

Aus der Orthopädischen Klinik der Universitätsklinik Düsseldorf  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

**Klinisch-radiologische Ergebnisse eines modularen  
zementfreien Endoprothesensystems mit  
XLPE/Keramik-Gleitpaarung**

**Dissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität  
Düsseldorf

vorgelegt von  
Michael Behringer

2009

---

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf

Dekan

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Marcus Jäger

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. Flohé

---

## Abkürzungsverzeichnis

|        |  |
|--------|--|
| Abb.   | Abbildung                                      |
| AP     | anterior-posterior                             |
| BMI    | Body-Mass-Index                                |
| Bzw.   | beziehungsweise                                |
| BCG    | Bacille Calmette-Guérin                        |
| Ca.    | Circa  |
| CAD    | Computer-Assisted Design                       |
| DICOM  | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| DPI    | Dots Per Inch                                  |
| GHz    | Gigahertz                                      |
| Gpa    | Eine Milliarde Pascal                          |
| HMWP   | high molecular weight polyethylene             |
| H-TEP  | Hüft-Totalendoprothese                         |
| HV     | Vickershärte                                   |
| HXLPE  | Highly-Crosslinked-Polyethylene                |
| HO     | Heterotope Ossifikationen                      |
| KE     | Keramik  |
| MB     | Megabyte                                       |
| MPa    | Eine Millionen Pascal                          |
| Mrad   | Mega Rad                                       |
| MW     | Mittelwert                                     |
| OP     | Operation                                      |
| PE     | Polyethylen                                    |
| PTFE   | Polytetrafluoroethylene                        |
| RAM    | Random Access Memory                           |
| ROM    | Range of Motion                                |
| S-ROM® | Sivash-Range of Motion                         |
| Tab.   | Tabelle  |
| TIFF   | Tagged Image File Format                       |
| UHMWPE | Ultra high molecular weight polyethylene       |
| 2D     | 2-dimensional                                  |
| 3D     | 3-dimensional                                  |

---

## Inhaltsverzeichnis

|        |  |    |
|--------|--|----|
| 1      | Einleitung.....  | 6  |
| 1.1    | Entwicklung der Hüftendoprothetik .....                          | 6  |
| 1.2    | Fragestellung.....   | 9  |
| 2      | Material und Methoden .....                                      | 12 |
| 2.1    | Die Duraloc®-Pfanne.....   | 12 |
| 2.2    | Das Marathon™-Inlay .....  | 13 |
| 2.3    | Der BioloX® Kopf.....  | 16 |
| 2.4    | Der S-ROM® Schaft .....  | 18 |
| 2.5    | Patientenkollektiv.....  | 21 |
| 2.5.1  | Software zur Erfassung der klinischen Daten .....                | 21 |
| 2.5.2  | Geschlechterverteilung.....                                      | 22 |
| 2.5.3  | Alter der Patienten zum Operationszeitpunkt.....                 | 23 |
| 2.5.4  | Body Mass Index.....   | 23 |
| 2.5.5  | Operationsseite .....  | 24 |
| 2.5.6  | Diagnoseverteilung.....  | 24 |
| 2.5.7  | Voroperationen.....  | 24 |
| 2.5.8  | Einschränkung durch andere Gelenke.....                          | 25 |
| 2.5.9  | Chronische Medikation .....                                      | 26 |
| 2.5.10 | Harris Hip Score (HHS) .....                                     | 26 |
| 2.6    | Operation .....  | 34 |
| 2.6.1  | Präoperative Planung .....                                       | 34 |
| 2.6.2  | Instrumentarium .....  | 36 |
| 2.6.3  | Operationstechnik.....   | 37 |
| 2.6.4  | Operateure .....   | 39 |
| 2.6.5  | Autologe, heterotope Knochentransplantation (Knochenplastik) ... | 40 |
| 2.6.6  | Intraoperative Komplikationen .....                              | 40 |
| 2.6.7  | Blutverlust .....  | 41 |
| 2.6.8  | Sekundärimplantationen.....                                      | 42 |
| 2.7    | Implantate.....  | 42 |
| 2.7.1  | Pfannendurchmesser .....   | 42 |
| 2.7.2  | Anteversio n .....   | 43 |
| 2.7.3  | Inklination .....  | 44 |
| 2.7.4  | Schraubenanzahl .....  | 44 |
| 2.7.5  | Inlayform .....  | 45 |
| 2.7.6  | Prothesenkopfgröße .....   | 45 |

---

|        |  |     |
|--------|--|-----|
| 2.7.7  | Hülsengröße und Hülsenform .....                     | 46  |
| 2.7.8  | Schaftgröße .....                                    | 47  |
| 2.8    | Postoperative Untersuchung .....                     | 47  |
| 2.8.1  | Wundheilung .....                                    | 48  |
| 2.8.2  | Entlastung .....                                     | 48  |
| 2.9    | Klinische Nachuntersuchung .....                     | 48  |
| 2.9.1  | Nachuntersuchungszeitraum .....                      | 48  |
| 2.9.2  | Harris-Hip-Score .....                               | 49  |
| 2.9.3  | Implantatabhängige Komplikationen .....              | 49  |
| 2.9.4  | Behandlung der Komplikationen .....                  | 50  |
| 2.9.5  | Implantatunabhängige Komplikationen .....            | 50  |
| 2.10   | Radiologische Nachuntersuchung .....                 | 50  |
| 2.10.1 | Deskriptive Röntgenanalyse .....                     | 52  |
| 2.10.2 | Computer-assistierte Verschleißanalyse .....         | 56  |
| 2.11   | Statistische Meßverfahren .....                      | 60  |
| 3      | Ergebnisse .....                                     | 61  |
| 3.1    | Radiologische Untersuchung .....                     | 61  |
| 3.1.1  | Computer-assistierte Verschleißanalyse .....         | 61  |
| 3.1.2  | Deskriptive Röntgenanalyse .....                     | 65  |
| 3.2    | Klinische Nachuntersuchung .....                     | 72  |
| 3.2.1  | Harris-Hip-Score .....                               | 72  |
| 3.2.2  | Implantatabhängige Komplikationen .....              | 82  |
| 3.2.3  | Implantat-unabhängige Komplikationen .....           | 83  |
| 3.3    | Zusammenhang zwischen PE-Abrieb und Osteolysen ..... | 83  |
| 3.4    | Zusammenhang zwischen Osteolysen und dem HHS .....   | 84  |
| 4      | Diskussion .....                                     | 85  |
| 4.1    | Verschleißanalyse .....                              | 86  |
| 4.2    | Deskriptive Röntgenanalyse .....                     | 97  |
| 4.3    | Klinische Nachuntersuchungsergebnisse .....          | 104 |
| 5      | Zusammenfassung .....                                | 106 |
| 6      | Abbildungsverzeichnis .....                          | 108 |
| 7      | Tabellenverzeichnis .....                            | 110 |
| 8      | Literaturverzeichnis .....                           | 111 |
| 9      | Anhang .....   | 137 |
| 9.1    | Modifizierter Harris Hip Score .....                 | 137 |

# 1 Einleitung

## 1.1 Entwicklung der Hüftendoprothetik

Die Ursprünge der Hüftendoprothetik reichen weit zurück. Vor Einführung der Anästhesie 1847 beschränkten sich operative Eingriffe am Hüftgelenk jedoch auf Situationen, in denen die chirurgische Versorgung die letzte Möglichkeit darstellte. Selbst die offensivsten Operateure der damaligen Zeit schreckten vor solchen invasiven Eingriffen ohne die Verwendung von Anästhetika zurück (123). Bei den durchgeführten Operationen handelte es sich zunächst um Amputationen (1812), Hüftgelenksresektionen (1822) sowie im späteren Verlauf um Osteotomien (1826) und Arthrodesen (1885). Aufgrund der septischen Bedingungen in der damaligen Operationsumgebung waren die Ergebnisse jedoch in den Folgejahren meist frustrierend. Erst die Einführung der antiseptischen Operationstechnik von Lister 1865 (98) führte zu einer deutlichen Reduktion postoperativer Wundinfektionen. Viele weitere Schritte, wie die Einführung der OP-Handschuhe 1890 (68), der „no touch technique“ 1902 (108) oder der „Clean Air Operating Enclosure“ 1964 (15; 23) waren nötig um die Eingriffe am Hüftgelenk zu einem erfolgversprechenden, weit verbreiteten und akzeptierten elektiven Eingriff zu machen.



**Abbildung 1: Röntgenaufnahme einer der von Philip Wiles (Middlesex Hospital, London, UK) konstruierten & implantierten Hüft-Total-Endoprothese aus dem Jahr 1938 (146).**

Obwohl Themistocles Gluck in der letzten Dekade des 19-Jahrhunderts zeigen konnte, dass der menschliche Organismus selbst Implantationen großer Fremdkörper toleriert und Gluck bereits erste Knie-Totalendoprothesen aus Elfenbein implantierte (49; 133; 159), sollte es weitere 40 Jahre dauern, bis Philip Wiles aus London 1938 vergleichbare Eingriffe an der Hüfte vornahm (160). Bei den von ihm eingesetzten acetabularen und femoralen Komponenten handelte es

sich um Implantate aus rostfreiem Stahl, welche er mit mehreren Schrauben und einer Platte fixierte. Diese Konstruktion gilt somit als erste totale Hüftendoprothese (HTEP) (siehe Abbildung 1). Mit dem Ausbruch des zweiten Weltkrieges endeten jedoch Wiles erste Versuche auf dem Gebiet der Endoprothetik. Im Jahre 1940 wurde erstmalig eine intramedullär verankerte Vitalliumprothese durch Moore und Bohlmann implantiert, wobei hierbei auf einen Pfannenersatz verzichtet wurde (sog. Hemiarthroplastik) (117).

In den späten 50er und Anfang der 60er Jahre des 20. Jahrhunderts folgten eine Reihe weiterer Versuche Hüftgelenke durch Implantate zu ersetzen, welche wie zuvor bei Wiles, auf Metallkomponenten basierten. McKee (111), Farrar und Ring (132) führten dabei die ersten Entwicklungsschritte ihres Landsmannes Wiles auf dem Gebiet der Hüftendoprothetik in England weiter. Aber auch in den USA konnten zeitgleich die ersten Ergebnisse präsentiert werden. Hier sind Haboush (67), Urist (154) und McBride (109) als bedeutende Pioniere der Hüftendoprothetik zu nennen. Aufgrund von häufigen Implantatlockerungen und hohen Verschleißraten, waren die Ergebnisse dieser Operationen jedoch alles andere als zufriedenstellend (123).



Abbildung 2: John Charnley (2)

Erst 1970 konnte John Charnley durch eine Modifikation der Operationstechnik und der Implantatgeometrie die Langzeitergebnisse nachhaltig verbessern. Über die Reduktion des Prothesenkopfdurchmessers (auf 22 mm) und der Verwendung von „high molecular weight polyethylen“ (HMWP) als Gleitpartner, gelang es ihm die auftretenden Reibungskräfte deutlich zu reduzieren (24). Zur Fixierung der Prothesekomponenten verwendete er den so genannten Knochenzement (Polymethylmethacrylat, PMMA). Seine sogenannte „low friction arthroplasty“ fand schnell weltweite Verbreitung und Anerkennung (123).

Die Verwendung des Knochenzementes rückte allerdings bald in die Kritik, da man annahm, dass es die zu beobachtenden osteolysebedingten Implantatlockerungen größtenteils auf Reaktionen des Implantatlagers mit dem Knochenzement zurückzuführen seien. Diese zunächst als „Zementkrankheit“ (81-83; 85) bezeichnete Erscheinung führte dazu, dass in den Folgejahren die Entwicklung von zementfreien Systemen vorangetrieben wurde (125). Mit porösen Oberflächen versuchte man eine verbesserte knöcherne Integration zu erzielen und damit eine biologischere Fixierung der Implantate durch einen Direktkontakt zu gewährleisten (86; 124). Nachdem jedoch u.a. von Judet und Lord auch in zementfreien Systemen osteolyseassoziierte Lockerungen beobachtet wurden, erkannte man, dass Zementpartikel für diese Veränderungen nicht alleine verantwortlich sein konnten und führte daher den allgemeineren Begriff der „Partikelkrankheit“ („particle disease“) ein (43). Die im periprothetischen Gewebe gefundenen Teilchen wurden von Willert und Smelitsch als Abriebpartikel identifiziert und für die aseptische Prothesenlockerungen verantwortlich gemacht (161). Darüber hinaus erkannten sie als erste die zentrale Rolle der abriebbedingten Makrophagenaktivierung für die osteolytischen Veränderungen. Damit ließen sich auch die kurzen Standzeiten der frühen Hüftimplantate erklären. So zeigten die ersten von Sir John Charnley implantierten Polytetrafluoroethylene-Pfannen (PTFE) in Kombination mit Metallköpfen enorm hohe Verschleißwerte von zwei bis drei Millimetern pro Jahr (114). Die dadurch in großen Mengen entstandenen Abriebpartikel führten zu massiven Destruktionen des periprothetischen Weichteil- und Knochengewebes und erzwangen damit frühzeitige operative Revisionen. Erst durch die Verwendung von Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMW) von Charnley konnte den jährlichen Abriebmenge um das zehnbis dreißigfache (auf 0,1 bis 0,2mm pro Jahr) gesenkt werden (25; 114). Eine weitere Verbesserung der Verschleißigenschaften des Polyethylens gelang über eine Quervernetzung der Oberflächenstruktur via Gammastrahlung. Dieses Verfahren gilt auch heute noch als Goldstandard bei der Herstellung von PE-Inlays.

Eine weitere Modifikation erfuhr die moderne HTEP durch die Einführung modularer Implantatsysteme. Diese ermöglichen dem Operateur intraoperativ die einzelnen Prothesenkomponenten je nach Bedarf und individuellen anatomischen Verhältnissen frei miteinander zu kombinieren.

In den frühen 1970er Jahren wurde in Europa die Keramik-Keramik Gleitpaarung eingeführt (27), bei welcher Stechköpfe und Keramik-Inlays zur Anwendung ka-

men. Früher kannte man die Vorteile solcher austauschbarer Komponenten bei liegender Prothese für die Revisionschirurgie mit intraoperativer Flexibilität (29). Mit Einführung des S-ROM®-Prothesenschaftes als modulares, zementfreies Implantat mit proximaler, schenkelhalsnaher Verankerung erfolgte Mitte der 1980er Jahre ein weiterer Schritt in der Evolution der modularen Hüftendoprothetik. Hierbei handelt es sich um die mehrfach weiterentwickelte sog. Sivash-Prothese, welche vom gleichnamigen Arzt Konstantin Sivash 1956 in Russland entwickelt und auch implantiert wurde. Über eine Verbindung des proximal-metaphysären Knochens mit dem intramedullären Schaftanteil gelang es, eine präzise zementfreie Implantatfixierung zu erzielen (29). Damit könnte Sivash als Pionier der zementfreien, modularen HTEP bezeichnet werden!

Die bereits zuvor erwähnten Keramik-Kugelköpfe wurden erstmals in den 1970er Jahren eingesetzt um den Polyethylenverschleiß zu minimieren (27). Da die abriebassoziierte aseptische Prothesenlockerung bis heute eine entscheidende Rolle für die Verkürzung der Implantatstandzeit spielt, wird das Design und das Material der Gleitpaarungskomponenten seither weiterentwickelt.

## 1.2 Fragestellung

Die Bandbreite der Indikationen für eine gelenkersetzende Operation am Hüftgelenk hat mit der Entwicklung neuer Werkstoffe (Biomaterialien) sowie mit zunehmender Kenntnis der biologischen und mechanischen Grundlagen des knöchernen Implantatlagers stetig zugenommen (53). Waren es vor der Einführung von Streptomycin und einer flächendeckenden BCG - Immunisierung, nach Ende des zweiten Weltkrieges, vorrangig Eingriffe aufgrund von tuberkuloseassoziierten Gelenkdestruktionen (123), sind es heute mit zunehmender Lebenserwartung oft degenerative Gelenkerkrankungen, die eine endoprothetische Versorgung erforderlich machen. Aber auch die rheumatoide Arthritis, die avaskuläre Knochennekrose, Ankylosen und Knochtumoren waren und sind wichtige OP-Indikationen für eine totale Hüftendoprothese (TEP).

Unabhängig von der Art der Gelenkerkrankung hat die endoprothetische Versorgung stets das Ziel, bestehende Schmerzen und Bewegungseinschränkungen langfristig zu beseitigen und die Mobilität des Patienten zu erhalten. Hierzu sind nicht nur die Beschwerden des betroffenen Hüftgelenkes zu zählen, sondern auch die damit assoziierten Beeinträchtigungen anderer Strukturen des Skelettsystems. Letztlich geht es um eine Verbesserung der Lebensqualität und dem

Vermeiden der Folgen einer langfristigen Immobilisation der betroffenen Patienten und Patientinnen.

Die Qualität eines chirurgischen Verfahrens oder eines bestimmten Prothesenmodells ist an genau diesen Operationszielen zu messen. Es ist jedoch zu beachten, dass viele verschiedene Faktoren das Untersuchungsergebnis beeinflussen können. Um eine valide und reliable Aussage treffen zu können, sollte daher versucht werden möglichst viele Einflussfaktoren zu kontrollieren. Grundvoraussetzung ist dabei sicherlich, dass es sich in allen Fällen um ein und dieselbe Implantatkombination handelt.

Für die in der vorliegenden Arbeit untersuchte Prothesenkombination aus S-ROM® Schaft, Marathon™-Inlay und Duraloc®-Pfanne liegen in der Literatur nach unserem Wissen bislang keine relevanten Daten in Bezug auf klinische und radiologische Ergebnisse vor.

Für die Quantifizierung der funktionellen und klinischen Aspekte eignet sich der von Harris 1967 eingeführte Score (sog. Harris Hip Score) (147). Dieser erfasst mit seinen zehn verschiedenen Items wichtige Aspekte der oben genannten Lebensqualität. In Bezug auf die untersuchte Prothesenpaarung stellt sich folgende Frage:

- *Wie stark lässt sich das klinische Befinden der Patienten/ -innen durch die Implantation des definierten Prothesensystems verbessern?*
- *Welchen Einfluss hat die Operation auf die einzelnen Komponenten des Harris Hip-Scores?*

Für den langfristigen Erfolg der Endoprothese sind nach den Daten der wissenschaftlichen Literatur verschiedene Faktoren von Bedeutung. Zum einen spielt offenbar die Belastung des Implantates durch die körperliche Aktivität der Patienten/ -innen eine Rolle (32; 53), zum anderen wird die symptomfreie Standzeit durch die Belastbarkeit des Gelenkersatzes beeinflusst. Neben hochwertigen Materialien (12; 139) ist dabei eine osteolysefreie feste knöcherne Integration von entscheidender Bedeutung (6; 142). Über die partikelassoziierte Osteolyse stehen Belastung, knöcherne Integration und die Materialeigenschaften in direktem Zusammenhang (6; 53; 142). Die subjektiv deskriptive und die normativ analytische radiologische Nachuntersuchung sollen daher folgende Fragen klären:

- *Wie ist das Abriebverhalten der definierten Keramik–XLPE–Gleitpaarung?*
- *Welche Faktoren beeinflussen den XLPE-Verschleiß?*
- *Wie oft lassen sich Veränderungen in der Knochendichte im Bereich des Implantatlagers beobachten?*
- *Lassen sich Lageveränderungen der Implantate im Verlauf feststellen?*
- *In welchem Zusammenhang stehen klinische und radiologische Befunde?*

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Die Duraloc®-Pfanne

Bei der im Jahre 1990 eingeführten Duraloc®-Pfanne, handelt es sich um eine hemisphärische (soweit ich weiß ist diese Pfanne i. G. zur Pinnacle-Pfanne sub-hemisphärisch!) Press-fit Pfanne aus Titan, die sowohl in der Primär-, als auch in der Revisionschirurgie eingesetzt wird. Sie ist weltweit die am häufigsten implantierte nicht zementierte Hüftpfanne (34).

Die Duraloc® Produktserie zeichnet sich durch eine maximierte Kongruenz zwischen der Metallschale und dem Polyethyleninlay aus, wodurch dieses auch im Bereich der Kuppel vollständig auf der Metallschale aufliegt. Die daraus resultierende gleichmäßige Verteilung der eingeleiteten Kraft führt letztlich über eine Reduktion der Kontaktspannung und der Pfannenrandbelastung zur Minderung der Verschleißerscheinungen (34; 93).

Weiterhin zeichnet sich die Duraloc®-Pfanne durch ihre dreidimensionale Porocoat® Oberflächenbeschichtung aus, die durch eine Verbindung von kleinen Metallkugeln entsteht und eine Porengröße von 250 µm aufweist. Diese Porengröße scheint nach Datenlage für eine schnelle und tiefe Knochenintegration die optimalen Voraussetzungen zu bieten (80). Während kleinere Poren die Neubildung von Blutgefäßen hemmen, welche für eine gleichmäßige Knochenbildung benötigt werden, kommt es ab einer Porengröße von 400 µm zu einem verlangsamten Einwuchs von Knochengewebe (13).



Abbildung 3: Duraloc®-Pfanne mit Porocoat® Oberfläche (34)

Insgesamt stehen sechs verschiedene Pfannenausführungen zur Verfügung, welche sich im Wesentlichen durch die Art ihrer Verankerungsmöglichkeiten unterscheiden.

**Tabelle 1: Varianten der Duraloc® Produktserie [Duraloc Cup, designed for success]**

| Beschreibung         | Eigenschaften                             | Größen  |
|----------------------|---|---------|
| Duraloc® 100 Series  | No hole, porous coated                    | 48-66mm |
| Duraloc® 300 Series  | No hole, porous coated, tri-spiked        | 48-74mm |
| Duraloc® 400 Series  | No hole, porous coated, finned            | 48-66mm |
| Duraloc® Sector      | Porous coated, cluster hole               | 48-66mm |
| Duraloc® 1200 Series | Porous coated, multi-hole                 | 48-74mm |
| Duraloc® Bantam      | Porous coated, small diameter, multi-hole | 38-46mm |

Während die Duraloc® 100-, 300- und 400-Serien keine Schraubenlöcher für die zusätzliche Verankerung durch Pfahlschrauben aufweisen, finden sich bei den anderen Implantaten mehrere Bohrungen. Der Vorteil solcher multi-hole Pfannen liegt darin, dass sie intraoperativ eine hohe Flexibilität bei der Verankerung der Prothese bieten, sie bergen jedoch die Gefahr einer verstärkten Migration von Abriebpartikeln in das Acetabulum.

Die Duraloc-Pfanne vom Typ Sector stellt in diesem Zusammenhang einen geeigneten Kompromiss dar und bietet mit ihren drei Befestigungslöchern, welche wahlweise kranial oder kaudal positioniert werden können, eine ausreichende Flexibilität bei der Verankerung, ohne die Metallschale dabei zu weit zum Acetabulum zu öffnen.

## 2.2 Das Marathon™-Inlay

Das Marathon™-Inlay besteht aus einem Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE), welches durch die Bestrahlung mit 5 Mrad (Gammastrahlung) verdichtet wird (siehe Abbildung 4). Damit liegt die angewandte Strahlendosis um 1-3 Mrad höher als bei herkömmlichen Verfahren und führt so nach Herstellerangaben über eine stärkere Quervernetzung (XLPE) zu geringeren Abriebwerten (33). Eine weitere Erhöhung der Bestrahlungsintensität soll die Abriebfestigkeit hingegen nur gering verbessern und mit einer negativen Beeinflussung der übrigen physikalischen Polyethyleneigenschaften wie der Homogenität des Werkstoffs, Ermüdungs-, Zug- und Bruchfestigkeit verbunden sein (34; 113).

Das verwendete Ausgangsmaterial, UHMWPE, wurde oft fälschlicherweise als „high-density“ Polyethylen bezeichnet. Von diesem unterscheidet es sich jedoch maßgeblich durch sein höheres Molekulargewicht ( $2-6 \times 10^6$  g/mol vs.  $0,05-0,2 \times 10^6$  g/mol). Die Dichte der Marathon™-Inlays ( $0,930 - 0,945$  g/cm<sup>3</sup>) ist hingegen eher im Bereich der low density Polyethylene ( $0,925 - 0,935$  g/cm<sup>3</sup>) anzusiedeln (97).

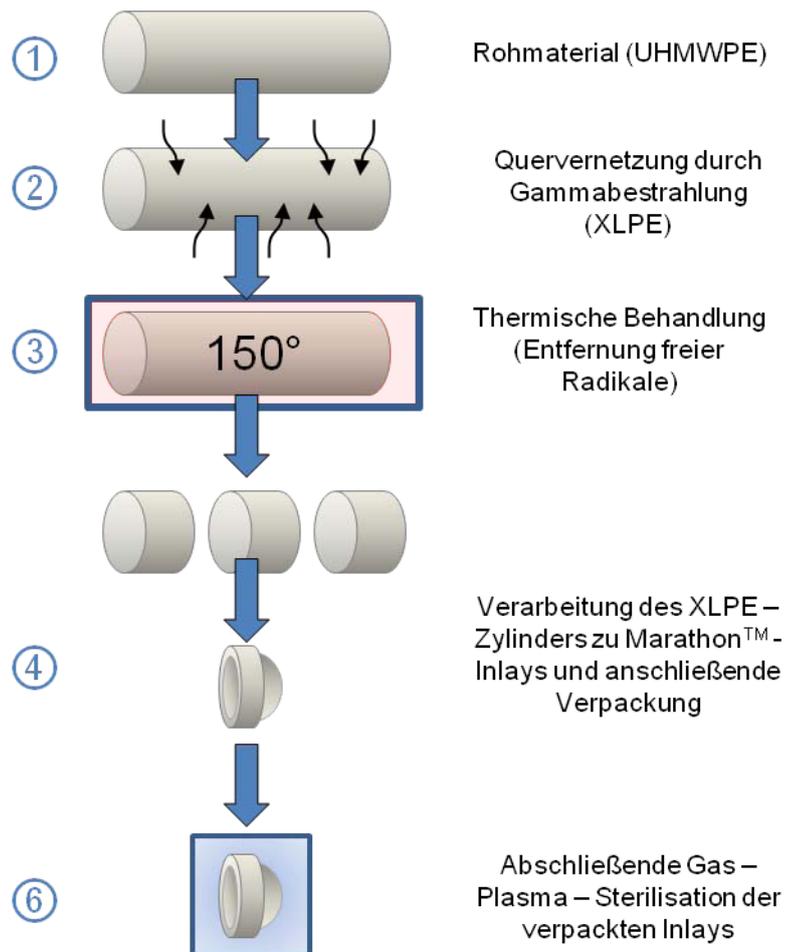


Abbildung 4: Herstellungsprozess des Marathon™ – Inlays (nach (33))

Um Materialoxidationen zu vermeiden werden die Inlays mittels Wärmebehandlung von freien Radikalen befreit. In einem letzten Schritt der Produktion wird das Marathon™-Inlay dann durch eine Gas-Plasma-Sterilisation von möglichen Keimen befreit. Die Besonderheit bei diesem Verfahren liegt darin, dass Materialoxidationen während der Sterilisation vermieden werden.



Abbildung 5: Marathon™ -Inlay mit Verpackung (92)

Neben dem neutralen Inlay stehen dem Operateur wahlweise auch 10°- beziehungsweise 20°-Inlays zur Verfügung, welche je nach anatomischer Gegebenheit die Luxationsgefahr der Hüftprothese senken können. Im Sinne einer optimalen Ausrichtung ist es darüber hinaus möglich, die Lippe des Polyethyleninlay je nach Luxationsneigung frei zu rotieren und zu verankern.

Zur festen Verankerung des Inlays in der Metallschale dienen ein Sicherungsring und sechs sogenannte Antirotationsvorrichtungen. Die Kombination beider Systeme führt zur Minimierung von Mikrobewegungen und kann über diesen Weg zu einer weiteren Reduktion von Verschleißerscheinungen führen (32), der sonst auf der pfannenzugewandten Seite auftreten würde (74; 114).

Tabelle 2: Varianten der Marathon™-Produktserie

| Grad   | Innendurchmesser | Offset | Ø Schale |
|--------|------------------|--------|----------|
| 0°     | 28 mm            | Nein   | 48-66 mm |
| 0°     | 32 mm            | Nein   | 52-66 mm |
| 10°    | 28 mm            | Nein   | 48-66 mm |
| 10°    | 32 mm            | Nein   | 52-66 mm |
| 0° + 4 | 28 mm            | Ja     | 48-66 mm |
| 0° + 4 | 32 mm            | Ja     | 52-66 mm |
| LPW    | 28 mm            | Nein   | 48-66 mm |
| LPW    | 32 mm            | Nein   | 52-66 mm |
| 20°    | 28 mm            | Nein   | 48-66 mm |

Alle Marathon™-Inlay-Varianten weisen eine Mindestpolyethylenstärke von 6 mm auf. Diese Eigenschaft ist von Bedeutung, da geringere Inlay-Wanddicken zu plastischen Verformungen durch Kaltfluss führen und mehrfach für höhere Abriebraten und vermehrte Ermüdungsbrüche verantwortlich gemacht wurden (7; 65; 94).

### 2.3 Der BioloX® Kopf

BioloX®-Kugelhüften, welche von der deutschen Firma CeramTec hergestellt werden und seit 1974 auf dem Markt sind, wurden insgesamt mehr als 4,1 Millionen mal implantiert (Stand 2008) (22). Die 20 Jahre später eingeführten Prothesenküpfen mit der Zusatzbezeichnung „forte“ entsprechen einer Weiterentwicklung des Grundmodells mit dem Ziel einer erhöhten mechanischen Belastbarkeit.

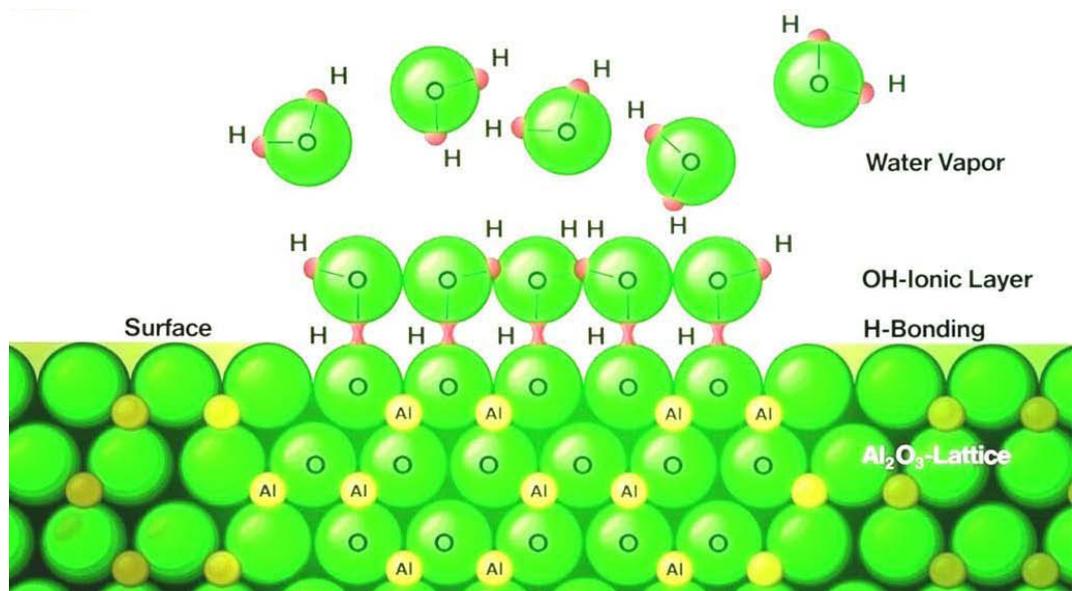
Das Ausgangsmaterial für die Produktion der BioloX®-Keramik-Küpfen ist Aluminiumoxid ( $Al_2O_3$ ). Dieses wird in einem aufwändigen Verfahren über mehrere Zwischenschritte aus dem in der Erde vorkommenden Mineralgemisch Bauxit gewonnen und weiterverarbeitet.



**Abbildung 6: BioloX® forte Keramik - Kugelhopfe (1)**

Die starke chemische Bindung zwischen den Aluminium- und Sauerstoffatomen sorgt für die inerte Materialeigenschaft der Keramikhopfe und verhindert so die Korrosion der Implantate im Körper. Auch die Widerstandsfähigkeit gegen Beschädigungen der glatten Kugeloberfläche ist auf die starke Ionenbindung zurückzuführen.

Ein weiterer Vorteil liegt in der Ausbildung von Wasserstoffbrücken zwischen Keramik und Synovialflüssigkeit. Der hierdurch entstehende Flüssigkeitsfilm führt über eine optimierte Gelenkschmierung zu einer Verminderung der Reibungswiderstände bei Gelenkbewegungen und reduziert damit die Abrieberscheinungen.



**Abbildung 7: Van-der-Waals-Kräfte zwischen Wasser und Aluminiumoxidgitter (20)**

Für die Verbindung zwischen Prothesenhals und BioloX®-Kopf wird, wie auch bei anderen Steckkopfsystemen, ein Morsekegel verwendet. Die Kraftübertragung bei diesem Befestigungsmechanismus wird über Haftreibung aufgebaut und be-

nötigt damit keine zusätzlichen Arretierungsmechanismen. Da ein einfaches Aufstecken des Kopfes ausreicht, wird hier die Bezeichnung des Steckkopfes verwendet.

Blolox®-Köpfe aus Aluminiumoxid (BIOLOX® *forte*) werden in drei verschiedenen Durchmessergrößen angeboten (28 mm, 32 mm, 36 mm). Der Konus beträgt bei allen Ausführungen 12/14.

Seit wenigen Jahren kommt als Neuentwicklung auch die so g. Delta-Keramik zum Einsatz (Biolox™ delta). Durch Einlagerung von tetragonalen Zirkonoxid-Nanopartikeln werden im Bereich von Rissen lokale Druckspitzen erzeugt, welche einer Rissausbreitung entgegenwirken. Die sich bei der Oxidmischung ebenfalls bildenden Kristallplättchen lenken zudem mögliche Risse ab und zerstreuen deren Rissenergie.

**Tabelle 3: Materialeigenschaften der Biolox®-Keramik-Köpfe (21)**

| Wert                                       | Einheit              | Mittelwert          | Standardabweichung |
|--|----------------------|---------------------|--------------------|
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>             | Vol.-%               | > 99,8 <sup>1</sup> | 0,14               |
| Dichte                                     | g/cm <sup>3</sup>    | 3,97                | 0,00               |
| Korngröße Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>   | Mm                   | 1,750               | 0,076              |
| 4-Punkt-Biegefestigkeit <sup>2</sup>       | MPa                  | 631                 | 38                 |
| E-Modul <sup>3</sup>                       | GPa                  | 407                 | 1                  |
| Risszähigkeit K <sub>IC</sub> <sup>4</sup> | MPa m <sup>1/2</sup> | 3,2                 | 0,4                |
| Härte HV1 <sup>5</sup>                     | GPa                  | 20                  | -                  |

<sup>1</sup> Die restlichen Vol.-% bestehen aus weiteren Oxiden

<sup>2</sup> Gibt die ermittelte Kraft wieder, die nötig ist, um einen beidseitig gelagerten, definierten, quaderförmigen Prüfkörper, durch eine an zwei nebeneinander liegenden Stellen aufgelegte Prüfkraft zu zerbrechen.

<sup>3</sup> Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt.

<sup>4</sup> Unter Risszähigkeit versteht man den Widerstand eines Werkstoffs gegen einsetzende Rissausbreitung; K<sub>IC</sub> ist der entsprechende Werkstoffkennwert.

<sup>5</sup> Die Vickershärte (HV) entspricht dem Verhältnis von Prüfkraft in Newton zur Eindruckoberfläche in Millimetern multipliziert mit dem Faktor 0,1891.

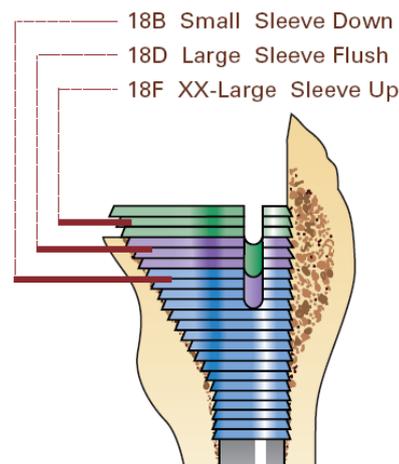
## 2.4 Der S-ROM® Schaft

Bei dem S-ROM®-System handelt es sich um eine modulare Prothese aus Titan, für die zementfreie Implantation. Durch eine große Auswahl an unterschiedlichen Modulkonfigurationen eignet sich die Prothese sowohl für die Primärversorgung, als auch für die Revisionschirurgie.



**Abbildung 8: S-ROM®-Prothese mit Keramikkopf (3)**

Der im distalen Bereich polierte Schaft weist 0,5 mm – 0,625 mm hohe Erhebungen auf, um über eine Keilverzahnung ausreichend Halt und Rotationsstabilität im diaphysären Knochen zu gewährleisten. Eine koronale Schlitzung des Schaftes führt darüber hinaus zu einer verminderten Steifigkeit und reduziert die Kraftleitung über das distale Ende. Eine weitere Besonderheit der S-ROM®-Prothese liegt in der Möglichkeit die Lateralisation (sog. horizontales off-set) und die Beinlänge (sog. Vertikales off-set) unabhängig voneinander zu beeinflussen. Soll letztere unverändert bleiben, der Abstand des Trochanter major zum Drehzentrums des Hüftgelenkes jedoch lateralisiert werden, stehen dem Operateur vier verschiedene Offsetvariationen des Schafthalses (+4mm, + 6mm, + 8mm, +12mm) zur Verfügung. Eine geringgradige Veränderung der Beinlänge bei gleichbleibender Lateralisation ist neben der Prothesenhalblänge oder der Wahl des Kugelkopfes beim SROM-Schaft auch über die Wahl der einzelnen Hülsegrößen möglich. Dieses Vorgehen wird auch als „sleeve up“ bzw. „sleeve down“ Technik bezeichnet (siehe Abbildung 9).



**Abbildung 9: Beeinflussung der Beinlänge über die "sleeve up" bzw. "sleeve down" Technik (36)**

Sollen sowohl Beinlänge als auch das Offset in einem Schritt verändert werden, ist dies über die Auswahl der Halslänge möglich. Drei Standardhalslängen von 30 mm, 36 mm und 42 mm werden hierfür bereitgestellt.

Für jeden Standardschaft werden bis zu zehn verschiedene Hülsevariationen angeboten, die es ermöglichen die metaphysäre Verankerung den individuellen anatomischen Gegebenheiten des/ der Patienten/ -in anzupassen. Die Buchstaben B, D und F kodieren dabei drei verschiedene Konusgrößen, welche drei, fünf oder sieben Millimeter zum gewählten Schaftdurchmesser addieren. Die Angaben „small“, „large“ oder „XX-large“ beziehen sich hingegen auf die Größe des Hülsefortsatzes und entsprechen einer seitlichen Ausladung von 9,5 mm, 13,5 mm beziehungsweise 17,5 mm. Um eine tiefe knöcherne Integration des Implantates zu fördern weisen alle Hülsemodelle eine poröse Oberflächenstruktur auf. Dabei stehen mit dem ZTT™ porous coating und dem ZT™ HA (hydroxyapatite) coating zwei verschiedene Varianten zur Verfügung. Kleine Abstufungen an der Unterseite des Hülsefortsatzes dienen zur gleichmäßigen Kraftüberleitung auf den anliegenden Knochen (siehe Abbildung 9). Über diese Konstruktion wird versucht, die Knochendichte in diesem Bereich konstant zu halten.

Für einen festen Halt zwischen Schaft und Hülse sorgt eine konusförmige Verbindung, deren Stärke unter Belastung zunimmt und damit Mikrobewegungen zwischen den Komponenten vermindert (156). Intraoperativ können an dieser Stelle über eine freie Schaftrotation etwaige Rotationsfehler im Schenkelhals korrigiert werden, ohne dabei die Hülseposition (sleeve) zu verändern. Die damit von der metaphysären Befestigung der Prothese unabhängige Achsenkor-

rektur stellt ein entscheidendes Merkmal der S-ROM®-Implantate dar. Da auch die Wahl des distalen Prothesendurchmessers unabhängig von der verwendeten Hülsengröße ist, kann flexibel auf atypische Diaphysenkonfigurationen reagiert werden. Zusammengefasst handelt es sich beim SROM-System um einen modularen Prothesenschaft mit zementfreier Verankerung, der sich gut zur Korrektur von Achsfehlstellungen in allen 3 Ebenen eignet.

## **2.5 Patientenkollektiv**

Von Anfang 2002 bis Ende 2007 wurden an der Klinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Düsseldorf insgesamt 115 Patienten/ -innen operiert, welche die gesuchte Implantatpaarung aufwiesen (zementfreier Prothesenschaft vom Typ S-ROM®, Keramik-Kugelkopf, XLPE-Inlay vom Typ Marathon™, zementfreie Pfannenkomponente vom Typ Duraloc®). Folgende Einschlusskriterien wurden angewandt:

1. Es musste eine detaillierte prä-, intra- und postoperative Dokumentation vorliegen und mindestens eine Nachuntersuchung dokumentiert worden sein, die nach sechs Wochen oder später durchgeführt wurde.
2. Es musste eine postoperative Röntgenaufnahme des gesamten Beckens im anterior-posterioren Strahlengang (Beckenübersichtsaufnahme) verfügbar sein und eine Vergleichsaufnahme, die nach sechs Wochen oder später aufgenommen wurde.

Unter Anwendung dieser Kriterien eigneten sich 96 Patienten/ -innen für die vorliegende Arbeit. 14 Patienten/ -innen wurden beidseitig versorgt, so dass insgesamt 110 Hüftendoprothesen untersucht wurden.

### **2.5.1 Software zur Erfassung der klinischen Daten**

#### **2.5.1.1 Hard- und Software**

Zur Dokumentation der klinischen prä- und postoperativen Untersuchungsergebnisse (siehe Kapitel 2.8) wurde die Datenbankgestützte Software „FalkHüfte-Win32“ der Firma Falk – b.i.g. (Beratung in Gesundheitsfragen, Lübeck Deutschland) verwendet. Die vom Hersteller angegebenen Hardwarevoraussetzungen und die technischen Daten des verwendeten Computers sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: Empfohlene und verwendete Hardware und Software

| Hard- und Software       | Empfohlen               | Verwendet    |
|--------------------------|-------------------------|--------------|
| CPU Prozessortaktung     | 233 MHz oder höher      | 751 MHz      |
| Prozessorart             | Pentium                 | Pentium III  |
| Arbeitsspeicher          | 32MB (Windows NT: 64MB) | 256MB        |
| Betriebssystem           | Windows 95, 98, NT 4.0  | Windows 2000 |
| Festplattenspeicherplatz | 200MB                   | 18,6GB       |

### 2.5.1.2 Dokumentationsmodule

Neben sechs weiteren Endoprothesen-Schaftmodellen bietet dieses Programm die Möglichkeit, S-ROM®-Schaft- und Duraloc®-Pfannen-spezifische Daten zu speichern. Die dafür bereitgestellten Module sind auf die einzelnen Untersuchungszeitpunkte abgestimmt und erleichtern damit den Dokumentationsprozess. Sowohl für die femorale-, als auch für die acetabuläre Prothesenkomponente wird jeweils ein prä-, intra- und postoperativer Erfassungsbogen angelegt. Die Zahl der anzulegenden Nachuntersuchungsmodule richtet sich nach den individuellen Nachuntersuchungszeiträumen der einzelnen Patienten/ -innen (siehe Kapitel 2.9.1).

### 2.5.2 Geschlechterverteilung

Die Geschlechterverteilung im zugrundeliegenden Patientenkollektiv war ausgeglichen. Jeweils 48 Patienten/ -innen waren männlich beziehungsweise weiblich. Unter den beidseitig versorgten Patienten/-innen waren neun Frauen und fünf Männer.

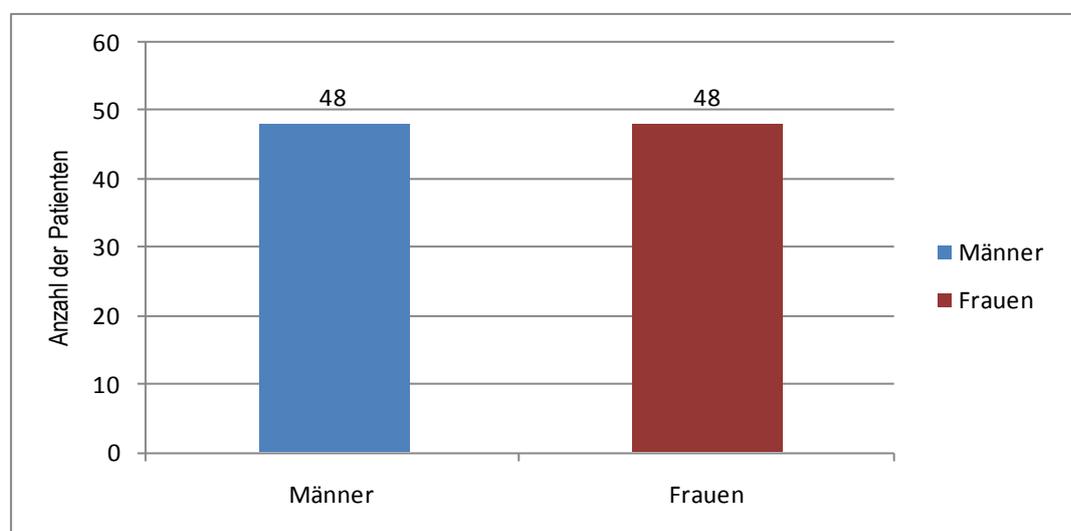


Abbildung 10: Geschlechterverteilung

### 2.5.3 Alter der Patienten zum Operationszeitpunkt

Das durchschnittliche Operationsalter lag bei 46,8 Jahren (SD: 14,67). Die jüngste Patientin war zum Operationszeitpunkt 16 Jahre und der älteste Patient 76 Jahre alt. Die detaillierte Altersverteilung wird in Abbildung 10 darstellt.

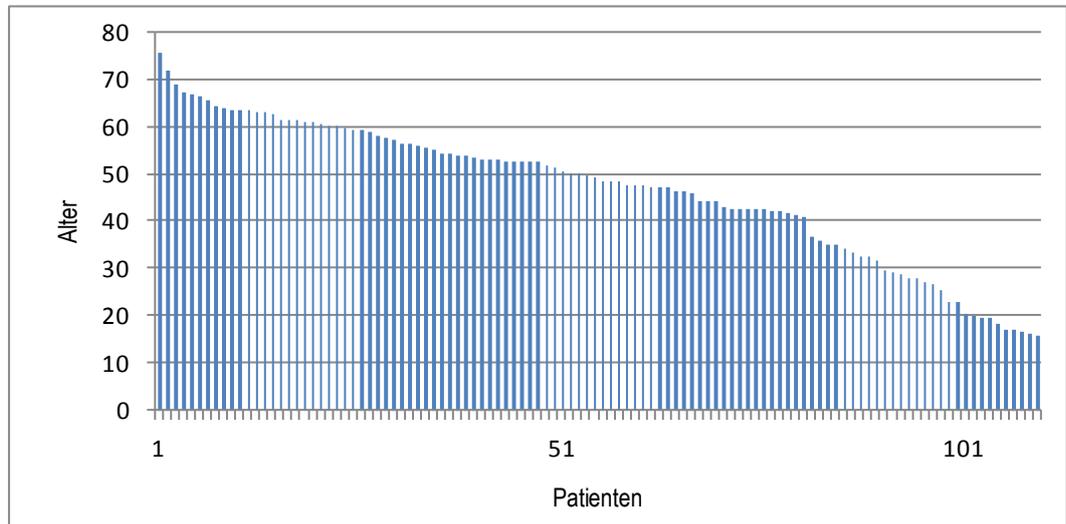


Abbildung 11: Alter der Patienten/ -innen bei Operation

### 2.5.4 Body Mass Index

Der mittlere Body Mass Index der Patienten/ -innen lag bei 26,13 (SD: 5,43). Insgesamt waren 56% der untersuchten Personen übergewichtig. Gemäß der „WHO-BMI-Classification“ zeigten 32% der Patienten eine Präadipositas (BMI > 25) und der Anteil der Fettsüchtigen (BMI > 30) lag bei 24% (48; 153). Unter diesen zeigten 76,92% eine Adipositas ersten Grades (30 - 34,99), 13% eine mittlere Adipositasausprägung (35 – 39) und 15,38% mit einem BMI-Wert von über 40 eine Adipositas dritten Grades gemäß der WHO-Klassifikation.

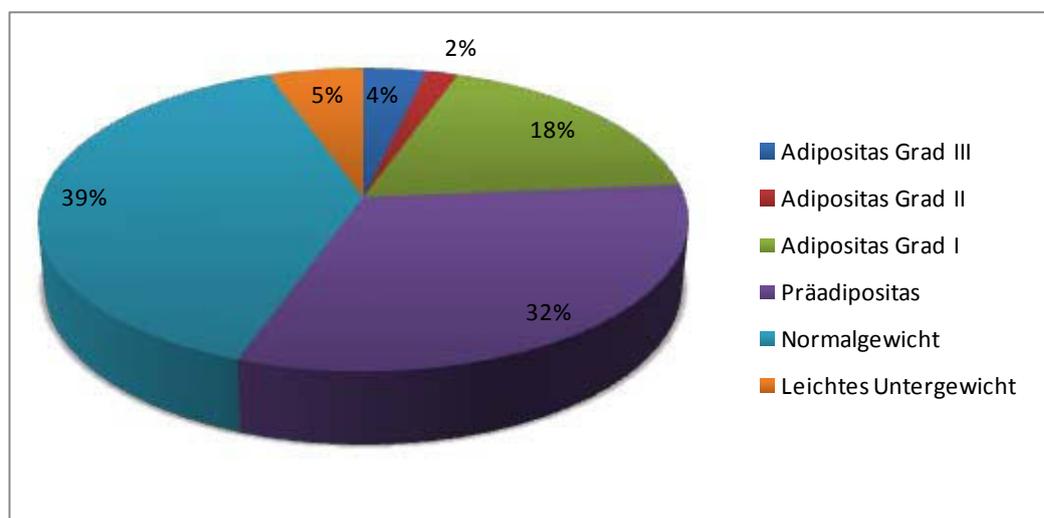


Abbildung 12: Body Mass Index der Patienten/ -innen

### 2.5.5 Operationsseite

Die Aufteilung der Operationsseite im untersuchten Patientenkollektiv war nahezu ausgeglichen. Von 110 eingebrachten Totalendoprothesen wurden 56 auf der rechten Seite und 54 auf der linken Seite implantiert. Bei den beidseitig versorgten Patienten/-innen (n = 14) wurde in acht Fällen zuerst die rechte Seite und bei sechs Patienten/ -innen zuerst die linke Seite operiert.

### 2.5.6 Diagnoseverteilung

Bei 46 der 110 Hüften (42%) war eine primäre Coxarthrose Grund für die prothetische Hüftgelenkversorgung. 37-mal (34%) lag der Operation die Diagnose einer Hüftkopfnekrose zugrunde und in 22 weiteren Fällen (20%) führte eine Dysplasiecoxarthrose zur Operationsindikation. Die übrigen fünf Patienten/-innen wurden in der Kategorie „Verschiedene“ zusammengefasst. Darunter fielen eine Säuglingscoxitis, zwei Arthrodesen, eine posttraumatische Arthrose nach Acetabulumfraktur und ein Zustand nach Keramik – Kopfbruch bei liegender Prothese.

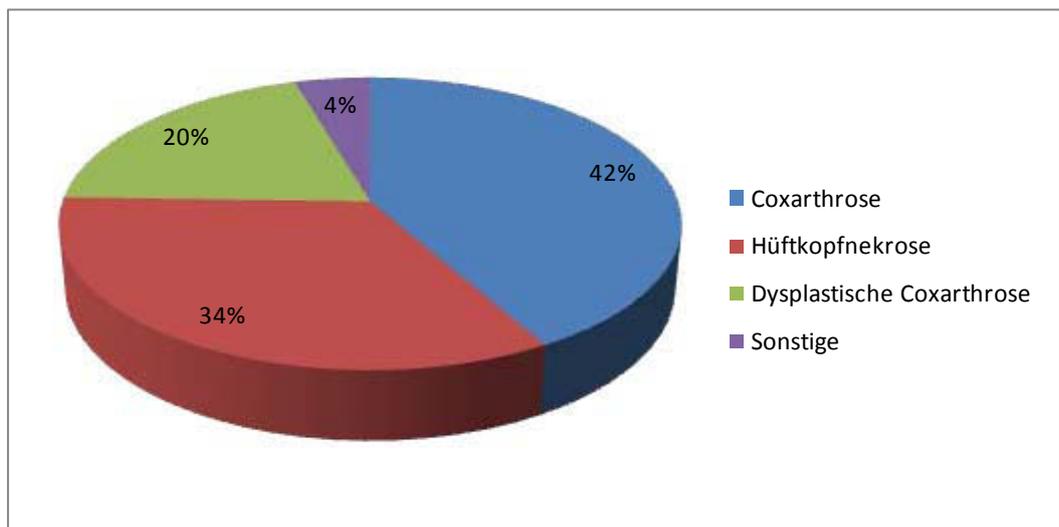


Abbildung 13: Diagnoseverteilung

### 2.5.7 Voroperationen

Da ein Einfluss früherer Operationen am Hüftgelenk auf den intra- oder postoperativen Verlauf der endoprothetischen Versorgung denkbar ist, wurden alle Voroperationen dieser Art anamnestiziert. Standardmäßig wurden dabei Eingriffe im Bereich des Femurs zur Korrektur von Fehlstellungen (Osteotomien), operative Versteifungen des Hüftgelenkes (Arthrodesen) und prothetische Versorgungen (siehe Kapitel 0) registriert. Aber auch Resektionen des Hüftkopfes im Sinne ei-

ner Girdlestone Situation<sup>1</sup> wurden erfasst. Andere Voroperationen wurden in der Kategorie „Sonstige“ zusammengefasst. Für das untersuchte Patientenkollektiv ergaben sich folgende Werte:

**Tabelle 5: Voroperationen**

| <b>Voroperationen</b>   | <b>Anzahl der Hüften</b> | <b>Anteil am gesamten Patientenkollektiv</b> |
|-------------------------|--------------------------|--|
| Keine                   | 84                       | 76,36%                                       |
| Osteotomie              | 13                       | 11,82%                                       |
| Arthrodesen             | 2                        | 1,82%  |
| Girdelstone             | 0                        | 0%   |
| Prothetische Versorgung | 3                        | 2,73%  |
| Sonstige                | 4                        | 3,64%  |

Unter die Kategorie Sonstige fielen im untersuchten Patientenkollektiv eine Osteosynthese, eine Acetabuloplastik, eine mit Schrauben versorgte Schenkelhalsfraktur und eine Synovektomie.

Ein Einfluss der genannten Voroperationen auf intraoperative Komplikationen (siehe Kapitel 2.6.6) oder die Pfannenorientierung (siehe Kapitel 2.7.2 und 0) konnte allerdings nicht gefunden werden. Zum Einfluss der Voroperationen auf den Harris Hip Score siehe Ergebnisdarstellung in Kapitel 3.2.1.

### **2.5.8 Einschränkung durch andere Gelenke**

Die Einschränkung der Knie- und Sprunggelenke sowie des kontralateralen Hüftgelenkes wurden in der präoperativen Untersuchung erfasst und ihre Ausprägung dokumentiert. Nach subjektivem Empfinden der Patienten wurde dabei zwischen einer „leichten“ und einer „starken“ Einschränkung differenziert. Zusätzlich wurden vorhandene prothetische Versorgungen, Arthrodesen oder durchgeführte Amputationen notiert.

Das rechte Kniegelenk war 17-mal leicht und 11-mal stark in seiner Funktion beeinträchtigt. Ähnlich oft fanden sich Einschränkungen am linken Kniegelenk (n = 18, bzw. n = 7). Die Sprunggelenke waren auf der rechten Seite 11-mal leicht und 9-mal stark beeinträchtigt und auf der linken Seite 13-mal leicht und 6-mal stark.

<sup>1</sup> Beschreibt einen Zustand nach Entfernung einer infizierten HTEP bei nicht möglichem Prothesenwechsel, wobei sich der Trochanter minor in der Hüftpfanne und der Trochanter major an der Beckenschaufel abstützt (126).

Am häufigsten fanden sich Einschränkungen am gegenüberliegenden Hüftgelenk. Hier waren insgesamt 67 der 110 Hüften auffällig, welche sich in 19 leichte und 18 starke Beeinträchtigungen einteilen ließen. Auch prothetische Versorgungen fanden sich nur im kontralateralen Hüftgelenk (n = 30) nicht aber in anderen Gelenken der unteren Extremität. Arthrodesen und Amputationen fanden sich in keinem der anderen Gelenke.

**Tabelle 6: Beeinträchtigung anderer Gelenke der unteren Extremität**

| Gelenke                    | Leichte Einschränkung [Anzahl] | Starke Einschränkung [Anzahl] | Prothetisch Versorgung [Anzahl] | Gesamt |
|----------------------------|--------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|--------|
| Rechtes Kniegelenk         | 17                             | 11                            | 0                               | 28     |
| Linkes Kniegelenk          | 18                             | 7                             | 0                               | 25     |
| Rechtes Sprunggelenk       | 11                             | 9                             | 0                               | 20     |
| Linkes Sprunggelenk        | 13                             | 6                             | 0                               | 19     |
| Kontralaterales Hüftgelenk | 19                             | 18                            | 30                              | 67     |

### 2.5.9 Chronische Medikation

Chronische Medikationen der Patienten/ -innen wurden erfasst. Vorrangig war hier das Ziel, Präparate zu identifizieren, die über eine Beeinflussung der Knochenmineralisation das langfristige Ergebnis der Operation beeinträchtigen könnten (Steroide) (84; 89; 118). Darüber hinaus wurde auch die chronische Einnahme nicht steroidaler, entzündungshemmende Medikamente erfasst (NSAID), da diese laut Literatur möglicherweise einen Effekt auf die heterotopen Ossifikationen haben könnten (50; 52; 155). In knapp 21% der Fälle nahmen die Patienten NSAID und in fast 16% Steroide ein.

**Tabelle 7: Chronische Medikation**

| Medikamente | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-------------|-------------------|---------------------------------------|
| NSAID       | 23                | 20,91%                                |
| Steroide    | 16                | 15,55%                                |

### 2.5.10 Harris Hip Score (HHS)

Die international verbreitete Ratingskala<sup>2</sup> für klinische und funktionelle Parameter, der Harris Hip Score (69), wurde auch in dieser Studie angewandt, um die hüftbedingten Bewegungs- und Alltagseinschränkungen der Patienten/ -innen in

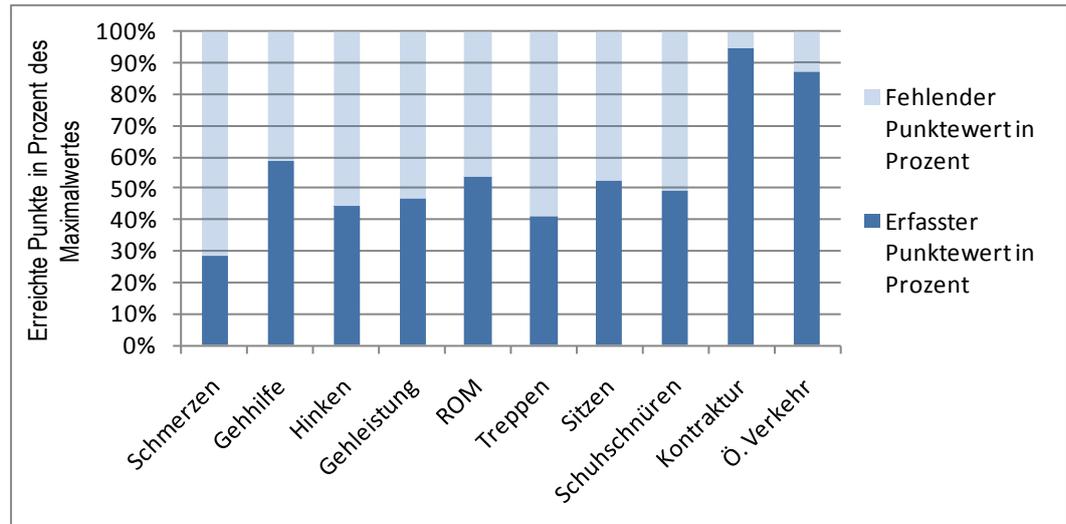
<sup>2</sup> Ratingskalen gehören zu den Intervallskalen.

Quantität und Qualität zu erfassen. Er basiert neben der Messung der Gelenkbeweglichkeit (siehe Kapitel 2.5.10.2) auf einem Fragenkatalog mit acht weiteren Punkten. Hierbei spielen die empfundenen Schmerzen, die mögliche Gehleistung, eventuell benötigte Gehhilfen und die Ausprägung eines hinkenden Gangbildes eine große Rolle. Aber auch die Frage, ob die Patienten/-innen den öffentlichen Verkehr nutzen können, oder wie gut sie Treppen steigen, Schuhe binden und sitzen können, werden in die Bewertung mit einbezogen. Ergänzt werden diese Punkte durch Aussagen über hüftassoziierte Deformitäten, wie Kontrakturen oder Beinlängendifferenzen. Eine detaillierte Beschreibung des Harris-Hip Scores befindet sich im Anhang.

In der vorliegenden Arbeit wurden die einzelnen Bereiche des genannten Score-Systems nach inhaltlichen Gesichtspunkten in vier verschiedene Kategorien gruppiert. Während die vom Patienten empfundenen Schmerzen und das evtl. durch Schmerzen eingeschränkte Sitzen eine eigene Kategorie ausmachte, wurden der Bezeichnung „Beweglichkeit“ die gemessenen Freiheitsgrade (ROM) und das Schuhe Schnüren untergeordnet. Die Punkte Gehleistung, benötigte Gehhilfen, das Gangbild und die Fähigkeit Treppen zu steigen wurden mit der Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen in der Kategorie „Mobilität“ zusammengefasst. Die vierte Gruppe mit der Bezeichnung „Deformität“ beinhaltete die Beinlängendifferenzen und etwaige Kontrakturen des betroffenen Hüftgelenkes.

Da die maximal erreichbare Punktzahl in einzelnen Teilbereichen variiert, ergibt sich folgende Gewichtung. Mit 44 möglichen Punkten stehen die von dem/ der Patient/-in empfundenen Schmerzen an erster Stelle. Danach folgen mit jeweils 11 Punkten die Gehleistung, das Gangbild und möglicherweise benötigte Gehhilfen. Für ein komplett freies Gelenkspiel werden fünf Punkte vergeben. Maximal vier Punkte können für das problemfreie Sitzen, Treppensteigen und Schuhe schnüren erreicht werden. Gleichviele Punkte werden vergeben, wenn im betroffenen Gelenk keine Kontraktur vorliegt. Für die Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen wird maximal ein Punkt berechnet. Insgesamt ergibt sich daraus ein maximal erreichbarer Gesamtscore von 100. Anhand dieses Summenwertes wurden die Patienten/-innen wie folgt bewertet:

1. Sehr gut: 90-100 Punkte
2. Gut: 89 – 80 Punkte
3. Befriedigend: 70 – 79 Punkte
4. Unbefriedigend: weniger als 70 Punkte.



**Abbildung 14: Präoperativ erfasster Harris Hip Score in Prozent (blau) der maximal erreichbaren Punktzahl (hellblau).**

Berechnet man die jeweiligen Mittelwerte für die genannten Faktoren des HHS, so zeigt sich, dass insbesondere die Schmerzen präoperativ relativ stark ausgeprägt waren. Der Mittelwert lag hier bei 12,64 von 44 möglichen Punkten (SD: 5,36). Aus der Gruppe, in der maximal 11 Punkte erreicht werden konnten, war das Gangbild im Durchschnitt am stärksten beeinträchtigt und wies einen mittleren Punktwert von 4,89 (SD: 3,27) auf. Aber auch die Gehleistung wurde durch die verschiedenen Hüftgelenkserkrankungen stark reduziert. Hier lag der Mittelwert bei 5,15 (SD: 2,30). Nur geringgradig besser waren die präoperativ erfassten Daten bezüglich der benötigten Gehhilfen. Mit einem Wert von 6,46 (SD: 3,51) wurden hier im Mittel 43% der maximalen Punktezahl erreicht.

Unter den Faktoren, für welche von Harris maximal vier Punkte vorgesehen waren, zeigte sich die größte Beeinträchtigung beim Treppensteigen (MW: 1,64; SD: 0,63). Eine vergleichbare Beeinträchtigung fand sich jedoch auch in der Fähigkeit des Schuhschnürens (MW: 1,98; SD: 0,43). Hier konnten nur 50% der maximalen Punkte erzielt werden. Die Sitzdauer in Abhängigkeit von der Stuhlhöhe war aus dieser Gruppe am geringsten beeinträchtigt. Der mittlere Punktwert lag hier bei 2,11 (SD: 0,65).

Veränderungen in der physiologischen Gelenkstellung (Kontrakturen) fanden sich im untersuchten Patientenkollektiv vergleichsweise selten, so dass hier mit einem Mittelwert von 3,81 (SD: 0,46) über 90% des möglichen Punktwertes erreicht wurde. Da ein Großteil der präoperativ untersuchten Patienten/-innen auch in der Lage war, öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen, wurde in 96 von 110 unter-

suchten Hüftgelenken der hierfür vorgesehene Punkt vergeben (MW: 0,87; SD: 0,33).

Basierend auf dem oben genannten Bewertungssystem zeigt sich, dass alle untersuchten Hüftgelenke präoperativ mit „unbefriedigend“ zu bewerten waren.

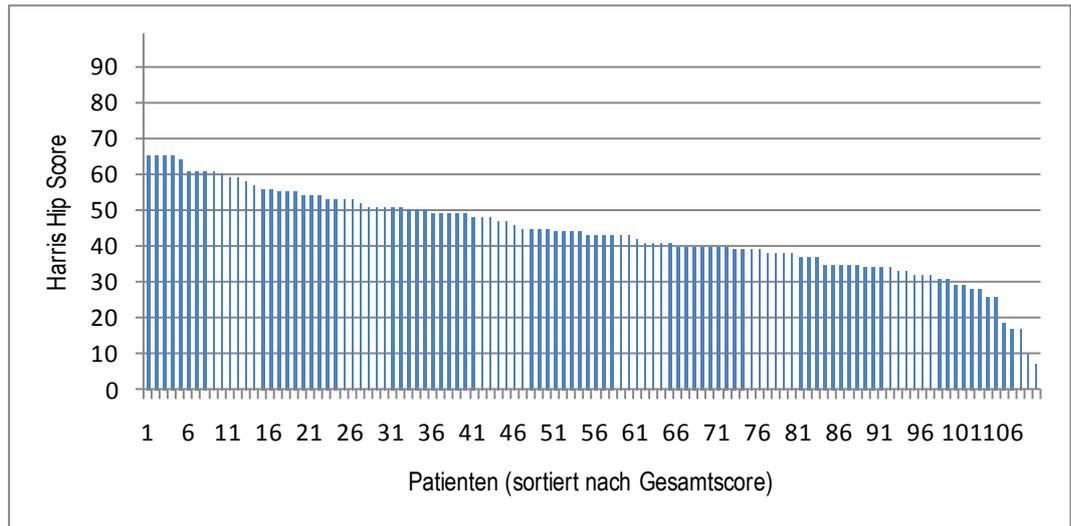


Abbildung 15: Präoperativ erfasster Harris Hip Score

### 2.5.10.1 Schmerzen

Der oben angegebene Mittelwert für die präoperativ empfundenen Schmerzen ergibt sich aus folgender Verteilung:

Tabelle 8: Präoperativ empfundenen Schmerzen

| Schmerzausprägung                 | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-----------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Keine Schmerzen                   | 0                 | 0%                                    |
| Gelegentlich leichte Schmerzen    | 0                 | 0%                                    |
| Leichte Schmerzen                 | 0                 | 0%                                    |
| Mäßige Schmerzen                  | 34                | 30,9%                                 |
| Starke Schmerzen                  | 71                | 64,55%                                |
| Sehr starke Schmerzen/ Gehunfähig | 5                 | 4,55%                                 |

Dies zeigt, dass bei allen operierten Patienten vor der Operation mindestensmäßige Schmerzen vorlagen. Bei mehr als zwei Drittel (69,1%) der operierten Hüftgelenke fanden sich starke bis sehr starke Schmerzen.

Bei fast allen Patienten war die Zeit, die sie maximal auf einem Stuhl sitzen konnten auf eine halbe Stunde reduziert und bei drei von diesen war dies sogar unab-

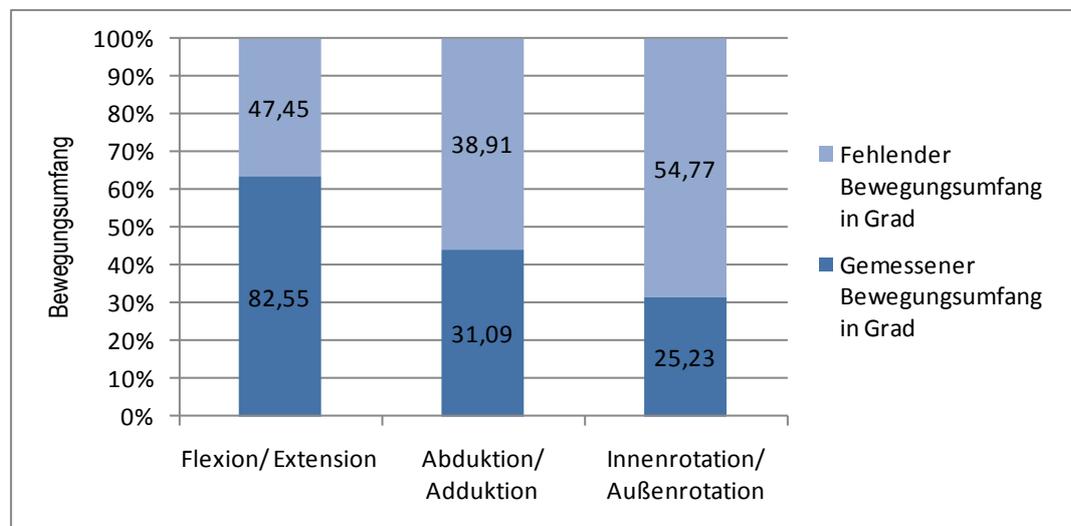
hängig von der jeweiligen Stuhlhöhe. Nur bei neun Patienten war präoperativ unabhängig von der Stuhlhöhe die Sitzdauer nicht eingeschränkt.

**Tabelle 9: Präoperative Beeinträchtigung des Sitzens**

| Sitzen  | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|---|-------------------|---------------------------------------|
| Länger als 1h, unabhängig von der Höhe des Stuhls   | 9                 | 8,18%                                 |
| Ca. ½ h nur auf hohen Stühlen                       | 98                | 89,09%                                |
| Weniger als ½ h, unabhängig von der Höhe des Stuhls | 3                 | 2,73%                                 |

### 2.5.10.2 Beweglichkeit

Der Bewegungsumfang der betroffenen Hüftgelenke wurde präoperativ unter Anwendung der Neutral-0-Methode erfasst und dokumentiert. Dabei wurden alle drei Freiheitsgrade des Hüftgelenkes berücksichtigt. Bildet man die Mittelwerte aus den gemessenen Winkelgraden, so ergeben sich folgende Werte für das Bewegungsspiel: In der Flexion/Extension erreichten die Patienten/-innen 82,55° (SD: 25,07), in der Abduktion/Adduktion 31,09° (SD: 15,18) und in der Rotation 25,23° (SD: 16,43). Vergleicht man diese Werte mit denen in der Literatur üblicherweise angegebenen Bewegungsumfängen (Flexion/Extension: 140°; Abduktion/Adduktion: 70°; Innenrotation/Außenrotation.: 80°), dann ergibt sich eine mittlere Bewegungseinschränkung von ca. 47,45° in der Beuge- und Streckbewegung, von 38,91° in der Ab- und Adduktion, sowie 54,77° in der Innen- und Außenrotation bei der präoperativen Untersuchung.



**Abbildung 16: Präoperativ erfasster Bewegungsumfang**

Wie schwer es den Patienten fiel ihre Schuhe zu binden, wurde ebenfalls der Kategorie Beweglichkeit untergeordnet. Die dafür nötige intensive Ventralflexion im Hüftgelenk wurde von den Patienten 105-mal als schwerfällig bewertet. Nur in zwei Fällen war die präoperative Beweglichkeit so gering beeinträchtigt, dass die Patienten ihre Schuhe problemfrei schnüren konnten. Drei der betroffenen Hüften behinderten die Patienten so stark, dass das Binden der Schuhe unmöglich war.

**Tabelle 10: Präoperative Beeinträchtigung des Schuhebindens**

| Schuheschnüren             | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|----------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Ohne Probleme möglich      | 2                 | 1,82%                                 |
| Schwierig                  | 105               | 95,45%                                |
| Kein Schuhschnüren möglich | 3                 | 2,73%                                 |

### 2.5.10.3 Mobilität

Im Folgenden werden die einzelnen Aspekte des Harris-Hip-Scores besprochen, welche Aussagen über die Mobilität der Patienten machen. Dazu gehören nach der vorgenommenen Einteilung (s.o.) die Gehleistung, benötigte Gehhilfen, das Gangbild und die Fähigkeit Treppen und öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen. Die Verteilung der jeweiligen Merkmalsausprägungen im untersuchten Patientenkollektiv ist den folgenden Tabellen zu entnehmen.

**Tabelle 11: Präoperativ verwendete Gehhilfen**

| Gehhilfe                        | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|---------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Ohne                            | 32                | 29,09%                                |
| Ein Stock bei längeren Strecken | 26                | 23,64%                                |
| Ein Stock ständig               | 17                | 15,45%                                |
| Eine Unterarmgehstütze          | 23                | 20,91%                                |
| Zwei Stöcke                     | 0                 | 0%                                    |
| Zwei Unterarmgehstützen         | 12                | 10,91%                                |

Circa ein Drittel (29,09%) der Patienten brauchte präoperativ keine Gehhilfe. Fast jeder Vierte (23,64%) nutzte hingegen einen Stock bei längeren Strecken und 15,45% der Patienten nahm ihn, unabhängig von der Gehdistanz, zur ständigen Unterstützung mit. Die einseitige Nutzung einer Unterarmgehstütze wurde vor dem Gelenkersatz von jedem fünften Patienten (20,91%) in Anspruch genommen.

men, wohingegen nur jeder Zehnte (10,91%) zwei Unterarmgehstützen benötigte.

**Tabelle 12: Präoperative Beeinträchtigung des Gangbildes**

| Hinken          | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-----------------|-------------------|---------------------------------------|
| Kein Hinken     | 7                 | 6,36%                                 |
| Leichtes Hinken | 27                | 24,55%                                |
| Mäßiges Hinken  | 49                | 44,55%                                |
| Starkes Hinken  | 27                | 24,55%                                |

Nur bei sieben (6,36%) der pathologisch veränderten Hüftgelenke fand sich keine Beeinträchtigung des Gangbildes. In 27 weiteren Fällen (24,55%) zeigte sich ein leichtes Hinken. Die übrigen Hüftgelenke (n=76) wiesen ein mäßiges (44,55%) oder starkes (24,55%) Hinken auf.

**Tabelle 13: Präoperative Beeinträchtigung der Gehleistung**

| Gehleistung | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-------------|-------------------|---------------------------------------|
| Unbegrenzt  | 3                 | 2,73%                                 |
| Ca. 600m    | 25                | 22,73%                                |
| 200m – 300m | 58                | 52,73%                                |
| Nur im Haus | 22                | 20%                                   |
| Gehunfähig  | 2                 | 1,82%                                 |

Die maximale Gehdistanz war im untersuchten Patientenkollektiv nur bei drei (2,73%) der erkrankten Hüften unbegrenzt. Circa 600 m Wegstrecke konnte in 22,73% der Fälle zurückgelegt werden. Etwas mehr als die Hälfte (52,73%) der Hüfterkrankungen beeinträchtigte die Gehleistung so stark, dass die maximale Gehleistung auf 200-300 m reduziert wurde; jeder fünfte Patient (20%) konnte sich aufgrund seiner Hüftbeschwerden nur im Haus bewegen.

Zwei der untersuchten Patienten (1,82%) waren vor der Operation komplett gehunfähig.

**Tabelle 14: Präoperative Beeinträchtigung des Treppensteigens**

| <b>Treppensteigen</b>       | <b>Anzahl der Hüften</b> | <b>Anteil am gesamten Patientenkollektiv</b> |
|-----------------------------|--------------------------|--|
| Normal, ohne Geländer       | 2                        | 1,82%  |
| Normal, mit Geländer        | 67                       | 60,91%                                       |
| Schwierig                   | 38                       | 34,55%                                       |
| Kein Treppensteigen möglich | 3                        | 2,73%  |

Die für die Mobilität und Unabhängigkeit des Patienten ebenfalls für den Alltag sehr wichtige Fähigkeit Treppenstufen zu bewältigen, wurde vor der Operation in nur zwei Fällen (1,82%) als normal (ohne Geländer) bewertet. Die Zuhilfenahme des Geländers war in 67 Fällen (60,91%) notwendig, um die Treppenstufen zu überwinden. 38mal wurde das Treppensteigen von den Patienten als schwierig empfunden. In drei Fällen (2,73%) war die Nutzung der Treppen gar nicht möglich.

**Tabelle 15: Präoperative Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen**

| <b>Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel</b> | <b>Anzahl der Hüften</b> | <b>Anteil am gesamten Patientenkollektiv</b> |
|--|--------------------------|--|
| Ein-/ Aussteigen möglich                   | 96                       | 87,27%                                       |
| Ein-/ Aussteigen nicht möglich             | 14                       | 12,73%                                       |

Die Frage, ob die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel trotz Beschwerden möglich ist, wurde von den Patienten 96mal (87,27%) mit ja und 14-mal mit nein (12,73%) beantwortet.

#### **2.5.10.4 Deformitäten**

Unter den Patienten fanden sich präoperativ nur selten Kontrakturen oder Beinlängendifferenzen. Insgesamt waren diese irreversiblen Bewegungseinschränkungen bzw. Asymmetrien nur bei 18 untersuchten Hüftgelenken präsent. Bei diesen handelte es sich im Einzelnen um vier Adduktions-, acht Rotations- und vier Beugekontrakturen sowie drei Beinlängendifferenzen von mehr als drei Zentimetern.

Tabelle 16: Kontrakturen und Beinlängendifferenzen

| Deformität                         | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|------------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Fixierte Adduktionskontraktur >10° | 4                 | 3,67%                                 |
| Fixierte Rotationskontraktur >10°  | 8                 | 7,27%                                 |
| Fixierte Beinlängendifferenz >3cm  | 3                 | 2,73%                                 |
| Fixierte Beugekontraktur           | 4                 | 3,67%                                 |

## 2.6 Operation

### 2.6.1 Präoperative Planung

Zu den primären Zielen in der anatomischen Rekonstruktion des Hüftgelenks zählen eine stabile Artikulation bei maximaler Bewegungsfreiheit, die Wiederherstellung der biomechanischen Voraussetzungen einer muskulären Vorspannung und der Ausgleich möglicher Beinlängendifferenzen und Rotationsfehlern. Da das Erreichen dieser Ziele eine präzise präoperative Planung verlangt, wurde in allen Fällen eine genaue röntgenologische Analyse der Hüfte durchgeführt, in deren Ablauf insbesondere auch der Vergleich mit der kontralateralen Seite mit einbezogen wurde.

Bei den AP-Hüftaufnahmen wurde darauf geachtet, dass die Patienten eine Innenrotation von 15° in den unteren Extremitäten einnahmen, um so wohl den Hüftkopf, als auch den Schenkelhals parallel zur koronalen Ebene zu positionieren. Die bei fixierter Außenrotation im AP-Röntgenbild auftretende Stauchung der tatsächlichen Lateralisation wurde im Rahmen der präoperativen Planung bei der Wahl des benötigten Offsets berücksichtigt.

Für die Bestimmung der zu implantierenden Schaftgröße wurde in allen Fällen Röntgenschablonen verwendet, welche auf die anterior-posteriores- und lateralen Röntgenaufnahmen aufgelegt werden können. Diese Schablonen wurden von den Prothesenherstellern in den jeweiligen Größenabstufungen der Implantate zur Verfügung gestellt. Um den Vergrößerungsfaktor zu berücksichtigen, der bei den Röntgenaufnahmen durch den Film-Fokusabstand entsteht, liegt der Maßstab dieser Folien bei 1:1,15.

Die Planung begann mit der Feststellung der femoralen Markraumweite an drei verschiedenen Stellen um den erforderlichen distalen Schaftdurchmesser zu bestimmen. Anschließend folgte die Ermittlung der geeigneten Halslänge, wobei

aus biomechanischer Sicht, wie oben erwähnt, versucht wurde, eine optimale Gelenkpositionierung zu erzielen. Auch eine angestrebte Beinlängenveränderung wurde bei diesem Schritt berücksichtigt. Danach schloss sich die Wahl der Hülsengröße an, welche aufgrund der meist querovalen Femurform mithilfe eines lateralen Röntgenbildes bestimmt wurde. Sobald die Hülsenkonfiguration fest, konnte aus der Planung die Resektionshöhe des Schenkelhalses abgelesen werden, da diese mit der Oberkannte der Hülse zusammenfällt.

Die Planung der künstlichen Hüftpfanne wurde ebenfalls mit den oben beschriebenen Schablonen durchgeführt. Teil dieser Planung war die Bestimmung der geeigneten Pfannengröße durch Abgleich mit den anatomischen Gegebenheiten und die Ermittlung der optimalen Pfannenposition. Bei diesem Schritt war darauf zu achten, dass der tiefste Punkt der Pfanne auf einer Ebene mit dem Unterrand der Tränenfigur lag und dass es sich beim periprothetischen Gewebe um intakten Knochen handelte. Über die Ermittlung der Implantatgröße konnte darüber hinaus die Größe der letzten Raspel abgeschätzt werden, welche intraoperativ vermutlich zum Einsatz kommen würde.



**Abbildung 17: Präoperative Planung der Hüftpfanne mit Hilfe von Röntgenschablonen (35)**

### 2.6.2 Instrumentarium

Das Präparations- und Implantationsinstrumentarium für die Hüftpfanne bestand aus folgenden Komponenten:

1. Quickset-Acetabulum-Fräerschaft (Hudson-Anschluss)
2. Nach Größe abgestufte Fräskörbe (Quickset – Acetabulum – Fräskörbe)
3. Pfanneneinschläger mit Metallgriff, gerade
4. Universal PE – Einschläger
5. Probeinlay (Duraloc® - Testinlay mit Gewinderschaft)
6. Probepfannen (Duraloc® - Größentester)
7. Ausrichtungshilfe (Duraloc® - Acetabulum – Ausrichtungslehre)
8. Sechskant – Schraubendreher mit Kardangelen
9. Schraubenhalteklappen
10. APEX-Lochverschluss
11. Duraloc® - Tiefenmesslehre

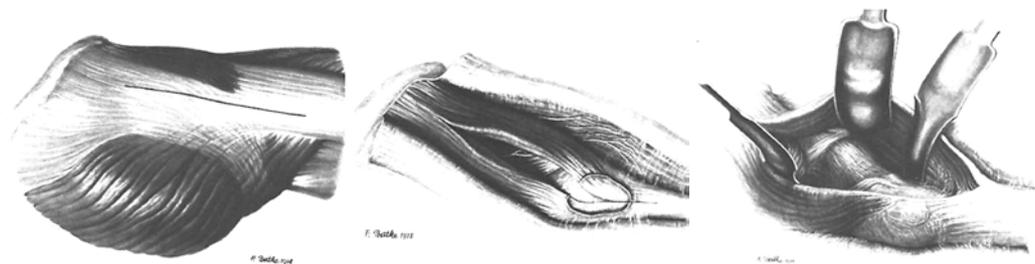
Das Präparations- und Implantationsinstrumentarium für den Schaft bestand aus folgenden Komponenten:

1. Nach Größe abgestufte distale und proximale Fräser
2. Verschiedene Probeschäfte, Probehülse, Probehülsen und Probeköpfe
3. Verschiedene Konusgrößen für die einzelnen Probeschäfte
4. Einschlaginstrument zur Implantation der Hülse (S-ROM® - Hülsenimpaktor)
5. S-ROM® -Pin-Einschläger
6. Einschlaginstrument zur Implantation des Prothesenschaftes (S-ROM® - Schaftimpaktor)
7. S-ROM®-Hudson Verlängerung und Adapter von Zimmer auf Hudson
8. S-ROM® - Femurresektionsschablone
9. Vorbohrer
10. Kastenmeißel
11. Verschiedene Kalkar-Fräser
12. S-ROM®-Fräsrahmen und Fräsgehäuse
13. Kugelextraktor
14. S-ROM® Schaft/ Hülsentrenner
15. Verschiedene Ausschlaginstrumente (S-ROM® Schaftausschläger, S-ROM® Probierhülseauschläger)

Sowohl für die Implantation der Hüftpfanne, als auch für den Prothesenschaft kamen eine oszillierende Säge mit verschiedenen Sägeblättern und eine Bohrmaschine und die dazu gehörende Bohrhülse (3,8 mm) und ein Bohreinsatz (3,8 mm) zur Anwendung.

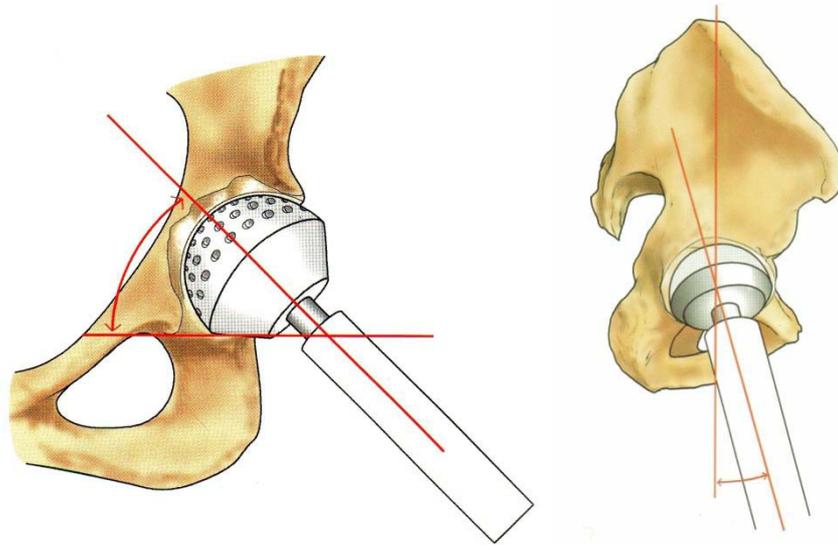
### 2.6.3 Operationstechnik

Bei allen Patienten/ -innen wurde der anterolaterale Zugang nach Bauer (8) gewählt. Die Operationen erfolgten in Rückenlage. Nach Freipräparation und Mobilisation des Tractus iliotibialis, welcher beginnend von kranial der Trochanter major-Spitze inzidiert wurde, schloss sich die Darstellung des proximalen Anteils des M. vastus lateralis an.



**Abbildung 18: Anterolateraler Zugang nach Bauer. Incision der fascia lata (links), Separation von glutealer- und Vastus-Muskulatur (mitte), Darstellung des Hüftgelenkes (rechts). (8)**

Anschließend wurde die Gelenkkapsel entlang des Schenkelhalses freipräpariert, in Längsrichtung gespalten und dann reseziert. Es folgte die Hüftgelenkluxation und die Schenkelhalsosteotomie kurz oberhalb des Trochanter minor und die Lagerung der betroffenen Extremität in Außenrotation und Adduktion. Danach wurde eine Synovektomie bis zur Psoassehne durchgeführt und eine Entfernung von acetabulärem Weichteil- und Labrumgewebe sowie Osteotomie und Resektion von funktionsbehindernden Pfannenrandosteophyten vorgenommen. Das Acetabulum wurde dann, mit dem kleinsten Fräskopf (Durchmesser: 42 mm oder alternativ 44 mm) beginnend, in 45° Abduktion (Sagittalebene) und 15°-20° Anteversion (Transversalebene) aufgefräst (siehe Abbildung 19). Dieser Vorgang wurde mit schrittweise größeren Fräsern durchgeführt, bis sich gesunder, blutender subchondraler Knochen darstellt. Um ein optimales Press-Fit zu erzielen wurde das Acetabulum 2 mm kleiner aufgefräst, als die später einzusetzende Pfanne.



**Abbildung 19: Einbringen der Fräße in 45° Inklination (links) und 15°-20° Anteversion (rechts) (34)**

Anschließend wurde eine Probeprotthese eingebracht, um Stabilität und Position zu überprüfen. Hierbei sollte die Position der Pfanne nur noch geringgradig manuell veränderbar sein und deren Unterrand auf Höhe der Grundlinie der Tränenfigur I liegen. Bei zufriedenstellendem Ergebnis, nach manueller Überprüfung, wurde im Austausch die Duraloc®-Pfanne eingesetzt und je nach Bedarf zusätzlich mit Spongiosa-Pfahlschrauben im Os ilium fixiert. Die eingebrachte Pfannengröße lag dabei 2 mm über dem Durchmesser der zuletzt verwendeten Pfannenraspel um einen optimalen Press-fit zu erzielen (s.o.).

Es folgte die Präparation des Femurs. Unter Verwendung des sogenannten Vorbohrers wurde dabei mit der Eröffnung des Markraumes begonnen. Um varische Fehlpositionierungen zu vermeiden wurde der Bohrer weit dorso – lateral ange-setzt werden. In einigen Fällen mit anatomischer Variation des proximalen Femurs, war es dafür notwendig, die Öffnung nach lateral zu erweitern. Schrittweise wird die Diaphyse bis zu der Bohrweite aufgefäest, die dem geplanten Schaftdurchmesser entspricht.

Im Anschluss folgte die Vorbereitung des metaphysären Knochens für das Einbringen der Prothesenhülse. Die Präparation des konischen Hülsenanteils und des Hülsenfortsatzes erfolgt dabei nacheinander. Zuerst wurde der konische Anteil und danach der Hülsenfortsatz vorbereitet. Da die Richtung, in welcher der Hülsenfortsatz implantiert wird, freige wählt werden kann, wurde er so positioniert, dass er einen bestmöglichen knöchernen Halt hatte.

War der proximale Femur präpariert, konnte die Probehülse eingebracht werden. Die Hülsenoberkante diente nun als Richtlinie für die endgültige Resektion, um so eine freie Einstellung der Rotation des Prothesenhalses zu ermöglichen. Bei unveränderter Anteversion des Prothesenhalses (entsprechend  $0^\circ$  im Verhältnis zum Prothesenschaft) kann auf den letzten Resektionsschritt verzichtet werden. Durch diese Hülse (sleeve) wurde dann eine den anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten entsprechende Probeprotthese eingeführt und nach Reposition auf Beweglichkeit geprüft. Bestanden bei der intraoperativen dynamischen Untersuchung des Hüftgelenkes trotz korrekter Implantatpositionierung Luxationstendenzen, konnten alternativ  $10^\circ$ - bzw.  $20^\circ$  Marathon<sup>TM</sup>-Pfanneninlays (siehe Tabelle 2) verwendet werden. Hierdurch kann über eine bessere Prothesenkopfüberdachung die Luxationsgefahr reduziert werden.

Bei sicherem Gelenkspiel wurde erneut luxiert und nach Entfernung der Probeimplantate die Originalprothese eingebracht. Zeigte auch diese nach Reposition keinerlei Luxationsgefährdung, erfolgte abschließend zur Verbesserung der muskulären Vorspannung, die Rekonstruktion der Vastus-Gluteus-Schlinge und danach ein schichtweiser Wundverschluss.

#### **2.6.4 Operateure**

Um den Einfluss der Operateure auf das kurz- und langfristige Operationsergebnis bestimmen zu können wurde allen Datensätzen die jeweiligen Kürzel der Operateure hinzugefügt.

Die Implantation der 110 Hüftendoprothesen wurde von sieben verschiedenen Operateuren durchgeführt, wobei sich 103 der Eingriffe auf drei Operateure verteilten.

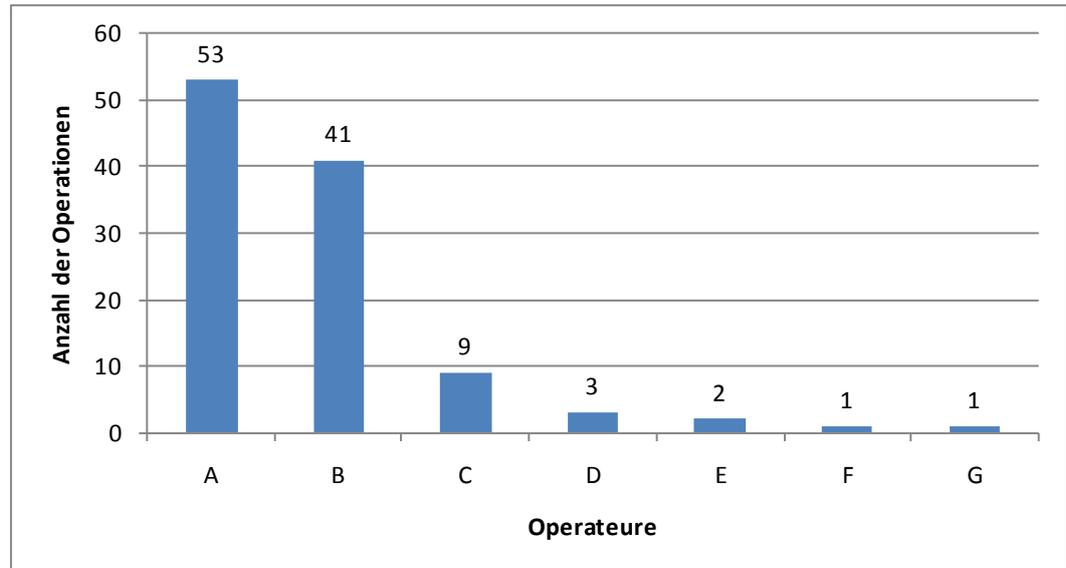


Abbildung 20: Verteilung der Eingriffe auf die Operateure

### 2.6.5 Autologe, heterotope Knochentransplantation (Knochenplastik)

Waren intraoperativ Knochenplastiken bei der Fixierung der Prothesenpfanne notwendig, wurden diese mit der jeweiligen Lokalisation (Pfannenboden/ Pfannendach) erfasst beschrieben. Insgesamt war in 58 Fällen eine Knochenplastik im Bereich des Acetabulums erforderlich. Davon wurden 50 im Bereich des Pfannendachs und vier am Pfannendach durchgeführt. Bei drei Operationen waren Knochenplastiken sowohl im Pfannendach, als auch im Pfannengrundbereich erforderlich.

Tabelle 17: Lokalisation der Knochenplastiken

| Lokalisation                 | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Pfannenboden                 | 50                | 45,45%                                |
| Pfannendach                  | 4                 | 3,64%                                 |
| Pfannenboden und Pfannendach | 3                 | 2,73%                                 |
| Sonstige                     | 1                 | 0,91%                                 |

### 2.6.6 Intraoperative Komplikationen

Die intraoperativen Komplikationen wurden aufgeteilt in solche die bei der Implantation der Pfanne auftraten und andere die prothesenschaftbezogen waren. Bei Ersteren wurde unterschieden zwischen:

- Press-fit nur schwer zu erzielen.
- Pfannenfissur.
- Pfannenfraktur.
- Sonstige.

104 der durchgeführten Operationen verliefen komplikationslos. In vier Fällen war eine elastische Verklemmung (press-fit) der Pfanne aufgrund einer Osteopenie oder von Knochendefekten im Bereich der acetabulären Zirkumferenz nur schwer zu erzielen und in je einem Fall kam es intraoperativ zur Pfannenfissur bzw. –fraktur, die jedoch ohne weitere operative Maßnahmen folgenlos ausheilte. Revisionen im Sinne einer Pfannenlockerung mussten nicht durchgeführt werden.

Bei den intraoperativen Komplikationen die den Prothesenschaft betrafen wurde eine vergleichbare Gliederung vorgenommen:

- Pass-Sitz (form fit) nur schwer zu erzielen.
- Schaftfissur.
- Schaftfraktur.
- Sonstige.

Bei zwei Operationen war der Pass-Sitz des Schaftes erschwert. Fissuren im proximalen Femur traten intraoperativ insgesamt sechsmal auf, während es bei keiner der 110 Hüftoperationen zu einer Fraktur des Oberschenkelknochens kam.

### 2.6.7 Blutverlust

Der intraoperative Blutverlust wurde aus den Anaesthesie - Operationsprotokollen übernommen und diese in Milliliter notiert (in Milliliter). Er lag im Mittel bei 636 cm<sup>3</sup> (SD: 331,7).

**Tabelle 18: Durchschnittlicher intraoperativer Blutverlust**

| <b>Blutverlust</b> | <b>cm<sup>3</sup></b> |
|--------------------|-----------------------|
| Durchschnittlich   | 636,4                 |
| Standardabweichung | 331,7                 |
| Min                | 100                   |
| Max                | 3000                  |

### 2.6.8 Sekundärimplantationen

Wenn es sich bei einer geplanten Operation nicht um eine Primärimplantation handelte, wurde dies vermerkt. Während es sich bei 107 (97,27%) der insgesamt 110 operierten Hüften um eine Primärversorgung handelte, wurde das Hüftgelenk in 3 Fällen (2,73%) sekundär nach auswärtiger Voroperation ersetzt.

Bei diesen Operationen handelte es sich einmal um einen Zustand nach Hüftluxation bei liegendem Oberflächenersatz mit postoperativer Femoralis- und Ischiadicusparese, einmal um eine Prothesenlockerung (Schaft und Pfanne) und einmal um einen Keramik-Kopfbruch mit Konusbeschädigung bei zementfreier Hüft-TEP.

## 2.7 Implantate

Bei allen untersuchten Patienten/ -innen wurde die folgende Prothesenkombination implantiert:

- zementfreier Prothesenschaft vom Typ S-ROM®,
- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Keramik-Kugelkopf,
- XLPE-Inlay vom Typ Marathon™,
- zementfreie Pfannenkomponente vom Typ Duraloc®

### 2.7.1 Pfannendurchmesser

Im vorliegenden Patientenkollektiv wurden neun verschiedene Pfannendurchmesser implantiert. Das Spektrum erstreckt sich somit, mit Ausnahme der Größe 64, über alle angebotenen Größenvarianten (siehe Tabelle 1, Abbildung 21). Die 52er Pfanne kam bei 34 der insgesamt 110 HTEPs zur Anwendung und stellt damit in dieser Gruppe die am häufigsten eingebrachte Pfanne dar. An zweiter und dritter Stelle folgen die Größen 54 mm (22 Implantate) und 48mm (21 Implantate). Die Pfannen mit einem Durchmesser von 50 mm (12 Implantate), 56 mm und 58 mm (je acht Implantate) wurden deutlich seltener implantiert. Größen über 60 mm machten zusammen nur fünf Prothesen aus, wobei die 64er Pfanne wie oben angedeutet nicht verwendet wurde.

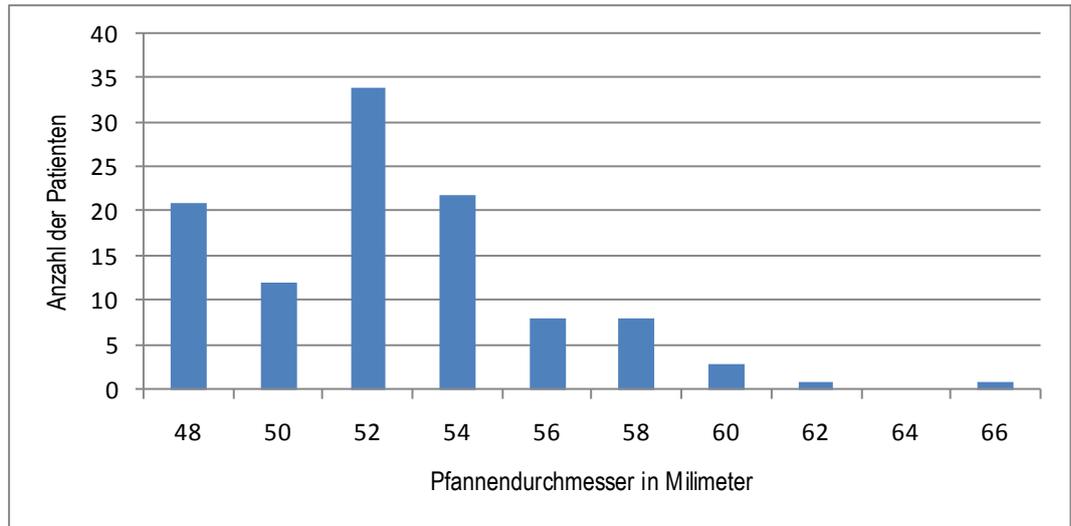


Abbildung 21: Verteilung der verschiedenen Pfannendurchmesser

### 2.7.2 Anteversion

Die Anteversionswinkel der Pfanneneingangsebene wurden dem Auswertungsdatensatz der Hip-Analysis-Suite Software von Martell entnommen. Hierbei zeigte sich, dass 97 der 110 Pfannen im empfohlenen Rotationswinkel von  $5^\circ$  -  $25^\circ$  (122) eingebracht werden konnten. Sechs Pfannen wiesen einen geringeren und sieben Pfannen einen größeren Winkel auf. Die größte Anteversion lag bei  $32^\circ$ , wohingegen die Pfanne mit dem geringsten Anteversionswinkel  $0,47^\circ$  aufwies. Der Mittelwert für die Anteversion lag bei  $17,27^\circ$  (SD: 6,11).

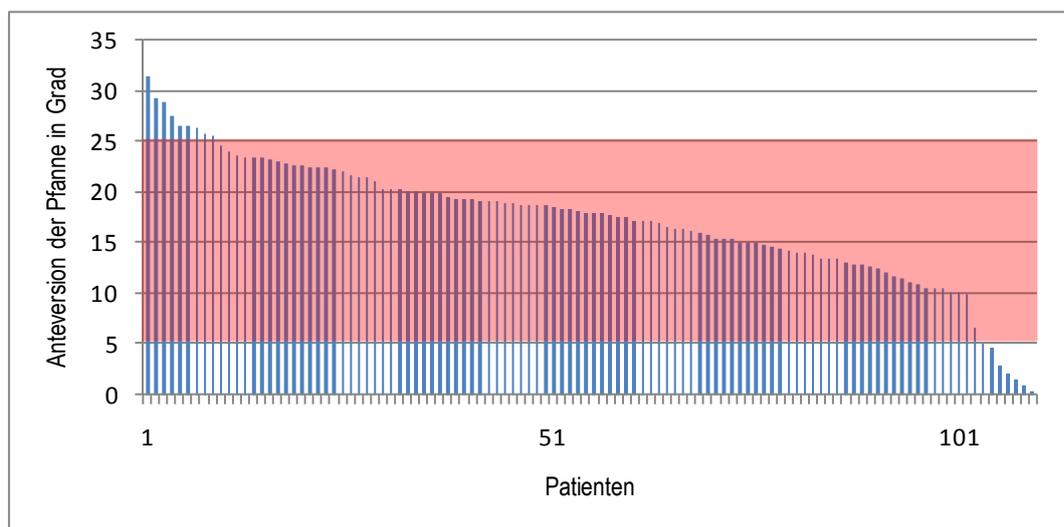


Abbildung 22: Anteversion der implantierten Hüftpfannen; empfohlene Inklination rot hinterlegt ( $5-25^\circ$ )

### 2.7.3 Inklination

Auch die Inklinationswinkel der Pfanneneingangsebene wurden dem Auswertungsdatensatz der Hip-Analysis-Suite Software von Martell entnommen. Dieser lag im Mittel bei  $38,42^\circ$  (SD:  $7,82$ , Min:  $16,71^\circ$ , Max:  $56^\circ$ ). Wird hier die in der Literatur empfohlene Inklination von  $40^\circ$  mit biangulärem Toleranzbereich von 10 Grad zugrunde gelegt (5; 96), so zeigt sich, dass 93 Pfannen in dieser Position implantiert wurden. Sieben der untersuchten Pfannen zeigten einen größeren und 10 Pfannen einen geringeren Inklinationswinkel.

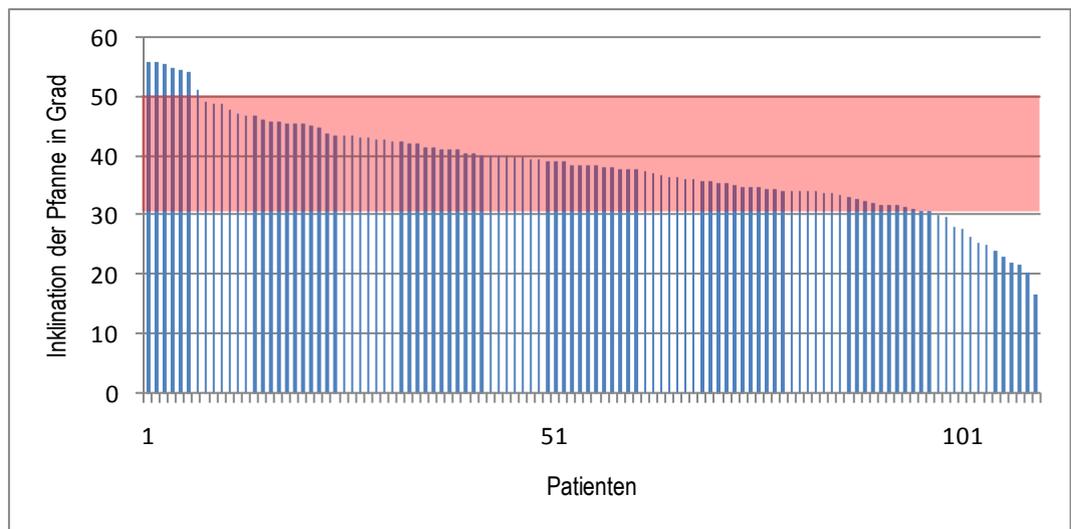


Abbildung 23: Anteversion der implantierten Hüftpfannen; Empfohlene Anteversion ( $40^\circ \pm 10^\circ$ ) rot hinterlegt

### 2.7.4 Schraubenanzahl

Bei allen untersuchten Hüftendoprothesen wurde die acetabuläre Komponente mit Hilfe von Pfahlschrauben zur Erhöhung der Primärstabilität im Os Ileum fixiert. Für die dominierende Mehrheit von 99 Patienten / -innen (90%) wurden zwei Schrauben für die Pfannenbefestigung eingebracht. In sieben Fällen (6%) reichte eine Schraube aus und bei vier (4%) Patienten/ -innen wurden drei Schrauben verwendet.

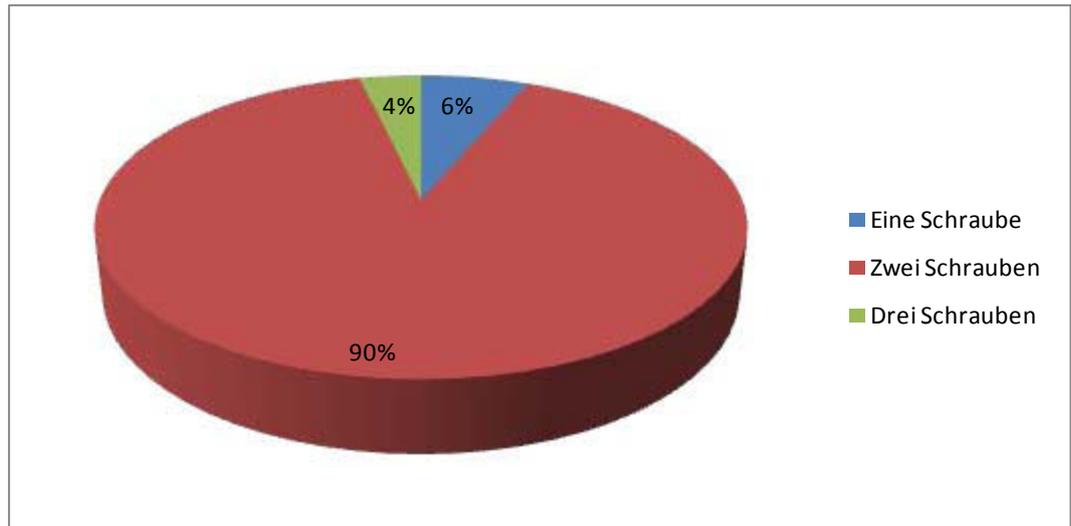


Abbildung 24: Anzahl der verwendeten Schrauben

### 2.7.5 Inlayform

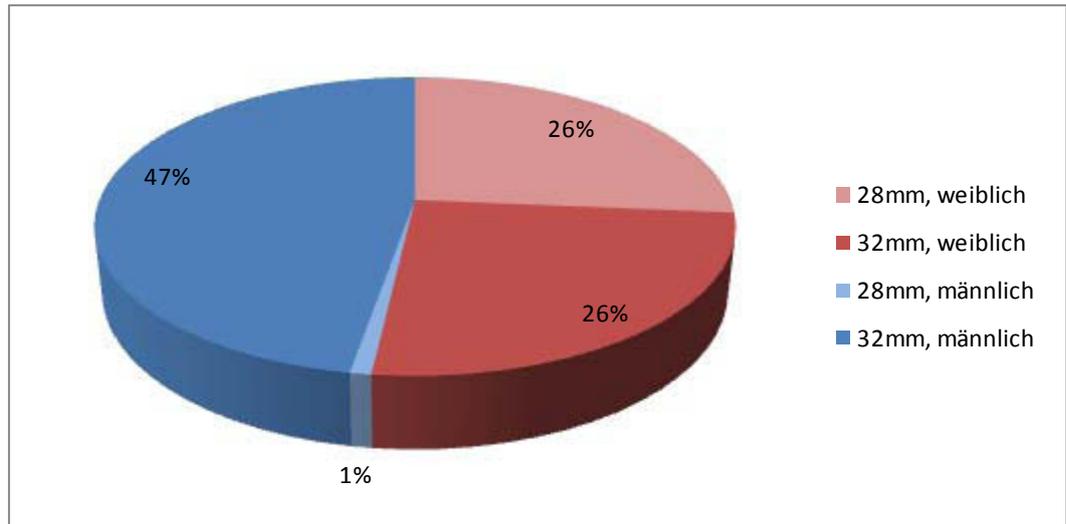
80 der 110 implantierten Marathon<sup>TM</sup>-Inlays waren von neutraler Form, während es sich in 30 Fällen um Inlays mit einer 10°-Randerhöhung („Lippe“) handelte. Die Nutzung eines 20°-Inlays war bei keiner der analysierten Patienten / -innen notwendig.

### 2.7.6 Prothesenkopfgröße

Von den insgesamt drei verfügbaren Prothesenkopfgrößen kamen zwei Varianten zur Anwendung. Dabei handelte es sich um die Durchmesser 28 mm und 32 mm, während der größte Prothesenkopf bei keinem/ keiner der operierten Patienten / -innen implantiert wurde. Laut Herstellerangaben beträgt der minimale Pfannendurchmesser, der zur Verwendung eines 32er Kugelkopfes eingesetzt werden darf 52 mm. Bei kleineren Pfannendurchmessern muss hingegen ein 28 mm Kugelkopf verwendet werden, da sonst aufgrund des dünnwandigen Polyethylens mit hohen Inlay-Verschleißraten gerechnet werden muss.

Der 32er Kopf wurde bei 73% (n = 80) und die kleinere Variante bei 27% (n = 30) der chirurgischen Eingriffe verwendet.

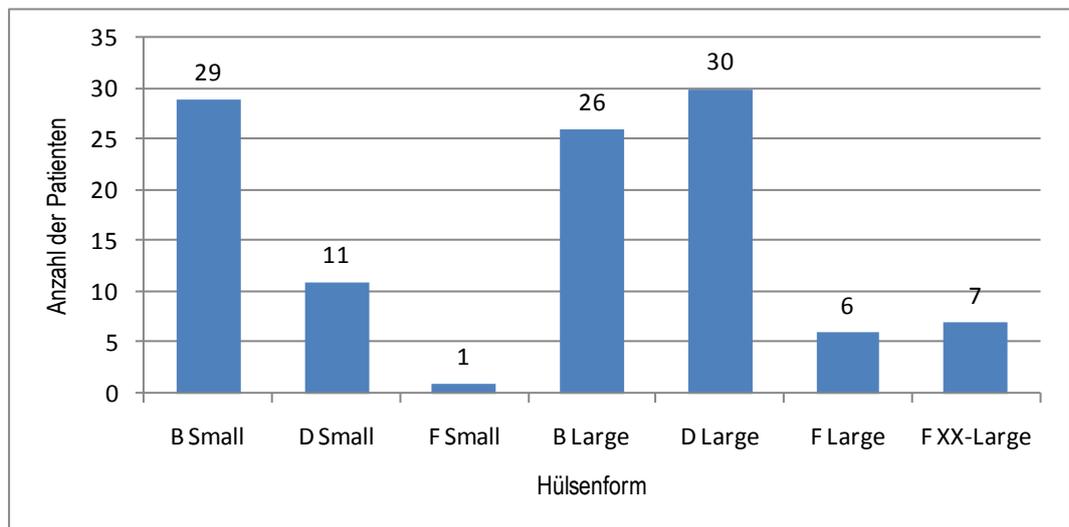
Während alle männlichen Patienten mit einer Ausnahme 32 mm-große Steckköpfe erhielten, entschied sich der Operateur aufgrund des kleineren Pfannendurchmessers bei den Frauen 29mal für die kleinere und 28mal für die größere Durchmesservariante.



**Abbildung 25: Größenverteilung der implantierten Prothesenköpfe in Abhängigkeit vom Geschlecht, bezogen auf 110 implantierte Prothesen.**

### 2.7.7 Hülsengröße und Hülsenform

Die am häufigsten implantierte Hülsenkonfiguration war mit 27% das Modell mit der Bezeichnung D Large, gefolgt von B Small und B Large. Zusammen machten diese drei Modelle 77% aller implantierten Hülsenformen aus. Die Hülsen D Small, F Large und F XX-Large wurden deutlich seltener verwendet und machten zusammen nur 22% aus. In einem einzigen Fall wurde die Hülse F Small verwendet. Bei allen Hülsen kam die „ZTT™ porous coated“ Version zum Einsatz.



**Abbildung 26: Verteilung der implantierten Hülsenkonfigurationen**

### 2.7.8 Schaftgröße

Bei 96,36% der implantierten Totalendoprothesen wurden Standardschaftlängen verwendet. Nur in vier Fällen war die Wahl einer Sondergröße in Form eines verlängerten Schaftes notwendig, um die gewünschte Stabilität zu erreichen, welche in der Kategorie „Sonstige“ zusammengefasst wurden.

Aus dem Sortiment der verschiedenen Schaftkonfigurationen mit einer Standardlänge wurden bis auf den 24x19 - Schaft alle Modelle angewandt. Die Variante mit einem proximalen Durchmesser von 18 mm und einem distalen von 13 mm (18x13) wurde insgesamt am häufigsten implantiert (n = 42). Annähernd gleich oft kam das Durchmesser Verhältnis von 16 mm proximal zu 11 mm distal zur Anwendung. Die Schaftgrößen 14 x 9 (n = 16) und 20 x 15 (n = 11) wurden dagegen deutlich seltener eingebracht.

In nur einer einzigen Modulzusammenstellung wurde der proximale Durchmesser von 22 mm gewählt (22x17).

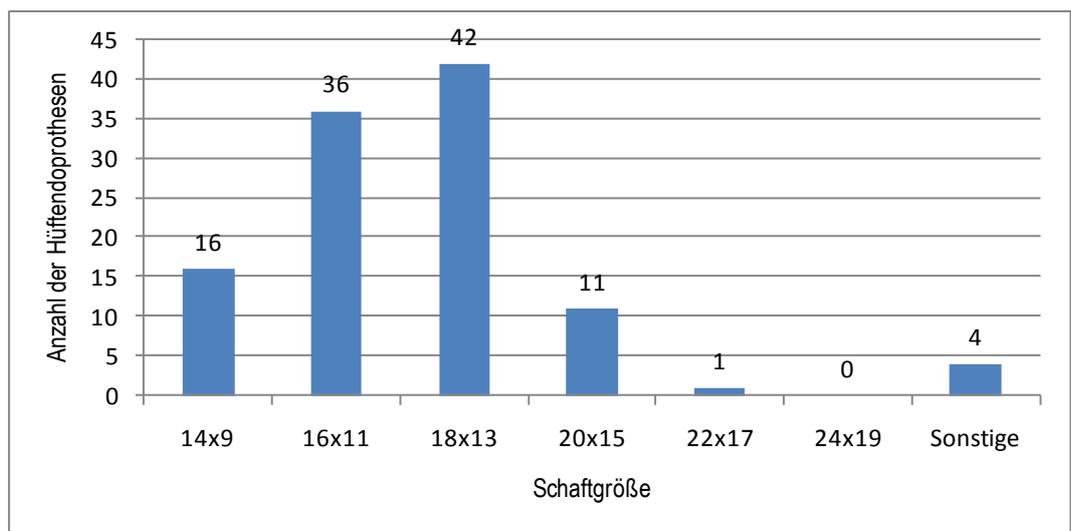


Abbildung 27: Verteilung der implantierten Schaftkonfigurationen

## 2.8 Postoperative Untersuchung

Bei Entlassung aus der stationären Behandlung folgte eine zweite Untersuchung. In diesem Rahmen wurde unter anderem abschließend die Wundheilung beurteilt und schriftlich festgehalten, wie die postoperative Entlastung des versorgten Hüftgelenkes zu gestalten war.

### 2.8.1 Wundheilung

Mit einer Ausnahme zeigten alle Hüftendoprothesen im post operativen Verlauf eine unauffällige Wundheilung. Bei der genannten Ausnahme handelte es sich um eine geringgradige und oberflächliche Wundheilungsstörung, die nach adäquater nicht-operativer Therapie schnell zur Abheilung gebracht werden konnte.

### 2.8.2 Entlastung

Es wurde dokumentiert wie lange und wie stark das operierte Bein nach dem Eingriff entlastet werden musste. Die post operativen Belastungsregime wurden dabei, wie in Tabelle 19 dargestellt, eingeteilt. Welche empfohlene Belastung von dem dargestellten Schema ab, wurde sie der ähnlichsten Kategorie zugeordnet.

Tabelle 19: Entlastung

| Entlastungsform                       | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|---------------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| 50% Entlastung für 6 Wochen           | 64                | 58,18%                                |
| 50% Entlastung für 12 Wochen          | 19                | 17,27%                                |
| Bodenkontakt ohne Belastung 6 Wochen  | 14                | 12,73%                                |
| Bodenkontakt ohne Belastung 12 Wochen | 10                | 9,09%                                 |
| Vollständige Entlastung 6 Wochen      | 3                 | 2,73%                                 |
| Vollständige Entlastung 12 Wochen     | 0                 | 0%                                    |

## 2.9 Klinische Nachuntersuchung

### 2.9.1 Nachuntersuchungszeitraum

Im Datenbanksystem (siehe Kapitel 2.5.1.2) wurden die Nachuntersuchungen der Patienten/ -innen zeitlich fünf verschiedenen Gruppen zugeordnet:

1. Postoperativ
2. Sechs Monate postoperativ
3. Zwölf Monate postoperativ
4. Zwei Jahre postoperativ
5. Vier Jahre postoperativ

Da die Patienten/ -innen nicht genau zu diesen Zeitpunkten untersucht wurden, sondern die Nachuntersuchungsabstände mehr oder weniger stark von den empfohlenen Zeiträumen abwichen war es notwendig, weiter gefasste Intervalle zu definieren.

Tabelle 20: Nachuntersuchungsintervalle

| Nachuntersuchung       | Von       | Bis       |
|------------------------|-----------|-----------|
| Postoperativ           | 5 Tage    | 42 Tage   |
| 6 Monate postoperativ  | 6 Wochen  | 8 Monate  |
| 12 Monate postoperativ | 8 Monate  | 16 Monate |
| 2 Jahre postoperativ   | 18 Monate | 38 Monate |
| 4 Jahre postoperativ   | 42 Monate | 51 Monate |

Die Analyse der vorliegenden Nachuntersuchungsgruppen ergab für den postoperativen Untersuchungszeitpunkt einen Mittelwert von 15,36 Tagen (SD: 6,54). Bei der angestrebten Nachuntersuchung „6 Monate postoperativ“ lag der Mittelwert bei 4,83 Monaten (SD: 2,22) und für die Nachuntersuchung „12 Monate postoperativ“ bei 12,19 Monaten (SD: 1,88). Die Mittelwerte für die beiden Langzeitnachuntersuchungen lagen bei 25,86 Monaten (SD: 5,04) und 46,84 Monaten (SD: 4,87).

Insgesamt ergibt sich daraus ein durchschnittlicher Nachuntersuchungszeitraum von 17,42 Monaten (SD: 13,38) für alle Patienten / -innen.

Als jeweils letztes „follow-up“ wurde die Untersuchung definiert, welche einen vollständigen Harris-Hip-Score aufwies. Spätere Wiedervorstellungen ohne Erfüllung dieses Kriteriums wurden in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt.

### 2.9.2 Harris-Hip-Score

Wie bei der oben beschriebenen präoperativen Eingangsuntersuchung, war der Harris-Hip-Score auch Bestandteil der einzelnen Nachuntersuchungen. Aufgrund der zum Teil sehr lückenhaften Dokumentation in Bezug auf dieses Bewertungssystem musste auf die jeweils letzte, gut dokumentierte Nachuntersuchung zurückgegriffen werden (siehe Kapitel 2.9.1).

### 2.9.3 Implantatabhängige Komplikationen

Alle aufgetretenen Komplikationen, welche auf die Prothese zurückzuführen waren, wurden im jeweiligen Nachuntersuchungsprotokoll dokumentiert. Um eine statistische Auswertung zu ermöglichen, erfolgte eine Einteilung in Gruppen:

- Schmerzen unklarer Genese.
- Fraktur Femur.
- Fraktur Acetabulum.
- Luxation Kopf.
- Septische Arthritis.

Implantatabhängige Komplikationen, die keiner der oben genannten Gruppen zugeordnet werden konnten, wurden in der Kategorie Sonstige zusammengefasst.

#### **2.9.4 Behandlung der Komplikationen**

Bei der Behandlung der implantatabhängigen Komplikationen wurden fünf definierte Vorgehensweisen unterschieden. Alle davon abweichenden Verfahren wurden der Gruppe „Sonstige“ zugeordnet:

- Konservativ.
- Austausch Inlay.
- Revision Schaft.
- Austausch Kopf.
- Revision Pfanne.
- Sonstige.

#### **2.9.5 Implantatunabhängige Komplikationen**

Für den Fall, dass ein Patient im Rahmen des Untersuchungszeitraumes versterben sollte, wurde dies den implantatunabhängigen Komplikationen zugeordnet und dementsprechend dokumentiert. Aber auch andere denkbare Komplikationen, welche nicht auf die Prothese zurückzuführen waren, wie beispielsweise ein Autounfall, fielen unter diese Kategorie.

### **2.10 Radiologische Nachuntersuchung**

Die radiologische Nachuntersuchung unterteilte sich in einen rein deskriptiven und einen normativ analysierenden Teil. Beide Verfahren wurden anhand digitalisierter Röntgenbilder vorgenommen. Alle Aufnahmen lagen dafür im sogenannten DICOM-Format vor. Bei diesem handelt es sich um einen offenen Standard zum Austausch von Bildinformationen. Neben den reinen Bilddaten werden eine Reihe weiterer Attribute gespeichert, welche die exakte Zuordnung des Röntgenbildes ermöglichen. So finden sich beispielsweise im Patienten-Modul alle den/ die Patienten/ -innen betreffende Informationen, wie die Identifikationsnummer, Name, Alter oder Geschlecht. Auch Informationen über das verwendete Röntgengerät

rät und die zugrunde liegende Bildqualität lassen sich aus dem Datensatz herauslesen.

Die Auflösung der digitalisierten Röntgenaufnahmen lag bei 2136 x 1760 Pixel mit einer Farbtiefe von 10 Bit. Dies entspricht einer Dateigröße von 7,135 MB. Alle weiteren Bildinformationen sind der Tabelle 21 zu entnehmen.

**Tabelle 21: DICOM – File Header (Auszug)**

| Tag Description                 | VR     | Length     | Value                             |
|---------------------------------|--------|------------|-----------------------------------|
| Source Application Entity Title | VR: AE | Length: 14 | Value: MagicView 300              |
| Study Date                      | VR: DA | Length: 8  | Value: 20060127                   |
| Acquisition Date                | VR: DA | Length: 8  | Value: 20060127                   |
| Study Time                      | VR: TM | Length: 14 | Value: 132052.100000              |
| Manufacturer                    | VR: LO | Length: 8  | Value: SIEMENS                    |
| Institution Name                | VR: LO | Length: 26 | Value: H.H.Univ.Duesseldorf Ortho |
| Referring Physician's Name      | VR: PN | Length: 0  | Value: <i>Anonymisiert</i>        |
| Manufacturer's Model Name       | VR: LO | Length: 16 | Value: DIGIS-CAN_2C_PLUS          |
|                                 | VR: LO | Length: 14 | Value: SPI RELEASE 1              |
|                                 | VR: LO | Length: 12 | Value: SIEMENS MED                |
|                                 | VR: LO | Length: 6  | Value: SIENET                     |
| Patient's Name                  | VR: PN | Length: 26 | Value: <i>Anonymisiert</i>        |
| Patient ID                      | VR: LO | Length: 8  | Value: <i>Anonymisiert</i>        |
| Patient's Birth Date            | VR: DA | Length: 8  | Value: <i>Anonymisiert</i>        |
| Patient's Sex                   | VR: CS | Length: 2  | Value: F                          |
| Contrast/Bolus Agent            | VR: LO | Length: 4  | Value: NONE                       |
| Body Part Examined              | VR: CS | Length: 0  | Value: BECKEN                     |
| Comments                        | VR: LO | Length: 8  | Value: post OP                    |
| Samples per Pixel               | VR: US | Length: 2  | Value: 1                          |
| Photometric Interpretation      | VR: CS | Length: 12 | Value: MONOCHROME2                |
| Image Dimensions                | VR: SS | Length: 2  | Value: 2                          |
| Rows                            | VR: US | Length: 2  | Value: 1760                       |
| Columns                         | VR: US | Length: 2  | Value: 2136                       |
| Pixel Spacing                   | VR: DS | Length: 8  | Value: 0.2\0.2                    |
| Image Format                    | VR: SH | Length: 4  | Value: RECT                       |
| Manipulated Image               | VR: LO | Length: 10 | Value: NO\ROTATE                  |
| Bits Allocated                  | VR: US | Length: 2  | Value: 16                         |
| Bits Stored                     | VR: US | Length: 2  | Value: 10                         |
| High Bit                        | VR: US | Length: 2  | Value: 9                          |
| Pixel Representation            | VR: US | Length: 2  | Value: 0                          |

VR = Value Representation; AE = Application Entity; DA = Date; TM = Time; LO = Long String (Zeichenkette von maximal 64 Zeichen); PN = Person Name (Zeichenkette von maximal 64 Zeichen)

### **2.10.1 Deskriptive Röntgenanalyse**

Im Rahmen der deskriptiven Röntgenanalyse wurden die Beckenübersichtsaufnahmen der Nachuntersuchungen mit dem unmittelbar postoperativen Bild verglichen. Für die Darstellung der DICOM Files wurde der Sante DICOM Viewer FREE (Version 1.1.7.) der Firma Santesoft verwendet.

Die Implantate und das umliegende Knochengewebe wurden dabei auf periprothetische acetabuläre und femorale Knochenveränderungen untersucht. Darüber hinaus wurden etwaige Lageveränderungen kontrolliert und das umliegende Weichteilgewebe in Bezug auf periartikuläre heterotope Ossifikationen begutachtet.

#### **2.10.1.1 Hypertrophie**

Veränderungen der Knochenstruktur im Sinne einer Knochenneubildung oder einer Verdichtung der Trabekelstruktur, als Zeichen einer erhöhten mechanischen Belastung, wurden anhand standardisierten anterior–posterior-Beckenübersichtsaufnahmen bestimmt.

Die Beschreibung der Veränderungen im Schaftbereich orientierte sich dabei an den von Gruen (66) beschriebenen Zonen. Diese Gliederung des periprothetischen femoralen Knochens in sieben Regionen (siehe Abbildung 28) ermöglicht eine präzise Angabe der Lokalisation von strukturellen Auffälligkeiten.

Für die Beschreibung von Strukturveränderungen im acetabulären Bereich wurde die Einteilung nach De Lee und Charnley (31) verwendet. Hierbei wird die Pfanne in drei Bereiche eingeteilt (siehe Abbildung 28) die ebenfalls einer genaueren Ortsbestimmung dienen.

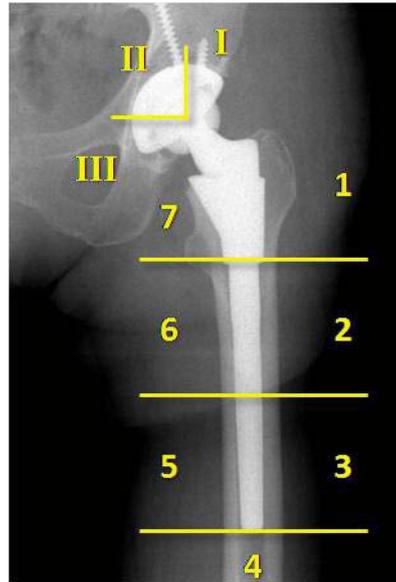


Abbildung 28: Gruen Zonen und acetabuläre Einteilung nach De Lee und Charnley

### 2.10.1.2 Atrophie

Um weitere Rückschlüsse auf eine prothesenbedingte Veränderung der lokalen Kraftverteilung im Knochengewebe zu ermöglichen, wurden neben der oben genannten Sklerose- und Knochenneubildungen auch atrophische Prozesse berücksichtigt. Hierfür wurden die einzelnen Röntgenbilder auf Bereiche mit erhöhter Transparenz (Osteopenie) untersucht und mit dem unmittelbar postoperativ aufgenommenen Bild verglichen.

Bei Auffälligkeiten der periprothetischen Knochenmineralisation im Sinne einer Osteopenie wurden diese zur Dokumentation den jeweiligen Grünzonen oder den drei acetabulären Bereichen zugeordnet.

### 2.10.1.3 Lysesäume

Um die femorale und acetabuläre Osteointegration zu beurteilen wurden die Röntgenbilder der Nachuntersuchung auf mögliche Lysesäume untersucht. Für diese Begutachtung der Knochen-Implantat-Grenze wurde die gesamte Zirkumferenz des Prothesenschaftes und der Pfanne auf bandförmige Transparenzveränderungen überprüft und den bereits beschriebenen femoralen und acetabulären Zonen zugewiesen.

Die Beurteilung der Relevanz für die Stabilität der Prothese folgte in einem weiteren Schritt (siehe Kapitel 2.10.1.5).

#### **2.10.1.4 Lokale Osteolysen**

Die radiologische Beschreibung lokaler Osteolysen im Bereich des Prothesenschaftes und der Pfanne wurde ebenfalls anhand der Einteilung von DeLee u. Charnley vorgenommen (s.o.) und die Verteilung entsprechend der vorgegebenen Zonen durchgeführt.

#### **2.10.1.5 Pfannenintegration**

Anhand der beobachteten Ausprägung von Lysesäumen (siehe 2.10.1.3) wurde in diesem Schritt die Bedeutung für die knöcherne Integration bzw. Stabilität der Pfanne beurteilt. Dazu wurden die Veränderungen in drei Gruppen eingeteilt:

- **optimal** (keine Lysesäume bzw. stabile Lyse in einer Zone, keine Lageveränderung)
- **stabil** (Lysen oder Säume in 2-3 Zonen, aber keine Änderung der Lage seit der letzten Kontrolluntersuchung)
- **instabil** (progressive Lyse oder Lysesäume in 2 bzw. 3 Zonen oder offensichtliche Pfannenwanderung seit der letzten Untersuchung)

#### **2.10.1.6 Sockelbildung im Bereich der distalen Spitze**

Nach Engh et al. wurden Kortikalisverdickung am distalen Ende des Prothesenschaftes im Sinne einer Sockelbildung in eine stabile und eine instabile Variante eingeteilt. Stand die Knochenneubildung in Kontakt mit dem distalen Schaftanteil, ohne, dass neu aufgetretene radiographische Aufhellungen oder reaktive Linien zu beobachten waren, wurde dies als stabil gewertet. Waren hingegen Aufhellungen und eine, das distale Schaftende umgreifende Linie sichtbar, galt die Sockelbildung als Instabilitätszeichen.

Basierend auf dieser Annahme wurde auch in der vorliegenden Arbeit der periprothetische Knochen um die Schaftspitze auf dieses Phänomen untersucht und dokumentiert.

#### **2.10.1.7 Punktförmige Knochenbildung an der S-ROM®-Hülse**

Allgemein ist anzumerken, dass die zu beobachtenden Grenzzonenveränderungen für den jeweiligen Prothesentyp charakteristisch sind und keinen allgemeingültigen Gesetzmäßigkeiten unterliegen (100). Dazu gehören auch die bei der S-ROM Prothese auftretenden punktförmigen Knochenbildungen an der S-ROM®-Hülse. Diese finden sich üblicherweise an der distal-medialen oder distal-lateralen Kante der Hülse. Alle vorhandenen Röntgenbilder aus den jeweiligen Nachuntersuchungen wurden bezüglich dieser umschriebenen Veränderung analysiert.

#### **2.10.1.8 Lageveränderung des Schaftes**

Die Lage des Schaftes im Sinne einer Varus- oder Valgusstellung, wurde am postoperativen Bild bestimmt. Veränderungen dieser initialen Orientierung wurde in den Folgeaufnahmen, als Zeichen einer Prothesenlockerung (120), zu den jeweiligen Nachuntersuchungsterminen überprüft und dokumentiert. Um Projektionsartefakte durch Röntgenaufnahmen unterschiedlicher Rotation auszuschließen, wurden auf fällige Befunde durch Aufnahmen im seitlichen Strahlengang verifiziert beziehungsweise verworfen.

Darüber hinaus wurde das Einsinken des Schaftes gemessen. Als Referenzmesspunkte galten hierfür der Oberrand des Prothesenschaftes und die Spitze des Trochanter minor. Bei einer Abnahme dieser Distanz wurde der detektierte Wert in Millimeter notiert. Zur Verifizierung solcher Prothesendislokationen wurden ebenfalls laterale Röntgenaufnahmen herangezogen.

#### **2.10.1.9 Lageveränderung der Pfanne**

Die Veränderung der Pfannenposition im Verhältnis zur postoperativen Aufnahme wurde mithilfe definierter radiologischer Landmarken im Verhältnis zur medialen und lateralen Prothesenkante bestimmt. Die Einteilung der Lageveränderung erfolgt wie dargestellt:

- unverändert zur unmittelbaren postoperativen Aufnahme.
- Wanderung weniger als zwei Millimeter.
- Wanderung mehr als zwei Millimeter.
- Kein vergleichbares Röntgenbild verfügbar.

#### **2.10.1.10 Periartikuläre Ossifikation**

Um langsam fortschreitende Verknöcherungen im gelenkumfassenden Weichteilmantel zu erfassen, wurde das periartikuläre Gewebe auf umschriebene Transparenzerhöhungen röntgenologisch untersucht und jeweils mit präoperativen Bildern verglichen. Durch dieses Vorgehen wird verhindert, dass präexistente Osteophyten und Knochenreste als HO fehlinterpretiert werden (47).

Die Ausprägung der heterotopen Ossifikationen wurde entsprechend der Einteilung nach Brooker (siehe Abbildung 29) dokumentiert (17), welche sich international durchgesetzt hat (47):

1. **Grad I:** Vereinzelt Knocheninseln im periartikulären Weichteilgewebe.
2. **Grad II:** Knöchernen Ausziehungen vom Os ileum und/ oder des Trochanter majors mit einem Mindestabstand von mehr als einem Zentimeter zueinander.
3. **Grad III:** Knöchernen Ausziehungen vom Os ileum und/ oder des Trochanter majors mit einem Abstand von weniger als einem Zentimeter zueinander.
4. **Grad IV:** Ankylose.

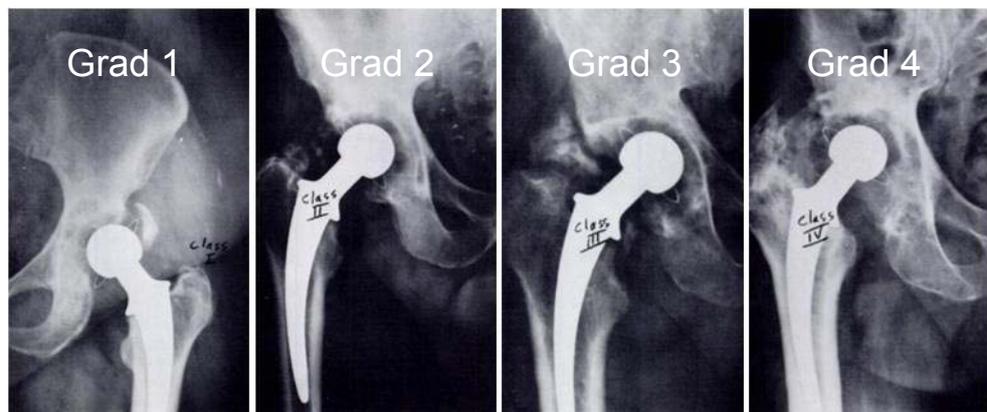


Abbildung 29: Einteilung der periartikulären heterotopen Ossifikationen nach Brooker, aus (17)

## 2.10.2 Computer-assistierte Verschleißanalyse

### 2.10.2.1 Hard- und Software

Die normativ analysierende Röntgenanalyse wurde mit Hilfe der Hip Analysis Suite Version 8.0.4.1 von Martell durchgeführt. Die vom Hersteller empfohlene Systemvoraussetzung für diese Software ist ein Computer mit einer Prozessortaktung von einem Gigahertz und einem Arbeitsspeicher von 500 MB. Ab Version 8.0.0.0 wird darüber hinaus zu einem Multiprozessor geraten, um die Analysezeit zu senken. Bei dem verwendeten Betriebssystem sollte es sich mindestens um Windows XP handeln. Die technischen Daten der benutzten Hard- und Software sind Tabelle 22 zu entnehmen.

Tabelle 22: Empfohlene und verwendete Hardware und Software

| Hard- und Software   | Empfohlen      | Verwendet                     |
|----------------------|----------------|-------------------------------|
| CPU Prozessortaktung | 1 GHz          | 1,8 GHz (x2)                  |
| Prozessorart         | Multiprozessor | AMD Athlon X2-Dual-Core TK-55 |
| Arbeitsspeicher      | 500 MB RAM     | 3454 MB RAM                   |
| Betriebssystem       | Windows XP     | Windows Vista                 |

Die empfohlenen Eckdaten für die zu analysierenden Röntgenbilder liegen bei gescannten Aufnahmen bei einer Auflösung von ca. 150 Dots Per Inch (DPI). Digitalisierte Bilder liegen in der Regel mit 140 DPI im akzeptablen Toleranzbereich. Höhere Auflösungen führen bei nur geringer Verbesserungen der Präzision zu einer deutlichen Verlängerung der Berechnungszeit (104).

Das Programm ist in der Lage sowohl TIFF, als auch DICOM – Files zu lesen und auszuwerten. Die in der vorliegenden Studie verwendeten DICOM Bilder weisen jedoch ein veraltetes Format auf, welches aus dem aktuellen DICOM Standard entfernt wurden, so dass eine Softwareerweiterung erforderlich war, um die Kompatibilität herzustellen (105). Auf Anfrage beim Hersteller wurde diese Erweiterung programmiert und zum Download zur Verfügung gestellt (Hip Analysis Suite Demo Version 8.0.4.1 (Application only), zuletzt aktualisiert am 11. April 2008).

Die vektorielle Verschiebung des Prothesenkopfes aus dem Zentrum der Pfanne stellt die Grundlage für die Berechnung der Verschleißwerte dar. Die halbautomatische Erkennung der Implantate basiert auf einer Kontrastanalyse im manuell definierten „Room Of Interest“ (ROI). Um die anorganischen Materialien besser vom umliegenden Gewebe abgrenzen zu können, nutzt das Programm die sogenannte „Two-Dimensional Smoothing Gaussian Function“ und die 3x3 direktionale Sobel-Transformation (106). Erstere dient der Unterdrückung von Rausch- und Hintergrundsignalen, letztere führt im Anschluss zu einer Verbesserung der Bildkontrastierung. Für die eigentliche Bilderkennung nutzt die Software die sogenannte Hough-Technik der Kurvenerkennung.

### **2.10.2.2 Analyseverfahren**

Die Röntgenbilder wurden mit einem Bildbetrachtungsprogramm (Sienet Magic View 300) aus dem Archivsystem geöffnet und als DICOM-File in einem eigenen Patientenordner gespeichert.

Vor Durchführung der eigentlichen Analyse wurde die Software anhand einer Beckenübersichtsaufnahme kalibriert. Bei diesem Vorgang wurde die eingegebene Prothesenkopfgröße (in Millimeter) mit einer durch drei Punkte definierten Kreisgröße vom Programm abgeglichen und die Informationen in Form einer Kalibrierungsdatei im jeweiligen Patientenordner abgelegt. Auf diese Datei wurde von der Software in den weiteren Analyseschritten zurückgegriffen, so dass eine einmalige Kalibrierung der Software pro Patientenordner ausreichend war.

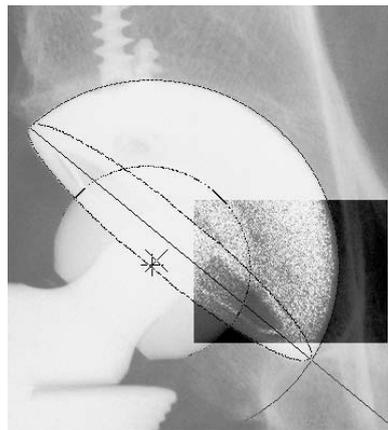
Nach Auswahl des 2D – Analyseverfahrens wurde das Röntgenbild der letzten Nachuntersuchung geöffnet. Dann folgte durch die Markierung des jeweils tiefsten Punktes der rechten und linken Tuberositas Ischiadicum die Definition einer Referenzlinie, die es dem Programm ermöglicht, Haltungssymmetrien in der Frontalebene bei der Berechnung auszugleichen.

Anschließend wurden drei Punkte auf dem Rand des Prothesenkopfes gewählt, woraufhin das Programm eine Linie zeichnete, welche dem Kopfumfang entsprach. Diese Linie zeigte an, in welchem Bereich die Software mit Hilfe von Kontrastunterschieden versuchen wird, die exakte Position des Kopfes zu bestimmen. Bei schlechten Kontrastverhältnissen kam es daher vor, dass die Kopfposition nicht eruiert werden konnte. In diesem Fall wurde unter Verwendung der sogenannten „use manual head“ – Funktion ein engerer Bereich für die Kontrastanalyse umschrieben und damit die Trefferquote erhöht.

Ist eine zufriedenstellende Prothesenerkennung durch die Software erreicht worden, folgte die Markierung der Hüftpfanne. Hierfür wurden jeweils die untere, als auch die obere Spitze der Metallschale mit dem Mauszeiger ausgewählt. Durch einen dritten Punkt auf dem Kreisring war es der Software möglich, die Stirnfläche der Metallschale zu erkennen und über einen Abgleich mit der Grundlinie und dem eingegebenen Kopfdurchmesser Anteversion und Inklination der Pfanne zu berechnen. Auch bei diesem Schritt konnte mangelhafte Bildqualität zu Fehlinterpretationen durch die Software führen, so dass die Nutzung der „use manual cup“ – Funktion notwendig war. In gleicher Form, wie die oben beschriebene Funktion für den Prothesenkopf, wurde hierdurch ein engerer Bereich für die Kontrastanalyse beschrieben. Im Unterschied zu der „use manual head“ - Funktion benötigte das Programm hier jedoch drei weitere Punkte, die auf der Schalenrückseite auszuwählen waren.

Die berechneten Implantatpositionen stellte die Software am Ende der Analyse in Form von Linien dar, welche automatisch über das Röntgenbild gelegt wurden. Hierdurch ist es dem Untersucher möglich, eventuelle Abweichungen zu erkennen und gegebenenfalls auf Korrekturfunktionen zurückzugreifen.

Stimmten die berechneten Formen mit den Prothesenkonturen auf dem Röntgenbild überein, wurde das unmittelbar postoperative Referenzbild geöffnet, mit welchem dann in gleicher Weise verfahren wurde.



**Abbildung 30: Prothesenerkennung (Linien) nach Kontrastanalyse**

Nach Abschluss der kompletten Analyse wurden die berechneten Verschleißergebnisse in einem separaten Fenster angezeigt. Darüber hinaus legte das Programm eine Textdatei an (HIPWEAR.TXT), die neben diesen Verschleißwerten die Daten aller übrigen Messvorgänge enthielt. Dazu gehörten insgesamt über 50 Einzelwerte. Einen Auszug zeigt Tabelle 23.

**Tabelle 23: Elemente der HIPWEAR.TXT Datei (Auszug)**

| Elementbezeichnung | Beschreibung  |
|--------------------|---|
| File name          | Name des postoperativen DICOM – Files (Name/ Datum) |
| Date analyzed      | Datum der durchgeführten Messung (MM:DD:YYYY)       |
| Time analyzed      | Uhrzeit der durchgeführten Messung (hh:mm AM/PM)    |
| Side               | Operationsseite (left/ right)                       |
| Head Size          | Prothesenkopfdurchmesser (mm)                       |
| Follow-up X-ray    | Datum der Nachuntersuchung (MM:DD:YYYY)             |

| Elementbezeichnung               | Beschreibung   |
|----------------------------------|--|
| Vector Displace Angle            | Richtungsangabe der Kopfmigration aus dem Pfannenzentrum (Grad)                  |
| Vector Displace                  | Größenangabe der Kopfmigration aus dem Pfannenzentrum (mm)                       |
| Cup major axis angle             | Inklination der Pfanneneingangsebene (Grad)                                      |
| Rotation angle                   | Anteversionswinkel der Pfanneneingangsebene (Grad)                               |
| Follow-up vector wear (2D)       | Zweidimensionale Verschleißangabe (mm)   |
| Follow-up vector wear angle (2D) | Richtungsangabe des Abriebvektors (Grad)   |
| 2D AP volumetric wear            | Aus der 2D Analyse berechneter volumetrischer Abrieb (mm <sup>3</sup> )          |
| Reference Angle (AP only)        | Gibt den Winkel zwischen Tuberositas-Referenzlinie und dem Röntgenbildrand wider |
| Follow-up AP beta angle          | Gibt den Winkel zwischen Pfanne und Abriebvektor wider                           |

## 2.11 Statistische Meßverfahren

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm Statistica Version 7.1 (StatSoft Inc., Oklahoma, USA) für Windows® durchgeführt.

Für die Überprüfung der Beziehung zwischen einzelnen Variablen wurden das Verfahren der bivariaten Korrelation mit dem Koeffizienten nach Pearson und der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman angewandt. Bei dem Test auf Normalverteilung kamen der Kolmogorov-Smirnov- und der Shapiro-Wilk-Test zur Anwendung.

Unter Berücksichtigung der Skalenniveaus und der Normalverteilungsverletzung einiger Variablen wurde bei der Überprüfung der Lagedifferenzen zweier Datensätze der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben durchgeführt.

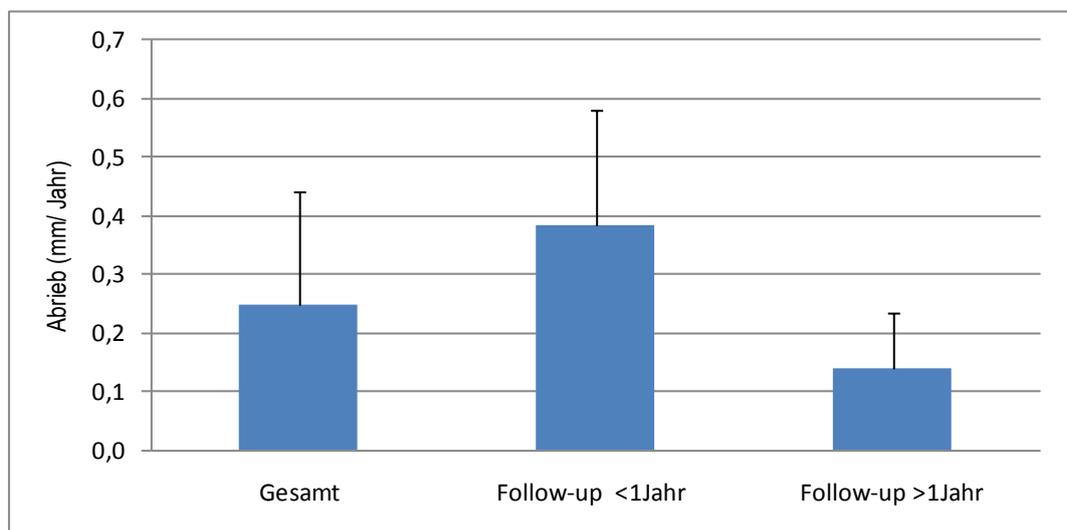
Auch um die Unterschiede zwischen Rangsummen in zwei Gruppen zu überprüfen, wurde aus oben genannten Gründen mit dem Mann-Whitney U-Test ein nichtparametrisches Verfahren verwendet.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Radiologische Untersuchung

##### 3.1.1 Computer-assistierte Verschleißanalyse

Die Verschleißanalyse zeigte einen durchschnittlichen zweidimensionalen Abriebwert von 0,249mm pro Jahr (SD: 0,19). Der niedrigste Wert lag insgesamt bei 0,03mm/ Jahr und der höchste bei 0,909mm/ Jahr. Dabei beschrieben die Werte eine mit der Zeit deutlich abnehmende Verschleißkinetik. Im ersten Jahr lag der Abrieb bei 0,384 mm/ Jahr (SD: 0,2), während er in späteren Nachuntersuchungen einen Mittelwert von **0,14mm/ Jahr** (SD: 0,1; Max: 0,69mm/ Jahr; Min:0,03mm /Jahr) aufwies.



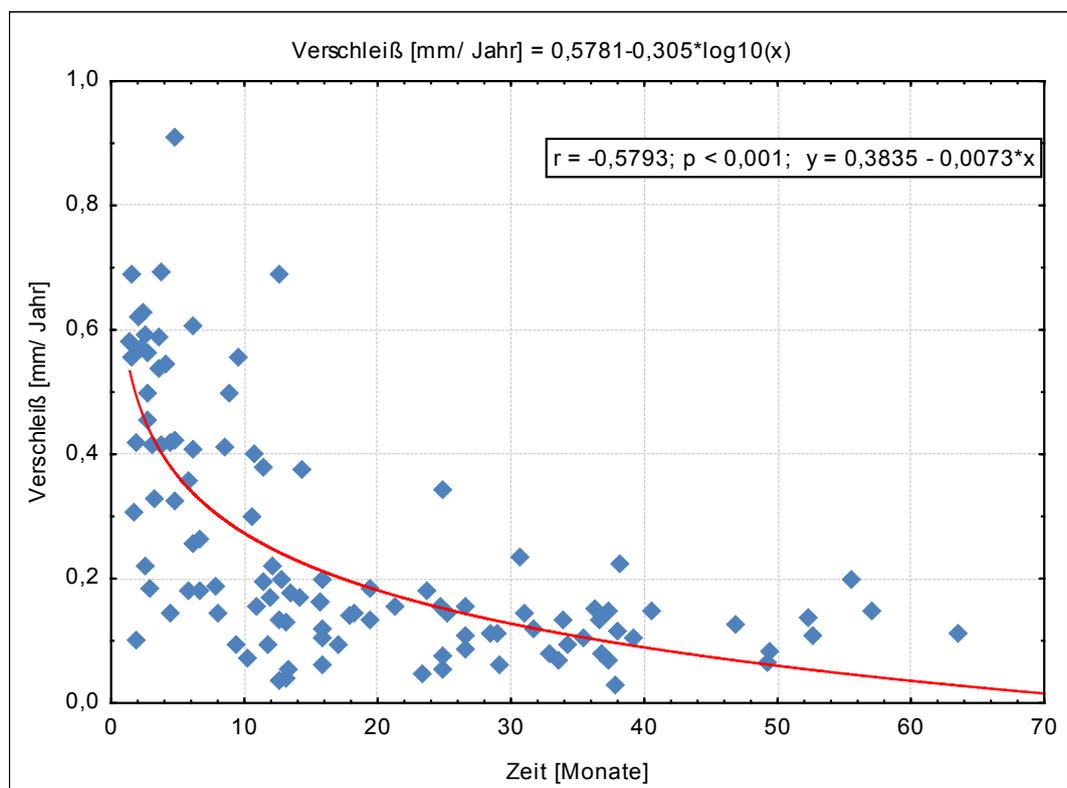
**Abbildung 31: 2D-Abriebwerte pro Jahr, links: Unabhängig vom Nachuntersuchungsintervall (Gesamt); mitte: Nur Implantate mit einem Nachuntersuchungsintervall von weniger als einem Jahr (Follow-up <1Jahr); rechts: Nur Implantate mit einem Nachuntersuchungsintervall von mehr als einem Jahr (Follow-up >1Jahr)**

Um die Beziehung zwischen der Nachuntersuchungszeit (unabhängige Variable) und der jährlichen Abriebrate (abhängige Variable) festzustellen, wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt. Auch wenn die Voraussetzungen einer Normalverteilung der Abriebwerte für diese Berechnungen nicht vorlagen (Shapiro-Wilk- und Kolmogorov-Smirnov-Test  $p < 0,01$ ), so gibt die damit mögliche graphische Darstellung jedoch ein besseres visuelles Verständnis über die Kinetik des Verschleißes. Darüber hinaus zeigten sogenannte Monte-Carlo-Versuche<sup>3</sup>, dass die Konsequenzen solcher Voraussetzungsverletzungen für die Anwendung, von

<sup>3</sup> Monte-Carlo-Studien wurden insbesondere verwendet, um zu prüfen, wie auf der Normalverteilung basierende Tests auf Verletzung der Normalverteilungsvoraussetzung für die analysierten Variablen in der Grundgesamtheit reagieren (149).

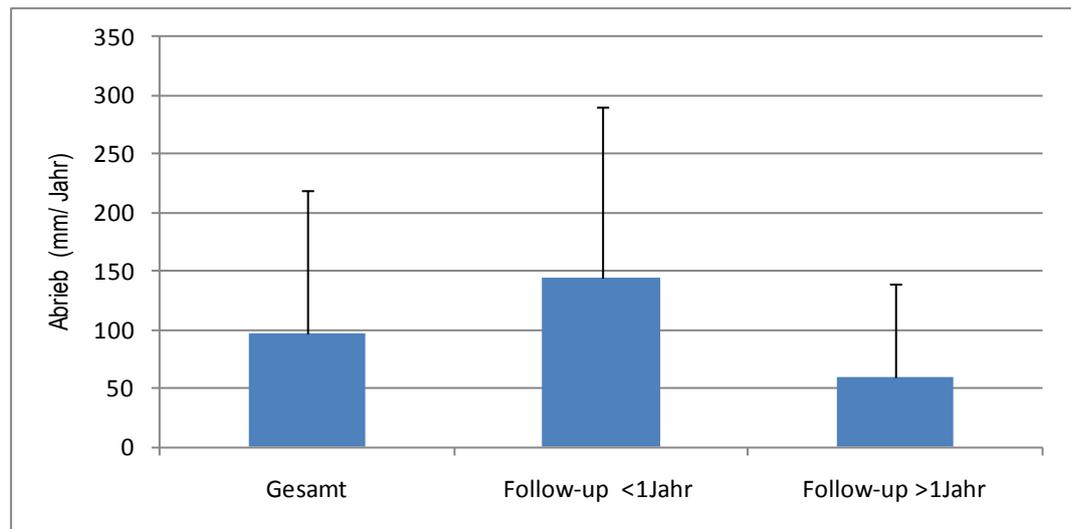
auf Normalverteilung basierenden Verfahren, oftmals weniger bedeutsam sind, als dies zunächst vermutet wurde. Der sich dabei ergebende Koeffizient nach Pearson von  $r = -0,58$  ( $p < 0,001$ ) entspricht einer mäßigen Korrelation. Die Regressionsgleichung lautet: Verschleiß [mm/Jahr] =  $0,5781 - 0,305 \cdot \log_{10}(x)$ .

Verwendet man den Korrelationskoeffizient nach Spearman, der keine normalverteilte Stichprobe voraussetzt, ergibt sich ein vergleichbares Ergebnis. Der Korrelationskoeffizient liegt hier bei  $r = -0,68$  ( $p < 0,001$ ) und beschreibt damit ebenfalls eine mäßige Korrelation.



**Abbildung 32: Regressionsanalyse des 2D-Abriebs**

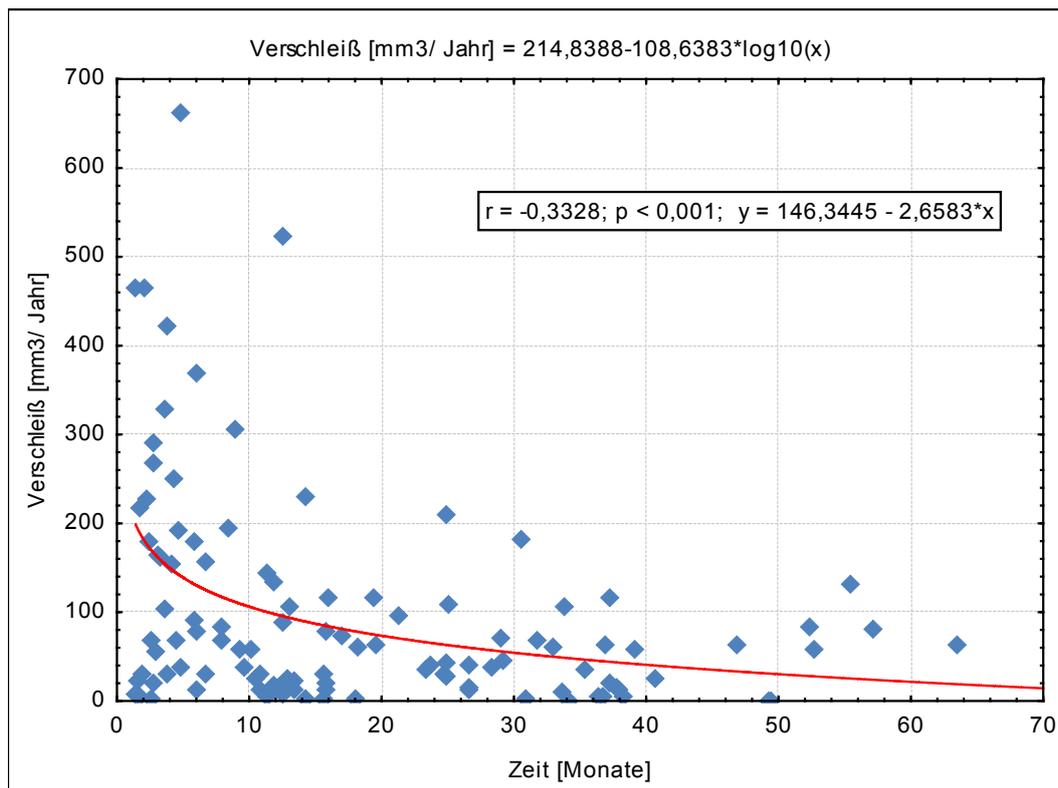
Die von der Hip Analysis Suite Software berechneten volumetrischen Verschleißwerte ergaben ein vergleichbares Bild. Auch hier waren die berechneten Werte nicht normalverteilt (Shapiro-Wilk- und Kolmogorov-Smirnov-Test  $p < 0,01$ ). Innerhalb des ersten Jahres lag der Abrieb bei  $144,049 \text{ mm}^3$  (SD: 146) während er bei späteren Nachuntersuchungen im Mittel bei  **$60,028 \text{ mm}^3$**  (SD: 78,7) lag. Der größte Abriebwert lag bei  $662,949 \text{ mm}^3$  und der niedrigste Wert bei  $0,057 \text{ mm}^3$ . Unter Berücksichtigung aller Nachuntersuchungen, also respektive der ersten zwölf Monate, betrug der mittlere volumetrische Verschleiß  $97,455 \text{ mm}^3$  (SD: 121,14).



**Abbildung 33: 2D-volumetrische-Abriebwerte pro Jahr, links: Unabhängig vom Nachuntersuchungsintervall (Gesamt); mittig: Nur Implantate mit einem Nachuntersuchungsintervall von weniger als einem Jahr (Follow-up <1Jahr); rechts: Nur Implantate mit einem Nachuntersuchungsintervall von über einem Jahr (Follow-up >1Jahr).**

Die Regressionsanalyse für die volumetrischen Abriebwerte ergab ein Korrelationskoeffizient nach Pearson von  $r = -0,33$  ( $p < 0,001$ ). (siehe Abbildung 34). Die Regressionsgleichung lautet  $y = 214,8388 - 108,6383 \cdot \log_{10}(x)$ .

Die Verwendung des Korrelationskoeffizienten nach Spearman (s.o.) ergab  $-0,32$  ( $p < 0,01$ ) was bedeutet, dass diese Werte in einem mittleren korrelationsstatistischen Zusammenhang stehen. Die hohen jährlichen Verschleißraten nehmen demnach auch beim volumetrischen Abrieb im postoperativen Verlauf kontinuierlich ab.



**Abbildung 34: Regressionsanalyse des 2D-volumetrischen Abriebs**

Um den in der Literatur beschriebenen Einfluss anthropometrischer Daten (152) sowie der Pfannenorientierung (101; 121) und der Prothesenkopfgröße (16; 152) auf das Abriebverhalten des Marathoninlays zu prüfen wurde die jeweilige Korrelation berechnet. Die sehr niedrigen Koeffizienten machen deutlich, dass keiner der potentiellen Einflussfaktoren das Ausmaß des gefundenen Abriebs erklären konnte (siehe Tabelle 24).

**Tabelle 24: Einflussfaktoren auf den jährlichen Verschleiß; angegeben sind die Korrelationskoeffizienten nach Spearman**

| Variable           | LV/ Jahr [mm] | VV/ Jahr [mm <sup>3</sup> ] |
|--------------------|---------------|-----------------------------|
| BMI                | 0,06          | 0,03                        |
| Alter [Jahre]      | 0,04          | -0,05                       |
| Körpergewicht [kg] | 0,15          | -0,15                       |
| Inklination [Grad] | -0,11         | 0,07                        |
| Anteversión [Grad] | 0,15          | 0,1                         |
| Prothesenkopf [mm] | 0,08          | 0,02                        |

LV= linearer Verschleiß; VV= volumetrischer Verschleiß; \* = p < 0,05

### 3.1.2 Deskriptive Röntgenanalyse

#### 3.1.2.1 Hypertrophie

Die in den Rahmen der deskriptiven Röntgenanalyse erfassten Knochenneubildungen und Verdichtungen der Trabekelstruktur lagen mit Abstand am häufigsten im Bereich des Trochanter major (Zone 1 nach Gruen). Hier konnten derartige Veränderungen insgesamt 22-mal beobachtet werden. Im Pfannenbereich nahmen die Veränderungen von Zone I zur Zone III nach DeLee und Charnley kontinuierlich ab. Waren es in der kranialen Position zehn hypertrophische Veränderungen, fanden sich in Zone II und III nur zwei beziehungsweise einmal verminderte Röntgentransparenzen als Zeichen einer Knochendichteerhöhung.

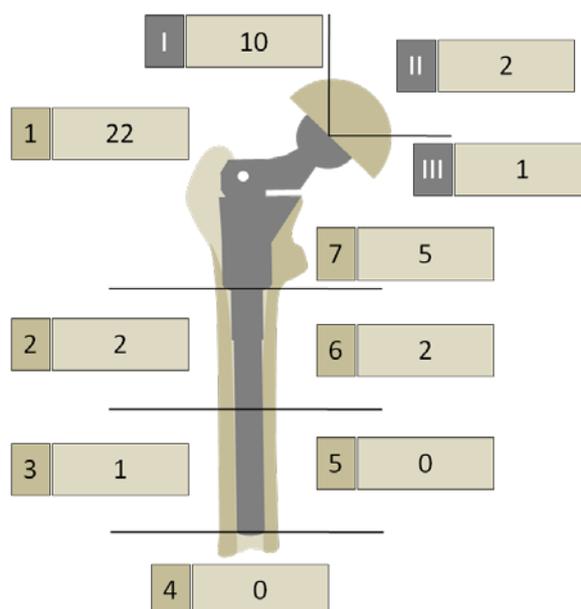


Abbildung 35: Hypertrophie eingeteilt nach Gruen (37) und DeLee und Charnley (18)

#### 3.1.2.2 Atrophie

Atrophische Knochenveränderungen wie sie in Kapitel 2.10.1.1 beschrieben wurden zeigten sich ebenfalls vorrangig im Bereich des Trochantor major ( $n = 17$ ). Als zweithäufigste Lokalisation, mit insgesamt vier auffälligen Befunden, folgte die siebte Zone nach Gruen.

Im Pfannenbereich konnte in keiner Zone knochenatrophische Prozesse gefunden werden.

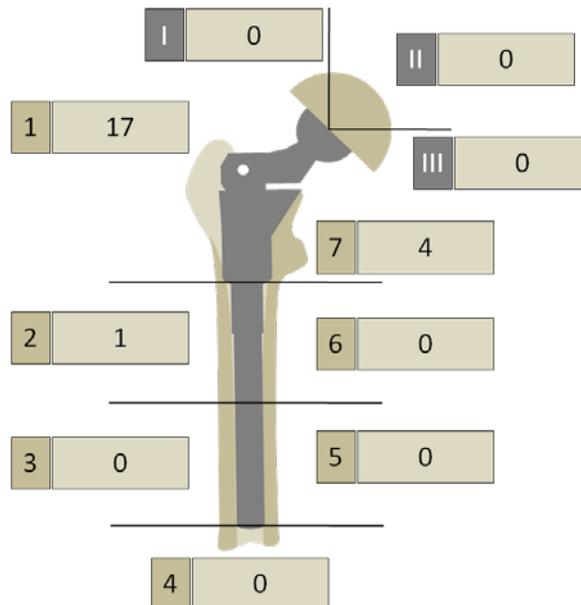
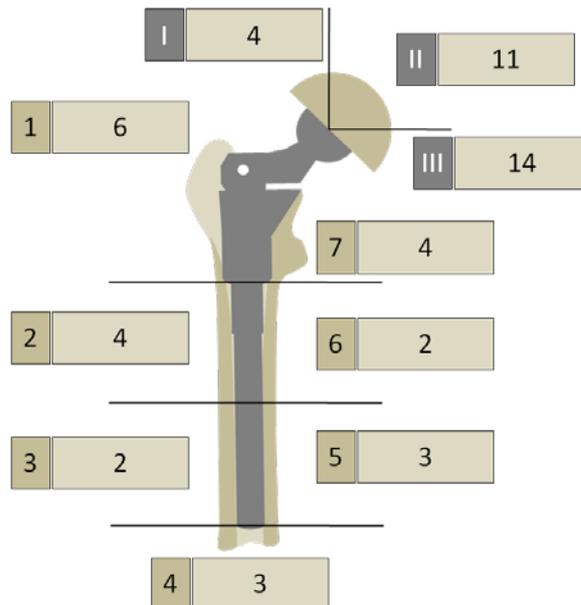


Abbildung 36: Atrophie eingeteilt nach Gruen (37) und DeLee und Charnley (18)

### 3.1.2.3 Lyse säume

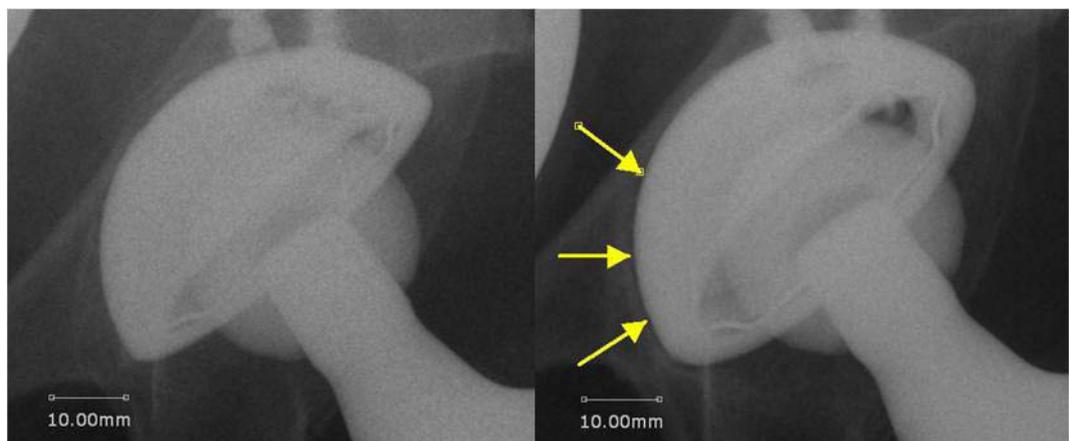
23 der 110 untersuchten Hüftendoprothesen zeigten in den Nachuntersuchungen im Schaftbereich Transparenzveränderungen entlang der Knochen-Implantatgrenze. Die am häufigsten betroffene Region entsprach der Gruen-Zone 1 ( $n = 6$ ). Danach folgten die Zonen 2 und 7 (je  $n = 4$ ) und die Zonen 5 und 4 (je  $n = 3$ ) in denen auffällige Knochenbefunde gezählt werden konnten. Mit insgesamt vier beobachteten Dichteveränderungen waren die Zonen 3 und 6 seltener betroffen.

Im Bereich der Hüftpfanne fanden sich die meisten Auffälligkeiten im Bereich der Zone III nach DeLee und Charnley. Hier waren es 14 Fälle mit Knochenveränderungen, während es in Zone II bei 11 Prothesen zu schmalen Saumbildungen kam. Zone I war mit vier dokumentierten Befunden deutlich seltener betroffen.



**Abbildung 37: Lysesäume eingeteilt nach Gruen (41) und DeLee und Charnley (20)**

Es ist jedoch zu betonen, dass in der Mehrzahl der analysierten Bilder die Lysesäume unter dem in der Literatur als kritische Grenze angesehenen Wert von 2mm lag (150). Bis zu diesem Wert kann es sich bei den röntgenographischen Befunden auch um physiologische Befunde handeln, die durch eine Interposition von fibrösem Gewebe verursacht und häufig von einem sklerotischen Saum begleitet werden (siehe Abbildung 38).



**Abbildung 38: AP-Röntgenaufnahme einer Duralocpfanne 15 Tage postoperativ (links) und 13 Monate postoperativ (rechts) mit periprothetischer Aufhellungszone <2mm Breite.**

Berücksichtigte man vor diesem Hintergrund lediglich die periprothetischen Veränderungen die mit über 2mm als pathologisch interpretiert werden konnten, so zeigte sich eine deutlich abweichende Befundlage.

Im Schaftbereich blieben unter diesen Voraussetzungen insgesamt 6 Lysesäume übrig, die sich über die von Gruen definierten Zonen 1 bis 3 und der Zone 7 verteilen. An der Knochenimplantatgrenze im Bereich der Hüftpfanne fanden sich keine Lysesäume die über der kritischen Marke von 2mm lagen.

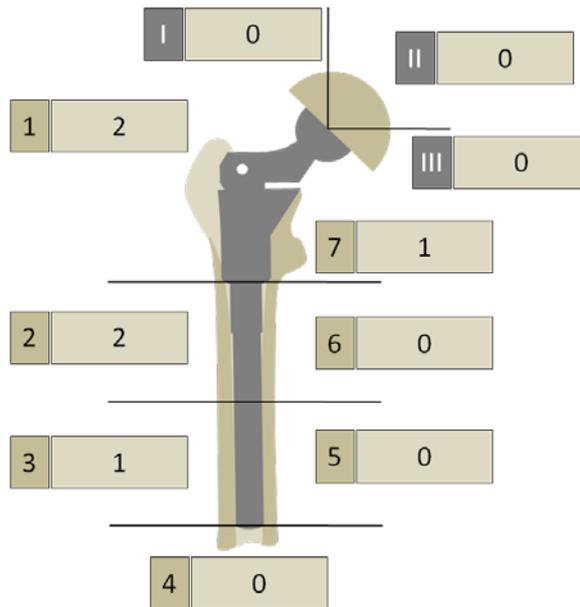


Abbildung 39: Lysesäume >2mm Breite, eingeteilt nach Gruen (41) und DeLee und Charnley (20)

#### 3.1.2.4 Lokale Osteolysen

Lokale Osteolysen fanden sich insgesamt deutlich seltener als die oben beschriebenen linearen Lysezeichen. Die einzige diesbezügliche Auffälligkeit lag im Schaftbereich in Zone 7 nach Gruen (66) (siehe Abbildung 40). Im periprothetischen Knochengewebe der Pfanne zeigte sich im untersuchten Patientenkollektiv dagegen keine fokale Osteolyse.

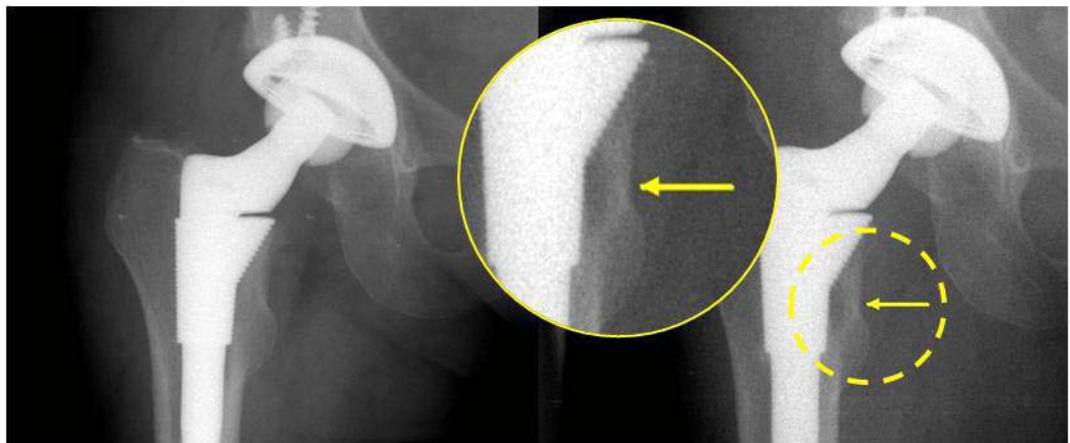


Abbildung 40: Fokale Osteolyse in der siebten Zone nach Gruen.

### **3.1.2.5 Pfannenintegration**

Keine der untersuchten Hüftendoprothesen zeigte im Pfannenbereich eine Lyse von über zwei Millimeter Breite. Damit ist die Pfannenintegration in allen 110 vorliegenden Fällen mit optimal zu bewerten.

Lysen oder Säume in 2-3 Zonen, ohne Änderung der Lage seit der letzten Kontrolluntersuchung oder Zeichen einer Instabilität bei progressiven Lysen oder Lysesäumen in mehr als zwei Zonen, wie es in Kapitel 2.10.1.9 beschrieben wurde, trat in keinem der untersuchten Fälle auf. Auch offensichtliche Pfannenwanderungen konnten im Vergleich zur jeweiligen Voruntersuchung nicht gefunden werden.

### **3.1.2.6 Sockelbildung im Bereich der distalen Spitze**

In 11 Fällen konnte eine Sockelbildung an der distalen Schaftspitze beobachtet werden, während 35 Prothesen diesbezüglich unauffällig waren. Die übrigen 64 Prothesen konnten aufgrund eines zu hoch gewählten Bildausschnittes der Röntgenaufnahme nicht auf dieses Phänomen hin untersucht werden. In allen 11 Fällen stand die kortikale Knochenneubildung in Verbindung mit dem distalen Schaftanteil. Da weder radiographische Aufhellungen beziehungsweise Zeichen reaktiver Linien zu beobachten waren, wurden alle Sockelbildungen nach Engh et al. als stabil gewertet.

### **3.1.2.7 Punktförmige Knochenbildung an der S-ROM® Hülse**

Die S-ROM-spezifischen Grenzonenveränderungen im Sinne punktförmiger Knochenneubildungen im Sleeve-Bereich konnten insgesamt 71-mal beobachtet werden. Davon befanden sich 42 an der lateralen und 29 an der medialen Hülsekannte. In zwanzig Fällen waren hierbei sowohl die mediale, als auch die laterale Seite betroffen.

### **3.1.2.8 Lageveränderung des Schaftes**

In sechs Fällen konnte im Verlauf der einzelnen Nachuntersuchungen ein Absinken des Schaftes beobachtet werden. Die in der Literatur als kritische Grenze bezeichnete Absenkung von mehr als 2mm wurde jedoch nur in einem Fall (19mm) überschritten (44). Dabei kam es zu einer deutlichen Valgusverkipfung des Schaftes innerhalb der Femurdiaphyse (siehe Abbildung 41). Sowohl die Absenkung des Schaftes, als auch dessen Verkipfung konnten in der zweiten Ebene (lateralen Strahlengang) verifiziert werden.

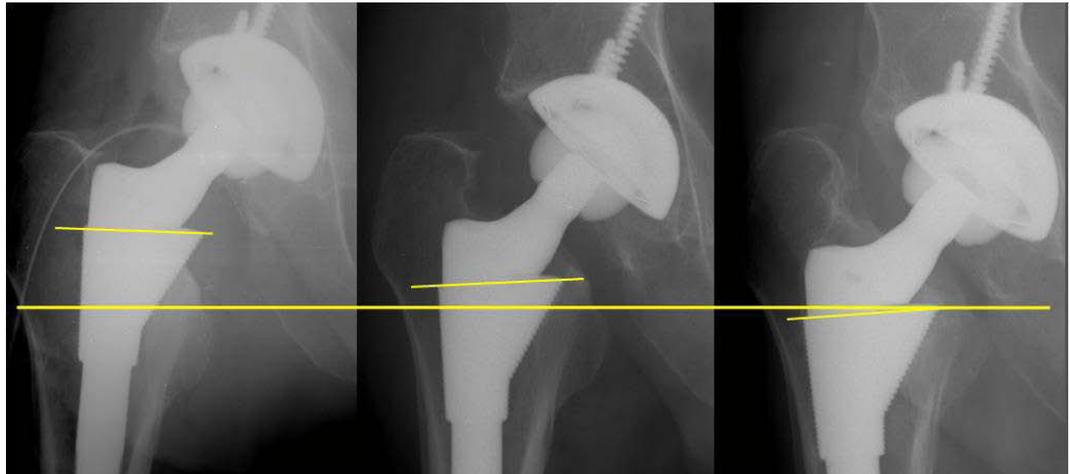


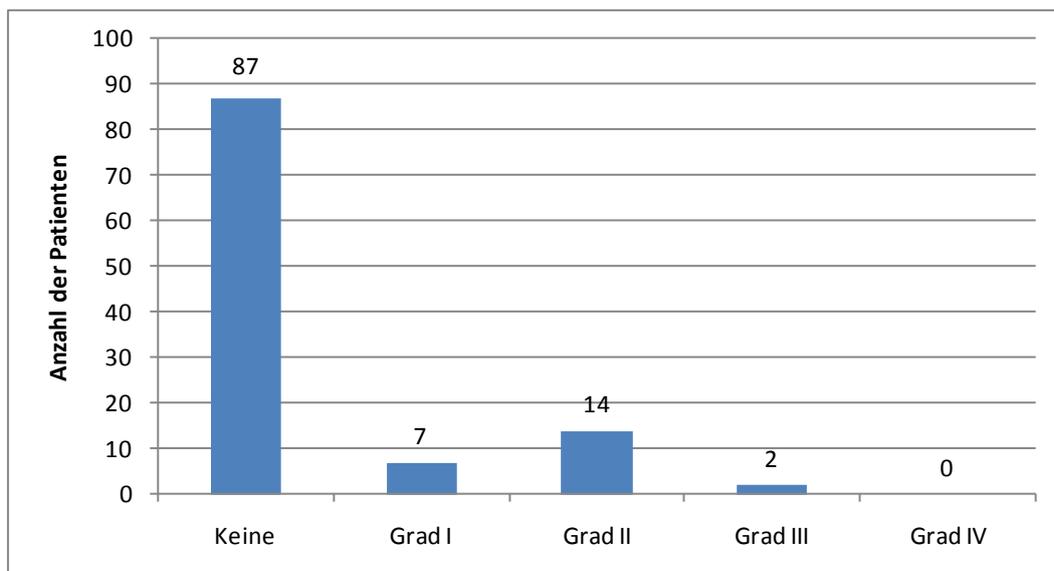
Abbildung 41: Absinken eines Prothesenschaftes um 19mm (links: postOP, mitte: 12 Tage postOP, rechts: 28 Monate postOP). Dargestellt ist jeweils die Oberkante des Trochanter minor (lange gelbe Linie) und des Sleeves (kurze gelbe Linien).

### 3.1.2.9 Lageveränderung der Pfanne

Die Lage der einzelnen Prothesenpfannen war bei allen Patienten unverändert zum unmittelbar postoperativ aufgenommenen Röntgenbild. Eine Lageveränderung der Pfanne konnte damit bei keinem Patienten festgestellt werden.

### 3.1.2.10 Periartikuläre Ossifikation

87 der 110 untersuchten Hüftgelenke zeigten im vorliegenden Nachuntersuchungsintervall von 17 Monaten keine periartikulären Ossifikationen. Unter den 23 auffälligen Hüften waren sieben als Grad I nach Brooker einzuteilen, 14 als Grad II und zwei Fälle als Grad III. Keine der untersuchten Hüften zeigte die stärkste von Brooker beschriebene Ausprägung einer periartikulären Ossifikation (Grad IV).



**Abbildung 42: Periartikuläre Ossifikationen eingeteilt nach Brooker (17)**

Um die Bedeutung einer chronischen Einnahme von nichtsteroidalen Antirheumatika (NSAR) auf die Entwicklung der periartikulären Ossifikationen zu überprüfen, wurde ein Mann-Whitney U-Test durchgeführt. Dabei wurden die Rangsummen für beide Gruppen gebildet und diese auf signifikante Unterschiede untersucht. Die Ergebnisse sind in folgender Tabelle dargestellt.

**Tabelle 25: Einfluss chronischer NSAR-Einnahme auf die Entwicklung periprothetischer Ossifikationen**

| Variable        | Ossifikationen |
|-----------------|----------------|
| RS kNSAR        | 4941,5         |
| RS cNSAR        | 1163,5         |
| U               | 887,5          |
| Z               | 0,831          |
| p-Niveau        | 0,406          |
| Gültige N kNSAR | 87             |
| Gültige N cNSAR | 23             |
| 2*eins. exakt p | 0,409          |

Bei dargestelltem p-Niveau von mehr als 0,05 lässt sich aus diesen Daten ableiten, dass die Entstehung periartikulärer Ossifikationen bei den 23 Patienten mit chronischer NSAR-Einnahme nicht wesentlich beeinflusst wurde.

## 3.2 Klinische Nachuntersuchung

### 3.2.1 Harris-Hip-Score

Betrachtet man den Mittelwert des im postoperativen Verlauf gemessenen Harris-Hip-Scores von 90,73 (SD: 10) Punkten und vergleicht diesen mit dem präoperativen Wert von 42,55 Punkten (SD: 11,7), so ergibt sich eine durchschnittliche Verbesserung des Gesamtscores von 48,17 Punkten. Die statistische Analyse der prä- und postoperativen Werte mit Hilfe des Wilcoxon-Tests für gepaarte Stichproben ergab sowohl für den Gesamtscore, als auch für die jeweiligen Einzelwerte eine signifikante Verbesserung (siehe Tabelle 26).

**Tabelle 26: Prä- und postoperative Einzelwerte des Harris-Hip-Scores**

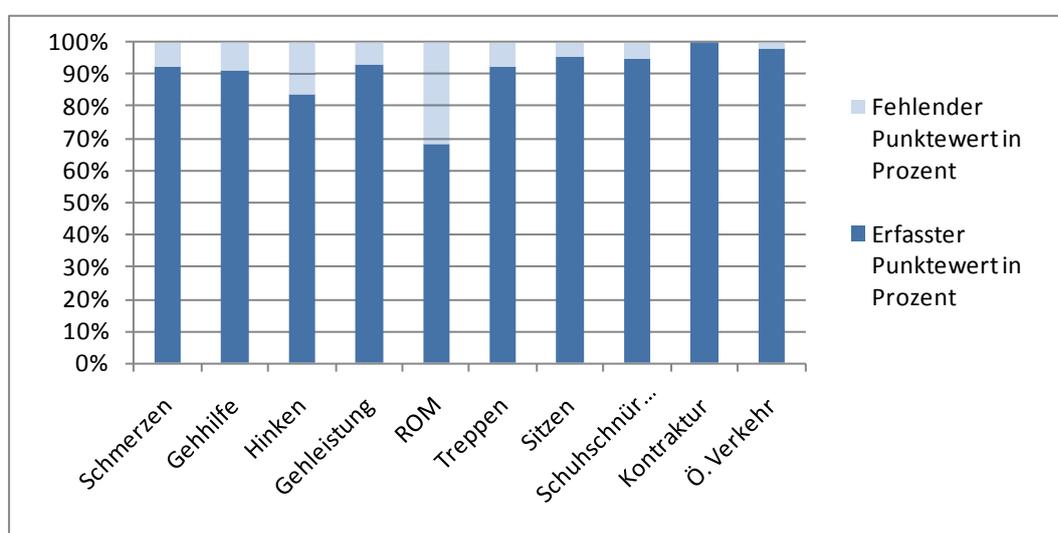
| Element              | Präoperativer Wert | Postoperativer Wert | Prozentuale Verbesserung |
|----------------------|--------------------|---------------------|--------------------------|
| Schmerzen            | 12,64              | 40,8                | 222,88%*                 |
| Gehhilfe             | 6,46               | 10,04               | 55,42%*                  |
| Hinken               | 4,89               | 9,21                | 88,29%*                  |
| Gehleistung          | 5,15               | 10,27               | 99,29%*                  |
| ROM                  | 3,26               | 4,1                 | 25,77%*                  |
| Treppen              | 1,64               | 3,7                 | 126,11%*                 |
| Sitzen               | 2,11               | 3,84                | 81,9%*                   |
| Schuheschnüren       | 1,98               | 3,8                 | 91,74%*                  |
| Kontraktur           | 3,81               | 3,99                | 4,77%*                   |
| Öffentlicher Verkehr | 0,87               | 0,98                | 12,5%*                   |
| <b>Gesamt</b>        | <b>42,82</b>       | <b>90,73</b>        | <b>111,89%*</b>          |

\* = p<0,01

Vergleicht man die einzelnen Teilelemente des Harris-Hip-Scores in Bezug auf die prozentualen Verbesserungen, so weisen die von den Patienten/-innen empfundenen Schmerzen die stärkste positive Veränderung auf. Der durchschnittliche präoperative Wert von 12,64 Punkten, welcher „starken“ bis „mäßig starken Schmerzen“ entspricht, konnte auf einen postoperativen Mittelwert von 40,8 angehoben werden. Dieser ist auf der von Harris angegebenen Skala im Bereich von „gelegentlich leichten Schmerzen“ einzuordnen.

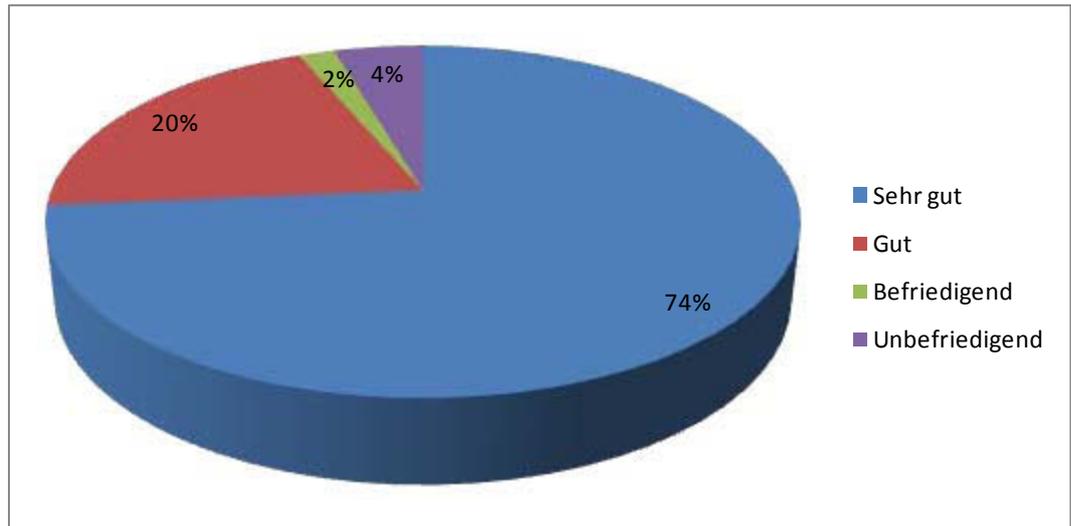
Auch die Fähigkeit Treppen zu nutzen wurde nach Implantation der Hüftprothese bei vielen Patienten/ -innen deutlich verbessert. Der Ausgangswert von 1,64 Punkten konnte hier auf 3,4 Punkte erhöht werden, was einer prozentualen Verbesserung von 51,59% entspricht.

Eine vergleichsweise geringe Verbesserung der klinischen Situation zeigte sich in der Beweglichkeit der betroffenen Hüftgelenke. Hier stieg der Teilscore von 3,21 auf 4,1 Punkte (siehe Kapitel 0). Niedrige prozentuale Verbesserungen fanden sich aufgrund hoher Ausgangswerte auch in den Bereichen „Kontraktur“ und „Nutzung von öffentlichen Verkehrsmitteln“.



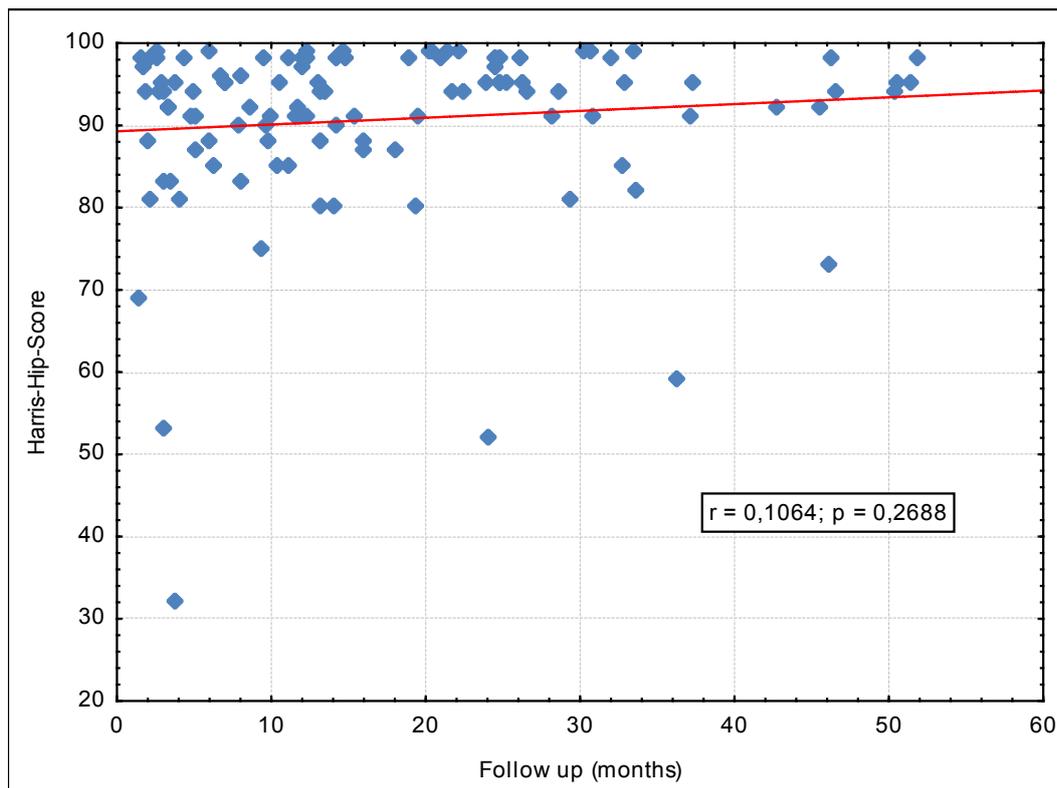
**Abbildung 43: Postoperativ erfasster Harris-Hip-Score (blau) in Prozent der maximal erreichbaren Punktzahl (hellblau).**

Bewertet man die Gesamtpunkte nach dem in Kapitel 2.5.10 beschriebenen System, so weisen postoperativ 74% der prothetisch versorgten Hüftgelenke ein sehr gutes (90-100 Punkte) Harris-Hip-Score auf. Weitere 20% entsprechen einem guten (80-89 Punkte) und 2% einem befriedigenden (70-79 Punkte) Punktwert. Nur in 4% der Fälle war das klinische Ergebnis mit unbefriedigend zu bewerten.



**Abbildung 44: Bewertung des postoperativen Harris-Hip-Scores**

Eine durchgeführte Regressionsanalyse für die Parameter des maximalen Nachuntersuchungszeitraumes und des Harris-Hip-Score Ergebnisses zeigte keinen signifikanten Zusammenhang zwischen diesen beiden Werten (Pearsons Korrelationskoeffizient:  $r = 0,12$ ;  $p = 0,27$ ). Eine graphische Darstellung beider Parameter findet sich in Abbildung 45. Unter Berücksichtigung der Normalverteilungsverletzung wurde darüber hinaus der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman durchgeführt, der mit einem Wert von  $r = 0,15$  ( $p > 0,05$ ) ein vergleichbares Ergebnis liefert wie der zuvor genannte parametrische Test nach Pearson. Daraus lässt sich ableiten, dass die oben dargestellten positiven Veränderungen des Harris-Hip-Scores bereits im ersten Nachuntersuchungsintervall (siehe Kapitel 2.9.1) erzielt wurden.



**Abbildung 45: HHS in Abhängigkeit vom Nachuntersuchungszeitraum**

Um Faktoren zu identifizieren, welche neben der prothetischen Versorgung einen Einfluss auf die mittels Harris-Hip-Score erfassten klinischen Befunde hatten, wurden verschiedene Parameter auf ihre Korrelation mit dem HHS überprüft.

Dabei zeigte die statistische Auswertung eine signifikant schwach negative Korrelation von  $r = -0,29$  ( $<0,05$ ) zwischen dem Body-Mass-Index und dem Harris-Hip-Score. Einen vergleichbaren Koeffizienten ( $r = -0,24$ ) für den Einfluss auf die klinischen Parameter zeigte auch das Körpergewicht und das Alter der Patienten ( $p < 0,05$ ).

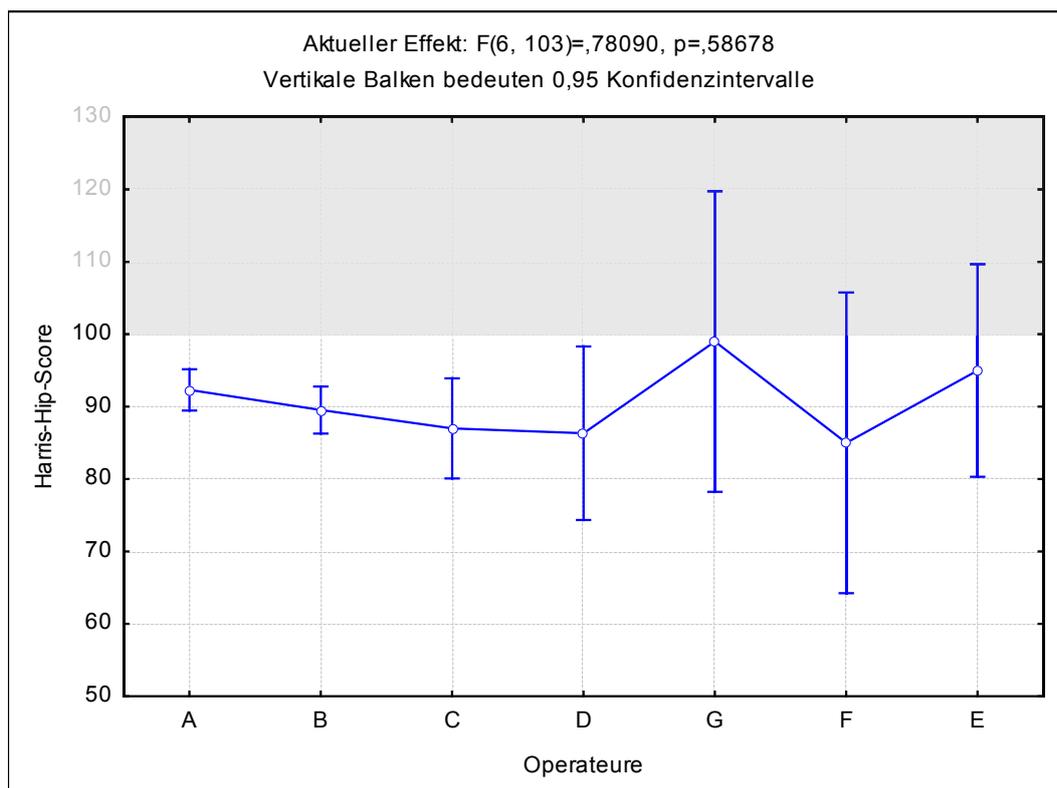
Keinen statistisch gesicherten Einfluss auf die klinischen Werte (HHS) zeigten dagegen die Abriebwerte (in Millimeter) und die Pfannenorientierung (Inklination/Anteversion). Auch Voprooperationen hatten im untersuchten Patientenkollektiv keinen Einfluss auf den postoperativen Harris-Hip-Score (Mann-Whitney U-Test;  $p > 0,05$ ).

**Tabelle 27: Einflussfaktoren auf den Harris-Hip-Score (HHS), angegeben sind die Korrelationskoeffizienten nach Spearman**

| Variable   | HHS    |
|--|--------|
| Verschleiß/ Jahr [mm]                                    | -0,15  |
| Volumetrischer Verschleiß/ Jahr [mm <sup>3</sup> / Jahr] | 0,06   |
| BMI  | -0,29* |
| Alter [Jahre]  | -0,2*  |
| Körpergewicht [kg]                                       | -0,24* |
| Inklination [Grad]                                       | -0,08  |
| Anteversion [Grad]                                       | 0,01   |
| Prothesenkopf [mm]                                       | 0,07   |

\*=  $p < 0,05$ ; HHS= Harris-Hip-Score; BMI= Body-Mass-Index; mm= Millimeter, LV= linearer Verschleiß; VV= volumetrischer Verschleiß

Um zu überprüfen, ob das kurz- und langfristige klinische Ergebnis, gemessen am Harris – Hip – Score durch den Operateur beeinflusst wird, wurde eine einfaktorische ANOVA durchgeführt. Ein Signifikanzniveau von  $p = 0,59$  zeigte, dass diese unabhängige Variable keinen Einfluss auf das klinische Operationsoutcome hatte.



**Abbildung 46:** Abhängigkeit der klinischen Untersuchungsergebnisse vom Operateur (ANOVA)

### 3.2.1.1 Schmerzen

Während präoperativ alle Patienten mäßige, starke oder sehr starke Schmerzen aufwiesen, macht diese Gruppe postoperativ zusammen weniger als drei Prozent aus. Die überwiegende Mehrheit der Patienten (>90%) gaben bei der längsten Nachuntersuchung an, keine, oder nur gelegentlich leichte Schmerzen im operierten Gelenk zu verspüren.

**Tabelle 28:** Postoperativ empfundene Schmerzen

| Schmerzausprägung                 | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-----------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Keine Schmerzen                   | 57                | 51,82%                                |
| Gelegentlich leichte Schmerzen    | 43                | 39,09%                                |
| Leichte Schmerzen                 | 7                 | 6,36%                                 |
| Mäßige Schmerzen                  | 2                 | 1,82%                                 |
| Starke Schmerzen                  | 1                 | 0,91%                                 |
| Sehr starke Schmerzen/ Gehunfähig | 0                 | 0%                                    |

Auch die präoperativ beschriebene Beeinträchtigung der Sitzdauer in Abhängigkeit von der Stuhlhöhe, konnte nach dem durchschnittlichen Nachuntersu-

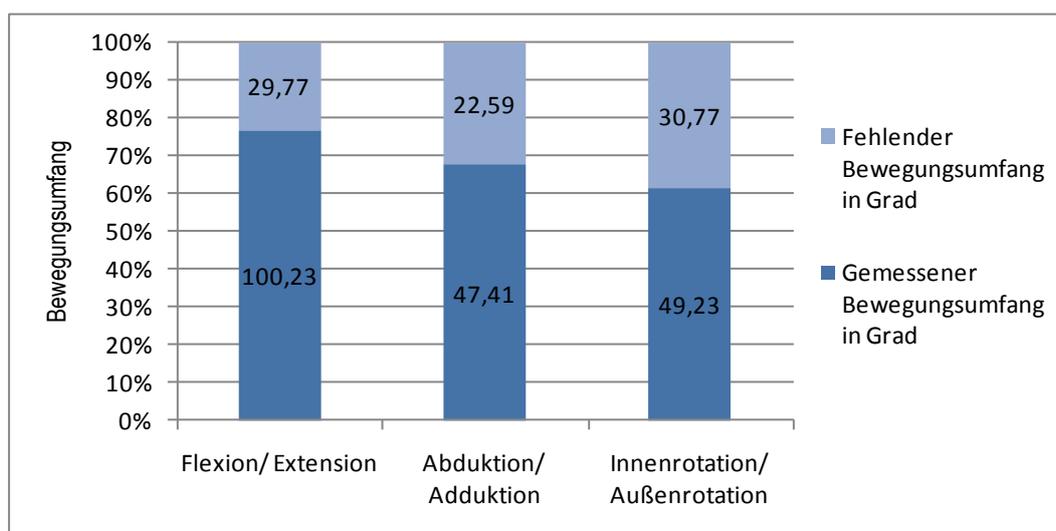
chungszeitraum von 17,42 Monaten nur noch selten gefunden werden. Siebenmal wurde hier eine Sitzdauer von maximal einer halben Stunde beschrieben und ein Patient konnte trotz Implantation der S-ROM®-Prothese postoperativ, unabhängig von der Höhe des Stuhles, weniger als eine halbe Stunde sitzen. Für die übrigen 102 Patienten stellte dies dagegen kein Problem mehr dar.

**Tabelle 29: Postoperative Beeinträchtigung des Sitzens**

| Sitzen  | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|---|-------------------|---------------------------------------|
| Länger als 1h, unabhängig von der Höhe des Stuhls   | 102               | 92,73%                                |
| Ca. ½ h nur auf hohen Stühlen                       | 7                 | 6,36%                                 |
| Weniger als ½ h, unabhängig von der Höhe des Stuhls | 1                 | 0,91%                                 |

### 3.2.1.2 Beweglichkeit

Für die einzelnen Freiheitsgrade der prothetisch versorgten Hüfte wurde jeweils der höchste, im Verlauf der Nachuntersuchungen gemessene Wert notiert. Dieser betrug im Mittel in der untersuchten Patientengruppe für die Flexion/ Extension 100,23° (SD: 14,83), für die Abduktion/ Adduktion 47,41° (SD: 12,68) und für die Rotation 49,23° (SD: 15,61). Gemessen an den theoretischen maximalen Bewegungsumfängen (siehe Kapitel 2.5.10.2) ergibt sich daraus eine Einschränkung von 29,77° in der Sagittalebene, von 22,59° in der Frontalebene und von 30,77° um die Drehachse.



**Abbildung 47: Postoperativ erfasster Bewegungsumfang**

Damit führte die Implantation der definierten Prothesenkombination zu einer signifikanten (Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben) Verbesserung des Bewe-

gungsumfanges in allen drei Freiheitsgraden. Unter diesen erfuhr die Rotationsfähigkeit mit einer Steigerung des Bewegungsumfangs um 95,12% (von 25,23° auf 49,23°) die stärkste positive Beeinflussung. Im Bereich der Abduktion und Adduktion konnte der Ausgangswert um 52,49% (von 31,09° auf 47,41°) und in der Flexion und Extension zusammen um 21,42% (von 82,55° auf 100,23°) verbessert werden.

**Tabelle 30: Prä- und Postoperative Bewegungsumfänge**

| ROM                          | Präoperativer Wert [Grad] | Postoperativer Wert [Grad] | Prozentuale Verbesserung |
|------------------------------|---------------------------|----------------------------|--------------------------|
| Flexion/ Extension           | 82,55                     | 100,23                     | 21,42*                   |
| Abduktion/ Adduktion         | 31,09                     | 47,41                      | 52,49*                   |
| Innenrotation/ Außenrotation | 25,23                     | 49,23                      | 95,12*                   |

\*p < 0,01

Schwierigkeiten beim Schuhe schnüren wurden postoperativ insgesamt noch bei sieben der versorgten Hüften angegeben und in zwei Fällen war das Binden der Schuhe auch nach der Operation nicht möglich. Für 101 Patienten stellte das Binden der Schuhe beim zuletzt erfassten Harris-Hip-Score hingegen keine Probleme mehr dar.

**Tabelle 31: Postoperative Beeinträchtigung des Schuhebindens**

| Schuhe schnüren            | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|----------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Ohne Probleme möglich      | 101               | 91,82%                                |
| Schwierig                  | 7                 | 6,36%                                 |
| Kein Schuhschnüren möglich | 2                 | 1,82%                                 |

### 3.2.1.3 Mobilität

Wie eingangs für die klinische Nachuntersuchung beschrieben, verbesserten sich nach prothetischer Versorgung auch alle, der Mobilität zugehörigen Teilaspekte des Harris-Hip-Scores. Die dort angegebenen arithmetischen Mittelwerte und prozentualen Verbesserungen ergeben sich aus den folgenden Verteilungen der Einzelwerte.

Tabelle 32: Postoperativ verwendete Gehhilfen

| Gehhilfe                        | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|---------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Ohne                            | 90                | 81,82%                                |
| Ein Stock bei längeren Strecken | 16                | 14,55%                                |
| Ein Stock ständig               | 0                 | 0                                     |
| Eine Unterarmgehstütze          | 0                 | 0                                     |
| Zwei Stöcke                     | 1                 | 0,91%                                 |
| Zwei Unterarmgehstützen         | 3                 | 2,73%                                 |

Über 95% der operierten Patienten brauchten nach prothetischer Versorgung keine Gehhilfe, oder nutzten einen Gehstock bei längeren Strecken. In einem Fall wurden zur Entlastung des künstlichen Hüftgelenkes zwei Gehstöcke verwendet und bei drei weiteren Fällen waren zwei Unterarmgehstützen erforderlich.

Tabelle 33: Postoperative Beeinträchtigung des Gangbildes

| Hinken          | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-----------------|-------------------|---------------------------------------|
| Kein Hinken     | 50                | 45,45%                                |
| Leichtes Hinken | 56                | 50,91%                                |
| Mäßiges Hinken  | 3                 | 2,73%                                 |
| Starkes Hinken  | 1                 | 0,91%                                 |

Auch zeigte über 95% der Patienten nach der Operation ein unauffälliges, beziehungsweise nur leicht beeinträchtigtes Gangbild. Mäßiges Hinken war bei drei der nachuntersuchten Hüften erkennbar und in einem Fall musste das Gangbild als stark beeinträchtigt bewertet werden.

Tabelle 34: Postoperative Beeinträchtigung der Gehleistung

| Gehleistung | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-------------|-------------------|---------------------------------------|
| Unbegrenzt  | 90                | 81,82%                                |
| Ca. 600m    | 16                | 14,55%                                |
| 200m – 300m | 2                 | 1,82%                                 |
| Nur im Haus | 1                 | 0,91%                                 |
| Gehunfähig  | 1                 | 0,91%                                 |

Die deutliche Verbesserung der Gehleistung von 46% bezogen auf den präoperativen Wert (s.o.) ergibt sich aus der Verteilung der in der Tabelle dargestellten Einzelwerte. 90 der operierten Hüftgelenke beeinträchtigten die Patienten so gering, dass ihre maximale Gehleistung unbegrenzt war. Zusammen mit der vergleichsweise geringen Reduzierung dieser auf circa 600m, war die Gehleistung bei über 95% des gesamten Patientenkollektivs nicht oder nur geringeingeschränkt. Zweimal bedingte das klinische Beschwerdebild eine maximale Gehleistung von 200-300m, einmal eine auf das Haus begrenzte Mobilität und ein anderes Mal die komplette Gehunfähigkeit. Zusammen machen diese deutlichen Beeinträchtigungen 3,64% von allen operierten Hüftgelenken aus.

**Tabelle 35: Postoperative Beeinträchtigung des Treppensteigens**

| Treppensteigen              | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-----------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Normal, ohne Geländer       | 97                | 88,18%                                |
| Normal, mit Geländer        | 7                 | 6,36%                                 |
| Schwierig                   | 5                 | 4,55%                                 |
| Kein Treppensteigen möglich | 1                 | 0,91%                                 |

104 der nachuntersuchten Hüftprothesen ermöglichten den Patienten ein normales Treppensteigen, wobei dafür nur in sieben Fällen ein Geländer zur Hilfe genommen werden musste. Schwer fiel die Nutzung der Treppen nur in fünf Fällen und einem Patienten war auch nach der Operation kein Treppensteigen möglich.

**Tabelle 36: Postoperative Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen**

| Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|-------------------------------------|-------------------|---------------------------------------|
| Ein-/ Aussteigen möglich            | 108               | 98,18%                                |
| Ein-/ Aussteigen nicht möglich      | 2                 | 1,82%                                 |

Mit nur zwei Ausnahmen, waren alle Patienten nach der Operation in der Lage öffentliche Verkehrsmittel zu nutzen.

#### **3.2.1.4 Deformität**

Bis auf eine Deformität konnten alle präoperativ erfassten biomechanischen Normabweichungen im Rahmen der Operation korrigiert werden. Bei dieser einen Ausnahme handelte es sich um eine postoperativ fortbestehende Rotationskontraktur von mehr als zehn Grad.

Tabelle 37: Postoperative Kontrakturen und Beinlängendifferenzen

| Deformität                               | Anzahl der Hüften | Anteil am gesamten Patientenkollektiv |
|--|-------------------|---------------------------------------|
| Keine fixierte Adduktionskontraktur >10° | 110               | 100%                                  |
| Keine fixierte Rotationskontraktur >10°  | 110               | 100%                                  |
| Keine fixierte Beinlängendifferenz >3cm  | 109               | 99,09%                                |
| Keine fixierte Beugekontraktur > 30°     | 110               | 100%                                  |

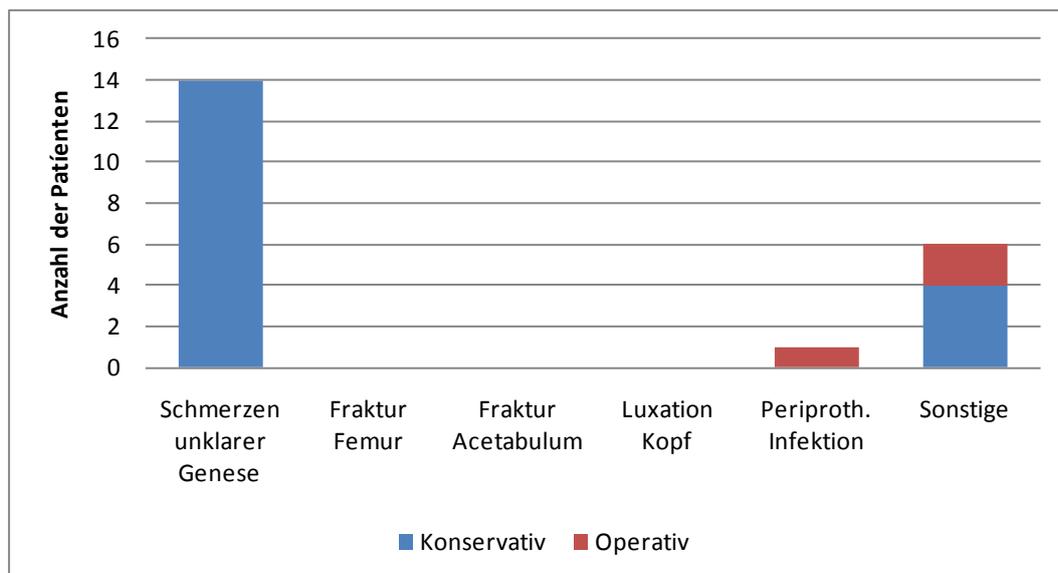
### 3.2.2 Implantatabhängige Komplikationen

Von den in Kapitel 2.9.3 dargestellten Gruppen, wurde die Komplikation „Schmerzen unklarer Genese“ mit insgesamt 14 Fällen am häufigsten dokumentiert. In keinem dieser Fälle war eine operative Therapie erforderlich.

Eine Patientin entwickelte jedoch sechs Monate nach der endoprothetischen Primärversorgung des Hüftgelenkes eine periprothetische Infektion, welche im Rahmen einer offenen Revision mit einer Jet-Lavage behandelt werden musste. Der Austausch von Prothesenkomponenten war allerdings nicht erforderlich. Die übrigen Komplikationen, wie die Fraktur des Acetabulums bzw. des Femurs oder aber eine Luxation des Prothesenkopfes konnte im untersuchten Patientenkollektiv nicht beobachtet werden.

Unter die Kategorie Sonstige fielen zwei weitere Fälle, welche einer operativen Korrektur bedurften. Dabei handelte es sich zum einen um einen Patienten, welcher vier Jahre postoperativ eine ausgeprägte Synovialitis zeigte. Diese machte sowohl einen Inlay-, als auch einen Prothesenkopfwechsel erforderlich. Ein anderer Patient klagte zwei Jahre postoperativ über Schmerzen im Bereich des operativ versorgten Hüftgelenkes. Die hierfür verantwortlich gemachten heterotopen Ossifikationen wurden im Rahmen eines operativen Eingriffes chirurgisch entfernt.

Ebenfalls unter der Kategorie Sonstige wurden zwei neurologische Komplikationen dokumentiert, welche im ersten Nachuntersuchungsintervall (siehe Kapitel 2.9.1) diagnostiziert wurden. In beiden Fällen handelte es sich dabei um transiente Hyposensibilitäten am lateralen Fußrand, welche ohne spezifische Therapie folgenlos ausheilten. Eine postoperativ dokumentierte ipsilaterale Beinschwellung und eine Bursitis trochanterica konnte mit konservativen Therapiemitteln zur Ausheilung gebracht werden.



**Abbildung 48: Operationsabhängige Komplikationen und ihre Therapieform (konservativ vs. operativ)**

### 3.2.3 Implantat-unabhängige Komplikationen

Abgesehen von den oben beschriebenen Komplikationen verunfallten zwei der Patienten im Beobachtungszeitraum der Studie. Dabei handelte es sich in einem Fall um einen Treppensturz einer Patientin mit beidseitiger Hüftendoprothese sechs Monate, bzw. 4,5 Jahre postoperativ. Eine andere Patientin erlitt einen schweren Autounfall. Auch diese Patientin war zu dem Zeitpunkt bereits beidseitig hüftendoprothetisch versorgt worden (ein Jahr, bzw. 1,5 Jahre zuvor). In beiden Fällen zeigte die posttraumatische Röntgenaufnahme ein unauffälliges Bild, so dass kein weiterer Eingriff erforderlich war.

### 3.3 Zusammenhang zwischen PE-Abrieb und Osteolysen

Um die Bedeutung der in der vorliegenden Arbeit erfassten Abriebwerte für die osteolytischen Befunde der deskriptiven Röntgenanalyse abschätzen zu können, wurde der Mann-Whitney U-Test durchgeführt. Als mögliche Einflussgrößen für die gefundenen Lysesäume und fokalen Osteolysen des Schaftbereiches wurden die verschiedenen Abriebwerte der Martell-Software eingesetzt (linear und volumetrisch). Um dabei auch die Bedeutung der Verschleißkinetik für die Osteolysen abschätzen zu können, wurden die jährlichen Abriebwerte mit in die Berechnung einbezogen (siehe Tabelle 38).

Es konnte gezeigt werden, dass die insgesamt sieben osteolytischen Knochenveränderungen nicht auf die generierte Abriebpartikelmenge zurückzuführen waren.

Tabelle 38: Zusammenhang zwischen PE-Abrieb und Osteolysen

| Variable                   | LV     | LV/ Jahr | VV     | VV/ Jahr |
|----------------------------|--------|----------|--------|----------|
| RS keine Osteolysen        | 5768   | 5878     | 5803   | 5854     |
| RS Osteolysen*             | 337    | 227      | 302    | 251      |
| U                          | 203    | 212      | 238    | 236      |
| Z                          | -0,853 | 0,725    | -0,352 | 0,38     |
| p-Niveau                   | 0,393  | 0,469    | 0,725  | 0,703    |
| Gültige N keine Osteolysen | 105    | 105      | 105    | 105      |
| Gültige N Osteolysen*      | 5      | 5        | 5      | 5        |
| 2*eins. exakt p            | 0,408  | 0,484    | 0,738  | 0,717    |

LV= linearer Verschleiß; VV= volumetrischer Verschleiß; \* = Osteolysen in mind. einer Zone

Da die Förderung der Osteoklastenaktivität durch chronische Steroideinnahme sich negativ auf die knöcherne Implantatintegration auswirken könnte (84; 89; 118), wurde auch diese Größe hinsichtlich ihrer Bedeutung für die gefundenen Osteolysen untersucht. Die beiden dichotomisierten Variablen standen jedoch im untersuchten Patientenkollektiv in keinem Zusammenhang. Keiner der fünf Patienten mit auffälligem periprotetischem Knochenbefund gehörte zu den insgesamt 15 Patienten mit chronischer Steroideinnahme.

### 3.4 Zusammenhang zwischen Osteolysen und dem HHS

Zur Klärung der Frage, ob die Osteolysen sich ihrerseits negativ auf die klinischen Befunde der Patienten auswirkten, wurde ein Homogenitätstest durchgeführt. Hierbei wurde aufgrund der fehlenden Normalverteilung der beiden Parameter und dem dichotomen Charakter des Osteolysenparameters der Mann-Whitney U-Test angewandt.

Tabelle 39: Zusammenhang zwischen Osteolysen und dem HHS

| Variable        | HHS    |
|-----------------|--------|
| RS kO           | 5895,5 |
| RS Os           | 209,5  |
| U               | 194,5  |
| Z               | 0,976  |
| p-Niveau        | 0,329  |
| Gültige N kO    | 105    |
| Gültige N Os    | 5      |
| 2*eins. exakt p | 0,34   |

\* =  $p < 0,05$ 

Dabei zeigte sich, dass die jeweiligen mittels Harris-Hip-Score erfassten klinischen Befunde nicht von dem Osteolyseausmaß beeinträchtigt wurden.

#### 4 Diskussion

Zur Beurteilung des definierten Hüftendoprothesensystems wurden in der vorliegenden Arbeit mikroskopische Abriebwerte berechnet, makroskopisch sichtbare periprothetische Lysezeichen erfasst und die Patienten hinsichtlich ihres klinischen Befindens untersucht. Neben den Veränderungen im Einzelnen, war von zentralem Interesse, ob im Rahmen des durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraumes von 17 Monaten Zusammenhänge zwischen den einzelnen Faktoren gefunden werden können. So geht aus der wissenschaftlichen Literatur hervor, dass Abriebpartikel über bio-pathologische Reaktionen zu radiologisch fassbaren Lyseäusen führen können (40; 140; 142) und diese ihrerseits über Implantatlockerungen (127; 128) mit einer Beeinträchtigung der klinischen Befunde verknüpft sind (142). Im Folgenden sollen nun die oben dargestellten radiologischen und klinischen Daten kritisch diskutiert und mit der Literaturlage verglichen werden.

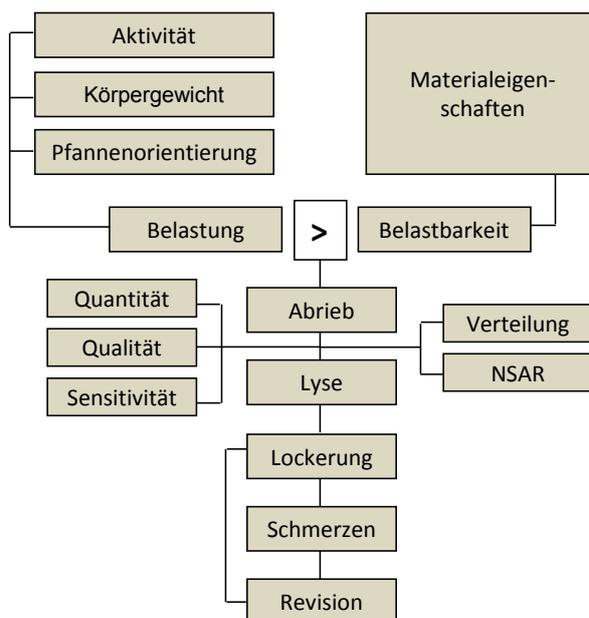


Abbildung 49: Modell zur Ursache und Wirkung des Polyethylenabriebes

#### 4.1 Verschleißanalyse

Mit Hilfe der semi-automatisierten, computerassistierten Röntgenanalyse konnte im untersuchten Patientenkollektiv für die XLPE- $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gleitpaarung ein zweiphasiger Verschleißverlauf gemessen werden, der sich in eine erste Phase mit ausgeprägtem ( $0,38\text{mm} / \text{Jahr}$  SD:  $0,2$ ) und eine darauffolgende Phase mit deutlich reduziertem Verschleiß einteilen lässt ( $0,14\text{mm} / \text{Jahr}$ ; SD:  $0,1$ ). Derartige Abriebmuster sind in der Literatur bereits für verschiedene Implantatkombinationen beschrieben worden. So berichten Myanishi et al. bei einer Zirkonium-HXLPE-Gleitpaarung über eine verstärkte lineare Penetration des Prothesenkopfes von  $0,37\text{mm} / \text{Jahr}$  (SD:  $0,25$ ) innerhalb der ersten zwölf Monate nach der Operation und über einen geringeren Wert von durchschnittlich  $0,06\text{mm} / \text{Jahr}$  in späteren Untersuchungen (116). Auch die von Glyn-Jones et al. gefundenen Abriebwerte lagen für hoch vernetzte Polyethyleninlays zu Beginn der Untersuchung mit  $0,21\text{mm} / \text{Jahr}$  (SD:  $0,15$ ) am höchsten und verringerten sich im weiteren Verlauf um den Faktor 3,6 (58). Als Ursache für diese anfänglich gesteigerten Abriebwerte vermutet man eine Überlagerung des eigentlichen Verschleißes durch eine über die Zeit nachlassende plastische Inlay-Verformung unter mechanischer Last (bedding-in, Kaltfluss) (11; 78; 91).

Die Möglichkeit einer solchen Überlagerung von Messwerten erklärt sich durch das zu Grunde liegende Analyseprinzip der in-vivo Verschleißanalysen. So beruht auch das eingesetzte Messverfahren von Martell auf einer Vektoranalyse, deren Vektoren durch die Dezentralisierung des Prothesenkopfes beschrieben

werden. Damit basiert diese Methode auf der Erfassung einer mit dem Verschleiß assoziierten Erscheinung (= indirekte Messung), nicht jedoch auf der Messung des Abriebes an sich (= direkte Messung). Plastische Verformungen des Inlays im Sinne einer Kriechdehnung, welche ebenfalls in einer dimensionalen Verschiebung des Prothesenkopfes aus dem Drehzentrum resultieren, können somit nicht sicher vom eigentlichen, mit Abriebpartikeln einhergehenden Verschleiß differenziert werden.

McCalden et al. empfehlen aus diesem Grund mehrfache Messungen erst nach der bedding-in-Phase durchzuführen, um die tatsächliche PE-Abnutzung zu erfassen (110). Ab welchem Zeitpunkt jedoch der abriebbedingte Verschleiß im Vordergrund steht und der Beitrag der Inlayverformung zu vernachlässigen ist, bleibt in-vivo Messmethoden allerdings unzugänglich. Ergebnisse aus in-vitro Untersuchungen weisen jedoch darauf hin, dass die Kriechdehnung des Inlays über zwei Millionen Belastungszyklen anhält (46) und damit, je nach Patientenaktivität, zwischen drei Monaten und zwei Jahren abgeschlossen ist (57; 59; 70). Unter diesen Umständen wäre es möglich, dass ein Großteil der erfassten Prothesenkopfverschiebungen auf bedding-in-Phänomene zurückzuführen ist. Die damit verbundene Überschätzung des tatsächlichen Abriebes gilt es bei der Interpretation der vorliegenden Daten zu berücksichtigen (103). Gleiches gilt auch für die aus der zweidimensionalen Penetration des Prothesenkopfes berechneten Daten für den volumetrischen Verschleiß. Die erhöhten Werte von  $144,049 \text{ mm}^3$  (SD: 146) in den ersten zwölf Monaten weisen auf eine Kombination von Bedding-in und Abrieb hin. Wie groß der Anteil der Inlayverformung an den Verschleißwerten der darauffolgenden Untersuchungen war, kann jedoch nicht mit Sicherheit gesagt werden.

Berücksichtigt man vor diesem Hintergrund ausschließlich die Werte, die frühestens ein Jahr nach Implantation gemessen wurden (0,14 mm / Jahr) und vergleicht diese mit den Daten anderer Studien, welche den Abrieb des gleichen Inlays mithilfe der Hip-Analysis-Suite kontrollierten, dann zeigt sich, dass die dort dokumentierten Werte um 0,11 mm – 0,13 mm niedriger liegen. Unter diesen Studien fanden Engh et al. mit 0,01 mm (SD: 0,07) den geringsten jährlichen Verschleiß für das genannte HXLPE Inlay (45). Der von Heisel et al. beschriebene Abrieb von 0,02 mm / Jahr (SD: 0,1) (70) und der von Bitsch et al. beschriebene Wert von 0,03 mm / Jahr (SD: 0,47) lagen nur wenig höher (11). Auch eine Studie von Hopper et al., in welcher ein anderes Analyseverfahren eingesetzt

wurde (Sychterz) lag der Abrieb mit 0,08 mm pro Jahr zwar bereits deutlich höher, blieb aber unter den Werten der vorliegenden Verschleißanalyse (71). All diesen Studien ist gemein, dass ihr durchschnittliches Follow up außerhalb des kritischen Zeitkorridors von zwei Jahren für die bedding-in Phase lag (s.o.). Die Diskrepanz zwischen den in der Literatur beschriebenen und den selbst ermittelten Werten könnte demnach auf eine länger als ein Jahr dauernde Verformungen des Marathoninlays hindeuten. Somit wäre auch der Wert von 0,14 mm pro Jahr durch Bedding-in Phänomene überlagert und der tatsächliche Abrieb niedriger. Die Ergebnisse einer Arbeit von Wroblewski et al., in der vergleichbare Gleitpartner untersucht wurden (XLPE Inlay / Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Köpfe), stützen diese These: Während nach 10 – 11 Jahren eine mittlere lineare Penetration von 0,02 mm ermittelt wurde, lagen die jährlichen Penetrationsraten im ersten Jahr mit 0,7 mm und im zweiten Jahr mit 0,22 mm deutlich höher (164).

Für XLPE-Inlays anderer Hersteller, wie dem Crossfire™ Inlay der Firma Stryker (Mahwah, New Jersey), wurden hingegen trotz längerer Nachuntersuchungszeit von zwei bis drei Jahren, mit 0,12 mm / Jahr ähnlich hohe Abriebwerte gefunden wie in der vorliegenden Arbeit (107). Was in dieser von Martell durchgeführten Studie zum vergleichsweise hohen Verschleiß geführt hat, bleibt jedoch unbeantwortet.

Bei denen im Folgenden dargestellten Studien handelt es sich um kontrollierte und nicht kontrollierte Untersuchungen, welche mittels in-vivo Messverfahren den zweidimensionalen und z.T. auch den dreidimensionalen Verschleiß von hochvernetzten UHMWPE-Inlays erfasst haben. Ein Vergleich der eigenen Abriebsdaten mit Hüftsimulatorergebnissen wurde hingegen nicht durchgeführt, da über dieses Verfahren die intraartikulären Bedingungen nicht exakt nachgestellt werden können. Schwierigkeiten bestehen hierbei neben der Nachbildung des physiologischen Schmierstoffes insbesondere in der Simulation der physiologischen Belastung. Eine aktuelle Studie von Shorez et al. konnte beispielsweise zeigen, dass die Übergänge zwischen statischer und dynamischer Belastung, welche in traditionellen Simulatoruntersuchungen nicht berücksichtigt wurden, einen entscheidenden Einfluss auf die Verschleißkinetik und die Partikelform haben (144). Zwar fanden die Autoren niedrigere Werte für den Gesamtverschleiß, konnten jedoch gleichzeitig zeigen, dass die hierbei produzierten Abriebpartikel aufgrund ihrer Größe und Form die Gefahr von Osteolyse im periprothetischen Gewebe erhöhen.

Tabelle 40: Kontrollierte und nicht kontrollierte Studien mit in-vivo Verschleißanalyse verschiedener HXLPE-Inlays.

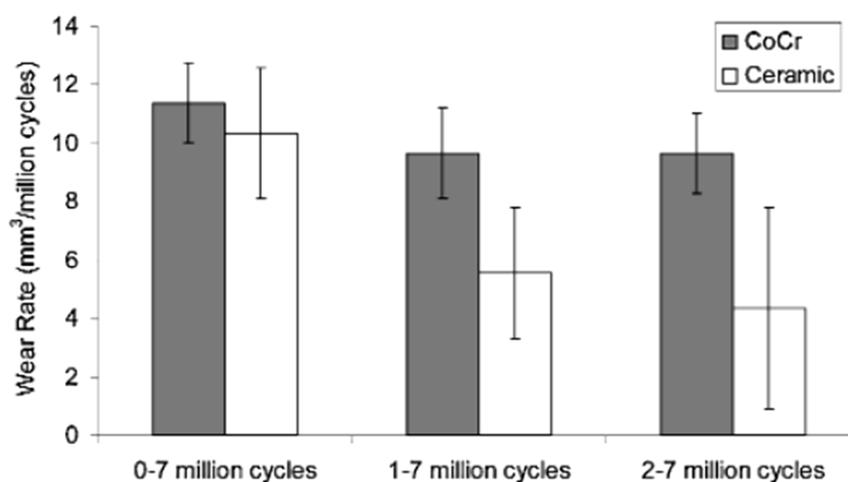
| Studie                      | Inlay   | Kopf | Methode            | N (Hüften) | NI [Jahre] | LV/ Jahr [mm] (<1Jahr) | LV/ Jahr [mm] (>1Jahr) | VV/ Jahr [mm <sup>3</sup> ] (<1Jahr) | VV/ Jahr [mm <sup>3</sup> ] (>1Jahr) |
|-----------------------------|---|------|--------------------|------------|------------|------------------------|------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| Shia et al. 2009 (143)      | Longevity <sup>+</sup>                        | CoCr | Hip Analysis suite | 70         | 4          | k.A.                   | 0,026 (SD: 0,135)      | k.A.                                 | k.A.                                 |
| Bitsch et al. 2008 (11)     | Marathon <sup>+</sup>                         | k.A. | Hip Analysis Suite | 32         | 5,75       | 0,031 (SD: 0,047)      |                        | 15,5 (SD: 15,9)                      |                                      |
|                             | Enduron                                       |      |                    | 24         | 5,83       | 0,104 (SD: 0,094)      |                        | 55,5 (SD: 54,1)                      |                                      |
| Miyanishi et al. 2007 (116) | Aeonian <sup>+</sup>                          | Zr   | Vector Works       | 95         | 2,3        | 0,37 (SD: 0,25)        | 0,06 (SD: 0,19)        | 130,4 (SD: 129,9)                    | 32,4 (SD: 82,0)                      |
|                             | Kyocera                                       |      |                    | 20         | 4,2        | 0,29 (SD: 0,21)        | 0,14 (SD: 0,19)        | 139 (SD: 85,3)                       | 78,8 (SD: 62,7)                      |
| Triclot et al. 2007 (151)   | Durasul <sup>+</sup>                          | CoCr | Hip Analysis Suite | 102        | 4,9        | 0,025 (SD: 0,128)      |                        | 29,29 (SD: 44,08)                    |                                      |
|                             | Sulene  |      |                    |            |            | 0,106 (SD: 0,109)      |                        | 53,32 (SD: 48,68)                    |                                      |
| Engh et al. 2006 (45)       | Marathon <sup>+</sup>                         | CoCr | Hip Analysis Suite | 116        | 5,7        | 0,01 (SD: 0,07)        |                        | 5 (SD: 22)                           |                                      |
|                             | Enduron                                       |      |                    | 114        |            | 0,19 (SD: 0,12)        |                        | 107 (SD: 76)                         |                                      |
| Bragdon et al., 2006 (16)   | Durasul <sup>+</sup>                          | CoCr | Hip Analysis Suite | 74         | 3,75       | 0,03 (SD: 0,1)         | 0,025 (SD: 0,099)      | k.A.                                 | k.A.                                 |
|                             | Konventionell                                 |      |                    | 58         |            | 0,154 (SD: 0,9)        | 0,144 (SD: 0,191)      | k.A.                                 | k.A.                                 |
| Manning et al. 2005         | Longevity <sup>+</sup> / Durasul <sup>+</sup> | CoCr | Hip Analysis       | 70         | 2,6        | 0,012 (SD: 0,01)       |                        | k.A.                                 | k.A.                                 |

| Studie                  | Inlay                  | Kopf                           | Methode                    | N (Hüften) | NI [Jahre] | LV/ Jahr [mm] (<1Jahr) | LV/ Jahr [mm] (>1Jahr) | VV/ Jahr [mm <sup>3</sup> ] (<1Jahr) | VV/ Jahr [mm <sup>3</sup> ] (>1Jahr) |
|-------------------------|------------------------|--------------------------------|----------------------------|------------|------------|------------------------|------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| (103)                   | Konventionell          |                                | Suite                      | 111        | 4          | 0,176 (SD: 0,054)      |                        | k.A.                                 | k.A.                                 |
| Dorr et al. 2005 (39)   | Durasul <sup>+</sup>   | CoCr                           | Sychterz                   | 37         | 5          | 0,074 (SD: 0,07 )      | 0,029 (SD: 0,02)       | k.A.                                 | k.A.                                 |
|                         | Sulene                 |                                |                            | 37         |            | 0,151 (SD: 0,167 )     | 0,065 (SD:0,026)       | k.A.                                 | k.A.                                 |
| Heisel et al. 2004 (70) | Marathon <sup>+</sup>  | CoCr, Ceramic                  | Hip-Analysis-Suite         | 34         | 2,75       | 0,02 (SD: 0,1)         |                        | 17,0 (SD: 19,2)                      |                                      |
|                         | Enduron                |                                |                            | 24         | 3          | 0,13 (SD: 0,1)         |                        | 87,6 (SD: 79,2)                      |                                      |
| Martell et al. (107)    | Crossfire <sup>+</sup> | CoCr                           | Hip-Analysis-Suite         | 24         | 2-3        | 0,12 (SD:0,05)         |                        | 62,07 (SD: 34,15)                    |                                      |
|                         | N2/Vac                 |                                |                            | 22         |            | 0,2 (SD:0,1)           |                        | 90,89 (SD: 52,74)                    |                                      |
| Hopper et al. (71)      | Marathon <sup>+</sup>  | CoCr                           | Hip-Analysis-Suite         | 48         | 2          | 0,08 (SD: 0,24)        |                        | k.A.                                 |                                      |
|                         | Enduron                |                                |                            | 50         |            | 0,18 (SD: 0,20)        |                        |                                      |                                      |
| Wroblewski et al. (164) | HXLPE                  | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | Methode nach Griffith (64) | 12         | 6,42       | 0,7 (SD: k.A.)         | 0,02 (SD: k.A.)        | k.A.                                 |                                      |

+ = HXLPE-Inlays; k.A. = keine Angaben

Betrachtet man die Ergebnisse der Studien, welche das Abriebverhalten von HXLPE-Inlays mit nicht quervernetzten Inlays verglichen haben, so zeichnet sich eine deutliche Überlegenheit ersterer aus (siehe Tabelle 40). Die Quervernetzung der Oberflächenstruktur durch Gammabestahlung scheint demnach eine zentrale Rolle bei der Reduktion der Verschleißerscheinungen zu spielen. Aufgrund der fehlenden Kontrollgruppe in der vorliegenden Arbeit kann diese Überlegenheit von quervernetzten Inlays anhand der eigenen Daten allerdings nicht beurteilt werden. Yamamoto et al., welche den Zusammenhang zwischen der Bestrahlungsdosis und dem Abriebverhalten von Polyethyleninlays untersuchten, konnten zeigen, dass sowohl die Ausprägung der Oberflächenveränderungen des PE-Inlays, als auch die Größe der generierten Abriebpartikel mit zunehmender Quervernetzung abnehmen (165).

Welchen Einfluss das Prothesenkopfmaterial auf die gefundenen Abriebwerte hat, ist aufgrund der fehlenden Kontrollgruppe in der vorliegenden Arbeit ebenfalls nur hypothetisch zu beantworten. Aufgrund der Literaturlage ist jedoch zu vermuten, dass die Friktionseigenschaften und damit die Abriebresistenz der untersuchten Gleitpaarung durch die in Kapitel 2.3 beschriebenen Materialeigenschaften des BioloX®-Kopfes weiter verbessert wurden. So untersuchten Galvin et al. in einer Simulatorstudie aus dem Jahr 2008 neben CoCr-Köpfen und Prothesenköpfe mit einer keramikähnlichen Beschichtung auch die Reibungseigenschaften der hier untersuchten BioloX®forte-Köpfe (54). Die Analyse konnte zeigen, dass der für den Verschleiß entscheidende Friktionsfaktor für die Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Köpfe am niedrigsten lag. Auch Ranawat et al., welche in zwei parallelisierten Stichproben Abriebsdifferenzen zwischen Metall- und Keramikköpfen untersuchten konnten zeigen, dass der lineare Verschleiß im Keramikkollektiv mit 0,13 mm/Jahr signifikant niedriger lag, als im Metallkollektiv (0,17 mm/Jahr) (130). Fischer et al., die ebenfalls das Abriebverhalten von BioloX®-Köpfen mit dem von CoCr-Köpfen verglichen, fanden so gar eine um 50% geringere „steady-state“-Abriebrate für das von ihnen untersuchte und mit Keramikköpfen versorgte Patientenkollektiv (51).



**Abbildung 50: Durchschnittliche Verschleißraten mit 95% Konfidenzintervall aus (51)**

Trotz der beschriebenen Verbesserung der verwendeten Gleitpaarungen in Bezug auf die durchschnittlichen Abriebwerte, sind auch für HXLPE-Inlays noch starke interindividuelle Unterschiede in der Verschleißkinetik zu erkennen. Diese spiegeln sich in der ausgeprägten Streuung der Abriebwerte der vorliegenden Arbeit wieder. Während ein Teil der Patienten selbst mehrere Jahre nach der Operation nur marginale Verschleißwerte zeigt, fanden sich bei anderen bereits in frühen Nachuntersuchungsterminen deutliche Prothesenkopfverschiebungen (siehe Abbildung 32). Eine Betrachtung der Standardabweichungen vergleichbarer Studien, welche zum Teil über den zugehörigen Mittelwerten lagen, macht deutlich, dass auch hier ausgeprägte unterschiedliche Abnutzungsverläufe vorlagen. Ursachen für diese Variabilität sind auf verschiedenen Ebenen denkbar. Letztlich entscheidet jedoch die Dysbalance zwischen Belastung und Belastbarkeit der Prothese über das Ausmaß der Materialabnutzung (18).

Da mit der definierten Prothesenkombination, unter der Voraussetzung konstanter Materialeigenschaften nach Fertigung, die Belastbarkeit konstant gehalten wird, sind die Gründe für Unterschiede im Verschleiß in der jeweiligen Belastungshöhe zu suchen (siehe Abbildung 49). So liegt es beispielsweise nahe, dass Patienten mit einem hohen Körpergewicht über stärkere Reibungskräfte im künstlichen Hüftgelenk größere Abriebwerte aufweisen, als solche mit niedrigerem Gewicht. Diese Überlegung wird durch Studien gestützt, welche die beim Gehen resultierenden Kräfte am Hüftgelenk untersuchten, da die ermittelten intraartikulären Belastungen und damit die Belastung des Inlays, zwischen dem 1,8 bis 4,3fachen des Körpergewichtes lagen (75). Die statistische Analyse der Daten aus dem untersuchten Patientenkollektiv zeigte für das kurze Nachuntersu-

chungsintervall von 17 Monaten allerdings keinen Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Verschleiß. Eine Arbeit von Kawanabe et al., welche den Abrieb von Zirkonium-UHMWPE und Aluminium-UHMWPE Gleitpaarungen verglich, konnte jedoch auch bei einem durchschnittlichen Follow-up von 5,4 Jahren diesbezüglich keinen Zusammenhang finden (88). Selbst bei Nachuntersuchungsintervallen von 15-21 Jahren, wie sie in einer früheren Arbeit von Wroblewski zur Anwendung kam, zeigten sich gleiche Ergebnisse (163).

Eine mögliche negative Beeinträchtigung der Verschleißkinetik aus biomechanischer Sicht, in Form von extremen Anteversions- oder Inklinationswinkeln der Prothesenpfanne wurde bereits mehrfach in der Literatur diskutiert. Ein solcher Zusammenhang konnte für die untersuchten Prothesen nicht gefunden werden (linearer Verschleiß/ Jahr vs. Inklination:  $r = -0,11$ ; linearer Verschleiß/ Jahr vs. Anteversion  $r = 0,15$ ). Lusty et al. welche den Einfluss des Anteversionswinkels auf die Abnutzung einer Keramik-Keramik-Gleitpaarung nach sechs Monaten überprüften, beschrieben hingegen einen kritischen Anteversionswinkel von 15 Grad (101). Bei Unterschreitung dieses Winkels, kam es zu einem jährlichen PE-Verbrauch von  $1,2\text{mm}^3$ , während Pfannen mit größerer Anteversion keinen Verschleiß in dieser Zeit zeigten. Auch Patil et al., welche sowohl in-vitro, als auch in-vivo Versuche durchführten, kamen zu dem Schluss, dass eine optimale Pfannenpositionierung dabei helfen kann den jährlichen Abrieb zu vermindern (121). Ihre klinischen Daten zeigten eine um 40% höhere lineare Penetration ab einer Pfanneninklination von mehr als 45 Grad. Andere Autoren, wie Goosen et al. oder Kawanabe et al. fanden hingegen, wie in der vorliegenden Arbeit, keine von der Pfannenorientierung abhängige Verschleißerscheinungen (61; 88). Diese Ergebnisse werden auch durch eine Untersuchung bekräftigt, in welcher Nevelos et al. mittels Hüftgelenksimulator den Einfluss extremer Inklinationswinkel untersuchten. Nach Erreichen eines steady-state Abriebes von  $0,05\text{mm}^3$  wurde der Inklinationswinkel bei einem Teil der Pfannen auf 60 Grad erhöht, während er bei den übrigen Pfannen auf 45 Grad belassen wurde. Die nach den darauf folgenden drei Millionen Belastungszyklen erfassten Abriebwerte zeigten zwischen den beiden Pfannenkollektiven jedoch keinen Unterschied in der Verschleißkinetik.

Sollte ein solcher Zusammenhang dennoch bestehen, bleibt die Frage nach der Relevanz für die Praxis, denn oft diktieren die anatomischen Voraussetzungen der Patientenhüfte die Pfannenorientierung mehr als der jeweilige Operateur. Dies zeigt sich in einer aktuellen Studie von Reize et al., bei der die Erfahrung der Operateure keinen signifikanten Einfluss auf die zu erzielende Pfannenorien-

tierung hatte (131). 59% der 85 implantierten Hüften wurden bei dieser Studie aufgrund der unterschiedlichen Hüftgeometrien außerhalb der sicheren Zone von Lewinnek (96) ( $40^\circ$  Inklination, SD:  $10^\circ$ ;  $15^\circ$  Anteversion, SD:  $10^\circ$ ) implantiert. Auch Bosker et al. konnten zeigen, dass die vom Operateur geplante Pfannenorientierung oft nicht mit der später gemessenen tatsächlichen Position übereinstimmt und folgern daraus: „[...] that freehand placement of the acetabular component is not a reliable method.“ (14).

Als weitere mögliche Einflussquelle auf den PE-Abrieb, welche in der vorliegenden Arbeit nicht erfasst wurde, sind operationsbedingte Verlagerungen des Hüftdrehzentrums anzuführen. Analytische Modelle weisen darauf hin, dass die größten Gelenkbelastungen auftreten, wenn das Hüftzentrum in eine superior-posterolaterale Position gebracht wird (75). Eine Studie von Wan et al. aus dem Jahre 2008 konnte diese Korrelation an 149 untersuchten Hüften bei einem Follow-up von 9,2 Jahren jedoch nicht bestätigen (158). Der oben besprochene Einfluss durch die Inklination der Pfanne, spielte, laut Wan et al. hingegen eine entscheidende Rolle für die Verschleißkinetik.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die verhältnismäßig leicht zu erfassenden Daten, wie das Körpergewicht, die Körpergröße und die Pfannenorientierung die beobachtete Verschleißdifferenzen der eigens erfassten Werte nicht alleine erklären konnten. Dies ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass mit der Alltagsbelastung eine entscheidende Einflussgröße nicht erfasst wurde. Schmalzried et al., welche eine Untersuchung zur Quantität der täglichen Gehstrecke hüftendoprothetisch versorgter Patienten durchführten, fanden eine enorme Variabilität der mittels Schrittzähler erfassten Laufleistung. Die gannate Arbeitstruppe folgerte daraus, dass die individuellen Differenzen in der Aktivität der Patienten einen substantiellen Einfluss auf die PE-Abriebrate in-vivo besitzt (141). Diese Ergebnisse werden auch durch eine aktuelle Studie von Egawa et al., die Anfang des Jahres 2009 veröffentlicht wird, gestützt, in welcher zwischen Patientenaktivität, PE-Abrieb und Osteolyseausmaß eine starke Korrelation von  $r = 0.93$  gefunden wurde (41). Vor diesem Hintergrund sollte in nachfolgenden Untersuchungen die Patientenaktivität und die Drehzentrumsverschiebung mit erfasst werden.

Da sich die direkte Erfassung der körperlichen Aktivität über lange Nachuntersuchungszeiträume als außerordentlich schwer darstellt, sind auch indirekte Methoden denkbar. So entdeckten Devane et al. und Woolson et al. bei ihren Metall-Kopf-Kollektiven einen Zusammenhang zwischen Patientenalter und PE-Abrieb

und vermuteten die abnehmende körperliche Aktivität mit zunehmendem Lebensalter als Ursache für diese Erscheinung (37; 162). Die berechnete Korrelation zwischen Patientenalter und linearer Penetration ( $r = 0,04$ ) bzw. dem volumetrischen Verschleiß ( $r = -0,05$ ) für das hier untersuchte Patientenkollektiv macht deutlich, dass dieser Rückschluss als allgemeingültige Regel nicht belastbar ist. Auch Schmalzried et al. fanden zwar einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen den beiden Parametern, betonten jedoch die ausgeprägte Standardabweichung von über 3000 Schritten pro Tag (141).

Allen genannten Parametern ist gemein, dass sie von außen die mechanische Belastung der Prothese erhöhen. Als weitere Gruppe möglicher Einflussgrößen sind Veränderungen zu nennen, welche die Friktionseigenschaften der Gleitpaarung verschlechtern. So würden Rauigkeiten des Prothesenkopfes oder sich im Gelenkspalt befindliche harte Fremdkörper während der Gelenkbewegung in das gegenüberliegende Inlay schneiden und dadurch Abriebpartikel unterschiedlicher Größenordnung generieren (18). Eine Untersuchung von Sakoda et al. konnte in diesem Zusammenhang zeigen, dass XLPE-Inlays zwar bei Artikulation mit glatten Prothesenköpfen Vorteile im Sinne eines verminderten Abriebes aufweisen, ihr Verschleiß jedoch dramatisch (30 – 200fach) ansteigt, sobald der zugehörige Gleitpartner verkratzt ist (136). Auch wenn aufgrund der hohen Festigkeit des Prothesenkopfes eine Schädigung der Oberflächenstruktur unwahrscheinlich erscheint (siehe Kapitel 2.3), so sind vergleichbare Auswirkungen durch harte Fremdkörper auf der Seite des XLPE-Inlays durchaus denkbar. Unter der Annahme, dass solche transartikulären Fremdkörpermigrationen nur bei einem Teil der Patienten auftreten, würde sich ein weiterer Bereich der interindividuellen Varianz in der Verschleißkinetik erklären.

Auch eine mangelnde Präzision im Analyseverfahren der Hip-Analysis-Suite-Software wäre als Ursache für eine ausgeprägte Wertestreuung denkbar. Eine Gruppe um Hui, zu denen auch John Martell selbst gehörte, die 2003 als erste die Validität der in-vivo Verschleißmessverfahren (ProWare und Hip-Analysis-Suite) überprüfte präsentierte damals hohe Korrelationskoeffizienten zwischen dem zwei- bzw. dreidimensionalen Verschleiß und den Werten von direkten Messungen an explantierten Inlays (73). In einer anderen Arbeit präsentierten Martell et al. eine Messgenauigkeit von 0,079 (SD: 0,241) für die von ihm eingeführte Hip-Analysis-Suite (106). Ein Artikel des Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume) aus dem Jahre 2008 kam hingegen zu gegensätzlichen Ergebnissen (56). In diesem verglichen Geerdink et al. mit Hilfe einer Einfachblindstudie

vier verschiedene computergestützte Verschleißanalyseprogramme (Martell, HyperOrtho™, View Pro-X™ und Roman™) und kamen zu dem Ergebnis, dass die „Martell-Methode“ unter den Konkurrenzprodukten die geringste Präzision aufweist. Als wahrscheinliche Ursache für dieses Ergebnis geben die Forscher Probleme im Kantenerkennungsalgorithmus der Software an. Darüber hinaus fiel auf, dass die gemessenen jährlichen Abriebraten der Martellsoftware in der Einzelbildanalyse um das Doppelte höher lagen, als die der anderen Programme. Gleiches gilt für die Standardabweichung der Werte, die ebenfalls um den Faktor Zwei größer war: Martell: 0.24 (SD 0.19); HyperOrtho™, 0.12 (SD 0.08); View Pro-X™, 0.12 (SD 0.06); Roman™, 0.12 (SD 0.07). Auch bei der Bildpaaranalyse waren die via Hip-Analysis-Suite™ ermittelten Werte mit Abstand am höchsten: Martell, 0.35 (SD 0.22); HyperOrtho™, 0.15 (SD 0.13); View Pro-X™, 0.11 (SD 0.06); Roman™, 0.11 (SD 0.07).

Eine zuvor von Wan et al. veröffentlichte Studie konnte darüber hinaus nachweisen, dass die Präzision der Hip-Analysis-Suite insbesondere bei niedrigem Gesamtverschleiß, an Präzision verliert (157). Als Grenzwert gaben die Wissenschaftler einen Abrieb von 1,1 mm an. Da in der vorliegenden Arbeit aufgrund der vergleichsweise kurzen Nachuntersuchungszeiträume alle gemessenen absoluten Verschleißwerte unter dieser Schwelle lagen, ist zu vermuten, dass dies zur Messgenauigkeit beigetragen hat. Nach Meinung von Wan et al. beruhen die Analysefehler auf minimalen radiographischen Verzerrungen von Prothesenkopf und -pfanne. Aber auch der später von Geerdink et al. problematisierte Algorithmus zur Kantenerkennung (s.o.) wurde hier bereits als Schwachpunkt diskutiert.

Auch Dora et al. weisen darauf hin, dass insbesondere bei der Erfassung von kleinen Mengen an PE-Verschleiß präzisere Verfahren zur Anwendung kommen müssen und stellen in dem kürzlich veröffentlichten Artikel eine neue Messmethode vor, welches im Vergleich mit der Hip-Analysis-Suite™ (+/-0.84 mm) eine signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Präzision aufwies (+/-0.15 mm) (38). Bei diesem Verfahren wird ein automatisch generierter Algorithmus genutzt, der anhand eines CAD-Modells der Prothese von einer Software erstellt wird.

In zukünftigen Verschleißstudien sollte aus den vorgelegten Gründen neben einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von mindestens drei Jahren neue Messmethoden wie die Roman Software oder das von Dora et al. vorgestellte Prinzip zur Anwendung kommen.

## 4.2 Deskriptive Röntgenanalyse

Ziel der durchgeführten deskriptiven Röntgenanalyse war es Veränderungen im periprothetischen Knochengewebe zu erfassen. Von zentralem Interesse waren dabei Befunde im Sinne einer Reduktion der Knochendichte, da diese letztlich, über eine Vergrößerung des Knochenkanals, zur Lockerung der Prothese führen können (142). Auch heute noch gilt die periprothetische Osteolyse als häufigste Komplikation, die aufgrund von Implantatlockerungen Revisionsoperationen erforderlich macht (127). Zu den definitiven Zeichen einer Prothesenlockerung zählen zwei Millimeter breite radiographische Aufhellungen, welche die komplette Knochen-Implantatgrenze umfasst und die Verschiebung der Pfannen bzw. das Einsinken des Schaftes (150). Letzteres konnte im vorliegenden Nachuntersuchungszeitraum nur bei einem Patienten, in Form einer Schaftabsenkung um 19mm beobachtet werden. Da dieses Ereignis jedoch ohne klinische Bedeutung blieb, wurde im konkreten Fall von einer Revision abgesehen. Die Pfannenintegration war bei allen Hüftprothesen über den gesamten Zeitraum als unverändert positiv zu bewerten. Auch eine Veränderung der Pfannenposition konnte in keinem Fall beobachtet werden.

Vollständig die Knochen-Implantatgrenze umfassende Aufhellungen konnten ebenfalls bei keinem Patienten gefunden werden. Einzelne Veränderungen des periprothetischen Knochengewebes im Sinne saumförmiger Aufhellungen wurden im Schaftbereich jedoch bei 23 der 110 Hüften gefunden und im pfannenumgebenden Knochengewebe in insgesamt 29 Fällen. Wurde berücksichtigt, dass Säume bis 2mm auch als physiologische Adaptation, durch Interposition von fibrösem Gewebe in Erscheinung treten können (150), dann zeigte sich, dass lediglich bei fünf Patienten (4,55 %) die Knochendichteänderung im Schaftbereich als pathologisch zu bewerten war. Die Lysesäume an der Pfannenrückseite lagen hingegen alle unter dem kritischen Bereich von 2mm. Dies mag darauf zurückzuführen sein, dass Komplikationen im acetabulären Bereich, aus bislang noch ungeklärtem Grund dazu tendieren später einzutreten, als die femoralen (150). Doch auch in schmalen Säumen können sich über die Zeit Abriebpartikel anhäufen und eine reaktive Antwort der Histiozyten hervorrufen (s.u.). Wie viele der übrigen Auffälligkeiten (95,45 %) also im weiteren Verlauf einen progressiven Charakter zeigen und die physiopathologische Grenze von zwei Millimetern überschreiten werden, ist in Folgeuntersuchungen zu klären. Da sich die Verschleißpartikel, wie Elfick et al. zeigen konnten, homogen um die gesamte Prothese verteilen, sind pathologische Erweiterungen der Säume in allen Zonen möglich (42).

Die sich unter Ausschluss der oben genannten subpathologischen Befunde darstellenden Zahlen für Lysesäume an der Knochen-Implantatgrenze sind durchaus mit den in der Literatur für das Marathon®-Inlay beschriebenen Daten vergleichbar. So berichten Bitsch et al. in einer aktuellen Vergleichsstudie, dass bei den von ihnen untersuchten 32 Implantaten mit Marathon®-Inlay keine Osteolyse gefunden werden konnte (11). Dagegen wies jedes dritte Implantat (30%) mit konventionellem Enduron®-Inlay in mindestens einer Zone einen osteolytischen Befund auf. Insgesamt drei Untersucher analysierten dabei unabhängig voneinander die jeweiligen Röntgenbilder der einzelnen Nachuntersuchungen. Das durchschnittliche Follow-up-Intervall dieser Studie lag bei 5,75 Jahren. Zu vergleichbaren Ergebnissen bezüglich prominenter Osteolysen kam auch Engh et al., der eben falls das beschriebene Marathon®-Inlay mit dem konventionellen Enduron®-Inlay in Hinblick auf Verschleiß (siehe Kapitel 0) und Osteolysen verglich (45). Auch in dieser Untersuchung lag neben dem Abrieb die Zahl der identifizierten Osteolysen nach 5,7 Jahren in der Gruppe mit Marathon®-Inlay versorgter Patienten deutlich niedriger (24%), als im Enduron®-Kollektiv (57,8%).

Da auch für andere HXLPE-Inlays bereits vergleichbar positive Befunde beschrieben wurden (30; 55; 78; 95), liegt es nahe, dass die PE-Oberflächenquervernetzung über eine Reduktion des Abriebes die Entstehung von Osteolysen zu mindern vermag. Ein solcher Zusammenhang zwischen Abriebmenge und Knochenresorption ist in der Literatur bereits mehrfach beschrieben worden (41; 62; 87). Es stellt sich jedoch die Frage, ab welcher Abriebmenge mit vermehrter Knochenresorption zu rechnen ist. McKellop et al. gehen diesbezüglich davon aus, dass die kritische Grenze bei einer linearen Penetration des Prothesenkopfes von 0,3mm/ Jahr liegt (112). Legt man diesen Wert als Maßstab an die gefundenen Werte, so zeigt sich, dass trotz aller aufgeführten Quellen möglicher Messungenauigkeiten und der vermutlichen Werteüberlagerung durch bedding-in Phänomene, nur bei drei von 61 Hüften mit einem Follow-up von über einem Jahr, der jährliche Abrieb höher lag. An anderer Stelle schrieb McKellop jedoch einschränkend, dass es aufgrund von unterschiedlichen Lysedefinitionen und verschiedenen Messverfahren schwierig ist, eine quantitative Beziehung zwischen den bei den Größen herzustellen (114). So ist in diesem Zusammenhang anzumerken, dass auch niedrigere Grenzwerte für die Generation widriger Effekte beschrieben wurden (39; 103; 119). Berücksichtigt man, dass letztlich nicht die lineare Penetration, sondern vielmehr die lokale Akkumulation von Verschleißpartikeln die chronische Fremdkörperreaktionen bedingt, sind Variationen der Grenzwerte leicht nachzuvollziehen. Elfick et al. gehen davon aus, dass eine

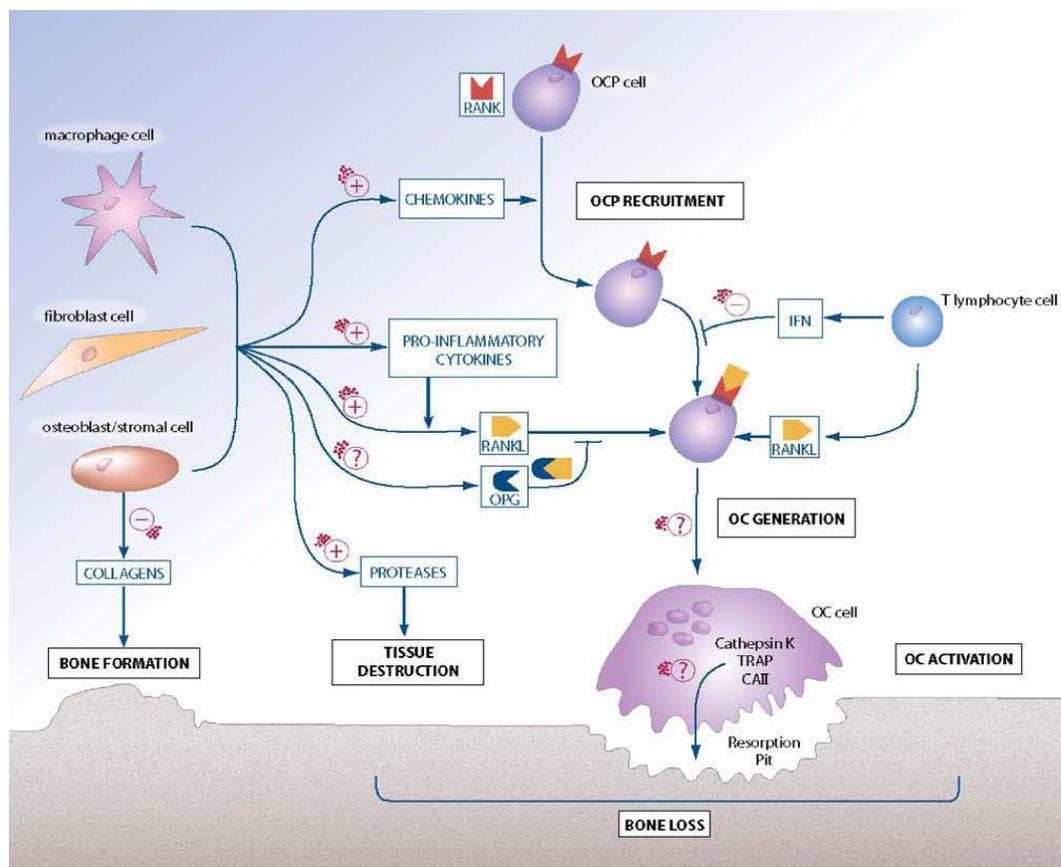
Abriebmenge von  $10^9$  Partikel / Gramm notwendig ist um eine entsprechende Reaktion auszulösen (42). Die zudem in Kapitel 3.1.1 aufgezeigten bedding-in-Überlagerung der gemessenen Verschleißwerte macht es unmöglich, anhand der vorliegenden Daten die beschriebene Dosis-Wirkungsbeziehung oder eine kritische Grenze für die Entstehung von Osteolysen auszumachen.

Eine Arbeit von Ise et al. aus dem Jahre 2007 konnte darüber hinaus zeigen, dass neben der Quantität des Abriebes, die Sensitivität des Patienten, bezogen auf PE-Abriebpartikel, für die zu beobachtenden Osteolyseerscheinungen von Bedeutung sind (77). Auch diese interindividuelle Varianz könnte erklären, warum die erhobenen Verschleißwerte in keinem korrelationsstatistischen Zusammenhang mit dem gefundenen periprothetischen Lyseausmaß stehen. Die Ursache für die unterschiedlich stark ausgeprägten Reaktionen des Organismus, auf die im Hüftgelenk generierten Fremdkörper, lässt sich durch die Komplexität des pathogenetischen Prozesses erklären, der im folgenden kurz dargestellt werden soll.

Wie bereits in der Einleitung des Kapitels formuliert, erkannte man vergleichsweise früh die zentrale Rolle der Makrophagen im Gesamtgefüge des beschriebenen pathologischen Prozesses (161). Die biochemischen und immunologischen Zusammenhänge waren hingegen weitgehend unbekannt und sind aufgrund ihrer Komplexität auch heute noch in ihrer Gesamtheit nicht erforscht. Bekannt ist, dass Verschleißpartikel eine proinflammatorische Signalkaskade anstoßen, welche mit einer vermehrten Osteoklastenvorläuferrekrutierung und -aktivierung einhergeht. Für die Rekrutierung der Vorläuferzellen aus dem Blut spielen die von Makrophagen und Osteoblasten sezernierten Chemokine eine wichtige Rolle, die vor allem auf Phagozyten und T-Lymphocyten chemotaktisch wirken (166).

Die mit der Phagozytose von Abriebpartikeln induzierten proinflammatorischen Cytokine (TNF alpha, IL-1b, PGE2, Cytokin IL-6) führen zu einer erhöhten Expression des RANK- (receptor activator of NFkB) Liganden (137). Dieser bindet an einem Rezeptor (RANK) auf der Oberfläche der Osteoklastenvorläuferzellen und spielt für die Differenzierung und Reifung dieser Zellen eine entscheidende Rolle (72). Als natürlicher Antagonist wirkt der lösliche Rezeptor Osteoprotegerin (OPG) der ebenfalls den RANK-Liganden bindet und dadurch mit dem RANK-Rezeptor der Vorläuferzellen konkurriert (145). Eine Beeinflussung dieses Antagonisten durch Abriebteilchen mit Verschiebung des RANK/OPG Gleichgewichtes und resultierendem Knochenabbau wird diskutiert (127). Zudem ist seit kürze-

rem bekannt, dass der Abrieb die protektive Wirkung antiosteoklastogenetischen Cytokine, wie dem  $\gamma$ -Interferon hemmt und damit die Differenzierung von Makrophagen zu Osteoklasten fördert (129).



**Abbildung 51: Zelluläre und Molekulare Regulation der Osteoklastogenese und der Einfluss von Abriebpartikeln (aus (127))**

Ise et al. empfehlen daher über einen präoperativen Test etwaige Risikopatienten zu identifizieren, bei denen aufgrund einer ausgeprägten Immunreaktion (Produktion von Interleukin-6 durch adhärente Zellen) von einem Polyethylen-Inlay Abstand zu nehmen ist (77). Die immunologische Reaktion auf die generierten Abriebpartikel scheint bei hohen Dosen jedoch nicht nur von der genannten Abriebmenge und der spezifischen Sensitivität des Patienten abzuhängen, sondern auch durch die biologische Aktivität des verwendeten Inlaymaterials bedingt zu sein. So kam eine aktuelle Studie von Illgen et al. zu dem Ergebnis, dass die inflammatorische Reaktion des Organismus auf HXLPE-Abriebpartikel signifikant stärker ausfiel als bei Partikeln von konventionellem PE (76). Die Ursache hierfür könnte in der unterschiedlichen Konfiguration der Abriebpartikel von quervernetztem PE liegen. Auf diese Möglichkeit weist neben der Untersuchung von Illgen et al. auch eine aktuelle Studie von Minoda et al., in der gezeigt werden konnte, dass die Abriebpartikel von HXLPE-Inlays kleiner und runder sind, als die von

konventionellen Inlays und damit möglicherweise stärkere Reaktionen von Immunzellen bedingen (115). Eine daraus resultierende Häufung osteolytischer Befunde spiegelt sich in den oben beschriebenen Vergleichsstudien allerdings nicht wider und kann auch durch die eigens erhobenen Osteolysehäufigkeiten nicht bestätigt werden. Aber selbst bei gleich starker Reaktion des Körpers auf die kleineren HXLPE-Partikel, könnte deren Migrationsfähigkeit zumindest einen Teil der erfassten Osteolyseverteilung über die Prothesengrenzfläche erklären. So schreiben Elfick et al.: „The ability of particles to migrate away from their point of origin was found to be inversely proportional to their size.“ (42). Demnach sind möglicherweise selbst die dokumentierten Osteolysen in Zone 3 nach Gruen durch Reaktionen auf generierte XLPE-Partikel zurückzuführen.

Eine ebenso denkbare Einflussgröße auf die zu beobachtenden Osteolysen stellt die variierende Anzahl eingebrachter Schrauben zur Fixierung der Prothesenpfanne dar. Der Hintergrund dafür sind die frei bleibenden Schraubenlöcher welche mögliche Migrationspfade für die entstandenen PE-Abriebpartikel darstellen und so über eine großflächigere Partikelausbreitung zur Förderung der Osteolyseentwicklung beitragen könnten (142). Da jedoch keiner der untersuchten Patienten im vorliegenden Nachuntersuchungszeitraum einen osteolytischen Befund im Pfannenbereich entwickelte, war eine statistische Analyse der erhobenen Daten diesbezüglich nicht möglich. Es ist jedoch anzumerken, dass bereits Arbeiten vorliegen, welche zeigen konnten, dass derart präformierte Migrationspfade nur bedingt Einfluss auf die Entwicklung acetabulärer Osteolysen besitzen. Dazu zählt insbesondere eine Untersuchung von Schmalzried et al., welche die Bedeutung von Schrauben und Schraubenlöchern auf die Entwicklung von Osteolysen überprüfte (138). Die Wissenschaftler kamen nach Analyse von 513 H-TEPs über einen Zeitraum von 40 bis 108 Monaten zu dem Ergebnis, dass ein Verschließen der Schraubenlöcher alleine die knochenresorptiven Veränderungen nicht zu verhindern vermag.

Neben den Öffnungen zur fakultativen Schraubenverankerungen einer press-fit-Pfanne, könnten aber auch die Fixationsschrauben selbst durch Mikrobewegungen gegen die Prothesenpfanne die Knochenresorption provozieren (114), denn auch die dabei entstehenden Metallpartikel sind in der Lage die oben beschriebenen Osteoklastenaktivierung anzustoßen (9). Gleiches ist auch für die Friktion zwischen dem Prothesenschaft und der S-ROM®-Hülse denkbar, was eine Schwachstelle der modularen Systeme darstellen würde. Christie et al., welche dieser Frage nachgingen und insgesamt 159 Hüftprothesen über 5,3 Jahre na-

chuntersuchten, konnten allerdings keine erhöhte Osteolysehäufigkeit bei S-ROM®-Prothesen im Vergleich zu nichtmodularen Systemen finden (26). Auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstützen mit nur einer lokalen Osteolyse im femoralen Knochengewebe die Befunde von Christie et alii. Ob die in der vorliegenden Studie gefundenen fokalen und saumförmigen Osteolysen im Schaftbereich auf Metall- oder, wie oben angedeutet, aus dem Pfannenbereich migrierte XLPE-Partikel zurückzuführen sind, kann nicht beantwortet werden.

Eine andere Ursache, für die seltenen Osteolysen könnte aber auch in der Qualität der Implantatfixierung liegen. So merken Greenfield et al. an, dass neben dem PE-Abrieb Mikrobewegungen der Implantatkomponenten als ein Faktor für die periprothetischen Osteolyseentstehung zu nennen sind (63). Die in allen Fällen verwendete ZTT™ Porous coat Oberflächenbeschichtung scheint damit eine ausreichend feste knöcherne Integration zu fördern. Die Wahl der ZTT™-Hydroxyapatite beschichteten Alternative hätte nach aktuellem Stand keine weitere Verbesserung der Implantatfixierung bewirkt. Dies konnte Ende 2008 erschienene Metaanalyse zeigen, welche acht verschiedene Studien mit insgesamt 857 Patienten verglich (60). Weder klinische noch radiographische Vorteile, so die Autoren, konnten in der Gruppe mit Hydroxyapatitbeschichtung beobachtet werden.

Bezogen auf die Osteolysedaten muss jedoch einschränkend gesagt werden, dass die Empfindlichkeit der eingesetzten des kriptiven Röntgenanalyse nicht unumstritten ist. So konnten Claus et al. zeigen, dass unter Anwendung dieses Verfahrens zur Erkennung von Osteolysen die Gesamtsensitivität bei nur 41,5% liegt (28). Die Ursache dafür liegt vermutlich in der Verwendung von Nativröntgenaufnahmen. Malchau et al. schreiben, dass unter Anwendung dieses Verfahrens sowohl das Vorhandensein, als auch das Ausmaß von Osteolysen unterschätzt wird und empfehlen bei ersten Lysezeichen den Einsatz von präziseren Methoden, wie dem CT oder MRT (102). Vor diesem Hintergrund ist es denkbar, dass vereinzelte Läsionen im periprothetischen Knochengewebe nicht identifiziert wurden.

Die hier dargestellten Zusammenhänge machen deutlich, dass die Entstehung von Osteolysen multifaktoriell bedingt und nicht alleine auf den PE-Abrieb zurückzuführen ist. Zu diesem Ergebnis kommen auch Jacobs et al. und fassen diesen Punkt mit folgenden Worten zusammen: "Volumetric wear rates alone, however, do not completely predict the osteolytic potential that is also a function of particle

composition, size, morphology, and a number of other particle characteristics. Host factors, including differing innate reactivities to wear products and adaptive immune responses, remain important but incompletely defined.” (79).

Neben dem oben beschriebenen seitenen Auftreten von periprothetischen Osteolysen, sprechen auch die in 71 Fällen beobachteten punktuellen Knochenneubildungen am distalen Hülseende für eine feste knöcherne Integration der Prothese. Diese im angloamerikanischen Bereich als punktförmige Schweißstellen (spot welds) bezeichneten Erscheinungen, sind in diesen Positionen für die S-ROM®-Prothese typisch (26) und nach Engh et al. als Evidenz einer stabilen knöchernen Integration zu werten (44). Eine Studie von Lombardi et al. konnte zeigen, dass diese „spot welds“ nach 62 Monaten in 96% der Fälle an der S-ROM Hülse zu beobachten sind (99).

Betrachtet man die im postoperativen Verlauf erfassten Veränderungen der periprothetischen Knochenmineralisation, so spiegeln diese die ausgeprägten Knochenumbauprozesse wider, welche aus den veränderten biomechanischen Kräfteinleitungen resultieren (135). So fand sich die Mehrzahl der hypertrophischen Befunde kranial der Prothesenpfanne in Zone I nach DeLee und Charnley (31), während im femoralen Bereich meist die Zone 1 nach Gruen betroffen war. Atrophische Umbauprozesse konzentrierten sich hingegen auf den proximalen Femur (Zone 1 und 7 nach Gruen)(66). Diese Ergebnisse decken sich mit den in der Literatur angegebenen Lokalisationen für knöcherne Umbauprozesse. So berichten Cameron et al., welche die Knochendichte nach S-ROM Implantation mittels dualer Röntgenabsorptiometrie (DEXA) erfassten, dass die proximalen Femuranteile (Gruen Zone 1 und 7) einen Verlust an Knochendichte von 2% - 14% aufwiesen, während distale Diaphysenbereiche (Gruen Zone 3 und 4) nur minimale Änderungen präsentierten (19). Darüber hinaus kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass die subjektiv radiographische Interpretation der Knochendichte weitestgehend mit den DEXA Befunden übereinstimmte. Auch in der zuvor von Rosenthal et al. durchgeführte Studie waren die proximalen Femurbereiche stärker von der Knochendemineralisierung betroffen als die distalen Zonen (134).

Üblicherweise sind am proximalen femur Verluste von 10% bis 45% der periprothetischen Knochenmasse zu erwarten, wobei die Reaktion des Organismus vom jeweiligen Schaftdesign und der Art der proximalen Fixierung abhängt (90).

Es ist zu vermuten, dass ein Großteil der knöchernen Umbauprozesse nach den ersten zwölf Monaten abgeschlossen war. Darauf weist eine Arbeit von Aldinger et al., welche das Muster periprothetischer Veränderungen der Knochendichte bei stabilen Endoprothesen untersuchte (4). Die Wissenschaftler konnten darin zeigen, dass die Knochendichte, gemessen mit dualer Röntgenabsorptiometrie, nach einem initialen Umbauprozess von einem Jahr, über einen Nachuntersuchungszeitraum von 84 Monaten ( $n = 26$ ) bzw. 156 Monaten ( $n = 26$ ) weitestgehend konstant blieb.

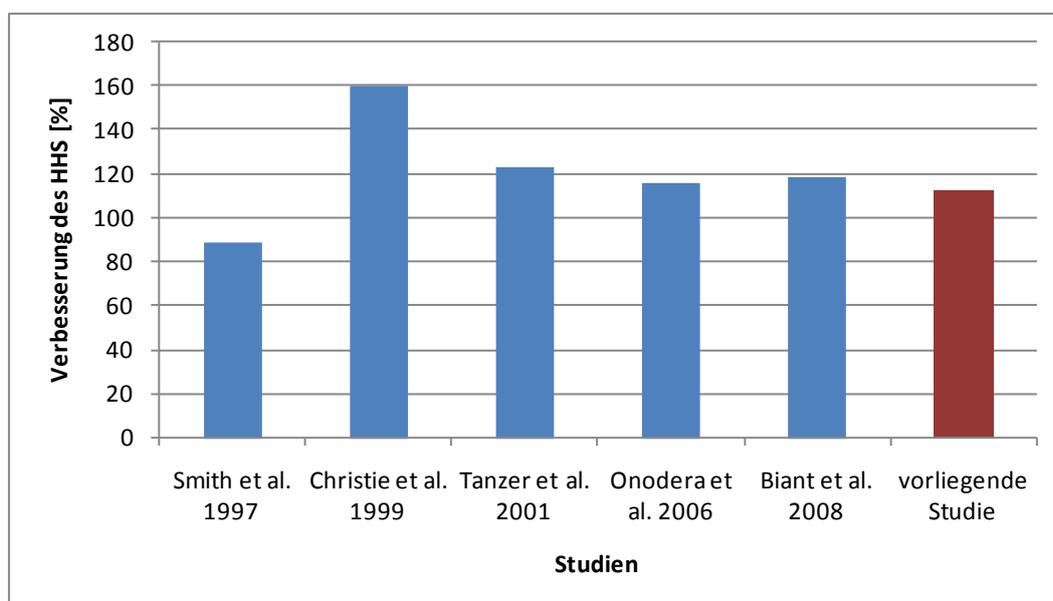
Nur in vier Fällen (3,6%) konnte in Zone 7 nach Gruen (66) eine Atrophie des Knochengewebes identifiziert werden. Dieses Ergebnis bestätigt die vom Hersteller angegebene Verbesserung der Kraffeinleitung durch die abgestufte Geometrie des Hülsenfortsatzes.

### **4.3 Klinische Nachuntersuchungsergebnisse**

Die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchungen zeigen, dass die Implantation der definierten Hüftendoprothese die Lebensqualität der Patienten, gemessen am Harris-Hip-Score, insgesamt, aber auch in allen Teilbereichen signifikant verbessern konnte. Der durchschnittliche postoperative Gesamtscore von 90,73 Punkten (SD: 10) entspricht einem guten bis sehr guten klinischen Befund. Der präoperative Wert von 42,82 Punkten konnte damit um 112 % verbessert werden. Besonders positiv wirkte sich die endoprothetische Versorgung dabei auf die empfundenen Schmerzen (64 %ige Verbesserung), die Fähigkeit Treppen zu steigen (52 %ige Verbesserung) und auf die Gehleistung (47 %ige Verbesserung) aus. Hervorzuheben ist außerdem, dass die Verbesserung des klinischen Befundes in keinem korrelationsstatistischen Zusammenhang zum Nachuntersuchungszeitraum stand. Die positiven Veränderungen stellten sich demnach bereits in den ersten postoperativen Nachuntersuchungen ein, welche im Mittel nach 4,83 Monaten (SD: 2,22) durchgeführt wurde.

Vergleicht man diese Ergebnisse mit denen anderer Veröffentlichungen zum S-ROM-Prothesensystem, findet man ähnliche Werte. So untersuchten Biant et al. in einer aktuellen Studie aus dem Jahr 2008 insgesamt 28 Hüften nach Implantation einer S-ROM Prothese (10). Der Hüftscore nach Harris konnte von präoperativen 37 Punkten durch die prothetische Versorgung auf 81 Punkte erhöht werden. Auch wenn dieser Gesamtscore um zehn Punkte unter dem von uns gefundenen Wert liegt, so ist darauf zu achten, dass die prozentuale Verbesserung von 119% mit der vorliegenden Arbeit vergleichbar ist. Onodera et al. kam zwei Jahre zuvor bei der Untersuchung von 14 S-ROM Prothesen zu fast identischen

Ergebnissen. Sowohl ihre Ausgangswerte (38 Punkte), als auch die postoperativen Werte (82 Punkte) lagen nur um jeweils einen Punkt höher als die Werte von Biant et al. Daraus ergibt sich eine Prozentuale Verbesserung von 116 %, die damit ebenfalls mit den eigens erhobenen Werten vergleichbar ist. Den besten klinischen Benefit nach Implantation einer S-ROM Prothese fanden hingegen Christie et al. in einer Studie aus dem Jahr 1999. Der für 159 Hüften ermittelte Harris-Hip-Score lag dabei mit 91 Punkten auf gleichem Niveau wie der der vorliegenden Arbeit. Durch den sehr niedrigen Ausgangswert von 35 Punkten resultierte jedoch eine Gesamtverbesserung um 160 %. Vergleichsweise schlecht waren die Ergebnisse einer früheren Studie von Smith et al., bei der sich die 66 untersuchten Hüften nur um 89 % (von 44 Punkte auf 83 Punkte) im klinischen Befund verbessern konnten.



**Abbildung 52: Prozentuale Verbesserungen des Harris-Hip-Scores durch die Implantation einer S-ROM®-Prothese.**

Der Abgleich des Harris-Hip-Score mit anderen Studien zeigt, dass die klinischen Ergebnisse der vorliegenden Studie mit einer Gesamtverbesserung von 113 % mit denen der in der Literatur für das S-ROM System dargestellten Befunde vergleichbar sind.

Betrachtet man die im Nachuntersuchungszeitraum aufgetretenen Komplikationen, so zeigt sich, dass der Großteil dieser von transientem Charakter war bzw. mit konservativen Therapiemitteln zur Ausheilung gebracht werden konnten ( $n = 18$ ; 16,3 %). Nur in drei Fällen (2,7 %) war eine Operation und in nur einem dieser Fälle (0,9 %) ein Austausch von Implantatkomponenten (Inlay und Prothe-

senkopf) notwendig. Ein Abgleich mit der kürzlich von Springer et al. veröffentlichten Studie zu den Gründen von Revisionsoperationen in der Hüftendoprothetik zeigt, dass die aufgetretene Infektion des periprothetischen Gewebes zu den vier häufigsten Indikationen gehört (148). Die in einem Fall beobachtete Absenkung des Prothesenschaftes im Sinne einer temporären aseptischen Lockerung blieb wie beschrieben ohne klinische Relevanz und damit ohne Revisionsoperation. Auch die bei fünf Patienten diagnostizierten Osteolyseerscheinungen bedurften keiner operativen Korrektur. Die von Springer et al. als zweit- bzw. dritthäufigste Revisionsindikation beschriebene Diagnose der Instabilität traten dagegen im untersuchten Patientenkollektiv bei keinem Patienten auf.

| Initiale Diagnose                     | Springer et al.<br>(148) (n = 1100) |     | Vorliegende Studie<br>(n = 110) |     |
|---------------------------------------|-------------------------------------|-----|---------------------------------|-----|
|                                       | N                                   | [%] | N                               | [%] |
| Aseptische Lockerung                  | 498                                 | 45  | 0                               | 0   |
| Instabilität                          | 172                                 | 16  | 0                               | 0   |
| Osteolyse/ Verschleiß                 | 172                                 | 16  | 0                               | 0   |
| Tiefe periprothetische Infektion      | 118                                 | 11  | 1                               | 0,9 |
| Periprothetische Fraktur              | 63                                  | 6   | 0                               | 0   |
| Sonstige                              | 77                                  | 7   | 2                               | 1,8 |
| <b>Mittlere Nachuntersuchungszeit</b> | 6 Jahre                             |     | 1,7 Jahre                       |     |

## 5 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 96 Patienten (48 Männer und 48 Frauen) mit 110 operierten Hüftgelenken durchschnittlich 17,42 Monaten (SD: 13,38) postoperativ untersucht. Ziel dieser Studie war es den Einfluss des definierten modularen zementfreien Hüftendoprothesensystems (zementfreier Prothesenschaft vom Typ S-ROM®, Keramik-Kugelkopf, XLPE-Inlay vom Typ Marathon™, zementfreie Pfannenkomponente vom Typ Duraloc®) auf den präoperativen klinischen Befund zu untersuchen. Diese klinische Evaluation wurde ergänzt durch eine radiologische Analyse auf PE-Verschleiß und Veränderungen des periprothetischen Knochengewebes.

Der postoperativ erreichte Harris-Hip-Score von durchschnittlich 91 Punkten (SD: 10) ist mit gut bis sehr gut zu bewerten. Bezogen auf den Ausgangswert von 43

Punkten ergibt sich eine prozentuale Verbesserung von 113%, welche auch in anderen klinischen Studien zur S-ROM-Prothese zu finden ist.

Da das angewandte Verschleißanalyseverfahren (Hip-Analysis-Suite) wie auch andere in-vivo Methoden nicht zwischen Bedding-in und eigentlichem Verschleiß differenzieren kann, ergab sich ein zweiphasiger Verschleißverlauf, wie er bereits in der Literatur für verschiedene Inlays beschrieben wurde. In den ersten 12 Monaten betrug er im Durchschnitt 0,384 mm / Jahr (SD: 0,2) und danach 0,14 mm / Jahr (SD: 0,1). Der aus in-vitro Studien abgeleitete Zeitraum für Bedding-in Phänomene von bis zu drei Jahren lässt vermuten, dass auch ein Teil der später erfassten Verschleißwerte (> 1 Jahr postoperativ) durch Inlayverformungen überlagert ist. Dies spiegelt sich auch im Abgleich mit anderen Studien wider, welche einen längeren Nachuntersuchungszeitraum aufwiesen. Als Ursache für die ausgeprägte Standardabweichung, welche auch in allen vergleichbaren Untersuchungen gefunden wurde, kommen Mängel in der Softwarepräzision, eine Veränderung der Friktionseigenschaften der Gleitpartner, die operative Verlagerung des Drehzentrums und Aktivitätsunterschiede zwischen den Patienten in Frage.

Nur fünf Patienten zeigten im Nachuntersuchungsverlauf radiographische Veränderungen im Sinne einer pathologischen Osteolyse (>2 mm Breite) und in nur einem Fall kam es zur Absenkung des Schaftes (um 19 mm). Alle übrigen Prothesen zeigten über den gesamten Zeitraum eine feste knöcherne Integration.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die XLPE-Keramik-Gleitpaarung zementfreier Implantate am Hüftgelenk gute Kurzzeitergebnisse zeigten. Langzeitergebnisse stehen noch aus und müssen an statistisch ausreichend hohen Patientenkollektiven verifiziert werden.

## 6 Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| ABBILDUNG 1: RÖNTGENAUFNAHME EINER DER VON PHILIP WILES (MIDDLESEX HOSPITAL, LONDON, UK) KONSTRUIERTEN & IMPLANTIERTEN HÜFT-TOTAL-ENDOPROTHESE AUS DEM JAHR 1938 (146).....   | 6  |
| ABBILDUNG 2: JOHN CHARNLEY (2).....   | 7  |
| ABBILDUNG 3: DURALOC®-PFANNE MIT POROCOAT® OBERFLÄCHE (34).....   | 12 |
| ABBILDUNG 4: HERSTELLUNGSPROZESS DES MARATHON™ – INLAYS (NACH (33)).....  | 14 |
| ABBILDUNG 5: MARATHON™ -INLAY MIT VERPACKUNG (92) .....   | 15 |
| ABBILDUNG 6: BIOLOX®FORTE KERAMIK - KUGELKÖPFE (1) .....  | 17 |
| ABBILDUNG 7: VAN-DER-WAALS-KRÄFTE ZWISCHEN WASSER UND ALUMINIUMOXIDGITTER (20) .....  | 17 |
| ABBILDUNG 8: S-ROM®-PROTHESE MIT KERAMIKKOPF (3).....   | 19 |
| ABBILDUNG 9: BEEINFLUSSUNG DER BEINLÄNGE ÜBER DIE "SLEEVE UP" BZW. "SLEEVE DOWN" TECHNIK (36).....  | 20 |
| ABBILDUNG 10: GESCHLECHTERVERTEILUNG .....  | 22 |
| ABBILDUNG 11: ALTER DER PATIENTEN/ -INNEN BEI OPERATION .....   | 23 |
| ABBILDUNG 12: BODY MASS INDEX DER PATIENTEN/ -INNEN.....  | 23 |
| ABBILDUNG 13: DIAGNOSEVERTEILUNG .....  | 24 |
| ABBILDUNG 14: PRÄOPERATIV ERFASSTER HARRIS HIP SCORE IN PROZENT (BLAU) DER MAXIMAL ERREICHBAREN PUNKTZAHL (HELLBLAU).....   | 28 |
| ABBILDUNG 15: PRÄOPERATIV ERFASSTER HAARIS HIP SCORE .....  | 29 |
| ABBILDUNG 16: PRÄOPERATIV ERFASSTER BEWEGUNGSUMFANG .....   | 30 |
| ABBILDUNG 17: PRÄOPERATIVE PLANUNG DER HÜFTPFANNE MIT HILFE VON RÖNTGENSCHABLONEN (35) .....  | 35 |
| ABBILDUNG 18: ANTEROLATERALER ZUGANG NACH BAUER. INCISION DER FASCIA LATA (LINKS), SEPARATION VON GLUTEALER- UND VASTUS-MUSKULATUR (MITTE), DARSTELLUNG DES HÜFTGELENKES (RECHTS). (8).....   | 37 |
| ABBILDUNG 19: EINBRINGEN DER FRÄÙE IN 45° INKLINATION (LINKS) UND 15°-20° ANTEVERSION (RECHTS) (34).....  | 38 |
| ABBILDUNG 20: VERTEILUNG DER EINGRIFFE AUF DIE OPERATEURE .....   | 40 |
| ABBILDUNG 21: VERTEILUNG DER VERSCHIEDENEN PFANNENDURCHMESSER.....  | 43 |
| ABBILDUNG 22: ANTEVERSION DER IMPLANTIERTEN HÜFTPFANNEN; EMPFOHLENE INKLINATION ROT HINTERLEGT (5-25°) .....  | 43 |
| ABBILDUNG 23: ANTEVERSION DER IMPLANTIERTEN HÜFTPFANNEN; EMPFOHLENE ANTEVERSION (40° +/-10°) ROT HINTERLEGT.....  | 44 |
| ABBILDUNG 24: ANZAHL DER VERWENDETEN SCHRAUBEN.....   | 45 |
| ABBILDUNG 25: GRÖÙENVERTEILUNG DER IMPLANTIERTEN PROTHESENKÖPFE IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT, BEZOGEN AUF 110 IMPLANTIERTE PROTHESEN.....   | 46 |
| ABBILDUNG 26: VERTEILUNG DER IMPLANTIERTEN HÜLSENKONFIGURATIONEN .....  | 46 |
| ABBILDUNG 27: VERTEILUNG DER IMPLANTIERTEN SCHAFTKONFIGURATIONEN .....  | 47 |
| ABBILDUNG 28: GRUEN ZONEN UND ACETABULÄRE EINTEILUNG NACH DE LEE UND CHARNLEY.....  | 53 |
| ABBILDUNG 29: EINTEILUNG DER PERIARTIKULÄREN HETEROTOPEN OSSIFIKATIONEN NACH BROOKER, AUS (17) .....  | 56 |
| ABBILDUNG 30: PROTHESENERKENNUNG (LINIEN) NACH KONTRASTANALYSE.....   | 59 |
| ABBILDUNG 31: 2D-ABRIEBWERTE PRO JAHR, LINKS: UNABHÄNGIG VOM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL (GESAMT); MITTE: NUR IMPLANTATE MIT EINEM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL VON WENIGER ALS EINEM JAHR (FOLLOW-UP <JAHR); RECHTS: NUR IMPLANTATE MIT EINEM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL VON MEHR ALS EINEM JAHR (FOLLOW-UP >1JAHR) ..... | 61 |
| ABBILDUNG 32: REGRESSIONSANALYSE DES 2D-ABRIEBES.....   | 62 |

|   |     |
|---|-----|
| ABBILDUNG 33: 2D-VOLUMETRISCHE-ABRIEBWERTE PRO JAHR, LINKS: UNABHÄNGIG VOM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL (GESAMT); MITTIG: NUR IMPLANTATE MIT EINEM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL VON WENIGER ALS EINEM JAHR (FOLLOW-UP <JAHR); RECHTS: NUR IMPLANTATE MIT EINEM NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALL VON ÜBER EINEM JAHR (FOLLOW-UP >1JAHR). | 63  |
| ABBILDUNG 34: REGRESSIONSANALYSE DES 2D-VOLUMETRISCHEN ABRIEBES.  | 64  |
| ABBILDUNG 35: HYPERTROPHIE EINGETEILT NACH GRUEN (37) UND DELEE UND CHARNLEY (18)   | 65  |
| ABBILDUNG 36: ATROPHIE EINGETEILT NACH GRUEN (37) UND DELEE UND CHARNLEY (18) ...   | 66  |
| ABBILDUNG 37: LYSÄUME EINGETEILT NACH GRUEN (41) UND DELEE UND CHARNLEY (20).   | 67  |
| ABBILDUNG 38: AP-RÖNTGENAUFNAHME EINER DURALOCPFANNE 15 TAGE POSTOPERATIV (LINKS) UND 13 MONATE POSTOPERATIV (RECHTS) MIT PERIPROTHETISCHER AUFHELLUNGSZONE <2MM BREITE.  | 67  |
| ABBILDUNG 39: LYSÄUME >2MM BREITE, EINGETEILT NACH GRUEN (41) UND DELEE UND CHARNLEY (20).  | 68  |
| ABBILDUNG 40: FOKALE OSTEOLYSE IN DER SIEBTEN ZONE NACH GRUEN.  | 68  |
| ABBILDUNG 41: ABSINKEN EINES PROTHESENSCHAFTES UM 19MM (LINKS: POSTOP, MITTE: 12 TAGE POSTOP, RECHTS: 28 MONATE POSTOP). DARGESTELLT IST JEWEILS DIE OBERKANTE DES TROCHANTER MINOR (LANGE GELBE LINIE) UND DES SLEEVES (KURZE GELBE LINIEN).   | 70  |
| ABBILDUNG 42: PERIARTIKULÄRE OSSIFIKATIONEN EINGETEILT NACH BROOKER (17)  | 71  |
| ABBILDUNG 43: POSTOPERATIV ERFASSTER HARRIS-HIP-SCORE (BLAU) IN PROZENT DER MAXIMAL ERREICHBAREN PUNKTZAHL (HELLBLAU).  | 73  |
| ABBILDUNG 44: BEWERTUNG DES POSTOPERATIVEN HARRIS-HIP-SCORES  | 74  |
| ABBILDUNG 45: HHS IN ABHÄNGIGKEIT VOM NACHUNTERSUCHUNGSZEITRAUM.  | 75  |
| ABBILDUNG 46: ABHÄNGIGKEIT DER KLINISCHEN UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE VOM OPERATEUR (ANOVA).  | 77  |
| ABBILDUNG 47: POSTOPERATIV ERFASSTER BEWEGUNGSUMFANG  | 78  |
| ABBILDUNG 48: OPERATIONSABHÄNGIGE KOMPLIKATIONEN UND IHRE THERAPIEFORM (KONSERVATIV VS. OPERATIV)   | 83  |
| ABBILDUNG 49: MODELL ZUR URSACHE UND WIRKUNG DES POLYETHYLENABRIEBES  | 86  |
| ABBILDUNG 50: DURCHSCHNITTLICHE VERSCHLEIßRATEN MIT 95% KONFIDENZINTERVALL AUS (51).  | 92  |
| ABBILDUNG 51: ZELLULÄRE UND MOLEKULARE REGULATION DER OSTEOKLASTOGENESE UND DER EINFLUSS VON ABRIEBPARTIKELN (AUS (127))  | 100 |
| ABBILDUNG 52: PROZENTUALE VERBESSERUNGEN DES HARRIS-HIP-SCORES DURCH DIE IMPLANTATION EINER S-ROM®-PROTHESE.  | 105 |

## 7 Tabellenverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| TABELLE 1: VARIANTEN DER DURALOC® PRODUKTSERIE [DURALOC CUP, DESIGNED FOR SUCCESS] .....                                    | 13 |
| TABELLE 2: VARIANTEN DER MARATHON™ -PRODUKTSERIE.....   | 16 |
| TABELLE 3: MATERIALEIGENSCHAFTEN DER BIOLOX®-KERAMIK-KÖPFE (21) .....   | 18 |
| TABELLE 4: EMPFOHLENE UND VERWENDETE HARDWARE UND SOFTWARE.....   | 22 |
| TABELLE 5: VOROPERATIONEN.....  | 25 |
| TABELLE 6: BEEINTRÄCHTIGUNG ANDERER GELENKE DER UNTEREN EXTREMITÄT .....  | 26 |
| TABELLE 7: CHRONISCHE MEDIKATION.....   | 26 |
| TABELLE 8: PRÄOPERATIV EMPFUNDENEN SCHMERZEN .....  | 29 |
| TABELLE 9: PRÄOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES SITZENS.....   | 30 |
| TABELLE 10: PRÄOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES SCHUHEBINDENS.....  | 31 |
| TABELLE 11: PRÄOPERATIV VERWENDETE GEHHILFEN.....   | 31 |
| TABELLE 12: PRÄOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES GANGBILDES .....  | 32 |
| TABELLE 13: PRÄOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DER GEHLEISTUNG .....   | 32 |
| TABELLE 14: PRÄOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES TREPPENSTEIGENS.....  | 33 |
| TABELLE 15: PRÄOPERATIVE FÄHIGKEIT ÖFFENTLICHE VERKEHRSMITTEL ZU NUTZEN .....   | 33 |
| TABELLE 16: KONTRAKTUREN UND BEINLÄNGENDIFFERENZEN.....   | 34 |
| TABELLE 17: LOKALISATION DER KNOCHENPLASTIKEN .....   | 40 |
| TABELLE 18: DURCHSCHNITTLICHER INTRAOPERATIVER BLUTVERLUST .....  | 41 |
| TABELLE 19: ENTLASTUNG .....  | 48 |
| TABELLE 20: NACHUNTERSUCHUNGSINTERVALLE .....   | 49 |
| TABELLE 21: DICOM – FILE HEADER (AUSZUG).....   | 51 |
| TABELLE 22: EMPFOHLENE UND VERWENDETE HARDWARE UND SOFTWARE.....  | 57 |
| TABELLE 23: ELEMENTE DER HIPWEAR.TXT DATEI (AUSZUG).....  | 59 |
| TABELLE 24: EINFLUSSFAKTOREN AUF DEN JÄHRLICHEN VERSCHLEIß; ANGEGBEN SIND DIE KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN NACH SPEARMAN.....  | 64 |
| TABELLE 25: EINFLUSS CHRONISCHER NSAR-EINNAHME AUF DIE ENTWICKLUNG PERIPROTHETISCHER OSSIFIKATIONEN.....                    | 71 |
| TABELLE 26: PRÄ- UND POSTOPERATIVE EINZELWERTE DES HARRIS-HIP-SCORES.....   | 72 |
| TABELLE 27: EINFLUSSFAKTOREN AUF DEN HARRIS-HIP-SCORE (HHS), ANGEGBEN SIND DIE KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN NACH SPEARMAN..... | 76 |
| TABELLE 28: POSTOPERATIV EMPFUNDENE SCHMERZEN.....  | 77 |
| TABELLE 29: POSTOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES SITZENS.....   | 78 |
| TABELLE 30: PRÄ- UND POSTOPERATIVE BEWEGUNGSUMFÄNGE.....  | 79 |
| TABELLE 31: POSTOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES SCHUHEBINDENS.....   | 79 |
| TABELLE 32: POSTOPERATIV VERWENDETE GEHHILFEN.....  | 80 |
| TABELLE 33: POSTOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES GANGBILDES .....   | 80 |
| TABELLE 34: POSTOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DER GEHLEISTUNG .....  | 80 |
| TABELLE 35: POSTOPERATIVE BEEINTRÄCHTIGUNG DES TREPPENSTEIGENS.....   | 81 |
| TABELLE 36: POSTOPERATIVE FÄHIGKEIT ÖFFENTLICHE VERKEHRSMITTEL ZU NUTZEN .....  | 81 |
| TABELLE 37: POSTOPERATIVE KONTRAKTUREN UND BEINLÄNGENDIFFERENZEN.....   | 82 |
| TABELLE 38: ZUSAMMENHANG ZWISCHEN PE-ABRIEB UND OSTEOLYSEN.....   | 84 |
| TABELLE 39: ZUSAMMENHANG ZWISCHEN OSTEOLYSEN UND DEM HHS.....   | 85 |
| TABELLE 40: KONTROLLIERTE UND NICHT KONTROLLIERTE STUDIEN MIT IN-VIVO VERSCHLEIßANALYSE VERSCHIEDENER HXLPE-INLAYS.....     | 89 |

## 8 Literaturverzeichnis

1. BIOLOX® forte Kugelkopf – Der Keramik-Standard [Online].  
<http://www.plusorthopedics.de/image.php?id=7096>, Access  
Date:20/12/2008 Last Update: 2007.
2. John Charnley [Online].  
<http://www.kneeandhipsurgery.co.uk/photos/image037.jpg>, Access  
Date:Last Update: 10/10/2008.
3. S-ROM Total Hip System [Online].  
[http://www.injgateway.com/images/SROM\\_stem\\_logo.jpg](http://www.injgateway.com/images/SROM_stem_logo.jpg), Access  
Date:Last Update: 13/11/2008.
4. **Aldinger PR, Sabo D, Pritsch M, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V and Breusch SJ.** Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA. *Calcif Tissue Int* 73: 115-121, 2003.
5. **Austin MS and Rothman RH.** Acetabular orientation: anterolateral approach in the supine position. *Clin Orthop Relat Res* 467: 112-118, 2009.
6. **Ballard WT, Shanbhag AS and Jacobs JJ.** Particle Debris. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 267-277.

7. **Bartel DL, Burstein AH, Toda MD and Edwards DL.** The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants. *J Biomech Eng* 107: 193-199, 1985.
8. **Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S and Oberthaler W.** Transgluteal Approach to the Hip-Joint. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 95: 47-49, 1979.
9. **Bi Y, Van De Motter RR, Ragab AA, Goldberg VM, Anderson JM and Greenfield EM.** Titanium particles stimulate bone resorption by inducing differentiation of murine osteoclasts. *J Bone Joint Surg Am* 83-A: 501-508, 2001.
10. **Biant LC, Bruce WJ, Assini JB, Walker PM and Walsh WR.** Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip. Ten-year results using a cementless modular stem. *J Arthroplasty* 24: 27-32, 2009.
11. **Bitsch RG, Loidolt T, Heisel C, Ball S and Schmalzried TP.** Reduction of osteolysis with use of Marathon cross-linked polyethylene. A concise follow-up, at a minimum of five years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 90: 1487-1491, 2008.
12. **Black J.** Biomaterials Overview. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 87-96.

13. **Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU and Weatherly GC.** The Optimum Pore-Size for the Fixation of Porous-Surfaced Metal Implants by the In-growth of Bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 263-270, 1980.
14. **Bosker BH, Verheyen CC, Horstmann WG and Tulp NJ.** Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 127: 375-379, 2007.
15. **Brady LP, Enneking WF and Franco JA.** Effect of Operating-Room Environment on Infection Rate After Charnley Low-Friction Total Hip-Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume A* 57: 80-83, 1975.
16. **Bragdon CR, Greene ME, Freiberg AA, Harris WH and Malchau H.** Radiostereometric analysis comparison of wear of highly cross-linked polyethylene against 36- vs 28-mm femoral heads. *J Arthroplasty* 22: 125-129, 2007.
17. **Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA and Riley LH.** Ectopic Ossification Following Total Hip-Replacement - Incidence and A Method of Classification. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume A* 55: 1629-1632, 1973.
18. **Brown TD and Bartel DL.** What design factors influence wear behavior at the bearing surfaces in total joint replacements? *J Am Acad Orthop Surg* 16 Suppl 1: S101-S106, 2008.

19. **Cameron, H. U., Lanzer, W., and Eberle, R.** Prospective Measurement of Changes in Periprosthetic Bone Mineral Density following Primary Total Hip Arthroplasty using the S-ROM. 2002. San Diego.
20. **CeramTec AG.** BioloX(R) forte. Die erfolgreiche keramische Lösung in der Endoprothetik. 1-11. 2003. Plochingen, CeramTec AG, Medical Products Devsion.
21. **CeramTec AG.** BioloX delta - Nanoverbundwerkstoff für die Endoprothetik. 1-16. 2007. Plochingen, CeramTec AG, Medical Products Devsion.
22. **CeramTec AG.** BioloX(R) Ceramics. In Total Hip Replacement. 2.3, 1-11. 2008. Plochingen, CeramTec AG, Medical Products Devsion.
23. **Charnley J.** Clean-Air Operating Enclosure. *British Journal of Surgery* 51: 202-&, 1964.
24. **Charnley J.** Total Hip Replacement by Low-Friction Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 7-&, 1970.
25. **Charnley J and Halley DK.** Rate of Wear in Total Hip-Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 170-179, 1975.
26. **Christie MJ, DeBoer DK, Trick LW, Brothers JC, Jones RE, Vise GT and Gruen TA.** Primary total hip arthroplasty with use of the modular S-ROM prosthesis. Four to seven-year clinical and radiographic results. *J Bone Joint Surg Am* 81: 1707-1716, 1999.

27. **Clarke IC.** Role of Ceramic Implants - Design and Clinical Success with Total Hip Prosthetic Ceramic-To-Ceramic Bearings. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 19-30, 1992.
28. **Claus AM, Engh CA, Sychterz CJ, Xenos JS, Orishimo KF and Engh CA.** Radiographic definition of pelvic osteolysis following total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 85A: 1519-1526, 2003.
29. **Cuckler JM.** Cementless Femoral Component: Modular. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippencott-Raven, 1998, p. 1017-1022.
30. **D'Antonio JA, Manley MT, Capello WN, Bierbaum BE, Ramakrishnan R, Naughton M and Sutton K.** Five-year experience with Crossfire highly cross-linked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 441: 143-150, 2005.
31. **Delee JG and Charnley J.** Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total Hip-Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 20-32, 1976.
32. **Della Valle AG, Ruzo PS, Li S, Pellicci P, Sculco TP and Salvati EA.** Dislodgment of polyethylene liners in first and second-generation Harris-Galante acetabular components - A report of eighteen cases. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 83A: 553-559, 2001.

33. **DePuy**. Marathon(TM) hochvernetztes PE. Produktbeschreibung. 1-18. 2001. Sulzbach; Bürmoos; Spreitenbach; Leeds, DePuy Orthopädie GmbH.
34. **DePuy**. Duraloc - Hüftsystem. Produktinformation Operationstechnik. 1-19. 2002. Sulzbach, DePuy Orthopädie GmbH.
35. **DePuy**. Duraloc - Cementless Acetabular Reconstruction. Surgical Technique. 1-8. 2003. Leeds, Depuy International LTD.
36. **DePuy**. S-ROM Modular Hip System Design Rationale. 1-12. 2005. Warsaw, DePuy Orthopaedics, Inc.
37. **Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G and Krause B**. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis - Factors influencing generation of polyethylene debris. *Journal of Arthroplasty* 12: 256-266, 1997.
38. **Dora C, Burckhardt K, Szekely G, Rousson V, Hodler J and Gerber C**. A computerized analysis-by-synthesis algorithm improves precision of linear wear measurements in total hip replacements. *J Orthop Res* 26: 1121-1126, 2008.
39. **Dorr LD, Wan Z, Shahrदार C, Sirianni L, Boutary M and Yun A**. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. *J Bone Joint Surg Am* 87: 1816-1821, 2005.

40. **Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM and Engh CA.** Characterization of long-term femoral-head-penetration rates - Association with and prediction of osteolysis. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 82A: 1102-1107, 2000.
41. **Egawa H, Powers CC, Beykirch SE, Hopper RH, Jr., Engh CA, Jr. and Engh CA.** Can the volume of pelvic osteolysis be calculated without using computed tomography? *Clin Orthop Relat Res* 467: 181-187, 2009.
42. **Elfick AP, Green SM, Krikler S and Unsworth A.** The nature and dissemination of UHMWPE wear debris retrieved from periprosthetic tissue of THR. *J Biomed Mater Res A* 65: 95-108, 2003.
43. **Elke R.** Partikelkrankheit - Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? *Der Orthopäde* 30: 258-265, 2001.
44. **Engh CA, Massin P and Suthers KE.** Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 107-128, 1990.
45. **Engh CA, Jr., Stepniewski AS, Ginn SD, Beykirch SE, Sychterz-Terefenko CJ, Hopper RH, Jr. and Engh CA.** A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. *J Arthroplasty* 21: 17-25, 2006.
46. **Estok DM, Bragdon CR, Plank GR, Huang A, Muratoglu OK and Harris WH.** The measurement of creep in ultrahigh molecular weight polye-

- ethylene - A comparison of conventional versus highly cross-linked polyethylene. *Journal of Arthroplasty* 20: 239-243, 2005.
47. **Eulert J, Knelles D and Barthels Th.** Heterotope Ossifikationen. *Der Orthopäde* 26: 399-406, 1997.
48. **Eveleth PB.** Physical status: The use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee - WHO. *American Journal of Human Biology* 8: 786-787, 1996.
49. **Eynonlewis NJ, Ferry D and Pearse MF.** Gluck, Themistocles - An Unrecognized Genius. *British Medical Journal* 305: 1534-1536, 1992.
50. **Fijn R, Koorevaar RT and Brouwers JR.** Prevention of heterotopic ossification after total hip replacement with NSAIDs. *Pharm World Sci* 25: 138-145, 2003.
51. **Fischer J, Jennings LM and Galvin AL.** Wear of Highly Crosslinked Polyethylene against Cobalt Chrome and Ceramic femoral heads. In: *Bio-ceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty*, Darmstadt: Steinkopff, 2005, p. 185-188.
52. **Fransen M and Neal B.** Non-steroidal anti-inflammatory drugs for preventing heterotopic bone formation after hip arthroplasty. *Cochrane Database Syst Rev* CD001160, 2004.

53. **Galante JO**. Overview of Total Hip Arthroplasty. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 829-838.
54. **Galvin A, Brockett C, Williams S, Hatto P, Burton A, Isaac G, Stone M, Ingham E and Fisher J**. Comparison of wear of ultra-high molecular weight polyethylene acetabular cups against surface-engineered femoral heads. *Proc Inst Mech Eng [H ]* 222: 1073-1080, 2008.
55. **Geerdink CH, Grimm B, Ramakrishnan R, Rondhuis J, Verburg AJ and Tonino AJ**. Crosslinked polyethylene compared to conventional polyethylene in total hip replacement: pre-clinical evaluation, in-vitro testing and prospective clinical follow-up study. *Acta Orthop* 77: 719-725, 2006.
56. **Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC and Tonino AJ**. The determination of linear and angular penetration of the femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement - A comparison of four computer-assisted methods. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 90B: 839-846, 2008.
57. **Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gill HS and Murray DW**. The creep and wear of highly cross-linked polyethylene - A three-year randomised, controlled trial using radiostereometric analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 90B: 556-561, 2008.
58. **Glyn-Jones S, Saac S, Hauptfleisch J, McLardy-Smith P, Murray DW and Singh H**. Does highly cross-linked polyethylene wear less than con-

- ventional polyethylene in total hip arthroplasty? *Journal of Arthroplasty* 23: 337-343, 2008.
59. **Goldsmith AAJ, Dowson D, Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA and Lane JM.** The effect of activity levels of total hip arthroplasty patients on socket penetration. *Journal of Arthroplasty* 16: 620-627, 2001.
60. **Goosen JH, Kums AJ, Kollen BJ and Verheyen CC.** Porous-coated femoral components with or without hydroxyapatite in primary uncemented total hip arthroplasty: a systematic review of randomized controlled trials. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008.
61. **Goosen JHM, Verheyen CCPM and Tulp NJA.** Mid-term wear characteristics of an uncemented acetabular component. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 87B: 1475-1479, 2005.
62. **Green TR, Fisher J, Matthews JB, Stone MH and Ingham E.** Effect of size and dose on bone resorption activity of macrophages by in vitro clinically relevant ultra high molecular weight polyethylene particles. *J Biomed Mater Res* 53: 490-497, 2000.
63. **Greenfield EM and Bechtold J.** What other biologic and mechanical factors might contribute to osteolysis? *J Am Acad Orthop Surg* 16 Suppl 1: S56-S62, 2008.
64. **Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D and Charnley J.** Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip (Reprinted from Clin Orthop

- Relat Res, vol 137, pg 37-47, 1978). *Clinical Orthopaedics and Related Research* 3-9, 2006.
65. **Gross AE and Dust WN.** Acute polyethylene fracture in an uncemented acetabular cup. *Can J Surg* 40: 310-312, 1997.
66. **Gruen TA, Mcneice GM and Amstutz HC.** Modes of Failure of Cemented Stem-Type Femoral Components - Radiographic Analysis of Loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 17-27, 1979.
67. **HABOUSH EJ.** A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. *Bull Hosp Joint Dis* 14: 242-277, 1953.
68. **Halsted WS.** The treatment of wounds with especial reference to the value of the blood clot in the management of dead spaces. *The Johns Hopkins Hospital Reports* 2: 255-314, 1890.
69. **Harris WH.** Traumatic Arthritis of Hip After Dislocation and Acetabular Fractures - Treatment by Mold Arthroplasty - An End-Result Study Using A New Method of Result Evaluation. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume A* 51: 737-&, 1969.
70. **Heisel C, Silva M, dela Rosa MA and Schmalzried TP.** Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 748-751, 2004.

71. **Hopper RH, Jr., Young AM, Orishimo KF and McAuley JP.** Correlation between early and late wear rates in total hip arthroplasty with application to the performance of marathon cross-linked polyethylene liners. *J Arthroplasty* 18: 60-67, 2003.
72. **Hsu HL, Lacey DL, Dunstan CR, Solovyev I, Colombero A, Timms E, Tan HL, Elliott G, Kelley MJ, Sarosi I, Wang L, Xia XZ, Elliott R, Chiu L, Black T, Scully S, Capparelli C, Morony S, Shimamoto G, Bass MB and Boyle WJ.** Tumor necrosis factor receptor family member RANK mediates osteoclast differentiation and activation induced by osteoprotegerin ligand. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 96: 3540-3545, 1999.
73. **Hui AJ, McCalden RW, Martell JM, MacDonald SJ, Bourne RB and Rorabeck CH.** Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85-A: 505-511, 2003.
74. **Huk OL, Manjula B, Betts F, Rimnac CM, Lieberman JR, Huo MH and Salvati EA.** Polyethylene and Metal Debris Generated by Non-Articulating Surfaces of Modular Acetabular Components. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 76B: 568-574, 1994.
75. **Hurwitz DE and Andriacchi TP.** Biomechanics of the Hip. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 75-85.

76. **Illgen RL, Forsythe TM, Pike JW, Laurent MP and Blanchard CR.** Highly crosslinked vs conventional polyethylene particles--an in vitro comparison of biologic activities. *J Arthroplasty* 23: 721-731, 2008.
77. **Ise K, Kawanabe K, Matsusaki T, Shimizu M, Onishi E and Nakamura T.** Patient sensitivity cemented to polyethylene particles with total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 22: 966-973, 2007.
78. **Jacobs CA, Christensen CP, Greenwald AS and McKellop H.** Clinical performance of highly cross-linked polyethylenes in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 89: 2779-2786, 2007.
79. **Jacobs JJ, Campbell PA and Konttinen T.** How has the biologic reaction to wear particles changed with newer bearing surfaces? *J Am Acad Orthop Surg* 16 Suppl 1: S49-S55, 2008.
80. **Jager M, Urselmann F, Witte F, Zanger K, Li X, Ayers DC and Krauspe R.** Osteoblast differentiation onto different biometals with an endoprosthetic surface topography in vitro. *J Biomed Mater Res A* 86: 61-75, 2008.
81. **Jasty M.** Particulate Debris and Failure of Total Hip Replacements. *Journal of Applied Biomaterials* 4: 273-276, 1993.
82. **Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, OConnor DO, Haire T and Harris WH.** The Initiation of Failure in Cemented Femoral Components of Hip Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 73: 551-558, 1991.

83. **Jasty MJ, Floyd WE, Schiller AL, Goldring SR and Harris WH.** Localized Osteolysis in Stable, Nonseptic Total Hip-Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 68A: 912-919, 1986.
84. **Jia D, O'Brien CA, Stewart SA, Manolagas SC and Weinstein RS.** Glucocorticoids act directly on osteoclasts to increase their life span and reduce bone density. *Endocrinology* 147: 5592-5599, 2006.
85. **Jones LC and Hungerford DS.** Cement Disease. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 192-206, 1987.
86. **Judet R, Siguier M, Brumpt B and Judet T.** Non-Cemented Total Hip Prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 76-84, 1978.
87. **Kadoya Y, Kobayashi A and Ohashi H.** Wear and osteolysis in total joint replacements. *Acta Orthop Scand Suppl* 278: 1-16, 1998.
88. **Kawanabe K, Liang B, Ise K and Nakamura T.** Comparison of Polyethylene Wear against Alumina and Zirconia Heads in Cemented Total Hip Arthroplasty. In: *Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty*, Heidelberg: Steinkopff, 2007, p. 83-87.
89. **Kim HJ, Zhao H, Kitaura H, Bhattacharyya S, Brewer JA, Muglia LJ, Ross FP and Teitelbaum SL.** Glucocorticoids suppress bone formation via the osteoclast. *J Clin Invest* 116: 2152-2160, 2006.

90. **Kroger H, Venesmaa P, Jurvelin J, Miettinen H, Suomalainen O and Alhava E.** Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 66-74, 1998.
91. **Krushell RJ, Fingerroth RJ and Cushing MC.** Early femoral head penetration of a highly cross-linked polyethylene liner vs a conventional polyethylene liner - A case-controlled study. *Journal of Arthroplasty* 20: 73-76, 2005.
92. **Kurtz SM.** *The Uhmwpe Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement: Ultra-high Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement.* Academic Press Inc., 2004.
93. **Kurtz SM, Ochoa JA, White CV, Srivastav S and Cournoyer J.** Backside nonconformity and locking restraints affect liner shell load transfer mechanisms and relative motion in modular acetabular components for total hip replacement. *Journal of Biomechanics* 31: 431-437, 1998.
94. **Lee PC, Shih CH, Chen WJ, Tu YK and Tai CL.** Early polyethylene wear and osteolysis in cementless total hip arthroplasty: the influence of femoral head size and polyethylene thickness. *J Arthroplasty* 14: 976-981, 1999.
95. **Leung SB, Egawa H, Stepniowski A, Beykirch S, Engh CA, Jr. and Engh CA, Sr.** Incidence and volume of pelvic osteolysis at early follow-up with highly cross-linked and noncross-linked polyethylene. *J Arthroplasty* 22: 134-139, 2007.

96. **Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL and Zimmerman JR.** Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 60: 217-220, 1978.
97. **Li S.** Polyethylene. In: The Adult Hip, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippencott-Raven, 1998, p. 105-122.
98. **Lister J.** On the Antiseptic Principle of the Practice of Surgery (Reprinted from British-Medical-Journal, September 21, 1867). *Reviews of Infectious Diseases* 9: 421-426, 1987.
99. **Lombardi, Jr. A. V., Mallory, T. H., Herrington, S. M., Adams, J. B., and Kefauver, C. A.** Clinical Results Associated with a Modular Femoral Component - Experience with the S-ROM in Primary THA. 19-23. 1998. Louisiana, Scientific Exhibit, 65th Annual Meeting of the AAOS. 1998.
100. **Ludwig F-J, Melzer C and Backofen D.** Kriterien zur radiologischen Beurteilung zementfreier Hüftendoprothesen am Beispiel des Spotorno-Schafts. *Der Unfallchirurg* 99: 750-757, 2007.
101. **Lusty PJ, Watson A, Tuke MA, Walter WL, Walter WK and Zicat B.** Orientation and wear of the acetabular component in third generation alumina-on-alumina ceramic bearings - An analysis of 33 retrievals. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 89B: 1158-1164, 2007.
102. **Malchau H and Potter HG.** How are wear-related problems diagnosed and what forms of surveillance are necessary? *J Am Acad Orthop Surg* 16 Suppl 1: S14-S19, 2008.

103. **Manning DW, Chiang PP, Martell JM, Galante JO and Harris WH.** In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 20: 880-886, 2005.
104. **Martell JM.** Frequently Asked Questions [Online].  
<http://ortho.biomed.imaging.home.comcast.net/~ortho.biomed.imaging/faq.htm>. Access Date:01/10/2008 Last Update: 10/05/2007.
105. **Martell, J. M.,** Internet Communication , Subject: Non Compliant DICOM Tags, 2008
106. **Martell, J. M. and Berdia, S.** Patent: Method and device for linear wear analysis, Patent Num: 5610966, Application Num: 08/388698, USA 3-11-1997
107. **Martell JM, Verner JJ and Incavo SJ.** Clinical performance of a highly cross-linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: a randomized prospective trial. *J Arthroplasty* 18: 55-59, 2003.
108. **Matas R.** Sir W. Arbuthnot Lane. *Annals of Surgery* 119: 607-612, 1944.
109. **Mcbride ED.** The Flanged Acetabular Replacement Prosthesis. *Archives of Surgery* 83: 721-728, 1961.
110. **McCalden RW, Naudie DD, Yuan X and Bourne RB.** Radiographic methods for the assessment of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 87: 2323-2334, 2005.

111. **McKee GK and Watson-Farrar J.** Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 48B: 245-259, 1966.
112. **McKellop H, Shen FW, DiMaio W and Lancaster JG.** Wear of gamma-crosslinked polyethylene acetabular cups against roughened femoral balls. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 73-82, 1999.
113. **McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P and Salovey R.** Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research* 17: 157-167, 1999.
114. **McKellop HA.** Wear Assessment. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1998, p. 231-246.
115. **Minoda Y, Kobayashi A, Sakawa A, Aihara M, Tada K, Sugama R, Iwakiri K, Ohashi H and Takaoka K.** Wear particle analysis of highly crosslinked polyethylene isolated from a failed total hip arthroplasty. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 86B: 501-505, 2008.
116. **Miyaniishi K, Hara T, Kaminomachi S, Maekawa M, Iwamoto M and Torisu T.** Short-term wear of Japanese highly cross-linked polyethylene in cementless THA. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 128: 995-1000, 2008.

117. **Moore AT and Bohlman HR.** Metal hip joint - A case report (Reprinted from *J Bone Joint Surg*, vol 25, pg 688, 1943). *Clinical Orthopaedics and Related Research* 22-24, 2006.
118. **O'Brien CA, Jia D, Plotkin LI, Bellido T, Powers CC, Stewart SA, Manolagas SC and Weinstein RS.** Glucocorticoids act directly on osteoblasts and osteocytes to induce their apoptosis and reduce bone formation and strength. *Endocrinology* 145: 1835-1841, 2004.
119. **Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ and Engh CA.** Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 85A: 1095-1099, 2003.
120. **Ostlere S and Soin S.** Imaging of prosthetic joints. *Imaging* 15: 270-285, 2003.
121. **Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW and D'Lima DD.** Polyethylene wear and acetabular component orientation. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 85A: 56-63, 2003.
122. **Pedersen DR, Callaghan JJ and Brown TD.** Activity-dependence of the "safe zone" for impingement versus dislocation avoidance. *Med Eng Phys* 27: 323-328, 2005.
123. **Peltier LF.** A History of Hip Surgery. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 3-36.

124. **Peters CL and Dunn HK.** The Cementless Acetabular Component. In: The Adult Hip, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 993-1016.
125. **Plominski J and Kwiatkowski K.** [History of hip arthroplasty]. *Pol Merkur Lekarski* 22: 83-85, 2007.
126. **Pschyrembel W.** *Pschyrembel*. Berlin, New York: Walter de Gruyter, 2007.
127. **Purdue PE, Koulouvaris P, Nestor BJ and Sculco TP.** The central role of wear debris in periprosthetic osteolysis. *HSS J* 2: 102-113, 2006.
128. **Purdue PE, Koulouvaris P, Potter HG, Nestor BJ and Sculco TP.** The cellular and molecular biology of periprosthetic osteolysis. *Clin Orthop Relat Res* 454: 251-261, 2007.
129. **Rakshit DS, Ly K, Sengupta TK, Nestor BJ, Sculco TP, Ivashkiv LB and Purdue PE.** Wear debris inhibition of anti-osteoclastogenic signaling by interleukin-6 and interferon-gamma - Mechanistic insights and implications for periprosthetic osteolysis. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 88A: 788-799, 2006.
130. **Ranawat CS, Rasquinha VJ and Rodriguez JA.** Polyethylene wear in Total Hip Arthroplasty -matched pair analysis of ceramic and metal heads. In: Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty, Darmstadt: **Steinkopff**, 2005, p. 59-61.

131. **Reize P, Geiger EV, Suckel A, Rudert M and Wolker N.** Influence of surgical experience on accuracy of acetabular cup positioning in total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 37: 360-363, 2008.
132. **Ring PA.** Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis (Reprinted from *J Bone Joint Surg*, vol 50B, pg 720-731, 1968). *Clinical Orthopaedics and Related Research* 8-13, 2005.
133. **Ritt MJPF, Stuart PR, Naggar L and Beckenbaugh RD.** The Early History of Arthroplasty of the Wrist - from Amputation to Total Wrist Implant. *Journal of Hand Surgery-British and European Volume* 19B: 778-782, 1994.
134. **Rosenthal L, Bobyns DJ and Tanzer M.** Periprosthetic bone densitometry of the hip: influence of prosthetic design and hydroxyapatite coating on regional bone remodelling. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 1: 57-60, 2000.
135. **Sabo D, Reiter A, Simank HG, Thomsen M, Lukoschek M and Ewerbeck V.** Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross-sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA. *Calcif Tissue Int* 62: 177-182, 1998.
136. **Sakoda H, Voice AM, Mcewen HMJ, Isaac GH, Hardaker C, Wroblewski BM and Fisher J.** A comparison of the wear and physical properties of silane cross-linked polyethylene and ultra-high molecular weight polyethylene. *Journal of Arthroplasty* 16: 1018-1023, 2001.

137. **Sargeant A and Goswami T.** Pathophysiological aspects of hip implants. *J Surg Orthop Adv* 15: 111-112, 2006.
138. **Schmalzried TP, Brown IC, Amstutz HC, Engh CA and Harris WH.** The role of acetabular component screw holes and/or screws in the development of pelvic osteolysis. *Proc Inst Mech Eng [H ]* 213: 147-153, 1999.
139. **Schmalzried TP, Clarke IC and McKellop HA.** Bearing Surfaces. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 247-265.
140. **Schmalzried TP, Jasty M and Harris WH.** Periprosthetic Bone Loss in Total Hip-Arthroplasty - Polyethylene Wear Debris and the Concept of the Effective Joint Space. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 74A: 849-863, 1992.
141. **Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, Akizuki KH, Frankel RE, Belcher G and Amstutz HC.** Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 80A: 54-59, 1998.
142. **Shanbhag AS, Hasselman CT, Jacobs JJ and Rubash HE.** Biologic Response to Wear Debris. In: *The Adult Hip*, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 279-288.

143. **Shia DS, Clohisy JC, Schinsky MF, Martell JM and Maloney WJ.** THA with Highly Cross-linked Polyethylene in Patients 50 Years or Younger. *Clin Orthop Relat Res* 2009.
144. **Shorez JP, Harding TS, Atkinson PJ and Walter N.** Alteration of the amount and morphology of wear particles by the addition of loading profile transitions during artificial hip wear testing. *Proc Inst Mech Eng [H ]* 222: 865-875, 2008.
145. **Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang MS, Luthy R, Nguyen HQ, Wooden S, Bennett L, Boone T, Shimamoto G, DeRose M, Elliott R, Colombero A, Tan HL, Trail G, Sullivan J, Davy E, Bucay N, Renshaw-Gegg L, Hughes TM, Hill D, Pattison W, Campbell P, Sander S, Van G, Tarpley J, Derby P, Lee R and Boyle WJ.** Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. *Cell* 89: 309-319, 1997.
146. **Smith&Nephew.** Total Hip Replacement [Online]. [http://global.smith-nephew.com/us/BHR\\_TOTAL\\_HIP\\_REPLACEMENT\\_15654.htm](http://global.smith-nephew.com/us/BHR_TOTAL_HIP_REPLACEMENT_15654.htm), Access Date:17/09/2008 Last Update: 2008.
147. **Soderman P and Malchau H.** Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 189-197, 2001.
148. **Springer BD, Fehring TK, Griffin WL, Odum SM and Masonis JL.** Why revision total hip arthroplasty fails. *Clin Orthop Relat Res* 467: 166-173, 2009.

149. **StatSoft, Inc.** STATISTICA für Windows [Software für Datenanalyse]. (7.1). 2005. Tulsa, StatSoft, Inc. 1984.
150. **Towers JD.** Radiographic Evaluation of the Hip. In: The Adult Hip, edited by Callaghan JJ, Rosenberg AG and Rubash HE. Philadelphia: Lippincott Raven, 1998, p. 333-372.
151. **Triclot P, Grosjean G, El Masri F, Courpied JP and Hamadouche M.** A comparison of the penetration rate of two polyethylene acetabular liners of different levels of cross-linking. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg Br* 89: 1439-1445, 2007.
152. **Tsao AK, Jones LC and Lewallen DG.** What patient and surgical factors contribute to implant wear and osteolysis in total joint arthroplasty? *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 16: S7-S13, 2008.
153. **Ulijaszek SJ.** Obesity: Preventing and managing the global epidemic. *Journal of Biosocial Science* 35: 624-625, 2003.
154. **Urist MR.** The Principles of Hip-Socket Arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 39: 786-810, 1957.
155. **van der Heide HJ, Rijnberg WJ, Van Sorge A, Van Kampen A and Schreurs BW.** Similar effects of rofecoxib and indomethacin on the incidence of heterotopic ossification after hip arthroplasty. *Acta Orthop* 78: 90-94, 2007.

156. **Walker PS and Robertson DD.** Design and Fabrication of Cementless Hip Stems. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 235: 25-34, 1988.
157. **Wan Z, Boutary M and Dorr LD.** Precision and limitation of measuring two-dimensional wear on clinical radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 449: 267-274, 2006.
158. **Wan ZN, Boutary M and Dorr LD.** The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 23: 51-56, 2008.
159. **Wessinghage D.** Gluck, Themistocles - 100 Years Artificial Joints. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete* 129: 383-388, 1991.
160. **WILES P.** The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 45: 488-497, 1958.
161. **Willert HG and Semlitsch M.** Reactions of Articular Capsule to Wear Products of Artificial Joint Prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research* 11: 157-164, 1977.
162. **Woolson ST and Murphy MG.** Wear of the Polyethylene of Harris-Galante Acetabular Components Inserted Without Cement. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 77: 1311-1314, 1995.
163. **Wroblewski BM.** 15-21-Year Results of the Charnley Low-Friction Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 30-35, 1986.

164. **Wroblewski BM, Siney PD and Fleming PA.** Low-friction arthroplasty of the hip using alumina ceramic and cross-linked polyethylene. A ten-year follow-up report. *J Bone Joint Surg Br* 81: 54-55, 1999.
165. **Yamamoto K, Clarke IC, Masaoka T, Oonishi H, Williams PA, Good VD and Imakiire A.** Microwear phenomena of ultrahigh molecular weight polyethylene cups and debris morphology related to gamma radiation dose in simulator study. *J Biomed Mater Res* 56: 65-73, 2001.
166. **Yu X, Huang Y, Collin-Osdoby P and Osdoby P.** CCR1 chemokines promote the chemotactic recruitment, RANKL development, and motility of osteoclasts and are induced by inflammatory cytokines in osteoblasts. *J Bone Miner Res* 19: 2065-2077, 2004.

## 9 Anhang

### 9.1 Modifizierter Harris Hip Score

| Schmerzen                         | Punkte |
|-----------------------------------|--------|
| Keine Schmerzen                   | 44     |
| Gelegentlich leichte Schmerzen    | 40     |
| Leichte Schmerzen                 | 30     |
| Mäßige Schmerzen                  | 20     |
| Starke Schmerzen                  | 10     |
| Sehr starke Schmerzen/ Gehunfähig | 0      |

| Hinken          | Punkte |
|-----------------|--------|
| Kein Hinken     | 11     |
| Leichtes Hinken | 8      |
| Mäßiges Hinken  | 5      |
| Starkes Hinken  | 0      |

| Gehilfe                         | Punkte |
|---------------------------------|--------|
| Ohne                            | 11     |
| Ein Stock bei längeren Strecken | 7      |
| Ein Stock ständig               | 5      |
| Eine Unterarmgehstütze          | 4      |
| Zwei Stöcke                     | 2      |
| Zwei Unterarmgehstützen         | 0      |
| Gehunfähig                      | 0      |

| Gehleistung | Punkte |
|-------------|--------|
| Unbegrenzt  | 11     |
| Ca. 600m    | 8      |
| 200m – 300m | 5      |
| Nur im Haus | 2      |
| Gehunfähig  | 0      |

| Treppensteigen              | Punkte |
|-----------------------------|--------|
| Normal, ohne Geländer       | 4      |
| Normal, mit Geländer        | 2      |
| Schwierig                   | 1      |
| Kein Treppensteigen möglich | 0      |

| Schuhe schnüren            | Punkte |
|----------------------------|--------|
| Ohne Probleme möglich      | 4      |
| Schwierig                  | 2      |
| Kein Schuhschnüren möglich | 0      |

| <b>Sitzen</b>                                       | <b>Punkte</b> |
|---|---------------|
| Länger als 1h, unabhängig von der Höhe des Stuhls   | 4             |
| Ca. ½ h nur auf hohen Stühlen                       | 2             |
| Weniger als ½ h, unabhängig von der Höhe des Stuhls | 0             |

| <b>Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel</b> | <b>Punkte</b> |
|--|---------------|
| Ein-/ Aussteigen möglich                     | 1             |
| Ein-/ Aussteigen nicht möglich               | 0             |

| <b>Kontrakturen</b>                      | <b>Punkte</b> |
|--|---------------|
| Keine fixierte Adduktionskontraktur >10° | 1             |
| Keine fixierte Rotationskontraktur >10°  | 1             |
| Keine fixierte Beinlängendifferenz >3cm  | 1             |
| Keine fixierte Beugekontraktur > 30°     | 1             |

| <b>Totaler Bewegungsumfang</b> | <b>Punkte</b> |
|--------------------------------|---------------|
| 300° - 210°                    | 6             |
| 209° - 160°                    | 5             |
| 159° - 100°                    | 4             |
| 99° - 60°                      | 3             |
| 59° - 30°                      | 2             |
| 29° - 0°                       | 0             |

## Lebenslauf

Name: Michael Behringer

Anschrift: Am Stadtweiher 5  
40699 Erkrath

Geburtsdatum: 27.06.1978

Geburtsort: Neuss

Eltern: Peter Behringer  
Doris Behringer

Geschwister: Eine jüngere Schwester  
Ein älterer Bruder

Schulbildung: 01.08.1984 – 31.07.1988 (Grundschule Hochdahl, Wilbeck)  
01.08.1988 – 31.07.1995 (Gymnasium Hochdahl)  
01.08.1995 – 12.06.1998 (Kollegschole Kickweg, Düsseldorf)

Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife

Berufsausbildung: 01.08.1995 – 12.06.1998 Staatlich geprüfter Freizeitsportleiter

Wehrdienst: 01.07.1998 – 30.04.1999 (4. Panzerbataillon 203, Hemer)

Medizinstudium: Immatrikulation: 99/00 (HHU-Düsseldorf)  
31.08.2001 Ärztliche Vorprüfung  
28.08.2003 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
05.09.2005 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
17.10.2005 – 15.09.2006 Praktisches Jahr an der HHU-Düsseldorf  
07.11.2006 Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Promotionsarbeit: Seit 01.03.2007 an der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf

Aktuelle Tätigkeit: Seit 01.10.2007 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik der Deutschen Sporthochschule Köln

## Klinisch-radiologische Ergebnisse eines modularen zementfreien Endoprothesensystems mit XLPE/Keramik-Gleitpaarung

vorgelegt von Michael Behringer

### Zusammenfassung

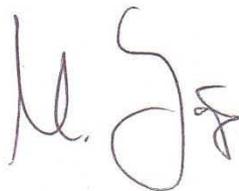
Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 96 Patienten (48 Männer und 48 Frauen) mit 110 operierten Hüftgelenken durchschnittlich 17,42 Monaten (SD: 13,38) postoperativ untersucht. Ziel dieser Studie war es den Einfluss des definierten modularen zementfreien Hüftendoprothesensystems (zementfreier Prothesenschaft vom Typ S-ROM®, Keramik-Kugelkopf, XLPE-Inlay vom Typ Marathon™, zementfreie Pfannenkomponente vom Typ Duraloc®) auf den präoperativen klinischen Befund zu untersuchen. Diese klinische Evaluation wurde ergänzt durch eine radiologische Analyse auf PE-Verschleiß und Veränderungen des periprothetischen Knochengewebes.

Der postoperativ erreichte Harris-Hip-Score von durchschnittlich 91 Punkten (SD: 10) ist mit gut bis sehr gut zu bewerten. Bezogen auf den Ausgangswert von 43 Punkten ergibt sich eine prozentuale Verbesserung von 113%, welche auch in anderen klinischen Studien zur S-ROM-Prothese zu finden ist.

Da das angewandte Verschleißanalyseverfahren (Hip-Analysis-Suite) wie auch andere in-vivo Methoden nicht zwischen Bedding-in und eigentlichem Verschleiß differenzieren kann, ergab sich ein zweiphasiger Verschleißverlauf, wie er bereits in der Literatur für verschiedene Inlays beschrieben wurde. In den ersten 12 Monaten betrug er im Durchschnitt 0,384 mm / Jahr (SD: 0,2) und danach 0,14 mm / Jahr (SD: 0,1). Der aus in-vitro Studien abgeleitete Zeitraum für Bedding-in Phänomene von bis zu drei Jahren lässt vermuten, dass auch ein Teil der später erfassten Verschleißwerte (> 1 Jahr postoperativ) durch Inlayverformungen überlagert ist. Dies spiegelt sich auch im Abgleich mit anderen Studien wider, welche einen längeren Nachuntersuchungszeitraum aufwiesen. Als Ursache für die ausgeprägte Standardabweichung, welche auch in allen vergleichbaren Untersuchungen gefunden wurde, kommen Mängel in der Softwarepräzision, eine Veränderung der Friktionseigenschaften der Gleitpartner, die operative Verlagerung des Drehzentrums und Aktivitätsunterschiede zwischen den Patienten in Frage.

Nur fünf Patienten zeigten im Nachuntersuchungsverlauf radiographische Veränderungen im Sinne einer pathologischen Osteolyse (>2 mm Breite) und in nur einem Fall kam es zur Absenkung des Schaftes (um 19 mm). Alle übrigen Prothesen zeigten über den gesamten Zeitraum eine feste knöcherne Integration.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die XLPE-Keramik-Gleitpaarung zementfreier Implantate am Hüftgelenk gute Kurzzeitergebnisse zeigten. Langzeitergebnisse stehen noch aus und müssen an statistisch ausreichend hohen Patientenkollektiven verifiziert werden.



Universitätsklinikum Düsseldorf  
Orthopädische Klinik  
Stellv. Direktor: Priv.-Doz. Dr. M. Jäger  
Tel. (02 11) 81-1 85 80 · Fax: (02 11) 81-1 66 93  
E-Mail: Jaeger@med.uni-duesseldorf.de  
Hausanschrift: Moorenstraße 5 · D-40225 Düsseldorf  
Postfach 10 10 07 · D-40001 Düsseldorf

16.4.2009