

1 Einleitung

Der endoprothetische Hüftgelenkersatz gilt als einer der größten Fortschritte in der orthopädischen Chirurgie des letzten Jahrhunderts. Seit der Einführung dieses Verfahrens, vor über 40 Jahren, sind weltweit mehr als 6 Mio. Eingriffe durchgeführt worden²⁴. In Deutschland allein werden derzeit jährlich mehr als 150000 Hüftgelenksendoprothesen implantiert⁸³.

In England wird die Prävalenz und Inzidenz von Erkrankungen des Hüftgelenkes im Alter von 35 – 85 Jahren, die einen operativen Eingriff notwendig werden lassen, auf 15 pro 1000 Einwohner geschätzt⁵².

Vor dem Hintergrund der zunehmenden Lebenserwartung ist auch mit einem steigenden Bedarf an notwendigen Hüftgelenksendoprothesen zu rechnen¹¹⁵. In der Altersgruppe der über 60 jährigen erkranken ca. 4 % der Männer und ca. 6 % der Frauen an einer Arthrose des Hüftgelenkes⁸⁰. Nach radiologischen Kriterien bewertet, findet sich bei ca. 15 % der über 65 jährigen eine Osteoarthrose des Hüftgelenkes^{150, 78, 165}. Bei dieser Entwicklung ist auch an den enormen volkswirtschaftlichen und gesundheits-politischen Aspekt zu denken. Die Implantation einer Hüftendoprothese mit anschließendem stationären Aufenthalt belief sich 1999 auf ca. 18660 DM¹²⁰.

Das Ziel der Implantation eines Hüftgelenkersatzes, ist immer die schmerzfreie Wiederherstellung der Funktionalität des Gelenkes und eine dauerhafte Fixation der Prothesenkomponenten im Knochen.

Trotz vielfältiger Verankerungsmethoden und verschiedener interagierender Materialien an Prothesenkopf und Pfanne sind die zentralen Probleme der Hüfttotalendoprothese nicht abschließend gelöst. Somit bleibt die Suche nach Entscheidungskriterien für die passende Prothese für den jeweiligen Patienten weiter wichtig⁷².

1.1 Koxarthrose

Der Begriff Arthrose bezeichnet eine heterogene Gruppe von chronisch fortschreitenden, degenerativen altersabhängigen Erkrankung von Gelenken⁴¹. Die Arthrose ist durch Knorpeldegeneration und Knochenneubildung gekennzeichnet und kann verschiedenste Ursachen haben. Verschiedene Risikofaktoren können die Entstehung von Arthrosen beeinflussen (Tab. 1)

Risikofaktoren für Prädisposition zur Entstehung einer Arthrose	Risikofaktoren für abnorme biomechanische Belastung
weibliches Geschlecht, über 50jährig	Adipositas
Genmutation in der alpha 1 – Kette des Kollagen Typ II mit herabgesetzter Reissfestigkeit	berufsbedingte Überlastung
Vererbung anderer noch unbekannter Gene wie z.B. Fingerpolyarthrose	Trauma mit Verletzung von Gelenkanteilen
	aggressive Gelenkentzündung

Tab. 1 Risikofaktoren bei der Entstehung einer Arthrose⁶⁷

Bei der Arthrose findet eine Gelenkzerstörung mit schmerzhafter sukzessiver Einschränkung der Gelenkfunktion statt, die auf einem Missverhältnis von Tragfähigkeit und Belastung beruht. Häufig finden sich bei Arthrosen auch chronische Fehlbelastungen von Muskeln und Sehnen. Dadurch kann es auch in den gelenknahen Geweben zur Degeneration kommen⁹.

Die Koxarthrose ist eine der am häufigsten auftretenden Arthrosen, wobei beim männlichen Geschlecht eine geringere Prävalenz besteht. Ätiologisch lassen sich die primären (ideopathischen) von den sekundären Koxarthrosen unterscheiden.

Die sekundären Koxarthrosen können z.B. auf Übergewicht, hüftgelenksnahe Traumen und Entzündungen (Koxitis) zurückgeführt werden, aber auch als Folge von angeborener Hüftgelenksfehlbildung, wie der Hüftdysplasie, entstehen.

Pathophysiologisch finden sich im Verlauf der Arthrose Veränderungen sowohl in der Knorpel – und der Subchondralregion, als auch in der Synovialis und angrenzenden Muskeln. Typisch ist eine zunehmende Verschmälerung des Gelenkspaltes. Subchondral kommt es zu Nekrosen, Sklerosierung und Demineralisation des Knochens, sowie zu Zystenbildung und osteophytären Knochenneubildungen. Aus den Veränderungen der Gewebe resultieren später Fehlstellungen und Deformierungen des Gelenkes⁷⁷. Die Knorpelveränderungen geschehen in stadienhaft verlaufenden ödematösen Schwellungen, wobei es auch zu Fibrillation, Knorpeldefekt- und Knorpelregeneratbildung kommt¹⁶⁶.

Klinisch stellt sich die Koxarthrose durch Schmerz in der Leiste und Gesäß, Schmerzausstrahlung in den Oberschenkel bis in das Knie, Anlaufsteifigkeit im Beginn der Belastung, vor allem am Morgen, Bewegungseinschränkung (besonders

frühzeitige Einschränkung der Innenrotation und Abduktion), Bewegungsschmerz und Schonhinken dar⁸⁹.

1.2 Geschichtlicher Hintergrund des Hüftgelenkersatzes

Im Ausgang des 19. Jahrhunderts wurde die Zahl der Menschen, die an degenerativen Veränderungen des Hüftgelenkes litten, immer größer. Zuerst beschränkten sich die operativen Versuche auf die Hemiarthroplastik. Dabei verwendete man zum Ersatz einzelner Gelenkteile Interponate aus körpereigenen, aber auch körperfremden Materialien. Bereits 1890 versuchte T.H. Gluck eine Operation mit einem künstlichen Hüftgelenkersatz aus Elfenbein. Diesen Eingriff führte er bei einem Patienten mit einem tuberkulösen Hüftgelenk durch. Der Erfolg war nicht zufriedenstellend⁵⁹.

Sir Robert Jones ersetzte 1895 einen Hüftkopf mittels einer Goldprothese¹²⁶. Mangelnde Asepsis und ungeeignete Materialien machten nur unzureichende Ergebnisse möglich. Um nach erfolgter Ausfräsung von Hüftpfanne und Hüftkopf den gelenkversteifenden Verknöcherungen entgegenzutreten, wurde zu Beginn des 20. Jahrhunderts von Payr (1910) Faszie und von Lexer (1924) Unterhautfettgewebe als Interponat verwandt⁵³.

Mit dem Ziel, eine Regeneration der veränderten Gelenkflächen herbeizuführen entwickelte Smith – Petersen (1938) die Muldenarthroplastik. Dabei wurde eine bewegliche Kappe bestehend aus einer biokompatiblen Legierung von Chrom, Kobalt und Molybdän verwandt. Sie wurde dem Hüftkopf aufgesetzt und konnte frei zwischen den Gelenkflächen artikulieren. Bei kongruenter Ausfräsung der Hüftpfanne gab es auch gute Ergebnisse. Vor allem für junge Patienten mit beidseitiger Koxarthrose stellte die Muldenarthroplastik eine brauchbare Alternative dar. Bisweilen gab es Patienten, die 14 Jahre mit der Smith – Petersen – Plastik zufrieden waren¹³⁸. Vor dem Aufkommen der Charnley Hüftprothese war die Muldenarthroplastik für Patienten mit kongenitaler Hüft dysplasie eine Methode, die auch gute Langzeitergebnisse über 43 Jahre zeigte¹⁰⁰.

Bedingt durch die unterschiedliche Härte der artikulierenden Materialien, kam es jedoch zur fortschreitenden Zerstörung des in der Hüftpfanne belassenen Knorpels. Durch den Wegfall des Synovialflusses kam es zu einem gestörten Stoffwechsel.

Der nun verstärkte Abrieb des Restknorpels führte zur Deformierung des natürlichen Gelenkpartners. Durch diese Situation entstand oft eine Symptomatik, die der ursprünglichen Koxarthrose ähnlich war⁵⁴.

1950 entwickelten die Brüder R. und J. Judet die ersten Hüftkopfprothesen aus Metall oder Plexiglas¹⁶². Der Vorteil, gegenüber der losen Hüftkopfkappe, bestand in der größeren Ausgangsstabilität dieser Prothesen. Auch hier stand der natürlichen Hüftpfanne ein künstlicher Gleitpartner gegenüber. Trotz der verlängerten Lebensdauer der Prothese blieb das Problem der ungünstigen Materialpaarung bestehen. So kam es z.B. bei der Acryl – Kopfprothese nach Judet oftmals durch frühzeitigen Abrieb zur Acrolyse und Frakturen. Um diesem Problem entgegenzuwirken, entwickelten Merle d´Aubigné (1954), Moore (1959), Thompson (1966) und Eicher (1963) die Kopf- Halsendoprothesen. Die Schäfte reichten bis in die Markhöhle hinein und wiesen wiederum eine bessere Ausgangsstabilität auf. Der isolierte Pfannenersatz durch McBride (1951) und Urist (1957) konnte sich nicht durchsetzen. In den 50er Jahren wurden durch McKee – Farrar, Urist und Charnley sowohl Pfannen – als auch Femurkomponenten als Totalendoprothese implantiert. Dabei verwendeten sie die Femurprothese nach Thompson¹⁵¹.

Bereits in den 30er Jahren konstruierte Phillip Wiles eine totale Hüftgelenk-endoprothese aus Metall. Die Komponenten wurden zementfrei mittels Schrauben fixiert. Er implantierte an 6 Hüftgelenken bei juveniler chronischer Arthritis mit gutem Erfolg¹⁶².

Die Verankerung der Prothesen im Knochen und die beste Materialpaarung waren weiterhin ein Problem in der Hüftendoprothetik. Als Material für die Femurkomponente hatte sich der V4A-Stahl weitgehend durchgesetzt. Für die Gleitpaarung zwischen Kopf und Pfanne wurde weiterhin nach geeigneten Partnern gesucht. Als Artikulationspartner zum Metall wies Kunststoff gute Reibungseigenschaften auf. Punktuelle Druckeffekte in Verbindung mit einem 32 mm Metallkopf zeigten jedoch einen verstärkten Abrieb^{117, 147}. Der Versuch Sir John Charnleys (1958) Teflon als Oberflächenmaterial für Hüftpfannen zu nutzen schlug fehl⁴⁷. Es erwies sich als nicht abriebsstabil genug. In weiteren Versuchen wurde mit dem Polyethylen ein Material gefunden, das auch noch heute einen wesentlichen Stellenwert in der Hüftendoprothetik einnimmt.

Parallel entwickelten McKee und Farrar die erste breit genutzte und klinisch erfolgreiche Hüfttotalendoprothese. Die Komponenten dieser Prothese wurden mit

Zement im Knochen fixiert. Dabei setzten sie auf Paarungen aus Chrom – Kobalt – Molybdän Metalllegierungen⁸. Trotz des günstigeren Abriebsverhaltens dieser Materialpaarung und guter Erfolge im Langzeitverhalten verschwand diese Materialpaarung in den 70er Jahren. Grund dafür waren Testergebnisse, die der Polyethylen – Metall – Paarung günstigere Reibungseffekte nachwiesen¹⁰¹.

1.3 Verankerungstechniken

1.3.1 Die zementierte Verankerung

1962 führte Charnley die vollzementierte Hüfttotalendoprothese mit einer Polyethylenpfanne ein. Diese Kombination revolutionierte die Hüftendoprothetik^{40, 35}. Das Ziel der Verwendung von Knochenzement ist die Erzeugung einer auf Dauer funktionierenden Verbindung am Interface zwischen Knochen und Prothese. Dafür ist der Erhalt eines spongiösen Knochenlagers von großer Bedeutung³⁶.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Dicke des Zementmantels. Zu dünne Zementmäntel sind mit einer höheren Versagerquote assoziiert, da sich Defekte und Brüche bilden können^{79, 84}. Als untere Grenze für die Zementmanteldicke ergaben sich aus Studien und klinischer Erfahrung 2 – 3 mm^{44, 27}. Der verwendete Knochenzement spielt bei der Erzielung guter Langzeitergebnisse eine wesentliche Rolle. Untersuchungen zeigen, dass bessere Ergebnisse bei der Verwendung von normal – bis hochviskösem Zement erzielt werden können^{50,68}.

In den 60er Jahren wurde der Zement noch manuell gemischt und in den Knochen eingebracht (Zementiertechnik 1.Generation). Vor allem bei jüngeren Patienten waren die Ergebnisse oft durch Lockerung gekennzeichnet^{33, 43, 98}.

Bei Verwendung der Zementiertechnik der zweiten Generation wurden bereits gute Ergebnisse mit relativ niedrigen Revisionsraten erzielt. Dies galt auch für jüngere Patienten^{12, 10}.

Durch die Anwendung von Knochenzement und Zementiertechnik neuerer Generation wurden auch bessere Resultate bei der Fixation der Pfannenkomponenten und vor allem des Prothesenschaftes erreicht^{51,97,122}. Dies konnte eindrücklich im Schwedenregister gezeigt werden⁹⁸.

Dabei handelte es sich um neue und zum Teil verbesserte Techniken wie z.B. die Vakuummischtechnik, die retrograde Zementapplikation, die Verwendung von Zentralisierern und die Druckzementierung.

Durch die Verwendung der modernen Zementiertechnik konnten immer bessere Langzeitresultate erreicht werden. Revisionsoperationen mit zementierten Prothesen erreichten jetzt ebenfalls gute Ergebnisse ^{107, 76}. Die Lockerung der Pfannenkomponente war jedoch weiterhin ein Problem ¹⁰⁷.

Anhand von Experimenten erkannte Charnley ebenfalls, dass eine Verminderung der Reibung durch eine Verringerung des Kopfdurchmessers zu erreichen war. Ganz im Sinne der low – friction arthroplasty wirkte sich dies günstig auf den Partikelabrieb der Polyethylenpfanne aus ³⁴.

Für die zementierten Charnley Prothesen liegen Langzeitnachuntersuchungen vor z.B. 92 % Überlebensrate nach 10 Jahren und 83 % nach 16 Jahren ⁵⁶. Diese Daten zeigen gute Langzeitergebnisse, an denen sich andere Prothesendesigns messen müssen.

Die akzeptablen Standzeiten und guten Ergebnisse dieser Prothese wurden aber vor allem bei inaktiven oder älteren Patienten erreicht ^{81, 46}.

Gute Langzeitergebnisse wurden besonders für die zementierten Prothesenschäfte erreicht ³². Dabei wurden Patienten mit primärer zementierter Charnley Hüftprothese über ein Minimum von 30 Jahren nachuntersucht. Dabei zeigte sich eine aseptische Lockerung der Pfannenkomponenten bei 7,3 % der Patienten. Bei den Femurkomponenten zeigte sich eine Lockerungsrate von 3,2 % der Patienten. Ein weiterer Prothesenschaft, der häufig für eine Implantation verwendet wurde ist der zementierte Geradschaft nach Maurice E. Müller. Er besteht aus einer feingestrahnten Titanlegierung. Dieser Schaft weist eine typische Keilform auf, die in der Frontalebene stärker als in der Sagitalebene ist. Diese Form führt zu einer Selbstzentrierung und zu einer Dreipunktstützung des Schaftes im Femur ¹¹⁴. Dieser Schaft zeigte in Verbindung mit einer zementlos implantierten Morscher Hüftpfanne eine 9 Jahres Überlebensrate von 98,4 % in Bezug auf die aseptische Lockerung ².

Nach wie vor besteht jedoch das Problem der aseptischen Lockerung von zementierten und unzementierten Prothesen. Sie stellt bis heute die häufigste Komplikation der Hüftalloarthroplastik dar ²⁸. Diese Lockerung kann einerseits durch Partikel des Zementes vor allem aber durch Abriebspartikel des Polyethylens geschehen ^{163, 103}.

Auch bei Verwendung neuer Zementiertechniken finden sich zeitweise hohe Lockerungsraten. Dies trifft vor allem für die Pfannenkomponente bei jungen und aktiven Menschen zu. In einer Studie fanden Mulroy und Mitarbeiter gute Ergebnisse für die zementierten Schäfte. Von 47 Hüftprothesen musste nur ein Schaft wegen aseptischer Lockerung revidiert werden. Dem gegenüber stand die hohe Zahl von 10 (21,3 %) revidierten Pfannenkomponenten ¹⁰⁸.

Ein Nachteil des Zementes kann darin bestehen, dass bei seiner Polymerisation durch thermische Belastung Knochennekrosen geringen Ausmaßes wohl nicht zu vermeiden sind. Es gibt auch Hinweise, dass die Druckbefüllung des Knochens mit Zement Knochennekrosen bedingt ¹¹³.

Die Abriebpartikel des Polyethylens können die sogenannte Partikelkrankheit auslösen. Dabei induziert die Bildung von kleinsten Abriebpartikeln der Polyethylenpfanne eine Entzündungsreaktion im Bereich der Verankerungszone der Prothesenkomponenten ²³. Durch diese Entzündung kommt es zu Osteolysen und konsekutiv zur aseptischen Lockerung der Prothesen ¹³¹.

Durch die breite Verwendung der zementierten Endoprothesen und die immer frühere Indikationsstellung, gewann die Lockerung der Prothesenanteile immer mehr an Bedeutung. Die Lockerungsproblematik wurde zu einem wichtigen Gegenstand der endoprothetischen Forschung. Die Ergebnisse der zementierten Hüftendoprothesen führten in den 80er Jahren wieder zu einer Zuwendung zur zementfreien Hüftendoprothetik ^{37, 62}.

1.3.2 Materialien für die zementfreie Hüftalloarthroplastik

Gute Langzeitergebnisse bei der zementlosen Hüftendoprothetik bedingen bestimmte Anforderungen an Design, Materialeigenschaften und Oberflächenbeschaffenheit der Prothesenkomponenten ¹⁰⁶.

Werkstoffe, die in der Hüftendoprothetik verwendet werden, sollen die Anforderung der **Biokompatibilität** und der **Biofunktionalität** erfüllen.

Biokompatibilität:

Sie geht von der Oberfläche des Implantates aus. Die verwendeten Materialien sind im Körper extrazellulären Elektrolyten und dem körpereigenen Immunsystem ausgesetzt und müssen korrosionsbeständig sein. Weiterhin dürfen sie nicht toxisch sein und die Eigenschaft besitzen, den aggressiven Bedingungen im Körper zu widerstehen. Als Oberflächenmaterialien werden heute mit Erfolg Hydroxylapatit (HA)

und Titan eingesetzt ¹⁵⁷. Auch Calcium – Phosphat zeigt für die unzementierten Prothesenschäfte annähernd gute Ergebnisse ¹⁵².

Biofunktionalität:

Darunter wird die Fähigkeit eines Implantates verstanden, seine Funktion während der Verweilzeit im Körper zu erfüllen. Diese Fähigkeit hängt vom verwendeten Material, der Oberflächenbeschichtung und dem Design der Prothese ab. Für Prothesenschäfte werden Legierungen auf Kobalt –, Stahl – und Titan – Basis verwendet ¹⁵⁵.

Das Design der Schäfte unterscheidet sich in ihrer Formgebung. In der Hüftendoprothetik werden im wesentlichen geradstielige und anatomisch geformte Schäfte unterschieden ²⁶.

Die meisten zementlosen Pfannenschalen besitzen eine konische oder sphärische Form. Sie bestehen aus Kobalt – oder Titanlegierungen, während die Inlays aus Polyethylen oder CoCrMoC Metall gefertigt werden ¹³⁵.

Am häufigsten finden sich in der Hüftendoprothetik Metall – Polyethylen und Keramik – Polyethylen Gleitpaarungen ¹⁸. Seit Anfang der 90er Jahre erlebte auch die Metall – Metall Gleitpaarung eine Renaissance, nachdem diese Paarung Mitte der 70er Jahre weitgehend verlassen wurde ¹²¹. Des weiteren werden auch Keramik – Keramik Gleitpaarungen eingesetzt ¹⁵⁶.

Anfang der 60er Jahre führte J. Charnley hochmolekulares Polyäthylen (UHMWPE) als Werkstoff für Pfannenkomponenten in die Hüftendoprothetik ein ³⁶. Polyethylen besitzt einen geringen Reibkoeffizienten und zeigte sich verschleissbeständiger als die anderen verwendeten Kunststoffe wie das Polyacetal, Polyamid oder Polymethylmetacrylat ¹⁴⁷.

Das Polyethylen erwies sich in der Klinik als guter Artikulationspartner zu Metall oder Keramikköpfen. Jedoch in den 80er Jahren gerieten die Schwächen des Materials in den Blickpunkt der Forschung ^{129, 164}.

Vor allem galt das Interesse dem Polyethylenabrieb aus der Pfannenkomponente. Den Abriebpartikeln des Polyethylens wurde ein erhöhtes Risiko für Osteolysen nachgewiesen (Partikelkrankheit) ⁶⁵. Diese Osteolysen sorgen unabhängig von der Fixierungsart (zementiert oder unzementiert) für eine Lockerung der Prothesenkomponenten ^{131, 103}. Modifikationen des Polyethylens (Highly – cross – linked – UHMWPE), die zu einer stärkeren Vernetzung des Kunststoffes führen, zeigten eine drastische Reduktion der Verschleißrate auch bei Verwendung großer

Kopfdurchmesser²⁵. Aktuelle Daten aus ersten Kurzzeitstudien zeigen für das hoch vernetzte Polyethylen auch in vivo eine deutliche Abnahme der Abriebspartikel⁷⁰.

1.3.3 Die zementfreie Verankerung

Das Ziel der zementfreien Implantation stellt die dauerhafte biomechanische Integration der Prothesen im Knochen dar. Hier spielt die Oberflächenbeschaffenheit der Implantate eine wesentliche Rolle. Die ersten Experimente mit gestrahlten und vollstrukturierten Oberflächen zeigten eine gute knöcherne Einheilung^{119, 22}. Jedoch traten bald Osteolysen, „stress Shielding“ mit Verlust von proximaler Knochensubstanz und Oberschenkelschmerzen auf^{11, 31}.

Um die distale Krafterleitung und damit „stress shielding“ und Oberschenkelschmerzen zu verringern, wurde die zweite Generation der unzementierten Schäfte entwickelt. Hier wurde nur der proximale Abschnitt des Schaftes strukturiert³⁸.

Spotorno et al. entwickelten die CLS – Prothese mit proximaler, metaphysärer Verankerung, die seit 1983 im Einsatz ist, um bei hoher Primärstabilität Probleme wie „stress-shielding“ zu umgehen¹⁴⁶.

Bei der zementlosen Verankerung von Prothesen ist die Voraussetzung für ein gutes Langzeitergebnis die Osteointegration. Darunter versteht man die direkte Verbindung der Oberfläche des Implantates mit dem Knochen, ohne eine Interposition von Bindegewebe³.

Um eine möglichst gute Osteointegration zu erreichen, müssen einige wichtige Kriterien erfüllt sein:

- I. Um eine Bindegewebebildung zu vermeiden, muss das Implantat eine gute Primärstabilität erreichen.
- II. Die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates muss so gewählt werden, dass eine Osteointegration möglich ist.
- III. Es muss ein möglichst guter Kontakt des Implantates, vor allem in der Zone der größten Belastung, mit dem vitalen Knochen erreicht werden.

Um diese Kriterien zu erfüllen, wurden verschiedene Systeme entwickelt und verwendet. Bereits in den 70er Jahren wurden die oben genannten Stabilitätsprinzipien z.B. beim Design der Tragrippen – Prothese nach Mittelmeier

realisiert. Vorspannung und Oberflächenvergrößerung wurden durch eine konische Form und zirkulär verlaufende Tragrippen erreicht ¹⁰².

Bei der Porometallendoprothese nach Judet wurde die Oberflächenvergrößerung durch eine poröse und raue Struktur erreicht ⁸².

Um die Voraussetzung für eine Einheilung der Prothese in den Knochen zu schaffen, ist es wichtig, am Interface für mechanische Ruhe zu sorgen ²⁶.

Dabei gilt vor allem die Vermeidung von Relativbewegungen als besonders wichtig, um eine Osteointegration zu erreichen ⁴⁸.

Die **primäre Stabilität** wird durch Druck zwischen Prothese und Knochen erreicht.

Die Prothesen müssen deshalb eine große Oberfläche besitzen und sollten eine möglichst gleichmäßige Kraftübertragung auf den Knochen gewährleisten.

Dabei wird die Primärstabilität durch das Einschlagen eines relativ zu großen Implantates erreicht. Dieses Prinzip der Endoprothetik wird als „press – fit Fixation“ bezeichnet ^{104,105}.

Die **sekundäre Stabilität** ergibt sich durch die Osteointegration in die poröse Oberfläche des Implantats ^{49, 149}.

Seit Ende der 70er Jahre wurden CrCoMo – Legierungen für die zementfreie Hüftendoprothetik verwendet. Heute kommen vermehrt Titanlegierungen zum Einsatz. Sie besitzen eine große Biokompatibilität. Weiterhin verfügen sie über ein dem Knochen näher liegendes Elastizitätsmodul. Dadurch wird eine geringere Atrophie im Bereich des proximalen Femurs erzeugt ^{75, 155}. Durch Teilstrukturierung und Erzeugung von porösen Oberflächen wurde auch bei den Prothesenschäften eine gute Osteointegration erreicht ¹³⁵.

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Prothesendesigns entwickelt, wobei heute anatomisch geformte Prothesen und Geradschaftprothesen bevorzugt implantiert werden. Seit den 80er Jahren werden auch Versuche unternommen, individuelle Prothesenschäfte zu verwenden. Durch eine zuvor gefertigte Computertomografie des Hüftgelenkes können diese sehr genau auf die Bedingungen des proximalen Femurs zugeschnitten werden. Hier ist das Aldinger System zu nennen, bei dem die Prothese zementfrei in den Knochen eingebracht wird ⁴. Diese Individual – Prothetik ist relativ kostenintensiv und bleibt meist Patienten mit schwieriger Anatomie vorbehalten. In einer Nachuntersuchung fand sich ein Gesamtüberleben von 94 % der Individualprothesen nach 13,3 Jahren ⁴². Dabei kann aber auch die Individualprothese die Knochenresorption am proximalen Femur nicht vermindern. Es

kann jedoch bei schwieriger Anatomie eine Krafteinleitung in den Femur erreicht werden, die der herkömmlicher Schäfte bei normaler Anatomie nahe kommt ⁷.

Für die Auswahl des individuell passenden Hüftgelenkersatzes ist es wichtig, auf Langzeituntersuchungen zurückgreifen zu können.

Für zementierte Hüftalloarthroplastiken liegen viele Langzeitergebnisse vor.

Bei den unzementierten Systemen stehen noch nicht so viele Daten zur Verfügung. Bis dahin muss die zementierte Hüftendoprothetik noch als Maßstab gelten. Die Indikationen für zementierte und unzementierte Hüftalloarthroplastiken unterscheiden sich in der Indikation z.B. Alter der Patienten und Knochenstruktur.

Bei älteren Menschen liegen gute Ergebnisse für zementierte Prothesensysteme vor aber auch im Vergleich dazu zeigen sich gute Ergebnisse für die zementlose Hüftendoprothetik ⁶⁹.

Das Langzeitverhalten von unzementierten Hüftprothesen muss noch besser evaluiert und patientenzentriert ausgewertet werden. Dabei sind Qualitätskontrolle und Nachsorge der implantierten Systeme eine wichtige Größe. Bei der Vielzahl von Hüftendoprothetik-Systemen mit vergleichbarer Standzeit und Revisionsraten, werden Kriterien wie Schmerz und Alltagstauglichkeit in Bezug auf die Lebensqualität der Patienten immer wichtiger.

Bei aller Forschung und Entwicklung die in der Hüftendoprothetik stattfinden, ist das zentrale Problem der aseptischen Lockerung der Prothesenkomponenten durch Partikelabrieb noch nicht gelöst.

1.4 Partikelkrankheit

Die heute frühzeitig gestellte Indikation zur Hüftendoprothese fordert von den Implantaten eine bessere Langlebigkeit und mechanische Belastbarkeit. Überall dort, wo Grenzflächen aneinander reiben, entstehen durch Materialverschleiß Partikel. Dies trifft z.B. auch auf das Interface zwischen Knochen und Knochenzement zu, wenn Relativbewegungen zwischen den Materialien entstehen können. Weiterhin entstehen Partikel zwischen Knochen und Pfannenrückwand sowie Zement und Implantat ⁴⁷.

Verschiedene Gleitpaarungen sind heute in der Hüftendoprothetik in Verwendung.

Neben sogenannten hart – hart Paarungen, wie Metall – Metall und Keramik – Keramik Paarungen, werden heute wegen seiner günstigen tribologischen Eigenschaften, hauptsächlich die hart – weich Paarung Metall – Polyethylen oder

Keramik – Polyethylen verwandt ¹⁴⁷. Wenn auch in verschiedenem Ausmaß, produzieren alle diese Gleitpaarungen Abriebspartikel.

Die Materialpaarung mit Metallkopf – Polyethylenpfanne produziert etwa doppelt so viel linearen Abrieb, wie die Gleitpaarung mit Keramikkopf – Polyethylenpfanne. Initial kommt es bei diesen Paarungen zu einem Abrieb von ca. 0,5 mm pro Jahr.

Dieser Wert bleibt die nächsten 5 Jahre ungefähr gleich, um sich dann bei Metall – PE Paarungen auf ca. 0,1 mm und bei Keramik - PE Paarungen auf 0,2 mm pro Jahr einzupendeln ¹⁶⁷. Dabei besteht ein klarer Zusammenhang zwischen dem Partikelvolumen des Polyethylenabriebs und den periprothetischen Osteolysen, die zur Implantatlockerung führen. Die Lebensdauer einer Hüftpfanne aus Polyethylen kann somit verdoppelt werden, wenn anstatt eines Prothesenkopfes aus Metall ein Keramik Kopf verwendet wird ¹³⁴. Dabei ist die Konzentration der Polyethylenpartikel im Gewebe die entscheidende Größe bei der Entstehung der Osteolysen ⁸⁷.

Weiterhin besteht auch ein Zusammenhang zwischen jüngerem Alter der Patienten und vermehrten Osteolysen durch Partikelabrieb und der Revisionsrate ^{99, 139}.

Je nach ihren chemischen Eigenschaften und ihrer Größe ist ein Teil der Partikel im ganzen Körper nachzuweisen ^{158,159}. In wie fern diese Parameter zur Diagnostik einer Prothesenlockerung herangezogen werden können, ist noch nicht geklärt ⁹⁴. Nicht jede Materialpaarung löst den gleichen biologischen Effekt aus. Polyethylenabrieb und Titanabrieb führen zu einer stärkeren inflammatorischen Antwort und Knochenresorption als beispielsweise Keramikpartikel ¹⁶¹. Die biologische Kaskade bei der Entstehung der Osteolysen durch den Partikelabrieb verläuft in Schritten ⁴⁷:

1. Ansammlung von Partikeln im Gewebe
2. Makrophagen phagozytieren die Partikel
3. Entstehung von Granulomen
4. Makrophagen und Fibroblasten setzen Knochenresorption induzierende Stoffe frei
5. Aktivierung der Osteoklasten
6. konsekutive Osteolysen

Die Makrophagen können die Abriebpartikel zwar ingestieren aber nicht digestieren. Sie synthetisieren Cytokine und Wachstumsfaktoren, die eine Osteolyse in Gang setzen ⁶⁵. Unter den Cytokinen befinden sich Interleukin – 1 (IL – 1),

Tumornekrosefaktor – alpha (TNF – alpha), Prostaglandin E₂ (PGE₂) und IL – 6⁶⁰, IL – 8⁹² und IL – 15¹²⁵.

T – Zellen sind an der inflammatorischen Antwort auf die Abriebpartikel des Polyethylens nicht direkt beteiligt¹³⁰.

Es konnte nachgewiesen werden, dass obwohl cross – linked UHMWPE weniger Abriebpartikel freisetzt, konventionelles UHMWPE ungefähr gleiche Mengen an Cytokinen aus Makrophagen freigesetzt. Signifikant höhere Mengen an Cytokinen wurden aus Makrophagen freigesetzt, die mit Titan – Aluminium oder Kobalt – Chrom Partikeln kultiviert wurden¹³⁶.

Erhöhte IL – 6 Level wurden auch im Blutkreislauf von Patienten gefunden, bei denen die Hüftendoprothese seit mehr als 10 Jahren implantiert worden war. Diese IL – 6 Level waren bei einigen Patienten assoziiert mit einer Verminderung der Knochendichte, mit Polyethylenabrieb und radiologisch nachweisbaren Osteolysen⁷¹. Andere Materialpaarungen mit hart – hart Paarungen haben bessere Abriebseigenschaften als die hart – weich Paarungen. Die modernen Metall – Metall Paarungen generieren einen sehr geringen Abrieb von 3 – 5 µm / Jahr. Im Gegensatz dazu liegt der Goldstandard für Polyethylen bei 100 µm / Jahr⁴⁷. Diese Metallpartikel sind sehr klein und verteilen sich überall im Körper und im Serum⁹⁰. Die Frage nach der Schädlichkeit und der Kanzerogenität bleibt offen^{160, 118}. Es besteht bei individueller Disposition die Möglichkeit der spezifischen Sensibilisierung von Lymphknoten. Aber auch eine bereits bestehende Allergie kann zu Überempfindlichkeitsreaktionen durch Metallpartikel führen. Zusätzlich kann es unter anderem zu Wundheilungsstörungen und Ekzemen, aber auch zur sterilen Osteomyelitis kommen. Ob allergische Reaktionen zu einer Implantatlockerung führen können wird diskutiert¹⁵⁴. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass bei Patienten die mit allergischen Reaktionen auf Inhaltsstoffe von Implantaten reagierten, eine kürzere Überlebenszeit der Prothesen gefunden werden kann⁶¹. Keramik – Keramik Paarungen haben ebenfalls einen volumetrisch geringen Abrieb und eine gute biologische Verträglichkeit. Dies gilt für das Implantat und auch für die Abriebpartikel. Ein Nachteil der Keramik – Keramik Paarung liegt darin, dass bei einer Revision infolge eines Materialbruches ebenfalls nur ein Keramikimplantat in Frage kommt. Es ist fast nicht möglich, alle Keramiksplitter aus dem Operationsgebiet zu entfernen. Diese Splitter zerstören innerhalb kurzer Zeit alle anderen Gleitpaarungen⁴⁷. Die Osteolysen durch Partikelabrieb sind weiterhin ein Problem in der

Hüftendoprothetik. Weniger Abrieb wirkt sich direkt auf die Verminderung der Gefahr von Osteolysen aus ⁸⁷. Deshalb ist die Suche nach einem Material mit wenig Partikelabrieb ein wichtiges Ziel, um die Langlebigkeit der Prothesen zu verbessern. Die Ergebnisse des cross – linked UHMWPE im Labor zeigen, dass ein Kandidat für abriebfeste Gleitpaarungen gefunden wurde ⁷⁰. Die Verschleissfestigkeit dieses Polyethylens scheint in Verbindung mit einem Keramikkopf günstig beeinflusst zu werden ¹⁴⁷.

1.5 Operationsmethode

Die Implantation der Hüftprothesen in der Charité zu Berlin Campus Benjamin – Franklin erfolgte in einem Operationssaal mit Laminar – flow Technik. Bei der Operation wird zuerst eine vierfache Hautdesinfektion des Operationsfeldes und eine Dreifachabdeckung mit sterilen Textiltüchern durchgeführt. Die Implantation der Hüfttotalendoprothese erfolgte unter der Anwendung des anterolateralen Zugangs nach Bauer, ¹³, ¹⁴. Der Patient liegt in Rückenlage. Das Zentrum des Schnittes liegt über dem Trochanter major. Er beginnt ca. eine Handbreite hinter der Spina iliaca anterior superior und zieht lateral über den Trochanter major. Nach erfolgter Spaltung der Subcutis wird die Fascia lata parallel zum Hautschnitt von distal nach proximal eingeschnitten. Der Einschnitt geschieht zwischen den Muskelanteilen des Musculus gluteus maximus und dem Musculus tensor fasciae latae. Der ventrale Anteil der Fascie wird mit einem Wundhaken zurückgehalten. Der dorsale Anteil der Fascie wird mit einem Hohmann – Hebel gehalten. Nun wird die Schicht zwischen dem M. gluteus medius und dem M. tensor fasciae latae aufgesucht. Zur Darstellung der Hüftgelenkscapsel wird auf der einen Seite der M. gluteus maximus nach dorsal und auf der anderen Seite der M.tensor fasciae latae nach ventral weggehalten. Jetzt wird er vordere Anteil der Hüftgelenkscapsel mit einem Cobbschen Rasparatorium von Fascie und Muskulatur freipräpariert. Mit Hilfe des Rasparatoriums stellt man als erstes die Schicht zwischen dem geraden Rectuskopf und der vorderen Acetabulumwand dar. Hier setzt man einen gebogenen Homann – Hebel ein. Anschliessend präpariert man mit dem Rasparatorium die Schicht zwischen der Gelenkscapsel und dem M. iliopsoas frei. Hier setzt man einen weiteren Homann – Hebel ein. Nun schneidet man am Trochanter major den sehnigen Ansatz des M. gluteus minimus und M. gluteus medius leicht ein, bis die Bursa sichtbar wird. Einen weiteren Homann – Hebel setzt man nach Präparation der proximalen Kapselanteile.

Jetzt wird die Gelenkkapsel T – förmig eröffnet. Nun erfolgt die Osteotomie des Schenkelhalses mit dem oszillierenden Osteotom. Der Schnitt verläuft parallel der Linea intertrochanterica. Mit Hilfe eines Hakens wird, nach Entfernung des Kopfes, das Acetabulum dargestellt. Nun erfolgt die Implantation des Prothesenschaftes. Unter weitgehender Erhaltung der Spongiosastruktur wird vorsichtig die Markhöhle des Femurs mit einer Reibahle eröffnet. Unter Verwendung der kleinsten Formraspel, mit der Schaftbreite von 5 mm, wird dann bis auf die präoperativ bestimmte Größe erweitert. Dabei wird eine Antetorsion von 10° – 15° eingehalten. Die letzte Raspelgröße wird inklusive der Zähne in die Markhöhle eingetrieben. Dabei sollte eine Spongiosaschicht von 2 – 4 mm bis zur Kortikalis bestehen bleiben. Anschließend wird der ausgewählte Prothesenschaft von Hand eingesetzt und auf den richtigen Sitz überprüft. Mit einem Einschläger und einem Hammer wird nun der Schaft bis zur endgültigen Position festgeschlagen. Die Schaftrippen sollen dabei in die Spongiosa eindringen ohne dabei mit der Kortikalis in Berührung zu kommen. Jetzt erfolgt die Aufsteckung eines Testkopfes und eine Probereposition, um Bewegungsumfang, Stabilität und Muskelspannung zu testen. Außerdem erfolgt hier die Bestimmung einer eventuellen Beinlängendifferenz.

Wenn eine Passgenauigkeit erreicht ist, erfolgt die Reluxation. Der Testkopf wird entfernt und der Konus gesäubert. Der Originalkopf wird aufgesetzt und arretiert.

Nach erneuter Reposition erfolgt die Prüfung des Bewegungsumfanges und der Stabilität. Nach weiterer Prüfung ob Muskelspannung und Beinlänge korrekt sind, erfolgt der Schichtweise Wundverschluss.

1.6 Beschreibung des CLS – Hüftendoprothesenschaftes

Bei dem zementfreien CLS – Hüftendoprothesenschaft (Firma Protek / Sulzer Medika, jetzt Zimmer) nach Spotorno handelt es sich um eine keilförmige, kragenlose Geradschaftprothese. Sie besteht aus einem Grundgerüst der hochfesten Schmiede – Titanlegierung Protasul - 100, die 1983 von L. Spotorno entwickelt wurde (Abb. 3).

Im proximalen Bereich ist der Schaft beidseits konisch geformt und besitzt als Rotationsschutz proximale Längsrillen. Die hohe primäre Stabilität wird durch die press – fit Verankerung erreicht ^{145, 146}.

Bei der Implantation des Schaftes dringt die Spongiosa in diese Rillen ein. Damit wird zum einen die Sprengwirkung des Schaftes verringert. Zum anderen werden bei

Belastung die Scherkräfte in Druckkräfte umgewandelt. Zur Vergrößerung der Oberfläche wird der Schaft gestrahlt. Die unregelmäßige Struktur mit einer aufgerauten Titanoberfläche wird durch Sandstrahlen mit kleinen Korundpartikeln erreicht.



Abb. 3 Der CLS –Schaft nach Spotorno

Somit wird eine Osteointegration zur sekundären Stabilisierung ermöglicht. Durch die Oberflächenvergrößerung im proximalen Prothesenteil und die Formgebung des Schaftes, wird eine optimale Krafteinleitung in den dichten Spongiosateil des intertrochanteren Bereiches erzielt. In der distalen Region des Schaftes befindet sich keine Strukturierung. Da der Schaft sich nach unten hin verjüngt, wird der Markraum nicht ausgefüllt. Somit wird die physiologische Femurelastizität nur wenig beeinflusst⁶⁴. Der Schaft wird metaphysär verankert, so dass die Krafteinleitung physiologisch in den proximalen Femur erfolgt. Somit wird eine distale Verankerung mit sekundärem „stress – shielding“ weitestgehend vermieden. Der CLS – Schaft ist in zwei CCD – Winkeln von 135° und 145° erhältlich, um den präoperativen Verhältnissen des proximalen Femurs entsprechen zu können.

In der Literatur sind bisher mehrere Publikationen zum CLS – Schaft nach Spotorno zu finden. Die meisten dieser Studien berichten über gute Ergebnisse im kurz – mittelfristigen Zeitraum¹²⁸. Besonderes Augenmerk wurde auch auf den Oberschenkel schmerz gelegt, der bei dem CLS Implantat nur selten auftrat^{30,31}.

Bisher gibt es auch einige Ergebnisse im langfristigen Bereich von 10 bis zu 15 Jahren. Diese Ergebnisse sind insgesamt als gut bis sehr gut zu bewerten (Tab. 2).

Autor	Follow up im Mittel	Überlebensrate in %
Blasius et al. ²⁰	8 Jahre	99
Bulow et al. ³¹	7,8 Jahre	96,7
Schramm et al. ¹³²	10,3 Jahre	100
Siebold et al. ¹³⁷	11,7 Jahre	97,7
Guther et al. ⁶⁴	10,7 Jahre	94,5
Aldinger et al. ⁶	12 Jahre	98
Aldinger et al. ⁵	12 Jahre	95

Tab. 2 Übersicht der Ergebnisse einiger Studien des CLS Schaftes

Gute Ergebnisse einer Trauma Unit belegten trotz der anspruchsvollen Implantationstechnik keinen Unterschied in den Komplikationsraten zwischen verschiedenen Implantationsindikationen. In dieser Publikation waren die Indikationen zur Implantation, die traumatisch bedingte Fraktur und die degenerativ bedingten Coxarthrosen¹²³. Auch als Revisionsimplantat erzielte der CLS – Schaft ein gutes Ergebnis¹⁵³.

1.7 Fragestellung

In der Klinik für Unfall – und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin wurden seit Ende der 80er Jahre unter der Leitung des ehemaligen geschäftsführenden Direktors Prof. Dr. med. R. Ramanzadeh verstärkt zementfreie Prothesensysteme implantiert. Dabei wurde in den meisten Fällen eine Prothesenkombination aus der zementfreien RM – Hüftpfanne nach Mathys und dem CLS – Schaft nach Spotorno verwendet. Diese Prothesen wurden nach dem „press – fit“ Verfahren implantiert.

Ziel dieser Arbeit ist es, eine Aussage zur Langzeitqualität des CLS Prothesenschaftes nach Spotorno als primäres Endoprothesenimplantat zu evaluieren. Wesentlich ist, neben der Erhebung der objektiven Parameter durch den HHS, die Evaluation der subjektiven Patientenzufriedenheit mit einem spezifischen Arthrosefragebogen, da die Alltagstauglichkeit eines Implantates einen wesentlichen Einfluss auf die Lebensqualität der Patienten hat.

Die Ergebnisse sollen in bezug auf Überleben und klinischem Outcome bewertet und mit Literaturdaten des CLS Schaftes sowie mit anderen häufig verwendeten Prothesenschaftertypen verglichen werden.

Die Monocenter – Untersuchung ermöglichte dabei auch die direkte Qualitätskontrolle der Implantatergebnisse, da in die Studie nur Patienten eingeschlossen wurden, die in unserer Abteilung operiert worden sind und die zum Untersuchungszeitpunkt in Berlin gemeldet waren, um die Erreichbarkeit der Patientenpopulation zu gewährleisten.