

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. J. Eulert

9-11 Jahres Ergebnisse nach zementierter Titanschaft-Prothese (Müller-Geradschaftprothese)

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Martin Bockholt
aus Würzburg**

Würzburg, Dezember 2008

Referent:

Priv.-Doz. Dr. Christof Rader

Koreferent:

Prof. Dr. Franz Jakob

Dekan:

Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

30.06.2009

Der Promovend ist Arzt

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
2. ALLGEMEINER TEIL	2
2.1. Die geschichtliche Entwicklung des Hüftgelenkersatzes	2
2.2. Verwendete Materialien	3
2.2.1. Kobaltlegierungen	4
2.2.2. Titanlegierungen	5
2.3. Schaftdesign	6
2.4. Zementierungstechnik	8
2.5. Mechanismen der Schaftlockerung	10
2.6. Definition der Schaftlockerung	12
2.7. Risikofaktoren zur Schaftlockerung	15
3. MATERIAL UND METHODEN	16
3.1. Patientenkollektiv	16
3.2. Basisdaten	17
3.3. Verwendete Implantate	17
3.4. Postoperative Komplikationen	18
3.5. Nachuntersuchung	18
3.5.1. Fragebogen	18
3.5.2. Klinische Untersuchung	19
3.5.3. Radiologische Untersuchung	19
3.5.3.1. <i>Schaft und Zement</i>	20
3.5.3.2. <i>Radiolucent Lines</i>	20
3.5.3.3. <i>Ektope Ossifikationen</i>	22
3.6. Auswertung der Ergebnisse	23
3.6.1. Hüft-Score nach Harris	23
3.6.2. Risikofaktoren zur radiologischen Lockerung des Schaftes	23
3.6.3. Statistische Auswertung	24

4. ERGEBNISSE	24
4.1. Basisdaten	24
4.1.1. Alter der Patienten bei Nachuntersuchung	24
4.1.2. Geschlecht	25
4.1.3. Operationsseite	25
4.1.4. Beobachtungszeitraum der Totalendoprothesen	25
4.1.5. Präoperative Diagnose	26
4.2. Verwendete Implantate	27
4.3. Postoperative Komplikationen	27
4.4. Prothesenlockerung	28
4.5. Auswertung des Fragebogens	29
4.5.1. Angaben zu Schmerzen	29
4.5.2. Analgetikakonsum	30
4.5.3. Angaben zu Tätigkeit und Leistungsfähigkeit	30
4.5.4. Alltägliche Verrichtungen	31
4.5.5. Veränderung der Funktion der Hüfte und Zufriedenheit mit der Operation	32
4.6. Klinische Untersuchung	32
4.6.1. Hinken	32
4.6.2. Trendelenburg-Zeichen	33
4.6.3. Beckenstand	33
4.6.4. Lokalbefund	34
4.6.5. Beweglichkeit	34
4.6.6. Schmerzen bei der Untersuchung	35
4.7. Hüft-Score nach Harris	35
4.8. Radiologische Ergebnisse	36
4.8.1. Schaft und Zementmantel	36
4.8.2. Radiolucent Lines	37
4.8.3. Dichteverminderung der Kortikalis	41
4.8.4. Kortikalisverdickungen im Prothesenspitzenbereich	42
4.8.5. Ektope Ossifikationen	42
4.9. Risikofaktoren zur Schaftlockerung	43
4.9.1. Alter der Patienten bei Nachuntersuchung	43

4.9.2. Körpergewicht	44
4.9.3. Body-Mass-Index	44
4.9.4. Aktivität	44
4.9.5. Schaftgröße	44
4.9.6. Quotient aus Körpergewicht und Schaftoberfläche	44
4.10. Überlebenskurve nach Kaplan und Meier	45
5. DISKUSSION	45
6. ZUSAMMENFASSUNG	53
7. LITERATURVERZEICHNIS	55
8. DANKSAGUNG	
9. LEBENSLAUF	

1. Einleitung und Problemstellung

Demographisch gesehen ist in den letzten Jahrzehnten die Lebenserwartung der Menschen in den Industrieländern deutlich gestiegen. Im Zuge dieser Entwicklung steigt die Zahl der degenerativen Gelenkerkrankungen wie der Osteoarthrose. Der endoprothetische Ersatz stellt eine der wichtigsten Therapiemöglichkeiten dar, zerstörte Gelenke zu behandeln. Gerade für die Hüfte ist die Endoprothetik zu einem festen Bestandteil der Therapie geworden. Über die Jahre fand eine stetige Anpassung der verwendeten Materialien, eine Verfeinerung des Prothesendesigns sowie eine Optimierung der Implantationstechnik statt, um eine Verbesserung der Funktion und Haltbarkeit der Endoprothesen zu erreichen. Um diese Entwicklungen zu beurteilen und die Auswirkungen darzustellen und zu überprüfen, sind klinische Studien unerlässlich.

In der orthopädischen Universitätsklinik Würzburg wurden Ende der 80er und Anfang der 90er Jahre hauptsächlich zementierte Schaftprothesen vom Typ Müller-Geradschaft verwendet. Zunächst wurden meist Schäfte mit Chrom-Kobalt-Legierung implantiert. Wilson-MacDonald und Moschner (Wilson-MacDonald et al. 1990) zeigten in ihrer Studie 5 bis 10-Jahres-Überlebensraten von über 98%. Ende der 80er Jahre wurde aufgrund von häufigen Allergien und Unverträglichkeiten gegen Nickel und Chrom, fraglicher potentieller Kanzerogenität von Chrom-Kobalt-Legierungen und guter biomechanischer Eigenschaften von Titan auf eben diese Titanlegierung umgestellt. Titan und dessen Legierungen gelten als die Werkstoffe mit der besten Gewebeverträglichkeit. Das Elastizitätsmodul der Titanlegierungen liegt dem des Knochen nahe, so dass bei Belastung auftretende Spannungen besser auf den Zementmantel verteilt werden können (Sarmiento et al. 1979; Sarmiento et al. 1985). In den neunziger Jahren wurde gerade diese Eigenschaft eher als Nachteil angesehen, da der Knochenzement einen deutlich höheren Elastizitätsmodul aufweist als die Titanlegierung. Wenn nun keine hundertprozentige Intaktheit des Prothesen-Zement-Interfaces gegeben ist, sollte es hier aufgrund der unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Titan und Knochenzement zu Mikrobewegungen des Schaftes (Tompkins et al. 1994) mit höherem Abrieb und entsprechend erhöhten Partikelkonzentrationen im umliegenden Gewebe kommen. Die Titanschäfte sind in den 90er-Jahren durch Studien, welche oben genannte Beobachtungen bekräftigten sehr in die Kritik geraten und

wurden für frühe aseptische Lockerungen verantwortlich gemacht. Somit kam es zu einer Umstellung der Schäfte vieler Firmen auf das härtere Chrom-Kobalt.

Neuere klinische Untersuchungen konnten jedoch zeigen, dass gute Langzeitergebnisse auch bei Totalendoprothesen mit Titanlegierungen zu erreichen sind.

Ziel dieser Studie war es, langfristige Ergebnisse mit zementierten Titanschaftprothesen zu gewinnen und außerhalb der Legierungsarten Faktoren zu ermitteln, die für eine Lockerung der Schaftprothesen verantwortlich gemacht werden können.

2. Allgemeiner Teil

2.1. Die geschichtliche Entwicklung des Hüftgelenkersatzes

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk und bietet nach dem Schultergelenk den größten Bewegungsspielraum aller Gelenke. Als Verbindungsglied zwischen Rumpf und unterer Extremität ist es hohen mechanischen Belastungen und Abnutzungen ausgesetzt. Somit stellte die Behandlung destrukturierter Hüftgelenke und damit verbundener Schmerzen und Bewegungseinschränkungen schon in früheren Jahrhunderten eine Herausforderung für behandelnde Ärzte dar. Da konservative Behandlungsmethoden wie Physiotherapie, Radiotherapie oder intra-artikuläre Injektionen zwar durchgeführt wurden, aber nicht zu entsprechenden Therapieerfolgen führten, wurden schon Ende des 19. Jahrhunderts erste Versuche unternommen, die zerstörten Gelenkflächen durch Gewebe oder Fremdmaterialien zu ersetzen. Der erste Versuch fand 1883 in Paris statt, bei der Ollier eine Interpositionsarthroplastik durchführte, in der er periartikuläres Gewebe zwischen Hüftkopf und Pfanne einfügte (Wiles 1958). Ein weiterer Pionier des Hüftgelenkersatzes, Themistokles Gluck, versuchte es 1890 in Berlin weitgehend erfolglos mit einer Zweikomponentenprothese aus Elfenbein und Nickelstahl (Ritt et al. 1994). In den folgenden Jahren wurden zur Interposition mehrere verschiedene Materialien verwendet. Jones benutzte (1902) dafür Goldfolie, Murphy interponierte einen Fascia Lata-Lappen (1913). Smith Petersen aus Boston arbeitete 1923-1938 an seiner Idee der Cup-Arthroplastik (Wiles 1958). Als Materialien verwendete er zunächst Viscaloid, später Glas, Pyrex, Bakelit und schließlich Vitallium. 1938 wurde von P.

Wiles die erste eigentliche Totalendoprothese aus rostfreiem Stahl in London implantiert (Wiles 1958). Zur Fixierung wurde die Pfanne mit drei Nägeln im Becken angebracht und mittels eines Zuggurtungsmechanismus die Kopf-Hals-Partie am Femurschaft verbunden. McKee fixierte seine ersten Prothesen 1951 ähnlich wie die von Wiles äußerlich am lateralen Femur (D'Aubigne et al. 1954). Rostfreier Stahl diente zunächst als Gleitpaarung, McKee ersetzte diesen später durch Chrom-Kobalt-Legierungen. John Charnleys beobachtete starke Reibung zwischen den Gleitpartnern und damit verbundenen Lockerungen der Prothesen, was ihn 1959 zur Entwicklung der Low-Friction-arthroplastik (Charnley 1960) veranlasste. Der metallische Hüftkopf wurde im Durchmesser verkleinert und sollte zunächst mit einer Polytetrafluoräthylen-Pfanne (Teflon) artikulieren. Jedoch wies Teflon unter Belastung einen hohen Verschleiß auf, sodass dieses bald durch das ultrahochmolekulare Polyäthylen (UHMWPE) ersetzt wurde. Mit der Einführung von Knochenzement und somit der Möglichkeit die Prothese im Femurknochen zu fixieren, kam es seit 1960 zu einer deutlichen Reduktion der Revisionsraten durch aseptische Lockerungen (Charnley 1960). Kavanagh et al. konnten bei 1969 bis 1970 durchgeführten Low-Friction-Arthroplastiken 56% gute bis sehr gute, 19% mäßige und 25% schlechte 20-Jahres-Ergebnisse zeigen (Kavanagh et al. 1985).

Bis zum heutigen Tage wurde die Hüftendoprothetik in vielen Bereichen weiter verbessert. Durch Modifizierung und Weiterentwicklung des Designs, der Werkstoffe, der Oberflächen sowie der Operationstechnik, konnten die Langzeitergebnisse verbessert werden.

2.2. Verwendete Materialien

Implantate, die im Idealfall ein ganzes Menschenleben lang ihre Funktion ausüben sollen, müssen gewisse Bedingungen erfüllen. Die Materialien der Hüftendoprothesen sollten entsprechend körperverträglich (biokompatibel) und chemisch stabil (korrosionsfest) sein sowie die erforderlichen mechanischen Eigenschaften besitzen (Semlitsch et al. 1995). Eine ideale Biokompatibilität bedeutet, dass durch Implantate freigesetzte Substanzen nur in nicht-toxischen Konzentrationen vorliegen dürfen. So

sollten weder Allergien, Fremdkörperreaktionen, Entzündungen, Nekrosen oder Abstoßungsreaktionen durch diese Stoffe im Empfängerorganismus hervorgerufen werden (Wintermantel et al. 1996). Die tatsächlich freigesetzten Substanzen lösen jedoch auch schon in geringen Konzentrationen Gewebereaktionen aus, die zur Bildung lockeren, vaskularisierten Binde- oder Epithelgewebes bis hin zur Bildung dichten, nicht-vaskularisierten Bindegewebes führen (Wintermantel et al. 1996). Inwieweit nun diese Bindegewebsbildungen in einem ursächlichen Zusammenhang mit Implantatlockerungen stehen, ist bis dato noch nicht endgültig geklärt (s. Kapitel 2.5.). Ebenso muss eine gewisse Dauerhaftigkeit der Implantate vorliegen. Diese so genannte „Härte“ eines Materials wird durch das E-Modul beschrieben. Höhere E-Module bedeuten eine höhere Härte des Materials. Die Umleitung der Belastung vom Knochen über das teilweise um ein Vielfaches härtere Implantat wird als „Stress-shielding“ bezeichnet. Hier kann ein Ungleichgewicht der spannungsinduzierten Kräfte zu ausgeprägten Atrophien des Knochens führen (Wintermantel et al. 1996).

2.2.1. Kobaltlegierung

Moderne Techniken haben die Lebensdauer von Hüft-Schäften maßgeblich beeinflusst. So waren die in den 50er- und 60er-Jahren verwendeten Kobalt-Chrom-Molybdän-Gusslegierungen zwar sehr korrosions- und verschleißbeständig, jedoch limitierte ihre begrenzte Ermüdungsfestigkeit gute Langzeitergebnisse. Somit kam es bei gelockerten Schäften gelegentlich zu Implantat-Brüchen (Gruen et al. 1979; Poss et al. 1988; Evans et al. 1993; Wroblewski et al. 1993). Durch die Verwendung von Schmiedelegierungen aus je 35% Kobalt (Co) und Nickel (Ni), 20% Chrom (Cr) und 10% Molybdän (Mo), konnten Implantatbrüche aus der Klinik fast eliminiert werden (Semlitsch et al. 1995). Schwachpunkt der Kobalt-Chrom-Molybdänlegierungen war die geringere Körperverschleißbarkeit im Vergleich zu dem seit 1951 zur Osteosynthese eingeführten Titan und man vermutete eine Mitwirkung der Legierungen an dem Mechanismus der aseptischen Lockerung. Dieser Verdacht konnte durch verschiedene Untersuchungen nicht bestätigt werden (Brown et al. 1977; Rooker et al. 1980; Milavec-Puretic et al.

1998). Auch eine Sensibilisierung gegenüber Legierungsbestandteilen durch die Implantate konnte nicht nachgewiesen werden (Duchna et al. 1998).

Die Inzidenz von Neoplasmen bei CrCo-Implantaten wurde untersucht. Im Einzelfall traten osteogene Sarkome in der unmittelbaren Nähe der Schäfte auf, wobei eine klare Kausalität nicht nachgewiesen werden konnte (Penman et al. 1984; Brien et al. 1990; Paavolainen et al. 1999). Gillespie et al. (1988) stellten in ihrem Kollektiv eine signifikant höhere Inzidenz von Tumoren des lymphatischen und hämatopoetischen Systems fest. Im Vergleich zu einem Normalkollektiv fanden sie hier ein dreifach höheres Neuauftreten dieser Neoplasien in einem Zeitraum von 10 Jahren (Gillespie et al. 1988). Paavolainen et al. berichten in ihrer Studie mit 31.651 Hüfttotalendoprothesen über 15 Jahre ebenso über eine erhöhte Inzidenz von lymphatischen und hämatopoetischen Tumoren während der ersten 3 bis 9 Jahre. Außerhalb dieses Zeitraumes gleicht sie jedoch der der Normalpopulation. Das Neuauftreten von Lungen- und Magenkarzinomen waren hier signifikant geringer, osteogene Sarkome wurden nicht beschrieben (Paavolainen et al. 1999). In der Studie von Signorello et al. mit 693.954 Personen-Jahren fand man eine erhöhte Rate an Prostatakarzinomen, malignen Melanomen und multiplen Myelomen, aber auch hier war die Inzidenz der Lungen- und Magenkarzinome signifikant geringer (Signorello et al. 2001). Puolakka et al. fanden in ihrer Studie mit 62.841 primären und 12.224 gewechselten Hüfttotalendoprothesen von 1980 bis 1999 keine erhöhte Inzidenz von Tumoren (Puolakka et al. 2001).

2.2.2. Titanlegierungen

Titanlegierungen haben eine höhere Korrosionsbeständigkeit als die meisten anderen metallischen Implantatwerkstoffe (Wilson-MacDonald et al. 1990). Da Vanadiumchloride in in-vivo-Experimenten eine höhere Toxizität als entsprechende Nickel- und Kobaltsalze vorweisen, sind Legierungen mit Vanadium gesondert zu betrachten (Wilson-MacDonald et al. 1990). So gab man Titanlegierungen ohne Vanadium, wie zum Beispiel die Titanlegierung mit 6% Aluminium und 7% Niobium, in der klinischen Anwendung den Vorzug (Wilson-MacDonald et al. 1990; Semlitsch et

al. 1995). Die hervorragende Biokompatibilität des Titans erlaubt dem Knochengewebe ein gutes Heranwachsen an das Implantat. Dieses Merkmal ist besonders für zementfreie Schäfte von Vorteil (Semlitsch et al. 1995).

Titanlegierungen haben ein deutlich geringeres Elastizitätsmodul (E-Modul) als Chrom-Kobalt-Legierungen, was zu einem geringeren Stress-shielding führt (Sarmiento et al. 1979; Wilson-MacDonald et al. 1990; Werksinformationen Protek GmbH 1996). Das E-Modul von Ti-6Al-4V liegt mit $1,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$ relativ nahe bei kortikalem Knochen ($1,6 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$), ist aber gegenüber Knochenzement ($2,3 \times 10^8 \text{ N/m}^2$) erhöht (Sarmiento et al. 1985). So verteilen sich die bei Belastung auftretenden Kräfte auf die gesamte Prothesen-Oberfläche. An dem sonst so resorptionsgefährdeten Calcaneus (proximales Femurende) konnte in verschiedenen klinischen Studien ein geringerer Abbau von Knochen beobachtet werden (Sarmiento et al. 1979; Sarmiento et al. 1985; Tompkins et al. 1994). In der Literatur wurden widersprüchliche Angaben bezüglich der Haltbarkeit dieser Titanschaftprothesen gemacht. Untersuchungen mit niedrigen Lockerungsraten (Eingartner et al. 1997) stehen klinischen Resultaten mit häufigeren aseptischen Lockerungen gegenüber (Robinson et al. 1989; Tompkins et al. 1994). Die Häufung aseptischer Lockerungen wird mit dem niedrigen E-Modul der Titan-Schäfte und der resultierenden stärkeren Durchbiegung des Schaftes mit konsekutiver Lösung von Teilen des Zementmantels erklärt. Im weiteren Verlauf soll dies zu Zement-Fragmentation und schließlich zur Prothesenlockerung führen (Tompkins et al. 1994).

2.3. Schaftdesign

Ein großes Problem des Schaftdesigns ergibt sich aus den anatomischen Gegebenheiten. Das Femur und auch die Markrauhöhle folgen in der Vorderansicht einer C-förmigen und in der Seitenansicht einer S-förmigen Krümmung, welche nahezu senkrecht zueinander stehen (Wilson-MacDonald et al. 1990). Eine perfekte Prothese sollte idealerweise in ihrem Design der Kortikalis kontinuierlich anliegen. Aus oben genannten anatomischen Gegebenheiten ist allerdings so eine ideale Schaftprothese nicht implantierbar (Wilson-MacDonald et al. 1990). So stellt sich selbst bei individuell angefertigten Prothesen eine gewisse Inkongruenz zum Femur ein. Charnley führte

1960 die Verankerung der Schäfte mittels Knochenzement ein, was eine deutliche Verbesserung der Situation mit sich brachte (Charnley 1960). Die Rolle des Prothesendesign hat dennoch nichts an Bedeutung verloren. Grundsätzlich kann zwischen Geradschaftprothesen und Bogenschaftprothesen unterschieden werden.

M. E. Müller führte 1966 die Bogenschaftprothese ein. Sie zeigte jedoch noch einige Schwachstellen, die sich klinisch auch in erhöhten aseptischen Lockerungsraten widerspiegelten (Goodman et al. 1987). Durch die gebogene Form der Prothese kam es häufig zu einer varischen Implantation, was mit einer mechanischen Überlastung einherging. Der scharfe mediale Prothesenrand war Ursache von medialen Zementmantelbrüchen und der relativ kleine Schaft führte regelmäßig zu einem niedrigen Schaft-Kanal-Verhältnis, wodurch große Mengen Knochenzement benötigt wurden.

1977 führte M. E. Müller mit einem verbesserten Design die Geradschaftprothese ein. Sie wurde ursprünglich aus Chrom-Kobalt-Legierungen hergestellt und zielte mit ihrer Form auf eine distale Verankerung ab. Durch Stress-shielding kommt es daher typischerweise zu einer ausgeprägten Calcar-Atrophie, eine erhöhte Prothesenlockerung ist darunter aber nicht zu beobachten (Schmitz et al. 1994; Pritchett 1995). Das Prothesendesign führt zu einer anderen Zementverteilung. Proximal umgibt ein relativ dünner Zementmantel den voluminösen Schaft. Distal liegt der Zement nur dorsal und ventral um das Prothesenende, da in der Sagittalebene auf Grund des Prothesendesings der Zement verdrängt wird. So entsteht ein direkter Kontakt zwischen Knochen und Prothese im Sinne eines Press-fits (Wintermantel et al. 1996). Zudem wurde der mediale Prothesenrand abgerundet. So beschrieben Wilson-MacDonald und Morscher (1989) nach 5 bis 10 Jahren Schaft-Wechselraten von 1,6% und 3,9% für den Müller-Bogenschaft (Wintermantel et al. 1996). Die Studie von Krismer et al. (1991) bestätigte dies. Hier lagen nach knapp 6 Jahren niedrige Wechselraten für den Müller-Geradschaft (1,9%) und für die entsprechende Bogenschaftprothese vor (3,7%). Jedoch war die Rate der radiologisch als lockerungsgefährdet anzusehende Schäfte nach diesem Nachuntersuchungszeitraum bei den Geradschäften mit 20,1% höher als bei den Bogenschäften mit 16,3% (Krismer et al. 1991).

Die höchste Belastung für die Prothesen im Alltag tritt auf, wenn die Patienten Treppen steigen oder sich vom Stuhl erheben. Diesen axialen und Torsionskräften muss

entgegengewirkt werden, da die Prothesen sonst einsinken und in eine varische Position verkippen. Außerdem ist eine Rotationsstabilität von Nöten. Diese Rotationsstabilität wurde von Gustilo et al. (1989) in einer biomechanischen Arbeit untersucht. Die Studie zeigte eine Abhängigkeit der Rotationsstabilität von der Länge der implantierten Schaftprothese und damit ihrer Kontaktfläche mit dem Knochenkanal (Gustilo et al. 1989). Kurze Schäfte rotieren 2,1-fach stärker als lange Schäfte, kurze Bogenschäfte 1,5-fach stärker als kurze Geradschäfte. Eine angeschlossene klinische Studie mit durchschnittlich 44 Jahre alten Patienten zeigte fünf Jahre postoperativ eine Revisionsrate der langen Bogenschäfte von 2,9% (Gustilo et al. 1989).

2.4. Zementierungstechniken

Durch die Einführung von Knochenzement kam es zu einer rascheren postoperativen Mobilisation und somit zu einer geringeren Inzidenz thromboembolischer und pneumonischer Komplikationen. Als Charnleys 1960 Polymethylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement in der Hüftendoprothetik einführte, versuchte er mit diesem Schritt einerseits den Kontakt zwischen Prothese und Knochen zu verbessern und andererseits die auftretenden Kräfte gleichmäßig auf den Knochen zu übertragen (Charnley 1960). Bis heute ist die Verwendung von Knochenzement in der Endoprothetik eine etablierte Methode geblieben.

Nicht nur der Zement an sich, sondern auch dessen Applikationstechnik verbesserte sich im weiteren Verlauf. Die heute bezeichnete Zementierungstechnik erster Generation ist auf Charnley zurückzuführen. Hier wird durch manuelles Einstopfen (das so genannte „Thumbing“) der Zement antegrad, also von proximal nach distal in den Markraumkanal eingeführt. Durch diesen Druck kommt es zu einer besseren Verzahnung zwischen Knochenzement und Markraum-Spongiosa (Charnley 1960). Bei diesem Verfahren wurde kein Markraumstopper verwendet. Da die Prothesen am medialen Rand scharfe Kanten aufwiesen führte dies häufig zu medialen Zementmantelbrüchen und schließlich zur Prothesenlockerung (Harris et al. 1982; Harris et al. 1988). Als Reaktion darauf werden seit Mitte der 70er-Jahre Schaftdesigns mit breitem medialen Rand und mit runden Kanten produziert (Harris et al. 1988). Die

Zementierungstechnik der zweiten Generation bedient sich nun eines Markraumstoppers, der den Markraum distal blockt. Durch diese mechanische Barriere und der Benutzung einer Zementpistole, welche den Markraum nun retrograd, also von distal beginnend unter Druck mit Zement füllt, ist eine komplette Füllung des Markraumes gewährleistet. Wie schon oben beschrieben kommt es durch den Druck zu einer guten Verzahnung von Zement und Knochen (Barrack et al. 1992). Die Studie von Poss et al. (1988) zeigte, dass die Zementierungstechnik wesentlichen Einfluss auf die Lockerungsraten der Schäfte hat. So kam es unter der Zementierungstechnik zweiter Generation bei gleichem Prothesentyp zu einer höheren Qualität der Zementmäntel und zu signifikant geringeren Lockerungsraten (Poss et al. 1988). Auch die Untersuchungen des Schwedischen Prothesenregisters durch Malchau und Herberts 1998 zeigten eine deutliche Abhängigkeit der Revisionsraten von der Zementierungstechnik (Malchau H 1998). Somit wurde klar, dass nicht nur das Prothesendesign, sondern weit mehr Faktoren für den Langzeitverlauf der implantierten Prothesen eine wesentliche Rolle spielen. Malchau et al. erkannten, dass durch die Verwendung eines Markraumstoppers, der Druckzementierung und der pulsierenden Druckspülung des Knochenlagers (Jet-Lavage) die Revisionsraten wesentlich verringert werden konnten. Jeder dieser Schritte führte zu einer signifikanten Reduktion der Revisionsraten um etwa 20 Prozent (Malchau H 1998). Breusch et al. sahen die Durchführung der Jet-Lavage als unverzichtbares Muss an, da es neben einer verminderten Porosität des Knochenzementes dadurch auch zu einer Verringerung des Fettembolie-Risikos komme (Breusch et al. 2000).

1988 zeigten Harris und Davies in einem experimentellen Vergleich, dass die Porosität des Knochenzementes von entscheidender Bedeutung für seine Dauerfestigkeit ist. So ist Palacos R (Kulzer und Co., Bad Homburg) ein hochviskoser Knochenzement und weist damit eine niedrigere Dauerfestigkeit und höhere Porosität auf als das niedriger-viskose Sulfix P (Howmedica, Rutherford, NJ, USA)(Harris et al. 1988). Zu einem signifikanten Unterschied kam es, wurde Sulfix P nach dem Anmischen für 30 Sekunden zentrifugiert. Gegensätzlich dazu sind die klinischen Erfahrungen des Schwedischen Endoprothesenregisters. Hier war in der landesweiten Studie Sulfix P mit dem höchsten Risiko an aseptischen Lockerungen assoziiert, während Palacos-Zement mit der niedrigsten Lockerungsrate einherging (Malchau H 1998).

2.5. Mechanismen der Schaftlockerung

Eine hohe Rate an septischen Lockerungen prägte Chamleys frühe Erfahrungen mit Totalendoprothesen (Garvin et al. 1995). Bis zu neun Prozent der Schaftlockerungen traten durch septische Komplikationen auf. Diese Problematik konnte durch die Einführung von Laminar Air-Flow in Operationssälen sowie die routinemäßige prophylaktische perioperative Antibiose deutlich gebessert werden. Die Rate an septischen Lockerungen konnte somit auf unter ein Prozent reduziert werden (Garvin et al. 1995). Da dadurch die septischen Komplikationen vernachlässigbar gering geworden sind, trat die Forschung bezüglich der Pathogenese aseptischer Lockerungen in den Vordergrund.

An Leichenpräparaten konnte Harris 1993 eine initiale laterale und distale Lösung der Prothese vom Zementmantel beschreiben (Boeree et al. 1993). Das Zement-Knochen-Interface war dabei weitestgehend intakt, das Problem war, dass es, unterstützt durch kleine Zementmantelbrüche an porösen Stellen, zu einer Verbiegung der Schaftprothese kam. Tompkins et al. konnten nur ein Jahr später diese Beobachtung in einer prospektiven klinischen Studie bestätigen. Hier stellte man eine initiale proximolaterale Lösung der Prothese vom Zementmantel bei medialen Zementbrüchen fest (Tompkins et al. 1994).

Weinans et al. zeigten in einem Computermodell den Zusammenhang zwischen der Verbiegung eines Hüftschafes mit relativen Mikrobewegungen am Implantatknocheninterface und resorptiven Vorgängen in proximalen periprothetischen Zonen auf. Je nach Ausprägung der resorptiven Vorgänge, die mit Bindegewebeeinlagerung im Prothesenknocheninterface einhergingen, kam es zu einer sekundären Stabilisierung oder zu einer weiteren Lockerung des Implantates (Weinans et al. 1993).

Bullough et al. fanden in ihren histopathologischen Untersuchungen eine dünne fibröse Membran zwischen Knochenzement und vitalem Knochen (Bullough et al. 1988). Bei gelockerten Prothesen fand man jedoch eine, durch Makrophagen, Fibrose und Nekrose gekennzeichnete, bis zu einigen Millimetern dicke Membran, in der auch Zementpartikel und Abriebpartikel von Polyäthylen und Metall nachweisbar waren. Durch das Rekrutment von Makrophagen in das Zement-Knochen-Interface mit

nachfolgender Resorption des angrenzenden Knochens kam somit eine Schafflockerung zustande. Howie et al. fanden, dass Polyäthylenpartikel lokal Gewebereaktionen auslösen, insbesondere durch die Aktivierung von Makrophagen. Somit vermuteten sie, dass über Zytokinausschüttung eine Makrophagenaktivierung und eine Aktivierung der Osteoklasten, verbunden mit einer Knochenresorption, einhergehe. Sie fanden auch Polyäthylenpartikel in gelenkfernen Zonen, die wohl entlang schmaler Spalten zwischen Prothese und Zement bzw. zwischen Zement und Knochen dorthin gelangt waren (Howie et al. 1993).

Auch Schmalzried et al. konnten diese Befunde bestätigen. In histologischen Untersuchungen von 23 intraoperativ und 11 autoptisch gewonnenen Geweben aus Zonen mit radiologisch nachgewiesenen Lockerungssäumen waren Polyäthylenpartikel in allen 34 Fällen intrazellulär und zusätzlich in 31 Fällen auch extrazellulär zu finden (Schmalzried et al. 1992). Metallpartikel konnten in 22 Fällen nachgewiesen werden. 10 von den 16 zementierten Schäften wiesen Gewebe mit Zementpartikel auf. Die Intensität der aufgetretenen Makrophagenreaktion stand hierbei in direkter Relation zu der Menge der Polyäthylenpartikel. Ebenso korrelierte die Makrophagenreaktion mit dem Ausmaß der knochenresorptiven Vorgänge. Schmalzried et al. bestätigten hier den Befund von Howie et al., wonach Osteolysen nicht nur in den proximalen Zonen, sondern auch in den gelenkfernen Zonen nachweisbar waren. Nachgewiesen wurde dies durch Arthrographien vor den Gelenkrevisionen. Hier waren entsprechende Kontrastmittelanreicherungen in den beschriebenen Bereichen zu finden. Schmalzried et al. prägten daher den Begriff der „effektiven Gelenkfläche“, die mit Gelenkflüssigkeit und somit auch mit Abriebprodukten in Kontakt komme (Schmalzried et al. 1992).

Eine weitere Bestätigung fanden Jacobs et al.. Sie konnten makrophagenhaltige Membranen um feste wie lockere Schäfte nachweisen (Jacobs et al. 1993). Bei den meist intrazellulär gelegenen Partikeln handelte es sich vornehmlich um Polyäthylen. Bei gelockerten Schäften waren außerdem Metallpartikel zu finden, wobei jeweils Legierungsbestandteile von Titan-Schäften wie auch von Chrom-Kobalt-Schäften zu finden waren.

Ende der siebziger Jahre prägten Willert et al. den Begriff „cement disease“, da auch Zementpartikel in verschiedenen Untersuchungen gefunden wurden (Semlitsch et al. 1995).

1992 wiesen Kwong et al. in ihren durchgeführten histologischen Untersuchungen der Gewebe mit radiologischen Lockerungssäumen (Radiolucent Lines) um den Zementmantel herum in 12 der 14 Fällen Osteoporose nach (Kwong et al. 1992). Nur in einem Fall waren fibröse Membranen neben der Osteoporose in den Radiolucent Lines zu finden. Eine vollständig aus ihrem Schaftlager gelockerte Prothese wies in allen Zonen eine durchgehend fibröse Membran von bis zu fünf Millimeter Dicke auf.

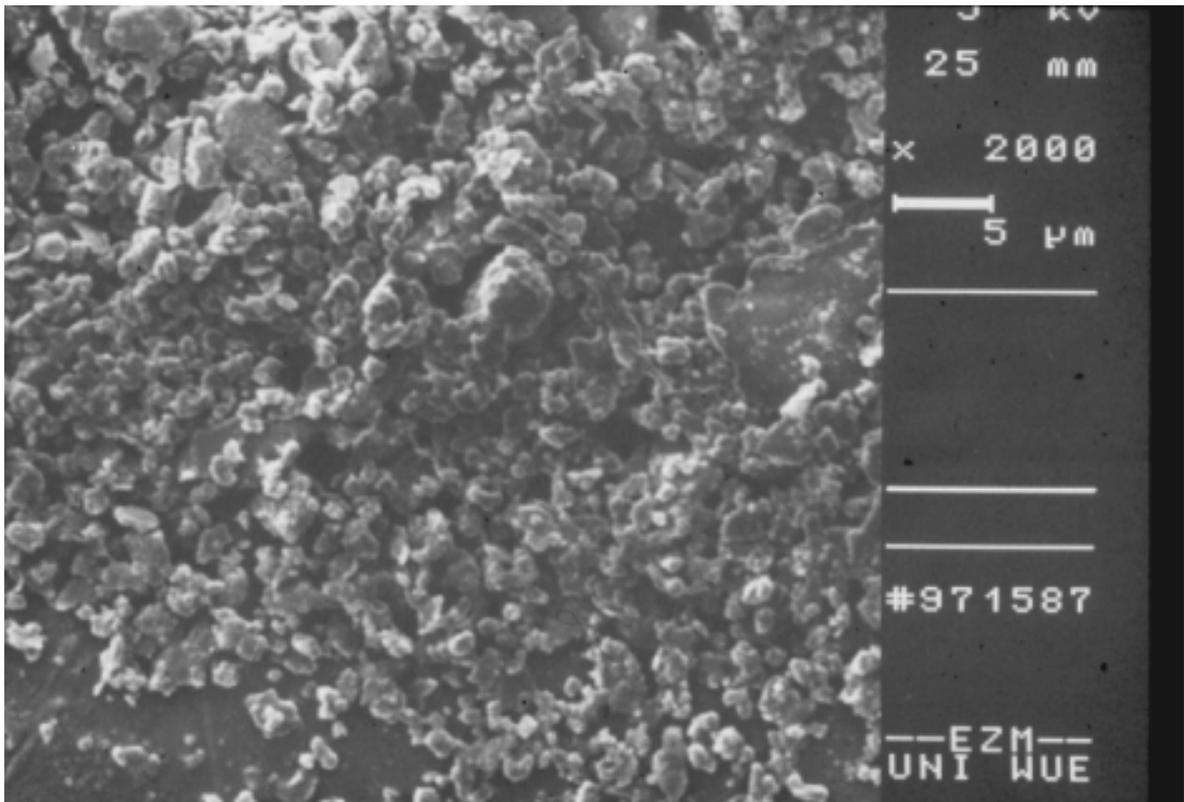


Abb.1: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von isolierten periprothetischen Partikeln (König-Ludwig-Haus, Universität Würzburg)

2.6. Definitionen der Schaftlockerung

Im Röntgenbild stellen sich bindegewebige Membranen um Endoprothesen als Lysesäume (Radiolucent Lines) dar.

1979 teilten Gruen et al. die periprothetischen Knochenanteile in der ap-Ansicht in sieben Zonen ein (Gruen et al. 1979). Die Hip-Society, die Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie (SICOT) und die American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) übernahmen diese in einem Konsenspapier 1990 und ergänzten sie durch sieben weitere Zonen in der Seitenansicht (Johnston et al. 1990).

Nach Gruen et al. wurden vier Versagensarten der Schaftprothesen typisiert: Das Einsinken des Schaftes im Zementmantel, bzw. des Zementmantels im Femurschaft, die Verkippung der Prothese um Drehpunkte in Prothesenmitte oder Prothesenkragen sowie die proximale Verbiegung der Prothese bei distal stabilen Verhältnissen (Gruen et al. 1979). Somit sind Zementmantelbrüche und Lysesäume als Lockerungszeichen zu werten. Eine Lockerung wurde entsprechend als radiologisch gesicherte Änderung der mechanischen Integrität der Kraftübertragenden zementierten Schaftkomponente definiert.

Krismer et al. benutzten diese Zonenaufteilung und korrelierten sie mit Qualität und Quantität der Radiolucent Lines. So bezeichneten sie Prothesen mit Radiolucent Lines in den distalen Zonen 2 bis 6 als lockerungsgefährdet und Implantate und Prothesen, die kontinuierliche Lysesäume zeigten bzw. mehr als fünf Millimeter eingesunken waren als locker (Krismer et al. 1991).

Auch Harris et al. definierten Kategorien der Schaftlockerung (Harris et al. 1982). Wenn mindestens die Hälfte des Interfaces in der Seiten- oder ap-Ansicht Radiolucent Lines aufwies, gingen sie von einer möglichen Lockerung aus. Eine wahrscheinliche Lockerung bestand nach ihrer Ansicht, wenn das komplette Interface betroffen war. Von definitiver Lockerung wurde ausgegangen, wenn eine Einsenkung oder Verkippung der Prothese oder des Zementmantels bestand, beim Auftreten von Radiolucent Lines zwischen Prothese und Zement sowie bei Brüchen des Zementes oder der Prothese selbst.

Demgegenüber stehen die Erfahrungen von Wilson-MacDonald und Morscher (1996). Diese fanden in ihrem Kollektiv Einsenkungen der Geradschaftprothesen von bis zu fünf Millimeter in den ersten postoperativen Jahren, die jedoch gewöhnlich asymptomatisch waren und keinen Hinweis auf Lockerungen gaben (Wintermantel et al. 1996). Letztendlich werteten sie eine Einsenkung der Müller-Geradschäfte bis zu fünf

Millimeter, entgegen den Ausführungen von Harris et al. (Harris et al. 1982), als physiologisch.

Schmitz et al. beschrieben in ihrem Kollektiv ebenfalls einen kontinuierlichen Prozess des Einsinkens. Sie bezeichneten eine Einsenkung ab zwei Millimeter als signifikant (Schmitz et al. 1994). 56% der Müller-Geradschaftprothesen waren bei ihnen nach durchschnittlich 6,8 Jahren um mehr als zwei Millimeter eingesunken.

Goodman und Schatzker postulierten, dass erst eine Einsenkung ab sechs Millimeter mit einer Lockerung assoziiert sei. Jedoch betrachteten sie eine Einsenkung ab vier Millimeter schon als signifikant (Goodman et al. 1987). Einsenkungen bis zu drei Millimeter lagen diesen Autoren zufolge noch innerhalb der Messtoleranz. Auch bezweifelten Goodman und Schatzker, dass man die Lockerungskriterien von Gruen et al. auf alle Prothesenmodelle anwenden könne (Goodman et al. 1987). Da die Charnley- und T-28-Prothese ein niedriges Prothesen-Kanal-Verhältnis aufweisen, entwickelten sie eine eigene Einteilung für diese Prothesentypen. Die Behauptung stützt sich wesentlich auf die Tatsache, dass die Verankerung der Müller-Geradschäfte durch ein distales Press-fit unterstützt wird. Somit komme es bei diesem Prothesentyp zu anderen Lockerungsmechanismen als von Gruen et al. beschrieben.

Sutherland et al. gingen von signifikanter Einsenkung ab fünf Millimeter aus, wobei sie als knöcherne Landmarken den Trochanter major und den Trochanter minor verwendeten (Sutherland et al. 1982).

Mittels der Radiostereometrie untersuchten Malchau et al. die Genauigkeit der Einsenkungsmessungen. Hierfür implantierten sie 51 Patienten Tantalum-Marker in beide Trochanteren (Malchau et al. 1995). Das Resultat der Untersuchung zeigte eine Messungenauigkeit von 3,9 bis 5 mm Standardabweichung, je nach Messmethode. Implantierte man den Tantalum-Marker zwischen dem Trochanter minor und der Prothesenschulter, so bekam man hier mit einer Genauigkeit von 3,9 mm die zuverlässigste Messung. Der Trochanter major war dabei als Bezugspunkt dem Trochanter minor deutlich unterlegen. Noch schlechter schnitten knöcherne Bezugspunkte ab, die zur Messung herangezogen wurden. Hier war die vertikale Distanz zwischen dem am weitesten medial gelegenen Punkt des Trochanter minor und der Prothesenschulter mit 5,3 mm Genauigkeit die zuverlässigste.

2.7. Risikofaktoren zur Schaftlockerung

Ein wesentlicher Faktor in der Pathogenese der aseptischen Schaftlockerung scheint eine durch Abriebpartikel hervorgerufene Bildung von Granulationsgewebe zu sein (s. Kapitel 2.5.). Weitere Studien konnten verschiedene Risikofaktoren der aseptischen Lockerungen aufzeigen.

Erhöhte Lockerungsraten fanden sich bei jüngeren Patienten (Sutherland et al. 1982; Poss et al. 1988; Robinson et al. 1989; Skeie et al. 1991; Evans et al. 1993; Johnsson et al. 1994; Kavanagh et al. 1994; Kohler et al. 1997; Savilahti et al. 1997). Ebenso wiesen viele Autoren auf einen Zusammenhang mit dem Geschlecht hin. Männer waren häufiger von aseptischen Lockerungen betroffen als Frauen (Sarmiento et al. 1979; Sutherland et al. 1982; Robinson et al. 1989; Skeie et al. 1991; Evans et al. 1993; Johnsson et al. 1994; Tompkins et al. 1994; Savilahti et al. 1997). Weitere Studien belegten ein erhöhtes Lockerungsrisiko bei hohem Körpergewicht (Sarmiento et al. 1979; Sutherland et al. 1982; Surin et al. 1983; Poss et al. 1988; Evans et al. 1993; Savilahti et al. 1997) und starker Aktivität der Patienten (Poss et al. 1988; Evans et al. 1993). Somit kommt der starken Belastung des Implantates eine wesentliche Rolle als Risikofaktor der Prothesenlockerung zu.

Des Weiteren bestehen erhöhte Lockerungsraten bei Patienten mit Osteoporose (Nixon et al. 2007, Conroy et al. 2008). Nixon et al. fordern sogar ein regelmäßiges Screening auf Osteoporose bei Patienten, die mit einer Hüft-TEP versorgt werden sollen.

Bisher wurde jedoch die Auswirkung von prothesenspezifischen Faktoren, wie der Größe des Implantates oder der krafttragenden Schaftoberfläche, in Bezug auf das Risiko einer aseptischen Schaftlockerung noch nicht ausreichend untersucht.

Gustilo et al. zeigten in ihren in-vitro-Untersuchungen eine signifikante höhere Rotationsstabilität der längeren Schäfte (Gustilo et al. 1989). Die sukzessive Kürzung der Schäfte ging mit einer proportionalen Verminderung der Rotationsstabilität einher, da es hier zu einem verminderten Schaft-Knochen-Kontakt kommt.

Auch dem Designparameter kommt im Bezug auf die Schaftlockerung Bedeutung zu. Somit spielen Interaktionen zwischen der spezifisch geformten Prothese und dem Organismus eine Rolle, die in Spaltkorrosion enden kann (Eingartner et al. 2002). Vergleicht man zementfreie und zementierte Prothesen kann man bei letzteren auf sehr

gute Langzeitergebnisse verweisen (Dorr et al. 1994, Neumann et al. 1994). Publikationen bezüglich zementfreier Endoprothesen zeigen ebenfalls beachtenswerte Resultate. Hier fehlt es jedoch noch an Langzeitergebnissen jenseits eines 15-Jahre follow-up (Eingartner et al. 2002, Volkmann et al. 1998).

Arthursson et al. zeigten in ihrer Langzeitstudie von 1987-2004 bei 19.304 Charnley-Totalendoprothesen, dass der laterale Zugangsweg ohne trochantere Osteotomie ein signifikant geringeres Risiko für aseptische Lockerung aufweist als der posterolaterale Zugang bzw. der laterale mit trochanterer Osteotomie. In Bezug auf die 6.002 nachuntersuchten Exter-Totalendoprothesen hatte der Zugangsweg keine signifikante Bedeutung (Arthursson et al. 2007).

Bordini et al. stellten in ihrer Studie mit 4750 Totalendoprothesen fest, dass die Erfahrung des Operateurs die Lebenszeit der Totalendoprothese wesentlich beeinflusst. So zeigten Bordini et al. in ihrer Studie, dass bei Ärzten mit einer Erfahrung über 400 Operationen wesentlich bessere Langzeitergebnisse aufweisen, als solchen, die weniger als 400 Operationen aufweisen konnten (Bordini et al. 2007).

3. Material und Methoden

3.1. Patientenkollektiv

In der Orthopädischen Universitätsklinik Würzburg wurde im Zeitraum von Januar 1990 bis März 1992 186 Patienten eine Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) vom Typ Müller-Geradschaft implantiert. Eine septische Lockerung trat bei zwei dieser Patienten nach drei bzw. zwanzig Monaten auf. Diese Infektionen heilten nach 28 bzw. 32 Monaten durch ein zweizeitiges Vorgehen beim Prothesenwechsel aus.

Die verbleibenden 184 Patienten wurden für die Nachuntersuchung angeschrieben.

46 Patienten waren bis dahin verstorben, 28 Patienten waren Pflegefälle und konnten somit unserer Aufforderung nicht nachkommen und 19 Patienten waren unbekannt verzogen. Sieht man von den Verstorbenen und den Pflegefällen ab, ergibt sich mit 91 Patienten eine Rekrutierungsrate von 84%.

Von den 91 Patienten mit 110 implantierten Müller-Geradschäften, die zur Nachuntersuchung erschienen waren, wurden folgende Daten erhoben:

3.2. Basisdaten

Neben Alter des Patienten bei Operation und bei Nachuntersuchung, wurden Angaben zu Geschlecht, Gewicht, Körperlänge, präoperativer Diagnose und Operationsseite aus der Krankenakte gewonnen.

3.3. Verwendete Implantate

Über die verwendeten Implantate gab der Operationsbericht Auskunft. Es wurde jeweils der Typ des Pfannenimplantates (in 93% der Fälle die zementfreie Pfanne vom Typ Harris-Galante® der Firma Zimmer, Warsaw, USA und in 7% der Fälle die zementierte Pfanne vom Typ Weller® der Firma Aesculap, Tuttlingen) sowie die Art (standardisiert oder lateralisiert) und Größe (7,5/10,0/11,25/12,5/13,75/15,0/17,5/20,0) des Schaftes erfasst. Die Müller-Geradschaftprothesen waren aus der seit 1989 bei der Firma PROTEK GmbH üblichen Legierung Ti-6Al-7Nb (Titan-Legierung mit 6% Aluminium und 7% Niobium, PROTASUL®-100). Sämtliche Schäfte waren mit den kompatiblen 28 mm-Biolox®-Keramik-Köpfen bestückt.

Die Oberfläche aller verwendeten Titanschäfte war matt gehalten.

Durch die Berechnung der Firma PROTEK GmbH vom September 1998 (Werksinformationen et al. 1998) konnte den verschiedenen Schaftgrößen die entsprechende Schaftoberfläche von der Prothesenspitze bis zur Resektionslinie des Femurhalses, also die mit dem Zement artikulierende Oberfläche des Schaftes zugeordnet werden. Für die einzelnen Schaftgrößen ergaben sich die in Tabelle 1 angegebenen Oberflächen in Quadratzentimeter.

Tabelle 1: Schaft-Größen und entsprechende Oberflächen in cm²

Schaftgröße	7,5	10,0	11,25	12,5	13,75	15,0	17,5	20,0
Schaftoberfläche (cm ²)	54,8	57,9	62,0	67,1	71,3	75,8	85,1	92,1

3.4. Postoperative Komplikationen

Postoperative Komplikationen wie Luxationen, tiefe Beinvenenthrombosen oder Lungenembolien wurden der Krankenakte entnommen.

3.5. Nachuntersuchung

Die Nachuntersuchung acht bis elf Jahre postoperativ fand in der Zeit von September 2000 bis November 2001 statt. Um ein hohes Maß an Vergleichbarkeit mit anderen Autoren zu gewährleisten, wurden die Daten in Anlehnung an das Konsens-Papier der AAOS (American Academy of Orthopedic Surgeons), SICOT (Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie) und der Hip Society (Johnston et al. 1990) erhoben. Die Patienten wurden klinisch und radiologisch untersucht und aufgefordert, einen standardisierten Fragebogen auszufüllen.

3.5.1. Fragebogen

Mit dem Fragebogen wurden Angaben zu Schmerzen und deren Intensität (keine, leichte, mäßige, starke, sehr starke) und Auftreten (kein Schmerz beim Gehen, bei den ersten Schritten, nach langem Gehen, bei jedem Schritt, in Ruhe) sowie zu Analgetikakonsum nach der Operation ermittelt. Der Gebrauch von Gehhilfen und die maximal mögliche Gehdauer wurden erfragt. Außerdem sollten die Patienten den Grad ihrer Aktivität (schwere, mäßige, leichte körperliche Arbeit, halbsitzende oder sitzende Tätigkeit, Bettlägerigkeit) und ihre Leistungsfähigkeit (100, 75, 50, 25, oder 0%) in den genannten Tätigkeiten während der letzten drei Monate einschätzen. Weitere Fragen

bezogen sich auf alltägliche Verrichtungen wie Schuhe anziehen, Treppe steigen, bequemes Sitzen, Aufstehen von Stühlen und Verwendung öffentlicher Verkehrsmittel. Abschließend wurden die Patienten nach ihrer subjektiven Zufriedenheit mit der Operation, sowie nach einer Verbesserung der Funktion ihres Hüftgelenkes durch diese, bzw. seit der letzten Untersuchung befragt.

3.5.2. Klinische Untersuchung

Am stehenden Patienten wurde der Beckengeradstand ermittelt sowie der Test nach Trendelenburg durchgeführt. Am gehenden Patienten wurde das Gangbild bezüglich des Hinkens (kein, leichtes, mäßiges, starkes) beurteilt. Der Lokalbefund wurde unter Beachtung eventueller Entzündungszeichen oder Besonderheiten der Narbe erhoben. Die Beweglichkeit des Hüftgelenkes wurde jeweils nach der Neutral-Null-Methode vergleichend mit der kontralateralen Seite am auf dem Rücken liegenden Patienten ermittelt. Eventuelle Hüftbeugekontrakturen wurden unter Anwendung des Thomas-Handgriffes erfasst. Bei der Untersuchung der Beweglichkeit wurde der Patient aufgefordert, eventuelle Schmerzen anzugeben. Außerdem wurden die Patienten auf Leisten-, Trochanter-, Stauch-, Rüttel-, Zug- und Gesäßschmerzen untersucht.

3.5.3. Radiologische Untersuchung

Zur Beurteilung der Schäfte in zwei Ebenen, wurden bei der radiologischen Untersuchung eine Beckenübersichtsaufnahme und eine Aufnahme nach Lauenstein angefertigt. Die korrelierenden Aufnahmen zwei Wochen postoperativ wurden dann mit den aktuellen Bildern verglichen.

3.5.3.1. *Schaft und Zementmantel*

Die Position der Prothese wurde in Relation zum Femur beurteilt. Zur Feststellung, ob es zu einer Verkipfung des Schaftes in eine varische oder valgische Position bzw. zu einer Einsenkung kam, wurden die Röntgenaufnahmen der Nachuntersuchung mit den postoperativen Röntgenbildern verglichen. Zur Beurteilung der Einsenkung wurde die Messung des vertikalen Abstandes der lateralen proximalen Schaftschulter zum Trochanter major oder minor durchgeführt. Nach Malchau et al. (Malchau et al. 1995) wurden nur Einsenkungen um mehr als 4 mm registriert.

Der Zementmantel wurde nach Brüchen untersucht. Ein Zementmantelbruch wurde bei neu aufgetretenen Radiolucent Lines zwischen Prothese und Zement angenommen.

3.5.3.2. *Radiolucent Lines*

Am proximalen Femur waren die radiologischen Lockerungssäume (radiolucent Lines), welche zwischen Zement und Knochen auftraten und Osteolysesäume an der Zement-Knochen-Grenze entsprechen, das wichtigste Kriterium. Diese Lysesäume wurden anhand der von Gruen et al. (Gruen et al. 1979) definierten Zonen 1 bis 7 in der Beckenübersicht (s. Abb. 2a) und der von Johnston et al. (Johnston et al. 1990) definierten Zonen 8 bis 14 in der Aufnahme nach Lauenstein (s. Abb. 2b) klassifiziert. Die aktuellen Röntgenaufnahmen wurden jeweils mit den 14 Tagen postoperativ angefertigten Aufnahmen verglichen.

Des Weiteren wurde auf spindelförmige Hyperostosen der diaphysären Kortikalis im Prothesenspitzenbereich und Femurschaftveränderungen im medialen Calcarbereich im Sinne gleichmäßiger Dichteverminderungen der Kortikalis geachtet.

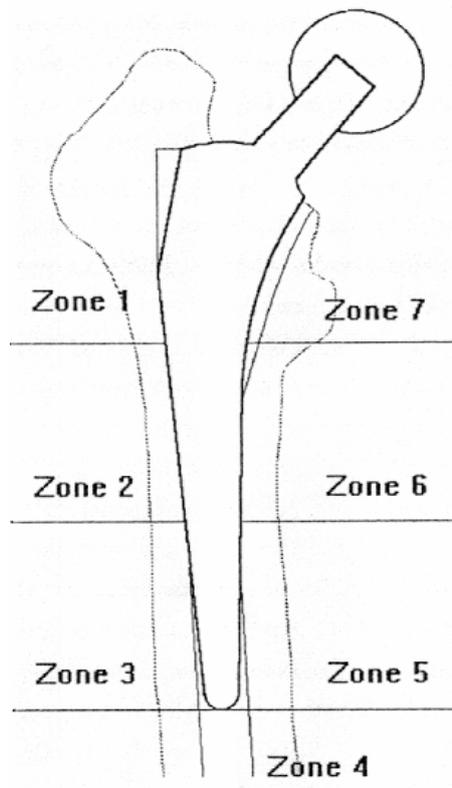


Abb. 2a: Zoneneinteilung nach Gruen et al.

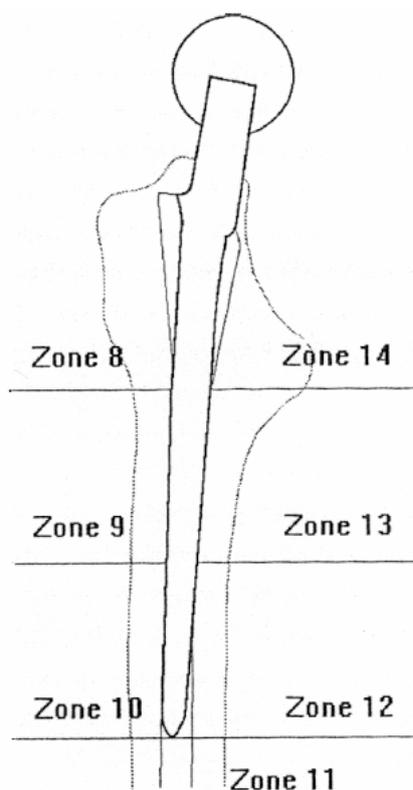


Abb. 2b: Zoneneinteilung nach Johnston et al.

3.5.3.3. Ektope Ossifikationen

Anhand der Klassifikation von Brooker et al. wurden die Knochenneubildungen im peripheren Weichteilgewebe den Gruppen 1 bis 4 zugeordnet (Brooker et al. 1973).

Tabelle 2: Einteilung der heterotopen Ossifikationen nach Brooker

Grad 0	Kein Nachweis von Knocheninseln
Grad I	Vereinzelte Knocheninseln in den periartikulären Weichteilen
Grad II	Knochen/Exophyten von Becken oder Femurkopf mit > 1 cm Abstand
Grad III	Knochen/Exophyten von Becken oder Femurkopf mit < 1 cm Abstand
Grad IV	Knöchernen Spangen/Ankylose zwischen Femurkopf und Becken

3.6. Auswertung der Ergebnisse

3.6.1. Hüft-Score nach Harris

Der Hüft-Score nach Harris et al. (Harris 1969) wurde aus den Nachuntersuchungsbefunden berechnet. Tabelle 3 zeigt die Verteilung der dabei maximal möglichen 100 Punkte.

Tabelle 3: Punkteverteilung im Harris-Hüft-Score

Schmerzen	44	Gehdauer	11	Socken und Schuhe	4	Öffentl. Verkehrsmittel	1
Hinken	11	Bewegungsausmaß	5	Deformität	4		
Gehhilfen	11	Sitzen	5	Treppen Steigen	4		

3.6.2. Risikofaktoren zur radiologischen Lockerung des Schaftes

Die 110 untersuchten Hüften wurden der Ausdehnung der Radiolucent Lines entsprechend drei Gruppen (A, B, C) zugeordnet.

Gruppe A: Hüften, die keinerlei radiologische Zeichen von Schaftlockerung aufwiesen.

Gruppe B: Hüften mit festem Sitz des Schaftes, welche allerdings gering ausgeprägte radiologische Lockerungszeichen aufwiesen. Geringe radiologische Lockerungszeichen setzten wir mit weniger als 5 Radiolucent Lines, bzw. Radiolucent Lines unter 1 mm fest.

Gruppe C: Hüften, die ausgeprägte radiologische Lockerungszeichen bis hin zur vollständigen Schaftlockerung aufwiesen. Mit ausgeprägten radiologischen Lockerungszeichen bewerteten wir Schäfte mit mehr als 5 Radiolucent Lines bzw. mit Radiolucent Lines über 1 mm. Ebenfalls zählten wir Schaftprothesen, die eingesunken oder verkippt waren, oder deren Zementmantel Brüche aufwiesen zu dieser Gruppe.

Die Gruppen A, B und C wurden hinsichtlich verschiedener Kriterien einander gegenübergestellt. Es wurden das Alter der Patienten bei Operation, Körpergewicht,

Body-Mass-Indizes (Quetelet-Indizes, Quotient aus Körpergewicht in Kg und dem Quadrat der Körperlänge in m), Aktivität, verwendete Schaftgröße und der Quotient aus Körpergewicht und zementierter, also kraftübertragender Schaftoberfläche in kg/cm^2 miteinander verglichen.

3.6.3. Statistische Auswertung

Anhand ihrer Mittelwerte und deren Standardabweichungen wurden die Gruppen A, B und C miteinander verglichen. Für den Vergleich der Gruppe A mit der Gruppe C hinsichtlich der einzelnen unter 3.6.2. genannten Kriterien wurde der U-Test (Mann-Whitney-Wilcoxon-Test) hinzugezogen. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha=5\%$ festgelegt.

Als weiterer Test wurde der χ^2 -Vierfeldertest zur Prüfung zweier Merkmale auf Unabhängigkeit angewandt. Auch hier sollte das Signifikanzniveau $\alpha=5\%$ betragen.

Für die Erstellung einer Survivorship-Analyse nach Kaplan und Meier (Kaplan 1958) wurde das Statistikprogramm SPSS verwendet. Als Endprodukt erfassten wir die Fälle, die wegen aseptischer Lockerung revidiert wurden oder zur Revision anstanden.

4. Ergebnisse

4.1. Basisdaten

4.1.1. Alter der Patienten bei der Nachuntersuchung

Bei der Nachuntersuchung hatten die Patienten ein mittleres Alter von 76 Jahren ($\sigma=5,6$; Min=63; Max=88).

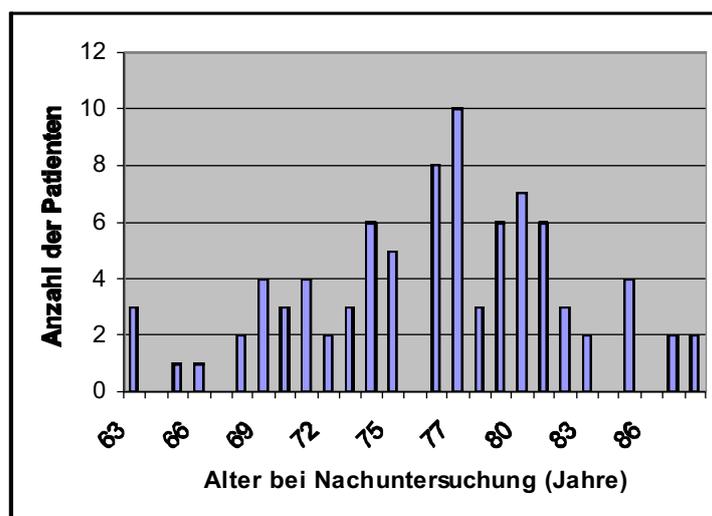


Abb. 3: Alter der Patienten bei Nachuntersuchung

4.1.2. Geschlecht der Patienten

59 Frauen (64,8%) und 32 Männer (35,2%) gehörten zum Patientenkollektiv, wobei 11 Frauen und 8 Männer beidseits mit einem Müller-Geradschaft versorgt wurden.

4.1.3. Operationsseite

Bei der operierten Hüfte handelte es sich in 63 Fällen (57%) um die rechte und in 47 Fällen (43%) um die linke Seite.

4.1.4. Beobachtungszeitraum der Totalendoprothesen

Die Patienten wurden nach einer mittleren Zeit von 9 Jahren ($\sigma=0,7$; Min=8; Max=11) nachuntersucht. Die folgende Graphik stellt das Verteilungsmuster des Alters der Totalendoprothese bezogen auf die Anzahl der Patienten dar.

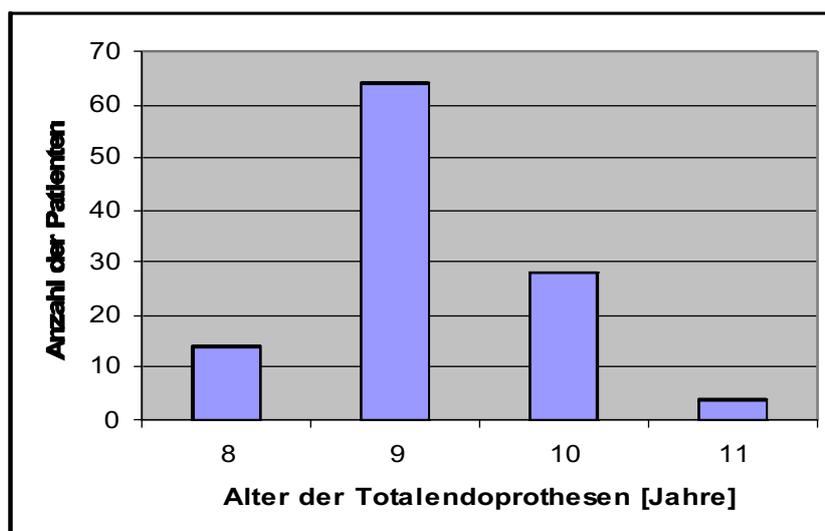


Abb. 4: Beobachtungszeitraum der Totalendoprothesen

4.1.5. Präoperative Diagnose

Die Indikation zur Operation war in 98 Fällen (89%) eine primäre Arthrose, in 5 Fällen (4,5%) eine avaskuläre Hüftkopfnekrose, in 3 Fällen (2,7%) eine Schenkelhalsfraktur, in 2 Fällen (1,8%) eine Coxarthrose bei schwerer Hüftgelenksdysplasie und in 2 Fällen (1,8%) eine rheumatoide Arthritis.

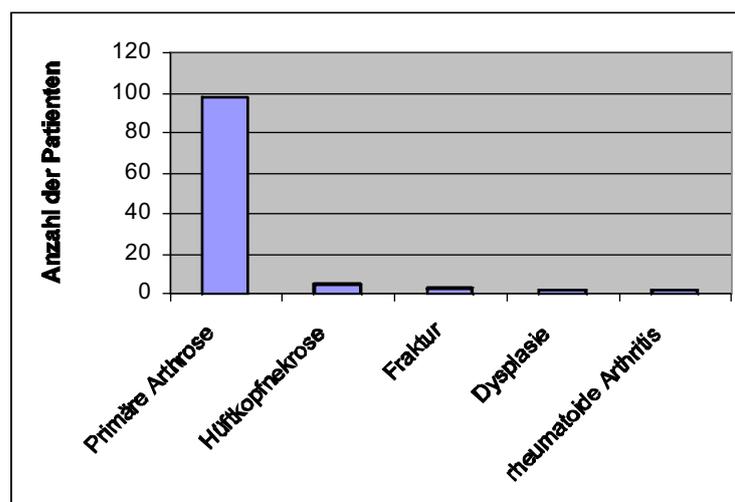


Abb. 5. Operationsindikationen

4.2. Verwendete Implantate

Es wurden Müller-Geradschaftprothesen implantiert, wobei es sich in 22 Fällen (20%) um lateralisierte und in 88 Fällen (80%) um Standardschäfte handelte.

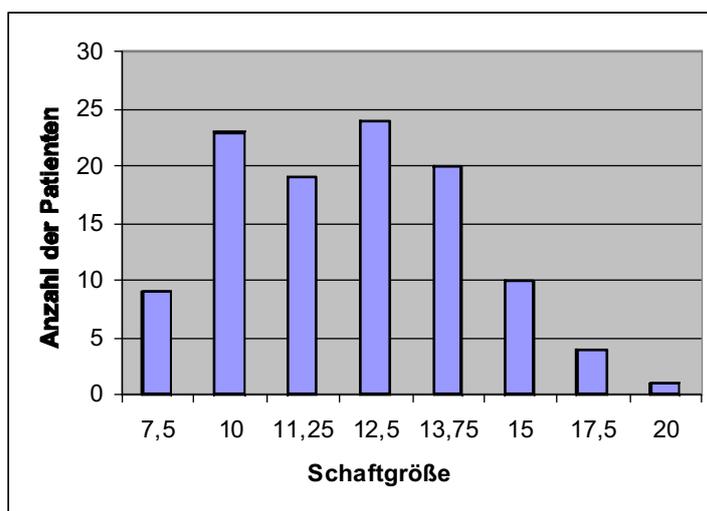


Abb. 6: Verwendete Schaftgrößen

4.3. Postoperative Komplikationen

2 Patienten (2,2%) entwickelten eine tiefe Beinvenenthrombose. Bei einem Patienten (1,1%) kam es zu einer Luxation der Hüftendoprothese. Diese konnte durch eine geschlossene Reposition und konservative Maßnahmen therapiert werden. Eine operative Revision war nicht nötig. Bei weiteren 2 Patienten (2,2%) kam es zu einem Infekt, der in beiden Fällen durch einen zweizeitigen Wechsel beherrscht werden konnte.

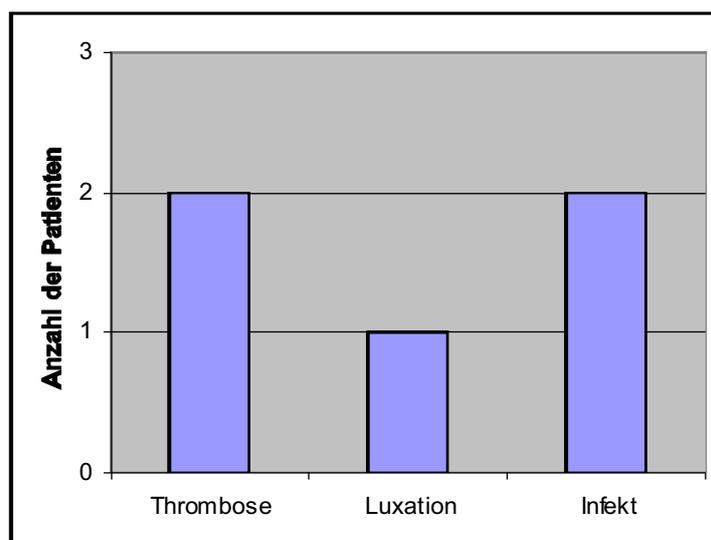


Abb. 7: Anzahl und Art der postoperativen Komplikationen

4.4. Prothesenlockerung

In dieser Studie fanden sich bei 110 nachuntersuchten Hüften 4 Fälle, in der ein Prothesenwechsel wegen aseptischer Lockerung notwendig geworden war. Diese Patienten bildeten die Gruppe C.

Alle vier Fälle betrafen die Prothesenschäfte. Bei den Patienten (Patientenalter: 73, 74, 76 und 88 Jahre) kam es nach 9 Jahren zu ausgeprägten Lysesäumen zwischen Zement und Knochen. Drei der Patienten gaben an, mäßige Schmerzen und einer überhaupt keine Schmerzen von Seiten der Hüfte zu haben. Auch waren die Patienten im täglichen Leben relativ wenig eingeschränkt. Um das Risiko eines Femurbruchs durch weitere Osteolysen vorzubeugen, bzw. bei der Verankerung der Revisionsprothese noch genügend Knochensubstanz zur Verfügung zu haben, wurde ein Prothesenwechsel durchgeführt.

4.5. Auswertung des Fragebogens

4.5.1. Angaben zu Schmerzen

Bei der Patientenbefragung wurden 70 Hüften (63,6%) als ganz schmerzfrei angegeben. 26 Hüften (23,7%) verursachen leichte, 10 Hüften (9,1%) mäßige und 4 Hüften (3,6%) starke, das Leben sehr einschränkende Schmerzen.

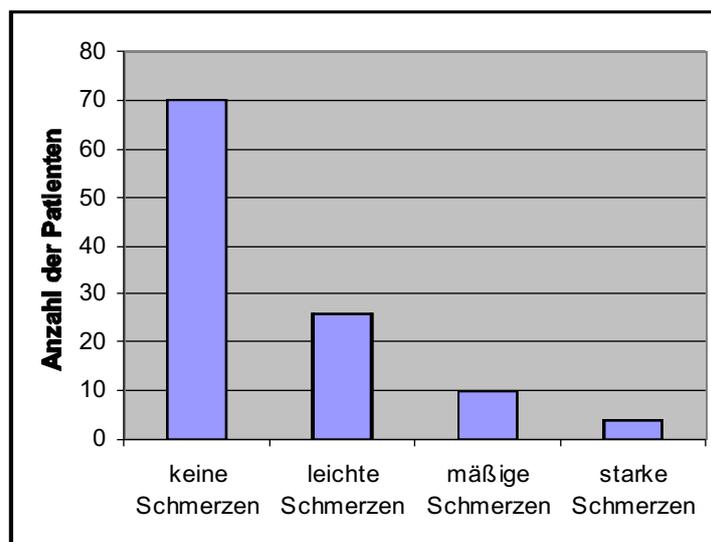


Abb. 8: Schmerzangaben bei Nachuntersuchung

Von den Patienten mit mäßigen bis starken Schmerzen, waren die Beschwerden in zwei Fällen durch ein vertebrales Syndrom überlagert, in einem weiteren Fall lag ein Trochanterreizsyndrom vor.

Im Bezug auf das Gehen, wurden 67 Hüften (60,9%) als schmerzfrei angegeben. In 4 Fällen (3,6%) traten Schmerzen nach den ersten Schritten, an 30 Hüften (27,3%) nach langem Gehen (über ½ Stunde) und an 3 Hüften (2,7%) bei jedem Schritt auf. In 6 Fällen (5,5%) wurden ständige Schmerzen beim Gehen angegeben.

Von den Patienten mit Schmerzen bei jedem Schritt und denen mit ständigen Schmerzen waren die Beschwerden in 5 Fällen vertebralem Ursprungs oder vom Iliosakralgelenk ausgehend.

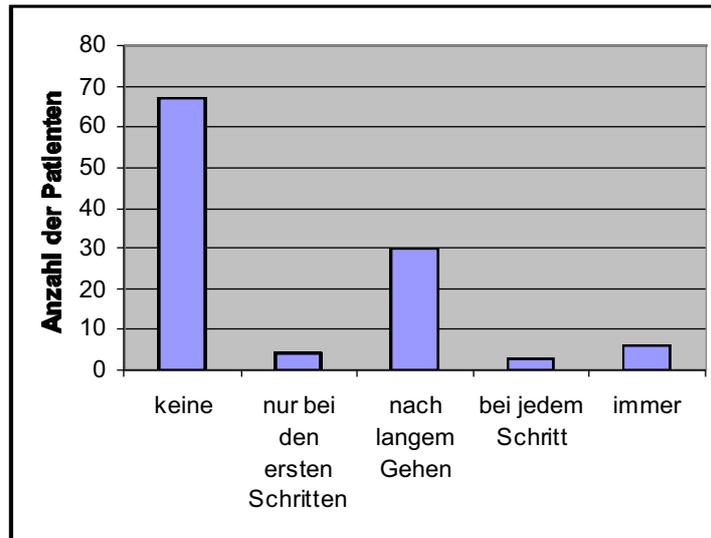


Abb. 9: Schmerzangabe beim Gehen

4.5.2. Analgetikakonsum

Postoperativ wurden in 55 Fällen (50%) weniger und in 10 Fällen (9,1%) gleichviel Schmerzmittel eingenommen. In 45 Fällen (40,9%) wurden auch vor der Operation keine Analgetika eingenommen

4.5.3. Angaben zu Leistungsfähigkeit und Tätigkeiten

Bezüglich ihrer Tätigkeiten gaben 7 Patienten (7,7%) mäßige körperliche, 70 Patienten (76,9%) leichte körperliche, 9 Patienten (9,9%) halbsitzende und 5 Patienten (5,5%) sitzende Arbeit an. Keiner der nachuntersuchten Patienten gab an, entweder schwere körperliche Arbeit zu verrichten oder bettlägerig bzw. auf einen Rollstuhl angewiesen zu sein.

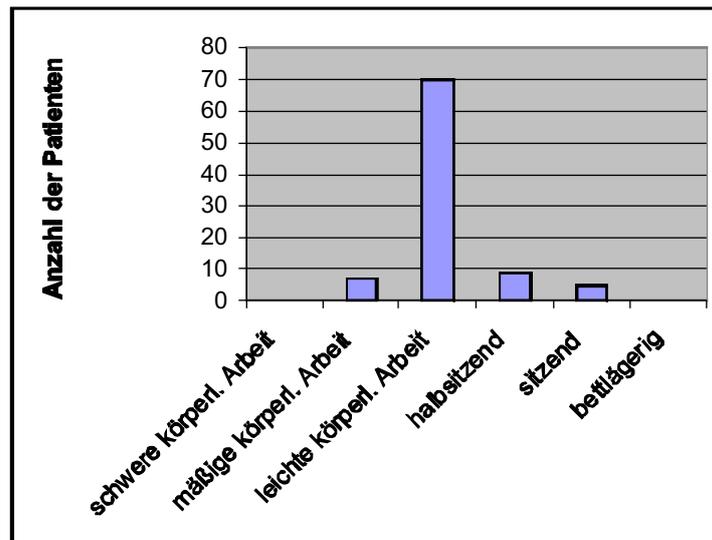


Abb. 10 Leistungsfähigkeit

4.5.4. Alltägliche Verrichtungen

Sich selbst Socken und Schuhe anzuziehen bereitete 42 Patienten (46,1%) keine, 31 Patienten (34,1%) leichte und 14 Patienten (15,4%) erhebliche Schwierigkeiten. 4 Patienten (4,4%) gaben an, ohne Hilfe diese Tätigkeiten nicht ausführen zu können.

83 Patienten (91,2%) gaben an, auf einem normalen Stuhl für eine Stunde bequem sitzen zu können. 7 Patienten (7,7%) konnten nur auf einem hohen Stuhl für eine halbe Stunde sitzen und 1 Patient (1,1%) gab an, auf keinem Stuhl bequem sitzen zu können.

Aus einem Stuhl ohne Abstützen mit den Armen aufzustehen, war für 48 Patienten (52,7%) möglich. 42 Patienten (46,2%) benutzen die Arme und 1 Patienten (1,1%) war das Aufstehen aus einem Stuhl ohne Hilfe nicht möglich.

Beim Treppensteigen machten 22 Patienten (24,2%) einen normalen Wechselschritt, ohne sich am Geländer festzuhalten. An einem Geländer oder einer Hilfsperson mussten sich beim Treppensteigen 40 Patienten (43,9%) festhalten. 29 Patienten (31,9%) stiegen die Treppe im Nachstellschritt hinauf.

Die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel war 72 Patienten (79,1%) möglich. 19 Patienten (20,9%) konnten dies nicht.

4.5.5. Veränderung der Funktion der Hüfte und Zufriedenheit mit der Operation

Bezüglich der Funktion ihrer Hüfte, gaben in einer subjektiven Einschätzung 84 Patienten (92,3%) an, durch die Operation eine Verbesserung erreicht zu haben. Bei 7 Patienten (7,7%) wurden nach eigenen Angaben die Funktion der Hüfte durch die Operation nicht gebessert.

18 Patienten (19,8%) gaben an, dass sich ihre Hüften im Vergleich zur letzten Untersuchung verbessert hatten. 65 Patienten (71,4%) hatten keine wesentliche Veränderung der Hüfte seit der letzten Nachuntersuchung verspürt, bei 8 Patienten (8,8%) hatten sich die Hüfte verschlechtert. Die „letzte Nachuntersuchung“ hatte im Durchschnitt bei den Patienten ca. 3,5 Jahren vor der Nachuntersuchung stattgefunden.

Mit der Operation waren 86 Patienten (94,5%) zufrieden. 5 Patienten (5,5%) gaben an, mit der Operation nicht zufrieden zu sein.

4.6. Klinische Untersuchung

4.6.1. Hinken

In der Untersuchungskabine wurde mit einigen Schritten das Gangbild der Patienten ermittelt. 67 Patienten (73,6%) zeigten ein flüssiges Gangbild ohne Hinken. 12 Patienten (13,2%) hinkten leicht, 5 Patienten (5,5%) mäßig und 7 Patienten (7,7%) stark.

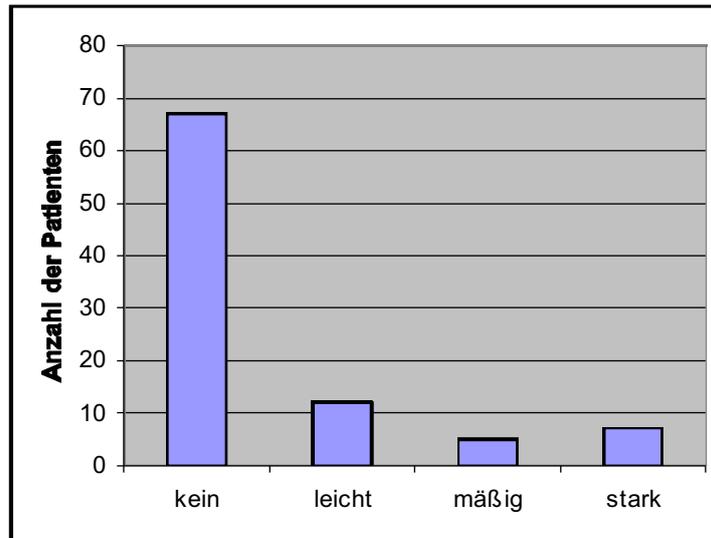


Abb. 11: Gangbild

4.6.2. Trendelenburg-Zeichen

Der Test nach Trendelenburg war in 86 Fällen (78,2%) negativ und in 21 Fällen (19,1%) positiv. In 3 Fällen (2,7%) konnte aufgrund des unsicheren Standbildes keine Aussage gemacht werden.

4.6.3. Beckenstand

Bei der Untersuchung wiesen 63 Patienten (69,2%) einen Beckengradstand auf. 24 Patienten (26,4%) hatten eine Beinlängendifferenz von ≤ 1 cm, 3 Patienten (3,3%) ≤ 2 cm und 1 Patient (1,1%) ≤ 4 cm bei schwerer Coxarthrose auf der Gegenseite.

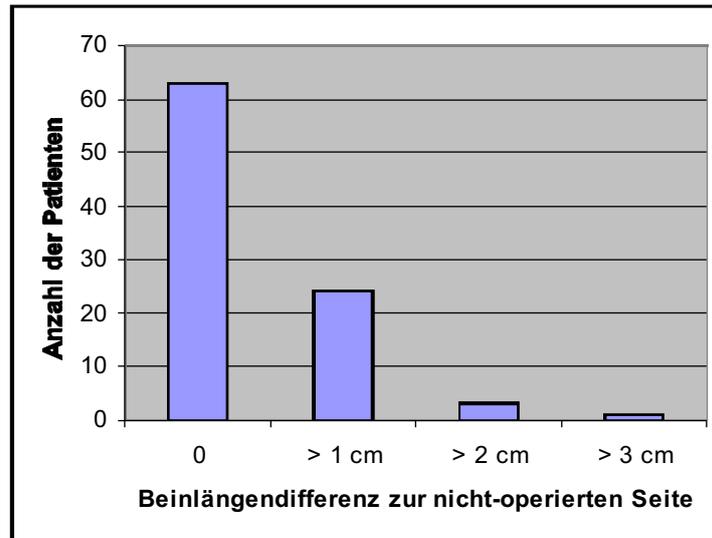


Abb. 12: Beinlängendifferenz zur kontralateralen Seite

4.6.4. Lokalbefund

Alle Patienten wiesen bei der Nachuntersuchung reizlose, trockene Narbenverhältnisse auf. Es gab kein Anzeichen von Rötung, Überwärmung, Schwellung, Fistelung oder Ergussbildung.

4.6.5. Beweglichkeit

Bei der Überprüfung der passiven Beweglichkeit des Hüftgelenkes war in 22 Fällen (20,0%) eine Flexion von mehr als 110°, in 84 Fällen (76,4%) eine Flexion von 90 bis 110° und in 4 Fällen (3,6%) eine Flexion von weniger als 90° möglich. In 37 Fällen (33,6%) war eine Beugekontraktur von mindestens 10° festzustellen.

In 109 Fällen (99,1%) war eine Abduktion von mindestens 30° möglich. In 108 Fällen (98,2%) konnte die Hüfte um mindestens 20° adduziert werden.

Die Rotationsbewegungen wurden in 90° Flexion geprüft. Hier konnte in 102 Fällen (92,7%) bis mindestens 20° außenrotiert und in 95 Fällen (86,4%) bis mindestens 10° innenrotiert werden.

4.6.6. Schmerzen bei der Untersuchung

Bei der klinischen Untersuchung konnte in 18 Fällen (16,4%) Schmerz ausgelöst werden. In 9 Fällen (8,2%) wurde bei Innenrotation über Schmerz geklagt. Jeweils 7 Hüften (6,4%) hatten Trochanter-, Flexions- bzw. Leistendruckschmerz. Bei 6 Hüften (5,5%) wurde Stauch- bzw. Außenrotationsschmerz festgestellt. 5 Hüften (4,5%) hatten Rüttelschmerz. 3 Hüften (2,7%) waren zugschmerzhaft. In jeweils 1 Fall (0,9%) wurde über Abduktions- bzw. Gesäßschmerz geklagt. Bei keiner Hüfte trat Schmerz bei Extension oder Adduktion auf.

Drei der vier revidierten Hüften waren unter diesen Fällen schmerzhaft. Der vierte revidierte Fall hatte klinisch keinen Schmerz.

4.7. Hüft-Score nach Harris

Aus der klinischen Untersuchung und den Ergebnissen des Fragebogens, wurde, wie in Kapitel 3.6.1. beschrieben, der Hüft-Score nach Harris (Harris 1969) berechnet. Der durchschnittliche Score betrug 84,87 Punkte ($\sigma=13,04$; Min=42; Max=100). Die nachstehende Tabelle zeigt die durchschnittliche Punktezahl der verschiedenen Gruppen mit der entsprechenden Standardabweichung (in Klammern).

Tabelle 4: Hüft-Score nach Harris der Gruppen A,B und C

	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C
Hüft-Score nach Harris	85 (13)	86 (14)	76 (5)*

*= $P < 0,05$

Die Harris-Score der Gruppe C war signifikant niedriger, als der der anderen Gruppen. Allgemein kann gesagt werden, dass 90 bis 100 Punkte, und somit ein hervorragendes Ergebnis, in 56 Fällen (50,9%) beschrieben werden konnte. In 24 Fällen (21,8%) wurden 80 bis 89 Punkte, also ein gutes und in 15 Fällen (13,6%) 70 bis 79 Punkte und somit ein mäßiges Ergebnis erreicht. In 15 Fällen (13,6%) wurden unter 70 Punkte und somit ein schlechtes Ergebnis ermittelt. Davon entfielen 8 Fälle (7,3%) auf 60 bis 69 Punkte, 6 Fälle (5,5%) auf 50 bis 59 Punkte und 1 Fall (0,9%) auf 40 bis 49 Punkte.

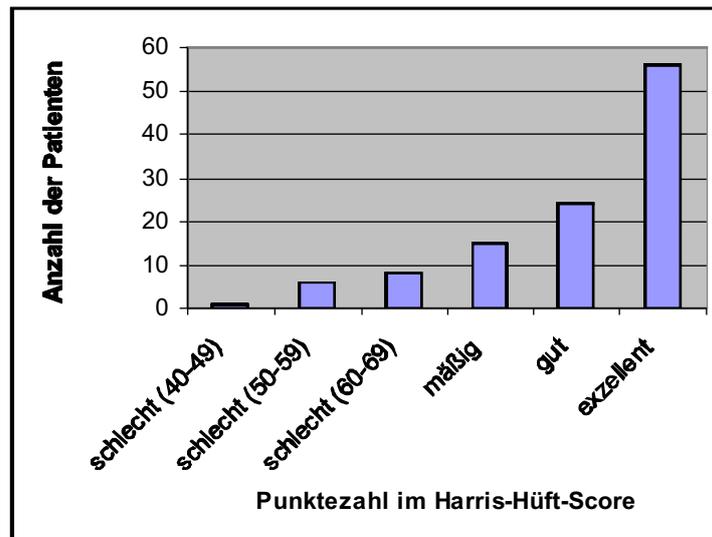


Abb. 13: Interpretation und Punktezahl im Hüft-Score nach Harris

Unter den Fällen, mit den laut Harris-Score schlechten Ergebnissen (weniger als 70 Punkte), waren keine, die zur Revision anstanden oder ausgeprägte Lockerungszeichen aufwiesen. Eine Patientin mit zwei Hüft-TEPs war mit 104 kg und einem BMI von $40,1 \text{ kg/m}^2$ unter den Patienten mit 60 bis 69 Punkten.

4.8. Radiologische Ergebnisse

4.8.1. Schaft und Zementmantel

Keine der nachuntersuchten Schaftprothesen wies Verbiegungen oder Brüche auf, so dass wir es in allen Fällen mit völlig intakten Implantaten zu tun hatten.

Bei einer Hüfte (0,9%) konnte eine Schafteinsenkung von 1,5 cm und eine Verkippung in eine stark varische Position nachgewiesen werden. Diese wies auch ausgeprägte Osteolysen in fast allen Zonen auf. Alle anderen Schäfte wiesen im Vergleich zu den Voraufnahmen vor fünf bis sieben Jahren in ihrer Position in Relation zum Femur keine Veränderungen auf.

4.8.2. Radiolucent Lines

Von den 110 Hüften zeigten 41 (37,3%) Lysesäume zwischen Zement und Femur. Diese wurden dann entsprechend den in Kapitel 3.6.2. genannten Kriterien den Gruppen B bzw. C zugeordnet. Entsprechend den gering ausgeprägten Lockerungszeichen, wurden 37 Fälle (33,6%) der Gruppe B, die 4 Fälle (3,6%) mit ausgedehnten Lysezeichen der Gruppe C zugeordnet. Die Abbildungen 16 und 17 zeigen die statistische Verteilung der Osteolysen. Ein Beispiel aus dieser Studie ist in den Abbildungen 14 und 15 dargestellt.

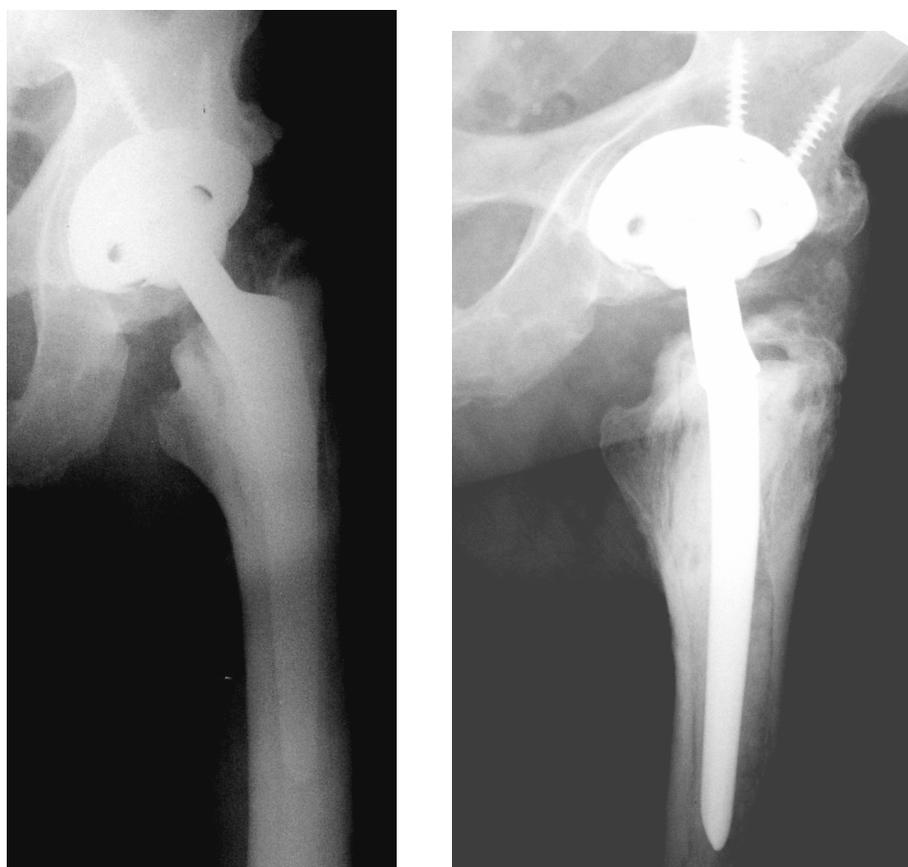


Abb. 14a: 69jähriger Patient mit 99 kg Körpergewicht , 1 Jahre nach Hüft-TEP, 1,7kg/cm² Körpergewicht/Schaftoberfläche

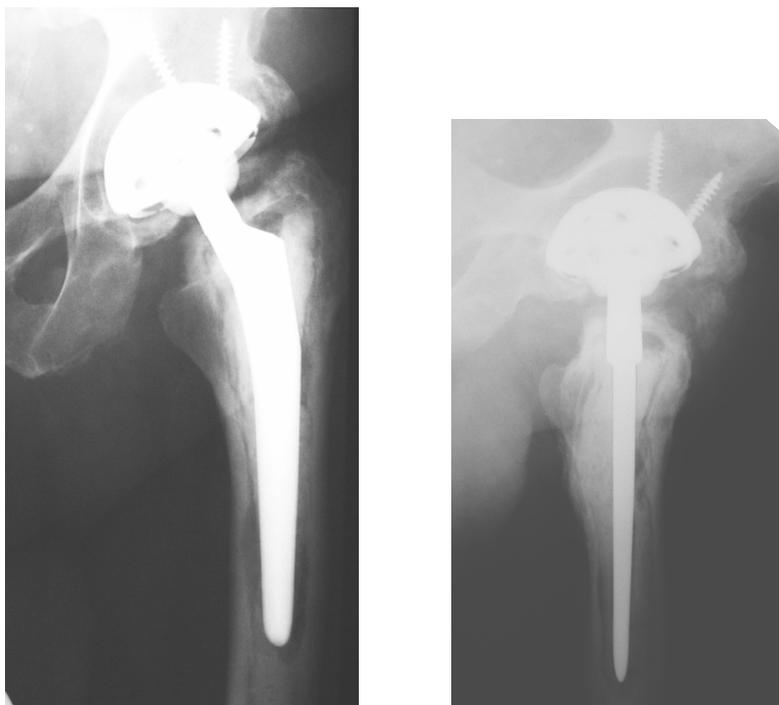


Abb. 14b: 69-jähriger Patient mit 99 kg Körpergewicht , 8 Jahre nach Hüft-TEP, 1,7kg/cm² Körpergewicht/Schaftoberfläche



Abb. 15: 77-jähriger Patient mit 58 kg Körpergewicht, 10 Jahre nach Hüft-TEP, 1kg/cm² Körpergewicht/Schaftoberfläche

Zur Untersuchung von Osteolysen, wurden die Aufnahmen von zwei Wochen, einem Jahr, und fünf bis sieben Jahren postoperativ, mit denen der aktuellen Nachuntersuchung verglichen. Hier zeigte sich, dass von den 41 Hüften mit Lysesäumen, 22 Fälle (53,7%) fünf bis sieben Jahre postoperativ noch keine Anzeichen radiologischer Lockerungen aufgewiesen hatten. Unter diesen Hüften mit keinen Lysesäumen nach fünf bis sieben Jahren waren auch 2 Hüften (4,9%), welche nach dieser Studie zur Revision anstanden.

9 Fälle (22,0%) mit Lysesäumen, welche schon nach fünf bis sieben Jahren postoperativ radiologische Lockerungszeichen gezeigt hatten, blieben bis zur aktuellen Nachuntersuchung unverändert. Zu den bestehenden Lysesäumen der 9 Hüften kamen seit der letzten Kontrolluntersuchung Osteolysen von mindestens 1 mm in anderen Zonen hinzu. Die Lysesäume eines Falles (2,4%) dehnten sich in den letzten 4 Jahren auch in ihrer Breite aus.

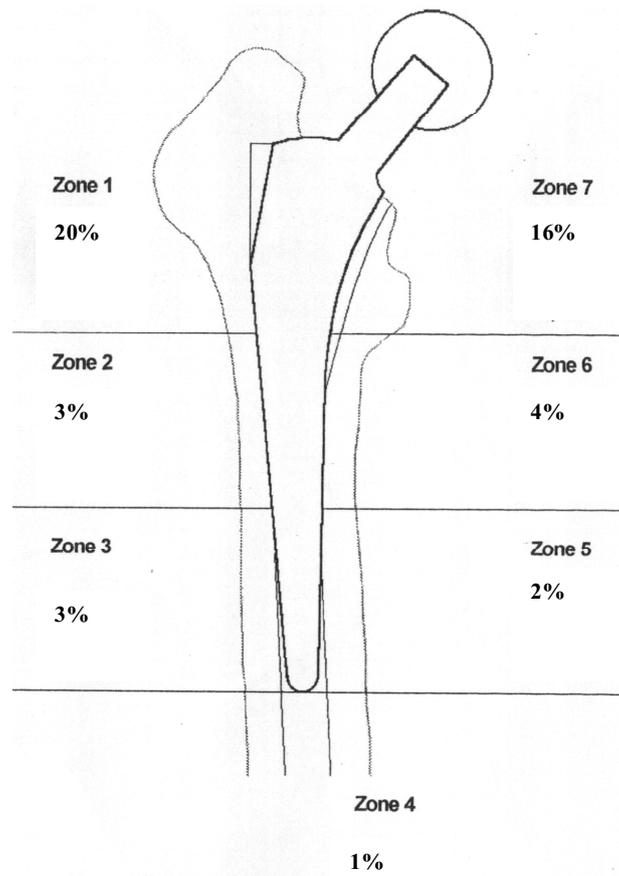


Abb. 16: Häufigkeit der Osteolysen in der ap-Ansicht

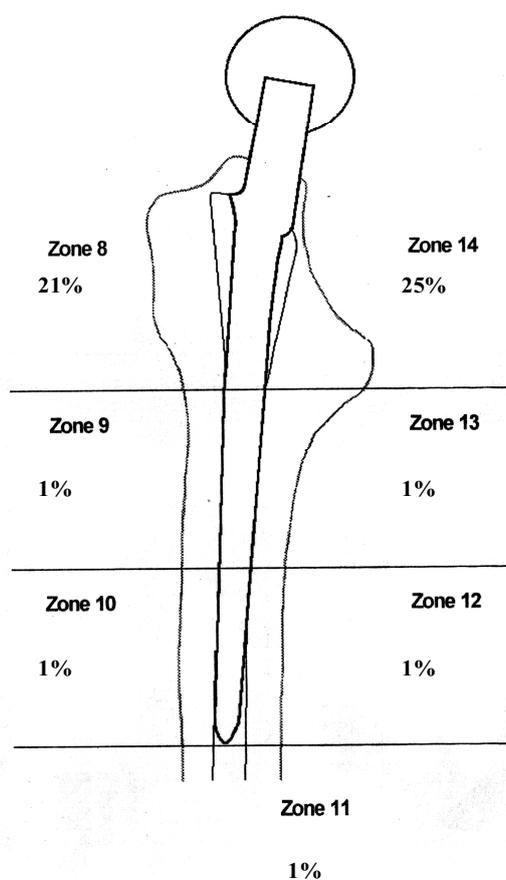


Abb. 17: Häufigkeit der Osteolysen in der Seitansicht nach Lauenstein

4.8.3. Dichteverminderung der Kortikalis

In 76 Fällen (69,1%) wurde eine gleichmäßige Dichteverminderung der Kortikalis beobachtet. Der medialen Calcar-Bereich, also die Zone 7 nach Gruen, war 75 Mal betroffen. Je einmal ließen sich gleichmäßige Veränderungen in den Zonen 5, 6 und 7 nachweisen.

Tabelle 5: Vierfeldertafel für Kortikalisverminderungen und radiologische Lockerungszeichen

	Gruppe A	Gruppe B+C	Zeilensumme
Ohne Kortikalisverminderung	17	17	34
Mit Kortikalisverminderung	52	24	76
Spaltsumme	69	41	110

Der χ^2 -Vierfeldertest zeigte auf dem Signifikanzniveau von $\alpha=5\%$ eine Unabhängigkeit der beiden Variablen Kortikalisverminderungen und radiologische Lockerungszeichen.

4.8.4. Kortikalisverdickungen im Prothesenspitzenbereich

Im Prothesenspitzenbereich wurde in 8 Fällen (7,3%) eine Kortikalisverdickung im Sinne von spindelförmigen Hyperostosen beobachtet. Lediglich 3 Hüften von diesen 8 Fällen waren der Gruppe B einzuordnen. Alle anderen Prothesen zeigten einen regelrechten Sitz ohne Lockerungszeichen.

Tabelle 6: Vierfeldertafel für radiologische Lockerungszeichen und Kortikalisverdickung im Prothesenspitzenbereich

	Kortikalisverdickungen		Zeilensummen
	Nein	Ja	
Gruppe A	64	5	69
Gruppe B+C	38	3	41
Spaltsummen	102	8	110

4.8.5. Ektopie Ossifikationen

In 93 Fällen (84,5%) traten ektopie Ossifikationen auf. Davon waren 52 (55,9%) 1. Grades, 19 (20,4%) 2. Grades, 13 (14,0%) 3. Grades und 9 (9,7%) 4. Grades in der Klassifikation nach Brooker et al..

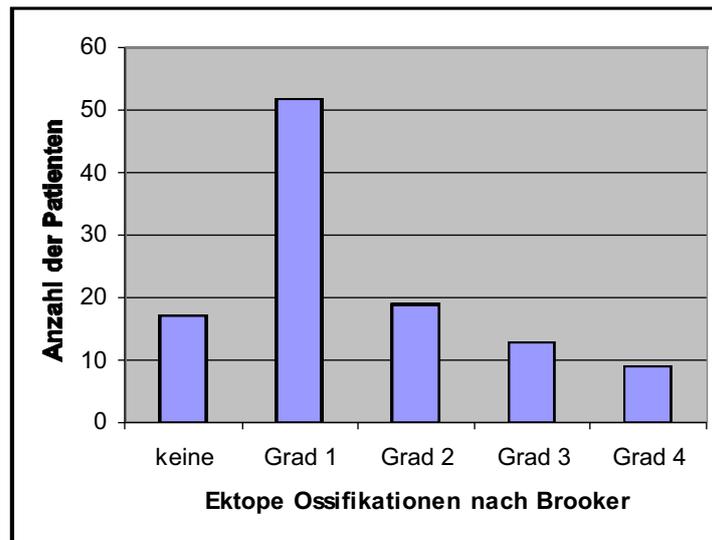


Abb. 18: Ektipe Ossifikationen nach Brooker

4.9. Risikofaktoren zur Schaftlockerung

Die Gruppen A, B und C wurden hinsichtlich der Kriterien Alter der Patienten, Körpergewicht, Body-Maß-Index, Aktivität, Schaftgrößen und dem Quotienten aus Körpergewicht und Schaftoberfläche in der folgenden Tabelle gegenübergestellt.

Tabelle 7: Vergleich der Gruppen A, B und C

	Gruppe A (n=59)	Gruppe B (n=37)	Gruppe C (n=4)
Alter bei Nachuntersuchung [Jahre]	76 (5,4)	75,6 (6,1)	70 (2,3) ^{^**}
Körpergewicht [kg]	75,0 (15,1)	74,4 (12,4)	88 (5,4)*
Body-Maß-Index [kg/m ²]	28 (5)	27 (4)	27 (4)
Aktivität	3,2 (0,6)	3 (0,7)	3 (0,0)
Schaftgröße	12 (2,2)	12 (2,5)	11 (0,1)
K.-Gewicht/Sch.-Oberfl. [kg/cm ²]	1 (0,16)	1,1 (0,14)	1,5 (0,12)*

*= p<0,05, ** = p<0,005

Darstellung von jeweils dem Mittelwert und der entsprechenden Standardabweichung (in Klammern)

4.9.1. Alter der Patienten bei Nachuntersuchung

Das Alter der Patienten der Gruppe C bei der Nachuntersuchung war hochsignifikant niedriger, als das der Gruppe A (p<0,005).

4.9.2. Körpergewicht

Auch das Körpergewicht der Patienten der Gruppe C war signifikant höher als das der Patienten der Gruppe A ($p < 0,05$).

4.9.3. Body-Maß-Index

Der durchschnittliche Body-Maß-Index war bei den Patienten der Gruppe C niedriger, als das der Gruppe A. Für diesen Unterschied konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden.

4.9.4. Aktivität

Für die Aktivität der Gruppen C und A konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

4.9.5. Schaftgröße

Im Bezug zu der Schaftgröße konnte nur eine Tendenz, nicht jedoch eine Signifikanz festgestellt werden. So wurden den Patienten der Gruppe C eher kleinere Schäfte implantiert als der der Gruppe A.

4.9.6. Quotient aus Körpergewicht und Schaftoberfläche

Die Patienten der Gruppe C hatten eine deutlich höhere Belastung, bezogen auf die Krafttragende Oberfläche der Schäfte, als die der Gruppe A. Auch hier konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,05$).

4.10. Überlebenskurve nach Kaplan und Meier

In der folgenden Abbildung ist die Überlebenskurve der Titanschäfte nach Kaplan und Meier (Kaplan 1958) gezeigt. Nach 9 – 11 Jahren kann noch eine Überlebensrate von über 95% vorhergesagt werden.

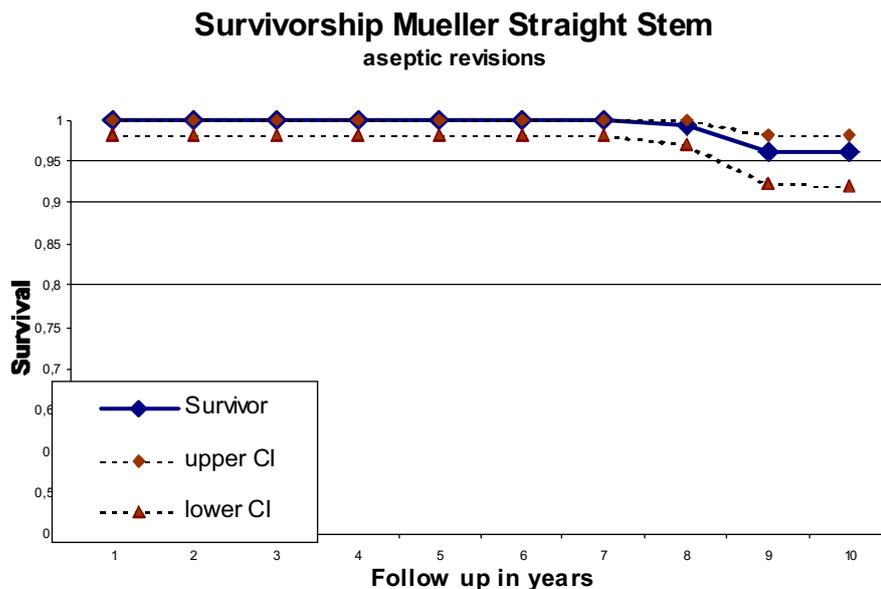


Abb. 19: Überlebenskurve der Müller-Geradschäfte ohne septische Lockerungen

5. Diskussion

In dieser Langzeitstudie von 9-11 Jahren nach Implantation einer Müller-Geradschaftprothese mit Palacos-R® Knochenzement ergab sich eine Revisionsrate von 3,6% (4 Fälle). Bei weiteren 37 Hüftprothesen waren zwar Lysezonen vorhanden, von einem festen Sitz der Prothese konnte jedoch ausgegangen werden. Diese Studie steht somit in Einklang mit der Arbeit von Acklin et al., welche die gleiche Prothese mit der gleichen Titanlegierung, die gleiche Schaftoberflächenstruktur (matt), die gleiche Zementierungstechnik und den gleichen Knochenzement angaben. Auch sie konnten in ihrem Kollektiv eine Revisionsrate unter 5% feststellen (Acklin et al. 2001).

Die Müller-Geradschaftprothese, welche aus einer CrCo-Verbindung gefertigt wurde, gehört mit der Chamley-Prothese zu den Klassikern der Schaftprothesensystemen und hat sich seit mehr als 30 Jahren bewährt (Wilson-MacDonald et al. 1990; Kohler et al.

1997). Seit 1987 wurden Titan-Legierungen verwendet, die sich durch exzellente Materialeigenschaften auszeichneten.

Im Folgenden sind die wichtigsten Vergleichsstudien mit den entsprechenden Parametern dargestellt.

Studie	Prothesentyp	Legierung	Schaftoberfläche	Zement	Kontrollzeitraum [n]	N	Aseptische Wechsell-Op [%]	Röntgenologisch gelockerte [%]
Wilson-MacDonald et al. 1989	Müller-Geradschaft	CrCo	Matte	Palacos	8	381	3	8
Savilahti et al. 1997	Lubinus SP Mark II	TiAlVa	Matte	CMW	8	263	1,2	0,8
Tompkins et al. 1998	Triad	TiAlVa	Poliert	Simplex	4,8	102	4,3	11
Jacobsson et al. 1995	Tifit	TiAlVa	Poliert	CMW	4	65	8	3
Maurer et al. 2000	Müller-Geradschaft	TiAlVa	Matte	Sulfix, Palavit Palacos	5,6	234	12,3	-
Hinrichs 2000	Marburger Schaft	TiAlVa	Matte	Palacos	11	577	1,6	5
Acklin et al. 2001	Müller-Geradschaft	TiAlNb	Matte	Palacos	8,9	120	1,2	5
Diese Studie 2002	Müller-Geradschaft	TiAlNb	Matte	Palacos	9,5	110	3,6	0

Da die Zementierungstechnik laut Harris eine entscheidende Rolle für das Schicksal der Schäfte spielt (Harris 1993), werden zunächst Studien mit gleicher Zementierungstechnik gegenübergestellt.

Bannister et al. stellte 1988 mit einer 12-Jahresstudie erste Langzeitergebnisse mit Müller-Geradschäften vor (Bannister 1988). Die 31 Müller-Original-Geradschaftprothesen und die 164 Müller-Bogenschaftprothesen, die in Erstgenerationszementierungstechnik implantiert wurden, wiesen Revisionsraten von 35,5% bzw. 45,1% auf. Bessere Ergebnisse erreichten Wilson-MacDonald und Morscher 1989 bei 381 Müller-Geradschäften mit einer 10-Jahres-Revisionsrate von 3% und radiologisch gelockerten Prothesen von 8% (Wilson-MacDonald et al. 1990). Bei 76 Müller-Bogenschäften war eine Revisionsrate von 6% zu beobachten, 14% der Prothesen wiesen radiologische Lockerungszeichen auf. Malchau et al. (Malchau et al. 1993) errechneten in der Schwedenstudie, bei einem Kollektiv von 1732 Patienten mit Müller-Geradschäften eine 10-Jahres-Revisionsrate von 12,6%. In dieser Studie wurden

zum Nachuntersuchungszeitpunkt radiologisch gelockerte Schäfte nicht erfasst. 1997 ermittelten Kohler et al. unter 88 Patienten, denen Müller-Geradschäfte in Erstgenerationszementierungstechnik implantiert wurden, eine 10-Jahres-Revisionsrate von 6,8% und weitere 17% radiologisch gelockerte Schäfte (Kohler et al. 1997).

Unter Verwendung der Zementierungstechnik zweiter Generation beobachteten Krismer et al. in ihrer Studie von 1991 bei 260 Müller-Geradschaftprothesen nach durchschnittlich 5,8 Jahren eine Revisionsrate von 1,9% und 20,8% radiologisch gelockerte Schäfte. In der Studie von Schmitz et al. von 1994 mussten nach durchschnittlich 6,8 Jahren bei 106 implantierten Müller-Geradschäften keine Revisionen durchgeführt werden (Krismer et al. 1991). Allerdings wiesen 39% der Prothesen radiologische Zeichen der Lockerung auf. 1995 stand bei Brémant in seinem Kollektiv von 93 implantierten Müller-Geradschäften nach durchschnittlich 10,5 Jahren ein Fall (1%) zur Revision an, bei 14% konnte er eine radiologische Lockerung feststellen (Bremant 1995). Durch die genannten Studien lässt sich die Notwendigkeit moderne Zementierungstechniken anzuwenden, bekräftigen. Bei den Chrom-Kobalt-Schäften stehen, bei einem Follow-up von 10 Jahren, Revisionsraten von 3% bis 35% bei Erstgenerationstechnik Revisionsraten von 0% bis 1,9% bei Zweitgenerationstechnik gegenüber.

Die Rate postoperativer Komplikationen des nachuntersuchten Kollektives lag im Rahmen der auch in anderen Studien beschriebenen Häufigkeiten. Hier kam es in 2 von 110 Fällen zu einer septischen Lockerung, was einer Rate von 2,2% entspricht. In anderen Arbeiten wird von Raten septischer Lockerung zwischen 0% und 3,4% berichtet (Cornell et al. 1986; Goodman et al. 1987; Boll 1990; Krismer et al. 1991; Dall et al. 1993; Schmitz et al. 1994; Espehaug et al. 1995; Stephensen et al. 1995; Eingartner et al. 1997; Kohler et al. 1997).

Unter den klinischen Ergebnissen ist die Angabe bezüglich der Schmerzen besonders hervorzuheben, da diese die Befindlichkeit und die Zufriedenheit des Patienten besonders beeinflusst. 63% der Fälle waren zum Nachuntersuchungszeitpunkt komplett schmerzfrei, 23,7% hatten leichte Schmerzen, 9,1% mäßige und 3,6% starke Schmerzen.

Vergleicht man verschiedene Studien und deren klinische Ergebnisse, muss man berücksichtigen, dass unterschiedliche Autoren verschiedene Hüft-Scores anwenden. In

der vorliegenden Studie wurde der von Harris entwickelte Hüft-Score (Harris 1969) verwendet, der keine radiologischen Befunde beinhaltet. Der von Merle d'Aubigné (D'Aubigne et al. 1954) entwickelte Hüft-Score verwertet ebenfalls nur klinische und subjektive Angaben vonseiten des Patienten. Hingegen werden im Mayo-Hip-Score, entwickelt von Kavanagh et al., radiologische Befunde der Pfanne und des Schaftes mit je zehn Punkten von insgesamt einhundert möglichen mit einbezogen (Kavanagh et al. 1985). Da jedoch die Gewichtung der relevanten Kriterien in den einzelnen Scores unterschiedlich ist, ist ein Vergleich kaum möglich.

In der vorliegenden Studie konnten unter Verwendung des Harris-Hüft-Scores 50,9% hervorragende, 21,8% gute, 13,6% mäßige und ebenfalls 13,6% schlechte Ergebnisse festgestellt werden. Jedoch gaben 94,5% der Patienten an, subjektiv mit der Operation zufrieden zu sein. Diese Diskrepanz lässt sich dadurch erklären, dass andere Krankheiten (wie zum Beispiel Rückenschmerzen), Auswirkungen auf das Allgemeinbefinden, die körperliche Leistung und subjektive Schmerzsituation haben (siehe Kapitel 4.5.1. und 4.7.) und somit die Höhe des Hüft-Scores maßgeblich beeinflussen können. In dieser Studie unterschieden sich die Hüft-Scores der Patienten der Gruppe A mit einem durchschnittlichen Score von 85 Punkten kaum von denen der Gruppe B mit einer durchschnittlichen Score von 86 Punkten. Der Score der Gruppe C war jedoch mit durchschnittlich 76 Punkten signifikant geringer. Regelmäßige Röntgenkontrollen sind angeraten, da das subjektive Befinden nicht immer in Korrelation mit dem Lockerungszustand der Schaftprothese steht (Rader et al. 2000).

Ein weiterer Streitpunkt bei der Beurteilung der Röntgenbilder zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung ist die Definition der Schaftlockerung. Nicht nur die Lockerungssäume sind hier als wegweisend zu nennen, sondern auch das Einsinken des Schaftes. In der Studie von Harris et al. (Harris et al. 1982) wird zum Beispiel von einer definitiven Lockerung ausgegangen, wenn es zu einem erkennbaren Einsinken des Schaftes kommt. Andere Autoren nehmen das Einsinken des Schaftes zwar zur Kenntnis, werten dies aber anders (Schmitz et al. 1994; Wintermantel et al. 1996). In der Studie von Wilson-MacDonald und Morscher (Wilson-MacDonald et al. 1990) zeigten 10,8% der Patienten mit Müller-Geradschaftprothesen signifikantes Einsinken zwischen zwei und fünf Millimetern, ohne jedoch andere Lockerungen aufzuweisen. Somit wurden diese Schäfte nicht als gelockert gewertet. Malchau et al. zeigten in ihrer

Arbeit für verschiedene Messmethoden Genauigkeiten von nur 3,9 bis 5,0 mm Standardabweichung (Malchau et al. 1995), weshalb wir in unserer Studie Messungen von Einsinken um weniger als 4 mm nicht berücksichtigten.

Im Folgenden soll nun diese Studie mit verschiedenen anderen Langzeituntersuchungen verglichen werden, da Mitte der 90er Jahre erhöhte Lockerungsraten von zementierten Titanschaftprothesen beschrieben wurden (Tompkins et al. 1994; Jacobsson et al. 1995). Die erhöhten Lockerungsraten wurden nicht auf das bewährte Design (die von Tompkins verwendete Triad-Prothese ist ebenfalls eine Geradschaftprothese), sondern auf die neu eingeführte Titan-Legierung zurückgeführt (Maurer et al. 1998). Man machte eine Partikelbildung im Interface Prothese/Zement für die Schaftlockerungen verantwortlich, die u.a. auf die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Titan und Knochenzement zurückgeführt wurde. Von Willert et al. wurde eine Titankorrosion in saurem Milieu festgestellt, wodurch sie vornehmlich die Lockerung der Prothese erklärten (Willert et al. 1996). Die gemessenen niedrigen pH-Werte in periprothetischen Osteolysen legten allerdings auch die Vermutung nahe, dass nicht der Werkstoff Titan, sondern vor allem der Knochenzement und die Schaftoberfläche (rough, matted, polished) eine nicht unwesentliche Rolle spielen könnten. Bezüglich der Verwendung von Knochenzement wurde in unserer Studie ausnahmslos mit Palacos-R® (Merck, Darmstadt) gearbeitet. Demgegenüber steht die Arbeit von Tompkins et al. (Tompkins et al. 1994), in der Sulfix P (Howmedica, Rutherford) verwendet wurde. In Bezug auf aseptische Lockerungsraten war in der Schwedenstudie Palacos-Zement dem Sulfix P deutlich überlegen (Malchau H 1998). In dieser Studie kamen, wie auch bei Jacobson und Tompkins, nur Prothesen mit einer matten Oberfläche zum Einsatz. Behairy et al. fanden keinen Zusammenhang zwischen Oberflächendesign und Lockerungsrate (Behairy et al. 2002). Das Design der Schaftprothesen von Tompkins und Jacobson gegenüber den im untersuchten Kollektiv war jedoch unterschiedlich. Im Vergleich zu der von Tompkins verwendeten Triad-Prothese, die hauptsächlich auf eine proximale Verankerung durch die Kragenabstützung baute, haben wir bei der Müller-Geradschaftprothese eine distale Verankerung durch im metaphysären Bereich konisch zulaufendes Design. Somit kommt die Müller-Geradschaftprothese einer Verankerung im Sinne eines press-fits sehr nahe. Weiter kann man bei der Triad-Prothese eine

einseitige Belastung aufgrund von Unterschieden im Querschnitt, der keilförmigen Schaftgestaltung und des unterschiedlichen Schaft-Hals-Winkels nicht ausschließen. Hier steuert die Müller-Geradschaftprothese besonders den Torsionskräften durch ihren flachen Querschnitt entgegen. Durch die distalere Verankerung kommt es zu einer Minderbelastung der proximo-medialen Femur-Kortikalis (Calcar), was hier zu einer Atrophie führen kann. Dies veranlasste einige Autoren, einen Zusammenhang mit aseptischen Lockerungen herzuleiten (Sarmiento et al. 1985; Schmitz et al. 1994; Tompkins et al. 1994). Mittels Messungen mit dem Röntgenstrahlen-Absorptionsmeter an zehn Femura mit Müller-Geradschäften konnte Pritchett eine Dichte-Verminderung des Calcars von durchschnittlich 57% im Vergleich zur kontralateralen Seite feststellen (Pritchett 1995). Keiner der Schäfte zeigte jedoch Zeichen der aseptischen Lockerung. Daher folgten Pritchett, dass der Calcar weniger an der Kraftübertragung bei Müller-Geradschaftprothesen durch deren Verblockung in der proximalen Spongiosa und in der Diaphyse beteiligt sei, als dies bei Prothesendesigns mit Kragenabstützung der Fall sei. In unserer Studie konnten wir das gleiche Phänomen beobachten. In 69,1% wurde eine gleichförmige Dichteverminderung der Kortikalis registriert. Hierbei kam es fast ausschließlich (75 aus 76 Fällen) zu einer Abrundung der medialen Kortikalis des Resektionsstumpfes sowie zu einer gleichmäßigen Dichteverminderung des Knochens in diesem Bereich (Zone 7 nach Gruen). Ein Zusammenhang zwischen dieser Calcar-Atrophie und aseptischen Lockerungen konnte statistisch nicht festgestellt werden. Als Folge der distal metaphysären Kraftübertragung konnten wir eine Kortikalisveränderung im Prothesenspitzenbereich beobachten, die nicht als Lockerungserscheinung gewertet wurde. In den betreffenden 8 Fällen war ein regelrechter Sitz der Prothese vorhanden. Ein weiterer Unterschied zur Arbeit von Tompkins et al. (Tompkins et al. 1994) besteht in der verwendeten Schaftlegierung. Während in unserer Studie die Prothesen eine TiAlNb-Legierung aufwiesen, waren die Triad-Prothesen aus einer TiAlV-Legierung, die das toxische Element Vanadium enthält und gegenüber der TiAlNb-Legierung eine geringere Härte aufweist (Semlitsch et al. 1995).

Eine weitere Differenz gab es bei den eingesetzten Prothesenköpfen. Während die von Tompkins et al. verwendeten Prothesenköpfe aus einer CrCo-Legierung waren, wurde in unserem Kollektiv Keramikköpfe verwendet. In der Gleitpaarung mit Polyäthylen besteht so eine höhere Abriebfestigkeit im Gegensatz zu Chrom-Kobalt. In Klinischen

Studien konnte durch Verwendung von Keramik anstelle von Cr-Co eine Reduktion des jährlichen Verschleißabtrages an der Polyäthylenpfanne um die Hälfte auf 0,05 bis 0,15 mm nachgewiesen werden (Semlitsch et al. 1995).

Zuletzt ist noch der Unterschied des Alters im Patientengut zu erwähnen. Da an unserem Haus die Vorgabe galt, nur Patienten älter als 60 Jahre mit einer zementierten Schaftprothese zu versorgen, waren die Patienten in unserem Kollektiv im Durchschnitt 6 Jahre älter als die von Tompkins et al.. Einige Autoren haben einen Zusammenhang zwischen erhöhten Lockerungsraten und jungem Alter der Patienten gezeigt (Malchau H 1998). Dies wird dadurch erklärt, dass jüngere Patienten eine höhere Aktivität und somit auch höhere Ansprüche an die Prothesen haben (Kavanagh et al. 1994). Malchau und Poss et al. konnten in ihren Studien eine erhöhte Aktivität als Risikofaktor für die Schaftlockerung zeigen. In unserem Patientenkollektiv ist das Alter der Gruppe C signifikant geringer als das der jeweils anderen Gruppen. In Bezug auf die Aktivität konnte jedoch unter den verschiedenen Gruppen kein signifikanter Unterschied ermittelt werden.

In dieser Studie sollten prothesenspezifische Parameter zueinander in Relation gestellt werden und somit Auskunft über die Prognose einer Hüfttotalendoprothese geben. In der Gruppe C wurden Schaftgrößen der Prothesen verwendet, die nicht wesentlich kleiner waren, als die der Gruppe ohne Radiolucentlines. Jedoch war das Körpergewicht der Versagergruppe signifikant höher als in dem Vergleichskollektiv mit festen Schäften (Tbl. 7). Rader et al. führten 2000 einen neuen Parameter, den Quotient aus Körpergewicht und Schaftoberfläche ein, um eben diese beiden Faktoren, Körpergewicht und Größe der Schaftprothese in Beziehung zu bringen (Rader et al. 2000). In der vorliegenden Arbeit ermittelten wir einen deutlichen Unterschied zwischen der Gruppe C und dem Kollektiv ohne Radiolucentlines (1,5 versus 1 kg/cm² Körpergewicht/Schaftoberfläche). Diesen Parameter kann man auch in Relation mit der Aktivität des Patienten bringen, da hier sowohl die Belastung des Schaftes durch das Körpergewicht als auch die von der Schaftgröße abhängige Fläche erfasst ist. Somit erfährt eine Prothese mit kleiner Schaftoberfläche bei einem schweren aktiven Patienten eher eine Lockerung. Wie schon oben beschrieben führt eine größere Prothesenoberfläche zu einer besseren Rotationsstabilität, deswegen muss man diesen neuen Parameter auch hierzu in Relation setzen.

Wir sehen die guten Langzeitergebnissen anderer zementierter Langschaftprothesen, wie der Lubinus SP oder der Mark II (Firma Link, Hamburg) darin begründet, dass die vergrößerte zementierte Schaftoberfläche der Prothese eine geringere Belastung auf den Zementmantel pro Flächeneinheit bewirkt.

Es bleibt festzuhalten, dass die zementierte Titanschaftprothese gute Langzeitergebnisse zeigt. Bei der Wahl des entsprechenden Implantats ist jedoch darauf zu achten, dass eine Schaftprothese mit möglichst großer Oberfläche im Verhältnis 1 kg/cm^2 verwendet wird, also dass z. B. ein 55 kg schwerer Patient mit einer 7,5er-Schaftprothese bzw. ein 68 kg schwerer Patient mit einer 12,5er-Schaftprothese versorgt wird. Auch bei erhöhtem Aktivitätsniveau des Patienten sollte man eher auf eine Endoprothese mit größerer Oberfläche zurückgreifen.

6. Zusammenfassung

In den letzten Jahrzehnten ist die Anzahl der degenerativen Gelenkerkrankungen wie die Coxarthrose und somit die Zahl der zu implantierenden Hüfttotalendoprothesen stark gestiegen. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, langfristige Ergebnisse zementierter Titanschaftprothesen in Bezug auf aseptische Lockerungen zu ermitteln.

Von den in der Orthopädischen Universitätsklinik Würzburg implantierten Hüfttotalendoprothesen von Januar 1990 bis März 1992 konnten nach durchschnittlich 9 Jahren 110 Hüfttotalendoprothesen klinisch und radiologisch nachuntersucht werden. Zum Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung hatten die Patienten ein mittleres Alter von 76 Jahren.

In allen Fällen wurden Müller-Geradschaftprothesen mit einer Ti-6Al-7Nb-Legierung in matter Oberfläche, Biolox®-Keramik-Köpfe sowie Knochenzement Palacos® verwendet.

Es wurde bei 4 Hüft-TEPs wegen aseptischer Lockerung ein Prothesenwechsel durchgeführt.

Das nachuntersuchte Patientengut wurde in 3 Gruppen eingeteilt. Gruppe A rekrutierte sich aus denjenigen Patienten, bei denen keine radiologischen Lockerungszeichen erkennbar waren. Die Patienten mit mehr als einem Lysesaum jedoch mit festem Sitz der Schaftprothese im Vergleich zu den postoperativen Röntgenbildern wurden der Gruppe B zugeordnet. Letztendlich bildeten die Patienten mit ausgeprägten Lockerungszeichen bzw. vollständig gelockerte Prothesen die Gruppe C. Der Harris-Hip-Score der Gruppe A mit 85 (\pm 13) Punkten und der Gruppe B mit 86 (\pm 14) Punkten zeigte gute Ergebnisse. Der Harris-Score lag in der Gruppe C bei 76 (\pm 5) Punkten und erreichte somit ein mäßiges Ergebnis. Im Vergleich zu den Gruppen A und B erwies sich diese Punktezahl als signifikant schlechter.

Die Patienten mit ausgeprägten Lockerungszeichen waren signifikant jünger (im Mittel 6 Jahre) als die der Gruppe ohne Lockerungssäume. Ebenfalls fanden wir einen signifikanten Unterschied im Bezug auf das Körpergewicht, Körpergewicht im Verhältnis zu zementierter Schaftoberfläche und Harris-Score (88 vs. 75 kg; 1,5 vs. 1,0 kg/cm; 76 vs. 85). Für Geschlecht, Schaftgröße, Schaftart, Aktivität, heterotope Ossifikationen und Body-Maß-Index traf dies nicht zu.

Unter Berücksichtigung der erhobenen Daten (Harris-Hüft-Score und Quotient des Körpergewichts zur zementierten Schaftoberfläche) sollte eine möglichst große Prothese implantiert werden, um das Körpergewicht auf eine große Schaftoberfläche zu verteilen. Insgesamt hat sich die zementierte Müller-Geradschaftprothese aus Titanlegierung bewährt, so dass sie für die Behandlung von Nickelallergikern zu empfehlen ist.

7. Literaturverzeichnis

- Arthursson, Aj, Furnes, O, Espehaug, B, (2007). „Prothesis survival after total hip arthroplasty-does surgical approach matter? Analysis of 19.304 Charnley and 6.002 Exeter primary total hip arthroplasties reported to the Norwegian Arthroplasty Register.” *Acta Orthop*. 78(6): 719-729.
- Bannister, G (1988). "Mechanical failure in the femoral component in total hip replacement." *Orthop Clin North Am* 19(3): 567-73.
- Barrack, RL, Mulroy, RD, Jr. and Harris, WH (1992). "Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review." *J Bone Joint Surg Br* 74(3): 385-9.
- Behairy, YM and Harris, WH (2002). "Mode of loosening of matt-finished femoral stems in primary total hip replacement." *Saudi Med J* 23(10): 1187-94.
- Boeree, NR and Bannister, GC (1993). "Cemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years of age. Ten- to 18-year results." *Clin Orthop*(287): 153-9.
- Boll, KL (1990). "[Total hip replacement using Muller's method]." *Ugeskr Laeger* 152(27): 1987-9.
- Bordini, D, Stea, S, De Clerico, M (2007). "Factors affecting aseptic loosening of 4750 total hip arthroplasties: multivariate survival analysis", *BMC Musculoskeletal Disorders* 1471-2474-8-69.
- Bremant, JJ (1995). "[10 years follow-up of the M.E. Muller self-locking cemented total hip prosthesis]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 81(5): 380-8.
- Breusch, SJ, Reitzel, T, Schneider, U, Volkmann, M, Ewerbeck, V and Lukoschek, M (2000). "[Cemented hip prosthesis implantation--decreasing the rate of fat embolism with pulsed pressure lavage]." *Orthopade* 29(6): 578-86.
- Brien, WW, Salvati, EA, Healey, JH, Bansal, M, Ghelman, B and Betts, F (1990). "Osteogenic sarcoma arising in the area of a total hip replacement. A case report." *J Bone Joint Surg Am* 72(7): 1097-9.
- Brooker, AF, Bowerman, JW, Robinson, RA and Riley, LH, Jr. (1973). "Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification." *J Bone Joint Surg Am* 55(8): 1629-32.
- Brown, GC, Lockshin, MD, Salvati, EA and Bullough, PG (1977). "Sensitivity to metal as a possible cause of sterile loosening after cobalt-chromium total hip-replacement arthroplasty." *J Bone Joint Surg Am* 59(2): 164-8.
- Bullough, PG, DiCarlo, EF, Hansraj, KK and Neves, MC (1988). "Pathologic studies of total joint replacement." *Orthop Clin North Am* 19(3): 611-25.
- Charnley, J (1960). "Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur." *J Bone Joint Surg Br* 42-B: 28-30.
- Conroy, JL (2008). "Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty." *J Arthroplasty* 23(6): 867-72.
- Cornell, CN and Ranawat, CS (1986). "Survivorship analysis of total hip replacements. Results in a series of active patients who were less than fifty-five years old." *J Bone Joint Surg Am* 68(9): 1430-4.
- D'Aubigne, RM and Postel, M (1954). "Function al results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis." *J Bone Joint Surg Am* 36-A(3): 451-75.
- Dall, DM, Learmonth, ID, Solomon, M and Davenport, JM (1993). "811 Charnley hips followed for 3-17 years." *Acta Orthop Scand* 64(3): 252-6.

- Dorr, LD, Kane TJ, Conaty JP (1994). "Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A 16-year follow-up study." *J Arthroplasty* 9: 453-456.
- Duchna, HW, Nowack, U, Merget, R, Muhr, G and Schultze-Werninghaus, G (1998). "[Prospective study of the significance of contact sensitization caused by metal implants]." *Zentralbl Chir* 123(11): 1271-6.
- 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.
- Eingartner, C, Ihm, A, Maurer, F und Volkmann, R (2002). "Gute langfristige Nachuntersuchungsergebnisse einer zementierten Titan-Geradschaftprothese." *Unfallchirurg* (105): 804-810.
- Espehaug, B, Havelin, LI, Engesaeter, LB, Vollset, SE and Langeland, N (1995). "Early revision among 12,179 hip prostheses. A comparison of 10 different brands reported to the Norwegian Arthroplasty Register, 1987-1993." *Acta Orthop Scand* 66(6): 487-93.
- Evans, BG, Salvati, EA, Huo, MH and Huk, OL (1993). "The rationale for cemented total hip arthroplasty." *Orthop Clin North Am* 24(4): 599-610.
- Garvin, KL and Hanssen, AD (1995). "Infection after total hip arthroplasty. Past, present, and future." *J Bone Joint Surg Am* 77(10): 1576-88.
- Gillespie, WJ, Frampton, CM, Henderson, RJ and Ryan, PM (1988). "The incidence of cancer following total hip replacement." *J Bone Joint Surg Br* 70(4): 539-42.
- Goodman, SB and Schatzker, J (1987). "Intermediate results of a straight stem prosthesis in primary total hip arthroplasty." *Clin Orthop*(218): 111-22.
- Gruen, TA, McNeice, GM and Amstutz, HC (1979). "'Modes of failure' of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening." *Clin Orthop*(141): 17-27.
- Gustilo, RB, Bechtold, JE, Giacchetto, J and Kyle, RF (1989). "Rationale, experience, and results of long-stem femoral prosthesis." *Clin Orthop*(249): 159-68.
- Harris, WH (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.
- Harris, WH (1993). *Biological, Material and Mechanical Considerations of Joint Replacement*. Raven Press. New York.
- Harris, WH and Davies, JP (1988). "Modern use of modern cement for total hip replacement." *Orthop Clin North Am* 19(3): 581-9.
- Harris, WH, McCarthy, JC, Jr. and O'Neill, DA (1982). "Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation." *J Bone Joint Surg Am* 64(7): 1063-7.
- Howie, DW, Haynes, DR, Rogers, SD, McGee, MA and Pearcy, MJ (1993). "The response to particulate debris." *Orthop Clin North Am* 24(4): 571-81.
- Jacobs, JJ, Sumner, DR and Galante, JO (1993). "Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement." *Orthop Clin North Am* 24(4): 583-90.
- Jacobsson, SA, Ivarsson, I, Djerf, K and Wahlstrom, O (1995). "Stem loosening more common with ITH than Lubinus prosthesis. A 5-year clinical and radiographic follow-up of 142 patients." *Acta Orthop Scand* 66(5): 425-31.

- Johnsson, R, Franzen, H and Nilsson, LT (1994). "Combined survivorship and multivariate analyses of revisions in 799 hip prostheses. A 10- to 20-year review of mechanical loosening." *J Bone Joint Surg Br* 76(3): 439-43.
- Johnston, RC, Fitzgerald, RH, Jr., Harris, WH, Poss, R, Muller, ME and Sledge, CB (1990). "Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results." *J Bone Joint Surg Am* 72(2): 161-8.
- Kaplan, EL, Meier, P. (1958). "Nonparametric estimation from incomplete observations." *J. Am. Stat. Assoc.* 53: 457-81.
- Kavanagh, BF, Ilstrup, DM and Fitzgerald, RH, Jr. (1985). "Revision total hip arthroplasty." *J Bone Joint Surg Am* 67(4): 517-26.
- Kavanagh, BF, Wallrichs, S, Dewitz, M, Berry, D, Currier, B, Ilstrup, D and Coventry, MB (1994). "Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Twenty-year results with cement." *J Arthroplasty* 9(3): 229-34.
- Kohler, A and Noesberger, N (1997). "Long-term results and survivorship of Protasul 10 straight stem Muller femoral hip prosthesis." *Swiss Surg* 3(2): 44-8.
- Krismer, M, Klar, M, Klestil, T and Frischhut, B (1991). "Aseptic loosening of straight- and curved-stem Muller femoral prostheses." *Arch Orthop Trauma Surg* 110(4): 190-4.
- Kwong, LM, Jasty, M, Mulroy, RD, Maloney, WJ, Bragdon, C and Harris, WH (1992). "The histology of the radiolucent line." *J Bone Joint Surg Br* 74(1): 67-73.
- Malchau, H, Herberts, P and Ahnfelt, L (1993). "Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990." *Acta Orthop Scand* 64(5): 497-506.
- Malchau H, HP (1998). Prognosis of total hip replacement - Revision and rerevision rate in THR: a revision-risk study of 148.359 primary operations. 65th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic surgeons, New Orleans.
- Malchau, H, Karrholm, J, Wang, YX and Herberts, P (1995). "Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients." *Acta Orthop Scand* 66(5): 418-24.
- McKee, GK (1970). "Development of total prosthetic replacement of the hip." *Clin Orthop* 72: 85-103.
- Milavec-Puretic, V, Orlic, D and Marusic, A (1998). "Sensitivity to metals in 40 patients with failed hip endoprosthesis." *Arch Orthop Trauma Surg* 117(6-7): 383-6.
- Neumann, L, Freund, KG, Sorenson, KH (1994). "Long-term results of Charnley total hip replacement. Review of 92 patients at 15 to 20 years." *J Bone Joint Surg* 76-B: 245-251.
- Paavolainen, P, Pukkala, E, Pulkkinen, P and Visuri, T (1999). "Cancer incidence in Finnish hip replacement patients from 1980 to 1995: a nationwide cohort study involving 31,651 patients." *J Arthroplasty* 14(3): 272-80.
- Penman, HG and Ring, PA (1984). "Osteosarcoma in association with total hip replacement." *J Bone Joint Surg Br* 66(5): 632-4.
- Poss, R, Brick, GW, Wright, RJ, Roberts, DW and Sledge, CB (1988). "The effects of modern cementing techniques on the longevity of total hip arthroplasty." *Orthop Clin North Am* 19(3): 591-8.
- Pritchett, JW (1995). "Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study." *Clin Orthop*(314): 156-61.

- Puolakka, TJ, Pajamaki, KJ, Halonen, PJ, Pulkkinen, PO, Paavolainen, P and Nevalainen, JK (2001). "The Finnish Arthroplasty Register: report of the hip register." *Acta Orthop Scand* 72(5): 433-41.
- Rader, CP, Hendrich, C, Low, S, Walther, M and Eulert, J (2000). "[5- to 8-year results of total hip endoprosthesis implantation with the Muller straight shaft prosthesis (cemented TiAlNb shaft)]." *Unfallchirurg* 103(10): 846-52.
- Ritt, MJ, Stuart, PR, Naggar, L and Beckenbaugh, RD (1994). "The early history of arthroplasty of the wrist. From amputation to total wrist implant." *J Hand Surg [Br]* 19(6): 778-82.
- Robinson, RP, Lovell, TP, Green, TM and Bailey, GA (1989). "Early femoral component loosening in DF-80 total hip arthroplasty." *J Arthroplasty* 4(1): 55-64.
- Rooker, GD and Wilkinson, JD (1980). "Metal sensitivity in patients undergoing hip replacement. A prospective study." *J Bone Joint Surg Br* 62-B(4): 502-5.
- Sarmiento, A and Gruen, TA (1985). "Radiographic analysis of a low-modulus titanium-alloy femoral total hip component. Two to six-year follow-up." *J Bone Joint Surg Am* 67(1): 48-56.
- Sarmiento, A, Zych, GA, Latta, LL and Tarr, RR (1979). "Clinical experiences with a titanium alloy total hip prosthesis: a posterior approach." *Clin Orthop*(144): 166-73.
- Savilahti, S, Myllyneva, I, Pajamaki, KJ and Lindholm, TS (1997). "Survival of Lubinus straight (IP) and curved (SP) total hip prostheses in 543 patients after 4-13 years." *Arch Orthop Trauma Surg* 116(1-2): 10-3.
- Schmalzried, TP, Jasty, M and Harris, WH (1992). "Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space." *J Bone Joint Surg Am* 74(6): 849-63.
- Schmitz, B, Menke, W, Michiels, I and Fritz, M (1994). "[5-10-year results with the straight-shaft Muller prosthesis]." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 132(4): 279-85.
- Semlitsch, M and Willert, HG (1995). "Implant materials for hip endoprotheses: old proofs and new trends." *Arch Orthop Trauma Surg* 114(2): 61-7.
- Signorello, LB, Ye, W, Fryzek, JP, Lipworth, L, Fraumeni, JF, Jr., Blot, WJ, McLaughlin, JK and Nyren, O (2001). "Nationwide study of cancer risk among hip replacement patients in Sweden." *J Natl Cancer Inst* 93(18): 1405-10.
- Skeie, S, Lende, S, Sjoberg, EJ and Vollset, SE (1991). "Survival of the Charnley hip in coxarthrosis. A 10-15-year follow-up of 629 cases." *Acta Orthop Scand* 62(2): 98-101.
- Stephensen, SL, Sperling, KP and Gebuhr, PH (1995). "[Total hip alloplasty using the Muller method. A six and a half year follow-up study]." *Ugeskr Laeger* 157(46): 6425-7.
- Surin, VV and Sundholm, K (1983). "Survival of patients and prostheses after total hip arthroplasty." *Clin Orthop*(177): 148-53.
- Sutherland, CJ, Wilde, AH, Borden, LS and Marks, KE (1982). "A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties." *J Bone Joint Surg Am* 64(7): 970-82.
- Tompkins, GS, Lachiewicz, PF and DeMasi, R (1994). "A prospective study of a titanium femoral component for cemented total hip arthroplasty." *J Arthroplasty* 9(6): 623-30.

- Weinans, H, Huiskes, R and Grootenboer, HJ (1993). "Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces." *J Biomech* 26(11): 1271-81.
- Volkman, R, Eingartner, C, Winter, E, Weise, K, Weller, S (1998). "Mid term results in 500 titanium alloy straight femoral shaft prostheses-cemented and cementless technique." *Eur J Orthop Surg Traumatol* (:133-139.
- Werksinformationen and GmbH, FP (1996). *Zementierte Hüftschäfte in Titanlegierung*. Werksinformationen and GmbH, FP (1998).
- Wiles, P (1958). "The surgery of the osteoarthritic hip." *Br J Surg* 45(193): 488-97.
- Willert, HG, Buchhorn, GH, Gobel, D, Koster, G, Schaffner, S, Schenk, R and Semlitsch, M (1996). "Wear behavior and histopathology of classic cemented metal on metal hip endoprostheses." *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl): S160-86.
- Wilson-MacDonald, J and Morscher, E (1990). "Comparison between straight- and curved-stem Muller femoral prostheses. 5- to 10-year results of 545 total hip replacements." *Arch Orthop Trauma Surg* 109(1): 14-20.
- Wintermantel, E, Mayer, J, Blum, J, Eckert, KL, Luscher, P and Mathey, M (1996). "Tissue engineering scaffolds using superstructures." *Biomaterials* 17(2): 83-91.
- Wroblewski, BM and Siney, PD (1993). "Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results." *Clin Orthop*(292): 191-201.

8. Danksagung

Besonders herzlich möchte ich mich bei meinem Betreuer, Herrn Prof Dr. med. Christof Rader für die interessante Themenstellung und Betreuung bedanken. Hier möchte ich insbesondere die guten Voraussetzungen für die Ausführung dieser klinischen Studie und die Hilfestellung bei auftretenden Problemen hervorheben.

Ebenso gilt ein großer Dank an Herrn Dr. med. Volker Ettl, der unermüdlich Hilfestellung bei den Nachuntersuchungen sowie zur Vorkorrektur gab.

Herrn Dr. med. Stefan Kirschner danke ich für die Hilfestellung bei der statistischen Auswertung.

Ein Dankeschön für die Unterstützung an meine Familie, die Dres. Christian Geis, Dirk Herold, Kathrin Kleinert sowie an Fr. Christina Kaufmann und Fr. Verena Bender.