenbruch. Die Ergebnisse von Prothesen mit distal verklemmbaren Schäften waren hier trotz der höheren intraoperativen Komplikationsrate durch Schaftfrakturen eindeutig überlegen. Hier könnte bei dem meist sklerotischen Knochen durch die häufigere Verwendung von Spongiosaplastik und Knochengrafts eine Annäherung unserer Daten an die vergleichende Literatur möglich sein, jedoch forderten die Daten in dieser Gruppe eine Modifizierung des Prothesendesigns.

Nach ersten sehr zufriedenstellenden Ergebnissen lässt der zusätzlich entwickelte MHP „Star Design“-Schaft eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse erwarten.

7 Zusammenfassung

Durch den zunehmenden Altersdurchschnitt der Bevölkerung nahm die operative Versorgung von Frakturen des proximalen Femurs in den letzten 50 Jahren kontinuierlich zu. Somit stieg neben der Primärimplantation von Osteosynthesen (intramedullärer Nagel, dynamische Hüftschraube) und Hüftprothesen auch die Zahl der Sekundäroperationen aufgrund von Prothesenwechseln (aseptische Lockerungen, periprothetische Frakturen) oder bei Versagen der osteosynthetischen Verfahren deutlich an. Diese speziellen Indikationen erfordern meist die Implantation einer Langschaftprothese.

In dieser Arbeit sollen die klinischen und radiologischen Ergebnisse einer modularen Hüftprothese (MHP) dargestellt werden, die die Möglichkeit einer zusätzlichen distalen Verriegelung ähnlich wie bei einem Marknagel bietet. Der Wertigkeit dieser Verankerung wird hierbei besondere Beachtung geschenkt.

Die MHP ist eine Kombination aus einem Kopfteil und einer Schaftkomponente. Sie verfügt über die Möglichkeit einer distalen Bolzenverriegelung mit dem Ziel, proximale Defekte zu überbrücken sowie vor Rotation oder Migration zu schützen. In der klinischen Nachuntersuchung wurden die Veränderung von Gehfähigkeit, Schmerzen und eines modifizierten Harris-Hip-Scores (max. 91 Punkte statt 100) untersucht. Bei der radiologischen Nachuntersuchung wurden die Migration der Prothese, das Auftreten einer Neokortikalis oder einer Konsole sowie Knochenumbauvorgänge dokumentiert. Spezielle Beachtung galt der Primärstabilität durch die distale Verriegelung und die Korrelation mit einer vorhandenen medialen Abstützung der Prothese oder einem distalen Knochendefekt.

In dieser klinisch-prospektiven Studie wurden vom 01.01.1996 bis 11.01.2002 bei 106 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 72,2 Jahren 106 Prothesen bei derartigen Spezialindikationen implantiert (45 bei pertrochantärer Fraktur, 46 Prothesenwechsel und 15 Implantatversagen). Nach einem Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich 11,4 Monaten konnten 27 (Prothesenwechsel), 12 (Implantatversagen) und 23 (pertrochantäre Frakturen) Patienten nachuntersucht werden. Im Nachuntersuchungszeitraum waren in den drei Gruppen 15,2%, 13,3% und 24,4% verstorben. Als häufigste intraoperative Komplikationen traten Femurfrakturen auf (15,2% bei Prothesenwechseln). In der Gruppe der Prothesenwechsel erzielten die Patienten in der Nachuntersuchung

eine Harris-Hip-Score von 55,0 Punkten bei einer Lockerungsrate von 22,2%. Jedes zweite verriegelte Implantat sinterte in dieser Gruppe, bei jeder vierten Prothese brach zusätzlich der Verriegelungsbolzen. Die Gruppe der Implantatversagen zeigte in der Nachuntersuchung einen Harris-Hip-Score von 51,7 bei keiner Revision. Es kam zu keiner relevanten Migration mit zusätzlichem Bolzenbruch bei den verriegelten Implantaten. Die Patienten mit trochantärer Femurfraktur erlangten einen Harris-Hip-Score von 62,5 Punkten bei nur einer Revision aufgrund von Lockerung, einmal brach der Verriegelungsbolzen.

Die Zahlen der intraoperativen Femurfrakturen liegen im oberen Bereich der vergleichenden Literatur, die Sterberate im Nachuntersuchungszeitraum ist vergleichbar mit entsprechenden Studien. In allen drei Gruppen waren deutliche Knochenumbauvorgänge bei den verriegelten Prothesen auffällig, sie lassen jedoch aufgrund der kurzen Nachuntersuchungszeit noch keine Schlussfolgerungen zu.

In der Gruppe der Prothesenwechsel liegen die Ergebnisse sowohl klinisch als auch radiologisch hinter ähnlichen Studien, die distale Verriegelung reichte nicht aus, die Prothese gegen Migration oder Rotation zu schützen. Es kam zu Migration, Lockerung und Bolzenbruch. Grund hierfür war unter anderem eine häufig fehlende mediale Abstützung bei insgesamt schlechter Knochenqualität. Bei großen Knochendefekten hat sich die Bolzenverriegelung somit nicht bewährt, hier waren die Ergebnisse von Prothesen mit distal verklemmbaren Schäften trotz der höheren intraoperativen Komplikationsrate durch Schaftfrakturen eindeutig überlegen. Der weiterentwickelte MHP „Star Design“-Schaft lässt hier eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse erwarten.

Die Gruppe der Implantatversagen zeigte zufriedenstellende Ergebnisse. Die Verriegelung sicherte die Prothese gegen Migration, es kam zu keinem Bolzenbruch. Fast alle Prothesen hatten eine ausreichende mediale Abstützung, diese ist somit wichtig für die Primärstabilität der MHP.

Die Ergebnisse nach trochantärer Femurfraktur waren ebenfalls befriedigend und vergleichbar mit ähnlichen Studien. Die Bolzenverriegelung hielt die Prothese, auch hier war das geringere Defektausmass entscheidend für die Stabilität.

Somit ist die MHP bei kleineren Knochendefekten wie nach Implantatversagen und bei instabilen trochantären Frakturen mit begleitender Coxarthrose ein geeignetes Implantat mit zufriedenstellenden klinischen und radiologischen

Ergebnissen, die distale Schraubenverriegelung schützt das Implantat gegen Migration und Rotation.

Auch bei den „Grenzindikationen“ mit fraglicher Intaktheit des femoralen Kalkars war die zusätzliche Bolzenverriegelung sinnvoll mit der Möglichkeit einer Dynamisierung nach Defektheilung, bei intaktem Knochen konnte die MHP ohne Verriegelung angewendet werden und war dann funktionell mit einer Standardprothese vergleichbar, jedoch mit dem zusätzlichen Vorteil der Modularität. Bei trochantärer Femurfraktur ohne begleitende Coxarthrose empfehlen wir dennoch zunächst die primäre osteosynthestische Versorgung.

8 Literaturverzeichnis

Aigner, C., Marschall, C., Reischl, N. and Windhager, R. (2002). "[Cortical strut grafts, an alternative to conventional plating in periprosthetic fractures of the femur]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **140**(3): 328-33.

Albareda, J., Laderiga, A., Palanca, D., Paniagua, L. and Seral, F. (1996). "Complications and technical problems with the gamma nail." Int Orthop **20**(1): 47-50.

Aldinger, P. R., Breusch, S. J., Lukoschek, M., Mau, H., Ewerbeck, V. and Thomsen, M. (2003). "A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem." J Bone Joint Surg Br **85**(2): 209-14.

Andress, H. J. (2000). Eine neue modulare Hüftprothese (MHP): biomechanische Untersuchungen, Indikationen, klinischer Einsatz und Auswirkungen auf die Knochendichte des Femurs**:** 108-110.

Andress, H. J., Forkel, H., Grubwinkler, M., Landes, J., Piltz, S., Hertlein, H. and Lob, G. (2000a). "[Treatment of per- and subtrochanteric femoral fractures by gamma nails and modular hip prostheses. Differential indications and results]." Unfallchirurg **103**(6): 444-51.

Andress, H. J., Kahl, S., Kranz, C., Gierer, P., Schurmann, M. and Lob, G. (2000b). "Clinical and finite element analysis of a modular femoral prosthesis consisting of a head and stem component in the treatment of pertrochanteric fractures." J Orthop Trauma **14**(8): 546-53.

Andress, H. J., von Ruckmann, B., Zwonitzer, R., Kahl, S., Ringling, M. and Lob, G. (2001). "[Changes in bone density of the femur after cement-free implantation of a modular hip prosthesis with a long shaft]." Unfallchirurg **104**(7): 622-8.

Banan, H., Al-Sabti, A., Jimulia, T. and Hart, A. J. (2002). "The treatment of unstable, extracapsular hip fractures with the AO/ASIF proximal femoral nail (PFN)--our first 60 cases." Injury **33**(5): 401-5.

Barden, B., Fitzek, J. G., Huttegger, C. and Loer, F. (2001). "Supportive strut grafts for diaphyseal bone defects in revision hip arthroplasty." Clin Orthop(387): 148-55.

Baroud, G., Willmann, G. and Kreissig, R. (1998). "[Effect of prosthesis shaft coating on postoperative load bearing of the femur]." Biomed Tech (Berl) **43**(1-2): 25-8.

Barrack, R. L. (2003). "Orthopaedic crossfire--Stem modularity is unnecessary in revision total hip arthroplasty: in the affirmative." J Arthroplasty **18**(3 Suppl 1): 98-100.

Berry, D. J. (2003). "Treatment of Vancouver B3 periprosthetic femur fractures with a fluted tapered stem." Clin Orthop(417): 224-31.

Berry, D. J., Harmsen, W. S., Ilstrup, D., Lewallen, D. G. and Cabanela, M. E. (1995). "Survivorship of uncemented proximally porous-coated femoral components." Clin Orthop(319): 168-77.

Bircher, H. P., Riede, U., Luem, M. and Ochsner, P. E. (2001). "[The value of the Wagner SL revision prosthesis for bridging large femoral defects]." Orthopade **30**(5): 294-303.

Boden, H., Adolphson, P. and Oberg, M. (2004). "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation." Arch Orthop Trauma Surg.

Bohm, P. and Bischel, O. (2001). "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 **83-A**(7): 1023-31.

Bohm, P. and Bischel, O. (2004). "The use of tapered stems for femoral revision surgery." Clin Orthop(420): 148-59.

Boisgard, S., Moreau, P. E., Tixier, H. and Levai, J. P. (2001). "[Bone reconstruction, leg length discrepancy, and dislocation rate in 52 Wagner revision total hip arthroplasties at 44-month follow-up]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **87**(2): 147-54.

Boriani, S., De Iure, F., Bettelli, G., Specchia, L., Bungaro, P., Montanari, G., Capelli, A., Canella, P., Regnoli, R., Triscari, C. and et al. (1994). "The results of a multicenter Italian study on the use of the Gamma nail for the treatment of pertrochanteric and subtrochanteric fractures: a review of 1181 cases." Chir Organi Mov **79**(2): 193-203.

Bovy, P., Jolly, S., Dropsy, S. and Sacre, F. (2002). "[Results of rehabilitation on quality of walking and outcome in elderly patients following femoral neck fracture. Development after one year]." Ann Readapt Med Phys **45**(1): 19-25.

Broos, P. L., Rommens, P. M., Geens, V. R. and Stappaerts, K. H. (1991). "Pertrochanteric fractures in the elderly. Is the Belgian VDP prosthesis the best treatment for unstable fractures with severe comminution?" Acta Chir Belg **91**(5): 242-9.

Bugbee, W. D., Culpepper, W. J., 2nd, Engh, C. A., Jr. and Engh, C. A., Sr. (1997). "Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement." J Bone Joint Surg Am **79**(7): 1007-12.

Buhl, K., du Bois, Y. D., Lamade, W. and Meeder, P. J. (2000). "[The long gamma nail--indications, technique and results]." Chirurg **71**(9): 1107-14.

Callaghan, J. J., Forest, E. E., Olejniczak, J. P., Goetz, D. D. and Johnston, R. C. (1998). "Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note." J Bone Joint Surg Am **80**(5): 704-14.

Cameron, H. U. (2002). "The long-term success of modular proximal fixation stems in revision total hip arthroplasty." J Arthroplasty **17**(4 Suppl 1): 138-41.

Cameron, H. U. (2003). "Orthopaedic crossfire--Stem modularity is unnecessary in revision total hip arthroplasty: in opposition." J Arthroplasty **18**(3 Suppl 1): 101-3.

Chandler, H. P., Ayres, D. K., Tan, R. C., Anderson, L. C. and Varma, A. K. (1995). "Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component." Clin Orthop(319): 130-40.

Charnley, J. (1960). "Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur." J Bone Joint Surg Br **42-B**: 28-30.

Charnley, J. (1964). "The Bonding of Prostheses to Bone by Cement." J Bone Joint Surg Br **46**: 518-29.

Christie, M. J., DeBoer, D. K., Tingstad, E. M., Capps, M., Brinson, M. F. and Trick, L. W. (2000). "Clinical experience with a modular noncemented femoral component in revision total hip arthroplasty: 4- to 7-year results." J Arthroplasty **15**(7): 840-8.

Claes, H., Broos, P. and Stappaerts, K. (1985). "Pertrochanteric fractures in elderly patients: treatment with Ender's nails, blade-plate or endoprosthesis?" Injury **16**(4): 261-4.

Cossetto, D. J., McCarthy, J. C., Bono, J. V. and Turner, R. H. (1996). "Minimum four-year radiographic and clinical evaluation of results following femoral revision surgery with the S-ROM modular hip system." Acta Orthop Belg **62 Suppl 1**: 135-47.

David, A., von der Heyde, D. and Pommer, A. (2000). "[Therapeutic possibilities in trochanteric fractures. Safe--fast--stable]." Orthopade **29**(4): 294-301.

Davis, C. M., 3rd, Berry, D. J. and Harmsen, W. S. (2003). "Cemented revision of failed uncemented femoral components of total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **85-A**(7): 1264-9.

Decking, J., Decking, R., Schoellner, C., Drees, P. and Eckardt, A. (2003). "The internal calcar septum and its contact with the virtual stem in THR: a computer tomographic evaluation." Acta Orthop Scand **74**(5): 542-6.

Docquier, P. L., Manche, E., Autrique, J. C. and Geulette, B. (2002). "Complications associated with gamma nailing. A review of 439 cases." Acta Orthop Belg **68**(3): 251-7.

Domingo, L. J., Cecilia, D., Herrera, A. and Resines, C. (2001). "Trochanteric fractures treated with a proximal femoral nail." Int Orthop **25**(5): 298-301.

Dzupa, V., Bartonicek, J., Skala-Rosenbaum, J. and Prikazsky, V. (2002). "[Mortality in patients with proximal femoral fractures during the first year after the injury]." Acta Chir Orthop Traumatol Cech **69**(1): 39-44.

Ecke, H. (1986). "[The Giessen model of a cement-free implantable total endoprosthesis for the hip joint]." Unfallchirurgie **12**(4): 184-9.

Eingartner, C., Heigele, T., Dieter, J., Winter, E. and Weise, K. (2003). "Long-term results with the BiCONTACT system--aspects to investigate and to learn from." Int Orthop **27 Suppl 1**: S11-5.

Eingartner, C., Volkmann, R., Kummel, K. and Weller, S. (1997). "[Low loosening rate of a cemented titanium straight shaft prosthesis in long-term follow-up]." Swiss Surg **3**(2): 49-54.

Elliott, J., Beringer, T., Kee, F., Marsh, D., Willis, C. and Stevenson, M. (2003). "Predicting survival after treatment for fracture of the proximal femur and the effect of delays to surgery." J Clin Epidemiol **56**(8): 788-95.

Emerson, R. H., Jr. (2004). "Proximal ingrowth components." Clin Orthop(420): 130-4.

Emerson, R. H., Jr., Head, W. C. and Higgins, L. L. (2003). "Clinical and radiographic analysis of the Mallory-Head femoral component in revision total hip arthroplasty. A minimum 8.8-year and average eleven-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **85-A**(10): 1921-6.

Engh, C. A., Jr., Ellis, T. J., Koralewicz, L. M., McAuley, J. P. and Engh, C. A., Sr. (2002). "Extensively porous-coated femoral revision for severe femoral bone loss: minimum 10-year follow-up." J Arthroplasty **17**(8): 955-60.

Engh, C. A., Jr., Young, A. M., Engh, C. A., Sr. and Hopper, R. H., Jr. (2003). "Clinical consequences of stress shielding after porous-coated total hip arthroplasty." Clin Orthop(417): 157-63.

Engh, C. A. and Massin, P. (1989). "Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis." Clin Orthop(249): 141-58.

Engh, C. A., Massin, P. and Suthers, K. E. (1990). "Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components." Clin Orthop(257): 107-28.

Fogagnolo, F., Kfuri, M., Jr. and Paccola, C. A. (2004). "Intramedullary fixation of pertrochanteric hip fractures with the short AO-ASIF proximal femoral nail." Arch Orthop Trauma Surg **124**(1): 31-7.

Garcia-Cimbrelo, E., Cruz-Pardos, A., Madero, R. and Ortega-Andreu, M. (2003). "Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **85-A**(2): 296-303.

Gazdzik, T. S., Bozek, M. and Wojcik, B. (2002). "[PSO modular hip endoprosthesis--personal experiences]." Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol **67**(1): 19-24.

Goldberg, J. R. and Gilbert, J. L. (2003). "In vitro corrosion testing of modular hip tapers." J Biomed Mater Res **64B**(2): 78-93.

Grunig, R., Morscher, E. and Ochsner, P. E. (1997). "Three-to 7-year results with the uncemented SL femoral revision prosthesis." Arch Orthop Trauma Surg **116**(4): 187-97.

Hakala, B. E. and Moskal, J. T. (2002). "Proximal femoral allografting in revision total hip arthroplasty: stabilization of the host-graft junction with tension band fixation." J South Orthop Assoc **11**(2): 66-9; quiz 70.

Harris, W. H. (1969). "Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation." J Bone Joint Surg Am **51**(4): 737-55.

Haydon, C. M., Mehin, R., Burnett, S., Rorabeck, C. H., Bourne, R. B., McCalden, R. W. and MacDonald, S. J. (2004). "Revision total hip arthroplasty with use of a cemented femoral component. Results at a mean of ten years." J Bone Joint Surg Am **86-A**(6): 1179-85.

Head, W. C., Bauk, D. J. and Emerson, R. H., Jr. (1995). "Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty." Clin Orthop(311): 85-90.

Howell, J., Jr., Blunt La, L., Doyle, C., Hooper Rm, R., Lee Aj, A. and Ling Rs, R. (2004). "In Vivo surface wear mechanisms of femoral components of cemented total hip arthroplasties: the influence of wear mechanism on clinical outcome." J Arthroplasty **19**(1): 88-101.

Huggler, A. H. and Schreiber, A. (1978). Historischer Überblick. In Huggler A.H. and Schreiber A. (Hrsg.): Allarthroplastik des Hüftgelenks**:** 1-15.

Isacson, J., Stark, A. and Wallensten, R. (2000). "The Wagner revision prosthesis consistently restores femoral bone structure." Int Orthop **24**(3): 139-42.

Issack, P. S., Guerin, J., Butler, A., Marwin, S. E., Bourne, R. B., Rorabeck, C. H., Barrack, R. L. and Di Cesare, P. E. (2004). "Intraoperative complications of revision hip arthroplasty using a porous-coated, distally slotted, fluted femoral stem." Clin Orthop(425): 173-6.

Kawamura, H., Dunbar, M. J., Murray, P., Bourne, R. B. and Rorabeck, C. H. (2001). "The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **83-A**(9): 1333-8.

Kempf, I., Grosse, A., Taglang, G. and Favreul, E. (1993). "[Gamma nail in the treatment of closed trochanteric fractures. Results and indications apropos of 121 cases]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **79**(1): 29-40.

Khalily, C. and Whiteside, L. A. (1998). "Predictive value of early radiographic findings in cementless total hip arthroplasty femoral components: an 8- to 12-year follow-up." J Arthroplasty **13**(7): 768-73.

Kinkel, S., Kaefer, W., Reissig, W., Puhl, W. and Kessler, S. (2003). "Revision total hip arthroplasty: the influence of gender and age on the perioperative complication rate." Acta Chir Orthop Traumatol Cech **70**(5): 269-73.

Kligman, M., Rotem, A. and Roffman, M. (2003). "Cancellous and cortical morselized allograft in revision total hip replacement: A biomechanical study of implant stability." J Biomech **36**(6): 797-802.

Ko, P. S., Lam, J. J., Tio, M. K., Lee, O. B. and Ip, F. K. (2003). "Distal fixation with Wagner revision stem in treating Vancouver type B2 periprosthetic femur fractures in geriatric patients." J Arthroplasty **18**(4): 446-52.

Kolstad, K., Adalberth, G., Mallmin, H., Milbrink, J. and Sahlstedt, B. (1996). "The Wagner revision stem for severe osteolysis. 31 hips followed for 1.5-5 years." Acta Orthop Scand **67**(6): 541-4.

Krause, D., Phillip, J. and Lucke, C. (1996). "[Surgical outcome in subtrochanteric fractures. A study over 15 years]." Unfallchirurg **99**(3): 196-201.

Kwong, L. M., Miller, A. J. and Lubinus, P. (2003). "A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study." J Arthroplasty **18**(3 Suppl 1): 94-7.

Lenich, A., Mayr, E. and Ruter, A. (2002). "[Hip replacement after failed internal fixation in patients with proximal femur fracture--a simple procedure?]." Zentralbl Chir **127**(6): 503-6.

Lewis, G. (2004). "Geometric element analysis of fretting in a model of a modular femoral component of a hip implant." Biomed Mater Eng **14**(1): 43-51.

Lind, M., Krarup, N., Mikkelsen, S. and Horlyck, E. (2002). "Exchange impaction allografting for femoral revision hip arthroplasty: results in 87 cases after 3.6 years' follow-up." J Arthroplasty **17**(2): 158-64.

Lombardi, A. V., Jr., Mallory, T. H., Fada, R. A. and Adams, J. B. (2002). "Stem modularity: rarely necessary in primary total hip arthroplasty." Orthopedics **25**(12): 1385-7.

Lyu, S. R. (2003). "Use of Wagner cementless self-locking stems for massive bone loss in hip arthroplasty." J Orthop Surg (Hong Kong) **11**(1): 43-7.

Mahomed, N. N., Arndt, D. C., McGrory, B. J. and Harris, W. H. (2001). "The Harris hip score: comparison of patient self-report with surgeon assessment." J Arthroplasty **16**(5): 575-80.

McKee, G. K. (1970). "Development of total prosthetic replacement of the hip." Clin Orthop **72**: 85-103.

Meek, R. M., Garbuz, D. S., Masri, B. A., Greidanus, N. V. and Duncan, C. P. (2004). "Intraoperative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with a diaphyseal fitting stem." J Bone Joint Surg Am **86-A**(3): 480-5.

Merx, H., Dreinhofer, K., Schrader, P., Sturmer, T., Puhl, W., Gunther, K. P. and Brenner, H. (2003). "International variation in hip replacement rates." Ann Rheum Dis **62**(3): 222-6.

Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schafer, R., Steinhauser, E. and Gradinger, R. (1999). "[Comparative static biomechanical studies of tripod surface structures of cementless endoprostheses]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **137**(2): 122-8.

Niinimaki, T., Junila, J. and Jalovaara, P. (2001). "A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding." Int Orthop **25**(2): 85-8.

Nuber, S., Schonweiss, T. and Ruter, A. (2003). "[Stabilisation of unstable trochanteric femoral fractures. Dynamic hip screw (DHS) with trochanteric

stabilisation plate vs. proximal femur nail (PFN)]." Unfallchirurg **106**(1): 39-47.

Park, Y. S., Lee, J. Y., Yun, S. H., Jung, M. W. and Oh, I. (2003). "Comparison of hydroxyapatite- and porous-coated stems in total hip replacement." Acta Orthop Scand **74**(3): 259-63.

Parker, M. and Handoll, H. (2004). "Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures." Cochrane Database Syst Rev **1**: CD000093.

Parker, M. J., Khan, R. J., Crawford, J. and Pryor, G. A. (2002). "Hemiarthroplasty versus internal fixation for displaced intracapsular hip fractures in the elderly. A randomised trial of 455 patients." J Bone Joint Surg Br **84**(8): 1150-5.

Pelzl, H. (1983). "[Treatment of per- and subtrochanteric femoral fractures in conjunction with coxarthrosis]." Aktuelle Traumatol **13**(4): 160-3.

Piccaluga, F., Gonzalez Della Valle, A., Encinas Fernandez, J. C. and Pusso, R. (2002). "Revision of the femoral prosthesis with impaction allografting and a Charnley stem. A 2- to 12-year follow-up." J Bone Joint Surg Br **84**(4): 544-9.

Ranawat, C. S., Atkinson, R. E., Salvati, E. A. and Wilson, P. D., Jr. (1984). "Conventional total hip arthroplasty for degenerative joint disease in patients between the ages of forty and sixty years." J Bone Joint Surg Am **66**(5): 745-52.

Rantanen, J. and Aro, H. T. (1998). "Intramedullary fixation of high subtrochanteric femoral fractures: a study comparing two implant designs, the Gamma nail and the intramedullary hip screw." J Orthop Trauma **12**(4): 249-52.

Ratliff, A. H. (1983). "Ernest William Hey Groves and his contributions to orthopaedic surgery." Bristol Med Chir J **98**(367): 98-103.

Roberts, S. E. and Goldacre, M. J. (2003). "Time trends and demography of mortality after fractured neck of femur in an English population, 1968-98: database study." Bmj **327**(7418): 771-5.

Schipper, I. B., Steyerberg, E. W., Castelein, R. M., van der Heijden, F. H., den Hoed, P. T., Kerver, A. J. and van Vugt, A. B. (2004). "Treatment of unstable trochanteric fractures. Randomised comparison of the gamma nail and the proximal femoral nail." J Bone Joint Surg Br **86**(1): 86-94.

Scholz, R., Pretzsch, M., Matzen, P. and von Salis-Soglio, G. F. (2003). "[Treatment of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **141**(3): 296-302.

Schuckmann, P. and Schuckmann, W. (1989). "[Indications for endoprosthetic management of pertrochanteric fractures]." Beitr Orthop Traumatol **36**(6): 279-82.

Schuh, A., Holzwarth, U. and Zeiler, G. (2004a). "[Titanium modular revision prosthesis stem in revision hip prosthesis]." Orthopade **33**(1): 63-7.

Schuh, A., Werber, S., Holzwarth, U. and Zeiler, G. (2004b). "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 **124**(5): 306-9.

Schwenk, W., Eyssel, M., Badke, A. and Stock, W. (1994). "[Results of management of pertrochanteric comminuted fractures in the elderly with a tumor shaft endoprostheses]." Aktuelle Traumatol **24**(1): 6-11.

Semlitsch, M. and Willert, H. G. (1995). "Implant materials for hip endoprostheses: old proofs and new trends." Arch Orthop Trauma Surg **114**(2): 61-7.

Sporer, S. M. and Paprosky, W. G. (2003). "Revision total hip arthroplasty: the limits of fully coated stems." Clin Orthop(417): 203-9.

Springer, B. D., Berry, D. J. and Lewallen, D. G. (2003). "Treatment of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty with femoral component revision." J Bone Joint Surg Am **85-A**(11): 2156-62.

Su, H., Aharonoff, G. B., Hiebert, R., Zuckerman, J. D. and Koval, K. J. (2003). "In-hospital mortality after femoral neck fracture: do internal fixation and hemiarthroplasty differ?" Am J Orthop **32**(3): 151-5.

Sullivan, P. M., MacKenzie, J. R., Callaghan, J. J. and Johnston, R. C. (1994). "Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty-two-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **76**(6): 863-9.

Taeger, G., Schmid, C., Zettl, R., Schweiberer, L. and Nast-Kolb, D. (2000). "[Stable and unstable pertrochanteric femoral fractures. Differentiated indications for the dynamic hip screw]." Unfallchirurg **103**(9): 741-8.

Tauber, C. and Kidron, A. (2000). "Total hip arthroplasty revision using the press-fit CLS Spotorno cementless stem. Twenty-four hips followed between 1987 and 1998." Arch Orthop Trauma Surg **120**(3-4): 209-11.

Theis, J. C. and Ball, C. (2003). "Medium-term results of cementless hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty: a clinical and radiological review." J Orthop Surg (Hong Kong) **11**(2): 159-65.

Vahl, A. C., Dunki Jacobs, P. B., Patka, P. and Haarman, H. J. (1994). "Hemiarthroplasty in elderly, debilitated patients with an unstable femoral fracture in the trochanteric region." Acta Orthop Belg **60**(3): 274-9.

van der Lugt, J. C. and Dijkstra, S. D. (2004). "Satisfactory results of Stanmore total hip arthroplasty after failed osteosynthesis of the femoral neck." Acta Orthop Belg **70**(1): 25-30.

Volkmann, R., Bretschneider, C., Eingartner, C. and Weller, S. (2003). "Revision arthroplasty--femoral aspect: the concept to solve high grade defects." Int Orthop **27 Suppl 1**: S24-8.

Weber, M., Hempfing, A., Orler, R. and Ganz, R. (2002). "Femoral revision using the Wagner stem: results at 2-9 years." Int Orthop **26**(1): 36-9.

Weeden, S. H. and Paprosky, W. G. (2002). "Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty." J Arthroplasty **17**(4 Suppl 1): 134-7.

Whiteside, L. A., White, S. E. and McCarthy, D. S. (1995). "Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement." Am J Orthop **24**(10): 766-70.

Wiles, P. (1958). "The surgery of the osteoarthritic hip." Br J Surg **45**(193): 488-97.

Wirtz, D. C., Heller, K. D., Holzwarth, U., Siebert, C., Pitto, R. P., Zeiler, G., Blencke, B. A. and Forst, R. (2000). "A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR." Int Orthop **24**(3): 134-8.

Xenos, J. S., Callaghan, J. J., Heekin, R. D., Hopkinson, W. J., Savory, C. G. and Moore, M. S. (1999). "The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up." J Bone Joint Surg Am **81**(1): 74-82.

Yanmis, I., Tunay, S., Yildiz, C., Solakoglu, C. and Gur, E. (2003). "[Our clinical experience with non-cemented total hip revision arthroplasty]." Acta Orthop Traumatol Turc **37**(1): 1-8.

Zalzal, P., Gandhi, R., Petruccelli, D., Winemaker, M. J. and de Beer, J. (2003). "Fractures at the tip of long-stem prostheses used for revision hip arthroplasty." J Arthroplasty **18**(6): 741-5.

Zgoda, M., Ambroziak, M., Gorski, R., Babiak, I. and Kowalewski, M. (2002). "[Evaluation of femoral neck fracture treatment with hemiarthroplasty in elderly patients]." Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol **67**(5): 473-9.

9 Lebenslauf

*18. Juni 1975 in Heidelberg

Eltern:	Dr. med. Eckart Junghans,	Arzt
	Antje Junghans, geb. Löhr,	Pädagogin
Geschwister:	Jens Junghans,	Pilot

Schulausbildung:

- Grundschule Oberstdorf 1981- 1985
- Gymnasium Oberstdorf 1985- 1994
- Abitur 1994

- Zivildienst in der Orthopädischen Fachklinik Wasach in Oberstdorf (01.01.95-31.01.96)

Medizinische Ausbildung:

- Studium der Medizin seit Mai 1996 an der Ludwig-Maximilians-Universität München
- Physikum am 19. August 1998
- 1. Staatsexamen am 31. August 1999
- 2. Staatsexamen am 24. September 2001
- 3. Staatsexamen am 7. Mai 2003

- Praktisches Jahr
  - 1. Tertial Orthopädie, Schulthess Klinik, Zürich, Schweiz
  - 2. Tertial Innere Medizin, Gold Coast Hospital, Universitity of Queensland und Royal North Shore Hospital, University of Sydney, Australien
  - 3. Tertial Unfallchirurgie, LMU Grosshadern, München

- AIP 01.07.03- 30.09.04 Chirurgie der Kreisklinik München Perlach

- Assistenzarzt ab 01.10.04 Chirurgie der Kreisklinik München Perlach

10 Danksagung

Mein größter Dank gilt meinem Doktorvater und Betreuer Herrn Priv.-Doz. Dr. med. H.-J. Andress. Seine fachliche Unterstützung, seine konstruktive Kritik aber auch seine freundschaftlichen und motivierenden Worte haben in zahlreichen Gesprächen und Diskussionen wesentlich zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen.

Außerdem danke ich der Fa. Biomet Merck Deutschland GmbH und Frau K. Küchenmeister für die Hilfe bei der Auswertung der Patientendaten.

Desweiteren danke ich Herrn Prof. Dr. med. G. Lob sowie meinen Betreuern Dr. med. P.Gierer und T. Balci.

Ganz lieber Dank geht an meine Eltern, an meinen Bruder und an Christina für Ihre Unterstützung und Motivation.