

Langzeitergebnisse der Balgrist-Spreizpfanne

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin des Fachbe-
reiches Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Gils, Jan
aus Braunschweig

Gießen 2009

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische
Chirurgie

Direktor: Prof. Dr. H. Stürz

des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH,
Standort Gießen

Betreuer: Prof. Dr. Stürz

Gutachter: PD Dr. Heckmann

Tag der Disputation: 04.12.2009

Für meine Eltern und meinen Bruder

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERBLICK	2
2.1	GESCHICHTE.....	2
2.2	BIOMECHANIK	3
2.2.1	Nulldurchgang	4
2.2.2	Vorlast	5
2.2.3	Kompensationsgrenze.....	5
2.3	VERANKERUNGSFORMEN	6
2.3.1	Schraubpfannen.....	6
2.3.2	Press-Fit-Pfannen.....	7
2.3.3	Spreizpfannen.....	7
2.4	PFANNENFORM	8
2.4.1	Sphärische Form	8
2.4.2	Konische Form	8
2.5	IMPLANTATOBERFLÄCHE	8
2.6	GELENKOBERFLÄCHE	9
2.6.1	Polyethylen.....	9
2.6.2	Metall	10
2.6.3	Keramik	10
2.7	BALGRIST-SPREIZPFANNE	11
2.8	FRAGESTELLUNG	13
3	MATERIAL UND METHODEN.....	14
3.1	PATIENTEN	14
3.1.1	Altersverteilung	14
3.1.2	Geschlechtsverteilung.....	15
3.2.1	Postoperativer Knochenkontakt.....	17
3.2.2	Saumbildung	17
3.2.3	Pfannenmigration	18
3.2.4	Periartikuläre Ossifikationen	22
3.3	KLINISCHE NACHUNTERSUCHUNG	23
3.4	STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	24
4	ERGEBNISSE	25
4.1	ÜBERLEBENSZEITANALYSE.....	25
4.1.1	Kaplan-Meier-Verfahren	25
4.1.2	Life-Table-Analyse.....	30
4.2	DESKRIPTIVE STATISTIK	33
4.2.1	Operierte Seite	33
4.2.2	Operationsindikationen	33
4.2.3	Nachuntersuchung.....	35
4.2.4	Schaftkombinationen.....	36
4.2.5	Gleitpaarungen	37
4.3	RÖNTGENOLOGISCHE ERGEBNISSE.....	39
4.3.1	Saumbildung	39
4.3.2	Postoperativer Knochenkontakt.....	41
4.3.3	Migrationsanalyse.....	42
4.3.4	Ektope Ossifikationen	45
4.4	KLINISCHE NACHUNTERSUCHUNGSERGEBNISSE.....	47
4.4.1	Harris-Hip-Score.....	47
4.4.2	Merle d'Aubigne-Postel	48
5	DISKUSSION	49
6	ZUSAMMENFASSUNG	60
7	LITERATUR	63
8	ERKLÄRUNG	70
9	DANKSAGUNG.....	71

1 Einleitung

Die Bedeutung des Hüftgelenkersatzes ist zurzeit größer denn je und wird durch die demografischen Faktoren, insbesondere durch die immer älter werdende Population, weiter zunehmen. Jährlich werden in Deutschland ca. 200.000 künstliche Hüftgelenke [9] mit steigender Tendenz implantiert. Im Folgenden wird das zementfreie Verankerungsprinzip der Pfannenkomponente im Vordergrund stehen, denn dieses hat in den letzten Jahren zunehmend an Einfluss gewonnen. Es gibt eine Vielzahl unterschiedlicher Pfannenmodelle in der zementfreien Endoprothetik mit unterschiedlichen Verankerungsprinzipien und Designs. Auf lange Sicht sind neben einer präzisen Operationstechnik und dem Implantatdesign, das Material und die Oberflächenbeschaffenheit entscheidend. Um den Erfolg eines Pfannenmodells einer realistischen Beurteilung zu unterziehen, sind Studien mit Beobachtungszeiträumen über 7 – 10 Jahren von großer Bedeutung [10].

2 Literaturüberblick

2.1 Geschichte

Die ersten Totalendoprothesen wurden von Philip Wiles 1938 in London operiert. Dieser verwendete Komponenten aus rostfreiem Stahl, welche mittels Schrauben fixiert wurden. Er implantierte erfolgreich sechs dieser Modelle an Patienten mit juveniler chronischer Arthritis.

George Kenneth McKee arbeitete seit 1940 an einer Ganzmetallendoprothese, deren Pfannenanteil mit einer Schraube im Becken fixiert wurde. Später kombinierte er seine Schraubpfanne mit dem Thompson-Schaft und verwendete diese Kombination

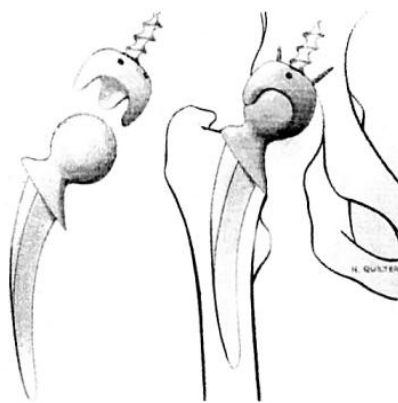


Abbildung 1. Frühes Modell von G.K. McKee zwischen 1956 und 1960 [6].

zwischen 1956 und 1960 (Abbildung 1). Nachdem John Charnley den Knochenzement zur Verankerung von Endoprothesen eingeführt hatte, entwickelte McKee zusammen mit John Watson-Farrar eine zementierte Prothese, welche lange Zeit erfolgreich implantiert wurde [6]. Peter Ring misstraute dieser Fixationstechnik. Er sprach dem Acryl-Zement von Charnley und McKee-Farrar eine ausreichende Bindungsfähigkeit mit Knochen ab [3] und entwickelte zementfreie Hüftprothesen. Die azetabu-

läre Komponente bestand aus einer Kobalt-Chrom-Pfanne mit einem langen Schaft, in dem ein Gewinde eingearbeitet war. Dieses wurde tief in das Ilium eingeschraubt. (Abbildung 2). In den späten Fünfziger Jahren wurde von K.M. Sivash in Moskau eine weitere interessante zementfreie Prothese entwickelt. Sie war insofern einzigartig, als dass der Prothesenkopf in der Pfanne eingefasst war, um eine Luxation zu verhindern. Dieses bedeutete jedoch, dass man das Implantat als Ganzes einsetzen musste. Die Pfanne besaß an ihrer Oberfläche mehrere Reihen von Sägezähnen um die Fixation zu verbessern (Abbildung 3).

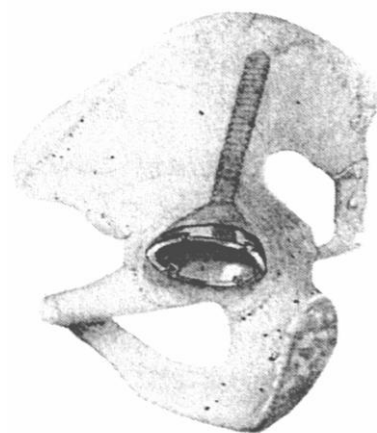


Abbildung 2. Schraubpfanne von Ring 1968 [3].



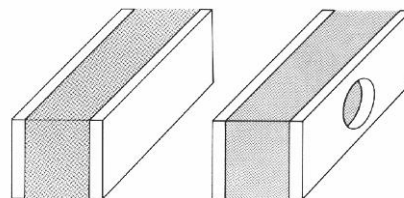
Abbildung 3.
Proximaler Teil der
Prothese von K.M.
Sivash [6].

In der Folgezeit ging die Entwicklung der zementfreien Pfannen zu den heutigen Implantaten über drei Generationen [8]. Die Pfannen der ersten Generation besaßen glatte Oberflächen aus Polyethylen, Kobalt-Chrom-Molybdän und Keramik. Später wurden diese aus Reintitan und Titanlegierungen hergestellt. Mit der zweiten Generation, ab Mitte der achtziger Jahre begann man, die Oberflächen zu strukturieren und zu beschichten. Unterschiedliche Einsätze aus Metall, Keramik und abriebarmen Polyethylen charakterisieren die dritte Generation.

2.2 Biomechanik

Wie Huggler und Schreiber darlegten [1], ist die Kortikalis des Azetabulums von entscheidender Bedeutung um die eingeleiteten Kräfte in Form von Membranspannungen zu übernehmen. Die Spongiosa nimmt an der Kraftübertragung weit weniger teil, sondern sie dient vielmehr der Aufrechterhaltung der Strukturen. Huggler und Schreiber sprechen von einer „Sandwichstruktur“ deren Stabilität durch Kontinuitätsunterbrechungen abnimmt (Abbildung 4).

Abbildung 4.
Schwächung einer Sandwichkonstruktion
durch Anbringen eines Loches in einer der
äußeren Schalen [1].



Daher muss bei Implantation einer Pfannenprothese darauf geachtet werden, dass die Kraft tragende subchondrale Kortikalis erhalten bleibt [1, 11, 12].

Die Druckaufnahme innerhalb des Azetabulums erfolgt in der Peripherie, mit Druckmaxima an den iliakalen, ischialen und pubischen Pfeilern [13]. Der Pol selbst bleibt weitestgehend ohne Kontakt. Um also bei stehender Kortikalis eine möglichst physio-

logische Belastung zu erreichen, kann man die Implantathöhe gegenüber der Frästiefe reduzieren, damit die überwiegende Kraftübertragung im äquatorialen Bereich stattfindet [8] (Abbildung 5).

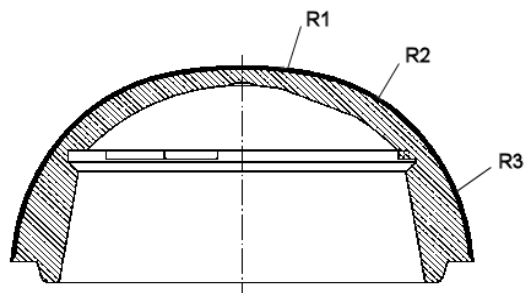


Abbildung 5.
Abgeflachte Press-Fit-Pfannenform durch unterschiedliche Radiengestaltung R1, R2 und R3 [8].

2.2.1 Nulldurchgang

Der Nulldurchgang wird als Wechsel zwischen Zug- und Druckkräften an der Knochen-Implantat-Grenze, dem sogenannten Interface, bezeichnet. Er ist in der Beweglichkeit des Knochens begründet [14]. Die Folgen des Nulldurchganges reichen von einer ausbleibenden Osteointegration bis hin zu Knochenresorption (Abbildung 6). Im zweiten Fall spricht man von einem dekompenzierten Nulldurchgang, in dem die Unruhe am Interface zu groß ist, um vom Knochenanbau kompensiert zu werden. Es gibt zwei Formen des dekompenzierten Nulldurchganges: Eine stationäre und eine progressive Form [12]. Während die stationäre Form durch eine bindegewebige Membran am Interface gekennzeichnet ist, entwickelt die progressive Form eine zunehmende Schicht von Binde- und Granulationsgewebe mit begleitenden Osteolysen. Durch die dynamischen Druckverhältnisse an der Implantat-Knochen-Grenze kann in diesem Fall also keine Osteointegration stattfinden, eine Stabilisierung findet demnach nicht statt.

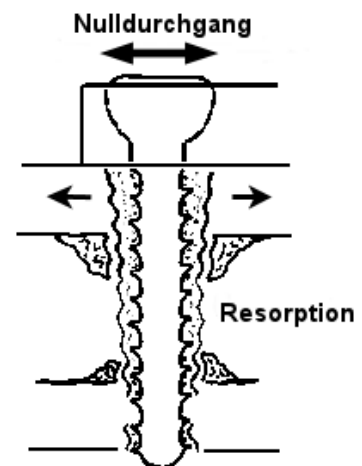


Abbildung 6.
Zu große Unruhe des Implantates kann zu Knochenresorption führen.

Geringfügige Nulldurchgänge sind auch im Idealfall nicht zu unterbinden. Belastungsdeformitäten des Knochens und Richtungswechsel im Drehmoment der Kunstpfanne führen zu Relativbewegungen zwischen Knochen und Implantat. Um den Knochenanbau zu fördern, sollten die Relativbewegungen so gering wie möglich ausfallen. Mit einer ausreichend großen Vorlast bei der Fixation des Implantates wird

dieses erreicht. Man bezeichnet diesen Zustand als kompensierten Nulldurchgang. Bragdon et al. [15] zeigten am Tierversuch mit Hunden die Auswirkungen von Relativbewegungen am Knochen-Implantat-Interface. Leichten Bewegungen (0 und 20 μm) ließ sich ein stabiler Knocheneinwuchs zuordnen, während bei großen Relativbewegungen (40 und 150 μm) wenige stabile oder bereits instabile osteointegrative Verhältnisse vorlagen. Zudem fanden sich bei großen Bewegungen Faserknorpel und Bindegewebe zwischen Knochen und Implantat.

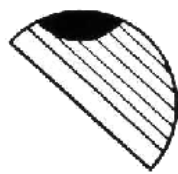
2.2.2 Vorlast

Besonders bei der zementfreien Implantation muss die Prothese unter Vorlast in das Azetabulum eingebracht werden, weil sich das Azetabulum unter Last deformiert. Es nähert sich aus seiner hochovalen einer sphärischen Form an [7, 12]. Daraus ergeben sich Zonen mit einem unterschiedlichen Nulldurchgang. Es kommt zu Wechselbeanspruchungen bei Belastung, denen das Implantat folgen sollte. Dazu muss die Prothese zum einen flexibel genug sein und zum anderen mit ausreichender Vorspannung in das Pfannenbett eingebracht werden. Unabhängig von dem Verankerungsprinzip sollte die Vorlast groß genug sein, um Relativbewegungen auf ein Minimum zu reduzieren, damit es unter den Bedingungen eines kompensierten Nulldurchgangs zu einer Osteointegration kommen kann. Diese ist für eine dauerhafte und stabile Fixation unumgänglich.

2.2.3 Kompensationsgrenze

Das ideale Pfannenimplantat besitzt keinen oder einen kompensierten Nulldurchgang sowie eine stabile Fixation ohne Bindegewebe im Kontaktbereich. Oftmals liegen aber verschiedene Formen von Geweben im Kontaktbereich von etlichen Kunstpfannen vor. Dort findet man neben knöchernem Gewebe auch Bindegewebe. Daraus kann man schließen, dass sich dort kompensierter und dekompensierter Nulldurchgang nebeneinander befinden. Die Grenze beider Formen wird Kompensationsgrenze [12] oder knöcherner Integrationsbereich [7] genannt. Abhängig ist dieser Bereich von unterschiedlichen Faktoren wie zum Beispiel der Elastizität des Implantatmaterials, Körpergewicht oder Aktivität (Abbildung 7).

Knöcherner Integrationsbereich



Klein:

- Steifes Pfannenimplantat
- Schwachbes, weites Becken
- Grosses Körpergewicht
- Grosse Aktivität
- Osteoporose



Groß:

- Elastisches Pfannenimplantat
- Kräftiges Becken
- Geringes Körpergewicht
- Mässige Aktivität

Abbildung 7. Einflussgrößen auf den Bereich des kompensierten Nulldurchgangs. Je nach biomechanischer Ausgangssituation ergibt sich ein kleiner oder großer knöcherner Integrationsbereich [7].

2.3 Verankerungsformen

2.3.1 Schraubpfannen

Diese Art der Pfanne besitzt ein Gewinde auf ihrer Außenseite. Die Gewindegeometrie ist entscheidend für das Eindrehverhalten und Erreichen der geplanten Implantatposition (Abbildung 8). Schraubpfannen zeichnen sich durch eine exzellente Primärstabilität aus [7, 8, 16]. Begründet ist diese durch die hohe Vorspannung, welche durch die Keilwirkung beim Einschrauben entsteht.

Je nach Design wirken an der Außenkontur der Pfanne Kompressionskräfte, die in Höhe der 2,5 (sphärische Form) bis 4 fachen (konische Form) Schraubenzugkraft beim Eindrehen entsprechen [5]. Trotzdem hatten die frühen Modelle der Schraubpfanne schlechte Ergebnisse bezüglich ihrer mittel- und langfristigen Stabilität [17-22]. Neuere Modelle mit veränderter Oberflächenstruktur zeigen deutlich bessere Ergebnisse [23-25].



Abbildung 8. Gewindegeometrie [8].

2.3.2 Press-Fit-Pfannen

Die primäre Stabilität von Press-Fit-Pfannen wird durch Unterfräsen und Einschlagen eines überdimensionierten Implantates gewährleistet. Eine äquatoriale Klemmung ermöglicht den Kraftschluss, eine möglichst große Rauheit den Reibschluss. Durch beide Parameter wird die aufzubringende Einschlagkraft festgelegt. Bei 1-2 mm [26, 27] Unterfräsung ergibt sich eine ausgezeichnete Stabilität. Wird die Unterfräsung zu klein oder zu groß gewählt, kann es zu Komplikationen wie unzureichende Passform und Frakturen kommen. Die äquatoriale Klemmung berücksichtigt die physiologische Kraftaufnahme des Azetabulums, die mehr peripher als zentral im Pol stattfindet [28]. Allerdings setzt diese Art der Verankerung eine gute Präparation des Pfannenbettes voraus [29].

Bei mittelfristigen und langfristigen Untersuchungen zeigen die Press-Fit-Pfannen gute Ergebnisse [30, 31], allerdings scheint auch hier, wie bei den Schraubpfannen, die äußere Beschichtung ein wesentlicher Faktor zu sein [25].

2.3.3 Spreizpfannen

Spreizpfannen arbeiten ebenfalls nach dem Press-Fit-Prinzip. In das vorbereitete Pfannenbett wird eine längs geschlitzte Sprezhülse implantiert. Um den Press-Fit zu erzielen, wird ein Pfanneneinsatz eingetrieben, der die Hülse spreizt und sie im Pfannenbett verankert. Durch folgende körpereigene Belastung wird der Pfanneneinsatz weiter in die Hülse gedrückt und so der Press-Fit verstärkt. Dieser Vorgang wird als Nachspannen bezeichnet. Der Vorteil dieser Methode besteht in der unkomplizierten Vorbereitung des Pfannenlagers und in der Stärkung der Fixation während der sensiblen Knochenumbauphase [32]. Dazu kommt die unkompliziertere Handhabung beim Einbringen der Pfanne, ohne die Gefahr des Eindrehens von Weichteilstrukturen.

Überlebenszeitanalysen bescheinigen gute mittel- und langfristige Resultate [33-35]. Insbesondere bei Revisionsoperationen [36] und bei Dysplasiekoxarthrosen [37] scheint dieses Prinzip geeignet zu sein.

2.4 Pfannenform

2.4.1 Sphärische Form

Grundsätzlich kommt das sphärische Implantat der natürlichen Anatomie des Azetabulums am Nächsten [38]. Während der Präparation hat dieses Design den Vorteil der geringeren Knochenresektion [7, 8]. Allerdings ist die Präparation anspruchsvoller, da geringe Abweichungen während des Fräsens zu relativ großen Stabilitätsverlusten führen können [5]. Bei einem zu groß präparierten Pfannenlager kann es wegen ungenügender Selbstzentrierung zu

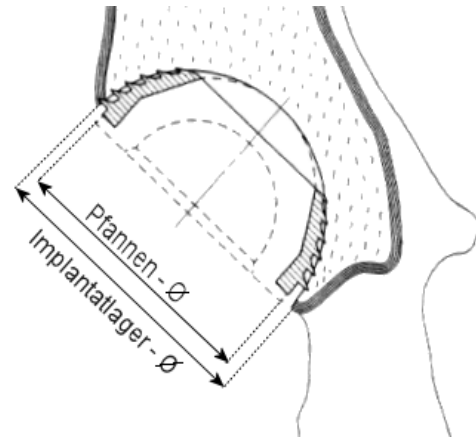


Abbildung 9. Teilweise aufgehobene Verankerung am äußeren Pfannenrand aufgrund eines zu großen Implantatlagers [5].

einem teilweisen Verankerungsdefizit kommen (Abbildung 9). Beim Einbringen des Implantates in das Pfannenbett hat man bei sphärischen Modellen die Möglichkeit geringfügige Änderungen an der Ausrichtung im Verhältnis zu Fräsung vorzunehmen. Bei der konischen Form ist dies nicht so ohne Weiteres möglich.

2.4.2 Konische Form

Konische Pfannen weisen Vorteile in der Präparation des Pfannenbettes auf. Weniger exakte Fräsungen bezüglich ihrer Größe können durch die Selbstzentrierungstendenz des konischen Designs ausgeglichen werden [5]. Je nach Fräsung zentriert sich die Pfanne in einer größeren oder geringeren Eindringtiefe von selbst und behält so ihre Vorspannung. Diese Tatsache favorisiert die konische Form bei schwierigen azetabulären Verhältnissen, wie z. B. nach Pfannenrevisionen oder bei Dysplasiekoarthrosen.

2.5 Implantatoberfläche

Glatte konische und sphärische Titan-Schraubpfannen hatten trotz ihrer guten Primärstabilität schlechte Mittel- und Langzeitergebnisse [21, 22], was auf eine

mangelnde Osteointegration zurückgeführt wurde [38]. Voraussetzung für eine Knochenintegration ist neben einem engen Knochen-Implantat-Kontakt [31] eine makro- und mikrostrukturierte Oberfläche [7]. Die unterschiedlichen Oberflächendesigns werden unterteilt in porenreich (Knocheneinwuchs) und aufgeraut (Knochenanwuchs) [24]. Beide Oberflächenstrukturen vergrößern die Kontaktfläche und verstärken so die ossäre Integration. Bei porösen Beschichtungen reicht die Größe der Poren von ca. 100µm bis ca. 1,5mm, bei einem Optimum von ca. 300µm [15, 16]. Um die Oberfläche aufzurauen werden Titannetze, Titankugeln oder Trabekelstrukturen aufgesintert. Zudem besteht die Möglichkeit Titanplasmaspray zu verwenden, oder das Material mit Korund zu bestrahlen. Hydroxylapatit geht eine chemische Bindung mit dem Knochen ein [16]. Eine damit beschichtete Oberfläche führt zu einer schnelleren und stärkeren sekundären Fixation. Allerdings wird mit der Zeit das Hydroxylapatit resorbiert und blättert von dem Implantat ab, was zu Instabilität mit folgender Migration führen kann [16, 39].

2.6 Gelenkoberfläche

2.6.1 Polyethylen

Die ersten Gleitpaarungen waren aus Metall. Sowohl das McKee-Farrar-Modell als auch die Prothese von Wiles besaßen Metall als Kontaktmaterial. Nachdem John Charnley 1962 die Metall-PE-Kombination zusammen mit einem kleineren Prothesenkopf eingeführt hatte und damit exzellente Ergebnisse erzielte [40], war ein Großteil der implantierten Prothesen mit einer Metall-PE-Gleitpaarung versehen. Bis in die heutige Zeit dominiert das Polyäthylen als azetabulärer Gelenkpartner [41]. Bei der Suche nach einer patientengerechten Materialpaarung müssen neben dem medizinischen Aspekt auch die ökonomischen Gesichtspunkte beachtet werden. Geringe Reibung und geringer Abrieb ist eine Grundvoraussetzung für die Langlebigkeit einer Hüftendoprothese [16]. Denn nach wie vor stellen Osteolysen und aseptische Spätlockerungen, die auf den Polyethylenabrieb zurückgeführt werden können, den wichtigsten Faktor für die aseptische Lockerung dar. Die Fixationstechnik, zementiert oder unzementiert, scheint dabei keine wesentliche Rolle zu spielen [42]. Der durchschnittliche PE-Abrieb einer zementfreien Pfanne liegt mit Keramik als Gleitpaarung bei etwa 0,1-0,15 mm/Jahr und ist abhängig von der Aktivität des

Patienten und seinem Alter. Bei Metallköpfen kann der Abrieb, im Einzelfall, bis 0,6 mm/Jahr betragen [7]. Da zementfreie Pfannen gemeinhin eine massivere Bauweise als zementierte Pfannen aufweisen, ist die Inlaydicke meistens geringer, was ein mögliches Durchreiben begünstigen kann.

2.6.2 Metall

Die relativ schlechten Ergebnisse der Metallprothesen der ersten Generation wurden auf das Design zurückgeführt und begrenzten sich auf einen Hersteller [43]. In Langzeitstudien haben frühe Modelle mit niedrigen Abriebraten [44, 45] die generelle Eignung des Materials gezeigt. Die Furcht vor Hypersensitivitätsreaktionen, Karzinogenität und nicht zuletzt die guten Ergebnisse der Low-Friction Prothese von Charnley führten dazu, dass man fast keine Metall-Metall-Kombinationen mehr verwendete. Auf der Suche nach alternativen Strategien zur Verringerung des PE-Abriebes wandte man sich später wieder den Metallgleitpaarungen zu. Allerdings stellte man fest, dass trotz verminderter Abnutzung mehr Metallionen im Körper vorlagen als bei anderen Materialien. Unklar ist bisher, in welchen Konzentrationen diese toxisch wirken. Die Gefahr von generalisierten Organbeeinträchtigungen, wie zum Beispiel Nierenfunktionsstörungen ist gegeben [45]. Hinzu kommt dass die Partikelgröße des Metallabriebes geringer ist. Das Volumen wird somit zwar verringert, die bioaktive Gesamtoberfläche aber vergrößert [43]. In Langzeitstudien muss die geringe Revisionsrate der Metallgleitpaarungen [46] ihren spezifischen Risiken gegenübergestellt werden, um ihren Nutzen langfristig abschätzen zu können.

2.6.3 Keramik

Keramik wurde um 1970 als alternative Gleitlageroberfläche eingeführt, da es bessere Abriebeigenschaften als andere Materialien besitzt. Verglichen mit der Metall-PE-Paarung ist es reaktionsträger, hat einen günstigeren Friktionskoeffizienten und eine größere Härte. Diese Vorteile scheinen für Keramik als attraktive Alternative, besonders für junge und aktive Patienten zu sprechen [47, 48]. Gleitpaarungen gänzlich aus Keramik haben in Studien bis zu hundertfach weniger Abrieb gezeigt, als ihre Gegenstücke aus Metall-Polyethylen [49]. Allerdings scheint es so zu sein, dass nur bei perfekt kongruentem Sitz der Prothese diese guten Abriebergebnisse erzielt werden können. Bei weniger guten Konditionen wird ein signifikant

erhöhter Keramikabrieb induziert [16]. Ein anderer Aspekt bei diesem Werkstoff ist das Problem des Materialbruchs. Bei früheren Modellen kam es in Abhängigkeit von Gleitpaarung und der verwendeten Materialart zu Bruchraten von bis zu 13% [50]. Kleine Inklinationswinkel und große Anterversionswinkel der Pfannenkomponente scheinen ebenfalls Einfluss auf eventuelle Brüche des Keramikinlays zu haben. Im Sinne eines "Impingement"-Vorganges kommt es zu erhöhten Belastungen am Pfannenrand, welcher im Verlauf frakturiert [51]. Bei Keramikbrüchen entstehen Fragmente in unterschiedlichen Größen. Chirurgische Revisionen werden dadurch derart erschwert, dass eine weitreichende Synovektomie erfolgen muss, um die makroskopisch nachweisbaren Partikel zu entfernen. Heutzutage liegen die Bruchraten durch verbesserte Methoden im Herstellungsprozess zwischen 0,02 und 0,03% [52]. Zudem ist die Wahl der neuen Gleitpaarung empfindlich eingeschränkt. Reine Keramikkomponenten verbieten sich aufgrund möglicher Risse auf dem Konus beziehungsweise dem Pfannenboden. Hier muss auf modulare Systeme zurückgegriffen werden, wenn die ursprüngliche Gleitpaarung erhalten werden soll. Bei weicheeren Gleitpaarungen entsteht durch verbliebende Keramikfragmente ein erhöhtes Abriebrisiko.

Bezüglich der Kombination von verschiedenen Keramiken untereinander und mit anderen Werkstoffen ist die Tribologie von großer Bedeutung [53]. Hier muss auf die explizite Freigabe der Komponenten geachtet werden.

2.7 Balgrist-Spreizpfanne

Die Entwicklungsgeschichte der Balgrist-Spreizpfanne begann mit der Erkenntnis, dass die bis dato verwendete konische Schraubpfanne sich nur bedingt für dysplastisch veränderte Azetabuli eignete. Zudem zeigte sich, dass das Schneiden von konischen Gewinden nicht problemlos war [54]. Um die konische Form und deren Vorteile beizubehalten, musste ein neues Verankerungsprinzip entwickelt werden. So entstand ein zweiteiliges System, wodurch das Prinzip des Nachspannens erst möglich wurde. Zu Beginn waren beide Komponenten aus Polyethylen. Es war vorgesehen, das Nachspannen solange fortzusetzen, bis der Widerstand des umliegenden Gewebes das weitere Aufspreizen stoppte. Dieser Gedanke wurde später verworfen. In den folgenden Entwicklungsstufen wurde darauf geachtet, das Auf-

spreizen der Hülse konstruktionsbedingt nur soweit zu gestatten, bis die etwaig verloren gegangene Primärfixation kompensiert werden konnte [11]. Ab 1987 wurde Titan als Werkstoff für die äußere Spreizhülse verwendet. Zudem wurde auf der Rückseite des Innenkonus ein Metalleinsatz angebracht, um den direkten Polyethylen-Knochen Kontakt zu vermeiden.



Abbildung 10 und 11. Die Balgrist-Spreizpfanne.

Die Balgrist-Hüftpfanne ist eine nachspannende Spreizpfanne mit einer konischen Außenform bei einem Kegelwinkel von 30°. Die Pfanne besteht aus einer geschlitzten Spreizhülse aus Titan und einem Pfanneneinsatz aus Polyethylen (Abbildung 10 und 11). Die Außenseite der Hülse besitzt Querrippen, Längs- und Querrillen, um die Knochenfixation zu verstärken. Die primäre Fixation der Pfanne wird durch das Einschlagen des PE-Innenkonus erzielt. Nach dem Press-Fit-Prinzip dehnt sich die Spreizhülse auf, die Querrippen dringen in den Knochen ein und ermöglichen so eine

Verankerung. Ein mögliches Ausstoßen des Innenkonus aus der Außenhülse wird durch eine feine Rillung der beiden Kontaktflächen verhindert. Beim Einschlagen des Innenkonus ist darauf zu achten, dass er nicht vollständig in die Hülse eingebracht wird. Bei späterer Belastung durch den Patienten kann sich der Einsatz weiter in den Spreizring setzen, um so die Vorlast nachträglich zu erhöhen. Diese Vorlasterhöhung, Nachspannen genannt, soll gerade während der kritischen Remodelling-Phase des Knochens in den ersten 3 Monaten postoperativ, wesentlich zu einer besseren sekundären Verankerung führen [32]. Zur Verwendung bei dysplastischen Azetabuli und Revisionsoperationen wurde zusätzlich ein spezielles modulares Revisions-Modell entwickelt.

2.8 Fragestellung

Es war das Ziel der Studie zu ermitteln, ob sich die zementfreie Balgrist-Spreizpfanne im Vergleich mit anderen zementfreien Pfannentypen auf mittelfristig bis lange Sicht bewährt hat. Insbesondere steht hier der Vergleich zu den Schraubpfannen der zweiten Generation im Vordergrund.

Press-Fit-Pfannen liegt oftmals eine sphärische oder hemisphärische Geometrie zugrunde. Es soll evaluiert werden, ob die Balgrist-Spreizpfanne mit einem ähnlichen Verankerungsprinzip aber mit einer konischen Außenform auch hier konkurrenzfähig ist?

Wichtiger Bestandteil der vergleichenden Analyse ist eine Überlebenszeitanalyse.

Die erfassten klinischen und radiologischen Parameter können zudem Hinweise auf die Einflussgrößen der Implantatlockerung geben.

Darüber hinaus soll die von uns angewandte manuelle Auswertung am Röntgenscreen einer kritischen Bestandsaufnahme unterzogen und insbesondere auf ihre klinische Anwendbarkeit hin überprüft werden. Bietet sie die Möglichkeit frühzeitig pathologische Veränderung festzustellen? Was sind die Vorteile gegenüber instrumentellen Auswertungsmethoden und was sind die Nachteile.

3 Material und Methoden

3.1 Patienten

Zwischen 1993 und 2003 wurden 277 Balgrist Spreizpfannen (Allo Pro AG, Baar, Schweiz) und im Zeitraum von 1996 bis 2004 130 Alloclassic-Schraubpfannen (Zimmer-GmbH, Winterthur, Schweiz) konsekutiv bei 364 Patienten eingesetzt. 33 Patienten erhielten eine beidseitige Balgrist-, sechs eine beidseitige Alloclassic-Versorgung. Sämtliche Eingriffe wurden über den lateralen, transmuskulären Standardzugang nach Bauer durchgeführt.

3.1.1 Altersverteilung

Die folgende Grafik zeigt die Häufigkeiten in der Altersverteilung zum Zeitpunkt der Operation (Abbildung 12).

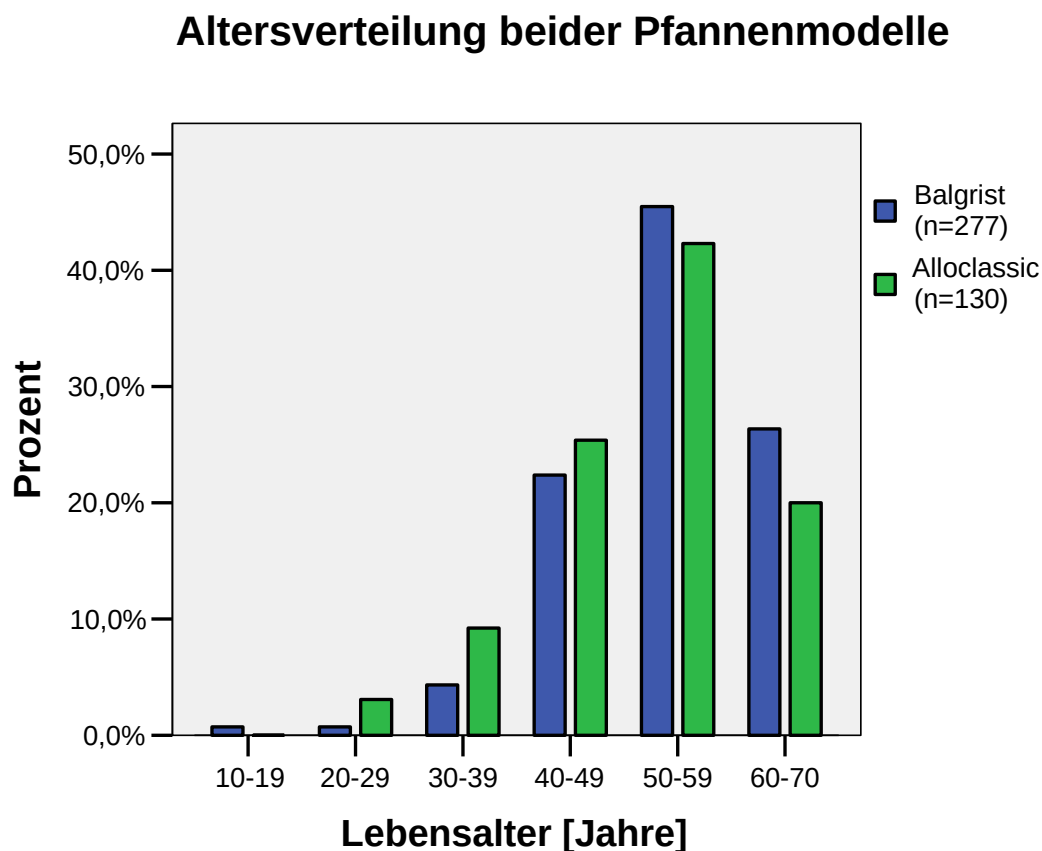


Abbildung 12. Alter aller Patienten zum Zeitpunkt der Operation.

Die Verteilung zeigt, dass sich die meisten Patienten zwischen dem 50. und 60. Lebensjahr operieren ließen. Im Durchschnitt betrug das Alter 54,6 (Median: 57 Jahre) Jahre bei der Balgrist-Pfanne und 51,9 (Median: 54 Jahre) bei der Alloclassic-Pfanne. Der jüngste Patient mit einer Balgrist-Pfanne war zum Operationstermin 18, der Älteste 69 Jahre alt. 21 und 66 Jahre waren das Minimum beziehungsweise Maximum der mit einer Alloclassic-Pfanne versorgten Patienten.

3.1.2 Geschlechtsverteilung

Die Geschlechtsverteilung wird in Abbildung 13 deutlich. 65% der operierten Patienten, welche die Balgrist-Hüftpfanne implantiert bekamen, waren Männer, in 35% der Fälle waren es Frauen. In der Gruppe der mit Alloclassic-Schraubpfanne versorgten Patienten sind es zu 39,2% Männer, zu 60,8% Frauen (Abbildung13).

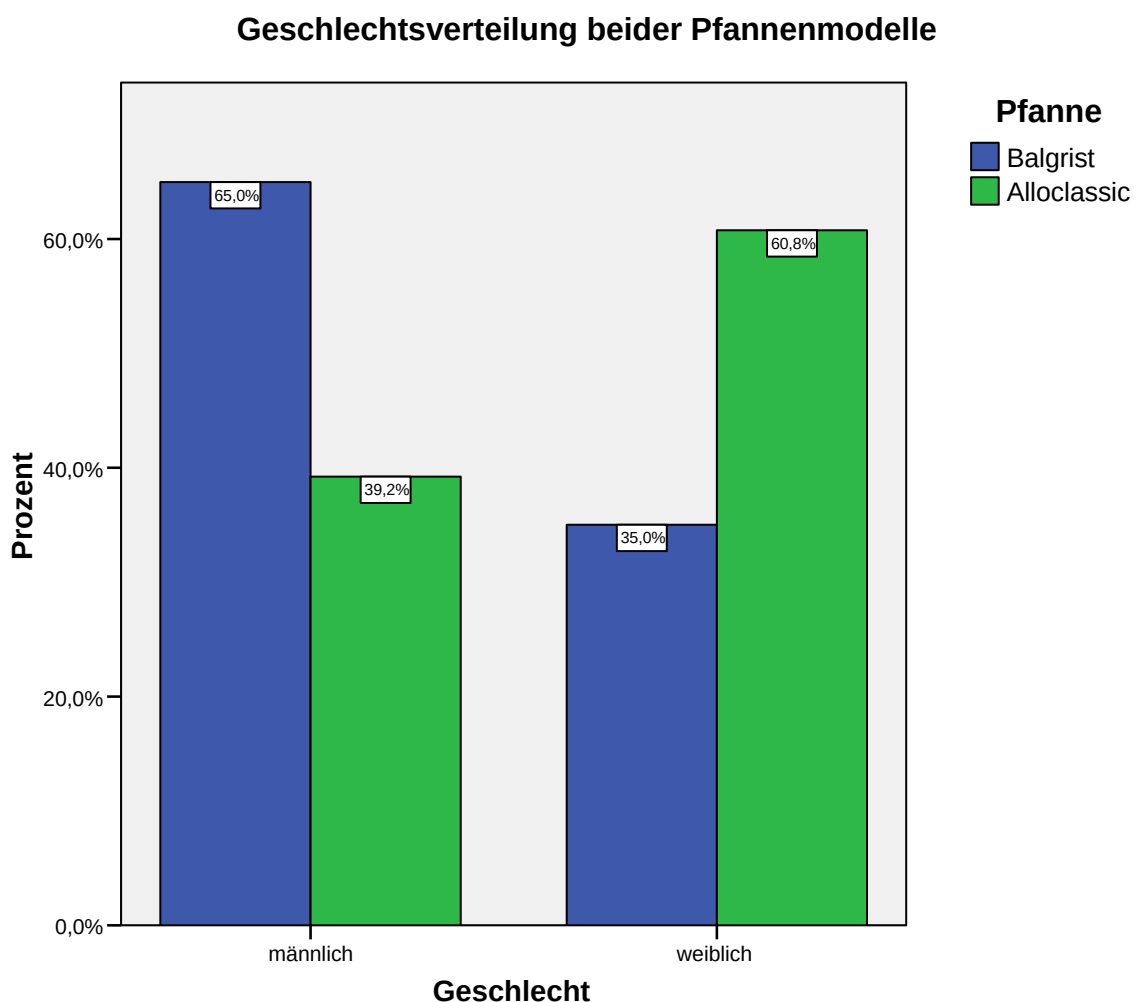


Abbildung 13. Geschlechtsverteilung.

3.2 Röntgenologische Untersuchung

Für die radiologische Auswertung wurden Röntgenbilder des Hüftgelenkes im anteriorem-posteriorem Strahlengang sowie Beckenübersichtsaufnahmen verwendet. Entscheidend bei der Beurteilung waren die Vergleiche der Bilder im zeitlichen Verlauf. Um die Lokalisation der radiologischen Verlaufsparemeter genauer zu beschreiben, wurde die Einteilung nach DeLee und Charnley [4] verwendet. (Abbildung 14). Das Ziel der radiologischen Auswertung war es, eventuelle Lockerungen am Röntgenscreen festzustellen. Die radiologischen Verlaufsparemeter waren der postoperative Knochenkontakt, die progrediente Saumbildung und die Pfannenmigration. Darüber hinaus wurden periartikuläre Ossifikationen nach den Kriterien von Brooker erfasst [2].

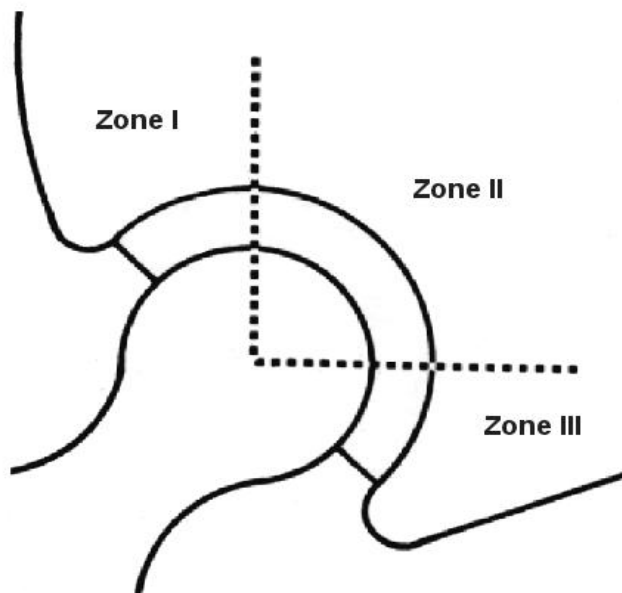


Abbildung 14. Einteilung der acetabularen Komponente nach DeLee und Charnley [4].

3.2.1 Postoperativer Knochenkontakt

Um die primäre Fixation und die spätere Osteointegration besser abschätzen zu können, ist der postoperative Kontakt zwischen dem knöchernen Pfannenlager und dem Implantat von Bedeutung [30, 55]. Beurteilt wurde dieser Parameter an postoperativen Röntgenaufnahmen sowie an postoperativen Ausdrucken des Bildwandlers. Bereiche ohne Kontakt in Zone 1 und 3 entstehen im Wesentlichen bei Ungleichheiten an der Pfannenwand durch zu geringes Fräsen. Unvollständiger Kontakt in Zone 2 ist hingegen meist durch zu tiefes Fräsen begründet [55] (Abbildung 15).



Abbildung 15. Postoperativer Spalt in Zone 1.

3.2.2 Saumbildung

Als Lysesäume werden strahlendurchlässige Linien in der direkten Umgebung des Implantates bezeichnet. Eine progressive Saumbildung von 2 mm Breite ist hinweisend für eine radiologische Lockerung [30, 56-58]. Der zeitliche Verlauf ist dabei von entscheidender Bedeutung. Ausschlaggebend für eine radiologische Lockerung ist die Progression der Saumbildung. Regressive Säume sind dagegen kein Hinweis auf eine Lockerung des Implantates. Oftmals finden sich Sklerosierungen am Rande der Säume, welche als Reaktion auf Makrobewegungen der Prothese zu bewerten sind (Abbildung 16).

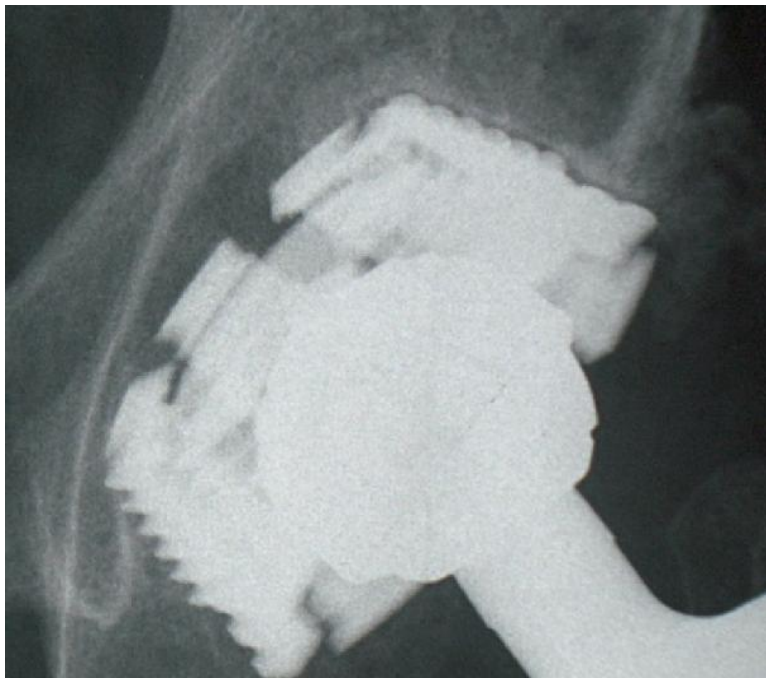


Abbildung 16. Saum mit Skleroserand in Zone 1.

3.2.3 Pfannenmigration

Zur Bestimmung der Pfannenmigration im Röntgenbild wurde nach mehreren Testmessungen von mindestens 20 Bilderserien eine Methode gewählt, welche sich an die Methodik von Sutherland et al. [59], Nunn et al. [57] und Effenberger et al. [55] anlehnt (Abbildung 17).

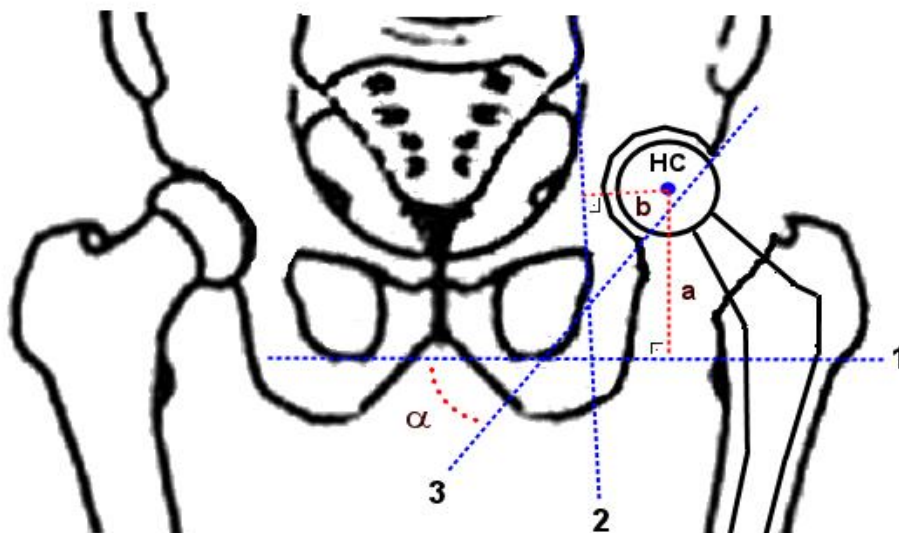


Abbildung 17. 1 = Horizontale am Unterrand des Foramen obturatoriums, 2 = ilio-ischiale Linie (Köhler'sche Linie), 3 = Inklination, a = vertikale Pfannenwanderung, b = horizontale Pfannenwanderung, α = Inklinationswinkel.

Die Pfannenposition im Azetabulum wurde durch einen Referenzpunkt dargestellt, welcher im Zentrum des Hüftkopfes liegt und als „Hip Center“ (HC) bezeichnet wird. Dieser ist weitgehend unabhängig von Rotationskomponenten, wie der Retro- oder Anteversion der Pfanne. Die größtmögliche Sicherheit bei der röntgenologischen Bestimmung war so gegeben.

Der indirekten Messung über den Prothesenkopf liegen drei Annahmen zugrunde:

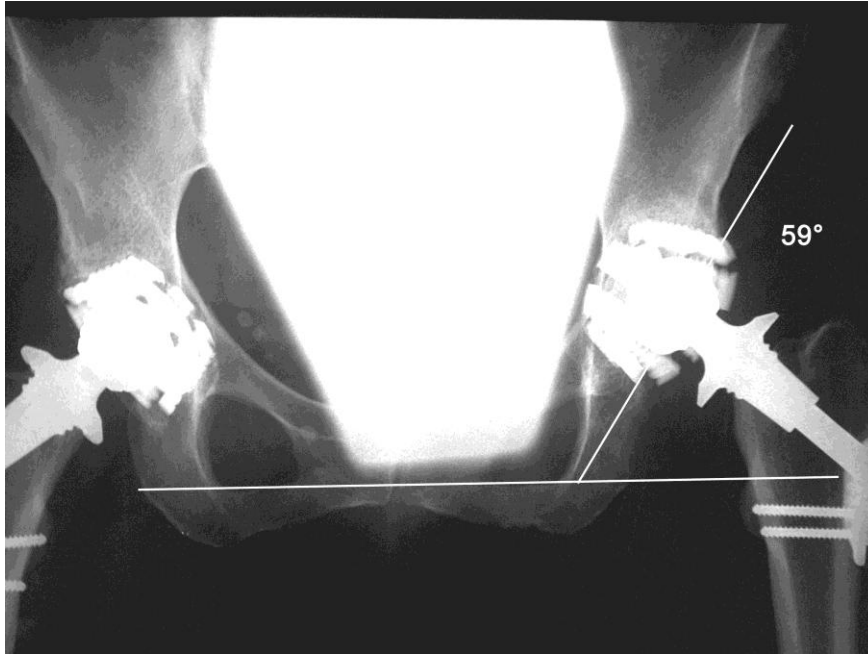
1. Der Hüftkopf liegt immer konzentrisch in der Pfanne.
2. Der Kopf wird immer als Kreis dargestellt.
3. Der Abrieb ist zu vernachlässigen.

Als horizontale Achse wurde eine Linie am Unterrand der Foramina Obturatoria verwendet. Sie diente dazu die Beckenlage, in der Frontalebene wiederzugeben. Eine Senkrechte auf dieser Achse, welche den Hüftmittelpunkt trifft, zeigte eine mögliche vertikale Veränderung der Pfannenposition an.

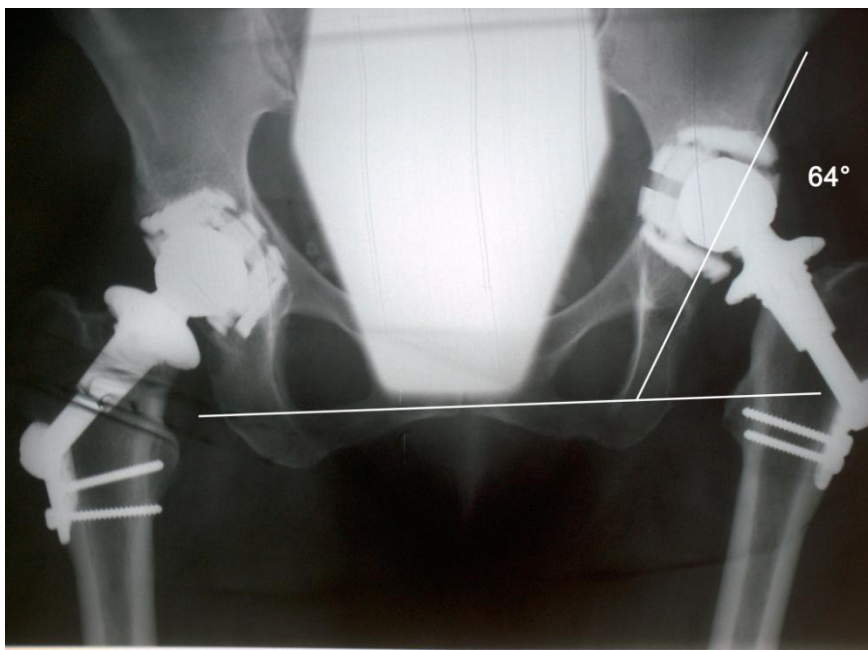
Die vertikale Achse wurde durch die Köhler-Linie [60] dargestellt. Diese liegt an der medialen Seite von Ilium und Ischium. Eventuelle Längenänderungen der Senkrechte auf dieser Linie, den Hüftmittelpunkt treffend, gaben Hinweise auf eine horizontale Migration der Pfanne.

Längenunterschiede von über 2 mm auf einer oder beiden Achsen wurden als Lockerungen des Implantates gewertet.

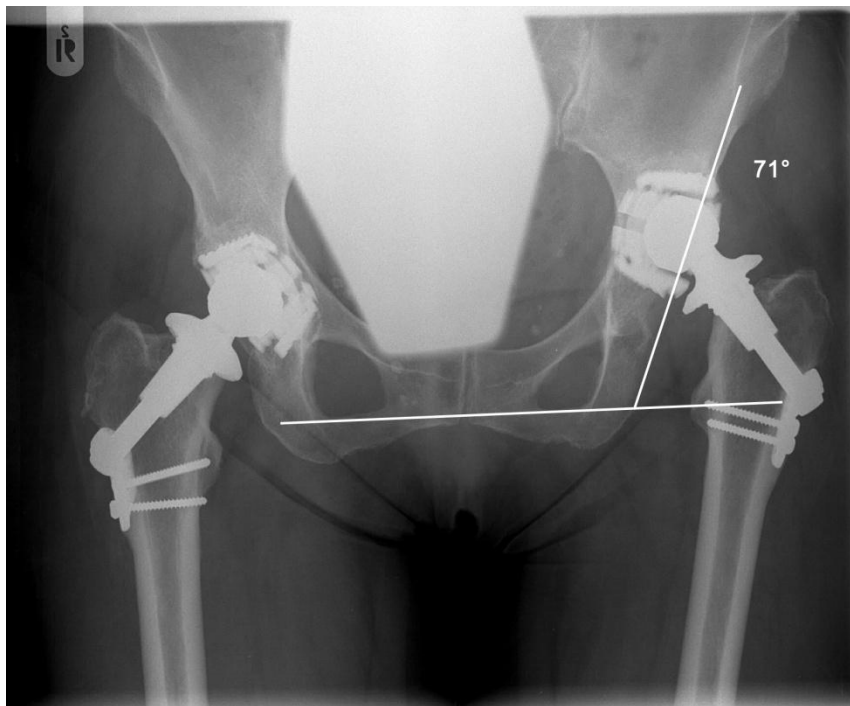
Der Inklinationswinkel wurde ebenfalls erfasst (Abbildung 18.1-3). Er ergab sich aus einer Geraden zwischen den beiden am weitesten entfernten Punkten des äußeren Prothesenrandes und der horizontalen Achse. Unterschiede im Messverlauf von mehr als 5° wurden als Implantatlockerung gedeutet.



21 Monate nach
Implantation.



75 Monate nach
Implantation.



95 Monate nach
Implantation.

Abbildung 18.1-3. Röntgenologischer Verlauf einer gelockerten Balgrist-Pfanne. Anhand der Winkelmessung wurde die Pfanne migriert klassifiziert. Das Implantat wurde nach 8 Jahren operativ gewechselt.

Für die Auswertung standen Beckenübersichtsaufnahmen und Röntgenbilder von Hüftgelenken im antero-posteriorem Strahlengang zur Verfügung. Die vollständige Auswertung, wie oben beschrieben, war nur anhand von Beckenübersichtsaufnahmen durchzuführen.

Voraussetzung für eine vergleichende Messung dieser Art war, der Methode von Effenberger et al. [55] entsprechend, dass der horizontale und vertikale Durchmesser des Foramen Obturatorium nicht mehr als 2 mm differierte. Damit wurden vorge-täuschte Pfannenmigrationen, die durch Beckenrotation bei unterschiedlich angefertigten Röntgenbildern entstehen, ausgeschlossen. Bei Differenzen über 2 mm konnte nur der Inklinationwinkel bestimmt werden. Die übrigen Messungen zur Migrationsbestimmung fanden in diesen Fall nicht statt.

Das eingesetzte Verfahren ist abhängig von der Qualität der angefertigten Röntgenaufnahmen (Abbildung 19). Dazu kommt, dass nur bei Beckenübersichtsaufnahmen eine vollständige Migrationsanalyse erfolgen kann. Für valide Messungen sollte daher ein reproduzierbarer Qualitätsstandard über einen langen Zeitraum aufrecht erhalten werden.

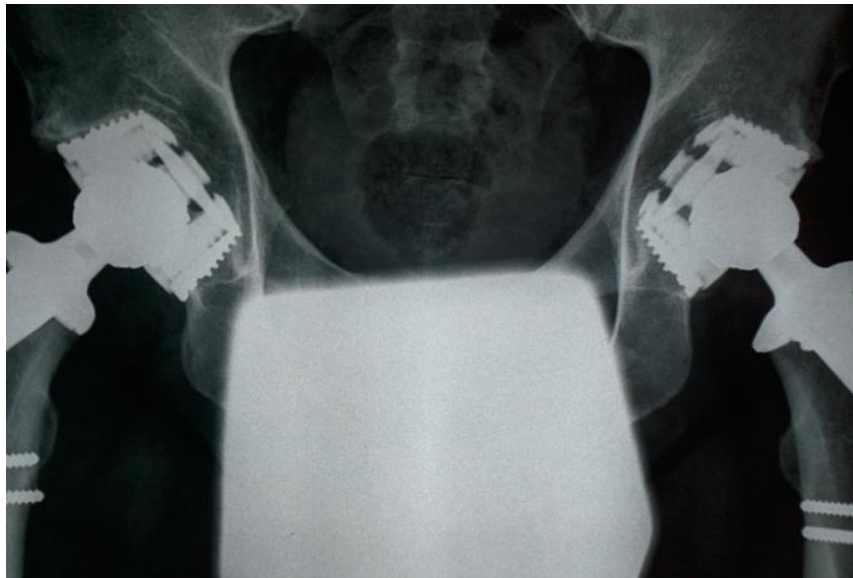


Abbildung 19. Der Genitalschutz verdeckt beide Foramina obturatoria. In diesem Fall war es nicht möglich die Rotationsfehlermessung durchzuführen. Von einer Migrationssmessung musste hier abgesehen werden.

3.2.4 Periartikuläre Ossifikationen

Periartikuläre Ossifikationen wurden ebenfalls erfasst. Die Einteilung erfolgte nach Brooker [2], wie in Tabelle 1 dargestellt.

Grad der Ossifikation	Radiologische Veränderung
0	keine Ossifikation
1	kleine periartikuläre Ossifikationsherde zwischen dem Trochantermassiv und dem Becken
2	Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht und mindestens 1 cm zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
3	Knochensporn, der vom Becken oder proximalen Femur ausgeht und weniger als 1 cm zwischen gegenüberliegenden Knochenoberflächen lässt
4	Scheinbare Ankylose des Hüftgelenkes

Tabelle 1. Klassifikationsschema für ektope Ossifikationen nach Brooker [2].

3.3 Klinische Nachuntersuchung

Bei den klinischen Nachuntersuchungen wurde der Harris-Hip-Score [61] und der Score nach Merle d'Aubigne-Postel [62] verwendet.

Der Harris-Hip-Score ist ein krankheitsspezifischer klinischer Test für unterschiedliche Einschränkungen des Hüftgelenkes mit einer hohen Reliabilität und Spezifität [63]. Zudem ist dieser Test weit verbreitet, sodass Vergleiche zu anderen Studien möglich sind. Maximal sind 100 Punkte zu erreichen und werden in die Kategorien Schmerz, Funktion, Deformität und Bewegungsumfang unterteilt. Die maximal mögliche Punktezahl verteilt sich wie folgt:

Schmerz:	44 Punkte
Funktion:	47 Punkte
Deformität:	4 Punkte
Beweglichkeit	5 Punkte

Der Score nach Merle d'Aubigne-Postel ist der am meisten zitierte Score in der Orthopädie. Er wird überwiegend im europäischen Raum verwendet. Dieser Score ist in drei Kategorien unterteilt, in denen maximal 6 Punkte zu vergeben sind (Tabelle 2).

Schmerzen	ständig und anhaltend	0
	nur während der Nacht	1
	bei Bewegung; stark aktivitätseinschränkend	2
	tolerabel; mäßig aktivitätseinschränkend	3
	geringfügig bei Bewegung; in Ruhe verschwindend	4
	gelegentlich leicht; nicht aktivitätseinschränkend	5
	keine	6

Beweglichkeit	Ankylosierung mit schlechter Beweglichkeit im Gelenk	0
	keine; Schmerzen oder leichte Deformität	1
	Flexion < 40°	2
	Flexion 40° - 60°	3
	Flexion 60° - 80°; Schuhe/Strümpfe anziehen möglich	4
	Flexion 80° - 90°; Abduktion ≤ 15°	5
	Flexion ≥ 90°; Abduktion 30°	6

Gehfähigkeit	gehunfähig	0
	nur mit 2 Unterarmstützen	1
	2 Stöcke	2
	1 Stock bei kurzen Wegen unter 1 Stunde; ohne Gehhilfe schwierig	3
	1 Stock bei langen Wegen; bei kurzen Wegen ohne Stock mit leichtem Hinken	4
	ohne Stock mit leichtem Hinken	5
	normal	6

Tabelle 2. Score nach Merle d'Aubigne-Postel.

3.4 Statistische Auswertung

Die Datenaufnahme erfolgte mittels des Softwarepaketes SPSS 15. Für die statistische Auswertung wurden der Student-t-test und der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Korrelationsanalysen erfolgten mit dem Chi-Quadrat Test nach Pearson. Die Überlebenszeitanalysen wurden mit dem Kaplan-Meier-Verfahren und der Life-Table-Methode auf Basis jährlicher Untersuchungen durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Überlebenszeitanalyse

Die Überlebenszeitanalyse wird in der Orthopädie üblicherweise mit zwei Methoden dargestellt. Zum einen mit dem Kaplan-Meier-Verfahren und zum anderen mit der Life-Table-Methode, den sogenannten Sterbetafeln.

4.1.1 Kaplan-Meier-Verfahren

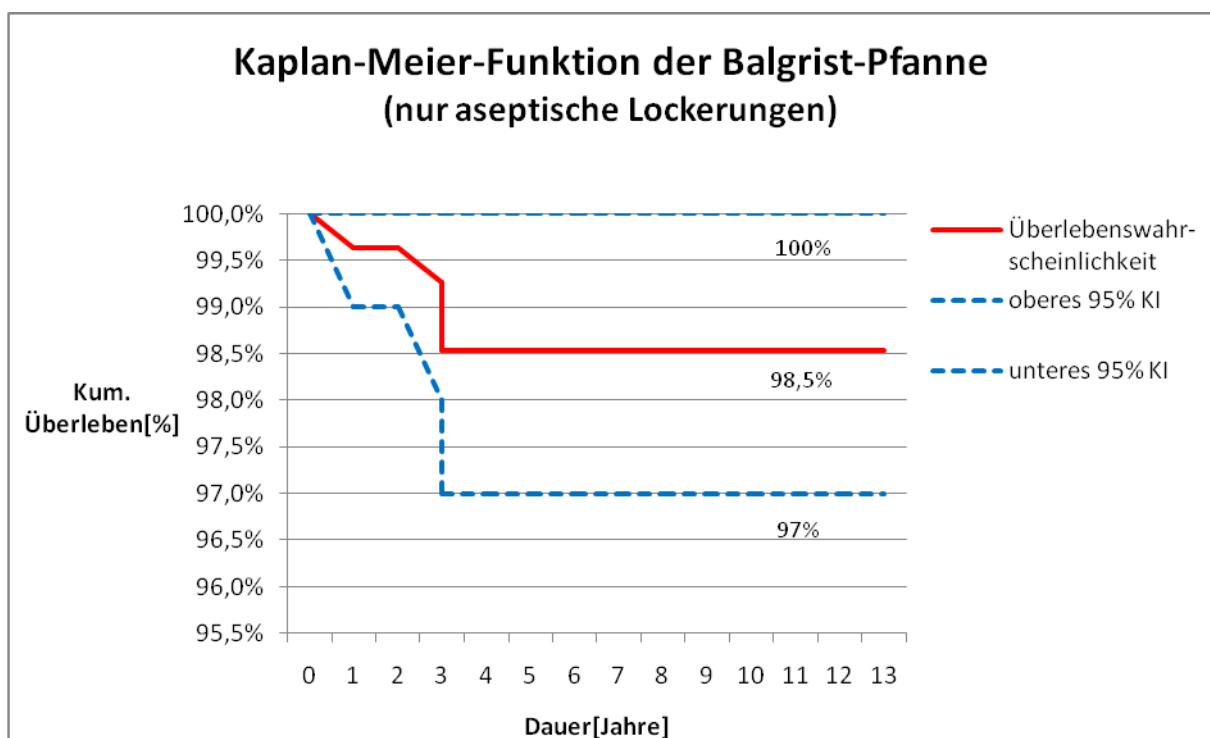


Abbildung. 20. Überlebensfunktion nach Kaplan-Meier. Endpunkt war hier die **aseptische Revision**. Die kumulative Überlebensrate betrug 98,5% nach 13 Jahren

Insgesamt wurden vier Balgrist-Pfannen aufgrund von aseptischen Lockerungen gewechselt. Alle vier Implantate lockerten sich in den ersten vier Jahren. Eine primäre Koxarthrose war die Implantationsindikation bei zwei der Patienten. Aufgrund eines rheumatischen Grundleidens bzw. einer Hüftdysplasie wurden zwei weitere Patienten mit den Prothesen versorgt. Alle vier Balgrist-Pfannen wurden in Kombina-

tion mit der Druckscheibenprothese kombiniert. Drei der Patienten waren Frauen im Alter von 64 Jahren, der dritte Patient war ein 60 jähriger Mann. Migrationen waren in keinem Fall festzustellen. Bei den weiblichen Patienten kam es zu einer deutlichen Saumbildung von bis zu 5mm. Dies war bei dem männlichen Patienten nicht festzustellen. Jedoch zeigte das Röntgenbild deutliche Osteolysen am Pfannenboden (Abbildung 21). Alle vier Prothesen lockerten sich in den ersten vier Jahren.

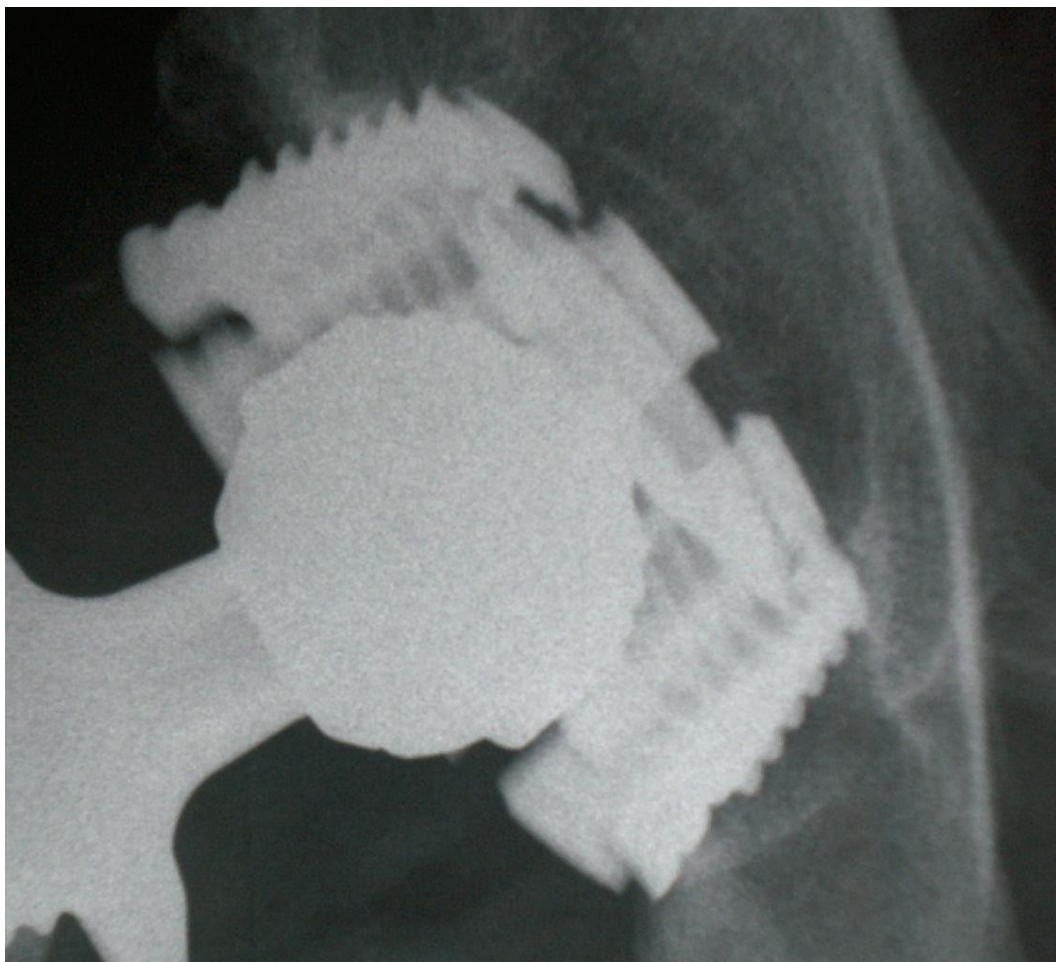


Abbildung 21. Röntgenbild vor dem Ausbau der Pfanne nach 46 Monaten.

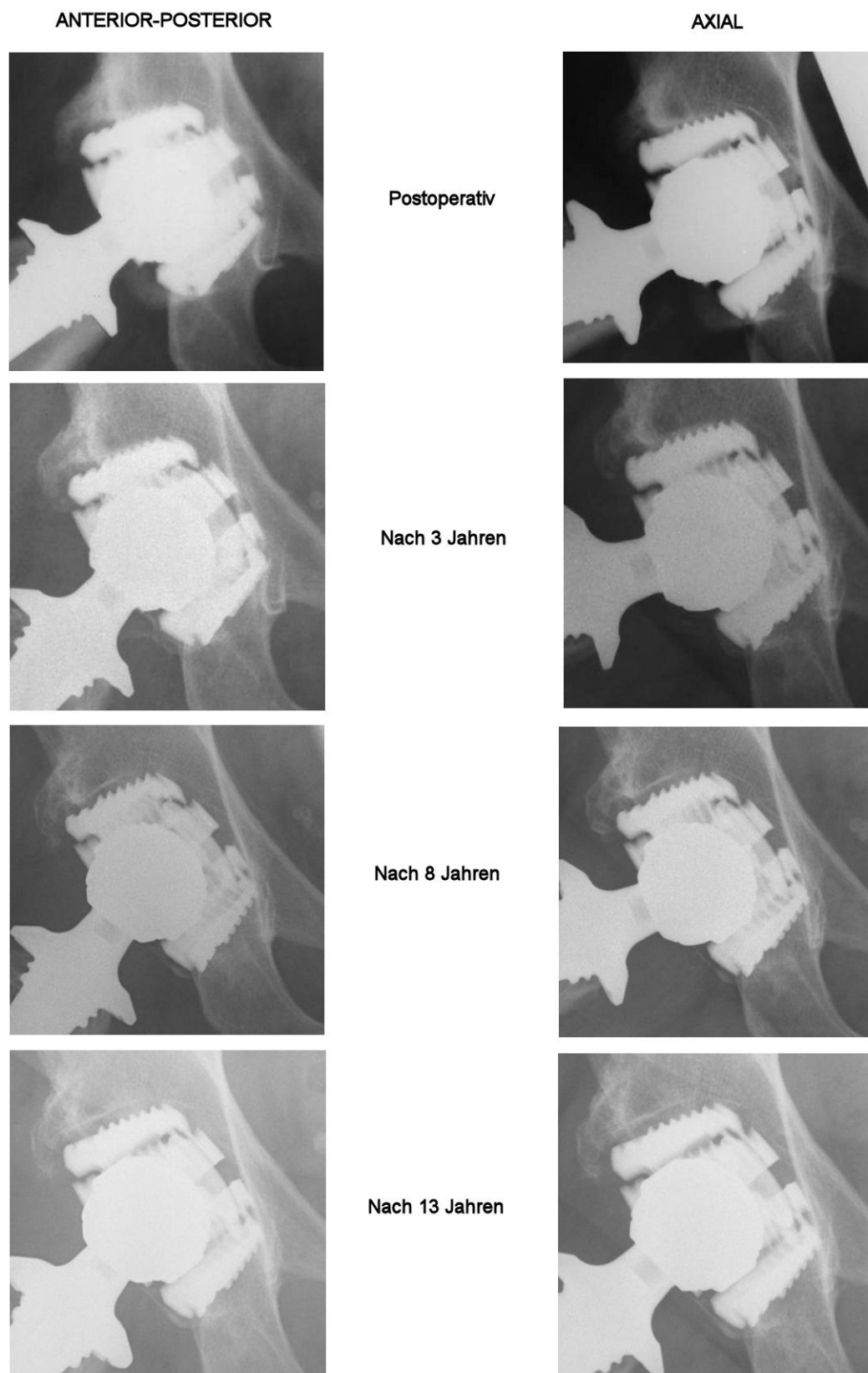


Abbildung 22. Röntgenologischer Verlauf einer Balgrist-Spreizpfanne über 13 Jahre.

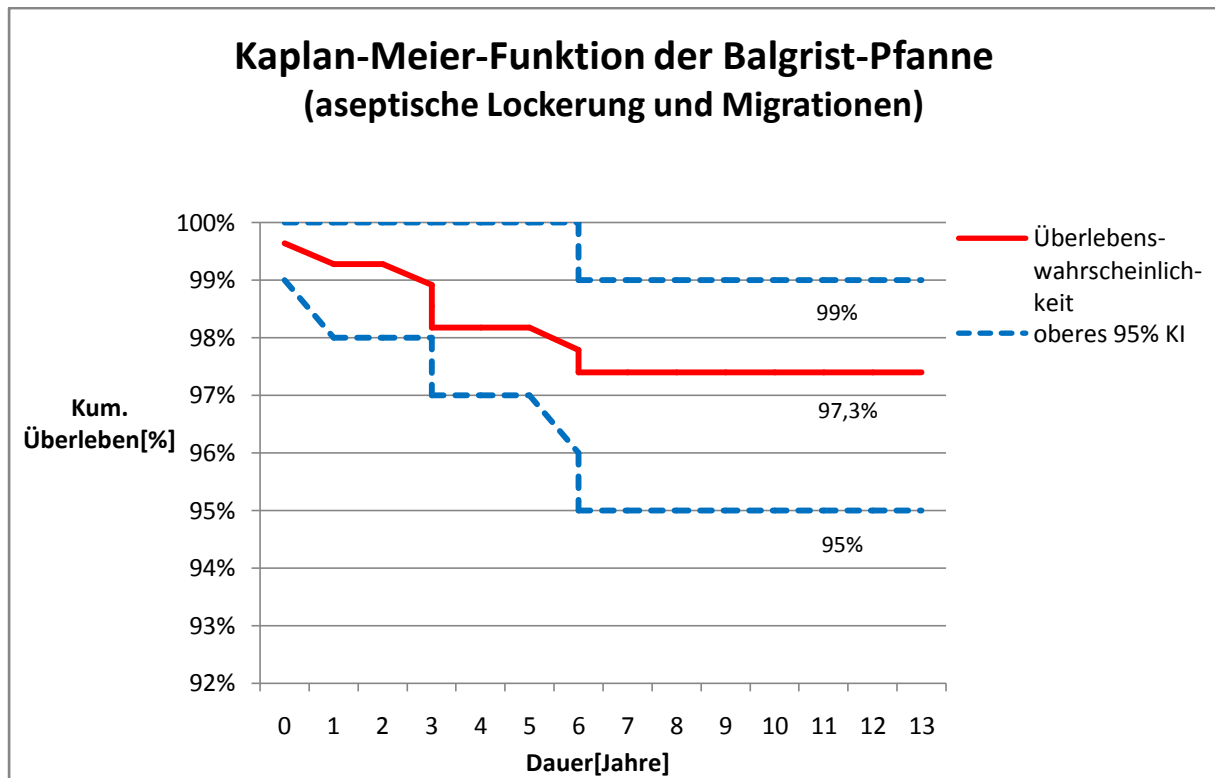


Abbildung 23. Überlebensfunktion nach Kaplan-Meier. Die terminalen Ereignisse waren in diesem Fall die **aseptische Revision** und die **radiologisch registrierte Migration**. Die kumulative Überlebensrate betrug 97,3% nach 13 Jahren.

Zuzüglich der vier aseptischen Lockerungen wurden drei Balgrist-Pfannen radiologisch als migriert und gelockert befundet (Abbildung 23). Eines dieser drei Implantate wurde nach Studienende operativ revidiert (siehe Abbildung 18.1, 2 und 3).

In Abbildung 24 wurden alle Fälle als Fehlschlag gewertet, welche operativ revidiert wurden. Dies beinhaltet vier Ereignisse von aseptischen Lockerungen. Zuzüglich fünf Patienten, bei denen es zu einer periprotetischen Infektion gekommen ist. Eine Prothese wurde nach 21 Monaten post implantationem aufgrund eines chronischen Reizzustandes gewechselt.

In der Vergleichsgruppe mit Alloclassic-Pfannen wurde ein Implantat als radiologisch gelockert klassifiziert. Eine periprotetische Infektion lag dem Wechsel einer weiteren Pfanne zugrunde.

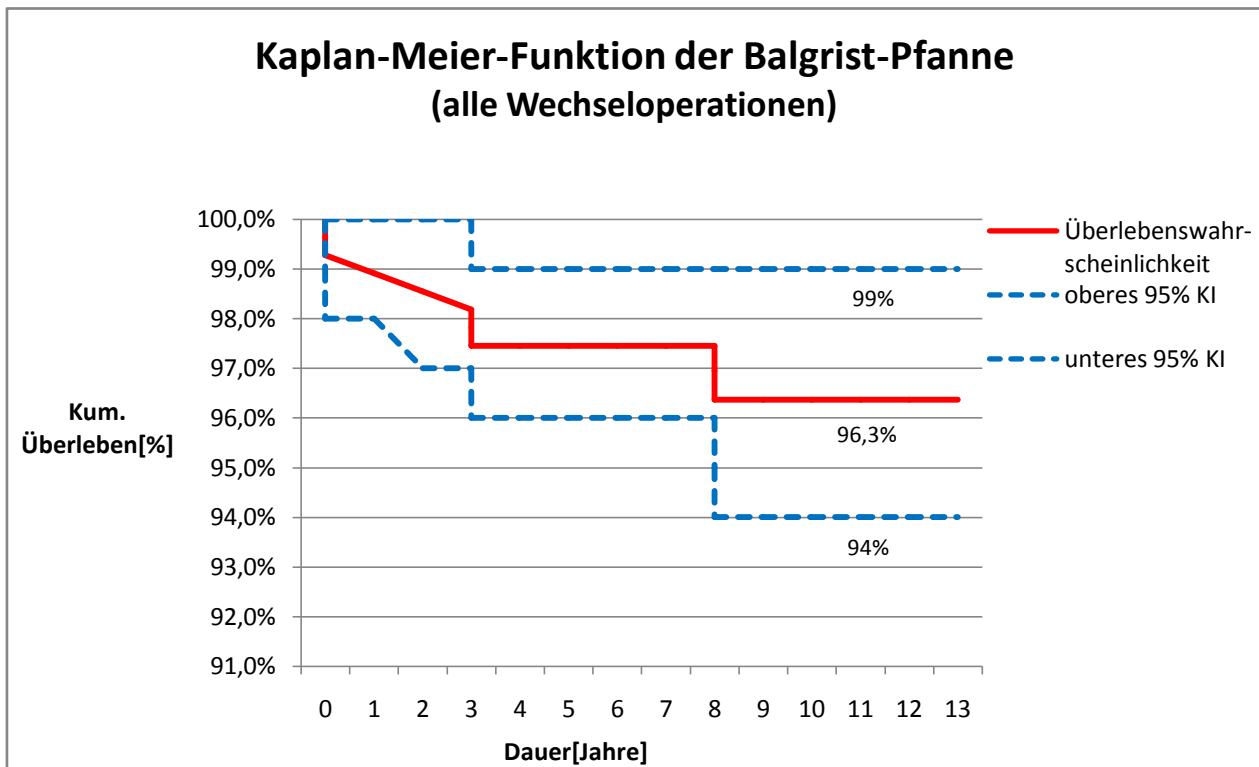


Abbildung 24. Überlebensfunktion nach Kaplan-Meier. **Alle Pfannenwechsel** wurden hier als Fehlschlag gewertet. Hier betrug die kumulative Überlebensrate 96,3% nach 13 Jahren.

4.1.2 Life-Table-Analyse

In der Folge werden drei Sterbetafeln (Tabelle 3-5) für die Balgrist-Hüftpfanne präsentiert, welche sich durch die Fehlschlagdefinitionen unterscheiden. Dazu kommen zwei Sterbetafeln (Tabelle 6+7) für die Alloclassic-Schraubpfanne, ebenfalls mit unterschiedlichen Fehlschlagdefinitionen.

In der Alloclassic-Gruppe wurde keine aseptische Lockerung festgestellt. Die Überlebenswahrscheinlichkeit liegt unter diesen Voraussetzungen bei 100% nach 10 Jahren. Eine Darstellung mittels einer Sterbetafel wäre unüblich.

<i>Jahre</i>	<i>Anzahl bei Beginn</i>	<i>Ausge- schieden im Intervall</i>	<i>Anzahl unter Risiko</i>	<i>Versager</i>	<i>jährliche Versager- rate (%)</i>	<i>jährliche Über- lebensrate (%)</i>	<i>Über- lebensrate (%)</i>
0	277	3	275,5	0	0,0%	100,0%	100,0%
1	274	1	273,5	1	0,4%	99,6%	99,6%
2	272	1	271,5	0	0,0%	100,0%	99,6%
3	271	2	270,0	3	1,1%	98,9%	98,5%
4	266	4	264,0	0	0,0%	100,0%	98,5%
5	262	8	258,0	0	0,0%	100,0%	98,5%
6	254	11	248,5	0	0,0%	100,0%	98,5%
7	243	51	217,5	0	0,0%	100,0%	98,5%
8	192	49	167,5	0	0,0%	100,0%	98,5%
9	143	51	117,5	0	0,0%	100,0%	98,5%
10	92	32	76,0	0	0,0%	100,0%	98,5%
11	60	25	47,5	0	0,0%	100,0%	98,5%
12	35	32	19,0	0	0,0%	100,0%	98,5%
13	3	3	1,5	0	0,0%	100,0%	98,5%

Tabelle 3. Sterbetafel der **Balgrist-Hüftpfanne** (n = 268 beobachtete Verläufe von 277 implantierten Pfannen). Das terminale Ereignis war hier die aseptische Lockerung. Das kumulative Überleben beträgt hier 98,5% nach 13 Jahren.

<i>Jahre</i>	<i>Anzahl bei Beginn</i>	<i>Ausge- schieden im Intervall</i>	<i>Anzahl unter Risiko</i>	<i>Versager</i>	<i>jährliche Versager- rate (%)</i>	<i>jährliche Über- lebensrate (%)</i>	<i>Über- lebensrate (%)</i>
0	277	1	276,5	1	0,4%	99,6%	99,6%
1	274	0	274,0	1	0,4%	99,6%	99,3%
2	272	0	272,0	0	0,0%	100,0%	99,3%
3	271	2	270,0	3	1,1%	98,9%	98,2%
4	266	4	264,0	0	0,0%	100,0%	98,2%
5	262	8	258,0	0	0,0%	100,0%	98,2%
6	254	11	248,5	2	0,8%	99,2%	97,4%
7	243	51	217,5	0	0,0%	100,0%	97,4%
8	192	47	168,5	0	0,0%	100,0%	97,4%
9	143	51	117,5	0	0,0%	100,0%	97,4%
10	92	32	76,0	0	0,0%	100,0%	97,4%
11	60	25	47,5	0	0,0%	100,0%	97,4%
12	35	32	19,0	0	0,0%	100,0%	97,4%
13	3	3	1,5	0	0,0%	100,0%	97,4%

Tabelle 4. Sterbetafel für die **Balgrist-Hüftpfanne** (n = 268 beobachtete Verläufe von 277 implantierten Pfannen). Alle aseptischen Revisionen und die röntgenologisch als gelockert befundenen wurden hier als Fehlschlag gewertet. Die kumulative Überlebensrate betrug 97,4% nach 13 Jahren.

<i>Jahre</i>	<i>Anzahl bei Beginn</i>	<i>Ausge- schieden im Intervall</i>	<i>Anzahl unter Risiko</i>	<i>Versager</i>	<i>jährliche Versager- rate (%)</i>	<i>jährliche Über- lebensrate (%)</i>	<i>Über- lebensrate (%)</i>
0	277	1	276,5	2	0,7%	99,3%	99,3%
1	274	0	274,0	2	0,7%	99,3%	98,6%
2	272	0	272,0	1	0,4%	99,6%	98,2%
3	271	2	270,0	3	1,1%	98,9%	97,1%
4	266	4	264,0	0	0,0%	100,0%	97,1%
5	262	8	258,0	0	0,0%	100,0%	97,1%
6	254	11	248,5	0	0,0%	100,0%	97,1%
7	243	51	217,5	0	0,0%	100,0%	97,1%
8	192	47	168,5	2	1,2%	98,8%	95,9%
9	143	51	117,5	0	0,0%	100,0%	95,9%
10	92	32	76,0	0	0,0%	100,0%	95,9%
11	60	25	47,5	0	0,0%	100,0%	95,9%
12	35	32	19,0	0	0,0%	100,0%	95,9%
13	3	3	1,5	0	0,0%	100,0%	95,9%

Tabelle 5. Sterbetafel für die **Balgrist-Hüftpfanne** (n = 268 beobachtete Verläufe von 277 implantierten Pfannen). Endpunkt war jedweder operative Wechsel. Die kumulative Überlebensrate betrug 95,9% nach 13 Jahren

<i>Jahre</i>	<i>Anzahl bei Beginn</i>	<i>Ausge- schieden im Intervall</i>	<i>Anzahl unter Risiko</i>	<i>Versager</i>	<i>jährliche Versager- rate (%)</i>	<i>jährliche Über- lebensrate (%)</i>	<i>Über- lebensrate (%)</i>
0	130	1	129,5	0	0,0%	100,0%	100,0%
1	129	0	129,0	1	0,8%	99,2%	99,2%
2	128	23	116,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
3	105	12	99,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
4	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
5	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
6	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
7	93	7	89,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
8	86	33	69,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
9	53	32	37,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
10	21	21	10,5	0	0,0%	100,0%	99,2%

Tabelle 6. Sterbetafel für die **Alloclassic-Schraubpfanne** (n = 108 beobachtete Verläufe von 130 implantierten Pfannen). Endpunkt waren die aseptischen Lockerungen sowie die radiologisch gelockerten Pfannen. Die Überlebenswahrscheinlichkeit liegt bei 99,2% nach 10 Jahren.

<i>Jahre</i>	<i>Anzahl bei Beginn</i>	<i>Ausge- schieden im Intervall</i>	<i>Anzahl unter Risiko</i>	<i>Versager</i>	<i>jährliche Versager- rate (%)</i>	<i>jährliche Über- lebensrate (%)</i>	<i>Über- lebensrate (%)</i>
0	130	0	130,0	1	0,8%	99,2%	99,2%
1	129	1	128,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
2	128	23	116,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
3	105	12	99,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
4	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
5	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
6	93	0	93,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
7	93	7	89,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
8	86	33	69,5	0	0,0%	100,0%	99,2%
9	53	32	37,0	0	0,0%	100,0%	99,2%
10	21	21	10,5	0	0,0%	100,0%	99,2%

Tabelle 7. Sterbetafel für die **Alloclassic-Schraubpfanne** (n = 108 beobachtete Verläufe von 130 implantierten Pfannen). Endpunkt war der operative Wechsel der Pfanne. Die Überlebenswahrscheinlichkeit liegt bei 99,2% nach 10 Jahren

4.2 Deskriptive Statistik

4.2.1 Operierte Seite

Die Seitenverteilung wird aus Abbildung 25 ersichtlich. Beide Pfannenmodelle haben ähnliche Werte. Bei der Balgrist-Pfanne ist das Verhältnis von rechts zu links 52% zu 48%, bei der Alloclassic-Pfanne 50,8% zu 49,2%.

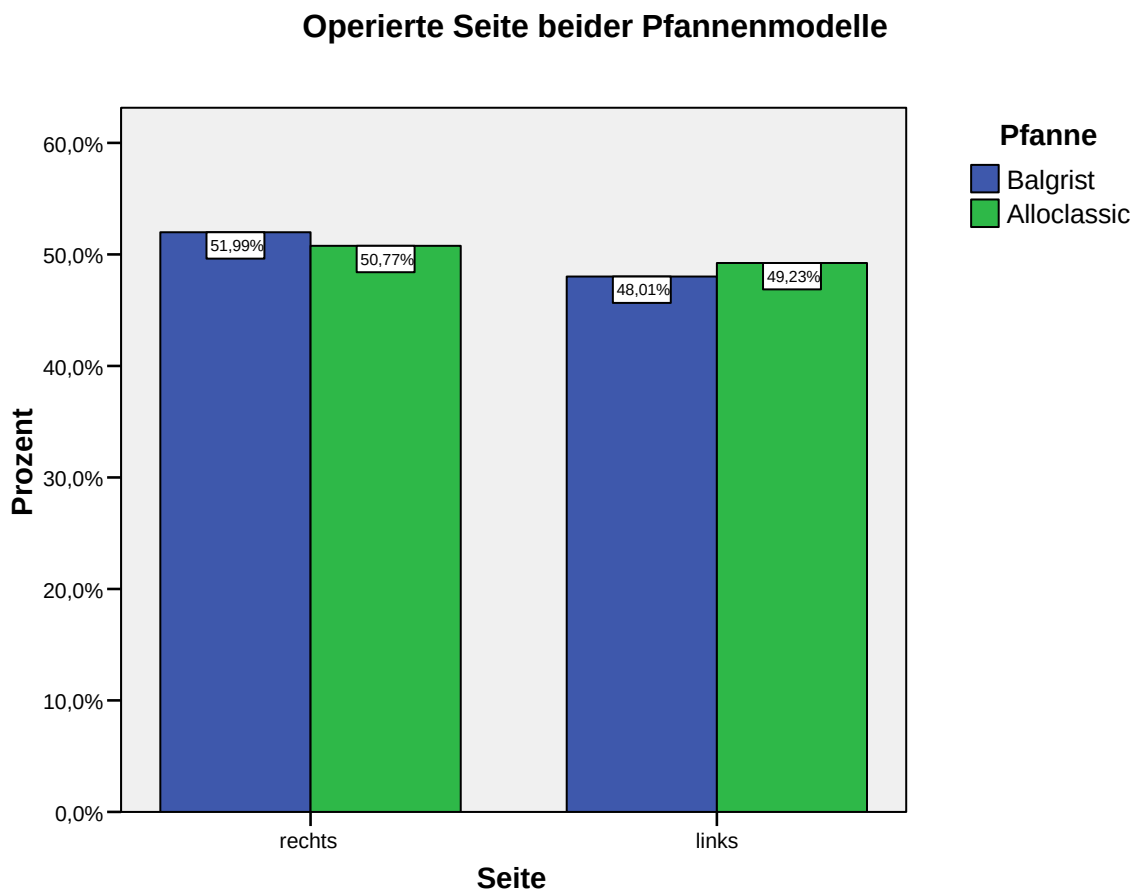


Abbildung 25. Seitenverteilung.

4.2.2 Operationsindikationen

Führend bei den Operationsindikationen ist die primäre Koxarthrose. Patienten, die mit der Balgrist-Hüftpfanne versorgt wurden, boten in 63,5% der Fälle diese Diagnose als Operationsindikation. In der Vergleichsgruppe lag der Wert mit 40,8% deutlich darunter. Trotzdem war die primäre Koxarthrose auch hier die vorherrschende Operationsindikation (Abbildung 26). Lediglich bei den weiblichen Patienten der Vergleichsgruppe lagen die Diagnosen primäre Koxarthrose und Hüft dysplasie mit jeweils 39,2% und 34,2% dicht beieinander. In den männlichen Subgruppen sind die

Unterschiede mit 44% und 20% wieder größer. Die genaue Verteilung der Genesen ist den Tabellen 8 und 9 zu entnehmen.

Operationsindikationen beider Pfannenmodelle

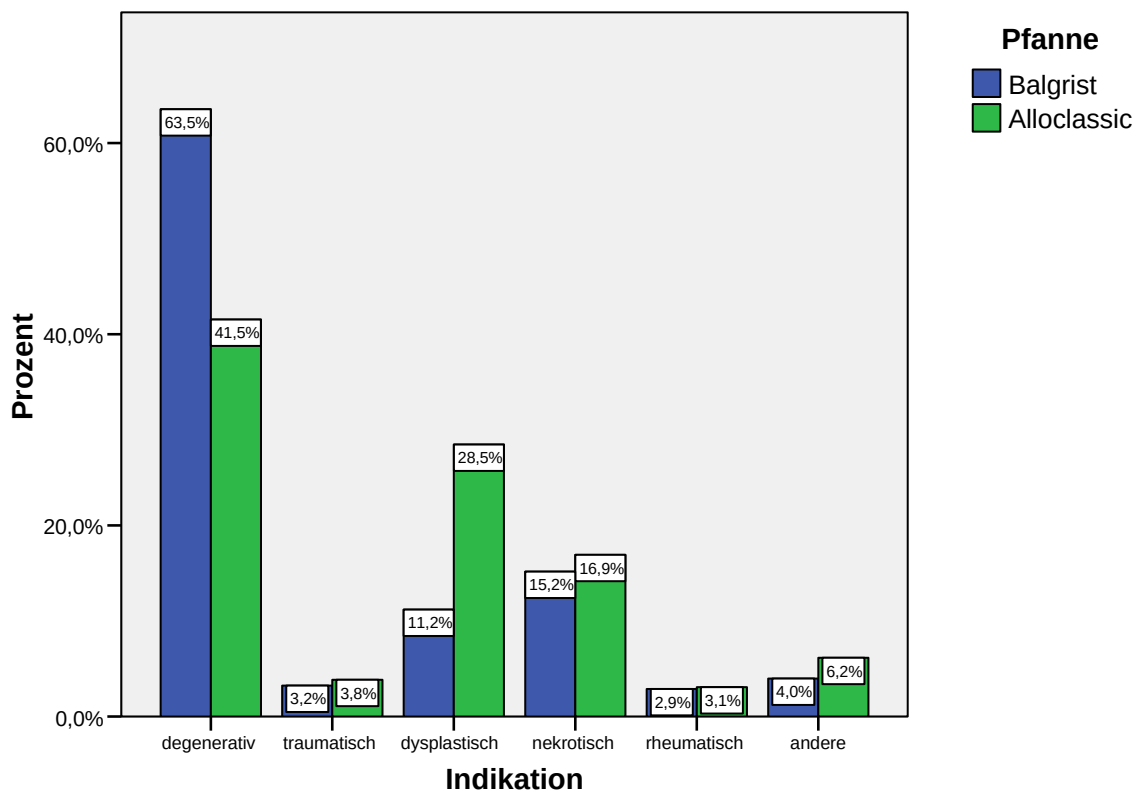


Abbildung 26. Gegenüberstellung der einzelnen Operationsindikationen der beiden Pfannenmodelle.

Balgrist-Spreizpfanne

Genese	Häufigkeit	Prozent
Primäre Koxarthrose	118	65,6
Hüftkopfnekrose	32	17,8
Dysplasie	12	6,7
Trauma	7	3,9
Rheuma	3	1,7
andere	8	4,4
Gesamt	180	100

männlich

Genese	Häufigkeit	Prozent
Primäre Koxarthrose	58	59,8
Hüftkopfnekrose	10	10,3
Dysplasie	19	19,6
Trauma	2	2,1
Rheuma	5	5,2
andere	3	3,1
Gesamt	97	100

weiblich

Alloclassic-Schraubpfanne

Genese	Häufigkeit	Prozent	Genese	Häufigkeit	Prozent
Primäre Koxarthrose	22	43,1	Primäre Koxarthrose	31	39,2
Hüftkopfnekrose	12	23,5	Hüftkopfnekrose	10	12,7
Dysplasie	10	19,6	Dysplasie	27	34,2
Trauma	3	5,9	Trauma	2	2,5
Rheuma	1	2	Rheuma	3	3,8
andere	2	3,9	andere	6	7,6
Gesamt	51	100	Gesamt	79	100

männlich

weiblich

Tabelle 8 und 9. Ausführliche Aufstellung der Operationsindikationen der beiden Patientengruppen.

4.2.3 Nachuntersuchung

In Abbildung 27 erkennt man einen kontinuierlichen Gebrauch der Balgrist-Pfanne. Dem gegenüber ist bei der Alloclassic-Pfanne eine Auslassung zwischen den Jahren 1999 und 2003 ersichtlich. In dieser Zeit wurde anstatt des Alloclassic-Modells eine andere Schraubpfanne verwendet, von deren Gebrauch man später wieder abrückte. Im weiteren Verlauf wurde wieder auf die Alloclassic-Pfanne zurückgegriffen. Zur klinischen Nachuntersuchung konnten 224 Patienten (81%) der Balgrist Gruppe im Mittel 9 Jahre nach Implantation und 105 Patienten (80,8%) der Alloclassic-Gruppe durchschnittlich 7,4 Jahre postoperativ gewonnen werden. Die radiologische Untersuchung analysierte die Verlaufsrontgenbilder sämtlicher Patienten beider Studiengruppen.

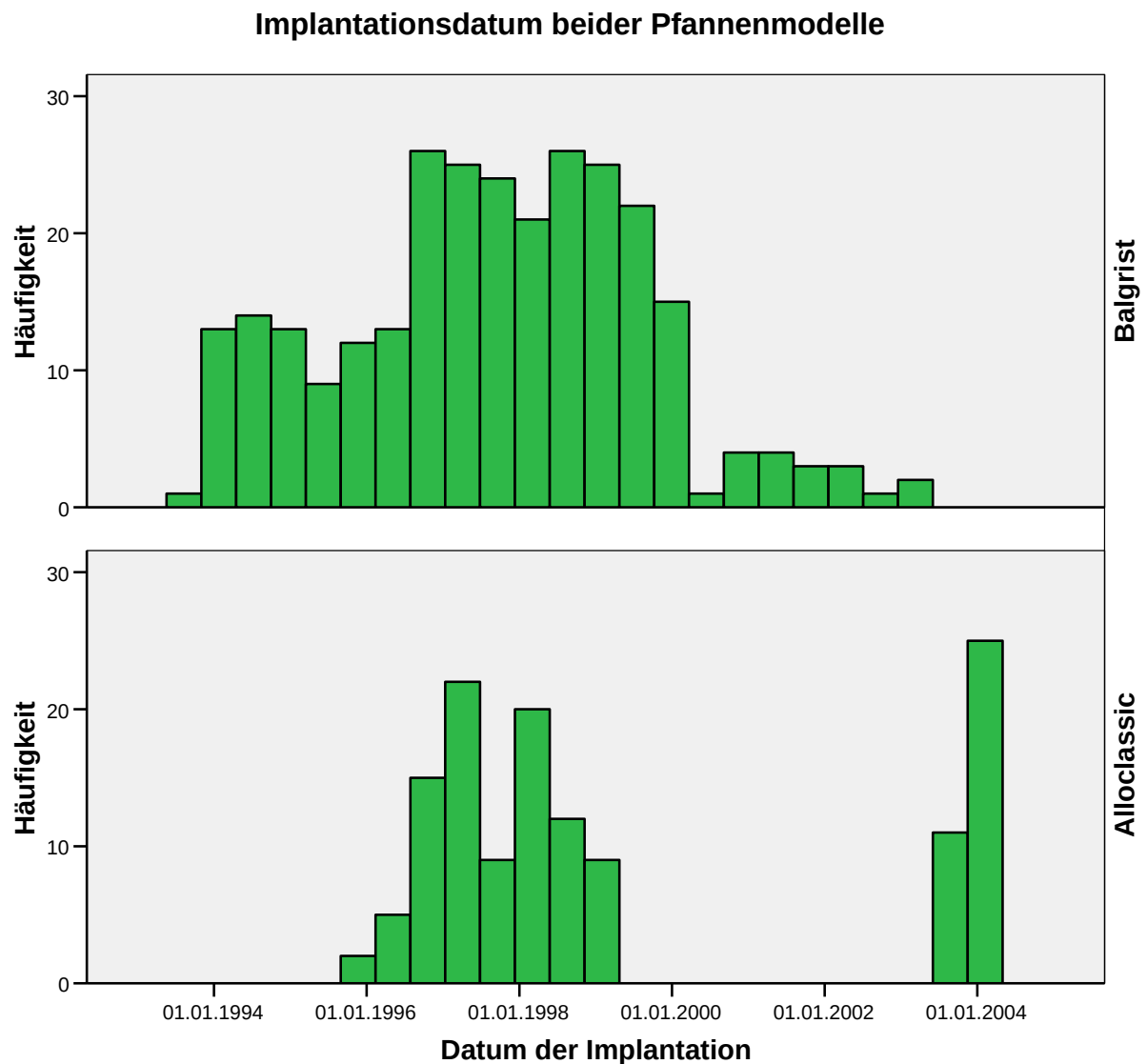


Abbildung 27. Datum der Implantation.

4.2.4 Schaftkombinationen

Bei beiden Pfannenmodellen wurde ein ähnliches Spektrum an Schäften benutzt. Der überwiegende Anteil (95,7%) der verwendeten Balgrist-Hüftpfannen wurde in Kombination mit einer Druckscheibenprothese implantiert. Die Alloclassic-Schraubpfanne wurde in 57,7% zusammen mit einer Druckscheibenprothese operiert. Neben der Druckscheibenprothese wurden die folgenden Schaftmodelle verwendet: Proxilock FT Schaft, Konus, Spotorno und Wagner Revisionsschaft. Die einzelne Aufteilung ist in den Tabellen 10 und 11 aufgelistet.

Balgrist-Pfanne

Schaft	Anzahl	Prozent
Druckscheibe	265	95,7
Konus	7	2,5
Proxilock	4	1,4
Wagner Revision	1	0,4
gesamt	277	100

Alloclassic-Pfanne

Schaft	Anzahl	Prozent
Druckscheibe	75	57,7
Konus	33	25,4
Spotorno	20	15,4
Wagner Revision	2	1,5
gesamt	130	100

Tabellen 10 und 11. Schaftkombinationen.

4.2.5 Gleitpaarungen

Bei den versorgten Patienten wurden zwei unterschiedliche Gleitpaarungen verwendet. Der größte Teil der Patienten (83%) aller eingebauten Prothesen wurde mit einer Metall-Metall Gleitpaarung vom Typ Metasul™ versorgt. Den verbliebenen 17% wurde eine Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung implantiert.

Als Kombination mit der Balgrist-Pfanne wurde zu 79% eine Metasul™ und zu 21% eine Keramik-Polyethylen Gleitpaarungen verwendet. Bei der Alloclassic-Pfanne liegt das Verhältnis von Metasul™ und Keramik-Polyethylen bei 92% zu 8% (Abbildung 28).

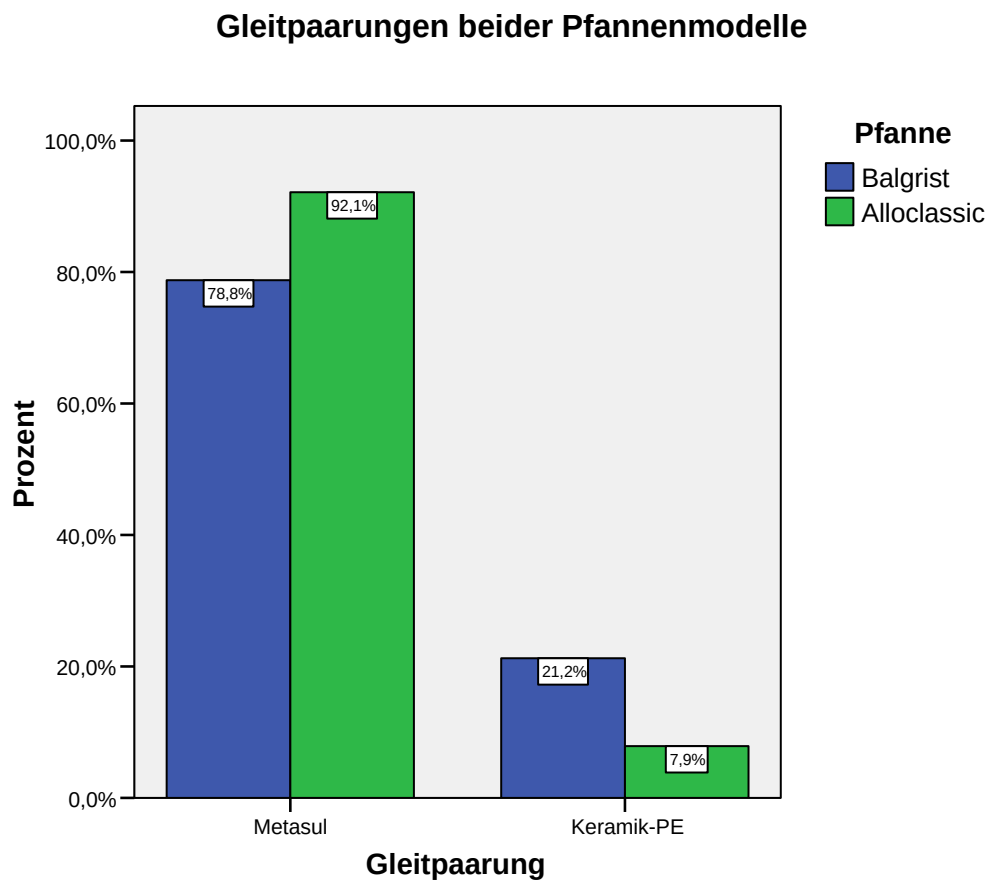


Abbildung 28. Gleitpaarungen.

4.3 Röntgenologische Ergebnisse

4.3.1 Saumbildung

Die Saumbildung wurde in die Zonen nach DeLee und Charnley [4] unterteilt. Auffällig war ein gehäuftes Auftreten von Säumen in Zone 1.

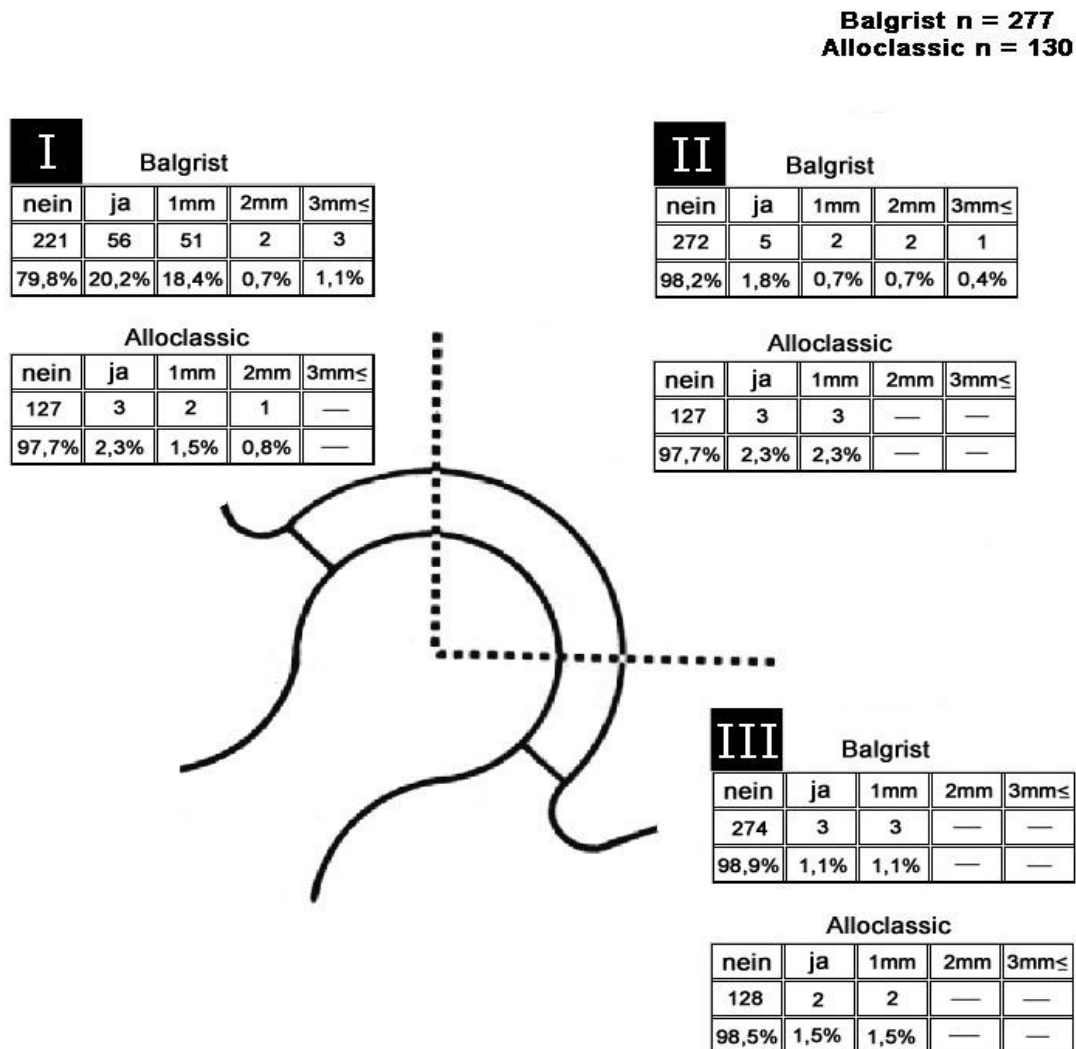


Abbildung 29. Saumbildung.

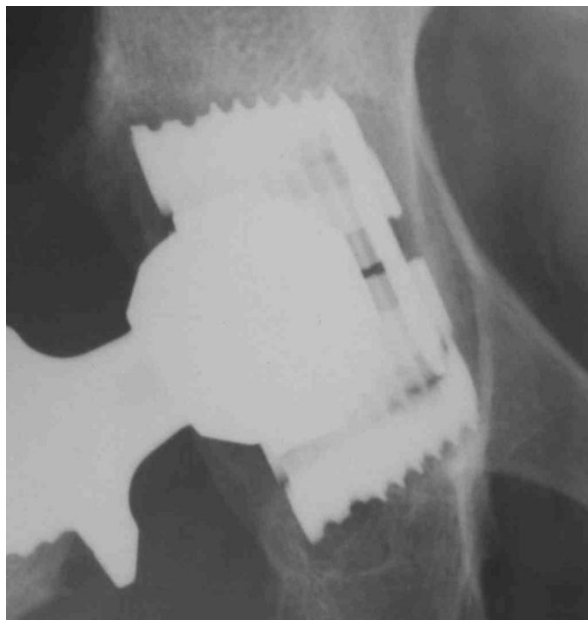
Die radiologische Auswertung der Balgrist-Pfanne zeigte eine hoch signifikante Häufung ($p < 0,001$) von Lysesäumen in Zone 1 (20,2%). Diese konnten bei 51 Pfannen (18,4%) mit bis zu 1 mm, in zwei Fällen (0,7%) mit 1-2 mm und in drei Fällen mit einer Breite von 2-3 mm vermessen werden. In den Zonen 2 und 3 zeigten sich dagegen keine auffälligen Häufungen von Lysebändern. Ein signifikanter Unter-

schied der beiden Gruppen lag hier nicht vor ($p=0,733$). Verteilungen und Ausmaße der entstandenen Saumbildungen wird in Abbildung 29 wiedergegeben.

In einem Fall umgab ein kontinuierlicher Saum die gesamte Balgrist-Pfanne. Bei diesem Patienten wurde die Pfanne als gelockert eingestuft und 20 Monate nach Implantation gewechselt (Abbildung 30)



1.



2.

Abbildung 30.1+2. Postoperativ und 18 Monate nach der Implantation: breiter Saum um die gesamte Pfanne. Zudem Kippung des Implantates.

Abbildung 31 zeigt die Zeitintervalle für das Auftreten von progredienten Säumen der Balgrist-Spreizpfanne. 37% aller Säume traten im ersten Jahr postoperativ auf.

Danach sank die Rate zunehmend. Im siebenten Jahr nach Implantation kam es erneut zu einem Anstieg. Hier lag die Rate bei 15%.

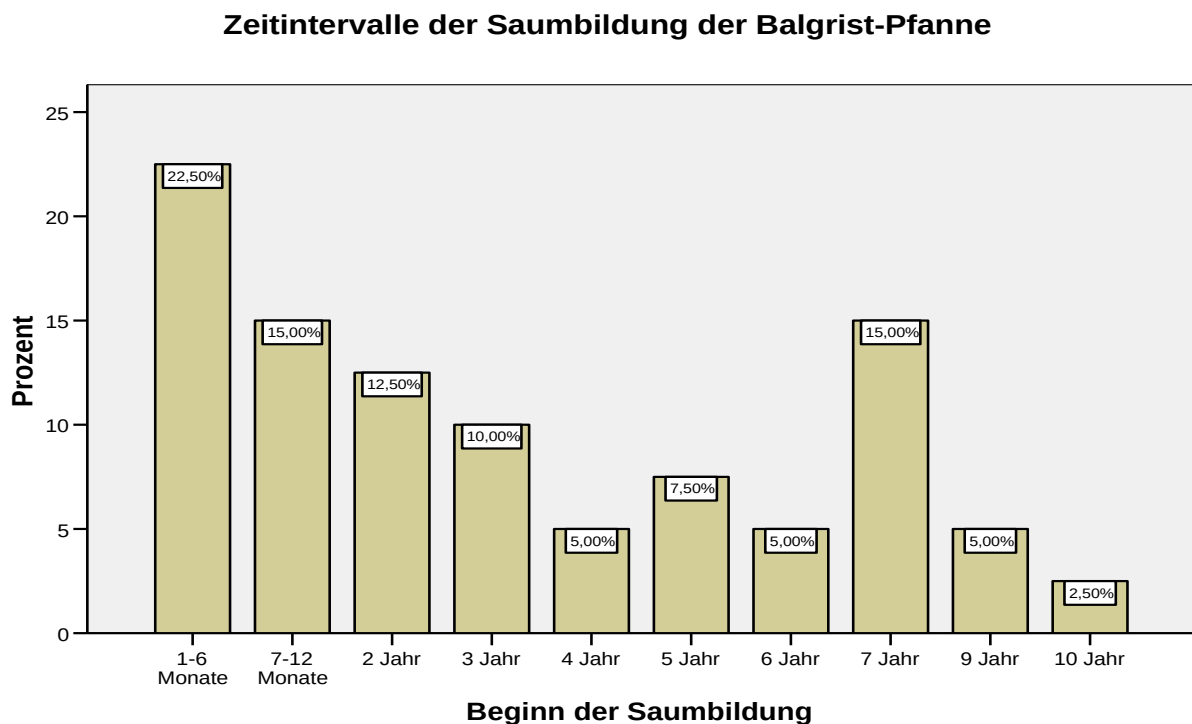


Abbildung 31. Erstes Auftreten von progredienter Saumbildung

4.3.2 Postoperativer Knochenkontakt

In 20 (7,5%) Fällen der Balgrist-Pfannen Gruppe waren keine postoperativen Bilder vorhanden, sodass die Auswertung des postoperativen Knochenkontaktes 257 Fälle berücksichtigte. In der Vergleichsgruppe von Patienten mit Alloclassic-Pfannen liegt der Anteil nicht vorhandener Röntgenbilder bei 11,5% (15 Fälle), sodass 115 Fälle ausgewertet wurden.

Nach Implantation der Balgrist-Pfannen war eine hoch signifikante Häufung ($p < 0,001$) unvollständigen postoperativen Knochenkontakt in Zone 1 festzustellen (29,2%), gleichzeitig zeigte sich auch eine signifikante Abhängigkeit zu den identifizierten Saumbildungen der Zone 1 ($p < 0,001$). So entwickelte sich in 67% der Fälle ohne hinreichenden postoperativen Knochenkontakt in Zone 1 auch ein entsprechender Lysesaum. In der Zone 2 belief sich der Anteil postoperativ unvollständigen Knochenkontaktes auf 5,1% in Zone 3 auf 0,8% (Abbildung 32).

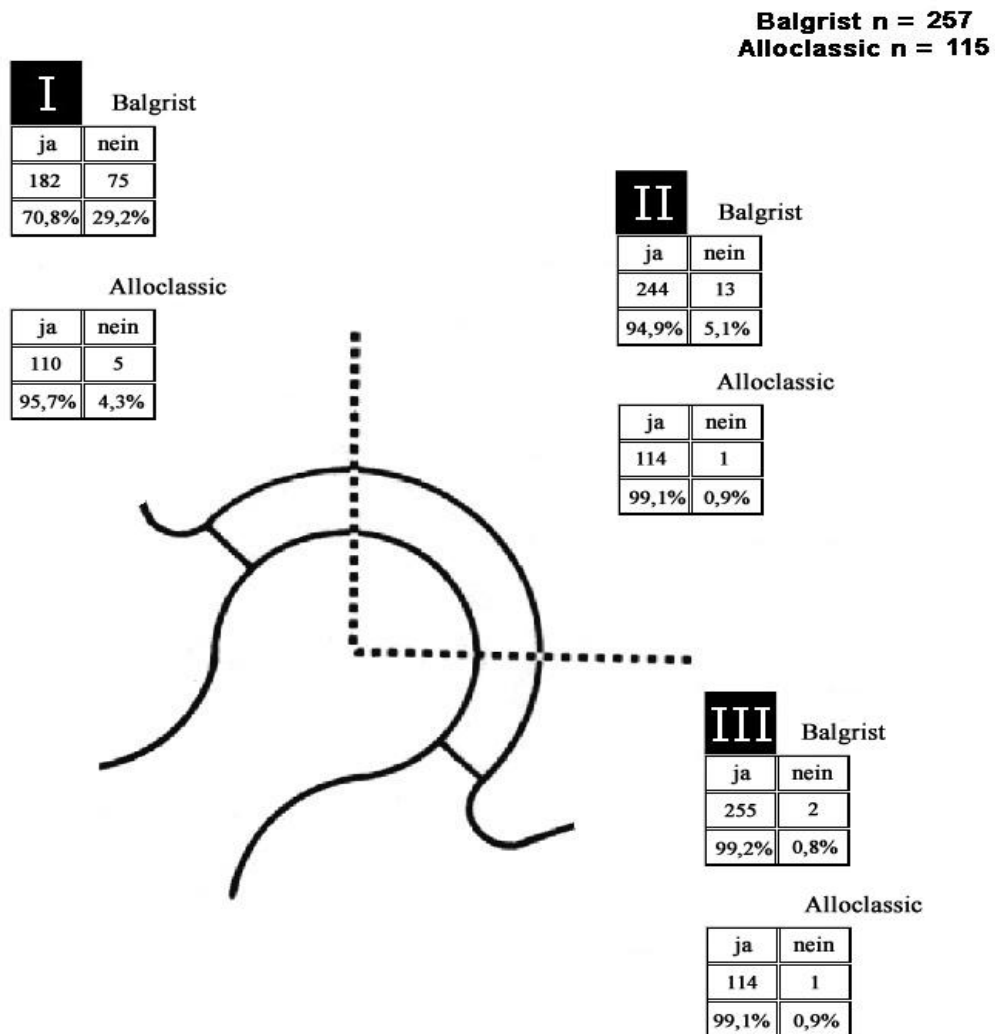


Abbildung 32. Postoperativer Knochenkontakt beider Pfannenmodelle

4.3.3 Migrationsanalyse

Unter den nachuntersuchten Balgrist-Pfannen wurden neben vier aseptischen Lockerungen (1,4%), bei denen ausgeprägte Saumbildungen entstanden waren, weitere drei Implantate als aseptisch migriert klassifiziert (1,1%). Dies betraf einen zum Zeitpunkt der Implantation 61 jährigen Mann mit primärer Koxarthrose, bei dem bereits 4 Monate nach der Implantation eine horizontale Migration von 4 mm nachgewiesen werden konnte. Bei einem weiteren 60 jährigen Patienten, konnte 3 Jahre nach der Implantation eine vertikale Migration von 3 mm registriert werden. Im Falle einer 57 jährigen Frau, bei der die Implantation der Hüftprothese aufgrund einer Dysplasiekoxarthrose vorgenommen worden war, zeigte die Analyse, dass es im

Verlauf von 96 Monaten sowohl zu einer Veränderung der Pfanneninklination um 12° als auch zu einer vertikalen Wanderung der Pfanne um 5 mm gekommen war.

In der Alloclassic-Gruppe fand sich lediglich ein Fall einer Pfannenmigration bei einer 36-jährigen Frau, bei der die Positionierung des Implantates aufgrund stark dysplastischer Pfannenkonfiguration mit einem Winkel von 64° erfolgt war. 24 Monate postoperativ lag dieser Wert bei 69° .

In 161 von 277 Balgrist Pfannen war es möglich mindestens bei einer Röntgenuntersuchung einen Inklinationswinkel zu bestimmen. Bezüglich der Alloclassic-Pfannen waren es 53 von 130. In Abbildung 33 ist die Verteilung der Winkelgrade in der Balgrist-Gruppe zu erkennen. Der Mittelwert der Verteilung liegt bei 49° . In der Alloclassic-Gruppe beträgt der Mittelwert 44° .

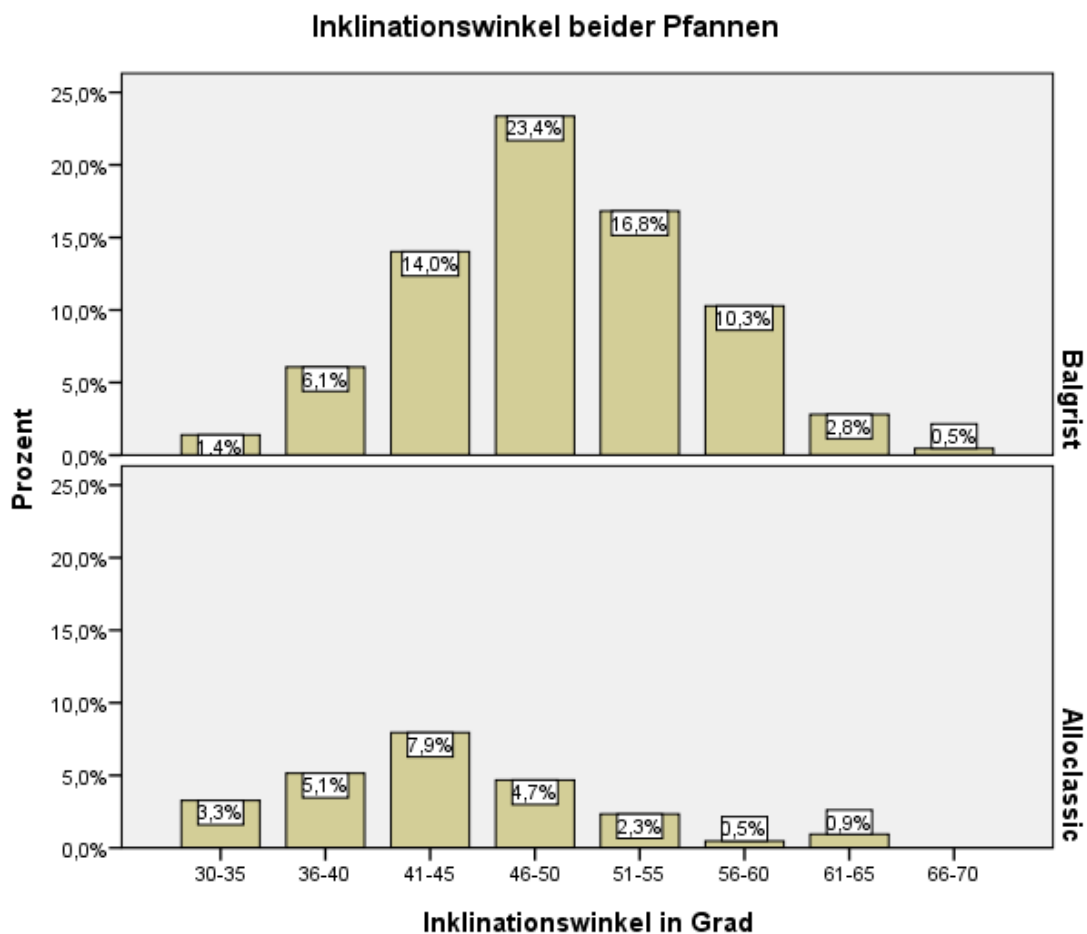


Abbildung 33. Verteilung der Inklinationswinkel der beiden Pfannenmodelle.

Der kleinste Winkel der implantierten Balgrist-Pfannen betrug 33° und wurde bei einer Patientin gemessen, welcher aufgrund einer degenerativen Koxarthrose eine Druckscheibe im Alter von 59 Jahren implantiert wurde. 4 Jahre später erhielt die Patientin auf der Gegenseite ebenfalls eine Druckscheibe. Bei gleicher Pfannengröße lag hier der gemessene Inklinationswinkel bei 54° . Der größte gemessene Inklinationswinkel lag bei 68° . Dieser wurde bei einem Patienten gemessen, welcher im Alter von 58 Jahren aufgrund einer Hüftdysplasie mit einer Balgrist Pfanne versorgt wurde (Abbildung 34). Der mittlere Winkel der in dieser Gruppe betrug 49° (Median 49°). Bei den Alloclassic-Pfannen waren es 44° (Median 44°). Eine Abhängigkeit zu einem einzelnen Schafttyp war nicht zu ermitteln. Im Vergleich beider Pfannenmodelle fand sich ein signifikanter Unterschied der Pfanneninklination ($t=0,000$). Während die Alloclassic-Pfannen zu 95% mit einem Winkel zwischen 30° - 50° eingesetzt wurden, waren etwa ein Drittel der Balgrist Pfannen eher steil ($>50^\circ$) implantiert worden, wobei eine Abhängigkeit zu einem bestimmten Schafttyp nicht bestand ($p=0,673$).



Abbildung 34. Der hier gemessene Inklinationswinkel der Balgrist-Pfanne lag bei 69° .

4.3.4 Ektope Ossifikationen

Die ektopen Ossifikationen wurden nach der Einteilung von Brooker [2] dokumentiert. Insgesamt fanden sich bei 32,9% der Balgrist Pfannen Ossifikationen. In der Vergleichsgruppe waren es 13,8%. Ossifikationen ersten Grades fanden sich bei 19,5% der Balgrist Pfannen. Verknöcherungen zweiten und dritten Grades fanden sich bei 4% bzw. 9% der mit einer Balgrist-Pfanne versorgten Patienten. In einem Fall kam es zu einer vollständigen Ankylosierung des Gelenkes, was nach Brooker [2] einer Ossifikation der Klasse IV entspricht (Abbildung 35 und 36).

Ossifikation	Balgrist-Pfanne		Alloclassic-Pfanne	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
Grad I	54	19,5	13	10
Grad II	11	4	4	3,1
Grad III	25	9	1	0,8
Grad IV	1	0,4	-	-
Gesamt	91	32,9	18	13,8
Fehlend	186	67,1	112	86,2

Tabelle 12. Ektope Ossifikationen nach Brooker [2]

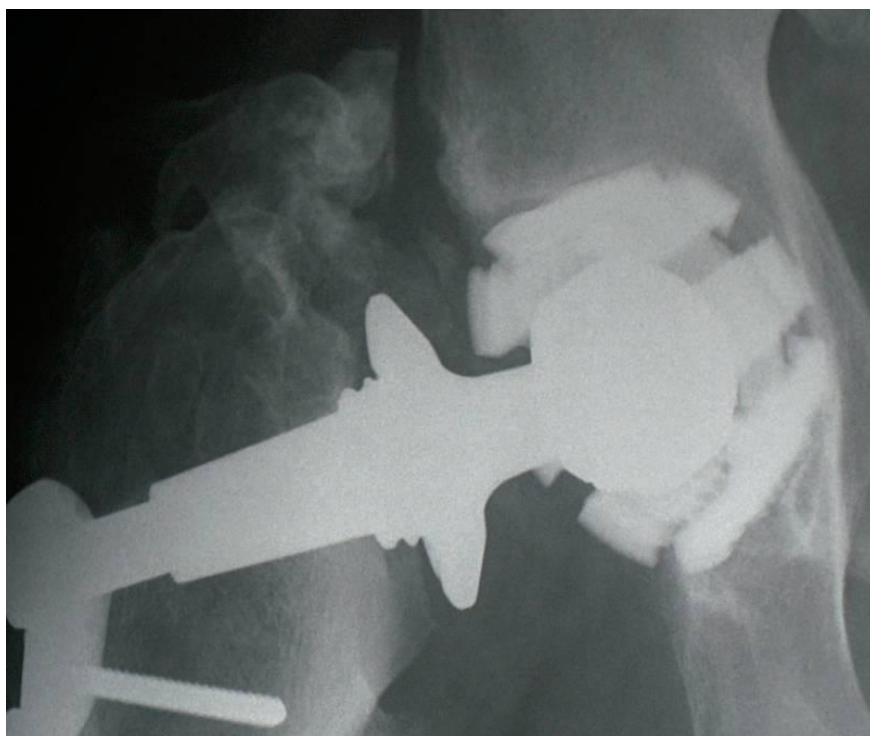


Abbildung 35. Ektope Ossifikationen dritten Grades zwei Jahre nach Implantation. Beginnende Saumbildung in Zone 1.



Abbildung 36. Sechs Jahre nach Implantation. Zudem jetzt deutliche Saumbildung in Zone 1.

4.4 Klinische Nachuntersuchungsergebnisse

4.4.1 Harris-Hip-Score

Der Mittelwert Balgrist-Pfannen im Harris-Hip-Score betrug 91,0 Punkte. Insgesamt wurden 74,1 Prozent als „Exzellent“ (90 – 100 Punkte) bewertet. 18 Prozent wurden als „Gut“ (80 – 100 Punkte) und 3,7 Prozent mit „Zufrieden“ (70 – 80 Punkte) bezeichnet. In 4,2 Prozent der Fälle waren weniger als 70 Punkte erzielt worden und somit wurde das klinische Ergebnis als „Schlecht“ eingestuft (Abbildung 37). Der präoperative Mittelwert des Harris-Hip-Scores von 48,8 Punkten konnte durch Implantation der Balgrist-Pfanne auf im Mittel 91,0 Punkte verbessert werden ($p<0,001$). Auch die Implantation der Alloclassic-Pfanne verbesserte den HHS signifikant. Lag der präoperative Score im Mittelwert bei 49,4 Punkten, so konnten im Rahmen der klinischen Nachuntersuchung 91,4 Punkte ermittelt werden ($p<0,001$).

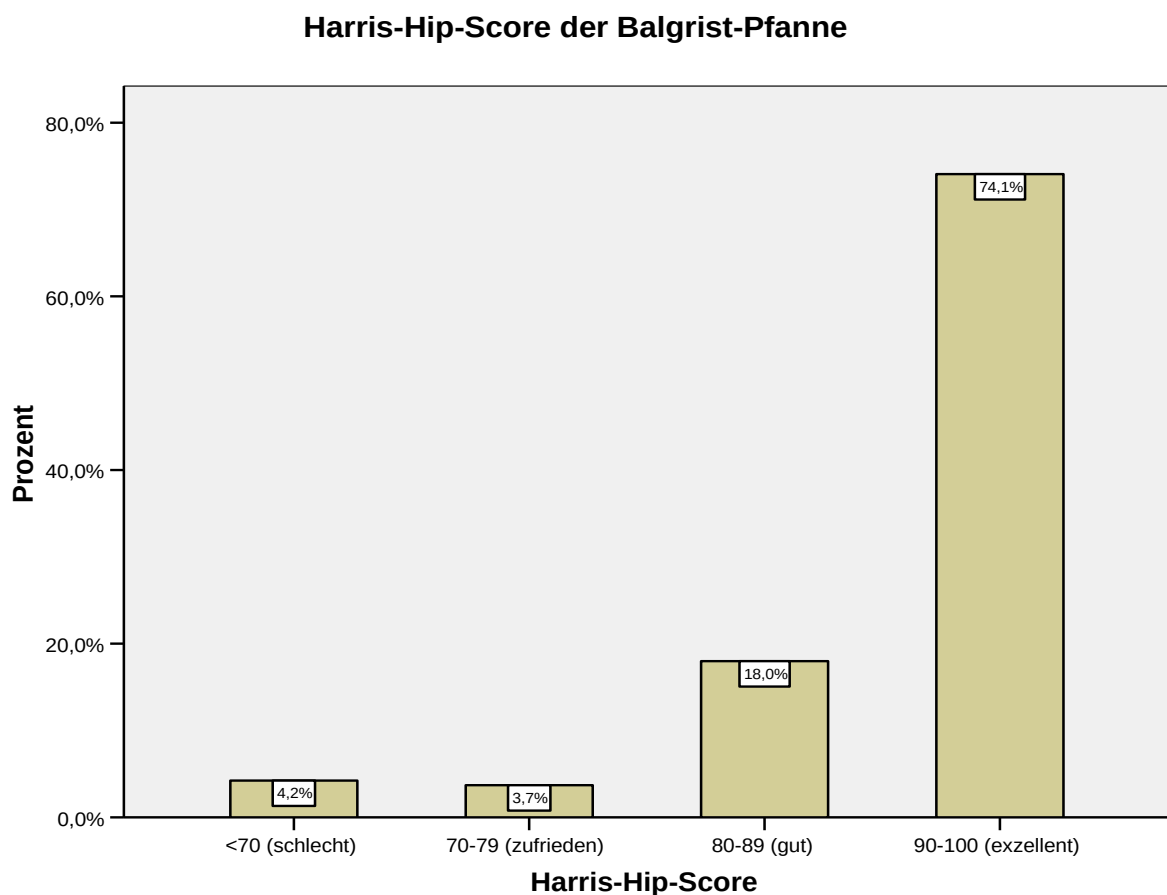


Abbildung 37. Harris-Hip-Score der Balgrist-Pfanne.

4.4.2 Merle d'Aubigne-Postel

Die Mittelwerte beider Gruppen lagen bei 16,8 Punkten. Die genaue Verteilung in der Balgrist-Gruppe zeigt Abbildung 38.

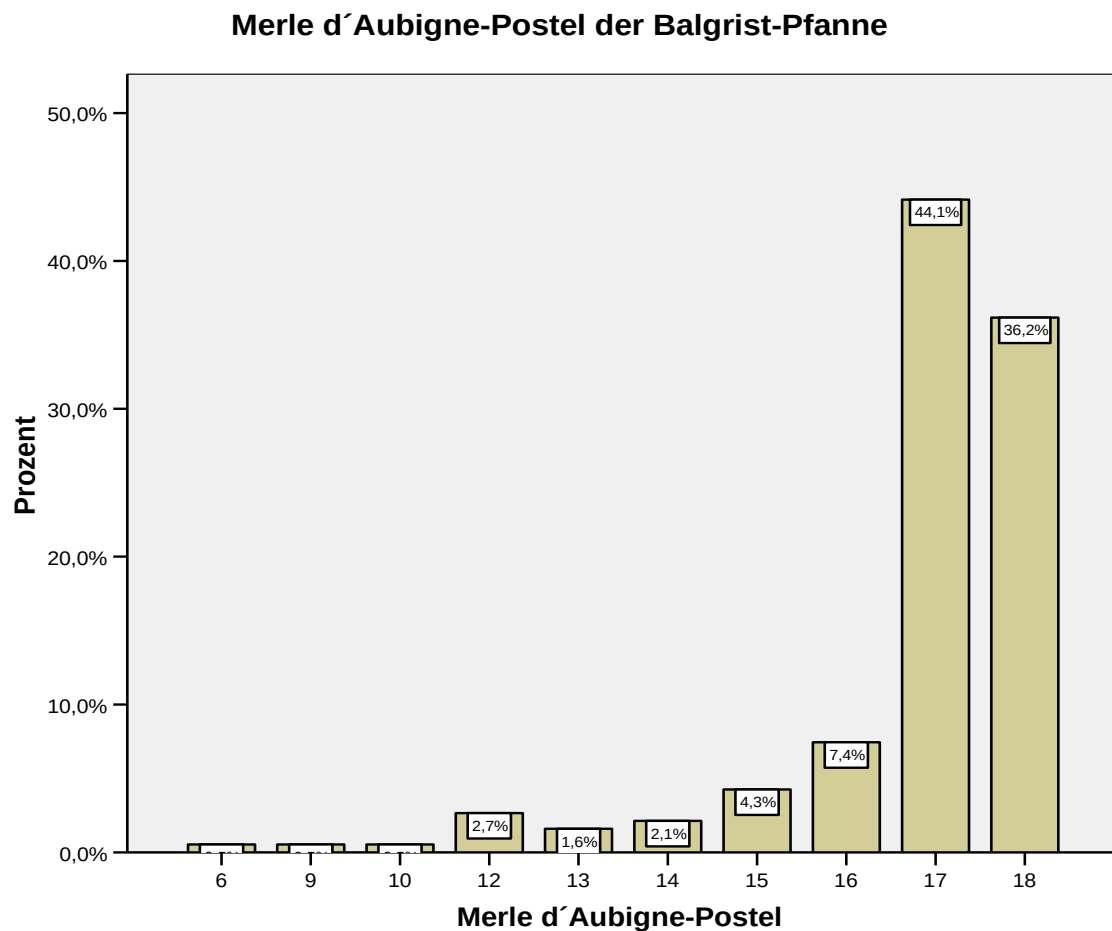


Abbildung 38. Merle d'Aubigne-Postel der Balgrist-Pfanne.

5 Diskussion

Die Balgrist-Spreizpfanne ist in ihrer Form und mit dem Prinzip des Nachspannens einzigartig in der Hüftendoprothetik. Nach zehn Jahren klinischer und radiologischer Erfahrung mit diesem System kann eine langfristige Beurteilung vorgenommen werden. In der Literatur finden sich nur sehr wenige Studien zu diesem Modell. Die letzte und längste Überlebenszeitanalyse stammt aus dem Jahr 1999 und wurde von Echtler et al. publiziert [34]. Ausgehend von 687 primär implantierten Balgrist-Hüftpfannen, wurde nach 9 Jahren von 92,1% Überlebenswahrscheinlichkeit berichtet, (95% Konfidenzintervall reicht von 0,875 bis 0,966). Das mittlere Alter der Frauen betrug 58,5 und das der Männer 60,1 Jahre. Ausgangsdiagnosen waren primäre Koxarthrosen (76,9%), Hüftkopfnekrosen (16,3%) und Dyplasiearthrosen (6,1%). In der von uns durchgeführten Studie war die Indikationsverteilung ähnlich. Das Durchschnittsalter lag bei 56,6 Jahren (Frauen: 55,3 Jahre; Männer: 54,2 Jahre). Bei gleicher Fehlschlagdefinition errechneten wir in unserer Studie eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96,4% nach 13 Jahren. Definiert man den aseptischen Pfannenwechsel als terminales Ereignis, so ergibt sich eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 98,5% nach 13 Jahren. Zuzüglich der von uns als radiologisch gelockert eingestuft Prothesen sinkt das wahrscheinliche Überleben auf 97,4%. Mit diesen Werten kann das Ergebnis der Balgrist-Pfanne in unserer Studie als sehr gut bezeichnet werden.

Neben der Balgrist-Pfanne basiert die hemisphärische CLS-Pfanne ebenfalls auf dem Fixationsprinzip des Nachspannens. Bisher wurden nur wenige Langzeitstudien zu diesem Implantat veröffentlicht. Rozkydal et al. [64] ermittelten 2005 für 43 CLS-Spreizpfannen eine kumulative Überlebensrate nach Kaplan-Meier von 100% nach 10 Jahren. Kendoff et al. [65] beobachteten keine Lockerung 13 Jahre nach Implantation. Allerdings konnten in dieser Studie lediglich 41 von 186 Patienten nachuntersucht werden. Andere Studien bescheinigen dieser Pfanne gute klinische Eigenschaften ohne entsprechende Überlebenszeiten anzugeben [66].

Für das verbreitete Press-Fit-Prinzip findet sich eine Vielzahl an unterschiedlichen Formen und Designs. Die zu Beginn der Entwicklung verwendeten Reinpolyethylenpressfitpfannen wurden aufgrund des nachteiligen direkten Polyethylen-Knochenkontaktes wieder verlassen [16]. Für die primäre Stabilität von Press-Fit-Pfannen steht nur deren Oberfläche zur Verfügung. Aus diesem Grund ist ihre

Strukturierung von besonderer Bedeutung. Hier wurden in den letzten Jahrzehnten unterschiedliche Variationen entwickelt (1983 Titannetz; 1984 Hydroxylapatit; 1987 Korundstrahlung; 1992 Titanspray). Die äußere Form der Pfanne ist ebenfalls von Bedeutung. Verglichen mit hemisphärischen Press-Fit-Pfannen zeigen konische Pfannen eine höhere Primärstabilität. Beim Eindrehen in den Knochen sind bei konischen Pfannen die Kompressionskräfte an der Pfannenwand um bis zu 2,5-mal höher als bei sphärischen Pfannen. Dadurch wird die Vorspannung deutlich erhöht [5]. Die Pfannenpräparation ist bei konischen Pfannen von entscheidender Bedeutung. Durch sie wird die Lage und Ausrichtung der Pfanne vorgegeben. Das Einbringen der Pfanne ist aufgrund der Selbstzentrierungstendenz weniger problematisch. Als wesentlicher Nachteil wird jedoch der größere Knochenverlust gewertet. Dazu kommt die erhöhte Gefahr von Pfannenbodenperforationen und Gefäß- sowie Nervenverletzungen. Dagegen liegt die hemisphärische näher an der anatomischen Beschaffenheit des Azetabulums und verursacht bei der Präparation des Pfannengrundes einen geringeren Knochenverlust. Durch geringfügiges Verwackeln während des Fräsvorganges kann es infolge zu großer Keilwinkel bei sphärischen Pfannenprofilen zu einer deutlich reduzierten Vorspannung kommen. Beide Pfannengeometrien sind heute in der zementfreien Verankerung von künstlichen Hüftpfannen weit verbreitet. Die Verwendung wird häufig durch die individuellen Erfahrungen der Operateure bestimmt. Strukturelle Vor- und Nachteile sollten sich in klinischen Studien entsprechender Länge wiederfinden. Langzeitbeobachtungen für hemisphärische Press-Fit-Pfannen zeigen gute Ergebnisse. Ender et al. ermittelten für die Harris-Galante Typ 1 Pfanne eine Überlebensrate von 93,2% nach 9,5 Jahren [67]. Tompkins et al. kamen auf 97% nach 10 Jahren [68]. Für die Duraloc-Pfanne beschrieben Grobler et al. eine Überlebensrate von 95,4% nach 10 Jahren [69]. Die Plasmacup zeigte in einer Studie von Wilkinson et al. [70] eine 98% Überlebensrate nach 4,3 Jahren. Die konische Balgrist-Pfanne, welche in unserer Studie eine Überlebensrate von 98,5% nach 13 Jahren aufweist, ist im Vergleich zu den etablierten hemisphärischen Press-Fit-Pfannen konkurrenzfähig.

Besonders im europäischen Raum finden Schraubpfannen im zunehmenden Maße Verwendung. Ältere Schraubpfannenmodelle zeigten jedoch schlechte Resultate. In einer langfristigen Nachuntersuchung der Lord-Prothese ermittelten Grant et al. [71] eine Überlebensrate von 65% nach 17,5 Jahren. Die Ergebnisse von Kubo et al. [72] mit diesem Modell lagen bei 63% Überleben nach 10 Jahren. Eine große Studie von Fink et al. [73] zeigte für die Link V-Typ-Pfanne eine Überlebensrate von 70,2% nach

15 Jahren und für die modifizierte Bad-Bramstedt-Pfanne 97,9% nach 5 Jahren. Beide Modelle zeigten hohe Migrationsraten, sodass von der Verwendung der Pfannen Abstand genommen wurde. Eine andere Studie von Simank et al. aus dem Jahr 1997 [22] wies hohe Versagerraten von drei unterschiedlichen zementfreien Schraubpfannen auf. Die nachuntersuchten Modelle waren die hemisphärischen MecA-, MecB-Pfannen und die konische Weill-Pfanne. Die Kaplan-Meier-Auswertung zeigte nach 5 Jahren rapid ansteigende Lockerungsraten, sodass auch von dem weiteren Gebrauch dieser Schraubpfannen abgeraten werden musste. Begründet wurden die schlechten Ergebnisse mit dem unstrukturierten Oberflächendesign sowie dem direkten Polyethylen-Knochenkontakt durch die große zentrale Öffnung am Pfannenboden.

Das Pfannendesign der ebenfalls konischen Alloclassic-Schraubpfanne dagegen verhindert einen solchen Kontakt, indem einerseits zum Pfannengrund hin ein lediglich partiell geöffneter Schalenboden besteht, und andererseits dieser durch ein „metal backed“-Inlay vollständig verschlossen wird. Sie ist eine der am häufigsten nachuntersuchten zementfreien Schraubpfannenmodelle der neueren Generation. Aus diesem Grunde wurde sie als Vergleichsgruppe in unserer Studie herangezogen. Delauney et al. errechneten für diese Pfanne eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 99,1% nach 8 Jahren mit aseptischer Lockerung als Endpunkt [74]. Pieringer et al. veröffentlichten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96,9% nach 11 Jahren [75], Vervest et al. kamen auf 95,69% nach 11,5 Jahren [76]. Bei den letzten beiden Studien waren ebenfalls die aseptische Revision bzw. Lockerung als Endpunkt gewählt. Jeglicher operativer Wechsel der Pfanne wurde von Effenberger et al. als Endpunkt angegeben. Die Kaplan-Meier Analyse ergab eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 89,7% nach 13 Jahren [77]. In unserer Auswertung zeigte die Alloclassic-Schraubpfanne eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 99,2% nach 10 Jahren bei 130 primär implantierten Prothesen. Hier wurde ebenfalls jeder operative Wechsel der Pfanne als terminales Ereignis definiert. Eine Pfanne wurde aufgrund einer Infektion operativ entfernt. Eine zweite Pfanne ist von uns als radiologisch gelockert klassifiziert worden. Dadurch ergibt sich für die aseptischen Lockerungen eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100% nach 10 Jahren. Schließt man hier die radiologisch gelockerte Pfanne mit ein sinkt dieser Wert leicht auf 99,2%. Somit bestätigt unsere Studie die bisherigen hervorragenden Ergebnisse der Alloclassic-Schraubpfanne. Langzeitergebnisse anderer Schraubpfannen der neuen Generation stehen noch aus. Ob diese ähnlich guten Langzeitergebnisse wie die der Alloclassic-

Pfanne erzielen können, muss in entsprechenden Studien erst nachgewiesen werden.

Vergleicht man unsere Ergebnisse der Balgrist-Pfanne mit unseren sehr guten Ergebnissen der Alloclassic-Pfanne, so erreichen beide annähernd gleichwertige Resultate. Der Beobachtungszeitraum der Balgrist-Pfanne war 3 Jahre länger, die Überlebenswahrscheinlichkeit bei gleichem Endpunkt um 1,5% bis 2,8% geringer. Jedoch wurden von der Balgrist-Pfanne mehr als doppelt soviel implantiert und nachuntersucht. In einer an Fallzahl und Dauer vergleichbaren Studie von Effenberger et al. [76, 77] lag die Überlebensrate der Alloclassic-Pfanne 7% unter dem von uns ermittelten Wert für die Balgrist-Pfanne. Es bleibt bezüglich der Überlebenszeitanalysen festzuhalten, dass die Alloclassic-Schraubpfanne ausgezeichnete Langzeitergebnisse vorweisen kann. Demgegenüber finden sich für die Balgrist-Spreizpfanne kaum klinische Studien. Die vorhanden bescheinigen dem Pfannenmodell sehr gute Überlebenszeiten, welche in der vorliegenden Untersuchung bestätigt und übertroffen werden.

Neben den überzeugenden Eigenschaften der Pfanne hatten die implantierten Gleitpaarungen in unserer Studie ebenfalls großen Einfluss auf das Abschneiden dieses Pfannenmodells. Zum größten Teil (78%) wurde die Metasul® Gleitpaarung implantiert. Die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse sind im Allgemeinen gut [78-81]. Die erste Generation von Metall-Metall-Gleitpaarungen wurde bis in die Mitte der siebziger Jahre des letzten Jahrhunderts angewandt. Danach wurden die Metall-Polyethylen-Gleitpaarungen bevorzugt [82, 83]. Gegen diesen Trend entwickelten Weber [81] und die Firma Sulzer (Sulzer Inc., Wintherthur, Schweiz) eine Metall-Metall-Gleitpaarung, welche seit 1988 zur Verfügung steht. Metall auf Metall Gleitflächen haben einen von 20 zu 100 Mal geringeren Abrieb als die bis dahin überwiegend implantierten Metall-Polyethylen-Gleitpaarungen [84]. Dorr et al. [78] berichten über 2% aseptische Lockerungen bei 56 Prothesen mit einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 5,2 Jahren. Long et al. [85] beschreiben eine Revisionsrate von 3,7%. Hier betrug der mittlere Beobachtungszeitraum 6,5 Jahre. Aseptische Lockerungen wurden in dieser Studie nicht beschrieben. 2007 beschrieben Gröbl et al. [86] eine sehr geringe Prävalenz an Osteolysen mit dem Metasul® System. Die dortige Beobachtungszeit betrug mindestens 10 Jahre. Neben den häufig beschriebenen erhöhten Metallionenkonzentrationen berichteten Willert et al. [87] und Bauer et al. [88] über auffällige Lymphozytenaggregation im umliegenden Gewebe von

gelockerten Prothesen. Eine abschließende Aussage über das diesbezügliche Langzeitrisiko einer Metall-Metall-Gleitpaarung, insbesondere im Vergleich zu den anderen Werkstoffen wie Keramik und Polyethylen, ist jedoch nach Heisel et al [89] derzeit nicht möglich.

Ob sich die klinischen Behandlungsergebnisse der Balgrist-Spreizpfanne und der verwendeten Metall-Metall-Gleitpaarung ebenfalls mit denen der etablierten Pfannenmodelle vergleichen lassen, wurde mittels dem Harris-Hip-Score und dem Score nach Merle d'Aubigne-Postel ermittelt. Diese Erfassungsbögen setzten sich aus Patienten- und Arzteinschätzung zusammen. Der Harris-Hip-Score ist im angloamerikanischen Raum am weitesten verbreitet und nach Södermann und Malchau [63] ein hoch valider und reliabler Weg, um die klinische Situation von Patienten der Hüftendoprothetik zu evaluieren. Der Score nach Merle d'Aubigne-Postel wird überwiegend im europäischen Raum angewandt und gilt als der in der Orthopädie gebräuchlichste Score. Beide Systeme korrelieren ausgezeichnet miteinander [90].

Ricci et al. veröffentlichten im Jahr 2000 für die Harris-Galante Typ 1 Pfanne einen Wert von 95 Punkten [91] im Harris-Hip-Score. Ebenfalls mit einer hemisphärischen Press-Fit-Pfanne ermittelten 2001 Spicer et al. [92] 87,3 Punkte. Ein von uns berechneter Mittelwert von 91,0 Punkten bestätigt das gute klinische Ergebnis, welches von Hauser et al. [33] 1996 mit der Balgrist-Pfanne erzielt wurde. Dieser betrug in der genannten Studie 91,3 Punkte. Die Alloclassic-Gruppe lag mit 91,4 Punkten ebenfalls in diesem Bereich. Delaunay beschrieb für die Alloclassic-Pfanne einen Merle d'Aubigne-Postel-Score von durchschnittlich 16,9 Punkten [74]. Die beiden von uns untersuchten Pfannenmodelle erzielten 16,8 Punkte. Die dicht zusammen liegenden Werte beider Gruppen in den unterschiedlichen Scores sprechen für vergleichbare und gute Eigenschaften in klinischer Hinsicht.

Standzeiten von Implantaten hängen im Wesentlichen von deren Osteointegration ab. Es existieren spezifische radiologische Zeichen an denen man eine Aussage über die knöcherne Integration einer künstlichen Hüftpfanne treffen kann. Diese entstehen, dem Wolff'schen Gesetz [93] folgend, durch die auftretenden Kräfte und deren Um- und Weiterleitung durch das Implantat. Die im Apex entstehende Last wird an den äußeren Pfannenrand weitergeleitet. Manley et al. [25] und Moore et al. [94] beschrieben Verstärkungen der Trabekelstrukturen im superolateralen und inferomedialen Bereich ab dem zweiten postoperativen Jahr. Die Knochendichteerhöhung imponiert als knöcherner Pfeiler am superolateralen und inferomedialen

Pfannenrand. Anhand einer Finiten-Elemente-Studie zeigte Levenston et al. [95] das künstliche Pfannen die Spannungskräfte im unteren Azetabulum erhöhen, worauf es zu einer Knochenhypertrophie in diesem Bereich kommt. Durch Umleiten der Last in Richtung des Pfannenrandes treten im apikalen Areal weniger Kräfte auf. Daraus resultiert ein Knochenabbau. Wright et al. [96] beschreiben eine Verminderung der Knochendichte ab 1,2 Jahren nach Pfannenimplantation in diesem Bereich.

Ein weiterer wichtiger Parameter in der radiologischen Erfassung der Osteointegration sind Lysesäume. Diese imponieren als Aufhellung in der Pfannenumgebung. Sie sind Ausdruck einer mangelnden oder nicht vorhandenen knöchernen Einbindung des Implantates. Lysesäume sind als Indikator für eine Instabilität von zementierten und nicht zementierten Hüftpfannen gut belegt und dokumentiert. DeLee und Charnley [4] erkannten das Problem der Demarkation am Zement-Knochen Interface bereits 1962. In einer 10-jährigen Nachuntersuchung von 141 Hüftgelenken berichteten sie von Saumbildung an 69,5% der zementierten Pfannen, lediglich 9,2% zeigten eine Migration. Dorr et al. [97] definierten einen durchgehenden Saum von mindestens 2 mm als ein radiologisches Kriterium für eine bevorstehende Lockerung des Implantates. 1988 fanden Hodgkinson et al. [98], dass 94% der zementierten Pfannen die eine Demarkation von mindestens 1 mm, die sich über zwei Drittel des lateralen Bereiches erstreckten, gelockert waren. Zudem waren alle Pfannen mit einem durchgehenden 1 mm breiten Saum am gesamten Interface ebenfalls gelockert. Die unterschiedlichen Definitionen kritischer Saumbildung nach DeLee und Charnley, Dorr et al. und Hodgkinson et al. fanden häufig bei unzementierten Pfannen Verwendung [97, 99-101]. Eine progressive Saumbildung von mindestens 2 mm in allen drei Zonen nach DeLee und Charnley gilt jedoch gemeinhin als sicheres radiologisches Zeichen für eine Pfannenlockerung [30, 56-58].

In unserer Studie gab es bei der radiologischen Auswertung der Balgrist-Pfanne mit 20,2% eine große Zahl an Lysesäumen in Zone 1. Die Werte in Zone 2 und 3 waren mit 1,8% und 1,1% deutlich niedriger. Bei den Patienten mit einer Alloclassic-Pfanne waren die Werte einheitlicher. Hier traten in Zone 1 und 2 jeweils bei 2,3% und in Zone 3 bei 1,5% Saumbildung auf. Delauney et al. [23] ermittelten in einer Studie aus dem Jahr 1998 für die Alloclassic-Pfanne in Zone 1 erhöhte Werte für Lysesäume. Der prozentuale Anteil lag dort bei 4,7%, in Zone 2 und 3 jeweils 0,8%. Für den gleichen Pfannentyp ermittelten Pieringer et al. [75] 2003 erhöhte Werte für die Zone

2. Hier wiesen 15% der implantierten Pfannen Lysesäume um das Implantat auf. In Zone 1 und 3 zeigten 9,7% und 4,1% der Prothesen eine Saumbildung.

Der Grund für das gehäufte Auftreten von Lysesäumen bei dem Balgrist-Modell kann in ihrer Geometrie begründet sein. Unzementierte Press-Fit-Pfannen leiten die eingehenden Kräfte von dem zentralen Anteil des Iliums zu dem peripheren Cortex [96, 102]. Dieser Vorgang wurde bei Pfannentypen festgestellt, die eine durchgehende Schale als Grundform besitzen. Der offene Ring der Balgrist-Hüftpfanne ist anscheinend nicht in der Lage, diesen Krafttransfer zu gewährleisten. Daraus resultieren Belastungsspitzen im superomedialen Bereich. Durch das entstehende Stress-Shielding kann es dort zu einer vermehrten Bildung von Lysesäumen kommen. Der pfeilerartige Aufbau der Pfanne begünstigt diesen Effekt, da durch die geringere Oberfläche wiederum mehr punktuelle Belastungsmaxima vorhanden sind. Einen Einfluss auf die Überlebenszeit hatten die entstandenen Lysesäume nicht.

In unserer Studie traten die Lysesäume überwiegend bei steil implantierten Pfannen auf. So waren 76% der Säume in Zone 1 bei Pfannen mit einem Inklinationswinkel über 45° entstanden. Ein Grund dafür ist, dass bei großen Winkeln die eingehenden Kräfte nicht im Bereich des Pfannendoms sondern vermehrt an der Pfannenwand wirken, was wiederum den Effekt des Stress-Shieldings verstärkt. Korhonen et al. [103] wiesen den vermehrten Kontaktdruck bei großen Inklinationswinkeln mittels biomechanischer Untersuchung an UHMWPE Pfannen nach. Lewinnek [104] definierte 1978 eine sogenannte „sichere Zone“ zwischen 30° und 40° Inklination der Pfannenkomponente. Eine Studie von Udomikat et al. aus dem Jahr 2002 zeigte das Winkel über 40° einen vermehrten Abrieb zur Folge haben [30]. Bezüglich der Beweglichkeit hielten Widmer et al. [105] Winkel zwischen 40-42° für optimal. Auch Kummer et al. [106] beschrieben, dass die Rotation innerhalb 35-45° am wenigsten eingeschränkt ist. Der kritische Grenzbereich des radiologisch gemessenen Inklinationswinkels lag in dieser Studie zwischen 35° und 45°. Die von uns gemessenen Werte der implantierten Balgrist-Pfannen reichten von 33° bis 68°. Der Mittelwert betrug 49°. 28% der Pfannen lagen innerhalb des kritischen Grenzbereiches. 0,6% der Implantate waren zu flach und 71,4% zu steil implantiert worden. In der Alloclas-sic-Gruppe betrug der mittlere Winkel 44° (min 30°, max. 64°). 52,8% lagen im kritischen Grenzbereich, 13,2% darunter und 34% darüber. Bei einer vergleichbaren Studie über die Hofer-Imhof-Schraubpfanne kamen die Autoren auf einen mittleren Winkel von 47°. (min. 38°, max. 57°) [55]. Eine andere Studie über eine Press-Fit-

Pfanne mit zusätzlicher Schraubenfixation nach Revision ergab einen mittleren Inklinationswinkel von 41° (min. 22° , max. 62°) [60].

Bei allen gelockerten Implantaten der Balgrist Gruppe lag ein Inklinationswinkel von 49° oder mehr vor. Die in der Alloclassic-Gruppe als migriert klassifizierte Pfanne wies einen Winkel von 64° auf. Da in der vorliegenden Studie der PE-Abrieb nicht gemessen werden konnte, bleibt nur die Möglichkeit den Inklinationswinkel nach den genannten Ergebnissen zu interpretieren. Demnach hätte ein flacherer Winkel wohl noch bessere Ergebnisse erzielen können, da die im Verlauf gelockerten und gewechselten Prothesen zu steil implantiert wurden.

Neben Lysesäumen als spezifischer Parameter für eine fehlende knöcherne Verankerung ist die Migration von Implantaten ein deutliches Zeichen für eine unzureichende Osteointegration bzw. deren Lockerung. Bei normaler Bildbetrachtung ist die Frage ob ein Implantat gewandert ist ganz entscheidend von der Reproduzierbarkeit einer Röntgenaufnahme abhängig. Im Vergleich zu der femoralen Komponente liegt die besondere Schwierigkeit während der Beurteilung der azetabulären Komponente in den Rotations- und Projektionsunterschieden des Beckens. Als Hilfe werden geometrische Linien an anatomischen Fixpunkten herangezogen, um ein größtmögliches Maß an Reliabilität zu gewinnen.

Eine der ersten ausführlichen Anleitungen zur Migrationsanalyse am Röntgenscreen stammt von Sutherland et al. [59] aus dem Jahr 1982. Die horizontale Achse, die so genannte „SI-Line“, bestand aus einer Linie, die am untersten Rand der beiden sakroiliakal Gelenke gezogen wurde. Als Pfannenreferenzpunkt wurde der Hüftkopfmittelpunkt gewählt. Bei Nunn et al. wurde ebenfalls der Hüftkopfmittelpunkt als Referenzpunkt für die Pfanne gewählt [57]. Die horizontale Achse hingegen entstand durch Verbindung der Unterränder beider Tränenfiguren. Effenberger et al. entwickelten 1997 ein eigenes System zur Migrationsmessung [55]. Die horizontale Achse wurde als Tangente unter den Foramina Obturatoria gelegt. Zudem wurde die Migration direkt an der Pfanne gemessen.

Es standen somit drei manuelle Messverfahren zur Verfügung. Zu Beginn der vorliegenden Untersuchung wurde daher ein Probedurchgang mit jeweils 20 Serien angefertigt, um so das beste Verfahren zu ermitteln.

Migrationsmessungen direkt an der Pfanne erwiesen sich dabei als ungenau, denn bei großer rotatorischer Komponente war der Pfannenboden nicht eindeutig zu

bestimmen. Hinzu kommt das diskontinuierliche röntgenologische Erscheinungsbild der Balgrist-Pfanne, welches das Auffinden des Pfannengrundes zusätzlich erschwerte. Im Vergleich zu dem Pfannenboden stellte sich der Hüftkopf in der Regel gut dar. Sein Mittelpunkt ist leicht zu bestimmen und war als Markierung für die Pfanne am zweckmäßigsten. Die Köhler'schen Tränenfigur als Orientierungspunkt zum Legen der horizontalen Referenz erwies sich ebenfalls als ungeeignet. Bei unzureichender Qualität der Röntgenbilder oder bei beidseitiger endoprothetischer Versorgung stellte diese sich häufig nicht ausreichend dar. Geeigneter war dagegen der Unterrand der Foramina Obturatoria. Dieser war auch bei schlechter Röntgenbildqualität auffindbar. Insgesamt wurden so über 1700 Röntgenbilder ausgewertet. Die angewandte Methode erwies sich aufgrund des geringen Aufwandes als praktikabel und war zudem sicher, schnell und reproduzierbar.

Neben den vorgestellten manuellen Messmethoden existieren auch apparative Untersuchungsmethoden zur Migrationsanalyse. Es handelt sich dabei zum einen um die von Selvik 1974 [107] eingeführte Röntgenstereometrie (RSA), zum anderen um die 1995 vorgestellte Einbildröntgen-Analyse [108]. Die RSA ist derzeit das genaueste Verfahren. Der Messfehler liegt bei 0,1 bis 0,4 mm. Es werden zwei Röntgenbilder aus verschiedenen Positionen angefertigt. Vorher implantierte Metallmarken können nun im Verlauf kontrolliert werden. Routineaufnahmen von Nachuntersuchungen können nicht für eine retrospektive Analyse dieser Art genutzt werden. Weiterhin werden mit den Metallmarken zusätzliche Fremdkörper in den Patienten eingebracht. Die Präzision der Messung hängt außerdem im großen Maße davon ab, wo die Marken implantiert werden [109, 110]. Üblicherweise werden hierfür Tantal-kugeln verwendet, die im Laufe der Zeit im Knochen zu wandern beginnen. Die Messgenauigkeit geht zurück [111]. Aufgrund des großen organisatorischen und finanziellen Aufwandes sollte diese Analysemethode lediglich bei Studien mit einer limitierten Anzahl von Patienten zur Anwendung kommen [112, 113].

Bei der Einbildröntgen-Analyse verwendet man digitalisierte Standardröntgenbilder. Der Benutzer muss am Computer festgelegte Punkte auf ein digitalisiertes Röntgenbild übertragen. Aus diesen Koordinaten errechnet der Computer den Implantatmittelpunkt und seinen relativen Abstand zu einem vordefinierten Koordinatensystem unter Berücksichtigung der Projektionsunterschiede und Vergrößerungsfaktoren. Für eine Analyse mittels EBRA werden mindestens 5 Röntgenbilder benötigt [114]. Bilder mit zu großen Projektionsunterschieden können für diese Methode nicht verwendet

werden. Aufgrund der Rotations- und Projektionsunterschiede im Becken tritt diese Problematik vermehrt bei der Migrationsmessung der Pfanne auf [115]. Die EBRA ist weniger zeitintensiv als die RSA. Eine retrospektive Nutzung ist in Kombination mit einem Röntgenbild-Scanner möglich. Der mögliche Messfehler liegt bei 0,7 - 1mm.

Beide Methoden sind kostspielig und mit einem großen organisatorischen Aufwand verbunden. Die klinische Relevanz beider Methoden muss daher als gering eingestuft werden. Demgegenüber haben die direkten manuellen Auswertungen am Röntgenscreen deutliche Vorteile. Sie sind schnell durchführbar und in ihrem finanziellen Aufwand sehr gering. Der Messfehler dieser Analysemethoden liegt bei 2-3 mm [57, 59, 115]. Sie sind im großen Maße von der Qualität der Röntgenbilder abhängig. Deshalb ist ein Qualitätsstandard bei deren Erstellung zu fordern. Für unsere Analysemethoden sind Beckenübersichtsaufnahmen zu bevorzugen. Trotz großer Projektionsunterschiede kann darin eine Messung des Inklinationswinkels erfolgen. Wird diese Methode im Rahmen von regelmäßigen Nachuntersuchungen durchgeführt, ist sie gut geeignet, frühzeitig Pfannenlockerungen und Migrationen zu erkennen. Zudem stellt sie ein probates Mittel zur Qualitätssicherung in der Hüftendoprothetik dar.

Fazit

Die Balgrist-Hüftpfanne und ihr zugrundeliegendes Prinzip findet im Vergleich zu anderen zementfreien Pfannenmodellen bisher kaum Anwendung. Die bisherigen Auswertungen zeigen jedoch keine Defizite dieses Systems auf. Die von uns durchgeführte Studie bescheinigt dem Pfannenmodell ausgezeichnete Langzeitergebnisse. Die lokal vermehrte Saumbildung, wie sie in dieser Untersuchung ermittelt wurde, hatte keinen Einfluss auf die Überlebensdauer der Pfanne. Vielmehr scheint sie Ausdruck ihres einmaligen Designs zu sein, welches intraoperativ große Vorteile bietet. Zum einen wird die Positionierung der Pfanne im vorbereiteten Pfannenbett erleichtert. Zum anderen kann der Weichteilschaden sowohl bei Präparation als auch beim Einbringen minimiert werden. Da minimalinvasive Techniken auch in der Hüftendoprothetik vermehrt gefordert werden, bietet sich hier mit der Balgrist-Hüftpfanne eine sehr attraktive Alternative. Der von uns als Vergleichsgruppe mit untersuchten Alloclassic-Schraubpfanne wurden bereits mehrfach in der Literatur gute bis sehr gute Langzeiteigenschaften bescheinigt. Diese konnten bestätigt werden. Auf lange Sicht scheinen die beiden von uns untersuchten Pfannenmodelle ebenbürtig. Im Rahmen von Langzeitstudien zur Ermittlung von wahrscheinlichen

Überlebenszeiten werden radiologische Migrationsanalysen durchgeführt. Dabei ist die von uns angewandte manuelle Messmethode im Vergleich zu den technisch aufwendigen apparativen Methoden RSA und EBRA wesentlich schneller und kostengünstiger durchzuführen. Sie kann als probate Evaluierungsmethode im Rahmen der Qualitätssicherung zur Verlaufskontrolle nach Hüftpfannenimplantationen eingesetzt werden. Darüber hinaus können in der klinischen Routine mit ihrer Hilfe frühzeitig Pfannenlockerungen und Migrationen erkannt werden.

6 Zusammenfassung

Das Press-Fit-Verankerungsprinzip der Balgrist-Pfanne (Allo Pro, Baar, Schweiz) wird realisiert mit einer äußeren Titanspreizhülse und einem metal-backed Inlay. Anhand einer klinischen und radiologischen Langzeitanalyse sollen Ergebnisse und Konzept der zementfreien Balgrist-Spreizpfanne im Vergleich zur Alloclassic-Schraubpfanne (Zimmer-GmbH, Winterthur, Schweiz) analysiert und einer abschließenden Beurteilung unterzogen werden.

Im Zeitraum zwischen 1993 und 2003 wurden 277 Balgrist-Spreizpfannen und zwischen 1994 und 2000 130 Alloclassic-Schraubpfannen konsekutiv bei 364 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 54,6 respektive 51,9 Jahren bei gleichem Indikationsspektrum implantiert. Die klinische Untersuchung folgte den Kriterien des Harris-Hip-Scores. Die radiologische Untersuchung beinhaltete eine manuelle Migrationsmessung in Anlehnung an Sutherland et al., Nunn et al. und Effenberger et al.. Das Auftreten von Saumbildungen wurde nach DeLee und Charnley registriert. Für die Ermittlung der jeweiligen Standzeit wurde die Kaplan-Meier- und die life-table Methode herangezogen.

Neben vier aseptisch gelockerten (1,4%) wurden weitere fünf Balgrist-Pfannen (1,8%) aufgrund einer Infektion und eine (0,8%) wegen unklarer Schmerzzustände gewechselt. Drei Balgrist-Pfannen (1,1%) zeigten eine Migration >2mm. In der Alloclassic-Gruppe wurde eine Pfanne (0,8 %) als migriert gewertet, eine Pfanne (0,8%) wurde aufgrund einer periprothetischen Infektion gewechselt. Wählt man zur Berechnung der Standzeit die aseptische Lockerung und radiologische Migration als Endpunkt, so erzielt die Balgrist-Pfanne eine kumulative Überlebenszeit von 97,3%% für 13 Jahre, die Alloclassic-Pfanne eine 10-Jahres-Überlebensrate von 99,2%. Verglichen mit der Alloclassic-Pfanne fanden sich in der Balgrist-Gruppe vermehrt Lysesäume der Zone 1 nach DeLee und Charnley ($p < 0,001$), wobei ein daraus resultierender Einfluss auf Standzeit oder klinischem Ergebnis nicht feststellbar war. Beide Pfannen erzielten gute bis sehr gute klinische Resultate im HHS (91 Punkte).

Die Langzeitanalyse der Balgrist-Pfanne konnte zeigen, dass das Konzept der nachspannenden, konischen Spreizpfanne, neben guten bis sehr guten klinischen Ergebnissen, exzellente Langzeitüberlebensraten erzielt. Mit ihr können vergleichbar gute Resultate wie mit der Alloclassic-Schraubpfanne erzielt werden.

Die von uns angewandte manuelle Migrationsmessung ist ein im klinischen Alltag probates Mittel zur Qualitätssicherung und Früherkennung von Pfannenlockerungen sowie Migrationen.

The pressfit fixation of the conical Balgrist expansion cup (Allo Pro, Baar, Schweiz) is realized by the help of a (titanium alloy) split ring and a metal backed inlay. The results and fixation principles of the cement free Balgrist hip socket are to be analysed within a clinical and radiological long time study and compared with those of the conical Zweymüller-Alloclassic CFS (Zimmer-GmbH, Winterthur, Schweiz) screw cup for a concluding evaluation.

Between 1993 and 2003 277 Balgrist hip sockets and between 1994 and 2000 130 Alloclassic-Zweymüller screw cups were performed consecutively in 364 patients considering similar indications with an average age of 54.6 years and 51.9 years respectively. The clinical investigation was carried out with the Harris Hip Score (HHS). Radiological evaluation contained a manual migration analysis according to Sutherland et al., Nunn et al. und Effenberger et al.; radiolucent lines were registered according to the zones of DeLee and Charnley. The survival rate of both cups was calculated on the basis of the Kaplan-Meier and the life-table analyses.

Besides four (1.4%) aseptic loosening five Balgrist cups (1.8%) had to be replaced because of infection and another one (0.8%) because of persisting pain. Three Balgrist sockets (1.1%) showed a migration > 2 mm. In the Alloclassic group one cup (0.8%) was considered as being migrated, another cup (0.8%) had to be replaced due to infection. Considering aseptic loosening and radiological migration as an end point the cumulative survival of the Balgrist cup at 13 years was 97.3%, that of the Zweymüller-Alloclassic cup at 10 years was 99.2%. In comparison with the Alloclassic group, the Balgrist hip sockets showed increased radiolucent lines of zone 1 ($p < 0.001$), without any effects on the survival time nor the clinical result however. Both cups resulted in good to excellent clinical results in the HHS (91 points).

The longtime analysis of the Balgrist hip socket could prove that the concept of the retightening, conical expansion cup leads to good clinical results and performs excellent long-term survival rates. The good results obtained by the aid of this concept are comparable to those of the Alloclassic screwing cup.

Our applied manual migration measurement is a proven technique in the clinical daily routine ensuring quality standards and an early diagnosis of socket loosening and migration.

7 Literatur

1. A.H. Huggler und A. Schreiber, *Alloarthroplastik des Hüftgelenkes. 21 Tabellen.* 2. Edition, überarbeitet und erweitert. 1978, Stuttgart: Thieme. IX, 164.
2. A.F. Brooker, J.W. Bowerman, R.A. Robinson und L.H. Riley, Jr., *Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification.* J Bone Joint Surg Am, 1973. **55**(8): S. 1629-32.
3. P.A. Ring, *Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis.* J Bone Joint Surg Br, 1968. **50**(4): S. 720-31.
4. J.G. DeLee und J. Charnley, *Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.* Clin Orthop Relat Res, 1976(121): S. 20-32.
5. M. Ungethüm und W. Blomer, *Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik.* Orthopäde, 1987. **16**(3): S. 170-84.
6. H.C. Amstutz und P. Grigoris, *Metal on metal bearings in hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): S. 11-34.
7. S.J. Breusch, P.R. Aldinger, M. Thomsen, M. Lukoschek, und V. Ewerbeck, *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil II: Pfannenkomponente.* Unfallchirurg, 2000. **103**(12): S. 1017-31.
8. H. Effenberger, M. Imhof, J. Richolt und S. Rehart, *Zementfreie Hüftpfannen. Aktueller Stand.* Orthopäde, 2004. **33**(6): S. 733-50; quiz 751.
9. B. Roth, *Von quälenden Schmerzen an Hüfte und Knie befreit,* in *Frankfurter Allgemeine Zeitung.* 2007: Frankfurt am Main. S. 47.
10. H.G. Willert, Semlitsch, M., *Was lernen wir aus 30 Jahren Erfahrung mit dem künstlichen Gelenkersatz?* . Morscher, E.W. (Hrsg.) : Endoprothetik Springer Verlag, 1995.
11. H.A.C. Jacob und B. Hilfiger, *Die nachspannende Balgrist-Hüftpfanne für zementlose Fixation--Entwicklungsgeschichte und bisherige klinische Erfahrungen.* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1990. **128**(3): S. 254-61.
12. R. Schneider, *Die Totalprothese der Hüfte.* 2., vollst. überarb. u. erw. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie ; 24. 1987, Bern u.a.: Huber. 336.
13. K.H. Widmer, B. Zurfluh und E.W. Morscher, *Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets.* J Arthroplasty, 2002. **17**(7): S. 926-35.
14. R. Ganz, S.M. Perren und A. Ruter, *Mechanische Induktion der Knochenresorption.* Fortschr Kiefer Gesichtschir, 1975. **19**: S. 45-8.
15. C.R. Bragdon, M. Jasty, M. Greene, H.E. Rubash, und W.H. Harris, *Biologic fixation of total hip implants. Insights gained from a series of canine studies.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A Suppl 2**: S. 105-17.
16. E.W. Morscher, *Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1992(274): S. 172-93.
17. H. Malchau, P. Herberts, Y.X. Wang, J. Karrholm, und B. Romanus, *Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study.* J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(6): S. 884-91.
18. P.R. Aldinger, M. Thomsen, M. Lukoschek, H. Mau, V. Ewerbeck, und S.J. Breusch, *Long-term fate of uncemented, threaded acetabular components with smooth surface treatment: minimum 10-year follow-up of two different designs.* Arch Orthop Trauma Surg, 2004. **124**(7): S. 469-75.
19. W.N. Capello, R.A. Colyer, C.B. Kernek, J.V. Carnahan, und J.J. Hess, *Failure of the Mecron screw-in ring.* J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(5): S. 835-6.
20. O.M. Mahoney und J.H. Dimon, 3rd, *Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis.* J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(5): S. 663-71.

21. M.A. Yahiro, J.B. Gantenberg, R. Nelson, H.T. Lu, und N.K. Mishra, *Comparison of the results of cemented, porous-ingrowth, and threaded acetabular cup fixation. A meta-analysis of the orthopaedic literature.* J Arthroplasty, 1995. **10**(3): S. 339-50.
22. H.G. Simank, D.R. Brocai, D. Reiser, M. Thomsen, D. Sabo, und M. Lukoschek, *Middle-term results of threaded acetabular cups. High failure rates five years after surgery.* J Bone Joint Surg Br, 1997. **79**(3): S. 366-70.
23. C.P. Delaunay und A.I. Kapandji, *Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups. 382 consecutive primary Zweymuller cups followed for 0.2-12 years.* Acta Orthop Scand, 1998. **69**(4): S. 379-83.
24. J.A. Epinette, M.T. Manley, J.A. D'Antonio, A.A. Edidin, und W.N. Capello, *A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature.* J Arthroplasty, 2003. **18**(2): S. 140-8.
25. M.T. Manley, W.N. Capello, J.A. D'Antonio, A.A. Edidin, und R.G. Geesink, *Fixation of acetabular cups without cement in total hip arthroplasty. A comparison of three different implant surfaces at a minimum duration of follow-up of five years.* J Bone Joint Surg Am, 1998. **80**(8): S. 1175-85.
26. K. Kaneko, Y. Inoue, Y. Yanagihara, S. Uta, A. Mogami, und H. Iwase, *The initial fixation of the press-fit acetabular shell--clinical observation and experimental study.* Arch Orthop Trauma Surg, 2000. **120**(5-6): S. 323-5.
27. D.C. Markel, N. Hora und M. Grimm, *Press-fit stability of uncemented hemispheric acetabular components: a comparison of three porous coating systems.* Int Orthop, 2002. **26**(2): S. 72-5.
28. K.H. Widmer, B. Zurfluh und E.W. Morscher, *Kontaktfläche und Druckbelastung im Implantat-Knochen-Interface bei Press-Fit-Hüftpfannen im Vergleich zum natürlichen Hüftgelenk.* Orthopäde, 1997. **26**(2): S. 181-9.
29. L.M. Kwong, D.O. O'Connor, R.C. Sedlacek, R.J. Krushell, W.J. Maloney, und W.H. Harris, *A quantitative in vitro assessment of fit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component.* J Arthroplasty, 1994. **9**(2): S. 163-70.
30. P. Udomkiat, L.D. Dorr und Z. Wan, *Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-year follow-up.* J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A**(7): S. 1195-200.
31. E. Morscher, B. Berli, W. Jockers und R. Schenk, *Rationale of a flexible press fit cup in total hip replacement. 5-year followup in 280 procedures.* Clin Orthop Relat Res, 1997(341): S. 42-50.
32. B. Hilfiker, A. Schreiber, H.A. Jacob und S. Kern, *Erfahrungen mit der zementfreien, selbst nachspannenden konischen Hüftpfanne "Balgrist"--März 1982 bis September 1988.* Schweiz Rundsch Med Prax, 1989. **78**(31-32): S. 834-9.
33. R. Hauser, H.A. Jacob und A. Schreiber, *The Balgrist hip socket for fixation without cement: analysis of 387 primary total hip replacements.* Bull Hosp Jt Dis, 1996. **54**(3): S. 180-5.
34. B. Echtler, H.A. Jacob, M. Houweling und O. Hersche, *8-year survivorship analysis and subjective results of 687 primary Balgrist hip sockets.* Acta Orthop Belg, 1999. **65**(3): S. 346-56.
35. R. Hauser, H.A. Jacob, S. Kern und A. Schreiber, *Die Balgrist Hüftpfanne--Eine 4- bis 10-Jahres Überlebenszeitanalyse von zementfreien Hüftpfannen.* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1993. **131**(6): S. 585-93.
36. R. Hauser, H.A. Jacob und A. Schreiber, *The Balgrist hip socket for cementless fixation in primary total hip replacements and in acetabular revisions.* Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 1994. **61**(1): S. 17-9.

37. R. Hauser, *Die Balgrist-Pfanne in der zementfreien Endoprothetik von Dysplasiecoxarthrosen und von anderen Acetabulumdefekten*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1991. **129**(2): S. 183-7.
38. H. Effenberger, J. Koebke, R. Wilke, J. Hautmann, U. Witzel, M. Imhof, und J. Richolt, *Acetabulumform und zementfreie Hüftpfannen. Vergleich von Arthroscacetabula mit Implantatformen*. Orthopäde, 2004. **33**(9): S. 1042-50.
39. O. Reikeras und R.B. Gunderson, *Failure of HA coating on a gritblasted acetabular cup: 155 patients followed for 7-10 years*. Acta Orthop Scand, 2002. **73**(1): S. 104-8.
40. J. Charnley, *Low friction arthroplasty of the hip. theory and practice*. 1979, Berlin u.a.: Springer. XII, 376.
41. S.J. Breusch, R. Berghof, U. Schneider, G. Weiss, H.G. Simank, M. Lukoschek, und V. Ewerbeck, *Der Stand der Zementiertechnik bei Hüfttotalendoprothesen in Deutschland*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1999. **137**(2): S. 101-7.
42. I. Onsten, A.S. Carlsson und J. Besjakov, *Wear in uncemented porous and cemented polyethylene sockets: a randomised, radiostereometric study*. J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(2): S. 345-50.
43. P. Campbell, F.W. Shen und H. McKellop, *Biologic and tribologic considerations of alternative bearing surfaces*. Clin Orthop Relat Res, 2004(418): S. 98-111.
44. M. Schmidt, H. Weber und R. Schon, *Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): S. S35-47.
45. J.H. Dumbleton und M.T. Manley, *Metal-on-Metal total hip replacement: what does the literature say?* J Arthroplasty, 2005. **20**(2): S. 174-88.
46. M. Silva, K.H. Lee, C. Heisel, M.A. Dela Rosa, und T.P. Schmalzried, *The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(1): S. 40-6.
47. J.A. Urban, K.L. Garvin, C.K. Boese, L. Bryson, D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, und R.K. Miller, *Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(11): S. 1688-94.
48. J.J. Yoo, Y.M. Kim, K.S. Yoon, K.H. Koo, W.S. Song, und H.J. Kim, *Alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A five-year minimum follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(3): S. 530-5.
49. M. Semlitsch, M. Lehmann, H. Weber, E. Doerre, und H.G. Willert, *New prospects for a prolonged functional life-span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene/aluminium oxide ceramin/metal*. J Biomed Mater Res, 1977. **11**(4): S. 537-52.
50. E.W. Fritsch und M. Gleitz, *Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1996(328): S. 129-36.
51. Y.C. Ha, S.Y. Kim, H.J. Kim, J.J. Yoo, und K.H. Koo, *Ceramic liner fracture after cementless alumina-on-alumina total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **458**: S. 106-10.
52. M. Hamadouche und L. Sedel, *Ceramics in orthopaedics*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): S. 1095-9.
53. M. Thomsen und G. Willmann, *Keramische Gleitpaarungen in der Orthopädie*. Orthopäde, 2003. **32**(1): S. 11-6.
54. H.A.C. Jacob, A. Schreiber und A. Papandreou, *Die BALGRIST nachspannende Hüftpfanne für zementlose Fixation - ein neues Konzept*. Der alloplastische Ersatz der Hüftpfanne; Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenfor-

- schung 8. Münchner Symposium für experimentelle Orthopädie, ed. H.J. Reffior, M.H. Hackenbroch, und C.J. Wirth. 1986: Thieme.
55. H. Effenberger, M. Weber, U. Dorn und H. Hofer, *Röntgenkriterien und radiologische Ergebnisse der Hofer-Imhof (H-I)-Schraubpfanne bei Erstimplantation*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1997. **135**(5): S. 434-43.
56. W.H. Harris und B.L. Penenberg, *Further follow-up on socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement. A minimum ten-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 1987. **69**(8): S. 1140-3.
57. D. Nunn, M.A. Freeman, P.F. Hill und S.J. Evans, *The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses*. J Bone Joint Surg Br, 1989. **71**(4): S. 629-31.
58. T. Nishii, N. Sugano, T. Sakai, K. Haraguchi, K. Ohzono, und H. Yoshikawa, *Osteoblastic response to osteoarthritis of the hip does not predict outcome of cementless cup fixation: 79 patients followed for 5-11 years*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(4): S. 343-7.
59. C.J. Sutherland, A.H. Wilde, L.S. Borden und K.E. Marks, *A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(7): S. 970-82.
60. D.E. Padgett, L. Kull, A. Rosenberg, D.R. Sumner, und J.O. Galante, *Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. Three to six-year follow-up*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(5): S. 663-73.
61. W.H. Harris, *Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation*. J Bone Joint Surg Am, 1969. **51**(4): S. 737-55.
62. R.M. D'Aubigne und M. Postel, *Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis*. J Bone Joint Surg Am, 1954. **36-A**(3): S. 451-75.
63. P. Soderman und H. Malchau, *Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?* Clin Orthop Relat Res, 2001(384): S. 189-97.
64. Z. Rozkydal, P. Janicek und Z. Smid, *Total hip replacement with the CLS expansion shell and a structural femoral head autograft for patients with congenital hip disease*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(4): S. 801-7.
65. D. Kendoff, C. Strobel, C. Krettek und T. Gerich, *13-Jahres-Ergebnisse der CLS-Spreizpfanne in der primären Hüftendoprothetik*. Unfallchirurg, 2006. **109**(6): S. 457-462.
66. O. Cech, V. Dzupa und F. Svatos, *The uncemented cup of the CLS Spotorno joint endoprosthesis--5-years' results*. Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2001. **68**(1): S. 10-7.
67. S.A. Ender, A. Machner, G. Pap, H. Grasshoff, und H.W. Neumann, *Langzeitergebnisse der Harris-Galante Press-fit-Pfanne*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. **143**(3): S. 348-54.
68. G.S. Tompkins, J.J. Jacobs, L.R. Kull, A.G. Rosenberg, und J.O. Galante, *Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. Seven-to-ten-year results*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(2): S. 169-76.
69. G.P. Grobler, I.D. Learmonth, B.P. Bernstein und B.J. Dower, *Ten-year results of a press-fit, porous-coated acetabular component*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(6): S. 786-9.
70. J.M. Wilkinson, A. Gordon und I. Stockley, *Experiences with the Plasmacup--early stability, wear, remodelling, and outcome*. Int Orthop, 2003. **27 Suppl 1**: S. S16-9.
71. P. Grant und L. Nordsletten, *Total hip arthroplasty with the Lord prosthesis. A long-term follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(12): S. 2636-41.

72. T. Kubo, S. Inoue, T. Maeda, Y. Arai, K. Hirakawa, Y. Wu, H. Suehara, T. Ogura, und Y. Hirasawa, *Cementless Lord total hip arthroplasty: cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(6): S. 585-90.
73. B. Fink, M. Protzen, N. Hansen-Algenstaedt, J. Berger, und W. Ruther, *High migration rate of two types of threaded acetabular cups*. Arch Orthop Trauma Surg, 2004. **124**(1): S. 17-25.
74. C. Delaunay, C. Cazeau und A.I. Kapandji, *Cementless primary total hip replacement. Four to eight year results with the Zweymuller-Alloclassic prosthesis*. Int Orthop, 1998. **22**(1): S. 1-5.
75. H. Pieringer, V. Auersperg, W. Griessler und N. Bohler, *Long-term results with the cementless Alloclassic brand hip arthroplasty system*. J Arthroplasty, 2003. **18**(3): S. 321-8.
76. T.M. Vervest, P.G. Anderson, F. Van Hout, F.H. Wapstra, R.T. Louwerse, und J.W. Koetsier, *Ten to twelve-year results with the Zweymuller cementless total hip prosthesis*. J Arthroplasty, 2005. **20**(3): S. 362-8.
77. H. Effenberger, T. Ramsauer, U. Dorn und M. Imhof, *Factors influencing the revision rate of Zweymueller acetabular cup*. Int Orthop, 2004. **28**(3): S. 155-8.
78. L.D. Dorr, Z. Wan, D.B. Longjohn, B. Dubois, und R. Murken, *Total hip arthroplasty with use of the Metasul metal-on-metal articulation. Four to seven-year results*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(6): S. 789-98.
79. K.R. Hilton, L.D. Dorr, Z. Wan und E.J. McPherson, *Contemporary total hip replacement with metal on metal articulation*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): S. S99-105.
80. M. Wagner und H. Wagner, *Medium-term results of a modern metal-on-metal system in total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2000(379): S. 123-33.
81. B.G. Weber, *Experience with the Metasul total hip bearing system*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): S. S69-77.
82. J. Charnley, *Total hip replacement by low-friction arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1970. **72**: S. 7-21.
83. J. Charnley, *The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention*. J Bone Joint Surg Br, 1972. **54**(1): S. 61-76.
84. M. Silva, C. Heisel und T.P. Schmalzried, *Metal-on-metal total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2005(430): S. 53-61.
85. W.T. Long, L.D. Dorr und V. Gendelman, *An American experience with metal-on-metal total hip arthroplasties: a 7-year follow-up study*. J Arthroplasty, 2004. **19**(8 Suppl 3): S. 29-34.
86. A. Gröbl, M. Marker, W. Brodner, A. Giurea, G. Heinze, V. Meisinger, H. Zehetgruber, und R. Kotz, *Long-term follow-up of metal-on-metal total hip replacement*. J Orthop Res, 2007. **25**(7): S. 841-8.
87. H.G. Willert, G.H. Buchhorn, A. Fayyazi, R. Flury, M. Windler, G. Koster, und C.H. Lohmann, *Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(1): S. 28-36.
88. W. Baur, W. Honle, H.G. Willert und A. Schuh, *Pathologische Veränderungen im umgebenden Gewebe von revidierten Metall-Metall-Gleitpaarungen*. Orthopäde, 2005. **34**(3): S. 225-6, 228-33.
89. C. Heisel, M. Thomsen, E. Jakubowitz und J.P. Kretzer, *Partikelfreisetzung bei Metall-Metall-Gleitpaarungen. Eine Risikoanalyse*. Orthopäde, 2008. **37**(7): S. 644-9.
90. S. Ovre, L. Sandvik, J.E. Madsen und O. Roise, *Comparison of distribution, agreement and correlation between the original and modified Merle d'Aubigne-*

- Postel Score and the Harris Hip Score after acetabular fracture treatment: moderate agreement, high ceiling effect and excellent correlation in 450 patients.* Acta Orthop, 2005. **76**(6): S. 796-802.
91. W.M. Ricci, G.H. Westrich, M. Lorei, J.F. Cazzarelli, P.M. Pellicci, T.P. Sculco, und P.D. Wilson, Jr., *Primary total hip replacement with a noncemented acetabular component: minimum 5-year clinical follow-up.* J Arthroplasty, 2000. **15**(2): S. 146-52.
 92. D.D. Spicer, L.A. Schaper, D.L. Pomeroy, W.E. Badenhansen, Jr., J.I. Curry, K.E. Suthers, und M.W. Smith, *Cementless cup fixation in total hip arthroplasty after 5-8 years.* Int Orthop, 2001. **25**(5): S. 286-9.
 93. J. Wolff, *Über die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachsthum.* Virchows Arch., 1870. **50**: S. 389-450.
 94. M.S. Moore, J.P. McAuley, A.M. Young und C.A. Engh, Sr., *Radiographic signs of osseointegration in porous-coated acetabular components.* Clin Orthop Relat Res, 2006. **444**: S. 176-83.
 95. M.E. Levenston, G.S. Beaupre, D.J. Schurman und D.R. Carter, *Computer simulations of stress-related bone remodeling around noncemented acetabular components.* J Arthroplasty, 1993. **8**(6): S. 595-605.
 96. J.M. Wright, P.M. Pellicci, E.A. Salvati, B. Ghelman, M.M. Roberts, und J.L. Koh, *Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography.* J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(4): S. 529-36.
 97. L.D. Dorr, G.K. Takei und J.P. Conaty, *Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old.* J Bone Joint Surg Am, 1983. **65**(4): S. 474-9.
 98. J.P. Hodgkinson, P. Shelley und B.M. Wroblewski, *The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties.* Clin Orthop Relat Res, 1988(228): S. 105-9.
 99. L.D. Dorr, C.O. Bechtol, R.G. Watkins und Z. Wan, *Radiographic anatomic structure of the arthritic acetabulum and its influence on total hip arthroplasty.* J Arthroplasty, 2000. **15**(7): S. 890-900.
 100. W.H. Harris und R.E. White, Jr., *Socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement. A minimum five-year follow-up.* J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(5): S. 745-8.
 101. C.G. Mohler, L.R. Kull, J.M. Martell, A.G. Rosenberg, und J.O. Galante, *Total hip replacement with insertion of an acetabular component without cement and a femoral component with cement. Four to seven-year results.* J Bone Joint Surg Am, 1995. **77**(1): S. 86-96.
 102. L. Mueller, M. Voelk, A. Kress, R. Pitto, und R. Schmidt, *An ABJS Best Paper: A 3-year Followup.* Clin Orthop Relat Res, 2007(463): S. 213-220.
 103. R.K. Korhonen, A. Koistinen, Y.T. Konttinen, S.S. Santavirta, und R. Lappalainen, *The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups--finite element simulations and experimental tests.* Biomed Eng Online, 2005. **4**(1): S. 32.
 104. G.E. Lewinnek, J.L. Lewis, R. Tarr, C.L. Compere, und J.R. Zimmerman, *Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.* J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(2): S. 217-20.
 105. K.H. Widmer und B. Zurfluh, *Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion.* J Orthop Res, 2004. **22**(4): S. 815-21.
 106. F.J. Kummer, S. Shah, S. Iyer und P.E. DiCesare, *The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation.* J Arthroplasty, 1999. **14**(4): S. 509-13.

107. G. Selvik, *Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system*. Acta Orthop Scand Suppl, 1989. **232**: S. 1-51.
108. M. Krismer, R. Bauer, J. Tschupik und P. Mayrhofer, *EBRA: a method to measure migration of acetabular components*. J Biomech, 1995. **28**(10): S. 1225-36.
109. C.R. Bragdon, D.M. Estok, H. Malchau, J. Karrholm, X. Yuan, R. Bourne, J. Veldhoven, und W.H. Harris, *Comparison of two digital radiostereometric analysis methods in the determination of femoral head penetration in a total hip replacement phantom*. J Orthop Res, 2004. **22**(3): S. 659-64.
110. H. Malchau, J. Karrholm, Y.X. Wang und P. Herberts, *Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients*. Acta Orthop Scand, 1995. **66**(5): S. 418-24.
111. M. Krismer, J.P. Tschupik, R. Bauer, P. Mayrhofer, B. Stockl, M. Fischer, und R. Biedermann, *Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen*. Orthopäde, 1997. **26**(3): S. 229-36.
112. T. Ilchmann, *Radiographic assessment of cup migration and wear after hip replacement*. Acta Orthop Scand Suppl, 1997. **276**: S. 1-26.
113. R. Lemaire und A. Rodriguez, *Radiological study of the migration of prosthetic implants following hip arthroplasty*. Acta Orthop Belg, 1996. **62 Suppl 1**: S. 124-31.
114. M. Krismer, J.P. Tschupik, R. Bauer, P. Mayrhofer, B. Stockl, M. Fischer, und R. Biedermann, *Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung von Migration von Hüftendoprothesen*. Orthopäde, 1997. **26**: S. 229-236.
115. N.J. Phillips, I. Stockley und J.M. Wilkinson, *Direct plain radiographic methods versus EBRA-Digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2002. **17**(7): S. 917-25.

8 Erklärung

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der "Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis" niedergelegt sind, eingehalten.

9 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. H. Stürz für die freundliche Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank geht an meinen Betreuer Herrn Dr. med. B. Ishaque. Seine Betreuung zeichnete sich durch eine umfassende Beratung, schnelle Problemlösungen und ständige Verfügbarkeit aus.

Meinen lieben Eltern danke ich für die fortwährende Unterstützung während des gesamten Studiums.