

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

**Gleitpaarung Highly-Crosslinked Polyethylen (XPE)-Metall  
Eine prospektive Nachuntersuchung an 36 Patienten mit  
Hüfttotalendoprothese**

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

vorgelegt von  
Rüdiger Neitzel

aus Solingen  
2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

**Berichterstatter:** Prof.Dr.med.habil. Dr.Ing.  
Wolfgang Plitz

**Mitberichterstatter:** Prof.Dr. Franz-Xaver Reichl

**Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:**

**Dekan:** Prof. Dr. med. D. Reinhardt

**Tag der mündlichen Prüfung:** 24 Juli 2008

## **1. Einleitung**

### **1.1. Problemstellung**

### **1.2. Geschichte der Hüftendoprothetik**

### **1.3. Aktuelle Entwicklung und Zukunftsausblick**

#### **1.3.1. Minimalinvasive Hüftchirurgie**

#### **1.3.2. Highly-Crosslinked Polyethylen**

## **2. Material und Methoden**

### **2.1. Vorstellung des Patientengutes**

#### **2.1.1. Darstellung der Operationstechnik**

#### **2.1.2. Postoperative Nachsorge**

### **2.2. Klinische Scores**

### **2.3. Radiologische Untersuchung**

### **2.4. Statistik**

## **3. Ergebnisse**

### **3.1. Postoperatives Outcome und Komplikationen**

### **3.2. Klinische Scores nach Harris und d`Aubigne´**

### **3.3. Radiologische Analyse**

### **3.4. Statistische Auswertung**

## **4. Diskussion**

## **5. Zusammenfassung**

## **6. Literaturverzeichnis**

## **7. Danksagung**

### **1. Einleitung**

#### **1.1. Problemstellung**

Der Ersatz des menschlichen Hüftgelenkes und des Kniegelenkes, welcher weltweit ca. eine Millionen mal an der Hüfte und ca.800000 mal am Kniegelenk durchgeführt wird, ist eine einmalige Erfolgsgeschichte auf dem Gebiet der orthopädischen Chirurgie. Dies hat in den letzten fünfzig Jahren zu einer rasanten Entwicklung geführt. Davon ist auch Deutschland mit ca. 200.000 Hüftendoprothesen und ca. 80.000 Knieendoprothesen pro Jahr betroffen.

Wesentliche Faktoren, die zu einer positiven Entwicklung geführt haben, waren die Aspekte, daß der Knochen als lebendiges Organ und ein Gelenk, als äußerst komplexes Organ angesehen wurde (Gradinger 2006). An dieser Entwicklung waren viele klinisch tätige Medizinwissenschaftler, sowie viele Grundlagenforscher, Physiker, Biologen, Chemiker und Informatiker mitbeteiligt.

Ziel dieser Forschung war es, ein Implantat zu schaffen, welches dauerhaft und lebenslang als Endoprothese im menschlichen Körper getragen werden kann. Bei dieser dauerhaften Integration von Fremdmaterial im menschlichen Körper wurden sehr hohe Hürden erklommen.

Diese betreffen im Wesentlichen das Design der Endoprothesen, die Integration in den Knochen, als auch den Verschleiß von beweglichen Implantatanteilen im menschlichen Körper. Diese Arbeit beschäftigt sich damit, inwieweit der neuentwickelte Werkstoff highly-crosslinked Polyethylen die Langlebigkeit eines Hüftgelenks-Implantates im menschlichen Körper erhöhen kann, bei gleichzeitiger Verringerung des Abriebs.

## 1.2. Geschichte der Hüftendoprothetik

Den Begriff der Orthopädie prägte als erster Hippokrates, der 460 v. Chr. wirkte. Er kann daher als „Vater der Orthopädie“ bezeichnet werden, da er ausführliche Abhandlungen über die Verkrümmung der Wirbelsäule und deren Behandlung schrieb. In diesen Abhandlungen wurden Behandlungsmethoden wie beispielsweise das Streckbett und die Krankengymnastik niedergelegt. Ferner beschrieb er die sog. Hüftluxation sowie eine Klumpfuß-Fehlstellung (Rauschmann 2000).

Bis zum Beginn der Endoprothetik im Jahre 1890 von Themistocles Gluck, der als erster die Idee eines künstlichen Gelenkes in die Tat umsetzte, sollten noch einige wesentliche Meilensteine in der Geschichte der Medizin geschehen, wie beispielsweise die Erfindung der Äthernarkose 1842, der Begriff der aseptischen Wundversorgung durch Lister und die Erfindung der Röntgentechnik durch Conrad Röntgen 1895. (Wessinghage 1991)

Dreißig Jahre nach Gluck, der ein künstliches Kniegelenk als Scharniergelenk aus Elfenbein implantierte, beschrieb Smith-Petersen 1923 den Ersatz eines zerstörten Hüftkopfes durch eine Plexiglas-Schale (Smith-Petersen 1948). Erst die Erfindung von korrosionsbeständigen, mechanisch festen Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierungen durch Venable and Stuck erlaubten, nach den Ideen von Thompson im Jahre 1946, die ersten langfristigen Erfolge von Gelenkendoprothesen zu ermöglichen (Blauth 1997).

Ein wesentlicher Durchbruch gelang in den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts dem Briten Sir John Charnley, der zu der Idee des künstlichen Hüftstieles, die erstmalig implantierte künstliche Hüftgelenkspfanne hinzufügte (Charnley 1960). Wesentlich war dabei die Fixation mit PMMA-Knochenzement, der bis dato nur erfolgreich in der Zahnmedizin eingesetzt wurde.

In den 70er Jahren führten auftretende Probleme durch aseptische Frühlockerung dazu, daß die Gestalt der Hüftendoprothesen eine neue Form annahm. Die technische Gestaltung dieser Implantate wurde zunehmend auf die Anatomie des Femurs ausgerichtet und so entstanden anatomische Endoprothesen.

Das es dennoch zum Versagen dieser zementierten Endoprothesen kam, lag an der ungenügenden Verbundfestigkeit der Knochenzementgrenze. Auftretende Zermürbungen des Knochen-Zementmantels führten zu Wechselbeanspruchung und damit zu Reaktionen an den Materialien, welches zur sog. aseptischen Lockerung führte.

In den 80er Jahren wurde durch fieberhaftes Arbeiten an zementfreien Werkstoffen das Zeitalter der zementfreien Endoprothesenfixation eingeläutet (Kienapfel 1994). Hierbei galt es, durch räumliche Gestaltung der Oberfläche des Implantates, eine dauerhafte Verbindung zwischen Implantat und lebenden Knochen zu schaffen. Es wurden im deutschen und angloamerikanischen Raum verschiedene Wege beschritten, um dies zu gewährleisten. Eine abschließende Beurteilung, welcher der dabei beschrittenen Wege der Bearbeitung der Oberfläche letztendlich der richtige ist, kann noch nicht gegeben werden.

Es zeichnet sich aber deutlich ab, daß das System der knöchernen Integration von oberflächenstrukturierten Implantaten funktioniert und zu einer Langlebigkeit des Implantates in den Knochen führte. Es bestes Beispiel hierfür sei ein Produkt einer deutschen Firma, deren entwickelter anatomischer Hüftstil, zementfrei implantiert, 20 Jahres-Ergebnisse liefert, welche eine knöcherne stabile Integration von 90 % der untersuchten Implantate aufweist (Scholz 2007).

Aktueller Gegenstand der Verbesserungen im Bereich der Hüftendoprothetik zeigen sich in der Oberflächenveredelung durch Hydroxylapatit oder Titan-Niob-Beschichtungen der Implantate aus. Ein weiterer Forschungszweig ist die Bionik, die darauf abzielt, durch systematische Beobachtungen und Untersuchungen der Problemlösung der Natur, natürliche und anatomische Materialien zu konstruieren, die sich im Hinblick auf die menschliche Technik übertragen lassen (Nachtigall 2000).

### **1.3. Aktuelle Entwicklung und Zukunftsausblick**

Die Langlebigkeit einer Endoprothese wird im Besonderen durch die ossäre Integration, als auch durch die tribologischen Charakteristika der Gleitpaarungen wesentlich beeinflusst. Die ossäre Integration wird hauptsächlich durch die Anpassung von Implantat-Design, von Implantat-Materialien und der Implantat-Oberfläche gesteuert. Die tribologischen Eigenschaften einer Gelenkendoprothese gefährden im Wesentlichen nach der Einheilungs-Einwachsphase der Endoprothese die Stabilität und Funktionsfähigkeit des Implantates. Durch Verschleiß der Gelenkpartner und der Bildung von Abriebpartikeln stellt sich die so genannte Partikelkrankheit ein (Willert 1977). Diese heben die ossäre Integration auf und bilden somit die häufigste Ursache für das Versagen von Gelenkimplantaten.

Ein Trend, der im Wesentlichen das Implantat-Design kennzeichnet, ist die Entwicklung der so genannten Schenkelhalsprothesen. Hierbei wird unter Erhalt des gesamten Schenkelhalses eine innere metaphysäre Fixation im Schenkelhals gesucht und der metadiaphysäre Raum nicht angetastet. Eine ähnliche Philosophie verfolgen die sog. Kurzstielimplantate, die eine reine proximale Kraftübertragung und eine proximale Implantatverankerung erzeugen und somit eine geringere Längendimensionierung des Endoprothesenstiels vorweisen.

Eine Renaissance haben die epiphysär verankerten Oberflächenersatzprothesen in den letzten zehn Jahren erlebt. Nachdem Wagner 1975 die nach ihm benannte Schalenendoprothese implantierte, zeigte sich bereits in Nachuntersuchungen drei bis neun Jahre eine Revisionsrate von bis zu 91% (Wagner 1996). Dieses Konzept der Oberflächenersatz-Endoprothese wurde daraufhin weitgehend verlassen.

Durch die Verbesserung der metalltribologischen Paarungen und Fertigungstechniken begann Mac Minn Anfang der 90er Jahre Oberflächenersatz-Prothesen zu entwickeln. Der wesentliche Vorteil zeichnet sich hierbei durch die noch geringere Knochenresektion und den kompletten Erhalt des metaphysären Femurs aus. Des Weiteren wird das Phänomen einer physiologischen Krafteinleitung in den Femur beobachtet und somit ein sog. Stress-Shilding vermieden (Witzleb 2004).

Während man in den operativen Zentren gute und sehr gute früh- und mittelfristige Ergebnisse beobachtet, mit geringeren Revisionsraten und mit gleichen Komplikationsraten als bei herkömmlichen Endoprothesen, so macht im wesentlichen die Metall-Metall-Gleitpaarung Schwierigkeiten (Coleman 1973).

Im Blut und Urin der operierten Patienten wurde eine dreifach erhöhte Menge an Chrom- und Kobaltionen gemessen, gebildet aus dem Abrieb der Gleitpartner. Grund hierfür ist offenbar die Entstehung von sog. „Nanopartikeln“, die nach dem Einlaufverschleiß entstehen. (Schaffer 1999).

Ein Ansatz zur Lösung dieses Problems könnte hierzu aus der Bionik stammen. Durch die Bildung hexagonaler Vertiefungen auf der Oberfläche von Hüftkopimplantaten könnte eine Reduktion des Verschleißes durch eine Optimierung des hydrodynamischen Schmierfilms entstehen und so den Abrieb der Gleitpartner minimieren.

### 1.3.1. Minimalinvasive Hüftchirurgie

Kein anderer Begriff als die minimal-invasive Hüftendoprothetik hat im Bereich der operativen Chirurgie für mehr Aufmerksamkeit in den letzten fünf Jahren gesorgt. Die Idee der inaugurierenden Chirurgen bestand jedoch nicht darin, einen möglichst kleinen Hautschnitt zu verwenden, sondern das theoretische Konzept umfaßt eine geringere Gewebeschädigung, eine verminderte Blutungsneigung, eine Reduktion der Schmerzen sowie ein Erhalt der Sensomotorik (Propriozeption). Dadurch sollte eine Frührehabilitation ermöglicht sein und Krankenhausaufenthalte reduziert und damit auch Kosten gesenkt werden können (Goldstein 2003).

In den Laienmedien wurde dieser Ansatz jedoch dahingehend reduziert, daß nur ein kürzerer Hautschnitt und damit ein besseres kosmetisches Ergebnis als relevant erachtet wurde.

Ziel der minimal-invasiven Endoprothetik war es, durch Verkleinerung des jeweils gewohnten Zuganges (anterolateral und posterior und durch Doppel-Inzisionstechniken) unter Zuhilfenahme von Spezialinstrumenten die gleichen Standardimplantate verwenden zu können. Nachdem in vergleichenden Studien gezeigt werden konnte, daß die Komplikationsrate bezüglich Femurfrakturen und Nervenläsionen bei der minimal-invasiven Doppel-Inzisionstechnik deutlich höher war, konnten vergleichende Studien auch eine Verringerung des Blutverlustes und eine Verkürzung der Operationszeit nicht feststellen (Woolsen 2004).



Der wesentliche Vorteil dieser Operationstechnik wird vor allem im Erhalt der Mechanorezeptoren am Sehnen-Knochen- sowie am Sehnen-Muskel-Übergang gesehen.

Durch den Erhalt der Propriozeption erlaubt es dem Patienten, eine schnellere und komfortablere Mobilisation und Belastung zu erreichen, durch den Erhalt dieses Regelkreises (Bal 2005). Ferner finden sich in der Frühphase nach Hüft-TEP-Operation (ein bis drei Monate) deutlich verbesserte Werte der Funktions-Scores. Diese sind jedoch spätestens nach vier bis sechs Monaten im Vergleich zu den herkömmlichen Zugängen ausgeglichen. Ferner erscheint die MIS-Operationstechnik insbesondere bei muskelkräftigen Patienten erschwert bis unmöglich und Spezialinstrumente sind in den meisten Fällen nötig und verursachen somit höhere Anfangskosten (Berry 2003) .

Die Frage des Nutzens von minimal-invasiven Zugängen im Vergleich zu Standard-Zugängen kann nach Bewertung der aktuell verfügbaren Literatur nicht abschließend beantwortet werden.

### 1.3.2. Highly-Crosslinked Polyethylen

Ziel eines jeden Implantates ist es, das natürliche Gelenk erfolgreich und langfristig zu ersetzen. In den 50er Jahren gelang es der Ruhrchemie AG einen Werkstoff herzustellen, der unter dem Namen ultrahochmolekulares Polyethylen, genannt UHMW-PE, herzustellen. Dieser wurde 1961 durch Sir John Charnley erfolgreich eingesetzt und lieferte langfristig gute Ergebnisse (Charnley 1961).

Zehn Jahre später beschrieb Willert als Erster eine Osteolyse als Folge von Polyethylenabriebpartikeln ( Willert 1977). Er konnte nachweisen, daß es im Gelenk zu einer knochenzerstörenden Aktivität von Fremdkörperpartikeln kam und somit eine Lockerung des Implantats an der Implantat-Knochengrenze zur Folge hatte. Diese Beobachtung wurde von Harris entsprechend gesehen. (Harris 1976).

Durch verbesserte Fertigungstechniken erhielten die Metall-Metall-Paarungen in den 80er Jahren eine Renaissance und man konnte nachweisen, daß es zu einer

deutlichen Verminderung der Partikelrate im Vergleich zu den benutzten Polyethylen-Metallverbindungen kam.

Plitz wies 2003 jedoch entscheidend darauf hin, daß nicht nur die Gewebereaktion vom Partikelgrundmaterial abhängt, sondern daß Partikelgröße und Morphologie entscheidend zur Gewebereaktion beitragen. Somit wurde also weiter ein Werkstoff gesucht, der sowohl in vitro als auch in vivo sowohl den mechanischen Eigenschaften Stand hält, als auch den auftretenden Abrieb weiter minimiert (Plitz 2003).

Muratoglu und Mitarbeiter erkannten 1999 (Muratoglu 1999) den Effekt von Bestrahlung und Wärmebehandlungen auf herkömmliches ultrahochmolekulares Polyethylen. Durch Elektronenbestrahlung einer Dosis von 9,5 meV wird der vorgewärmte Polyethylen-Rohling bestrahlt (Muratoglu 1999).

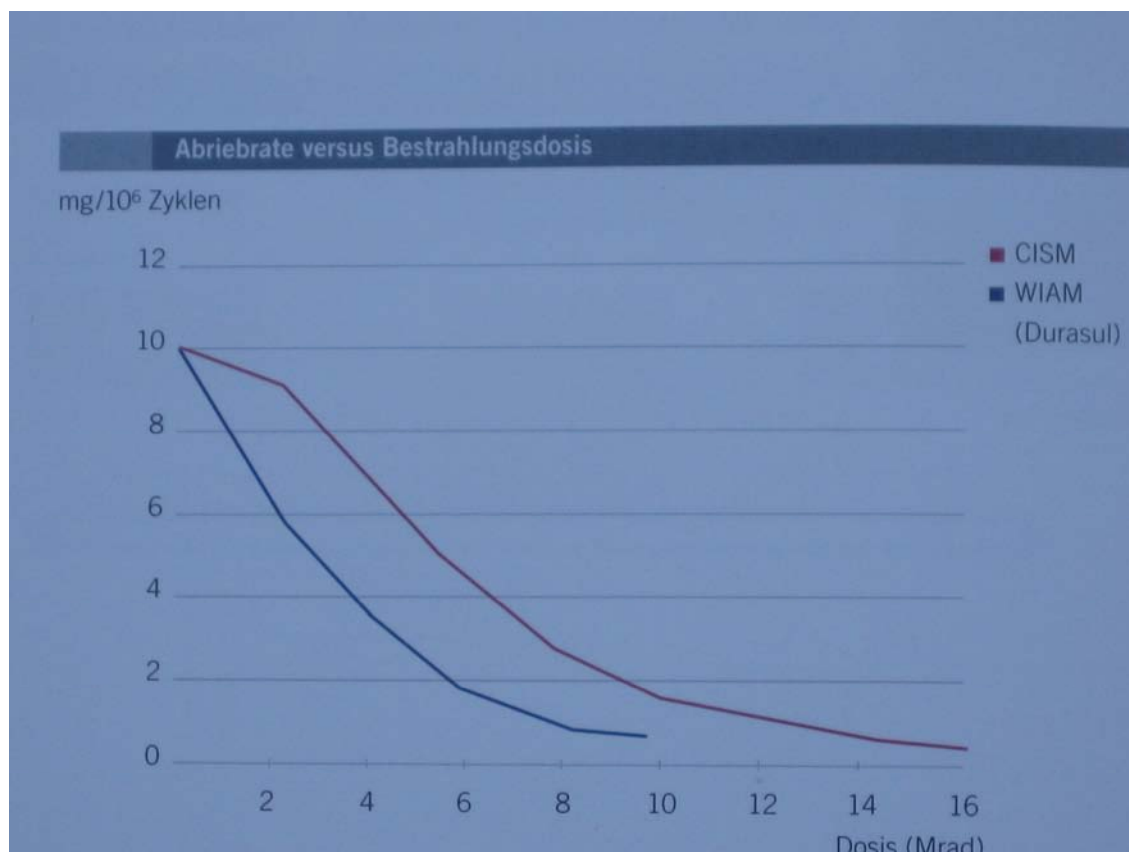


Abbildung1: Abriebrate von Elektronenstrahl vernetztem Polyethylen

CICM: Bestrahlung im kaltem Zustand, WIAM: Bestrahlung im vorgewärmten Zustand

Quelle: Kurtz SM, Muratoglu OK , Biomaterials, 1999

Durch eine anschließende Wärmebehandlung oberhalb der Kristallitschmelztemperatur, wird die Vernetzungsdichte durch die Vernetzung der noch verbliebenen freien Radikale optimiert. Somit wird die spätere Oxidation vermindert und die Alterung in vivo herabgesetzt.

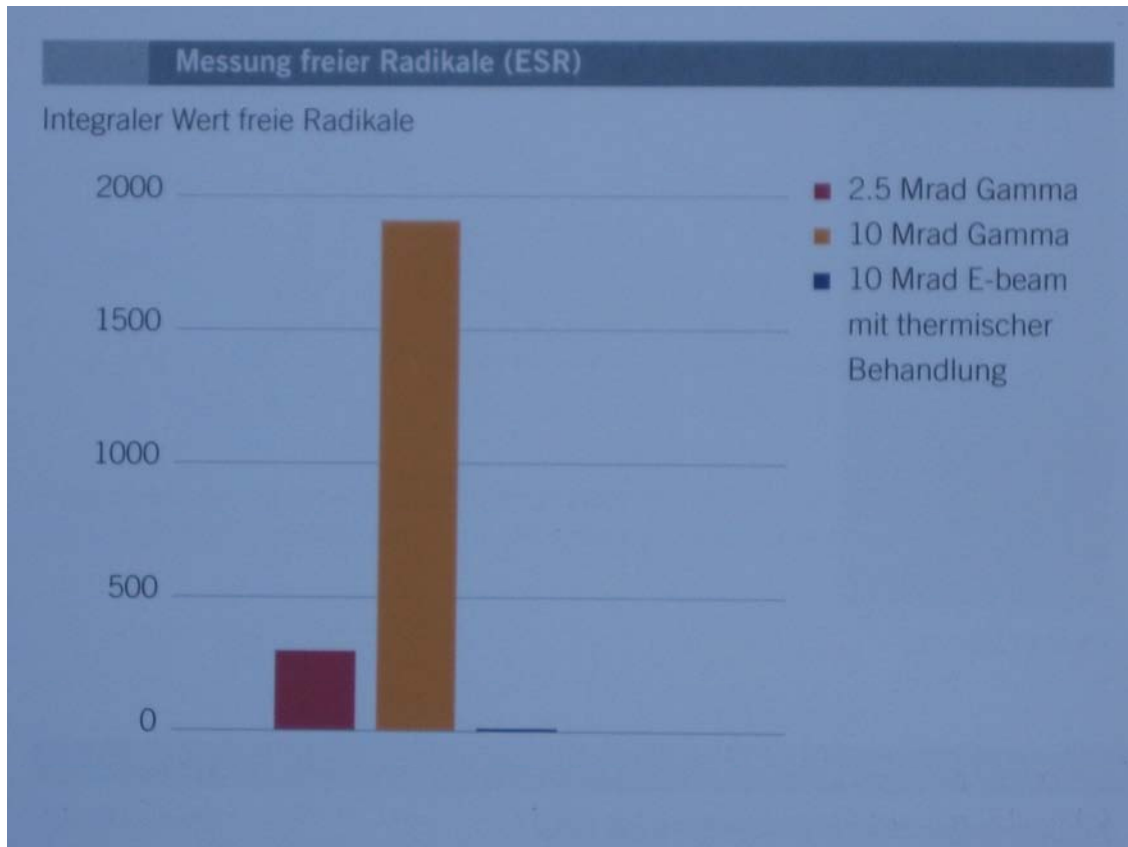


Abbildung 2: Messung freier Radikale nach Elektronenbestrahlung  
Quelle: Muratoglu OK, Bragdon CR: 69th Meeting AAOS, 2002

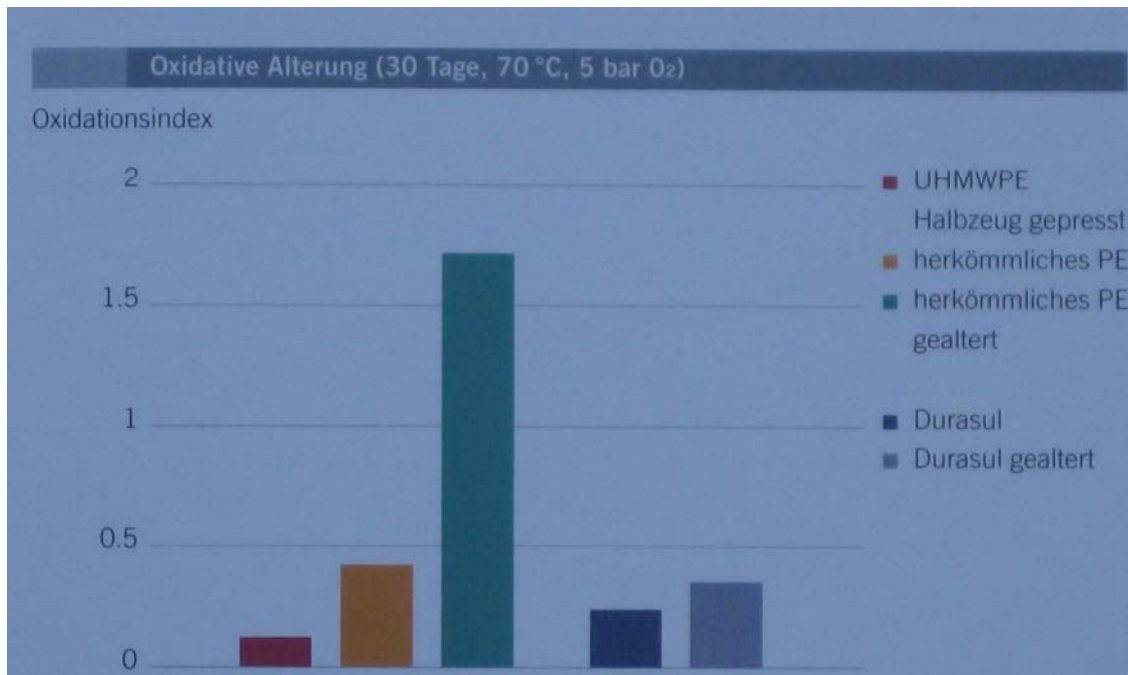


Abbildung 3: Vergleich der Oxidation bei unterschiedlich behandeltem Polyethylen

Quelle: Schaffner S, Spielberg S. : 46th Meeting ORS, 2000

Ein weiterer Vorteil erscheint die Sterilisation des Materials mit Ethylenoxidgas zu gewährleisten. Während bei der herkömmlichen Strahlensterilisation freie Radikale entstehen, die die Alterung des Materials beschleunigen, besteht bei der Ethylenoxidgas-Sterilisation keine Beeinträchtigung der verschleißfesten Vernetzungsstrukturen (Muratoglu 1999).

Der somit gewonnene Werkstoff highly-crosslinked Polyethylen konnte durch deutlich reduzierte Abriebraten in den Hüftsimulatoren als auch in den Kniesimulatoren überzeugen. Auffallend war ebenfalls, daß im Vergleich zum herkömmlichen Polyethylen bei Abriebmessungen mit zunehmender Kopfgröße am Hüftsimulator, es nicht zu einer Erhöhung des Abriebes kam.

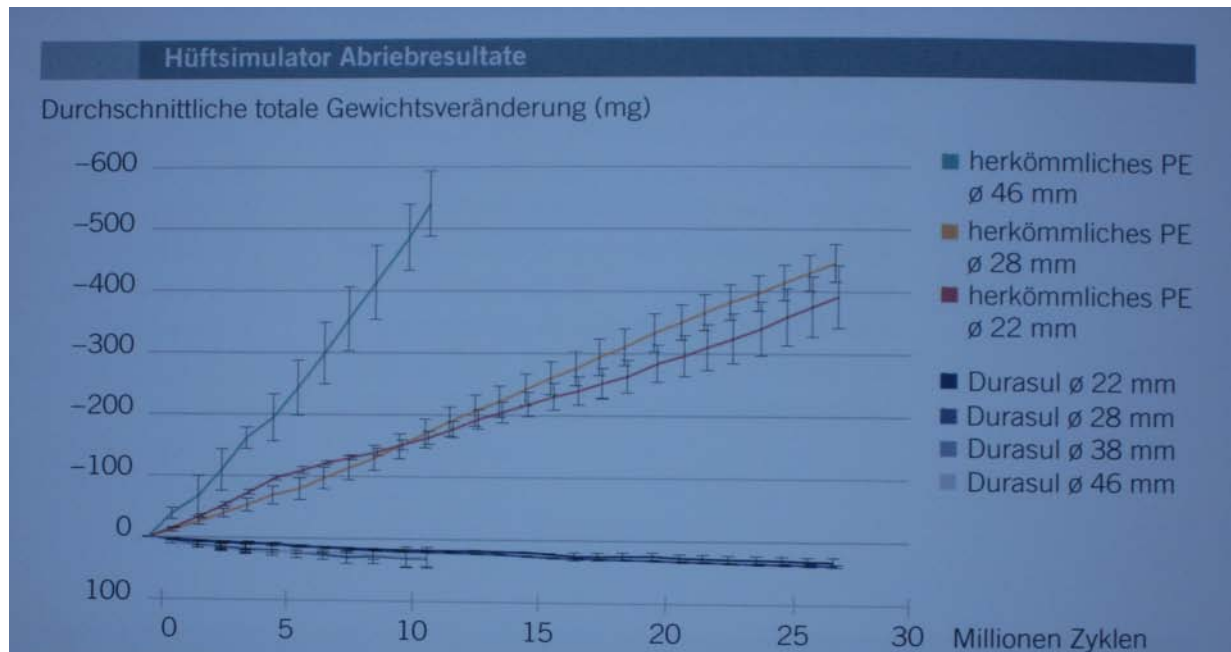


Abbildung 4: Hüftsimulator Abriebraten bei unterschiedlichen Kopfgrößen

Quelle: Muratoglu OK, Bragdon CR.: Journal of Arthroplasty, 2001

Ferner konnten alle im Normen festgelegten Prüfmethode und deren Grenzwerte bezüglich der mechanischen Eigenschaften eingehalten werden. Ebenfalls getestet wurde im Simulatortest die Abriebsfestigkeit für highly-crosslinked Polyethylen (Kurtz 1999). Diese zeigte deutlich verbesserte Werte im Bezug auf herkömmliches Polyethylen.

Der Werkstoff Highly-Crosslinked Polyethylen wurde 1999 erstmalig durch die Fa.Centerpulse in den USA zugelassen und zwar als acetabuläre Inlay-Komponente. 2001 erfolgte die Zulassung eines Polyethylen-Inlays für das Kniesystem „Natural Knee“.

## **2. Material und Methoden**

### **2.1. Vorstellung des Patientengutes**

In einem Zeitraum vom 01.10.2001 bis 30.06.2004 wurden 36 Patienten mit 37 Hüftimplantaten von der orthopädischen Praxisklinik München Airport Center im Klinikum Starnberg versorgt. Es handelt sich um 28 weibliche Patienten und 8 männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von 68,4 Jahren. Die jüngsten Patienten waren zum Operationszeitpunkt 45 Jahre alt, die ältesten 84 Jahren. Der mittlere Follow-up zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug 40,51 Monate.

Zum Zeitpunkt der Indikationsstellung fand sich bei 21 Patienten eine idiopathische Coxarthrose, vier Patienten zeigten eine ausgeprägte Hüftdysplasie, bei sechs Patienten konnte eine Hüftkopfnekrose als ausschlaggebende Indikation gefunden werden. Drei Patienten wiesen eine Arthrose aufgrund einer primär chronischen Polyarthritits auf, bei zwei Patienten befand sich eine Pseudarthrose nach osteosynthetisch versorgter Schenkelhalsfraktur.

Gemäß den Regeln und Indikationsstellungen für eine Eigenblutspende wurden von den 36 Patienten 18 Patienten der Eigenblutspende zugeführt.

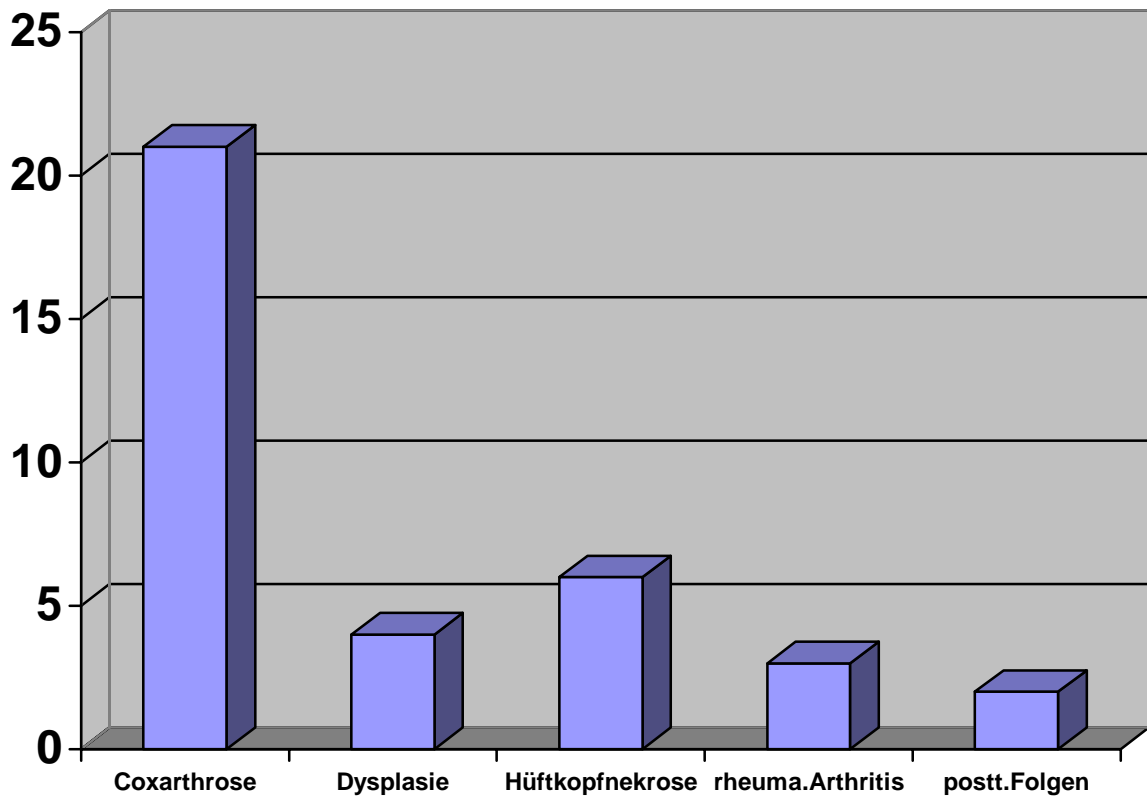


Tabelle 1 OP-Indikationen

### 2.1.2. Darstellung der Operationstechnik

Alle Patienten wurden mit Implantaten der Firma Zimmer versorgt. Als Gleitpaarung wurde das highly-crosslinked Polyethylen Durasul® mit einem Chrom-/Kobaltkopf verwendet. Hiervon wurden 21mal die Kopfgröße 28 mm verwandt und 16mal die Kopfgröße 32 mm eingesetzt. Als Pfannenimplantat wurde in allen 37 Fällen der konische Schraubring Variallpfanne gewählt.



Abbildung 5: Variallschraubpfanne mit highly-crosslinked Polyethylen-Inlay

Als Schaftimplantat stand 15mal der zementfreie Variall-Schaft, ein Gradschaft als Weiterentwicklung des sog. Zweimüller-Schafts, der eine aufgeraute Titan-Oberfläche aufweist, zur Verfügung.





Abbildung 6: Variallschaft, zementfrei

Bei 22 Patienten wurde ein zementierter Müller-Geradschaft verwendet, der mit Refobacin-Palacos einzementiert wurde. Bei den zementierten Versionen wurde eine autologer Markraumsperre verwendet, der Zement wurde unter Vakuum angerührt, die Spongiosa des Markraumes mittels Jetlavage gespült.



Abbildung 7: Müller Hüftschaft, zementiert

Alle Patienten wurden in Rückenlage operiert, mittels eines modifizierten anterolateralen Zugangs nach Baur. Der Hautschnitt betrug bei allen Patienten zwischen 10 und 15 cm, entsprechend des Weichteilmantels. Nach Präparation und Fasziotomie wurde eine komplette Entfernung der Bursa trochanterica durchgeführt. In der physiologischen Muskelloge zwischen M.vastus lateralis und M.glutaeus medius wurde die Sehne am Ansatz des Trochanter majus auf einer Länge von 4 cm abgelöst. Durch Einsetzen von Hohmann-Hebeln ist eine komplette Einsicht auf den Hüftkopf möglich.

Es wurde bei allen Patienten eine komplette Kapsulotomie und Synovektomie durchgeführt. Am Acetabulum wurden sämtliche ventrale, laterale und caudomediale Osteophyten entfernt. Um das Weichteilbalancing korrekt zu gestalten, wurde ein Release der Außenrotatoren oder der Ileopsoassehne durchgeführt.

Es wurde keine Navigation verwendet und auf intraoperatives Röntgen wurde verzichtet. Es wurde nach Abschluß der Operation eine unsterile Röntgendokumentation im OP-Saal durchgeführt. Die mittlere Operationszeit betrug 65 Minuten in einer Abweichung von 45 bis 85 Minuten.

### 2.1.3. Postoperative Nachsorge

Alle Patienten wurden frühmobilisiert und einer frühfunktionellen Behandlung zugeführt. Entsprechend einer schonenden Dekubitus- und Thromboseprophylaxe wurden die Patienten am ersten postoperativen Tag mobilisiert, nach 48 Stunden wurden die Redondrainagen gezogen und es setzte eine krankengymnastische Übungsbehandlung ein.

Bei den Patienten mit einer Hybridversorgung, d.h. zementierter Schaft, wurde eine Teilbelastung mit 20 kg für die ersten zwei Wochen durchgeführt. Nach zwei Wochen wurde eine Vollbelastung unter Zuhilfenahme der Gehstützen im Vierpunktgang erlaubt. Ab der vierten Woche wurde Vollbelastung ohne Gehhilfen freigegeben.

Bei den Patienten mit einer zementfreien Endoprothese wurde eine Teilbelastung bis zur vierten Woche postoperativ mit 20 kg durchgeführt. Danach erfolgte eine Phase mittels Teilbelastung im Vierpunktgang und ab der sechsten Woche wurde eine Vollbelastung erlaubt. Eine radiologische Kontrolle wurde am siebten postoperativen Tag in der Klinik durchgeführt.

Am zwölften postoperativen Tag wurden die Wundfäden entfernt und der Patient in eine Rehabilitationsklinik zur Anschlußheilbehandlung verlegt. Nach der sechsten Woche erfolgte eine Wiedervorstellung beim Operateur mit entsprechender klinischer Kontrolle und radiologischer Kontrolle. Ein Fortsetzen der krankengymnastischen Übungsbehandlung wurde zum Ausgleich der pelvi-trochantären Muskelinsuffizienz und meist bestehenden Muskelkontraktur konsequent bis sechs Monate postoperativ durchgeführt.

## 2.2. Klinische Scores

Zur Evaluierung wurden präoperativ sowie zum Nachuntersuchungszeitpunkt postoperativ zwei Score-Systeme verwendet. Dies waren zum einen der Harris Hip-Score. Dieser wurde 1969 von Harris vorgestellt und gilt als der am häufigsten verwendete Hüft Score (Harris 1969).

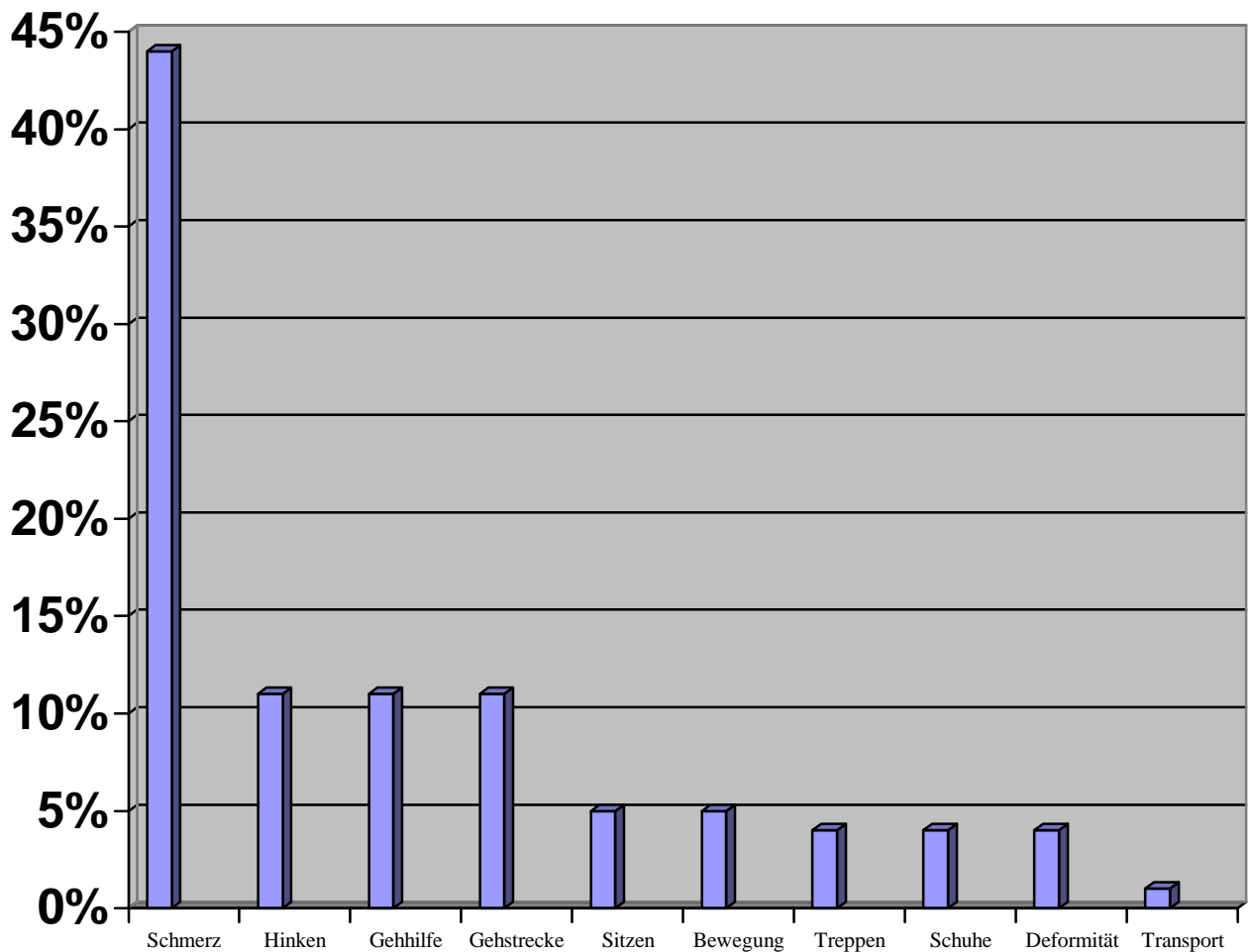


Tabelle 2: Kriteriengewichtung in % von 100 Punkten beim Harris Hip Score

Als zweiter Score wurde der Merle d'Aubigne´-Score gewählt. Dieser setzt sich im Wesentlichen zusammen aus einem Bewertungssystem, welches die Kriterien Schmerz, Bewegungsausmass und Gangbild gleichermaßen berücksichtigt.

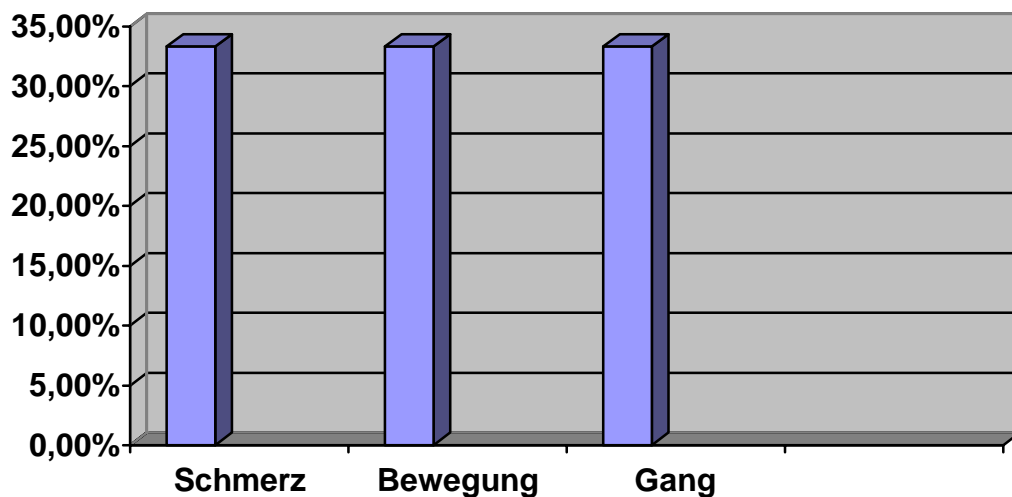


Tabelle 3:Kriteriengewichtung in % von 18 Punkten bei Merle d'Aubigné

### 2.3. Radiologische Untersuchung

Konventionelle radiologische Untersuchungen wurden am siebten postoperativen Tag nach sechs Wochen sowie am Nachuntersuchungstag durchgeführt. Hier wurde jeweils eine Beckenübersichtsaufnahme sowie eine axiale Aufnahme der operierten Seite vorgenommen.

Bewertungen wurden durchgeführt am Acetabulum nach der Klassifikation von Charney und DeLee sowie am Femurimplantat in der Zoneneinteilung nach Gruen. Dokumentiert wurden sowohl radiolucent lines als auch Osteolysezeichen im Sinne einer Lockerung oder eines Stress-Shieldings.

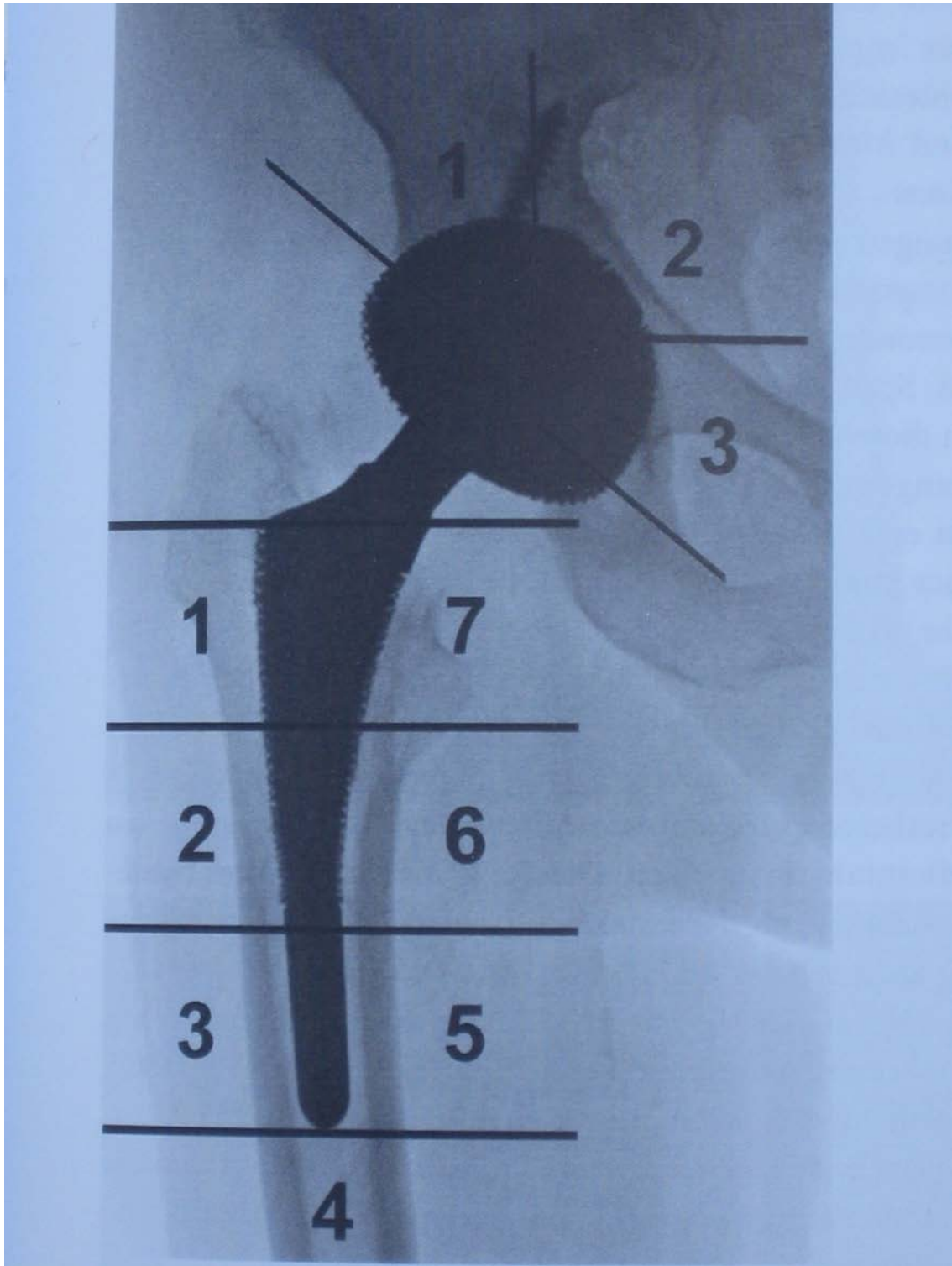


Abbildung 8: Zoneneinteilung nach Gruen und DeLee und Charnley

Ferner wurde die periarticuläre Verkalkung und Ossifikation nach der Klassifikation von Brooker beurteilt. Eine radiostereometrische Messung von Pfannenwanderungen, Migration und Kopfpennetration stand nicht zur Verfügung.

## **2.4. Statistik**

Zur statistischen Auswertung wurden die Ergebnisse der klinischen Scores mit dem Kolmogorov-Smirnow- Test auf die Normalverteilung hin überprüft.

Der T-Test für gepaarte Stichproben wurde zur Überprüfung der Signifikanz angewendet . Hier wurden die Ergebnisse des Harris Hip Scores und des Scores nach Merle d'Aubigné getrennt voneinander untersucht.

Ferner wurden die Ergebnisse geschlechtsspezifisch aufgearbeitet. Ein Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  wurde als statistisch signifikant gewertet

## **3. Ergebnisse**

### **3.1. Postoperatives Outcome und Komplikationen**

Alle Patienten konnten zum Zeitpunkt 30.06.2006 nachuntersucht werden. Dies entspricht einem mittleren Follow up von 40,51 Monaten. Dies entspricht nach den Kriterien einem mittelfristigen Ergebnis.

An postoperativen Komplikationen fanden sich zwei Thrombosen, eine davon mit Lungenembolie, ferner fand sich eine passagere Nervus femoralis-Läsion mit Neuropraxie, welche erst nach sechs Monaten zur Restitutio ad integrum kam. Revisionen wegen Wundinfektionen fanden sich keine, ferner fanden sich keine Luxationen und auch keine periprothetischen Frakturen des Acetabulums und des proximalen Femurs.

Von den 18 Patienten, welche nicht zur Eigenblutspende zugelassen waren, mußte bei fünf Patienten eine Fremdbluttransfusion durchgeführt werden. Bei allen Patienten

kam es zu einer Wundheilung per primam, sodaß eine zeitgerechte Verlegung in die vorgesehene Rehabilitationseinrichtung durchgeführt werden konnte.

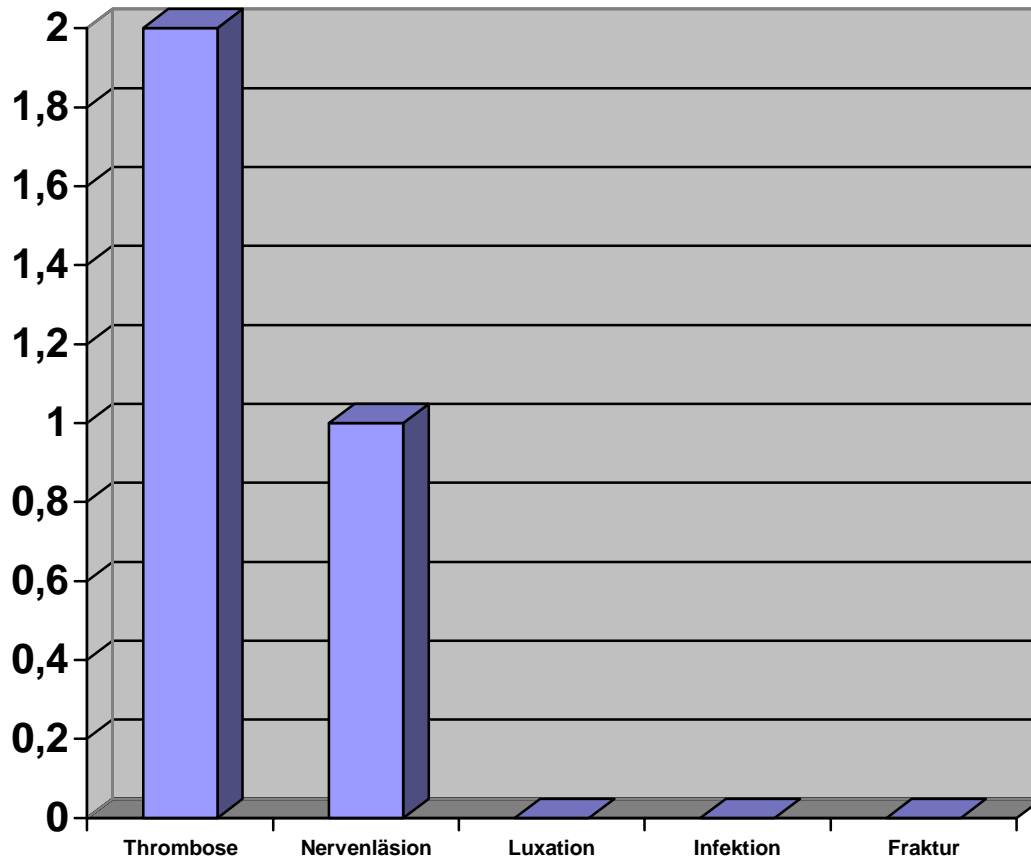


Tabelle 4: Postoperative Komplikationen

### 3.2. Klinische Scores nach Harris und D'Aubigne´

Der klinische Score nach Harris stieg vom präoperativen Durchschnittswert 29 zu einem postoperativen Durchschnittswert von 82 Punkten an. Dabei zeigten sich in 86,2 % aller Fälle gute und sehr gute Ergebnisse und in 13,2 % ein befriedigendes Ergebnis.



Der klinische Score nach Merle D'Aubigne´ zeigte einen präoperativen Mittelwert von 4 Punkten und einen postoperativen Wert von durchschnittlich 15 Punkten.

In 16,6 % der Fälle fand sich ein befriedigendes Ergebnis, in 83,6 % fand sich ein gutes und sehr gutes Ergebnis.

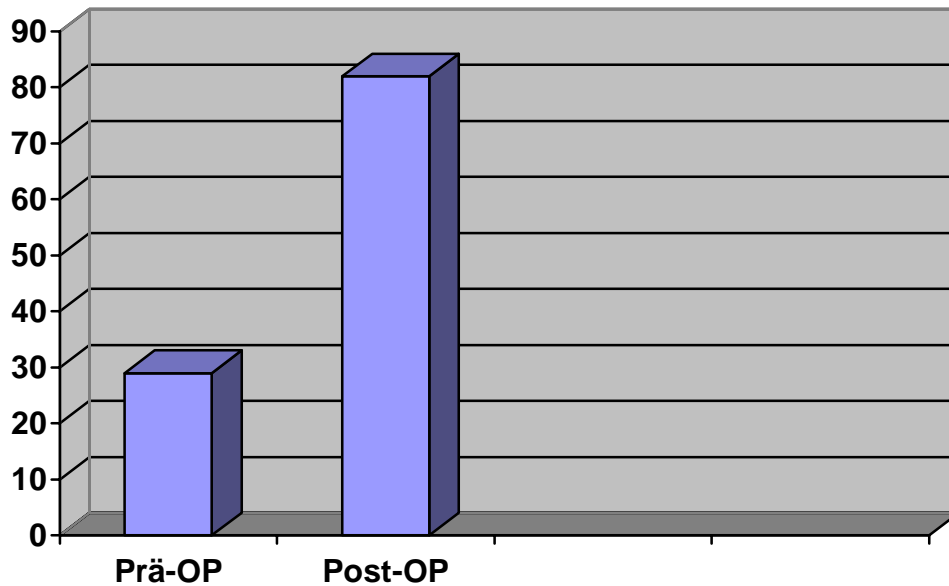


Tabelle 5:Ergebnisse Harris-Hip Score

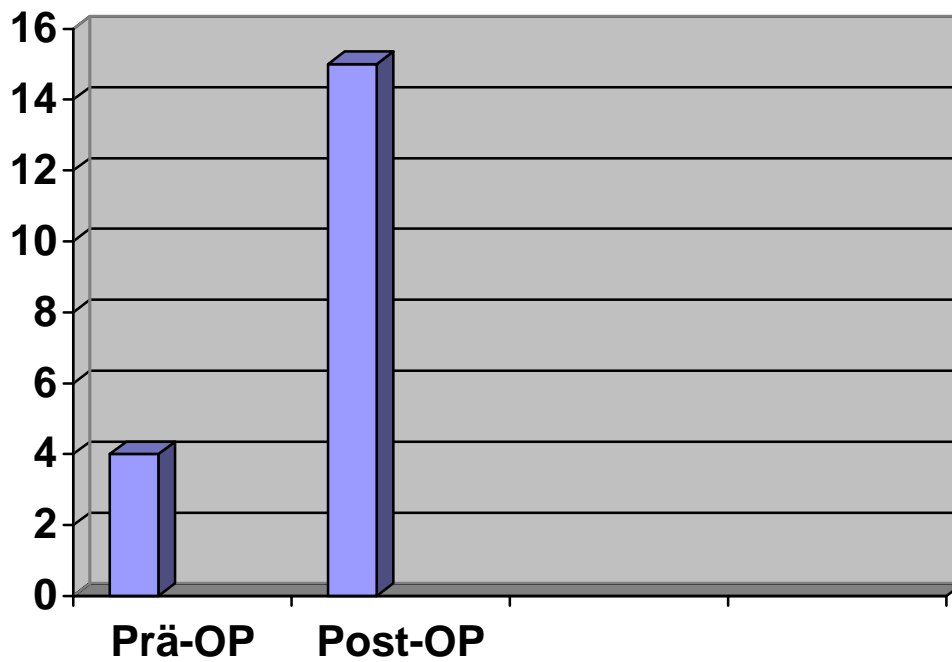


Tabelle 6: Ergebnisse Merle d'Áubigne' Score

### 3.3. Radiologische Analyse

Bei der Beurteilung der Pfanne zeigte sich keinerlei Lockerungs- oder Migrationszeichen des Acetabulum-Implantates. Es fand sich lediglich bei einer Patientin Osteolysezeichen in der Zone 1 am Acetabulum in der Klassifikation nach DeLee und Charnley.



Abbildung 9: Radiolucent lines Hüftpfanne in der Zone 1 nach DeLee und Charnley

Bei den Femurimplantaten fanden sich insgesamt sechsmal sog. Radiolucent lines. Diese waren fünfmal verteilt auf die Zone 1 in der Klassifikation nach Gruen und einmal in der Zone 7.



Abbildung 10: Radiolucent line in Zone 1 nach Gruen



Abbildung 11: Radiolucent line in Zone 7 nach Gruen



Abbildung12: Beidseitige Hüft-TEP mit Radiolucent line in Zone 1 nach Gruen rechts

Schaftwanderungen, Migrationen, Lockerungszeichen oder Penetration der Femurkortikalis fanden sich nicht.

Bei der Beurteilung von heterotropen Ossifikationen nach der Klassifikation von Brooker ließen sich solche in acht Fällen nachweisen .

Eine heterotope Ossifikation Stadium 1 wiesen fünf Patienten auf, eine Ossifikation im Stadium 2 fand sich in drei Fällen .



Abbildung 13: heterotope Ossifikation Stadium 1 nach Brooker, zementfreie Hüft-TEP



Abbildung 14: Heterope Ossifikation Stadium 2 nach Brooker, Hybrid Hüft-TEP





Abbildung 15: Beidseitige Hybrid Hüft-TEP mit Ossifikation Stadium 1 nach Brooker rechts

Eine optisch sichtbare Migration sowohl der Acetabulum- als auch der Femurkomponente wie auch eine Migration des Prothesenkopfes, ließ sich per einfacher radiologischer Analyse des postoperativen Röntgenbildes zum Nachuntersuchungszeitraum nicht nachweisen. Eine radiostereometrische Messung stand nicht zur Verfügung.

### 3.4. Statistische Auswertung

Die Auswertung der Ergebnisse der Scores zeigte im One-Sample\_Kolmogorov-Smirnow- Test eine Normalverteilung.

		One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test			
		HHS			
		pre	HHS post	MA pre	MA post
N		37	37	37	37
Normal					
Parameters(a,b)	Mean	29,27	85,89	5,73	15,68
	Std. Deviation	5,059	6,649	1,79	1,132
Most Extreme					
Differences	Absolute	0,118	0,176	0,139	0,184
	Positive	0,118	0,084	0,102	0,184
	Negative	-0,088	-0,176	-0,139	-0,153
Kolmogorov-Smirnov Z		0,72	1,073	0,848	1,121
Asymp. Sig. (2-tailed)		0,678	0,2	0,468	0,162

Die Auswertung des T-Testes zeigte sowohl bei beiden Scores als auch in der geschlechtsspezifischen Auswertung eine hohe Signifikanz. Das Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  wurde bei allen Berechnungen unterschritten.

## **4. Diskussion**

Als Moratoglu und Mitarbeiter 2001 im Journal of Arthroplasty eine neue Methode zur Herstellung von highly-crosslinked Polyethylen vorstellten, schien ein neuer Werkstoff geboren. Sie fanden in diesem Werkstoff eine deutliche Verminderung des Abriebs, eine Erhöhung des Oxydationswiderstandes und der mechanischen Eigenschaften. Diese hielten den Anforderungen und Richtlinien der ASTM (American Society for testing materials, der Isointernational Standard-Organisation und der FDA, US Food and Drug Administration) stand.

Als Herstellungsmethode wurde beschrieben, daß herkömmliches Polyethylen eine Bestrahlungsdosis von 9,5 meV erhielt. Nach der Bestrahlung wurde das Material auf 150° erwärmt und bis zum kompletten Schmelzpunkt des Polymers gebracht. Danach erfolgte eine Sterilisation des Materials in Ethylenoxid Gas.

Diese schonende Sterilisationsmethode soll im wesentlichen den Alterungs- und Oxydationsprozeß des Polyethylens verringern.

Die danach durchgeführten Testungen mit Hüftsimitatoren wurden mit 20 Mio. Zyklen durchgeführt, dies entspricht einer 20-jährigen Laufzeit einer Endoprothese. Während die parallel getesteten herkömmlichen ultrahochmolekularen Polyethylene nach 20 Mio. Zyklen durch adhaesiven und abrasiven Abrieb einen erheblichen Gewichtsverlust von bis 410 mg aufwiesen, konnte bei den highly-crosslinked Polyethylen kein Gewichtsverlust festgestellt werden.

Ebenso konnten nach 5 Mio. und nach 20 Mio. Zyklen die Original-herstellungsriefen an der Artikulationsfläche nachgewiesen werden. Dies führte zu dem Schluß, daß diese Herstellungsmethode von highly-crosslinked Polyethylenen und den daraus verbundenen exzellenten mechanischen Eigenschaften ein Werkstoff gewonnen wurde, der das Anwendungspotential speziell auf orthopädischem Gebiet extrem verbessert.

Bereits im Juni 2005 erklärte Morali aus der Bostoner Arbeitsgruppe für Biomechanik und Biomaterialien die Debatte über highly-crosslinked Polyethylen für beendet. Anhand der gewonnenen Daten aus in vivo Studien und den vorliegenden klinischen Studien, die mit Crosslink-Polyethylen durchgeführt wurden und auch Untersuchungen, die an früh gewonnenen Explantaten durchgeführten wurden, hält er die hohe Effizienz für bewiesen.

Auch in vivo hält Morali die Eigenschaften von highly-crosslinked Polyethylen bezüglich Abrieb für bewiesen und er glaubt, daß die Debatte bezüglich des Nutzens zugunsten der highly-crosslinked Polyethylene beendet ist.

Ebenfalls im Journal of Arthroplasty 2005 berichtet Riess von der Abteilung für orthopädische Chirurgie der Universität von San Francisco über eine erhöhte Ermüdungsbrüchigkeit von highly-crosslinked Polyethylenen, die besonders in der Anwendung von künstlichen Kniegelenken von entscheidender Bedeutung sein kann. Besonders bedeutend bewertet er dabei die Verminderung der Ermüdungsfestigkeit des highly-crosslinked Polyethylen. Da es im Kniegelenk zu besonders hohem Kontaktstreß kommt, werden Abriebvarianten wie Delamination und Pitting, die der Ermüdungsfestigkeit zugeordnet werden, seiner Meinung nach häufig auftreten. Er führt weiter aus, daß diese Phänomene der Delamination und Ermüdungsbrüchigkeiten nicht an in vivo getesteten Knie-Simulationsstudien beobachtet wurden, jedoch bei gewonnenen explantierten Tibia-Inlays bereits nach zwei Jahren Ermüdungsbrüche und frühe Delaminationen auftraten. Er konnte ferner zeigen, daß auch Beobachtungen über Aufrauungen des Chrom-/Kobalt-Femurimplantates als Gegenspieler sich häuften.

Wie ist nun diese konträre Sichtweise einzuordnen, welche weiteren Laborstudien und in vivo-Tests lassen sich anführen und wie sind die Ergebnisse der eigenen gewonnen Arbeit einzuordnen?

Im Jahr 2001 wurde von der Bostoner Arbeitsgruppe um Moratoglu eine experimentielle Arbeit vorgestellt, die die Gebrauchsfähigkeit von highly-crosslinked Polyethylenen im Verhältnis zu größeren Kopfumfängen testen sollte. Man kam zu dem Ergebnis, daß im Vergleich zu herkömmlichen Polyethylenen bei getesteten 27 Mio. und 11 Mio. Simulator-Zyklen im Vergleich zu konventionellen Polyethylenen sich im Bezug auf Abrieb und Penetration des Kopfes in das Inlay deutlich zugunsten der highly-crosslinked Polyethylene unterschied.

Während bei den herkömmlichen Polyethylenen mit Zunahme der Kopfgröße auch die Abriebrate und die Kopfpenetration zunahm, spielte das bei den highly-crosslinked Polyethylenen keine Rolle, hier blieben die gemessenen Parameter stabil günstig.

Die Autoren folgerten daraus, daß sich hier eine größere Chance für die Benutzung von anatomischen Kopfgrößen ergibt und somit eine Verbesserung der Bewegungsfähigkeit und eine Reduktion des Impingement und der Luxation bei Hüft-Totalendoprothesen gewährleistet ist.

Um die weitere Gebrauchs- und Widerstandsfähigkeit von high-crosslinked Polyethylenen zu untermauern, führte die gleiche Arbeitsgruppe aus Boston 2003 eine Versuchsreihe mit vorausgeplantem Drittkörperabrieb durch. Hier wurde in das Serum des Hüftsimulators eine definierte Menge von Aluminiumoxidpartikeln und in einer zweiten Reihe Partikel von PMMA (Polymethylmetaacrylat), Material, das als Knochenzement bekannt ist, hinzugegeben. Dieser auch genannte Drittkörperabrieb spielt bei Implantationsprozessen von künstlichen Hüftgelenken eine große Rolle.

Als Ergebnis konnte gezeigt werden, daß in der Gruppe der Aluminiumoxidpartikeln die highly-crosslinked Polyethylene um 86 % weniger Abrieb produzierten als die konventionellen Polyethylene und in der Gruppe der Knochenzementpartikel zeigte sich eine 97 % verringerte Abriebrate der highly-crosslinked Polyethylene.

Wie sahen nun die klinischen Studien der ersten implantierten highly-crosslinked Polyethylenimplantate aus?

Digas und Mitarbeiter publizierten 2003 von Universität Göteborg in Schweden eine prospektiv randomisierte Studie mit 61 Hüftimplantaten (Digas 2003).

Während sich der Harris Hipp-Score in beiden Gruppen parallel entwickelte, in der highly-crosslinked Gruppe ein Anstieg von 45 auf 97 Punkten, in der Kontrollgruppe von 44 auf 94 Punkte, fand sich als signifikanter Unterschied eine vermehrte Penetration des Kopfes in das Polyethylen-Inlay in der Kontrollgruppe.

Während sich nach einem Jahr bei stehenden AP-Aufnahmen der Hüfte noch kein signifikanter Unterschied in der Penetration des Hüftkopfes in das Acetabulum fand, verdoppelte sich der Abstand von 0,06 mm in der highly-crosslinked-PE-Gruppe zur normalen PE-Gruppe auf 0,13 mm. Dieser Unterschied fiel nur auf in einer stehenden Position des Patienten, auf den übrigen Aufnahmen im Liegen oder auf axialen Aufnahmen konnte der Unterschied nicht bemessen werden.

Kein signifikanter Unterschied ergab sich bei der Beurteilung von Radiolucent lines sowohl am Schaft und an der Pfanne in beiden Gruppen. Kein Unterschied fand sich ebenfalls in der Ausbildung von heterotropen Ossifikationen in beiden Gruppen.

Digas und Mitarbeiter schlossen daraus, daß es durch highly-crosslinked Polyethylen zu einer 50%-igen Reduktion des Abriebs nach 24 Monaten gekommen ist, gegenüber den Anwendungen mit herkömmlichen Polyethylenen.

In einer ähnlich angelegten Studie konnten Mitarbeiter 2003 von der Orthopädischen Abteilung der Universität Chicago berichten, daß es in einer randomisierten prospektiven Studie an 46 Totalendoprothesen zu einer Reduktion der zweidimensionalen Abriebrate zu 42 % bei den highly-crosslinked Polyethylen-Implantaten gegenüber den Standardimplantaten gekommen ist (Martell 2003).

Es fanden sich an beiden Gruppen gleichverteilte Komplikationen wie eine tiefe Wundinfektion, eine Luxation, eine Fraktur des Calcars, sowie eine Schaftsinterung.

Im Unterschied zur schwedischen Arbeitsgruppe wurde kein Wert auf Beckenübersichtsaufnahmen im Stehen gelegt und die zweidimensional ausgemessene Abriebrate wurde für die highly-crosslinked-Gruppe mit 0,12 mm pro Jahr und für die vergleichende Standard-PE-Gruppe mit 0,2 mm pro Jahr angegeben.

Die Autoren schlossen daraus, daß dies ein ermutigender Ergebnis sei, welches den Trend der vermindertes Abriebes bei highly-crosslinked Polyethylen, wie in den Studien berichtet, bestätigt und verlangten ebenso wie die Schwedische Arbeitsgruppe

längere Follow-ups, um die vermutete längere Überlebensrate von Hüftendoprothesen bestätigen zu können.

Ebenfalls in einer auf radiostereometrische Messungen der Kopfpenetration beruhenden Studie, zeigten Heisel und Mitarbeiter vom Joint Replacement Institute aus Los Angeles/Kalifornien eine vergleichende Studie an 48 Hüftpatienten (Heisel 2004). Es fand sich auch hier eine Reduktion in der Crosslinked Polyethylen Gruppe um 81 % bezüglich der volumetrisch ermittelten Abriebrate zu den Standard-Polyethylenen.

Wird die gemittelte Abriebrate in Bezug auf das Aktivitätsniveau und das Gewicht des Patienten ermittelt, so schnitten hier die highly-crosslinked Polyethylene 72 % günstiger gegenüber den herkömmlichen Standard-Polyethylenen ab. Andere Auffälligkeiten bezüglich der beiden Gruppen fanden sich nicht.

Die Autoren fanden auch hier die positiven in vitro Tests bestätigt und fordern auch hier längere Follow-up Zeiten, um eine Reduktion von Osteolysen und frühzeitigen Lockerungen feststellen zu können.

Die längste Nachbeobachtungszeit mittels einer digitalen RSA-Messung und damit Abschätzung der Abriebraten wurde von Dorr und Mitarbeitern vorgelegt (Dorr 2005). Mit einem Follow-up von fünf Jahren nach klinischem Gebrauch zeigte sich ebenfalls eine Reduktion des linearen Abriebs um 50 % in der highly-crosslinked Polyethylengruppe gegenüber Standard-Polyethylenen . Die jährliche Cranialwanderung des Hüftkopfes in das Polyethylen-Inlay konnte bei der highly-crosslinked Polyethylen-Gruppe um 60 % geringer angesehen werden.

In den klinischen Studien ließ jedoch eine Nachuntersuchung von Bradford und Ries von der Universität Berkeley aufhorchen (Bradford 2004). Sie hatten die Gelegenheit insgesamt 24 highly crosslinked Polyethylen-Inlays nachzuuntersuchen, die im Durchschnitt 10,1 Monate im Gebrauch waren. Diese Inlays wurden gewonnen von gelockerten Acetabulum-Komponenten, welche Verunreinigungen durch Maschinenöl aufwiesen und aus diesem Grund zu frühzeitigen Lockerungen führten.

Im Gegensatz zu den in vitro gewonnenen Daten konnten bei 97 % der Explantate Pitting beobachtet werden, 71 % zeigten Abrasionen, nahezu alle, nämlich 96 % der Polyethyleninlays wiesen Aufbrauchspuren auf.

Bei 17 Patienten konnten Oberflächenbrüche festgestellt werden.

Die Autoren weisen darauf hin, daß die molekularen Strukturen von Polyethylen durch das Crosslinking Verfahren zu verminderter Kristallität und erhöhter Ermüdungsfraktur führen und die Tests in den Hüftsimitatoren nicht ausreichend geeignet erscheinen, um die in vitro Belastung und Veränderung des Materials ausreichend darzustellen. Parallel dazu veröffentlichen Autoren im Dezember 2004 eine Studie, die die Ermüdungsfestigkeit von highly-crosslinked Polyethylen gegenüber der Standard-PE testete. Als Resultat zeigte sich eine erhöhte Anfälligkeit gegenüber Ermüdungsbruch des highly-crosslinked Polyethylens und die Autoren schlossen daraus, daß es zu einem früheren mechanischen Versagen bei Knie- und Hüftendoprothesen führen könnte.

Der Gebrauch von highly-crosslinked Polyethylen wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Die vorliegende klinische Arbeit, welches sich einreicht in die Ergebnisse der guten Frühergebnisse nach Hüft-Totalendoprothesen mit highly-crosslinked Polyethylen-Inlays lässt nicht den Schluß zu, daß ein dauerhafter Gebrauch dieses Werkstoffes die Standzeit bei Hüfttotalendoprothesen wesentlich erhöhen kann und ein Auftreten an Lockerungen reduzieren kann.

Sowohl die klinischen Untersuchungsergebnisse anhand der gemessenen Scores nach Harris und Merle D'Aubigne zeigten keine signifikanten Abweichungen zu in der Literatur veröffentlichten Ergebnissen.

Die radiologischen Ergebnisse zeigten kein vermehrtes Auftreten von Radiolucent lines oder heterotropen Ossifikationen im Vergleich zur verglichenen Literatur.

Festzuhalten bleibt im Wesentlichen die Diskrepanz der Unbeschädigtheit der highly-crosslinked Polyethylene im Hüftsimitator, zu den doch eklatanten Veränderungen bei den frühuntersuchten Explantaten durch Bradford. Festzuhalten bleibt auch der verminderte lineare Abrieb, durch Minderung der Kopfpenetration in das Acetabulum in allen vier klinischen zitierten Studien.

Neue Erkenntnisse könnten sicherlich dadurch gewonnen werden, wenn die ersten Nachuntersuchungsergebnisse der eingesetzten Polyethylen-Inlays bei Knieendoprothesen vorliegen, welche beginnend 2001 eingebaut wurden.



Natürlich kann das Problem des Abriebs auch durch highly-crosslinked Polyethylen nicht endgültig gelöst werden, da nach wie vor ein meßbarer Abrieb vorliegt. Dieser könnte jedoch klein genug sein, um in Zukunft Auftreten von Osteolysen und auch Lockerungen weiter zurückzudrängen und die Standzeit von Implantaten zu erhöhen. Die weiteren klinischen Untersuchungen und Langzeituntersuchungen lassen einen Schluß über die dauerhafte Gebrauchsfähigkeit letztendlich zu.

## **5. Zusammenfassung**

Viele Anstrengungen werden unternommen, um die erfolgreichste Operation auf orthopädischen Gebiet noch sicherer und langlebiger zu machen. Untersuchungen richten sich auf Navigation, minimalinvasive Zugangswege, Oberflächengestaltung und Design der Endoprothesen und nicht zuletzt die Gleitpaarungen. UHMW Polyethylene galten bisher als eine der sicheren Arbeitsstoffe. Es galt nun deren Abrieb zu minimieren. Zu diesem Zweck wurden die highly-crosslinked Polyethylene entwickelt, ein durch spezielle Prozesse modifizierter Werkstoff, der bei in vitro Versuchen einen um 95% reduzierten Abrieb aufwies.

In dieser Studie wurden 36 Patienten, die in einem Zeitraum von 1.10.2001 bis 30.6.2004 mit dem Produkt highly-crosslinked Polyethylen Inlay in Kombination mit einem CroCo Kopf der Fa. Zimmer wurden, nachuntersucht. Es handelt sich um 28 weibliche und 8 männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von 68 Jahren (45-84). Der Follow-up betrug durchschnittlich 40,51 Monate.

Die Ergebnisse der Scores nach Harris und nach Merle D'Aubigne´ zeigen keine signifikanten Abweichungen zu den in der Literatur veröffentlichten Werten. Die radiologische Analyse mit Zoneneinteilung nach Gruen, zeigte kein gehäuftes Auftreten von Osteolysen, „radiolucent lines“ oder heterotopen Ossifikationen.

Die Ergebnisse der klinischen und radiologischen Befunde sind mit vielen guten Ergebnissen anderer Gleitpaarungen und mit den In-vitro- Tests des Werkstoffes highly-crosslinked Polyethylen vergleichbar und zeigen keine nennenswerten Abweichungen oder Nachteile. Langfristige Verlaufsbeobachtungen sind jedoch vonnöten, um die dauerhafte Gebrauchfähigkeit von highly-crosslinked Polyethylen verschiedener Hersteller zu belegen.

## **6. Literaturverzeichnis**

Bal Bs, Haltom D, Aleto Th, Baret M :Early complication of Primary total hip replacement performed with a two incision minimally invasive technique. J Bone Joint Surg 2005 87-A: 2432-8

Berry Dj, Berger Ra, Callaghan JJ, Dorr LD, Duwelius PJ,: Minimally invasive hip arthroplasty. Development, early results, and critical analysis. J Bone Joint Surg 2003 85-A: 2235-46

Berger RA: Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and result. Ortho.Clin.North America 2004;35: 143-51

Blauth W, Donner K (1979) Zur Geschichte der Arthroplastik. Zeitschrift für Orthopädie und Grenzgebiete 117:997-1006

Bradford L., Baker DA., Ries MD.: Wear and surface cracking in early retrieves highly cross-linked polyethelen acetabular liners. J Bone Joint Surg AM 2004; 86: 1271-1282

Charnley J (1961) Arthroplasty of the hip: a new operation. Lancet 1:1129-1132

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

Colemann RF et al. (1973) Concentration of wear product in hair, blood and urine after total hip replacement. BMJ 1: 527-529

Digas G, Kärrholm J., Thanner J. :Highly cross-linked polyethylene in cemented THA: Randomized study of 61 hips. Clinical Orthopaedics and Related Research 2003; 417:126-138

Dorr LD., Wan Z., Shahrdar C.: Clinical performance of a Durasul highly-cross-linked polyethylene acetabular liners for THA at five years. J Bone Joint Surg AM 2005;87:1816-1821

Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM: Polyethylen particles of a critical size are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. Biomaterials 19(24), 1988, 2297-2302

Goldstein WM, Branson JJ, Berland KA (2003) Minimal-incision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 85-A: 33-38

Martell J., Verner J., Incavo S.: Clinical performance of a cross-linked polyethylene at two years in THA: a randomized prospective trial. Journal of Arthroplasty, 2003 ,Volume 18, 55-59

Heisel C., Silva M., Delaa Rosa MA.: Short term in vivo wear of cross-linked polyethylen. J Bone Joint Surg AM, 2004;86:748-751

Harris WH, Schiller AL, Scholler JM, Freiberg RA: Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. J Bone Joint Surg,1976 ,58-A:612-618

Harris WH: Traumatic arthritis of the hip and end result study using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg 72-B: 2-8

Judet J, Judet R (1949) Essais de rekonstruktion prothetique de la hanche apres resection de la tete femorale. J Chir 65 :17-24

Kienapfel H (1994) Grundlagen der zementfreien Endoprothetik. Demeter, Gräfelting

Kurtz SM, Muratoglou OK, Evans M, Edidin AA: Advances in the processing, Sterilization, and crosslinking of the UHMW PE for total joint Arthroplasty. Biomaterials 20(18), 1999, 1659-1688

Merle d'Aubigné R, Postel M. : Functional Results of arthroplasty with acrylic prosthesis. J Bone Joint Surg 1954, 36-A: 451-475

Mc Kellop HA, Shen FW, LU W, Campbell P:Effect of sterilization method and other modifications an the wear resistance of acetabular cups made of UHMW PE. J Bone Joint Surg, 2000;82: 1708-1725

Mc Kellop HA, Shen FW, Campbell P, Ota T: Effect of molecular weight, calcium stearate, and sterilization method on the wear of UHMW PE acetabular cups in a hip joint simulator. J Orthop. Res. 1999, 17: 329-339

Muratoglou OK, Bradgon CR, O'Connor DO, Jasty,M: The effect of irradiation temperature on the crosslinking of UHMW-PE. 25<sup>th</sup> Annual Meeting Biomaterials, Rhode Island,1999. p.212

Muratoglou OK, Bradgon CR, O'Connor DO, Jasty,M, Harris WH: A novel method of cross-linking UHMW PE to improve wear, reduce oxidation, and retain mechanical properties. Recipient of the 1999 Paul Award. J of Arthroplasty 16(2), 2001, 149-160

Muratoglou OK, Bradgon CR, O'Connor DO, Perinchief RS:Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly crosslinked UHMW PE. J of Arthroplasty 16(8), Suppl. 1, 2001, 24-30

Muratoglou OK, Bradgon CR, O'Connor DO, Jasty,M,. Wear evaluation of tibial inserts made from conventional and Highly Crosslinked Polyethylene UHMW PE through simulated gait. White paper, 2001

Muratoglou OK, Bradgon CR, O'Connor DO, Perinchief RS: Aggressive wear testing of a crosslinked PE in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 404, 2002,89-95

Muratoglou OK, Bradgon CR, : Basics of crosslinking and elimination of residual free radicals. 69<sup>th</sup> Annual Meeting AAOS, Dallas, 2002, Scientific Exhibit

Nachtigall W, Blüchel KG (2000): Das große Buch der Bionik. Deutsche Verlags- Anstalt

Nassutt R et al. Die bionische Oberflächengestaltung artikulierender Oberflächen von Endoprothesen. 2005, Poster, Kongress DGOOC, Berlin

Plitz W et al. (2003) Die Metall-Metall-Paarungen für den künstlichen Hüftgelenkersatz. Orthopäde 32:17-22

Rauschmann MA, Thomann KD (2000) Bilder aus der Vergangenheit-200 Jahre Orthopädie. Orthopäde 12: 1008-1017

Smith-Petersen MN (1948) Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br-30: 59-75

Scholz J, Böhling U. : Spongiosa-I-Metallbeschichtung in der Hüftendoprothetik 20-Jahresüberlebenszeitanalyse. Vortrag Vereinigung Süddeutscher Orthopäden, Baden-Baden, 2007, Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft MBH

Schaffer AW et al. (1999) Increased blood cobalt and chromium after total hip replacement. Journal of Toxicol Clin Toxicol 37:839-844.

Schaffner S., Spiegelberg S. : The Calibration of an accelerated aging model to simulate the oxidation observed in shelf-aged gamma-sterilized UHMWPE liners. 46th Annual Meeting ORS, Orlando, 2000, p.549.

Streicher RM: Investigation and sterilization and modifications of high molecular weight polyethylenes by ionizing irradiation. Beta-gamma 1/1989, 34-43

Wessinghage D. (1991) Themistocles Gluck, 100 Jahre Gelenkersatz.  
Zeitschrift für Orthopädie und Grenzgebiete 129 :383-388

Witzleb WC et al. (2004): Hüftgelenk-Oberflächenersatzendoprothesen.  
Orthopäde 33: 11236-1242

Willert HG: Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint  
prostheses. Journal of Biomed Mater. Res. 11(2), 1977, 157-164

Woolsen ST, Mow CS, Syquia JF (2004) Comparison of primary total hip  
replacements performed with a standard incision or a mini-incision. . J Bone  
Joint Surg 86-A:1353-1358

## 7. Lebenslauf

### **Beruflicher Werdegang**

1993-1994	Medizinstudium an den Universitäten Köln und München AIP Orthopädie Klinikum Landshut
1994-1995	Assistenzarzt Anästhesiologie Klinikum Landshut
1995-1996	Assistenzarzt Chirurgie Kreiskrankenhaus Vilsbiburg
1996-1999	Assistenzarzt Orthopädie Klinikum Landshut
1999	Facharzt für Orthopädie
1999-2001	Leitender Oberarzt Klinikum Landshut
2002	Niederlassung in der Orthopädischen Praxisklinik Flughafen München  Hospitation Prof. Dr. K. Gutske / Prof. Dr. A. Hofmann, Tampa Bay (Florida, USA) und Prof. Dr. A.Young, Phoenix (Arizona, USA)



### **Zusatzqualifikationen**

Fachkunde Rettungsdienst

Fachkunde Strahlenschutz

Säuglingssonographie

Arthro- und Weichteilsonographie

### **Sportliche Laufbahn**

1983-1993

Leistungssport Handball in der

Bundesliga und

Nationalmannschaft

124 Länderspiele

Deutscher Meister 1985, 1988

Deutscher Pokalsieger 1985, 1991

Europacupsieger 1992

Silbermedaille Olympiade in Los

Angeles 1984

## **8. Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. .Ing. Wolfgang Plitz für die Überlassung des wissenschaftlichen Themas und die herzliche Betreuung während der Dissertation.

Ferner bedanke ich mich bei meinen Partnern PD Dr. med. Manfred Pfahler und Dr. med. Christian Jessel für ihren Ansporn, ihre Mühe und ihre Geduld.

Insbesondere danke ich meiner Frau Dr. med. Nicole Neitzel für ihr Verständnis und Ihre Unterstützung.