

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Institut für Geschichte und Ethik der Medizin

Prof. Dr. med. Heinz-Peter Schmiedebach

Die Entwicklung der modernen Hüftendoprothetik

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Joachim Knöbel
aus Hamburg

Hamburg 2018

Angenommen von der Medizinischen Fakultät am: 24.09.2018

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Heinz-Peter Schmiedebach

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: Prof. dr. med. Wolfgang Rüther

I. Inhaltsverzeichnis

1	BESCHREIBUNG DER SAMMLUNG	7
2	MATERIAL UND METHODEN	9
2.1	DURCHFÜHRUNG UND ZIELSETZUNG	9
2.2	STAND DER FORSCHUNG	11
3	PHASEN DER ENTWICKLUNG UND ZENTRALE KONFLIKTFELDER	14
3.1	1700–1920 FRÜHPHASE	14
3.1.1	<i>Amputation und Exartikulation</i>	14
3.1.2	<i>Resektionsarthroplastik</i>	14
3.1.3	<i>Interposition mit Gelenkerhalt – Vorläufer der SPMA</i>	15
3.1.4	<i>Resektionsarthroplastik mit Interposition</i>	16
3.1.5	<i>Themistocles Gluck — Erfinder des Ersatzgelenkes</i>	17
3.2	1920–1960 ARTHROPLASTIK – ERSTE REPRODUZIERBAR BESCHWERDELINDERNDE SCHRITTE	18
3.2.1	<i>Smith-Petersen-Mould-Arthroplasty (SPMA)</i>	18
3.2.2	<i>Resektionsarthroplastik nach Girdlestone</i>	20
3.3	1950–1965 – ENTWICKLUNGEN BIS ZU CHARNLEYS LFA	21
3.3.1	<i>Hemiarthroplastik – Femurkopfersatz oder Pfannenersatz</i>	21
3.3.2	<i>Totalarthroplastik – Vorläufer</i>	24
3.4	1956–1965 CHARNLEY – IDEEN, ERFOLGE & RÜCKSCHLÄGE – DURCHBRUCH DER LFA 27	
3.4.1	<i>Polymethylmethacrylat</i>	27
3.4.1.1	Frühe Nutzung – Kiaer & Habush	27
3.4.1.2	Charnley und PMMA.....	28
3.4.2	<i>Low-Friction</i>	30
3.4.2.1	Funktionsprinzip.....	30

3.4.2.2	Polytetrafluorethylen	31
3.4.2.3	Reibungsreduktion durch Verkleinerung des Kopfdurchmessers	32
3.4.3	<i>Polyethylen</i>	33
3.4.4	<i>Vorteile von Charnleys LFA</i>	34
3.4.5	<i>Charnley – Erfinder des modernen Gelenkersatzes?</i>	35
3.5	1965–1980 – ENTWICKLUNGEN NACH CHARNLEYS LFA	39
3.5.1	<i>Prothesen mit Metall-Metall-Gleitpaarungen</i>	40
3.5.1.1	Früh erkannte Probleme der Metall-Metall-Gleitpaarung	42
3.5.2	<i>Weiterentwicklungen der Low Friction Arthroplastie</i>	43
3.5.2.1	Neue Prothesen	43
3.5.3	<i>Verbesserung der Fixation durch Zement</i>	45
3.5.3.1	Zementbrüche	45
3.5.3.2	Form der Prothese im Zement – Taper-Design	46
3.5.3.3	Zementmantel – Französisches Paradoxon und Geradschäfte	47
3.5.3.4	Französisches Paradoxon	48
3.5.3.5	Müller-Geradschaft	49
3.5.3.6	Oberflächengestaltung – Form- oder Kraftschluss	49
3.5.3.7	Zementiertechnik – von der ersten zur zweiten Generation	52
3.5.4	<i>Entwicklungen ohne Zement</i>	54
3.5.4.1	Aseptische Lockerungen und Lysen ohne Infekt	54
3.5.4.2	Verankerung ohne PMMA	55
3.5.4.3	Erste zementfreie Prothesen	57
3.5.5	<i>Substanzerhalt – knochensparende Prothesen</i>	61
3.5.5.1	Oberflächenersatz	61
3.5.5.2	Gemeinsame Komplikationen aller Oberflächenersatz-Prothesen	65
3.5.6	<i>Sonstige Entwicklungen</i>	69
3.5.6.1	Keramik	69
3.5.6.2	Titan	73
3.5.6.3	Maßnahmen zur Senkung der Infektionsrate	75
3.5.6.4	Entwicklungen gegen Thrombosen und Embolien	78

3.5.7	<i>Diskussion der Entwicklung nach Charnleys LFA</i>	79
3.5.7.1	Zunahme der Operateure	79
3.5.7.2	Charnleys OP-Technik und der fehlende Patentschutz	80
3.5.7.3	Müller-Bogenschaft-Prothese	81
3.5.7.4	Verwendung von PMMA als Zement	82
3.5.7.5	Vermeidung von PMMA	83
3.5.7.6	Wunsch nach Gelenkerhalt – der Oberflächenersatz	85
3.5.7.7	Fazit	86
3.6	1980–1995 – RASANTE ENTWICKLUNGEN	87
3.6.1	<i>Einleitung</i>	87
3.6.2	<i>Oberflächen – Weiterentwicklung zementfreier Implantate</i>	88
3.6.2.1	Knocheneinwuchs in geeignete Oberflächen	88
3.6.2.2	Optimierung poröser Oberflächen	90
3.6.2.3	Knochenaufwuchs durch aufgeraute Oberflächen	93
3.6.2.4	Beschichtung durch bioaktive Substanzen – Hydroxylapatit	95
3.6.3	<i>Entwicklung zur modularen Press-Fit-Pfanne</i>	97
3.6.3.1	Acetabuläre Biomechanik	98
3.6.3.2	Schraubpfannen	100
3.6.3.3	Press-Fit-Pfannen	105
3.6.3.4	Zementfreie Pfannen – Lessons Learned	109
3.6.4	<i>Schäfte – vom zementierten Stahl zum zementfreien aufgerauten Titanschaft</i>	110
3.6.4.1	Schäfte – Ausgangspunkt für ein Chaos	110
3.6.4.2	Fehler bei der Entwicklung der Schaft-Typen	112
3.6.4.3	Erfolgreiche Schaft-Typen	118
3.6.5	<i>Veränderungen des Entwicklungsverlaufes 1980–1995</i>	123
3.6.5.1	Voraussetzungen für neue Erkenntnisse	123
3.6.6	<i>1995 – Resümee nach 15 Jahren „Trial and Error“</i>	127
3.7	1995–2010 – AUS FEHLERN GELERNT?	132
3.7.1	<i>Innovationen</i>	132
3.7.1.1	Bessere Therapieoptionen für junge aktive Patienten	132

3.7.1.2	Verhinderung von Abrieb	135
3.7.1.3	Verbesserung der OP-Technik	138
3.7.2	<i>Erkenntnisse aus den Jahren 1995–2015</i>	140
3.7.2.1	Probleme durch die neuen Oberflächenersatz-Prothesen und M-M-GP	140
3.7.2.2	Zementiertechnik der dritten Generation	141
3.7.2.3	Drittkörperverschleiß durch HA.....	141
3.7.2.4	Wert großer Patientenkollektive.....	142
3.7.3	<i>Schlussfolgerungen - werden Fehler wiederholt?</i>	143
3.7.3.1	Kurze Beobachtungszeiträume.....	143
3.7.3.2	Früher Einsatz neuer Prothesen in einem großen Patientenkollektiv	144
3.7.3.3	Funktionieren Neuerungen oder werden bekannte Fehler wiederholt?	145
4	ZUSAMMENFASSUNG	147
5	ABSTRACT	150
II.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	153
III.	LITERATURVERZEICHNIS	154
IV.	INDEX DER PROTHESEN	189
V.	ABBILDUNGSNACHWEIS	191
VI.	DANKSAGUNG	204
VII.	LEBENS LAUF	206
VIII.	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	207

1 Beschreibung der Sammlung

1976 wurde die ENDO-Klinik unter der Leitung von Hans-Wilhelm Buchholz als eine auf Gelenkersatz spezialisierte Klinik ins Leben gerufen. Zuvor hatte Buchholz am Allgemeinen Krankenhaus St. Georg in Hamburg die Endoprothetik etabliert. Er arbeitete dort als Chefarzt der Unfallchirurgie und war einer der ersten Chirurgen, der 1964/65 in Deutschland nach den Grundsätzen der Low Friction Arthroplasty (LFA) von Charnley Totalendoprothesen der Hüfte (THA) implantierte. Dabei wurde er von seinen Kollegen kritisch beobachtet, da die schlechten Erfahrungen mit der Plexiglasprothese von Judet noch frisch waren. Der endgültige Durchbruch gelang ihm 1969 mit einem vielbeachteten Vortrag vor der deutschen Gesellschaft für Chirurgie. Dort präsentierte er die Ergebnisse von etwa 1000 implantierten Hüft-TEPs St. Georg, die er selber entwickelt hatte, und von 2000 weiteren TEPs. Bis zu seinem 65. Lebensjahr arbeitet er als Chefarzt und ärztlicher Direktor im Allgemeinen Krankenhaus St. Georg. In der mit drei seiner Oberärzten gegründeten ENDO-Klinik führte er seine Arbeit in Kooperation mit dem Allgemeinen Krankenhaus St. Georg fort. In der ENDO-Klinik wurden in den ersten zehn Jahren über 20.000 Endoprothesen implantiert (Siegel 1985, 2003).

Seit der Gründung wurden in der ENDO-Klinik auch Wechseloperationen (Wechsel-OPs) durchgeführt. Die von Buchholz und seinem Team selbst entwickelten Modelle der Reihe St. Georg machten einen großen Anteil der auszuwechselnden Prothesen aus; der Rest setzte sich aus den damals verwendeten übrigen Prothesen zusammen. Die explantierten Prothesen wurden von

Anfang an konsequent archiviert, anfänglich aus wissenschaftlichem Interesse an der Weiterentwicklung und später auch zur Dokumentation.

Die Sammlung umfasst ca. 28.000 Prothesen aus 36 Jahren. Die Prothesen sind in der Reihenfolge ihrer Explantation in Kisten zu je 25 Stück archiviert. Somit besteht die Sammlung aus etwa 1120 Kisten. Die Prothesen sind einzeln in Klarsichtplastikbeutel verpackt und theoretisch alle mit einer Patientenidentifikation (z.B. Aufkleber) versehen. Bei der Sichtung der Sammlung zeigte sich jedoch, dass Prothesen bzw. Identifizierungsmerkmale nicht mehr vorhanden und Plastiktüten zerfallen waren. Schätzungsweise fehlten 500 Prothesen; 2000 weitere Prothesen waren nicht mehr zuzuordnen. Informationen über den Typ oder die Herkunft der Prothesen waren der Sammlung nicht beigelegt.

2 Material und Methoden

2.1 Durchführung und Zielsetzung

„Im Keller der ENDO-Klinik liegt ein Schatz, der gehoben werden sollte!“ Dieser Satz war der Ausgangspunkt des vorliegenden Projektes. Die der Arbeit zugrundeliegende These lautete: Bei der großen Anzahl der Endoprothesenwechsel und der konsequenten Archivierung der explantierten Prothesen seit 1976 ist anzunehmen, dass ein Großteil der in diesem Zeitraum verwendeten Prothesentypen im Archiv vorhanden sind. Anhand dieser Prothesen sollte sich daher die Entwicklung der Hüftendoprothetik ab Mitte der 1970er Jahre nachvollziehen lassen.

Dazu sollte:

- das Archiv gesichtet werden und jene Prothesen ausgewählt werden, an denen sich die Entwicklung darstellen lässt, und
- die Entwicklung der Hüftendoprothetik dargestellt werden, um die Prothesen des Archivs im zeitlichen Kontext eingliedern zu können.

Bei der Arbeit wurde in mehreren Schritten vorgegangen:

- Sichtung und Dokumentation

Alle 1120 Kisten wurden gesichtet und darin enthaltene, interessante (z.B. nicht bekannte Prothesen oder Prothesenvarianten) entnommen. Der verbleibende Inhalt jeder Kiste wurde mit einer Übersichtsaufnahme fotodokumentiert: Jede entnommene Prothese wurde im Detail fotografiert und separat archiviert.

- Identifikation

Insgesamt wurden etwa 800 Prothesen der Sammlung entnommen und soweit möglich identifiziert. Die Identifikation erfolgte mit Hilfe des einzigen existierenden Prothesen-Atlas (Bläsius und Schneider 1989), der Prothesentypen-Dokumentation aus einer Dissertation (Hillburg 2002), diverser (Online)-Produktkataloge der noch existierenden Endoprothesenhersteller sowie den Fotos aus einer Vielzahl von Publikationen. Bei einigen wenigen Prothesen konnten Augenzeugen die entscheidenden Hinweise für eine sichere Identifikation liefern. Trotz dieses erheblichen Aufwandes konnten bisher nur ca. 70% der Prothesen sicher identifiziert werden.

- Eingruppierung in den historischen Kontext

Mit Hilfe der Prothesen der Sammlung und der Fachliteratur wurde der historische Kontext nachgezeichnet.

Die in einem bestimmten Zeitraum gebräuchlichen Prothesen wurden in der Regel in großen Stückzahlen implantiert und konnten ohne Schwierigkeiten identifiziert werden. Solche Prothesen stellen aber die Minorität aller insgesamt verwendeten Prothesen dar. Andere Prothesen wurden über Literaturbelege in die Systematik und den historischen Kontext eingegliedert.

Mit diesem Verfahren wurde zwar ein Großteil der Prothesen identifiziert, jedoch konnten ca. 25% der Prothesen nicht eingeordnet werden. Dies betraf vor allem Prothesen, die nur in kleiner Zahl und häufig nur von ihren Entwicklern implantiert wurden. Viele dieser Prothesen werden in der Literatur nicht explizit erwähnt oder nur zusammen mit anderen Prothesen beschrieben. Die Identifikation und Einordnung dieser Prothesen nahm den größten Teil der Arbeit ein.

2.2 Stand der Forschung

Die chronologische Abfolge der Meilensteine von der ersten OP am Hüftgelenk bis heute ist allgemein bekannt und ausreichend dokumentiert. In nahezu jedem Buch zum Thema Hüftendoprothetik gibt es ein Kapitel, in dem die Historie anhand der üblichen Entwicklungsschritte dargestellt wird. Diese Abhandlungen unterscheiden sich nur in Nuancen voneinander. Die dort aufgeführten etwas 50 Prothesen wurden in großer Zahl implantiert. Bei der Durchsicht der Sammlung wurden ca. 750 weitere Prothesentypen dokumentiert, die in der gesichteten Fachliteratur nicht erwähnt wurden. Umgekehrt wurden in der gesichteten Literatur zahlreiche Prothesen genannt, die nicht in der Sammlung auftauchten.

Um dieser Diskrepanz auf den Grund zu gehen, wurde die Literaturrecherche erweitert. Neben den Publikationen zur Historie wurden auch Beiträge gesichtet, die sich mit gebräuchlichen Prothesen eines bestimmten Zeitraumes befassten. Ergänzt wurden die Daten über die identifizierten Prothesen kleiner Serien. Auch wenn häufig keine Literaturbelege existierten, konnten anhand dieser Prothesen z.B. Entwicklungstendenzen nachvollzogen werden. Somit trugen die in der Sammlung vorhandenen Prothesen und ihre zeitliche Verortungen dazu bei, die historische Entwicklung zu rekonstruieren.

Zu den Publikationen, die die Historie der Endoprothetik chronologisch darstellen, gehören folgende Beispiele:

1. An essay on the development of arthroplasty of the hip (Thompson 1966),
2. A history of hip surgery (Peltier 1998),
3. Early attempts at hip arthroplasty – 1700s to 1950s (Gomez und Morcuende 2005a),

4. Geschichte der Endoprothetik und Epidemiologie (Claes et al. 2011)

Nur wenige Publikationen liefern Erkenntnisse, die über die Aufzählung von Jahreszahlen zur Entwicklung der Hüftendoprothetik hinausgehen. Dazu zählen:

1. „Pioneering in the first century of hip replacement: experiences of a surgeon-designer“ zu den Zusammenhängen der frühen Totalen Hüftgelenksarthroplastik (THA) in den USA (Engh 2003).
2. „A historical and economic perspective on Sir John Charnley, Chas F. Thackray Limited, and the early arthroplasty industry“ zu den ökonomischen Verflechtungen zur Zeit Charnleys (Gomez und Morcuende 2005b).
3. „Femoral head intramedullary stemmed implant. A historical prospective“ zum Konkurrenzkampf um die Femurkopfprothesen Anfang der 1950er Jahre (Swanson et al. 1992).
4. „The first 32 years of total hip arthroplasty. One Surgeon's Perspective“ mit der Darstellung exemplarischer Entwicklungsschritte der moderneren THA (Harris 1992).

Neben diesen beiden Gruppen der Publikationen, die primär die Historie analysieren, waren auch Publikationen, die zum Zeitpunkt ihres Erscheinens neue Erkenntnisse lieferten und so die Entwicklung beeinflussten, wichtig für diese Arbeit. Zu diesen Erkenntnissen zählten technische Neuerungen und klinische Studienergebnisse mit verschiedenen Prothesentypen. Diese Studien präsentieren einen neuen Ansatz, wie Charnleys Arbeit über die LFA ((Charnley 1970), oder liefern wissenschaftlich begründete, handlungsändernde Erklärungen für bekannte Beobachtungen. Ein gutes Beispiel ist eine Arbeit aus dem Jahr 1972, in der gezeigt wird, dass der Abrieb der Polyethylen-(PE)-Pfannen und nicht, wie bis dato

angenommen, der fixierende Zement Polymethylmethacrylat (PMMA) die auftretenden Lysen bedingt (Willert und Puls 1972).

Die vorliegende Arbeit stellt die Entwicklung der Hüftendoprothetik dar, wobei sie sich sowohl an den im Archiv der ENDO-Klinik gefundenen Prothesen als auch an der Literatur orientiert. Sie beschreibt die Chronologie der Ereignisse anhand des jeweiligen Erkenntnisstandes. Die Darstellung orientiert sich primär an der Evaluation der OP-Ergebnisse und den daraus resultierenden Veränderungen. Diese Arbeit erweitert die Darstellung, die sich üblicherweise auf wenige große Prothesenserien beschränkt und bezieht auch kleinere Serien, die einen Beitrag zur Entwicklung geleistet haben, mit ein.

3 Phasen der Entwicklung und zentrale Konfliktfelder

3.1 1700–1920 Frühphase

3.1.1 Amputation und Exartikulation

Die Möglichkeiten der Therapie von zerstörten Gelenken waren lange auf eine Amputation begrenzt. Die Amputation per Exartikulation birgt aber gerade bei rumpfnahen Gelenken (z.B. Hüfte) große Risiken. Dies gilt umso mehr, da damals weder aseptische noch anästhetische Verfahren zur Verfügung standen.

1729 dokumentierte Morand als Erster eine solche OP-Methode. Noch 150 Jahre später lagen die Überlebensraten bei solchen OPs meist bei nicht mehr als 50%. Erst weitere 100 Jahre später, während des Zweiten Weltkrieges, konnte die hohe Komplikationsrate auf ein erträgliches Maß gesenkt werden (Peltier 1998).

3.1.2 Resektionsarthroplastik

1769 beschrieb White erstmals eine Resektionsarthroplastik des Schultergelenkes bei einem 14-jährigen Jungen mit Gelenktuberkulose. Bei der erfolgreichen Therapie konnte er eine erstaunlich hohe Funktionalität des Armes erhalten werden (Peltier 1998). Die Resektionsarthroplastik wurde daraufhin an verschiedenen Gelenken eingesetzt, galt aber lange Zeit an der Hüfte als nicht durchführbar. Erst 1822 führte White eine Resektionsarthroplastik des Hüftgelenkes durch, die trotz der erheblichen mechanischen Veränderungen eine überraschend gute Funktion zeigte. Daher wurde diese Methode trotz noch unzureichender

anästhetischer und aseptischer Verfahren (Steinberg und Steinberg 2000) zunehmend eingesetzt (Peltier 1998).

3.1.3 Interposition mit Gelenkerhalt – Vorläufer der SPMA

Mit der belegten Operabilität des Hüftgelenkes erfolgten auch Versuche, die Funktion unter Erhalt des Gelenkes zu verbessern. 1860 nahm Verneuil (Paris) eine erste Weichgewebe-Interposition vor – mit geringem Erfolg (Kingston und Walsh 2001). Sein Landsmann Ollier versuchte 1885 eine unfixierte Fettgewebsinterposition. Trotz der geringen Effektivität bestand großes Interesse an dieser Methode, so dass weitere Versuche folgten (Gomez und Morcuende 2005a). Der in Deutschland praktizierende Tscheche Chlumsky führte systematische Experimente mit verschiedenen Interpositionsmaterialien durch (Gomez und Morcuende 2005a). Ein wesentlicher Schritt gelang 1915 Murphy (USA) mit der Hüft-Cheilotomie, bei der er die bewegungsbehindernden Osteophyten des arthrotisch veränderten Hüftgelenkes abtrug und seinen Patienten – zumindest temporär – eine erhebliche Beschwerdelinderung verschaffen konnte (Gomez und Morcuende 2005a). Um 1915 modifizierte Jones (GB) diesen Eingriff durch die Interposition einer Goldfolie. Trotz 20 Jahren Follow-Up blieben die Ergebnisse nur wenig anspornend. 1917 verwendete Baer eine chromisierte Schweineblase als Interponat (Gomez und Morcuende 2005a; Peltier 1998). Die Interposition von verschiedenen Materialien zwischen die artikulierenden Partner des Hüftgelenkes führte erst ab 1928 zum reproduzierbaren Erfolg (Smith-Petersen-Mould-Arthroplasty, SPMA). Smith-Petersen verwendete zunächst Glas, später Bakelit und Pyrex und letztendlich eine Metallkappe als Interpositionsmaterial (Smith-Petersen 1948). Die SPMA war weit

verbreitet und fand bis weit in die 1970er Jahre Anwendung. Weitere Modifikationen der Methode brachten aber keine wesentlichen Vorteile mehr. Dazu zählt auch die Double-Cup Arthroplasty, in der erstmals PMMA an der Hüfte eingesetzt wurde (Haboush 1996; Steinberg und Steinberg 2000).

3.1.4 Resektionsarthroplastik mit Interposition

Nach den ersten Erfolgen mit der Resektionsarthroplastik, besonders bei der Therapie von Gelenkinfektionen (z.B. Gelenktuberkulose) und den ernüchternden Ergebnissen mit der Interpositionsarthroplastik wurden Versuche unternommen, die Gelenkmechanik durch einen Platzhalter nach Entfernung des Femurkopfes zu verbessern.

1840 setzte Carnochan in den USA im Temporomandibulargelenk einen Platzhalter aus Holz ein (Steinberg und Steinberg 2000). An der Hüfte wurde dieses Material erst viel später und zunächst erfolglos eingesetzt. 1919 verwendete Delbet für seine Rubber-Femoral-Prosthese den neuen Werkstoff Gummi (Gomez und Morcuende 2005a). 1927 interponierte Hey-Groves einen Femurkopfersatz aus Elfenbein (Peltier 1998; Steinberg und Steinberg 2000).

1940 verwendeten Moore und Bohrmann bei der Behandlung eines Riesenzelltumors des proximalen Femurs erstmals eine im Femurmarkraum verankerte Metallprothese. So entstand eine tragfähige Konstruktion, von der der Patient über Jahre hinweg profitierte, bevor er an einem Myokardinfarkt verstarb (Moore 1957). Anschließend setzte eine rege Entwicklung ein, bei der ab 1948 verschiedene Femurkopfprothesen aus Metall, allen voran die Door-Knob-Prosthese entstanden (Swanson et al. 1992).

Die Brüder Judet wählen Ende 1946 einen anderen Therapieansatz der Coxarthrose, der zwischen der Interpositionsarthroplastik im Sinne einer SPMA und der kompletten Femurkopfresektion mit Interpositionsarthroplastik, die damals eine neue Therapieoption bei Schenkelhalsfrakturen darstellte, einzuordnen ist. Die verwendete Prothese aus Plexiglas wurde dem zugerichteten Femurkopf aufgesetzt und mit einem Stift im Markraum des Schenkelhalses fest verankert (Judet und Judet 1950).

3.1.5 Themistocles Gluck — Erfinder des Ersatzgelenkes

Ein Sonderfall der frühen Gelenk-OPs sollte nicht unerwähnt bleiben. Schon um 1890 nahm Themistocles Gluck mehrfach einen vollständigen Gelenkersatz an Knie- und Hüftgelenken vor. Er verwendete Prothesen aus Elfenbein, die er mit vernickelten Schrauben und Steinkitt als Füllmaterial im Knochen verankerte. Bei dem Steinkitt handelte es sich um eine sterilisierte Mischung aus Kolophonium und Gipspulver (Pariser Zement), dem Gluck eine reizfreie und aseptische Wirkung zuschrieb (Gluck 1890). Gluck wandte diese Therapie ausschließlich bei von durch Tuberkulose zerstörten Gelenken bei insgesamt vierzehn Patienten an. Aufgrund des fehlenden mikrobiologischen Wissens war dieser Ansatz trotz der verwendeten Desinfektionsmaßnahmen bei initial guter Funktion letztendlich zum Scheitern verurteilt. Daher verlor Gluck zunächst seine Reputation und Stellung, wurde aber Jahre später vollständig rehabilitiert (Wessinghage 1995). Er gilt heute als einer der Nestoren der Endoprothetik.

3.2 1920–1960 Arthroplastik – erste reproduzierbar

beschwerdelindernde Schritte

3.2.1 Smith-Petersen-Mould-Arthroplasty (SPMA)

Da verschiedene organische Implantate zur Interposition nur einen mäßigen Erfolg zeigten, sah Marius Nygaard Smith-Petersen in der Verwendung von Glas eine neue Therapieoption. Er hatte bei der Entfernung eines Glasstückes aus dem Rücken eines Patienten die Entdeckung gemacht, dass das Glas von neuem Bindegewebe und einer synovialen Schicht umschlossen wurde. Er stülpte eine unfixierte Kappe aus Glas über den Femurkopf, nachdem er Osteophyten und andere störende Gelenkbestandteile, im Sinne einer Cheilotomie, entfernt hatte. Diese Kappe sollte später wieder entfernt werden. Sein Ziel war es, den angegriffenen Gelenkflächen des arthrotischen Hüftgelenkes Zeit zur Rekonvaleszenz zu verschaffen. Bei der geplanten Revision stellte Smith-Petersen fest, dass sich, wie gewünscht, regeneratives Gewebe gebildet hatte. Nach der Entfernung der Glaskappe kam es aber wieder zu einer Einsteifung des Gelenks. Zudem verursachte auftretender Glasbruch Komplikationen. Auch weitere Materialien wie Viskaloid (eine Form von Zelluloid) oder Pyrex waren aufgrund von Bruch und Unverträglichkeit langfristig erfolglos.

Mit der Verwendung von Vitallium, das kurz vorher in der Zahnmedizin erstmals eingesetzt worden war, konnte er die Wanddicke der Kappe reduzieren, so dass die Kappe nicht entfernt werden musste (Smith-Petersen 1948). Bei Vitallium handelt es sich um eine Metalllegierung mit einem erhöhten Anteil Molybdän, wodurch der

rostfreie Stahl unempfindlich gegenüber Oxidation durch Elektrolyse wird (McKee et al. 1957).

Die von Smith-Petersen entwickelte Therapie der Coxarthrose führte erstmals bei der Mehrzahl der Patienten zu einer reproduzierbaren Linderung. In Langzeitbeobachtungen der SPMA zeigten zwei Jahre postoperativ 48% der Patienten ein gutes bis exzellentes Ergebnis. Acht bis zwölf Jahre nach der OP waren es sogar 62,5% (Law 1962). Diese Art der gelenkerhaltenden Therapie wurde über mehrere Jahrzehnte eingesetzt.

Weiterentwicklungen der SPMA – Oberflächenersatz-Prothesen

Bei der SPMA handelt es sich um eine Interpositionsarthroplastik mit einer Metallkappe zwischen präpariertem Hüftkopf und Acetabulum. Die SPMA diente als Ausgangspunkt für zahlreiche, aber weniger erfolgreiche Versuche der Interposition. Beispielsweise wurden zwei Kappen verwendet, die miteinander artikulierten. Haboush fixierte diese darüber hinaus mit PMMA (Haboush 1996). Auch andere Materialien fanden Verwendung. Townley entwickelte eine Metall-Polyurethan-Gleitpaarung (Townley 1982). Charnley konnte über die Verwendung von PTFE wichtige Erkenntnisse über das Abriebverhalten dünnwandiger Implantate gewinnen (Charnley 1960c). Kurz nach Einführung der LFA von Charnley verwendete Müller exakter zueinander passende Metallimplantate, die er mit PMMA fixierte (Müller 1992).

Erst als Trentani (Italien) (Trentani und Vaccarino 1978) und Freemann (England) (Freeman 1978) ab 1972 und wenig später auch Amstutz (USA) (Amstutz et al. 1978) einen Metallkopf mit einer PE-Pfanne – beides PMMA fixiert – entwickelten, waren die Ergebnisse so ermutigend, dass diese OP-Methode

kurzfristig in der Breite eingesetzt wurde (Cameron 1978). So legte Smith-Petersen mit seiner Arbeit zur SPMA den Grundstein für substanzsparende Oberflächenersatz-Prothesen, wie sie bis heute, wenn auch mit wechselndem Erfolg, verwendet werden.

3.2.2 Resektionsarthroplastik nach Girdlestone

Andere Chirurgen setzten auf die Resektionsarthroplastik. Damals wurde häufig eine Fusion oder Arthrodesse des Hüftgelenkes vorgenommen, die sich aber als suboptimal herausstellten. Häufig kam es zu schmerzhaften Pseudarthrosen, mit der bestehende belastungs- und bewegungsbedingte Schmerzen, wenn überhaupt, nur geringfügig gelindert werden konnten. Der alternative Einsatz einer Resektionsarthroplastik brachte zwar Linderung, aber keine Stabilität.

Daher entwickelte Whitman 1921 eine Resektionsarthroplastik, bei der er nicht nur die schadhaften Anteile des Hüftgelenkes resizierte, sondern auch eine stabile Auflage schuf. Er strebte dabei keine knöchernen Fusion, sondern eine belastungsstabile Beweglichkeit an. Auf der Basis dieser Versuche erzielte Gathorne Robert Girdlestone eine tolerable und belastungsstabile OP-Methode, die bis heute bei fehlgeschlagenen Hüftarthroplastiken (v.a. durch Infekt) Anwendung findet (Peltier 1998; Steinberg und Steinberg 2000).

3.3 1950–1965 – Entwicklungen bis zu Charnleys LFA

3.3.1 Hemiarthroplastik – Femurkopfersatz oder Pfannenersatz

Anfang des 20. Jahrhunderts gab es für zwei Arten der Hüftgelenks-OPs ausreichende Erfahrungen. Bei der Interpositionsarthroplastik wurden bei Erhalt des Hüftkopfes verschiedene Materialien oder Gewebe zwischen die artikulierenden Gelenkkomponenten interponiert. Bei der Resektionsarthroplastik wurde der Femurkopf bei völliger Zerstörung oder Deformierung entfernt. War das Gelenk dann wieder beweglich, sollte die Mechanik durch einen belastungsfähigen Platzhalter für den Femurkopf wiederhergestellt werden.

Versuche von Delbert mit Femurköpfen aus Gummi (1919) (Steinberg und Steinberg 2000) und von Hey-Groves mit Elfenbeinköpfen (1925) (Gomez und Morcuende 2005a; Steinberg und Steinberg 2000) hatten nicht den gewünschten Erfolg gebracht. Reproduzierbar bessere Ergebnisse wurden erst durch die Entfernung des zerstörten Femurkopfes und durch den Ersatz mit geeigneten und stabil verankerten Materialien erreicht. Ende der 1940er kam es zu einem Durchbruch in der Hüftarthroplastik, wobei zwei Innovationen Verwendung fanden: Erstens der vollständige Ersatz des Femurkopfes durch ein Metallimplantat, das zweitens intramedullär im Femurschaft verankert wurde. Die Verwendung eines langlebigeren Implantats mit fester Verankerung eröffnete neue Therapieoptionen, vor allem bei der Behandlung von Schenkelhalsfrakturen, die bisher nur konservativ mit unbefriedigenden Ergebnissen therapiert werden konnten.

Zwischen 1948 und 1952 entwickelten McBride (USA 1948), Eichler (USA 1949), Moore (GB 1950) und Thompson (GB 1952) unabhängig voneinander verschiedene

Implantate. Die 1948 erstmals eingesetzte Door-Knob-Prothese von McBride war eine rein intramedullär verankerte Hemiprothese mit einem Schraubgewinde, deren Form an einen Türknauf erinnerte. Diese Prothese konnte sich aufgrund zahlreicher Komplikationen, hervorgerufen durch hohe Lockerungsraten, und einer komplexen Implantationstechnik nie durchsetzen (Swanson et al. 1992). Eichler, ein früherer Kollege von McBride, entwickelte nach intensiven biomechanischen Studien eine Prothese mit einem konischen doppel-T-Träger-Profil und einem Kragen. Diese Form sollte die Spitzenbelastungen zwischen Calcar und Femurmarkraum verteilen (Swanson et al. 1992). Diese Hemiarthroplastik war so erfolgreich, dass 1954 bereits 31 verschiedene Prothesenableger auf dem Markt waren (Straub et al. 1956).

Moore

Schon einige Jahre vor McBride und Eichler war es Moore und Bohlmann 1940 bei der Resektion eines Riesenzelltumors gelungen, eine wieder belastungsfähige Situation zu schaffen. Sie verwendeten eine experimentelle Hemiarthroplastik, bei der eine Metallprothese intramedullär verankert wurde, um das entfernte proximale Femur zu überbrücken (Gomez und Morcuende 2005a; Steinberg und Steinberg 2000). Basierend auf diesem Konzept präsentierte Austin Moore 1951 eine später vielfach eingesetzte Vitallium-Prothese. Die Besonderheit bei der Prothese war ein Kragen zur Auflage auf dem Calcar. Der gefensterte Schaft sollte in den Knochen einwachsen, um die Prothese sekundär zu fixieren. Damit war das Prinzip des Self-Locking und die erste selbst verankernde Prothese erfunden (Moore 1957; Swanson et al. 1992). In einigen Schwellenländern wird die Prothese vor allem zur Frakturversorgung und vermutlich aus Kostengründen noch heute eingesetzt.

Thompson

Etwa zeitgleich (1951) stellte Frederick R. Thompson eine Prothese mit gebogener Form vor, die sich intramedullär verankert und einen breiten Kragen zur Auflage bietet (Steinberg und Steinberg 2000; Thompson 1952). Thompson benutzte zur Implantation den anterioren Zugang von Smith-Petersen. Die gebogene Form erleichterte das Einbringen der Prothese in den Markraum, unter Schonung des Trochanter major. Aufgrund der guten mechanischen und biokompatiblen Eigenschaften wählte er Vitallium als Material (Swanson et al. 1992; Thompson 1954). Die Prothese von Thompson wurde auch von McKee und Charnley bei den ersten Versuchen mit acetabulären Komponenten verwendet (Swanson et al. 1992). Auch diese Prothese wird in Schwellenländern zur Frakturversorgung noch heute implantiert.

Die Gebrüder Judet

Die Brüder Jean und Robert Judet stellten 1950 eine Femurkopfprothese aus Plexiglas (PMMA) vor. Die industriell gefertigte Prothese (Smith 2005) ersetzte den Femurkopf und verfügte über einen Stiel zur Verankerung im Schenkelhals (Judet und Judet 1950). Die Primarstabilität der Verankerung war hoch. Durch die geringe Belastungsfestigkeit des PMMA kam es aber häufig zum Materialversagen (Durchbruch des Stiels der Prothese). Auch eine Verstärkung durch einen in das Plexiglas eingelassenen Metallstiel konnte dieses Problem nur begrenzt lösen. Weiter zeigte das PMMA eine geringe Abriebfestigkeit unter Belastung (Scales und Zarek 1954). Nicht selten trat auch ein deutlich hörbares Quietschen bei Belastung auf, was zunächst nur als störend empfunden wurde. Wie Charnley später feststellte, war das Quietschen aber auch ein Zeichen für ein Festlaufen der Prothese, bei der

hohe Friktionskräfte generiert wurden. Die Komplikationen traten aber nur mittel- bis langfristig auf und konnten den direkten postoperativen Erfolg (guten Belastbarkeit, großes Bewegungsausmaß) zunächst nicht schmälern (Charnley 1960c). Bei der Plexiglasprothese der Brüder Judet wurde erstmals PMMA in der Endoprothetik eingesetzt. Auch wenn PMMA als Material für Prothesen ungeeignet war, wurde es später erfolgreich als Verankerungsmaterial verwendet.

Parallel dazu gab es auch Versuche, den Femurkopf zu erhalten und stattdessen eine Metallpfanne im Acetabulum zu verankern. Bei den Pfannen-Hemiarthroplastiken von McBride, Urist und Gaenslen (Duff-Barclay et al. 1966) handelte es sich funktionell um Weiterentwicklungen der SPMA mit dem Unterschied, dass eine Fixation am Acetabulum erfolgte. Die erzielten Ergebnisse waren mit denen der SPMA vergleichbar (Thompson 1966).

3.3.2 Totalarthroplastik – Vorläufer

Das gemeinsame Problem aller Hemiarthroplastiken war, dass die natürliche Hüftpfanne dem „neuen“ Femurkopf nur begrenzt standhalten konnte. Die Folge war eine Überlastung des verbliebenen Gelenkanteils nach Implantation der Prothese. Dies führte zu Osteolysen, zu belastungsabhängigen Schmerzen und zu gelegentlichen Einbrüchen der Prothese in das kleine Becken. Verschärft wurde dieses Problem bei einer rheumatoiden Arthritis des Hüftgelenkes, so dass schon bald auch nach einem Ersatz des acetabulären Anteils des Hüftgelenkes gesucht wurde.

Der Brite Philip Wiles entwickelte und implantierte 1938 die erste Hüft-TEP. Bei der schraubenfixierten Edelstahl-TEP wurde der künstliche Femurkopf durch eine

Lasche fixiert, die durch den Schenkelhals geführt wurde und in einer mittels Schrauben außen am Femur fixierten Platte endete. Das Design erinnert an die Schenkelhals-Gleitlasche, die heute in der Frakturversorgung eingesetzt wird. Da die Prothese auch über eine Pfanne aus Edelstahl verfügte, stellte sie nicht nur die erste TEP, sondern auch die erste Metall-Metall-Gleitpaarung (M-M-GP) dar. Der Zweite Weltkrieg stoppte dieses ermutigende Projekt, die Aufzeichnungen gingen verloren. Bei einem Patienten befand sich das Implantat aber auch 38 Jahre nach der OP noch in situ (Schachter und Lamont 2009). Ende der 1950er erfolgte eine Wiederaufnahme der Methode, aber mechanische Komplikationen und Infektionen beendeten die weitere Entwicklung (Gomez und Morcuende 2005a; Steinberg und Steinberg 2000).

Interessanterweise wurden später immer wieder Prothesen entwickelt, die an diese Prothese erinnern und sogar das Prinzip der Gleitlasche aufgreifen. Die bekanntesten Vertreter sind die Druckscheiben-Prothese von Huggler und Jacobs, die mit Modifikationen seit den 1970er Jahren bis heute als Kurzschaft-Prothese implantiert wird (Huggler et al. 1993), oder die Gleitlaschen-Prothese von Kliefoth (Kliefoth 1991), die in den 1990er-Jahren in kleinen Serien verwendet wurde.

Auf der Grundlage der von ihm selbst entwickelten Lag-Screw-Arthrodesis schuf McKee 1951 eine Hüft-TEP aus Vinerta (Legierung aus rostfreiem Stahl), die an eine dynamische Hüftschraube erinnert. Die Prothese enthielt eine schraubenfixierte Pfanne im Acetabulum und hielt aber nicht länger als ein Jahr (McKee und Watson-Farrar 1966). Laut McKee und seinen Kollegen beruhte der erhöhte Verschleiß auf einer Oxidation durch eine Elektrolyse zwischen zwei Metallen (McKee et al. 1957).

Vitallium erwies sich als unempfindlicher gegenüber einer oxidationsbedingten Korrosion und kam daher bei den Weiterentwicklungen zum Einsatz. McKee entwickelte eine Prothese aus Vitallium mit einer tulpenförmigen Pfanne, die sowohl femoral als auch acetabulär schraubenfixiert wurde. Die Ergebnisse waren zunächst vielversprechend, jedoch kam es meist nach wenigen Jahren zum Bruch der Verankerungen. Weil diese Arthroplastiken hauptsächlich bei fehlgeschlagenen Judet-Arthroplastiken zum Einsatz kamen, erreichte der eingeschraubte Femurkopfanteil der Prothese keine ausreichende Festigkeit. 1956 tauschte McKee den schraubenfixierten Femurkopfersatz durch einen Thompson-Schaft aus, der mit der per Schrauben fixierten, tulpenförmigen Pfanne artikulierte. Trotz des nur mäßigen Erfolges wurde die Entwicklung des Designs fortgesetzt (Charnley 1964; McKee und Watson-Farrar 1966).

McKee übernahm, inspiriert durch Charnley (Charnley 1960a), ab 1960 die Zementfixation für die von ihm und Watson-Farrar entwickelte Prothese mit einer M-M-GP (McKee und Watson-Farrar 1966). Diese Prothese stellte in den frühen 1960er Jahren die beste Alternative für Charnleys LFA dar und wurde häufig implantiert. Die durch Friktion auftretenden hohen Hebelkräfte und der entstehende Metallabrieb führten jedoch zu einer Lockerung der Komponenten, so dass sich dieses Prinzip langfristig nicht gegen Charnleys LFA durchsetzen konnte (Müller 1995).

3.4 1956–1965 Charnley – Ideen, Erfolge & Rückschläge – Durchbruch der LFA

3.4.1 Polymethylmethacrylat

3.4.1.1 Frühe Nutzung – Kiaer & Habush

PMMA wurde ab den frühen 1930er Jahren kommerziell verwendet. In die Endoprothetik wurde das Material in den 1940er Jahren mit der Femurkopfprothese von Judet eingeführt (Judet und Judet 1950). Die weitere Nutzung wurde durch die für die Polymerisation notwendigen hohen Temperaturen eingeschränkt. Erst als deutsche Chemiker 1943 die Polymerisation unter Raumtemperatur ermöglichten, und dieses Wissen nach dem Zweiten Weltkrieg allgemein verfügbar wurde, etablierte sich PMMA als Füll- und Verankerungsmaterial zunächst in der Zahnmedizin und bei Kranioplastiken (Smith 2005).

Zwischen 1949 und 1950 nutzte Kiaer erstmals PMMA in der Hüftendoprothetik. Seine ersten sechs zementfixierten Prothesen waren Individualprothesen, die nach einem Abdruck (Mould) geformt wurden und zur Fixierung mit PMMA, ähnlich wie bei einer Zahnkrone, unterfüttert wurden. Das Verfahren war mit einer zweizeitigen OP verbunden, da etwa zehn Tage zur Anfertigung der Individualprothese benötigt wurden. Daher konnte es sich nicht durchsetzen. Anschließend verwendete Kiaer vorgefertigte Judet-Prothesen, die nur bei Bedarf mit PMMA unterfüttert wurden, etwa wenn die Prothese nicht korrekt auf dem Schenkelhals platziert werden konnte oder wenn knöcherne Defekte vorlagen (Kiaer 1952).

Haboush unternahm 1951 ähnliche Versuche, indem er eine Prothese mit PMMA fixierte. Dabei handelte es sich um eine Femurkappe, ähnlich der SPMA, die auf den konusförmig präparierten Femurkopf aufgesetzt wurde und um eine ihr entsprechenden Pfanne aus Metall, die ins Acetabulum platziert wurde. Beide Teile wurden mit PMMA fixiert.

Somit waren Kiaer und Haboush die ersten, die PMMA zur Fixierung der Komponenten in der Hüftgelenksarthroplastik einsetzten. Sie nutzten PMMA lediglich als Klebstoff bzw. adhäsives Medium (Haboush 1996) oder zum Formschluss und damit auf eine völlig andere Art als Charnley später.

3.4.1.2 Charnley und PMMA

Charnley fiel auf, dass die ohne Zement implantierten Prothesen vom Typ Moore und Thompson nur wenig Widerstand gegen Rotationskräfte, wie sie bei der Flexion im Hüftgelenk auftreten, boten (Charnley 1960c). Einen weiteren Nachteil erkannte er darin, dass die Prothesen nur punktuell fixiert waren. Die daraus folgende Überlastung dieser Punkte führte konsekutiv zu Lockerungen. Er postulierte, dass die Überlastung bereits am Ende der OP, spätestens aber nach einigen Wochen in der Phase des Remodellings des Prothesenlagers auftritt und eine von selbst nicht wieder rückläufige Lockerung der Prothese verursacht (McKee et al. 1957).

Charnley sah die Lösung in der Verwendung von PMMA, mit dem eine homogene Lasteinleitung von der Prothese auf den umgebenden Knochen und somit eine Reduktion der punktuellen Belastung erreicht werden konnte (Charnley 1960a).

Charnley besuchte des Öfteren seinen Jugendfreund Fred Taylor Monks im zahnmedizinischen Institut und zeigte großes Interesse an den dort verwendeten

Werkzeugen und Materialien. So kam er mit dem Chemiker D.C. Smith in Kontakt, der in der dentalen Materialentwicklung tätig war. Smith berichtete, dass Charnley ihn 1957 gefragt hätte, welches Material zur Verankerung einer Prothese im femoralen Markraum geeignet sei. Er empfahl PMMA (Cold Curling Acrylic Cement), das seit Jahren in der Zahnmedizin zur Verankerung und als Füllmaterial eingesetzt wurde (Smith 2005). Die adhäsive Funktion des PMMA war schon länger bekannt und wurde z.B. zur Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren erprobt (Bloch 1958). Charnley wollte PMMA aber als Füllmaterial, wie Mörtel oder Zement, nutzen. In dieses Füllmaterial war die Prothese vollständig eingebettet, so dass durch eine intensive Verzahnung mit dem umgebenden Knochen die Belastung auf eine große Oberfläche übertragen wurde (Charnley 1960a).

1959 begann Charnley PMMA zu verwenden. Wie Zeitzeugen berichteten, geschah dies aus der Not heraus, als er bei der Implantation einer Moore-Prothese in einem sehr weiten Markraum keine ausreichende Fixation erreichte (Reynolds und Tansey 2007). Wenig später fixierte er auch eine acetabuläre Komponente mit PMMA. Er konnte damit die Festigkeit der Prothesenfixation um den Faktor 200 steigern (Gomez und Morcuende 2005b). Die Verwendung von PMMA als Zement entspricht der des Pariser Zements von Gluck um die Jahrhundertwende. 1960 sorgte eine Veröffentlichung zu diesem Thema für den Durchbruch der Prothesenfixation mit PMMA (Charnley 1960a).

3.4.2 Low-Friction

3.4.2.1 Funktionsprinzip

Charnley erkannte die Wichtigkeit der Reduktion der Reibung beider artikulierenden Gelenkpartner. Die damalige Lehrmeinung war, dass die geringe Reibung in Gelenken allein aus einem Flüssigkeitsfilm resultiert, der die artikulierenden Teile voneinander trennt (Macconnaill 1932). Charnley widersprach dieser These in der Arbeit „The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty“ (Charnley 1960a). Er konnte zeigen, dass für die außerordentlich geringe Reibung kein durchgehender Flüssigkeitsfilm zwischen zwei perfekt zueinander passenden Gelenkteilen, sondern der Knorpel selbst verantwortlich war. Daraus schloss er, dass künstliche Gelenke nur funktionieren, wenn die Gelenkpartner mit ähnlich geringer Reibung miteinander artikulieren.

Bei der Versorgung von Schenkelhalsfrakturen eingesetzte Hemiarthroplastiken linderten reproduzierbar Beschwerden. Charnley sah den Grund hierfür in dem intakten Gelenkknorpel der Hüftpfanne, über den das polierte Metall des Prothesenkopfes gut gleiten konnte. Wurde die Hemiarthroplastik bei einer Coxarthrose mit nicht mehr vorhandenem Gelenkknorpel verwendet, entstanden bei fehlender Gleitfähigkeit große, auf die Prothese einwirkende Friktionskräfte, die eine Lockerung bedingten (Charnley 1960a). Ähnlich hohe Kräfte traten auch bei den M-GP der ersten totalen Arthroplastiken auf, was ebenfalls zu Lockerungen führte. Diese These wurde von Buchholz später untermauert (Buchholz 1969; Buchholz et al. 1985). Ein Nebenaspekt war der entstehende Metallabrieb, der die Lockerung zusätzlich fördernde Lysen induzierte (Jacobsson et al. 1996; McKee 1974).

3.4.2.2 Polytetrafluorethylen

Um die Reibung in arthrotisch veränderten Gelenken herabzusetzen, experimentierte Charnley mit PTFE (Teflon). PTFE ist ein chemisch inertes Polymer mit geringem Reibungskoeffizienten (Charnley 1960c). PTFE gleitet auf PTFE ähnlich gut wie nasses Eis auf nassem Eis. Außerdem ist die Haftreibung genauso groß wie die Gleitreibung, so dass der Übergang vom Stillstand zur Bewegung erschütterungsfrei stattfindet. Charnleys Laborergebnisse zeigten eine klare Überlegenheit des PTFE anderen Materialien gegenüber. So begann Charnley ab 1957 mit der Verwendung von PTFE. Zunächst implantierte er eine Art Doppelkappe als synthetischen Knorpelersatz, deren femorale Komponente an die SPMA angelehnt war. Die acetabuläre Komponente wurde im Acetabulum mit einem Sporn zunächst ohne PMMA verankert. Schon kurz nach der OP waren die Patienten beschwerdefrei und zeigten eine hervorragende Beweglichkeit des Hüftgelenkes. Aber schon nach wenigen Monaten traten Nekrosen des Femurkopfes auf. Charnley hielt die Präparation des Femurkopfes zur Anpassung an die PTFE-Kappe für die Ursache (Charnley 1961).

In der Folge verwendete er keine Kappen mehr, sondern wandelte das Konzept der McKee-Farrer-Prothese ab. Da das Gleiten von Metall auf PTFE nur wenig mehr Reibung verursacht, als das Gleiten von PTFE auf PTFE, begann er, statt einer Metallpfanne eine Pfanne aus PTFE mit dem von Moore und Thompson entwickelten Femurschaft zu implantieren – wiederum mit zunächst guten Ergebnissen (Charnley 1960c, 1961; Donald 2007).

3.4.2.3 Reibungsreduktion durch Verkleinerung des Kopfdurchmessers

Charnley verwendete die großen Köpfe der Prothesen von Moore und Thompson, um die Punktbelastung für das relativ weiche Material seiner PTFE-Pfanne gering zu halten. Bei dieser Kombination kam es aber zu einem erheblichen Abrieb von PTFE. Die Analyse des Verschleißes an den Komponenten resultierte in der Annahme, dass die schalenartige Pfanne aufgrund einer zu geringen Wandstärke zu weich war. Daher begann er mit einer schrittweisen Verkleinerung des Kopfdurchmessers bis zu einem Durchmesser von 22,225 mm (7/8 Inch). Dazu kreierte er einen eigenen Prothesenschaft, den er mit PMMA verankerte (Charnley 1961). Bei einer minimalen Pfannengröße von 40 mm erreichte Charnley ein Größenverhältnis Pfanne zu Kopf von 2:1, was er als Minimalanforderung zur Verhinderung eines verstärkten Verschleißes definierte. Darüber hinaus verformten sich die dickwandigen Pfannen weniger, wodurch das Pfannen-Zement-Interface geschont wurde und eine homogenere Lastübertragung auf den Knochen stattfand, was wiederum einer Lockerung vorbeugte (Charnley et al. 1969; Wroblewski et al. 2008). Das Prinzip der Low-Friction („niedrige Reibung“) sollte aber weniger den Verschleiß minimieren, als die durch die Reibung entstehenden Friktionskräfte auf die Prothesenteile reduzieren und somit eine Lockerung verhindern (Buchholz et al. 1985; Charnley 1960c; Donald 2007).

Bei der Vorstellung dieses Konzeptes hatte Charnley in drei Jahren mehr als 60 Implantationen mit bemerkenswerten Erfolgen durchgeführt (Charnley 1960b).

Danach folgten herbe Enttäuschungen. Das im Labor gut funktionierende PTFE zeigte in situ unter Belastung eine nicht ausreichende Verschleißfestigkeit. Darüber hinaus kam es zu unerwartet heftigen Gewebereaktionen auf den Abrieb (Charnley

1966). Die intensive Suche nach geeigneteren Materialien erbrachte zunächst keine besseren Resultate.

3.4.3 Polyethylen

Dann stellte ein Vertreter für Kunststoffe Charnley Ultra High Molecular Weight Polyethylen¹ (PE) vor, dessen Verwendung er jedoch aus Sorge vor weiteren Fehlschlägen, wie beim PTFE, ablehnte. Sein Laborleiter Harry Craven experimentierte mit diesem neuen Werkstoff mit überraschend überzeugenden Ergebnissen (Gomez und Morcuende 2005b). Letztendlich unternahm Charnley zur Untersuchung der Gewebeeigenschaften von PTFE und PE einen Selbstversuch. Er applizierte sich subkutan PTFE und PE in die Oberschenkel. Nach einigen Monaten war um die PTFE-Injektionsstelle eine eindrucksvolle Gewebereaktion sichtbar, wohingegen das Areal um die PE-Injektionsstelle völlig blande war (Charnley 1963). Dieses Ergebnis überzeugte Charnley endgültig von der Gewebeverträglichkeit von PE, so dass er im November 1962 mit der Implantation von PE-Pfannen begann (Charnley 1972; Donald 2007; Gomez und Morcuende 2005b).

Die Kombination aus einer stabilen Verankerung der Prothesenteile mit PMMA als Zement, die Verwendung eines metallenen Schaftes und einer acetabuläre Komponente aus PE sowie ein reibungsarmes Verhältnis von Pfanne und Kopf führte zum gewünschten Erfolg. Die so konzipierte Prothese ging als Charnleys LFA in die Geschichte ein. Aus Sorge vor einem erneuten Fehlschlag publizierte Charnley seine Ergebnisse, die einen wichtigen Grundstein der modernen Hüftendoprothetik darstellen, erst 1970 (Charnley 1970).

¹ „UHMWPE“ im weiteren Verlauf als „PE“ abgekürzt

3.4.4 Vorteile von Charnleys LFA

Die Minimierung der Reibung reduziert die Kräfte, die auf die Verankerung wirken. Eine verbesserte Verankerung hält den einwirkenden Kräften besser stand.

Diese Eigenschaften erreichte Charnley in seiner LFA durch:

- Verwendung einer Metall-PE-Gleitpaarung (M-PE-GP)
- Verkleinerung des Kopfdurchmessers
- PMMA als Zement für eine homogene Krafteinleitung in das knöcherne Prothesenlager
- Verringerung der einwirkenden Hebelkräfte durch Trochanterversatz nach lateral und tiefe Pfannenpositionierung

Mit diesen Prinzipien konnte ein substantieller Fortschritt bei der Minimierung prothesenabhängiger Komplikationen erzielt werden. Vielmehr traten prothesenunabhängige Komplikationen, wie Lungenembolien und Infektionen, in den Vordergrund (Harris 2009).

Anfang der 1960er Jahre gab es inklusive Charnleys LFA vier Prothesensysteme, die um die Vorherrschaft wetteiferten. Letztendlich erwies sich bei den konkurrierenden Prothesenmodellen von Stanmore, McKee-Farrer und Ring, die alle eine M-M-GP verwendeten, eine vermehrt auftretende Lockerung als entscheidender Nachteil gegenüber Charnleys LFA. Die Lockerungen waren bedingt durch:

1. Die Abrieb-produzierende M-M-GP, die frühzeitige, lysebedingte Lockerungen der Prothesen verursachte. Ein wichtiges Detail war, dass die miteinander artikulierenden Metallteile fertigungsbedingt nicht optimal zueinander passten. Die resultierenden Punktbelastungen führten zu einem erhöhten Abrieb

(Morscher 2003) und es konnte zu einem Festlaufen der artikulierenden Teile kommen (Buchholz 1969).

2. Die suboptimale Press-Fit-Verankerung, die eine Osteointegration verhinderte, und Lysen durch (mikro-) bewegungsbedingte Belastungsspitzen (Fretting) verursachte (Charnley 1965).

3.4.5 Charnley – Erfinder des modernen Gelenkersatzes?

Die Entwicklungen Charnleys beeinflussen bis heute die moderne Hüftendoprothetik. Daher wird er häufig als Vater dieser OP-Form bezeichnet (Donald 2007; Toledo-Pereyra 2004). Doch ist diese Aussage eigentlich gerechtfertigt oder führte er lediglich die Entwicklungen anderer einen Schritt weiter?

Argumente dagegen

Als Charnley begann sich mit der rekonstruktiven Therapie von Hüftgelenksbeschwerden zu beschäftigen, waren bereits mehrere OP-Formen etabliert. Die SPMA war seit ihrer Einführung 1923 und spätestens seit 1938, als die Arthroplastik mit einem Vitallium-Cup vorgenommen wurde, die erste operative Therapieform, mit der die Hüftgelenksbeschwerden reproduzierbar gelindert werden konnten (Smith-Petersen 1948). Die Linderung beschränkte sich meist auf die ersten Monate nach der OP. Im Langzeitverlauf kam es dann zu zunehmenden Bewegungseinschränkungen und wiederauftretenden Schmerzen (Charnley 1960b). Trotzdem stellte diese OP für die Coxarthrose eine segensreiche Behandlungsoption dar. Auch ein Hüftgelenkersatz war in der klinischen Routine bereits etabliert. Zu den Methoden zählte die Hemiarthroplastik von Judet, Moore und Thompson (Judet und Judet 1950; Moore 1957; Thompson 1952). Mit dem Ersatz des Femurkopfes

konnten auch hüftnahe Frakturen suffizient therapiert werden (Swanson et al. 1992). Der Ersatz der Hüftpfanne war von Urist, Wiles und McBride vorgenommen worden (Shorbe 1970; Thompson 1966). Auch ein vollständiger Ersatz des Hüftgelenkes hatte bereits ausgehend von der ersten THA und Haboush Erfahrungen zur Verankerung von Prothesen mit PMMA stattgefunden. Daher könnte man argumentieren, dass Charnley lediglich neue Materialien eingeführt hat. Zunächst PTFE, das er ähnlich verwendete wie Smith-Petersen bei der SPMA. Nach katastrophalen Misserfolgen, bedingt durch Verschleiß und Abstoßungsreaktionen, entdeckte er schließlich mit PE einen durablen und verträglichen Kunststoff, der ihm den Weltruhm als Erfinder der modernen Hüftarthroplastik einbrachte.

Als Charnley mit seinen Forschungen begann, bestand schon eine breite Basis an etablierten Verfahren, auf deren Grundlage seine Entwicklungen nur den nächsten Schritt darstellten. Durch die Verwendung von PMMA konnte er die etablierten Prothesen von Moore und Thompson, die allein durch eine stabile Auflage im knöchernen Bett gehalten wurden, besser fixieren. Mit PTFE und später PE führte er neue Kunststoffe in die Arthroplastik ein, die als Artikulationspartner von Metall bessere Ergebnisse erzielten als die bisher verwendeten M-M-GPs. Damit ist es nicht korrekt, Charnley als den Erfinder des modernen Gelenkersatzes zu bezeichnen.

Argumente dafür

Charnley begann seine Forschungen zur Gelenkchirurgie in den 1950er Jahren und damit zu einer Zeit, in der Operationen am Hüftgelenk (SPMA, Hemiarthroplastiken mit Ersatz des Femurkopfes oder der Pfanne, siehe oben) bereits häufig stattgefunden hatten. Die Eingriffe hatte jedoch eins gemein: Sie

waren Patienten mit extremen Beschwerden vorbehalten und die Ergebnisse waren, verglichen mit heutigen Standards, allenfalls als schwer vorhersagbar zu bezeichnen. Auch postoperative Erfolge waren in der Regel nicht von langer Dauer.

Diese Umstände wurden durch die Arbeit von Charnley grundlegend verändert. Er erkannte als Erster die Bedeutung der Reibung in der Artikulation künstlicher Gelenkteile, indem er die Ursache des Quietschens der Judet-Plexiglasprothesen untersuchte. Auf diesen Beobachtungen fußte sein Prinzip der LFA (Charnley 1960c). Er erkannte, dass die durch Reibung entstehenden Friktionskräfte zur Lockerung von Prothesen führen. Von 1956–1962 setzte er diese Erkenntnisse konsequent um, indem er mit der Einführung neuer Materialien (PTFE, PE) und der Veränderung des Kopfdurchmessers die Reibungskräfte minimierte² und durch die Nutzung von PMMA die Stabilität des Knochen-Prothesen-Interfaces um ein Vielfaches erhöhte.

Auch wenn Charnleys LFA zum Teil auf bestehenden Erkenntnissen basierte, waren es seine Innovationen, die der OP-Technik zu einem Durchbruch verhelfen und erstmal reproduzierbare und langfristig gute Ergebnisse erzielten. Die kurzfristigen Ergebnisse waren so überzeugend, dass sich die Ideen von Charnley innerhalb weniger Jahre durchsetzten. Bis dato übliche OP-Methoden (SPMA, Hemiarthoplastiken) wurden nicht mehr durchgeführt. Nach diesem Wendepunkt wurden Charnleys inspirierende Ideen für Weiterentwicklungen genutzt. Die Folge war, dass es ein Jahrzehnt später eine Fülle von neuen Prothesen gab. Diese Entwicklung hatte aber nicht nur Vorteile für die Patienten, da die neuen Prothesen

² und durch die dickere PE-Wandung die Stabilität der Pfanne erhöhte.

häufig der LFA Charnleys unterlegen waren. 2004 zeigte eine Studie, dass Charnleys Prothesen der ersten Generation in 88% der Fälle auch nach 30 Jahren noch intakt waren (Callaghan et al. 2004). Ein solch beeindruckendes Ergebnis wurde nur von wenigen Konkurrenzprodukten erreicht und unterstreicht eindrucksvoll die von Charnley erbrachten Leistungen. Damit wird er zu Recht als Vater der modernen Hüftendoprothetik bezeichnet.

3.5 1965–1980 – Entwicklungen nach Charnleys LFA

„The cart has been put before the horse; the artificial joint has been made and used, and now we are trying to find out how and why it fails.“ (J. Charnley) (Gomez und Morcuende 2005b).

Charnleys Methode der LFA funktionierte, wurde aber durchaus auch kritisch beobachtet. Die kurz- und mittelfristigen Resultate waren durchweg gut bis exzellent (Eftekhar 1971, 1987). Diese Ergebnisse wurden schnell bekannt, so dass viele Operateure aus aller Welt bei Charnley hospitierten, um sich von den klinischen Ergebnissen zu überzeugen und in die OP-Technik einweisen zu lassen. Charnley hatte bei der Ausbildung klare Prinzipien: assistieren, assistiert operieren und erst selbstständig operieren, wenn eine ausreichende Sicherheit erlangt war. Charnley gestattete nur von ihm ausgebildete Chirurgen einen Gelenkersatz nach seiner Vorgabe durchzuführen. Auch H.-W. Buchholz wurde von Charnley ausgebildet und führte 1964 die erste LFA in Deutschland durch. Mit dieser Ausbildung und durch die akribische wissenschaftliche Dokumentation aller Ergebnisse wollte Charnley vermeiden, dass die Ergebnisse seiner LFA durch eine nicht ausreichende Erfahrung der Operateure mit der Implantationstechnik verfälscht wurden (Holz 1997).

In den 1960er Jahren gab es, neben Charnleys LFA, weitere THA-Prothesensysteme (z.B. Ring-Totalarthroplastie, Stanmore-Prothese) auf dem Markt, die aber in wesentlich geringeren Stückzahlen implantiert wurden. Außerdem wurden vor allem bei Frakturversorgung Hemiarthoplastiken (z.B. Prothesen von Moore und Thompson) vorgenommen (Willert und Puls 1972). Weiter wurden auch noch SPMA durchgeführt. Das Rennen um die Vorherrschaft der THA lieferten sich aber, bis in die 1970er Jahre hinein, die LFA von Charnley inklusive aller Modifikationen und das

System von McKee & Watson-Farrer mit einer M-M-GP und PMMA-Fixation (Jacobsson et al. 1996; Schachter und Lamont 2009).

3.5.1 Prothesen mit Metall-Metall-Gleitpaarungen

Ring-Prothese

Peter Ring (GB) misstraute PMMA und PE schon frühzeitig. Als Probleme sah er eine eventuelle Erhöhung der Infektionsrate, einen gefährlichen Blutdruckabfall beim Einbringen des Zementes und einen unzureichenden Verbund zwischen Zement und Knochen mit resultierendem Lockerungsrisiko der acetabulären Komponente. Er kombinierte die Moore-Prothese mit einer Metallpfanne, die mit Schrauben im Acetabulum fixiert wurde. Später erhielt die Pfanne eine einzelne lange Schraube, die ins Ilium reichte. Diese Konstruktion erinnert an die heute eingesetzte Sockelpfanne (Ring 1968).

Stanmore-Prothesen System

Einen ähnlichen Weg beschritten auch die Entwickler der Stanmore-Prothese. Nach der Entwicklung 1956 folgten zwölf Implantationen zwischen 1963 und 1966. Der Schaft war eine Modifikation der Thompson-Prothese, hatte aber einen schlankeren, geraderen Stiel, der bei engen Markhöhlen leichter implantiert werden konnte. Stiele mit Antetorsion wurden sowohl für den rechts- als auch linksseitigen Einsatz hergestellt. Die Fixation erfolgte mit einem neuen, niedrig viskösen, PMMA-basierten Zement (Simplex ,C' Polymer). Da dieser Zement länger flüssig blieb, konnte er leichter eingebracht werden. Dazu wurden spezielle Instrumente entwickelt.

Die acetabuläre Komponente, zwei ineinander liegende sphärisch geformte Metallschalen, stellte eine neue Entwicklung dar. Unterschiedliche Kraftvektoren, die bei Bewegung dynamisch auf die Pfanne einwirken, erschweren die Fixation. Der Fixierung der acetabulären Komponente allein mit Zement schien nicht ausreichend, so dass die Schale zusätzlich mit drei speziellen, pneumatisch eingebrachten, in einem 120° Winkel zueinanderstehenden Nägeln gesichert wurde. Um das Herausrutschen der Nägel und die damit verbundene Lockerung und Behinderung der Gelenkfunktion zu verhindern, wurde in der äußeren Schale eine innere Schale fixiert, an der die Artikulation stattfand. Bei der Entwicklung dieses Systems wurden verschiedene Werkstoffe getestet, bevor die Entscheidung für die Kobalt-Chrom-Legierung Vinerta fiel. Es wurde auch Titan getestet, doch der erhebliche Verschleiß ließ dieses Material als Artikulationspartner ausscheiden. Zur Schmierung der Artikulationspartner wurden Tests mit Blutplasma als Schmiermittel durchgeführt. Diese Versuchen ergaben, dass sich die Metalloberflächen zunächst einlaufen müssen. In dieser Phase ist der Metallabrieb temporär am höchsten. Später sinkt er zügig auf ein Maß ab, das die Entwickler des Stanmore-Systems als vernachlässigbar einstufen³ (Duff-Barclay et al. 1966).

McKee-Watson-Farrer-Prothese

McKee und Watson-Farrer übernahmen 1960 eine Idee Charnleys und fixierten ihre Prothese erfolgreich mit Zement. Auch sie verwendeten eine exact zum Prothesenkopf passende sphärische Metallschale. Trotz minimaler

³ Jede Hart-Hart-Paarung benötigt zwingend einen schmierenden Flüssigkeitsfilm. Die Paarungen mit PE benötigen diesen nicht, zeigen aber generell etwas mehr Verschleiß.

Fertigungstoleranzen wurde eine vollständig sphärische Form aber nie erreicht. Dies begünstigte eine ungenügende Schmierung und damit den Metallabrieb, der vermehrt Lockerungen verursachte (Jacobsson et al. 1996; McKee 1974). Die Prothese wurde bis weit in die 1970er Jahre verwendet und erzielte gute Ergebnisse, die aber insgesamt nicht an die von Charnley heranreichten (Jacobsson et al. 1996).

3.5.1.1 Früh erkannte Probleme der Metall-Metall-Gleitpaarung

Charnley hielt die notwendige Schmierung der artikulierenden Prothesenteile durch die Synovialflüssigkeit, deren Viskosität individuell unterschiedlich sein kann, für das größte Problem der M-M-GP. Die Schmierflüssigkeit zwischen den Artikulationsflächen wird bei zunehmender Belastung eher verdrängt. Je größer der Prothesenkopf, desto kürzer ist die Phase ohne ausreichende Schmierung. Beim „Trockenlaufen“ der Prothese können hohe Friktionskräfte auftreten. Charnley hielt seine Metall-PE-Paarung aufgrund der geringen Friktionskräfte, die durch den kleinen Prothesenkopf und durch die Selbstschmierung des PE entstanden, für überlegen (Charnley 1970).

Buchholz erklärte Jahre später bei der Beschreibung seiner eigenen Prothese das Versagen der McKee-Watson-Farrer-Prothese durch die Metall-Metall-Prothesenpaarung. Zwar war diese Paarung robust und erzeugte unter optimalen Bedingungen nur wenig Abrieb, jedoch kam es durch die Verwendung von Vitallium zu hohen Druckspannungen, was zum Festlaufen der Prothese und somit zur Lockerung und letztendlich zum Herausbrechen der Pfanne aus der Beckenverankerung führen konnte (Buchholz et al. 1985).

3.5.2 Weiterentwicklungen der Low Friction Arthroplastie

3.5.2.1 Neue Prothesen

Müller-Bogenschaft

Der Schweizer Maurice Edmond Müller erkannte früh das Potential der LFA und ließ sich von Charnley ausbilden. Er sah bei der Prothese von Charnley aber drei Schwachpunkte:

- die Trochanterosteotomie des lateralen Zuganges,
- der kleine Prothesenkopf mit Luxationstendenz und hoher Punktbelastung,
- eine unphysiologische Krafteinleitung.

Charnley verwendete den lateralen Zugang mit Trochanterosteotomie (Goetz und Harris 1993). Dagegen benutzte Müller wie Moore den hinteren Zugang, um auf die Trochanterosteotomie zu verzichten. Dies war aufgrund der Bogenform des Schaftes möglich. Der beim hinteren Zugang auftretenden steigenden Luxationstendenz wirkte er durch die Vergrößerung des Kopfes entgegen (Müller 1970). Der kleine Kopfdurchmesser von Charnleys Prothese sorgte zwar für eine geringe Reibung und somit für eine Reduktion der die Pfanne potentiell lockernden Hebelkräfte, aber auch für eine höhere, verschleißfördernde Punktbelastung. Daher sah Müller in der Vergrößerung des Kopfes einen Vorteil.

Der von Müller zunächst noch in Zusammenarbeit mit Charnley entwickelte Müller-Bogenschaft erlaubte eine physiologischere Krafteinleitung und eine Implantation unter Schonung des Trochanters. Dieser wurde, bedingt durch Müllers Reputation, im deutschsprachigen Raum flächendeckend eingesetzt und auch in den USA aggressiv vermarktet (Gomez und Morcuende 2005b).

Weber-Rotationshüftprothesensystem

Weber präsentierte 1968 mit der modularen Prothese eine wichtige Innovation. Der Hals der Prothese war ein polierter Zylinder, auf dem der Polyesterkopf der Prothese aufsaß und rotieren konnte. Dadurch sollten die auf die Pfanne einwirkenden Kräfte reduziert werden.

Der modulare Aufbau ermöglichte die Verwendung von Köpfen mit verschiedenen Halslängen. So konnte intraoperativ die Beinlänge ausgeglichen und der Weichteilspannung angepasst werden (Claes et al. 2011). Initial verwendete Weber Köpfe aus Polyester oder Protasul-2 (Edelstahllegierung). Die Polyesterköpfe zeigten jedoch schon nach kurzer Zeit im klinischen Einsatz hohe Abriebraten (Griss et al. 1975). Auf der Suche nach abriebärmeren Alternativen nutzte er ab 1970 die von Griss entwickelte Keramik-Keramik-Gleitpaarung (K-K-GP) (Griss et al. 1975).

Weitere zementierte Prothesen – Beck, Weller, Buchholz

Anfang der 1970er Jahre nahm die Zahl der im deutschsprachigen Raum verwendeten Prothesensysteme deutlich zu. Eine wichtige Voraussetzung hierfür war, dass Charnley seine LFA patentrechtlich nicht schützen ließ (Gomez und Morcuende 2005b). In größeren Serien wurden die Prothesen von Weller, Beck und Buchholz verwendet. Die Prothesen von Weller und Beck erinnerten an Müllers Bogenschaft, verfügten aber bei gleichem rautenförmigen Profil über einen längeren, geraderen Schaft (Tönnis und Asai 1976). Dagegen unterschied sich die Buchholz-Prothese Modell St. Georg in weiteren Details. Die Prothese verfügte über einen langen Schaft mit Doppel-T-Trägerprofil, einen Kopf mit 38 mm Durchmesser und eine Pfanne mit ventromedialer Aussparung, um die Sehne des Musculus iliopsoas zu schützen und einen großen Bewegungsradius ohne Luxation zu ermöglichen. Die

Durchmesser von Kopf und Pfanne unterschieden sich um einen Millimeter, um eine gute Schmierung zu ermöglichen und die Flächenbelastung und damit den Abrieb zu minimieren, ohne dass der Kopf in der Pfanne unter Belastung festlief und hohe Friktionskräfte generierte. Buchholz verwendete diese Prothese ab November 1968⁴ und implantierte sie innerhalb von nur zwei Jahren in über 1350 Fällen (Buchholz 1969, 1970; Buchholz und Noack 1973).

3.5.3 Verbesserung der Fixation durch Zement

Charnley war der Erste, der PMMA zur Fixierung von Prothesen etablierte. Entscheidend war, dass er dabei PMMA als Zement und nicht als Klebstoff verwendete. Er belegte eindrucksvoll, dass so die Festigkeit der Prothesenfixation erheblich gesteigert werden konnte. Die neuartige Verwendung des bekannten Materials PMMA wurde kritisch beobachtet. Komplikationen traten aber selten auf (Charnley 1964, 1965; Charnley und Kettlewell 1965). In den 1970er Jahren wurden bei den zementierten Prothesen Modifikationen eingeführt, die neue Erkenntnisse lieferten. Anlass für die Weiterentwicklung waren aseptische Lockerungen und das Einsinken einiger Prothesen im Zementmantel ohne Anhalt für eine grobe Lockerung.

3.5.3.1 Zementbrüche

Schon Charnley und sein Kollege Weber hatten beschrieben, dass es bei Zementbrüchen zu einem Einsinken der Prothese kommen kann. Bei einem geringfügigen Einsinken konnte die Prothese endgültig einen festen Sitz finden – mit

⁴ Vorher benutzte er die Prothesen von v. Wittebohl, bei der es sich um eine modifizierte Moore-Prothese mit recht dünnwandiger PE-Pfanne handelte.

entsprechend gutem klinischen Outcome und guter Prognose. Sank die Prothese jedoch zu weit ein, schritt die Lockerung immer weiter fort und eine Revision wurde notwendig. Diese Beobachtungen regten die Diskussion an, wie der Zementmantel um eine Prothese herum beschaffen sein sollte (Weber und Charnley 1975).

Eine weitere Frage war, ob verschiedene Formen der Prothese den Zementmantel unterschiedlich beanspruchen. Lee zeigte, dass sich an scharfen Kanten der Prothesen Belastungsspitzen bilden, die den Zementmantel bei einer belastungsinduzierten Überbeanspruchung brechen lassen (Lee et al. 1978). So erklärt sich auch, dass der Müller-Bogenschacht mit seinem Zementbrüche-fördernden Diamantprofil eine erheblich höhere Lockerungsrate als Charnleys LFA besitzt (Johnston 1987; Kelley et al. 1990). Diese Beobachtungen führten zu Veränderungen im Prothesendesign, die nicht erfolgreich verliefen.

3.5.3.2 Form der Prothese im Zement – Taper-Design

1979 entwickelte die Arbeitsgruppe um Ling mit der Exeter-Prothese ein neues Prothesen-Design (Taper-Design). Im Gegensatz zu der in einer Ebene keilförmigen Charnley-Prothese, die durch Einsinken neuen Halt finden konnte (Weber und Charnley 1975), war der gerade Schaft der kragenlosen polierten Exeter-Prothese in zwei Ebenen keilförmig. Ziel dieses Designs war es, das PMMA optimal in die Spongiosa zu verpressen (Taper-Design). Angenommen wurde, dass die Haftung von PMMA an der Prothese die entscheidende Schwachstelle ist. Daher sollte sich die Prothese beim Einsinken im Zementmantel verklemmen (sekundäre Fixation). Die polierte Oberfläche unterstütze diesen Vorgang (Alfaro-Adrián et al. 1999; Ling et al. 2009; Shen 1998).

In Frankreich wurde eine modifizierte Charnley-Prothese verwendet. Bei der Kerboull-Charnley-Prothese wurden verschiedene Oberflächenstrukturen untersucht. Als polierte Prothese erreichte sie die besten Ergebnisse. Später wurde die sekundäre Fixierung als ursächlich für diese Befunde identifiziert, die durch das konische Design und die polierte Oberfläche unterstützt wird (Hamadouche et al. 2008). Die guten Ergebnisse dieser polierten konischen Prothese sind somit als Erfolg des Taper-Designs zu werten.

3.5.3.3 Zementmantel – Französisches Paradoxon und Geradschäfte

Neben den Versuchen, das Verhalten der Prothese im Zement zu verbessern und die Festigkeit des Zementmantels selbst zu erhöhen, gab es auch Bestrebungen, den Einsatz des PMMA zu minimieren. Folgende Befunde unterstützten diese Bemühungen: Untersuchungen hatten nachgewiesen, dass kleinere Zementbrüche um eine Prothese herum nicht zu einer Lockerung führen, wenn die Prothese nur wenig sintert und sich sekundär fixiert (Weber und Charnley 1975). Weiter wurde angenommen, dass PMMA als Auslöser von Lysen durch Abriebpartikel fungiert (Harris et al. 1976; Willert und Puls 1972). Mittelmeier hatte mit seiner zementfreien Autophor-Prothese das Prinzip „Prothesenverankerung durch eine Vergrößerung der Prothesenoberfläche (Self-Locking)“ eingeführt und postulierte, dass bei entsprechendem Design auf Zement verzichtet werden kann (s.u.) (Mittelmeier 1974).

1980 untersuchte Crowninshield das Zusammenspiel zwischen der Elastizität der Prothese und des Zementes sowie der Länge und Stärke der Prothese. Für einen optimalen Verbund zwischen Prothese und Zement sollte die Prothese möglichst

inflexibel sein. Die Flexibilität der Prothese kann durch die Wahl des Materials (Elastizitätsmodul) und durch ihren Durchmesser beeinflusst werden. Bei zunehmendem Durchmesser der Prothese nimmt die Stärke des Zementmantels ab, so dass dieser zur Insuffizienz neigt (Crowninshield et al. 1980).

Dieses Wissen existierte Anfang der 1970er Jahre noch nicht. Basierend auf dem damaligen Verständnis der Funktion von Zement und Prothese wurden in den 1970er Jahren Prothesen entwickelt, die trotzdem gute Langzeitergebnisse lieferten. Diese Prothesen waren die Vorstufen der sich verklebenden, zementfreien Prothesen.

3.5.3.4 Französisches Paradoxon

In den 1970er Jahren dominierte in Frankreich ein spezielles Prinzip der Prothesenimplantation. Dieses später als das Französische Paradoxon bezeichnete Prinzip konterkarierte wegen seines dünnen und inkompletten Zementmantels Charnleys Prinzip, lieferte aber dennoch überraschend gute Langzeitergebnisse (Langlais et al. 2003; Learmonth et al. 2007). Bei den Implantationen wurde zunächst der Charnley-Kerboull-Schaft (Stahl) und später der Ceraver-Osteal-Schaft (Titan) verwendet. Das Verfahren basierte auf zwei Säulen:

- vollständige Entfernung des spongiösen Knochens aus der Femurmarkhöhle und
- Verwendung der größtmöglichen und damit der widerstandsfähigsten Prothese ggf. sogar unter Aufbohrung des Markraumes.

Die Folge dieses Verfahrens war ein dünner Zementmantel, der auch Lücken aufweisen konnte. Der Zement diente als reiner Totraumfüller für den letzten

Formschluss und die letzte Kraftübertragung. Den Entwicklern war wichtig, dass die Prothese möglichst intensiven knöchernen Kontakt hatte, um eine direkte Lastübertragung auf die stabile Kortikalis, statt auf die brüchige Spongiosa zu erreichen (Langlais et al. 2003).

3.5.3.5 Müller-Geradschaft

1977 kam die abgeflachte und breite Müller-Geradschaft-Prothese auf den Markt (Müller 1992). Der Femurmarkraum wurde so vorbereitet, dass er unter Erhalt der Spongiosa dem flachen Profil der Prothese entsprach. Mit der Wahl der größtmöglichen Prothese sollte ein intensiver Kontakt mit der medialen und lateralen Femurkortikalis sichergestellt werden. Hierbei sollte der Zement verdrängt werden, so dass die Prothese direkt mit dem Knochen in Kontakt trat (Self-Locking). Der verbleibende Zement befand sich größtenteils anterior und posterior der Prothese und sollte lediglich die Prothese gegen Rotation sichern. Der Kraftschluss erfolgte durch den direkten Kontakt von Prothese und Knochen. Diese Maßnahmen reduzierten die Belastung des Zementes und steigerten seine Lebensdauer erheblich (Morscher und Wirz 2002; Müller 1992). Der Müller-Geradschaft zeichnet sich durch gute Langzeitergebnisse aus und wird, oft kopiert, bis heute implantiert.

3.5.3.6 Oberflächengestaltung – Form- oder Kraftschluss

Lockerungen durch polierte Oberflächen

Prothesen der frühen 1970er Jahre besaßen fertigungsbedingt eine polierte Oberfläche. Trotz weitgehend guter Ergebnisse kamen aseptische Lockerungen vor.

Mit Hilfe einer neuen Röntgenuntersuchungstechnik (Röntgen-Stereometrie-Analyse, RSA) konnten zu der Zeit erstmals kleinste Zementbrüche und

Lageveränderungen der Prothese nachgewiesen werden. Damit konnte der Befund von Weber und Charnley (s.o.) bestätigt werden, dass einige Prothesen innerhalb der ersten Jahre in den Zementmantel einsinken. Da das Einsinken auf eine Lockerung hervorgerufen durch die polierte Oberfläche der Prothesen zurückgeführt wurde, wurden die Oberflächen aufgeraut (Shen 1998). Ziel dieser Aufrauung war eine Verbesserung des Prothesen-Zement-Interfaces. An einer aufgerauten Oberfläche sollte das PMMA, im Sinne eines Microlocking, besser anhaften können. Auf der Basis des resultierenden stärkeren Verbunds sollten die von der Prothese abzuleitenden Kräfte besser durch den Zement auf den umgebenden Knochen übertragen werden (Morscher und Wirz 2002). Daher wurde eine Mattierung am Charnley-Schaft der ersten Generation und an der Exeter-Prothese vorgenommen, bei denen in der polierten Form häufig ein leichtes Einsinken in den Zementmantel nachgewiesen worden war. Überraschenderweise zeigten die aufgerauten Prothesen aber kurz- und mittelfristig schlechtere Überlebensraten mit vermehrten Lockerungen und Brüchen im Zementmantel und Brüchen. Die Ursache konnte erst viele Jahre später erklärt werden: Durch die Aufrauung wurden die bisher kraftschlüssigen Prothesen eines wichtigen Funktionsprinzips beraubt und mit formschlüssigen Eigenschaften versehen (Kärrholm et al. 2000). Auf der Basis der empirischen Ergebnisse wurden die beiden Prothesen erneut umgestaltet. Der Charnley-Schaft der dritten Generation erhielt „Flügel“ zur besseren Verpressung des Zementes (Wroblewski et al. 2006) und der Exeter-Schaft wurde wieder poliert (Shah und Porter 2005). Unter diesen Maßnahmen konnten die Standzeiten wieder verbessert werden. Damit verwendeten die ursprünglich kraftschlüssigen Prothesen später

verschiedene Verankerungsprinzipien (Charnley-Prothese Formschluss, Exeter-Prothese Kraftschluss) (Howie et al. 1998; Shen 1998).

Formschluss braucht matte Oberflächen

Mit einer matten Oberfläche wird der Verbund im Prothesen-Zement-Interface, unter Nutzung der adhäsiven Kräfte des PMMA gestärkt. Ein entsprechendes Design der Prothese (Aussparungen, Riefen, Erhebungen, Kragen) verstärkt den Verbund. Ein solcher Formschluss (Shen 1998) konnte in verschiedenen Prothesentypen erfolgreich umgesetzt werden. Dazu zählen das von Link entwickelte ENDO-Modell, und die Lubinus SP II Modelle (Breusch et al. 2000a; Kärrholm et al. 2000).

Formschluss und matte Oberflächen ergänzen sich optimal. Bei einer Lockerung im Prothesen-Zement-Interface und konsekutivem Bruch im Zementmantel erzeugt die matte Oberfläche aber deutlich mehr Abrieb (Alfaro-Adrián et al. 1999). Dieser kann durch die Brüche im Zement in das Zement-Knochen-Interface gelangen und dort Lysen verursachen, was die Auslockerung der Prothese verstärkt (Shen 1998).

Kraftschluss braucht polierte Oberflächen

Wenn PMMA als Füllmaterial und nicht als Kleber fungiert, fehlt eine sicher suffiziente Verbindung zwischen Prothese und Zement. Da die Prothese schon perioperativ nie völlig fest im Zement verankert ist, sind Mikrobewegungen möglich, die sich unter Belastung, z.B. bei der Verwindung durch Rotationskräfte, verstärken (Weber und Charnley 1975). Durch die polierte Oberfläche kann sich die Prothese im Zement setzen und sekundär fixieren, was die Festigkeit des Prothesen-Zement-Verbundes stärkt (Shen 1998). Der aus dem Einsinken resultierende Kraftschluss verstärkt den Verbund (Howie et al. 1998)

In diesem dynamischen System kommt auch der zweite Vorteil der polierten Prothesen zum Tragen: Ein verringerter Abrieb im Prothesen-Zement-Interface beugt Osteolysen vor (Ling et al. 2009).

Form- oder Kraftschluss

Das Prinzip der sich im Zement sekundär fixierenden Prothese war zwar bekannt, konnte jedoch erst Jahre später ausreichend erklärt werden. Für das Zusammenspiel von Prothese und Zement sind beim Form- und Kraftschluss zwei Unterschiede wesentlich (Learmonth et al. 2007; Shen 1998): Beim Kraftschluss soll die Prothese einsinken und sich sekundär fixieren, wohingegen beim Formschluss die Prothese mit dem Zement primär einen Verbund bilden soll.

Weiter war bekannt, dass bei Belastung an den Kanten der Prothesen Stressspitzen entstehen, die zu Brüchen im Zement führen können (Lee et al. 1978). Daher wurde teilweise damit begonnen, die Prothesen zu polieren und abzurunden. Alternative Bemühungen zielten auf einen primären Verbund zwischen Prothese und Zement ab. Daher wurden die Oberflächen aufgeraut und Veränderungen der Makrostruktur vorgenommen. Da das Zusammenspiel von Oberfläche, Elastizität und Design beim Form- und Kraftschluss aber noch nicht ausreichend bekannt war, wurden Anfang der 1980er Jahre Prothesentypen entwickelt, in denen alle Parameter im Sinne von „Trial and Error“ miteinander kombiniert wurden, was zu vielen Fehlschlägen führte.

3.5.3.7 Zementiertechnik – von der ersten zur zweiten Generation

Bei der von Charnley eingeführten Zementiertechnik wurde der Femurmarkraum von Hand (Handpacking) mit Zement verfüllt (Charnley 1960a). Die Verwendung von

PMMA als Zement war ein wichtiger Bestandteil des kolossalen Erfolgs von Charnleys LFA, gleichzeitig war sie aber auch sehr fehleranfällig. Durch anwenderbedingte Unterschiede der PMMA-Handhabung kam es zu erheblichen Differenzen bei der Standzeit (Johnsson et al. 1994; Johnston 1987). Die Häufigkeit von Zementbrüchen, Lockerungen, Lysen und damit auch die Standzeiten waren abhängig von der Expertise des Operateurs (Harris und Davies 1988).

Charnley beschrieb die Technik des Zementierens sehr genau und schulte die Anwender gründlich, bevor sie seine Technik eigenständig anwenden durften. Erst 1970 gab er die OP-Methode endgültig frei (Holz 1997). Darüber hinaus gab es detaillierte Beschreibungen. Die Arbeitsgruppe um Lee zeigte, dass eine Applikation von möglichst weichem PMMA unter Druck zu einer Verbesserung der Verzahnung des Zementes im Knochen und damit zu einer erheblichen Steigerung der Stabilität führt (Lee et al. 1978). Harris führte 1978 in den USA eine neue Zementiertechnik in die Klinik ein (Oh et al. 1978). Diese beinhaltete die Verwendung eines Markraumstoppers, der verhinderte, dass der Zement nach distal im Markraum ausweichen konnte. Dadurch kam es zu einer Druckerhöhung im Markraum mit einer konsekutiv besseren Verpressung, unter der sich die Eindringtiefe des PMMA in die Spongiosa deutlich verbesserte (Markolf und Amstutz 1976). Harris benutzte zudem eine Zementpistole und verfüllte den Markraum retrograd. Durch dieses als Zementiertechnik der zweiten Generation bezeichnete Verfahren konnten die Lockerungen auf ca. 1,5% im mittelfristigen Verlauf gesenkt werden (Harris und Davies 1988; Madey et al. 1997).

3.5.4 Entwicklungen ohne Zement

3.5.4.1 Aseptische Lockerungen und Lysen ohne Infekt

Durch die Einführung von Charnleys LFA kam es bei Verwendung von PMMA als Zement und der M-PE-GP zu deutlich weniger Lockerungen. Die Ursachen für die verbliebenen Lockerungen wurden penibel untersucht. Dabei wurden im Prothesen-Knochen-Interface doppelbrechende Partikel gefunden, die zunächst nicht eindeutig zugeordnet werden konnten. Sie wurden als PE- oder PMMA-Abrieb interpretiert (Willert und Puls 1972). Bei Prothesen mit einer M-M-GP fanden sich auch kleinste Metallpartikel (Charosky et al. 1973).

Mitte der 1970er Jahre erregten Fallbeschreibungen großer periprothetischer Osteolysen Aufsehen. Diese bisher nur bei Infekten und Tumoren vorkommenden Osteolysen traten üblicherweise maximal zwei Jahre nach Implantation der Prothese auf. Klinisch zeigten die Patienten aber weder einen Infekt- noch einen Malignomverdacht. Gegen ein malignes Geschehen sprach auch das relativ rasche postoperative Auftreten. Die Patienten klagten allenfalls über unterschwellige Schmerzen, was nicht zu der radiologisch vermuteten umfangreichen Lockerung, einem Infekt oder einem Malignom passte. Resektate der folgenden Revisions-OPs zeigten ausschließlich Makrophagen und das oben erwähnte doppelbrechende Material, das als Abrieb bekannt war. Eine weitergehende inflammatorische Reaktion trat nicht auf; intraoperativ konnte nur eine geringe Lockerung festgestellt werden. Harris folgerte, dass diese Art der Gewebereaktionen an Bruchstellen des PMMA-Mantels auftritt und dass der Abrieb die großen Osteolysen bedingt (Harris et al. 1976). Aufgrund dieser Charakteristika wurden die Osteolysen als Abwehrreaktion

auf PMMA gedeutet (Goetz und Harris 1993; Jones und Hungerford 1987).

Unterstützt wurde diese These durch eine, bei gelockerten Prothesen regelmäßig zu findende Membran aus Bindegewebe im Zement-Knochen-Interface. Diese imponierte wie eine Synovia in der Makrophagen nachzuweisen waren. Außerdem waren Zellen unklarer Herkunft vorhanden, die Prostaglandin E und Kollagen in großen Mengen bildeten (Goldring et al. 1983).

Obwohl damals die Funktion dieser Membran unbekannt war, rückte das Zement-Knochen-Interface und damit PMMA als Verursacher der Lockerungen in den Fokus der Forschungen⁵.

3.5.4.2 Verankerung ohne PMMA

Neben der angenommenen PMMA-bedingten, aseptischen Lockerung unterstützten weitere Befunde die Suche nach einer PMMA-freien Verankerung:

- **Bessere Lastübertragung durch Oberflächenvergrößerung:** Charnley definierte die Funktion des Knochenzementes als eine verbesserte Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen durch die erhebliche Oberflächenvergrößerung. Als Folge wird der Abbau der Knochensubstanz an hochbelasteten Stellen (überlastungsbedingte Nekrosen), wie er bisher an zementfrei verankerten Prothesen (z.B. Prothesen von Moore und Thompson) vorkam, verhindert (Charnley 1960a). Dieser Gedanke wurde zum Wegbereiter für die Entwicklung von Prothesen, die ohne Zement über eine

⁵ Erst später zeigte sich, dass der Abrieb unabhängig vom Material (PE, Zement oder Metall) ursächlich für die im Zement-Knochen-Interface auftretenden Osteolysen war ((Willert und Semlitsch 1977)Dieser Abrieb gelangte durch Zementbrüche in das Zement-Knochen-Interface ((Müller 1992)

Oberflächenvergrößerung verankert werden. Mittelmeier und Singer hatten schon 1956 in ihren Untersuchungen zu Judet-Plexiglasprothesen postuliert, dass die Gewebereaktion auf eine Prothese sich umgekehrt proportional zur Oberfläche der Prothese verhält (Mittelmeier und Singer 1956).

- **Vergrößerung der Prothesenoberfläche ohne PMMA:** Bei diesen Modellen sollte die Prothese durch den heranwachsenden Knochen fixiert werden. Dabei entstand eine mehr oder weniger dicke Bindegewebsschicht. Je dünner diese Schicht war, desto besser war die Fixierung (Judet 1975). Erst später zeigte sich, dass eine Bindegewebsschicht zwischen Prothese und Knochen Zeichen einer unvollständigen Fixierung ist.
- **Osteointegration:** Rostoker und Galante zeigten 1971, dass eine echte Osteointegration möglich ist. Dabei wächst der spongiöse Knochen in eine geeignete Oberfläche ein. Dazu nutzten sie das neue und bioverträgliche Material Titan. Feiner Titandraht wurde verwoben und durch Pressung konsolidiert. In die so entstandene Oberfläche mit einer definierten Porengröße wuchs der Knochen ein und fixierte das Implantat (Galante et al. 1971). Die Umsetzung dieser Laborergebnisse auf die Fertigung von Prothesen stellte sich aber als schwierig heraus. 1977 wurde die Osteointegration als direkte Verbindung von Knochen zur Oberfläche der Prothese ohne Bindegewebsschicht definiert (Brånemark et al. 1977).
- **Entwicklung von Prothesen zur zementarmen bzw. -freien Implantation mittels Press-Fit und Self-Locking:** Verschiedene Prothesen, wie die Müller-Geradschaft-Prothese oder die Porometall-Prothese von Judet, folgten diesem Prinzip und kamen mit wenig oder sogar ganz ohne Zement aus. Im nächsten

Schritt folgten zementfreie Prothesen (z.B. Zweymüller-Prothese), die sich im Schaft distal verklemmten.

3.5.4.3 Erste zementfreie Prothesen

Mittelmeier – Tragrippenprothese Mark I, Mark II und Autophor 900s

Schon 1956 hatten Mittelmeier und Singer bei der Untersuchung von Komplikationen der Judet-Femurkopfprothesen auf die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Knochen, Metall und Plexiglas hingewiesen. Als weitere Komplikation sahen sie die Ausbildung von Fremdkörpergranulomen. Da punktuelle Belastungen diese Reaktion förderten, nahmen sie an, dass eine optimierte Lastenverteilung durch die Vergrößerung der lastübertragenden Oberfläche eine Verbesserung darstellen würde (Mittelmeier und Singer 1956).

Auf der Basis dieser Überlegungen stellte Mittelmeier 1969 eine Prothese vor, die ohne Verwendung von PMMA fixiert wurde. Damit sollte die Immunreaktion auf Abrieb⁶ unterbunden werden. Diese Eigenschaft sollte die Prothese vor allem für junge Patienten qualifizieren. In dieser ersten Version seiner Tragrippenprothese (Mark I) vergrößerte Mittelmeier die Oberfläche durch radiär angeordnete Rippen. Über diese Strukturen verankerte sich die Prothese besser im proximalen Femur, woraus eine verbesserte proximale Krafteinleitung und Verhinderung von distalen Belastungsspitzen resultierte. Die radiär angeordneten Rippen boten aber nicht genügend Rotationsstabilität (Mittelmeier 1984; Morscher und Wirz 2002).

⁶ Der Ursprung der im Prothesen Knochen-Interface gefundenen Partikel, die für die Fremdkörperreaktionen verantwortlich gemacht wurden, war noch unklar (s.o.) ((Willert und Puls 1972).

In der ab 1976 verwendeten Folgeversion, der Tragrippenprothese (Mark II), verzichtete Mittelmeier auf die Rippen und versah das rechteckige Profil seiner Prothese mit Mulden und Durchbrüchen, um ein Einwachsen des Knochens zu ermöglichen. Er orientierte sich dabei an der Moore-Prothese. Mittelmeier bezeichnete dieses Prinzip als Self-Locking (Mittelmeier 1984). In einer weiteren ab 1976 verwendeten Folgeversion, der Tragrippenprothese Mark III (Autophor 900s), wurde die Oberfläche mit einer rauen Metallbeschichtung versehen, um die Osteointegration weiter zu optimieren (Mittelmeier und Heisel 1992). Eine weitere Innovation von Mittelmeier, in Zusammenarbeit mit Griss und Salzer, war die Verwendung einer K-K-GP über einen Keramikkopf, der auf einen konischen Metallhals aufgesteckt wurde und mit einer zylindrischen Keramikschraubpfanne (Modell Lindenhof) artikuliert (Mittelmeier und Heisel 1992).

Judet-Porometall-Prothese

Robert Judet implantierte zwischen 1971 und 1976 über 1600 Porometall-Prothesen, die sich sowohl durch ein neues Design, als auch durch eine erheblich vergrößerte Oberfläche auszeichneten. Die Judet-Porometall-Prothese verfügte über einen rechteckigen Querschnitt zur Verklemmung und eine große durchbrochene Finne zur Rotationssicherung im Sinne eines Self-Locking. Neu war die poröse Oberfläche mit unregelmäßigen Aussparungen von ca. 1,5 mm im Durchmesser. Dazu verwendete er eine PE-Pfanne, die von einer zylindrischen Porometall-Hülle umschlossen war und mittels Schrauben fixiert wurde (Judet 1975). Dieses Prothesen-Profil findet sich später in der ersten Generation der Zweymüller-Prothesen wieder (Morscher 1983). Mit der durch das Porometall vergrößerten

Oberfläche geht Judet den von Charnley eingeschlagenen Weg der Oberflächenvergrößerung weiter (Morscher 1983).

Bei der Implantation bereitete die Prothese aber Probleme, da das Lager der Prothese kleiner sein musste als die Prothese selbst. Daher konnte es zu Frakturen kommen. Teilweise saß die Prothese auch nicht auf dem Calcar auf, so dass die Kraft distal eingeleitet wurde. Durch die entstehenden Schwingungen konnte die Prothese brechen. Das häufig entstehende Stress-Shielding unterstützte das Schwingen der Prothese. Auch die Pfanne war komplikationslastig und neigte unter Belastung zur kranialen Migration (Jensen und Retpen 1987). Unter Anwendern waren die Wechsel-OPs dieser Prothese berüchtigt, da meist erhebliche Folgeschäden entstanden.

Lord – Madreporique-Prothese

1973 folgte Lord mit der Madreporique--Prothese (Francobal). Die Madreporique-Oberfläche war im Vergleich zur Porometall-Oberfläche von Judet erheblich feiner. So konnte eine Oberflächenvergrößerung um das Dreifache erzielt werden. Die an Korallen erinnernde Oberfläche ermöglichte über das Einwachsen von Knochen in die Poren ein verbessertes Interlocking. Eine horizontale Auflagefläche und eine im rechten Winkel dazu stehende Fläche verhinderten eine Rotation und schufen eine Auflagefläche für die trochanterodiaphysäre Krafteinleitung (Grant und Nordsletten 2004; Lord et al. 1978a; Morscher 1983).

Die Prothesen von Mittelmeier, Judet und Lord zeigten, dass Veränderungen der Oberflächenstruktur und des Prothesendesigns den Verzicht auf Zement erlauben und ebneten den Weg für eine zementfreie Fixation. Die Nachteile der Prothesen

waren die massiven Probleme bei der Revision. Aufgrund des massiven Knochenverlusts waren die Prothesen quasi nicht auswechselbar.

Morscher – Isoelastische Prothese

Morscher und Mathys gingen einen völlig anderen Weg und entwickelten 1974 die Isoelastische Prothese mit einer sphärischen Pfanne aus PE (RM-Cup). Ziel war die Angleichung der unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Prothese und Knochen. Die Prothese bestand aus einem mit Polyacetal (Polyoxymethylen, POM) armierten Metallkern. Die Prothese sollte im Knochen schwingen können. Komprimierende Kräfte in der Belastungsphase sollten direkt auf den Calcaneus übertragen werden, während Zugkräfte aus dem proximalen Femur über zwei Schrauben auf die Prothese gelenkt wurden. Ein Einwachsen der Prothese war nicht erwünscht. Die Feinstruktur der Oberfläche sollte die Ernährung des Knochens aus dem Markraum heraus sicherstellen. Die kurzfristigen Ergebnisse waren vielversprechend, so dass viele Prothesen implantiert wurden. Der Nachteil der Prothese war ihre Instabilität. In einem zweiten Schritt wurde die Armierung verstärkt, aber auch dieser Schritt konnte nicht überzeugen (Morscher 1983; Morscher und Dick 1983).

Bemerkenswert war auch der zur Prothese gehörende RM-Cup (nach Robert Mathys). Dabei handelte es sich um die erste zementfrei implantierte (Press-Fit) PE-Pfanne, auch wenn sie ergänzend noch mit Schrauben gesichert wurde (Effenberger et al. 2004). Die kurzfristigen Ergebnisse waren so überzeugend, dass die Pfanne tausendfach implantiert wurde. Mittelfristig traten aber vermehrt Lockerungen auf. Auch die seit 1983 aufgebrachte Beschichtung der Pfanne mit Hydroxylapatit (HA) konnte das Problem nicht lösen. Später traten um die Pfanne herum auch Lyse auf,

die durch den direkten PE-Knochenkontakt und dem daraus resultierenden PE-Abrieb entstanden. Umso erstaunlicher ist es, dass diese Pfanne in großer Zahl bis in die 1990er Jahre implantiert wurde (Morscher 2003).

Die Isoelastische Prothese mit RM-Cup ist ein gutes Beispiel dafür, dass theoretische Überlegungen in vivo häufig nicht zu dem erwarteten Erfolg führen. Dieses Phänomen tritt in der Endoprothetik gehäuft auf und sollte als eigene Untergruppe der Komplikationen betrachtet werden.

3.5.5 Substanzerhalt – knochensparende Prothesen

3.5.5.1 Oberflächenersatz

Seit der Entwicklung der SPMA wurden Oberflächenersatz-Prothesen an der Hüfte verwendet. Die Ergebnisse waren vielfach gut, blieben aber hinter denen von Charnleys LFA zurück. Der wesentliche Vorteil eines Oberflächenersatzes ist sein knochensparender Charakter. Daher wurde immer wieder versucht, die SPMA zu verbessern. Insbesondere Anfang der 1970er Jahre kam es durch die Verwendung von PE zu einem Entwicklungsschub.

Insgesamt konnte der Oberflächenersatz trotz vielfältiger Innovationen als Methode nicht überzeugen, da die Komplikationsrate zu hoch war. Das Problem des Oberflächenersatzes an der Hüfte war die Größe des Femurkopfes. Für die Implantation einer geeigneten Artikulationsfläche war der Platz zu gering. Daraus resultierten dann entweder zu dünnwandige Implantate oder ein großer Knochenverlust im Acetabulum. Zu den auftretenden generellen Komplikationen der

Oberflächenersatz-Prothesen gehörten Abrieb, Lockerungen, Femurkopfnekrosen und Schenkelhalsfrakturen. Diese Komplikationen sind bis heute aktuell.

SPMA und Haboush

Die OP-Technik der SPMA wurde in den 1960er Jahren weltweit angewandt. Dabei sollte die Bewegung der zerstörten Gelenkflächen gegeneinander durch ein neues Interface verbessert werden. Zwar hatte die SPMA ein schlechteres Outcome als Charnleys LFA, erforderte aber anders als diese keine Entfernung von Gelenkanteilen (Smith-Petersen 1948). Besonders bei jungen Rheumatikern mit oberflächlich erodierten Gelenken war der Wunsch groß, nur die geschädigten Anteile von Knorpel und Knochen zu ersetzen (Charnley 1960c). Bei einer THA kann dies acetabulär noch erreicht werden, jedoch muss femoral nicht nur viel Knochen geopfert, sondern darüber hinaus das proximale Drittel des Femurs zur Verankerung der Prothese verwendet werden. Aufgrund der Erfolge der SPMA wurde immer wieder versucht eine knochensparende Prothese als Alternative zur THA zu etablieren (Amstutz et al. 1986; Freeman und Bradley 1983). Haboush implantierte 1953 bei zwei Patienten eine frühe Form der Metall-Metall-Kappen-Prothese, indem er je eine Kappe mit PMMA auf dem Femurkopf und im Acetabulum fixierte. Trotz des hohen intraoperativen Aufwandes konnte er die Ergebnisse der originären SPMA nicht verbessern (Amstutz et al. 1986).

Oberflächenersatz-Prothesen aus Kunststoff – Charnley und Townley

Bereits 1951 hatte Charnley Versuche mit PTFE-Doppelkappen vorgenommen (Freeman und Bradley 1983). Bei postoperativem Erfolg mit weitgehender Schmerzfreiheit und verbesserter Beweglichkeit kam es aber schon nach kurzer Zeit zu Implantatbrüchen und Femurkopfnekrosen, so dass Charnley von weiteren

Versuchen absah. Trotz der Komplikationen setzte Charnley aber weiter PTFE als Material für Pfannen ein⁷ (Charnley 1960c; Charnley 1963).

Townley implantierte 1960 eine Metallkappe, die er mit einer acetabulären Komponente aus Polyurethan kombinierte. Auch sein System versagte durch Lockerung und massiven Abrieb (Townley 1982).

Metall-Metall-Oberflächenersatz-Prothesen von Müller und Gerard

Von 1965–1968 führten Müller und Boltz Versuche mit Metallkappen und -pfannen durch und implantierten 18 zementfixierte Kappen als M-M-GP. Auch diese Versuche verliefen frustan; in 50% der Fälle traten Lockerungen schon nach wenigen Jahren auf. Als Grund führte Müller hohe, durch einen unvollständigen Schmierfilm zwischen suboptimal zueinander passenden Artikulationsflächen bedingte Reibungskräfte an. Trotz dieser häufigen Komplikationen zeigten einige dieser Prothesen Standzeiten von Jahrzehnten, was Müller in den 1980er Jahren dazu brachte, die Entwicklung der M-M-GP fortzuführen (Cameron 1978; Müller 1992, 1995).

1970 implantierte Gerald mit seinem Team in Frankreich 335 Doppelkappen aus Metall, die nicht weiter fixiert wurden. Dieses Vorgehen erlaubte eine Bewegung gegeneinander sowie im acetabulären und femoralen Lager mit dem Ziel einer selbständigen Zentrierung. In einem Beobachtungszeitraum von sechs Jahren waren die Ergebnisse befriedigend. Sein zweites Modell besaß eine M-PE-GP in Sandwichbauweise und wurde ebenfalls nicht fixiert. Diese Kappe erscheint wie eine Weiterentwicklung der SPMA mit einem heute gebräuchlichen Duokopf. In einem

⁷ Die Komplikationen waren vor allem mechanischer Natur. Es wurde erst später klar, dass der Abrieb von PTFE verheerende Fremdkörperreaktionen auslöst.

Beobachtungszeitraum von zwei Jahren konnte Gerard gute Ergebnisse präsentieren (Amstutz et al. 1986; Gerard 1978). Trotzdem wurde diese Prothese nicht von anderen Operateuren übernommen oder in größerer Zahl implantiert.

Oberflächenersatz-Prothesen mit Metall-PE-Gleitpaarung

Zwischen Ende der 1960er- und Anfang der 1970er Jahre nahm die Zahl der Entwickler und Anwender von Oberflächenersatz-Prothesen des Hüftgelenkes stetig zu. Alle zum Einsatz kommenden Oberflächenersatz-Prothesen stellten eine Kombination aus der SPMA und der konventionellen THA dar (Capello et al. 1978). Verschiedene Entwickler kombinierten wahllos die Vielzahl der vorhandenen Ansätze.

1971 führten Paltrinieri und Trentani (Italien) eine dünnwandige PE-Pfanne ein, die mit einer Metallkappe artikuliert. Auch dieses Prinzip war in den ersten zwei Jahren postoperativ erfolgversprechend, jedoch stiegen auch hier die Revisionsraten durch Lockerung der Komponenten, Femurkopfnekrosen, PE-Abrieb und Schenkelhalsfrakturen an (Cameron 1978; Trentani und Vaccarino 1981; Trentani und Vaccarino 1982).

1971 und 1972 kehrten Freeman (GB) und Furuja et al. (Japan) unabhängig voneinander diese Gleitpaarung um, indem sie eine Metallpfanne mit einer PE-Kappe verwendeten. Auch dieses Verfahren zeichnete sich durch hohe Revisionsraten nach wenigen Jahren aus (Amstutz et al. 1986; Freeman und Bradley 1983). Die Untersuchungen ergaben, dass bei einer Hart-Weich-Gleitpaarung der weiche Artikulationspartner immer acetabulär und der harte Partner immer femoral verwendet werden sollte, um eine Überlastung der Artikulationsflächen und exzessiven Abrieb zu vermeiden. Bei den oben beschriebenen M-PE-GP wurde die

femorale Auflagefläche zylindrisch vorgefräst, so dass verhältnismäßig viel Knochen zu Lasten der Kraftübertragung geopfert werden musste (Amstutz et al. 1986; Freeman 1978; Furuya et al. 1978).

Auch Amstutz (USA) verwendete 1975 eine mit einer PE-Pfanne artikulierende Metallkappe. Mit einer mehrstufigen Fräsung (zylindrisch/kegelförmig) bereitete er den Femurkopf knochensparender vor als seine Vorgänger und verwendete eine Pfanne mit exzentrischer Lasteinleitung und einem breiten Wall, um den Zement bei der Implantation besser verpressen zu können. Aufgrund der Probleme aller Oberflächenersatz-Prothesen konnte aber auch er keine mittel- oder langfristigen Erfolge erzielen (Amstutz et al. 1986).

Schon 1968 begann auch Wagner mit ersten Versuchen zu einem Oberflächenersatz. Ab 1974 verwendete er eine zementfixierte Metallkappe und eine PE-Pfanne. Die Besonderheit war, dass der Femurkopf mit einer äußerst knochensparenden sphärischen Fräsung vorbereitet wurde. Alternativ verwendete er auch Keramik-Oberflächenersatz-Prothesen. Auf exzellente kurzfristige Ergebnisse folgten hohe Revisionsraten zwischen 15% und 50% nach drei bis acht Jahren Beobachtungszeit (Amstutz et al. 1986).

3.5.5.2 Gemeinsame Komplikationen aller Oberflächenersatz-Prothesen

In dieser Zeit zeigten alle Oberflächenersatz-Prothesen am Hüftgelenk langfristig enttäuschende Ergebnisse. Dass sie dennoch in hohen Stückzahlen implantiert wurden, beruht auf den durchweg guten, mit denen der THA vergleichbaren kurzfristigen Ergebnissen. Vor allem mittelfristig kam es aber zu Komplikationen mit Femurkopfnekrosen, Schenkelhalsbrüchen und aseptischen Lockerungen. Diesen

konnte häufig nicht allein mit der Implantation einer THA begegnet werden, denn durch die abriebbedingten Osteolysen war häufig ein komplexer knöcherner Aufbau notwendig (Witzleb et al. 2004), der aber erst ab 1983 mit der Gründung der ersten Knochenbank möglich wurde.

Schwierige OP-Technik

Spätere Komplikationen resultierten teilweise auch aus der schwierigen und fehleranfälligen OP-Technik. Dabei kam leicht zur Fehlplatzierung der dünnwandigen PE-Pfanne. Bedingt durch den großen Femurkopf erfolgte die Lasteinleitung nicht konzentrisch, sondern exzentrisch (am Randbereich der Pfanne). Die sich daraus ergebende Überlastung führte zu einer erheblichen Abriebentwicklung.

Besondere Vorsicht war bei der Vorbereitung des Femurkopfes durch die Fräsung geboten. Hierbei bestand die Gefahr der Verletzung des Schenkelhalses (Notching) mit anschließender Schenkelhalsfraktur, insbesondere wenn eine valgische Positionierung der Kappe zur günstigeren Lastaufnahme geplant war. Darüber hinaus kam es durch die Fräsung gehäuft zu Lockerungen mit anschließenden Femurkopfnekrosen (Amstutz et al. 1986; Freeman und Bradley 1983; Howie et al. 1990a).

Dünnwandige Pfannen

Der entscheidende Grund für die Lockerung aller Oberflächenersatz-Prothesen war, abgesehen von einer suboptimalen valgischen oder varischen Implantation, die Implantation dünnwandiger Pfannen aufgrund des großen Durchmessers der Femurkappen. Diese methodenbedingte Unzulänglichkeit bemerkte Charnley schon sehr früh und sagte als einer der Ersten die später auch eingetretenen Lockerungen voraus (Charnley 1970). Aufgrund der zu geringen Wandstärke der Pfanne kam es

zu Verformungen. Ein dadurch bedingter Abriss des schmierenden Flüssigkeitsfilms oder ein Trommelbremseneffekt führte zu hohen Reibungskräften, die das Implantatlager mechanisch belasteten (Aldinger et al. 2004; Charnley 1970; Freeman und Bradley 1983; Kabo et al. 1993; Witzleb et al. 2004).

Exzessiver Abrieb

In den 1970er Jahren war die wichtigste Komplikationsquelle der Oberflächenersatz-Prothesen mit einer M-PE-GP die vermehrte Produktion von PE-Abrieb. Durch die mechanische Überlastung des Interfaces kam es nicht nur zur Be- und Überlastung des Pfannenlagers, sondern auch zu einer erheblichen Steigerung der, bedingt durch das ungünstige Verhältnis von Kappenkopf- und Pfannengröße ohnehin schon großen Abriebmenge. Die sich anschließenden Fremdkörperreaktionen beschleunigten die Lockerungsprozesse erheblich (Aldinger et al. 2004; Kabo et al. 1993; Witzleb et al. 2004). Diese Reaktionsfolge wurde aber erst Ende der 1980er Jahre erstmals durch Bell und Schatzker als mögliche Ursache für die Komplikationen thematisiert (Bell et al. 1985). Drei Jahre später bestätigte Howie diese These. Er untersuchte den Lockerungsmechanismus von Oberflächenersatz-Prothesen histologisch. Dabei fand er heraus, dass die bei Implantation von Femurkappen auftretenden Femurkopfnekrosen nicht nur durch die Implantation selbst, sondern vor allem durch die PE-induzierten Abbaureaktionen hervorgerufen wurden (Howie et al. 1990b).

Druckscheiben-Prothese – Prototyp moderner Kurzschaft-Prothesen

1978 implantierten Huggler und Jacob (CH) die erste zementfreie, knochensparende Prothese mit einer epiphysären Kraffteinleitung. Diese Prothese gilt heute als Prototyp der modernen Kurzschaft-Prothesen.

Sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Prothesenschäften fiel in den Verlaufsbeobachtungen eine Abnahme der Knochensubstanz an der proximalen medialen Kortikalis im Bereich des Calcars auf, was zu einer Lockerung der Prothese führen konnte. Wie andere Forscher nahm auch Charnley an, dass die minimierte Kraffteinleitung im Bereich der Meta- und / oder Diaphyse eine Osteoporose der Knochensubstanz verursacht. Um eine physiologische proximale Kraffteinleitung im Bereich des Schenkelhalses zu ermöglichen, entwickelten Huggler und Jacob das Konzept der Druckscheiben-Prothese. Das zentrale Bauelement der Prothese ist eine Laschenplatte, die dem proximalen lateralen Femur aufliegt, durch den Schenkelhals hindurch den Prothesenkopf trägt und die auftretenden Scherkräfte an die laterale Kortikalis überträgt. Seit ihrer ersten Implantation, 1978, wurde die Druckscheibe nur geringfügig verändert. In der endgültigen Version von 1992 wurde statt der ursprünglichen Kobalt-Chrom- eine Titanlegierung verwendet und der Stahlkopf wurde gegen einen auf einen 12/14 Konus aufgesetzten Keramikkopf ausgetauscht. Die Überlebensraten betragen 98% nach zwölf Jahren. An der Grenzschicht zwischen Prothese und Knochen kam es jedoch wiederholt zu überlastungsbedingten Osteolysen und konsekutiv zu Auslockerungen. Die Patienten berichteten außerdem über Schmerzen im Bereich der Lasche (Huggler et al. 1993).

Die Druckscheiben-Prothese erinnert an die erste, von Wiles 1938 eingesetzte Hüft-TEP überhaupt. Das Funktionsprinzip findet sich auch bei der Gleitlaschen-Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur wieder. Mit nur geringfügigen Veränderungen wurde die Prothese bis vor wenigen Jahren verwendet, aber mittlerweile aufgrund der Laschenschmerzen und möglicher Schenkelhalsfrakturen endgültig verlassen.

3.5.6 Sonstige Entwicklungen

3.5.6.1 Keramik

Einführung der Keramik – Pierre Boutin

Die Artikulationspartner PE und Metall waren aufgrund ihrer verminderten Reibung allen bisherigen Artikulationspartnern klar überlegen und reduzierten die Zahl der Lockerungen. Jedoch zeigte auch PE in vivo einen abriebbedingten Verlust der Schichtdicke von 0,1–0,4 mm pro Jahr (Semlitsch et al. 1977), was als limitierender Faktor gesehen wurde. Auch konnte Anfang der 1970er Jahre nicht ausgeschlossen werden, dass der PE-Abrieb für die zu Lockerungen führenden Lysen verantwortlich war (Willert und Puls 1972).

Vor diesem Hintergrund entwickelte Pierre Boutin 1969 die erste K-K-GP. Die Idee stammte aus der Raumfahrt, bei der sich Keramik als ausgesprochen verschleißfest bewährt hatte. Er verwendete eine biokompatible Keramik aus Aluminiumoxid (Al_2O_3) (Boutin 1972; Morscher 1983). Die ersten Hüftendoprothesen mit einer K-K-GP (Alumina on Alumina) wurden 1970/1971 eingesetzt. Ein Problem bereitete anfangs die Fixierung des Keramikkopfs auf dem Hals des Prothesenschaftes. Die Verbindung mit Epoxidharz oder Schrauben am Schaft war anfällig für Komplikationen; bei 5,7% der Implantate kam es zu Diskonnektionen (Hamadouche et al. 2002).

Keramik in Deutschland

In Deutschland implantierte Mittelmeier (Homburg a.d. Saar) 1974 die erste K-K-GP aus Aluminiumoxid. Diese passte gut in das Konzept seiner auch für junge Patienten

geeigneten Rippen-Prothese (Ceramtec 2011; Claes et al. 2011; Hamadouche et al. 2002; Mittelmeier und Heisel 1992; Morscher 1983).

Einen ähnlichen Weg beschritt Griss (Mannheim/Marburg) 1974 mit der Einführung der Lindenhof- und Friedrichsfeld-Pfannen (Griss et al. 1975). Um die seit 1968 verwendete modulare Weber-Stühmer-Prothese mit einer K-K-GP zu versehen, musste er diese modifizieren. Der zylindrische Metallsockel der ursprünglichen Weber-Stühmer-Prothese ließ ein Aufsetzen eines Keramikkopfes zur Nutzung des Rotationsprinzips nicht zu. Auf Anregung von Judet und Dörre verwendete er deshalb einen selbsthemmenden Konus, auf den der Keramikkopf verklemmend aufgesetzt werden konnte. Als Artikulationspartner wurden zwei unterschiedliche Keramikpfannen verwendet, deren grobe Konturen für einen Knocheneinwuchs und damit für eine sichere knöcherne Fixierung sorgen sollten. Das Lindenhof-Modell war eine Schraubpfanne mit breitem Rand und flachem Boden. Es war zur Primärimplantation vorgesehen und konnte auch bei einer Protrusio acetabuli verwendet werden. Das grobe Schraubgewinde war vierfach unterbrochen, so dass zur Rotationssicherung Keramikstifte in den Gewindengang eingesetzt werden konnten. Das Friedrichsfeld-Modell mit quadratischer Grundform war für Revisionen bei Pfannenlockerungen vorgesehen, wenn weiteres rundes Ausfräsen nicht mehr möglich war. Die Ecken fanden in der Beckenspongiosa Halt; die verbleibenden Zwischenräume wurden mit Spongiosa verfüllt.

Laut Mittelmeier und Griss besitzt die Aluminiumoxid-Keramik folgende vorteilhafte Eigenschaften (Griss et al. 1975; Mittelmeier 1984):

- **Härte:** Ein deutlich reduzierter Verschleiß sorgt für eine längere Lebensdauer des Implantates und für ein geringes Abriebvolumen.

- **Materialstruktur:** Mit Keramik können glatte, kongruente Oberflächen geschaffen werden, die – eine ausreichende Schmierung vorausgesetzt – kaum Reibungskräfte verursachen, was der Auslockerung entgegenwirkt.
- **Biokompatibilität:** Das Material ist äußerst korrosionsfest und sowohl physikalisch, chemisch als auch biologisch inert.

Komplikationen der Keramik-Keramik-Gleitpaarung aus Aluminiumoxid

Innerhalb weniger Jahre stellte sich heraus, dass das verwendete Keramikmaterial den Erwartungen, trotz seiner vermeintlichen Vorteile, nicht gerecht wurde. Die Implantation der Lindenhof-Prothese führte zu verschiedenen K-K-GP-bedingten Komplikationen (Griss et al. 1988). Auch die K-K-GPs produzierten Abrieb, wenn auch zunächst nur wenig. Der entstandene Abrieb bedingte aber weiteren Abrieb, so dass dieser exponentiell zunahm. Der exzessive Verschleiß durch Keramikabriebpartikel (Dreikörperverschleiß) fungierte als Verschleißpromotor und schädigte alle Teile der Prothese, inklusive des Konus des Schaftes. Die resultierende Metallose beschleunigte die Lockerung weiter. Fulminante Verläufe traten insbesondere nach Subluxation der Prothese mit anschließender Reposition und konsekutiven maximalen Punktbelastungen bzw. Ausschlagen größerer Verschleißpartikel auf (Heimke und Griss 1981). Weiter traten durch die keramischen Abriebpartikel Makrophagenreaktionen mit acetabulären und femoralen Lysen und konsekutiven Lockerungen auf. Die häufigste und frühestmögliche Komplikation war aber der Bruch des Keramikkopfes mit einem sofortigen katastrophalen Versagen der Prothese. Gerade bei den ersten Keramikköpfen der Lindenhof-Prothese traten diese gefürchteten Brüche auf. Untersuchungen ergaben, dass die Materialstärke der Köpfe mit einem Durchmesser von 26 mm nicht ausreichte. Die vorgenommene

Erhöhung des Kopfdurchmessers auf 30 mm und 32 mm konnte zumindest dieses Problem lösen (Heimke und Griss 1981).

Die erste Generation der Aluminiumoxid-Keramik war besonders problembehaftet. Die Korngröße war zu groß, die Dichte zu klein und die Porosität zu hoch. Die Folgen waren Brüche bei der Implantation und vor allem ein erhöhter Abrieb (Heimke und Griss 1981; Mittelmeier 1984; Winter et al. 1992). Durch die Fertigung feinerer Keramik, die höher verdichtet wurde, konnten die Probleme gemindert werden (Griss et al. 1988; Hamadouche et al. 2002; Semlitsch et al. 1977). Später wurde die Keramik durch die Kombination von Aluminiumoxid mit Zirkoniumoxid optimiert, was die Rissausbreitung verhinderte, die Kristallstruktur stabilisierte und die Zahl der Brüche erheblich reduzierte (Morlock et al. 2011).

Keramik und PE

Bei den in den 1970er Jahren durchgeführten Untersuchungen von PE-K-GPs erwies sich die extrem kratzfeste Keramik gegenüber den bisher verwendeten Prothesenköpfen aus Stahl als überlegen. Bei der 1975 von dem Schweizer Unternehmen Sulzer vorgestellten Keramikkopf zur Artikulation mit PE-Pfannen zeigte sich ein geringerer Verschleiß als bei einer M-PE-GP (Semlitsch 1989; Semlitsch et al. 1977). Die Verbindung des metallenen Prothesenschaftes mit ihrem zylindrischen Konus zum Keramikkopf war besonders störanfällig. Die hier auftretenden Spannungsspitzen konnten zum Bruch des Keramikkopfes führen. Später optimierte Zweymüller die Konusgeometrie und die Oberfläche und konnte so die Stabilität deutlich erhöhen (Zweymüller und Semlitsch 1982). In der Folge wurden die modularen Prothesen von Müller, Weber und Weber-Stühmer zunehmend mit

Keramikköpfen bestückt und mit guten Ergebnissen eingesetzt (Zweymüller und Semlitsch 1982).

3.5.6.2 Titan

Einführung von Titan in die Endoprothetik

Titan und titanhaltige Legierungen wurden schon seit den 1950er Jahren vor allem in der Luftfahrt verwendet und gewannen auch in der Medizin zunehmend an Bedeutung. In der orthopädischen Chirurgie wurde Titan zunächst zur Frakturbehandlung eingesetzt. Mitte der 1970er Jahre hielt das Material auch in die Endoprothetik Einzug. Die Titan-Legierung Ti-6Al-4V wurde wegen ihrer Korrosionsbeständigkeit und Dauerschwingbeständigkeit besonders geschätzt (Williams 1977; Zweymüller und Semlitsch 1982).

Neben der aseptischen Lockerung war der Schaftbruch bei verschiedenen Prothesen aus Stahl ein Hauptproblem. Die meist im Bereich der Schaftmitte auftretenden Brüche waren Folge einer distal sicher fixierten Prothese, die proximal schwingen konnte. Dabei spielte es keine Rolle, ob die Prothese zementiert war oder nicht. Fast alle Prothesen zeigten Ermüdungsbrüche, so dass verschiedene Versuche unternommen wurden, dem entgegenzuwirken. Neben den oben genannten Veränderungen der Zementiertechnik oder im Design der Prothesen kam auch Titan zum Einsatz. Da Titan ein vergleichbares Elastizitätsmodul wie Knochen besitzt und weniger zu schwingungsbedingten Ermüdungsbrüchen als Stahl und Stahlliegierungen neigt, lag seine Verwendung für Prothesen nahe. Schon Charnley hatte 1965 die verformenden Kräfte, die in der Belastungsphase auf eine Prothese wirken, detailliert analysiert (Charnley 1965). Die Arbeitsgruppe um Crowninshield

zeigte später, wie sich das Gesamtsystem (Prothesenmaterial, Design, Zement) verhält, wenn an einem dieser drei Teile Veränderungen vorgenommen werden (Crowninshield et al. 1980). In den 1970er Jahren wurden zwei Titanschäfte eingesetzt, die – trotz völlig unterschiedlicher Designs – exzellente Langzeitergebnisse erbrachten.

Ceraver-Osteal-Schaft

Der aus einer Titanlegierung bestehende und mit Zement verankerte Ceraver-Osteal-Schaft (Frankreich) wurde ab 1976 in größerer Zahl implantiert. Wichtig für die guten Langzeitergebnisse war eine – in Frankreich vor allem von Kerboull postulierte – Vorbereitung des Femurmarkraumes, der weitestgehend von der Spongiosa befreit wurde, bevor ein größtmöglicher, die Markhöhle möglichst vollständig ausfüllender Schaft einzementiert wurde. Der Zement wurde so optimal verpresst, wobei ein durchgehender Zementmantel nicht essenziell war⁸ (Langlais et al. 2003; Morscher und Wirz 2002).

Zweymüller-Prothese

Zweymüller (Österreich) stellte 1979 seine neue Self-Locking-Prothese aus Titan (Ti-6Al-4V) vor, deren Form distal an die Müller-Geradschaft-Prothese und proximal an die Judet-Prothese erinnerte. Der Keramikkopf artikulierte mit einer zementfreien Endler-PE-Schraubpfanne. Das Prothesensystem folgte dem Baukastenprinzip. Für den Schaft gab es sieben verschiedene Größen, der Kopf konnte in drei verschiedenen Halslängen gewählt werden und die Pfanne lag in vier verschiedenen Größen vor (Zweymüller und Semlitsch 1982).

⁸ siehe hierzu auch Französisches Paradoxon

Das Funktionsprinzip des Prothesenschaftes beruhte auf einer zementfreien Vier-Punkt-Verklebung über einen langstreckigen festen Kontakt zur Femurkortikalis. Die Last wurde so in den distalen Prothesenteil transferiert, wo die Femurkortikalis die größte Stärke aufweist und die entscheidende Verklebung erfolgte. Die gewünschte Vier-Punkt-Verklebung (distal, an der proximal medialen Kortikalis und im Bereich des Trochanter major) erforderte eine ausreichend große Prothese (Morscher 1983; Zweymüller und Semlitsch 1982). 1983 wurde die Prothese umgestaltet, wobei die Verklebung optimiert wurde und durch die Aufrauung der Oberflächen eine Osteointegration (sekundäre Fixierung) erreicht wurde.

3.5.6.3 Maßnahmen zur Senkung der Infektionsrate

Prä- und perioperative Maßnahmen

Mitte der 1960er Jahre waren OPs am Hüftgelenk komplikationsträchtige Eingriffe. Vor Charnley war die Lockerung der Prothesen die häufigste Komplikation. Durch den Erfolg seiner LFA trat diese aber in den Hintergrund. Als Hauptkomplikationen rückten dagegen Infektionen und Thromboembolien in den Vordergrund. Durch die angeführten Entwicklungen konnte die Gesamtkomplikationsrate auf unter 5% reduziert werden. Die anfänglich hohe Misserfolgsquote durch Infektionen von etwa 10% konnte durch die Verbesserung der OP-Hygiene drastisch auf etwa 1% gesenkt werden (Mittelmeier 1984). Zu den hygienischen Maßnahmen gehörten die Einführung von ultragefilterter Luft in Reinraumkabinen (Charnley und Eftekhar 1969), die Verwendung von antibiotischem

Knochenzement (Buchholz und Engelbrecht 1970) und die perioperative Antibiotika-Prophylaxe (Heisel et al. 1984; Mulier et al. 1981).

1960 traten in England Infektionen bei 9,7% aller OPs auf. Bei großen Hüft-OPs war dieser Anteil etwas geringer, betrug aber immer noch 6,9%. Charnley gab eine Infektionsrate von 8,9% für sein Patientengut von 1959–1961 an. Zur Senkung des Risikos installierte er einen Green-Room im OP-Saal. In dieser zeltartigen, luftdichten Konstruktion zirkulierte die Luft durch ein Laminar Air-Flow und wurde so gefiltert. Der Kopf des Patienten, die gesamte Beatmungseinheit und alle weiteren zur Versorgung des Patienten notwendigen Geräte befanden sich mit dem dazugehörigen Personal außerhalb des Green-Rooms. Die Operateure trugen luftdichte Ganzkörperanzüge mit eigener Sauerstoffversorgung. Mit diesem extremen Aufwand gelang es Charnley die Infektionsrate auf etwa 1% zu senken (Charnley und Eftekhar 1969). Andere Einrichtungen hatten aber nicht die Möglichkeiten, einen ähnlichen Aufwand zu betreiben. Mit dem prophylaktischen Einsatz von Penicillin G wurde aber die Rate der tiefen Wundinfektionen von 8,9% auf 1,7% gesenkt (Fogelberg et al. 1970).

Eine große britische Multicenter-Studie ergab, dass die Kombination aus einem laminären Luftfluss mit ultragefilterter Luft und einer perioperativen Antibiotika-Prophylaxe den größten Effekt auf die Reduktion der Infektionen hatte. Die Verwendung eines luftdichten Ganzkörperanzuges konnte diesen positiven Effekt kaum nach steigern. Bereits damals vermuteten die Autoren, dass sich mit Gentamycin beladener Zement noch besser zur Infektionsprophylaxe eignet (Lidwell et al. 1982, 1984).

Weitere Prophylaxemaßnahmen und Behandlung tiefer Wundinfektionen

Eine tiefe Wundinfektion stellte ein großes Problem für die Behandler und die Patienten dar. Anfang der 1970er Jahre beinhalteten die üblichen Maßnahmen:

- Die Supprimierung der Infektion durch eine systematische Antibiotika-Dauertherapie unter Inkaufnahme weiterer Komplikationen (z.B. Fortschreiten der Lockerung, Knochennekrosen, dauerhafte Schmerzen, Belastungsinsuffizienz).
- Die lokale Infektsanierung mit oberflächlicher Wundrevision, Abszessentlastung und Exstirpation der Fistelgänge.
- Die vollständige Entfernung der Prothese unter Inkaufnahme einer Defektsituation mit oder ohne systematische Antibiotika-Therapie.

Der Hamburger Chirurg H.-W. Buchholz war der Pionier auf dem Gebiet der Infektionstherapie. Er gehörte zu den Ersten, die Antibiotika in das PMMA mischten und so eine hohe periprothetische Antibiotikakonzentration schufen (Buchholz und Engelbrecht 1970; Elson et al. 1977). Auf diese Weise konnte er die Maßnahmenpalette der Infektbehandlung schon 1969 entscheidend erweitern. 1972 legte er die noch heute verwendete Standardmischung von Palacos R und Gentamycin fest. Mit dem Antibiotika-beladenen PMMA erreichte Buchholz in 77% der Fälle schon bei der ersten Revision eine dauerhafte Infektsanierung (Buchholz et al. 1981; Buchholz und Gartmann 1972).

Im Rahmen der aufwendigen Infektsanierung führte Buchholz den Wechsel – anders als andere Operateure – einzeitig durch. Carlson konnte die Ergebnisse von Buchholz ohne Unterschiede zwischen einem einzeitigen oder zweizeitigen Wechsel bestätigen, merkte aber an, dass die Prothesen-Reimplantation beim zweizeitigen

Wechsel aufgrund der mehrmonatigen Girdlestone-Situation zwischen den OPs erschwert ist (Carlsson et al. 1978). Darüber hinaus erschweren die Narbenbildung und Veränderungen der Anatomie beim zweizeitigen Vorgehen die Reimplantation. Kritiker dieses Verfahrens merkten an, dass die Beimischung von Antibiotika den PMMA-Zement schwächen könnte. Lee und Ling konnten belegen, dass das Ausmaß der Schwächung gering ist und einen wesentlich geringeren Effekt auf die Stabilität des PMMA hat, als die Mischtechnik oder die Applikation unter Druck (Lee et al. 1978). Dreißig Jahre später machten schwedische / norwegische Multicenter-Studien deutlich, dass die prophylaktische Kombination aus Gentamycin-beladenem PMMA und einer perioperativen Antibiotikatherapie nicht nur die Gefahr einer tiefen Wundinfektion am effektivsten senkt, sondern darüber hinaus auch die beste Kosteneffizienz bietet (Engesaeter et al. 2003; Persson et al. 1999).

3.6.5.4 Entwicklungen gegen Thrombosen und Embolien

Hüft-OPs haben – wie auch größere abdominelle Eingriffe – ein erhöhtes Risiko für thromboembolische Komplikationen. Ohne entsprechende Prophylaxe treten bei 5% der Patienten Lungenembolien auf, von denen 50% einen tödlichen Ausgang haben. Besonders bei hüftnahen Frakturen besteht, ohne entsprechende Prophylaxe, eine Mortalität von 7,5% durch eine pulmonale Embolie. Neben dem OP-Trauma bestanden bei den oft alten und multimorbiden Patienten weitere individuelle Faktoren, die das Risiko für eine Lungenembolie steigerten. Hierzu zählten eine allgemeine Immobilität, Nikotinabusus, Adipositas oder metabolische Erkrankungen wie Diabetes mellitus (Parker-Williams und Vickers 1991).

Zur Thromboembolie-Prophylaxe wurden schon früh verschiedene Wege eingeschlagen. Einige Operateure setzten Cumarine in Kombination mit Dextran-40 ein, andere bevorzugten die Kombination von Aspirin und Dextran-40 (Stinchfield und White 1971). Wieder andere Operateure verabreichten Heparin und Dihydroergotamin, obwohl dafür eine mehrfache tägliche Injektion bzw. Dauerinfusion notwendig war (Barritt 1969; Sagar et al. 1976). Die verschiedenen Thromboembolie-Prophylaxe-Schemata zeichneten sich durch teilweise erhebliche, anwenderbedingte Unterschiede aus, so dass sich ein Standard kaum etablieren ließ. Erst als Mitte der 1970er Jahre mehrere Multicenter-Studien die Wirksamkeit einer perioperativen Low-Dose-Heparinisierung belegten, wurde das Verfahren zunehmend standardisiert. Weiter stellte sich heraus, dass Acetylsalicylsäure weniger wirksam als Cumarine ist, und dass der Einsatz von Cumarinen häufiger Blutungskomplikationen zur Folge hat als der Einsatz von Heparin (Haake und Berkman 1989).

3.5.7 Diskussion der Entwicklung nach Charnleys LFA

3.5.7.1 Zunahme der Operateure

Auf der Basis der zunehmenden Therapiemöglichkeiten am Hüftgelenk (z.B. Prothesen von Judet, Moore und Thompson) setzte in den 1960er Jahren ein Boom beim Hüftgelenkersatz ein. Dabei spielten zunächst die McKee-Watson-Farrer-Prothese mit ihrer M-M-GP und Charnleys LFA die größte Rolle. Beide Systeme funktionierten gut und stellten eine erhebliche Verbesserung der bisher verwendeten Hemiarthoplastiken dar. Beide Prothesen verwendeten Zement zur Fixation beider Prothesenteile. Die Resultate der McKee-Watson-Farrer-Prothese blieben aber hinter

den exzellenten Ergebnissen der LFA von Charnley zurück (Wilson et al. 1972), so dass die Prothese Anfang der 1970er Jahre nicht mehr eingesetzt wurde. Mit dem Erfolg der Prothese von Charnley nahm auch die Zahl der Operateure sprunghaft zu, die sich von ihm in seine OP-Methode einweisen ließen und selbst weitere Operateure ausbildeten. Bei der Weitergabe des Wissens kam es zu einer schleichenden Modifikation der OP- und insbesondere der Zementiertechnik (Crowninshield et al. 1980), so dass eine Zunahme der Lockerungen im Gegensatz zu Charnleys Ergebnissen beobachtet wurde (Beckenbaugh und Ilstrup 1978).

3.5.7.2 Charnleys OP-Technik und der fehlende Patentschutz

Schon bald nach Vorstellung der LFA kam der Wunsch nach einer erleichterten OP-Technik (Vermeidung der Trochanterosteotomie), nach einer modularen Prothese und nach einer Prothese mit größerem Kopf (Verhinderung der Luxation) auf. Charnley hatte weder seine OP-Methode, noch seine Prothese mit einem Patentschutz versehen. Die Folge war, dass in der Folgezeit viele Kopien und Variationen entstanden. Zu Anfang wurden diese häufig noch mit Charnleys Einverständnis produziert, aber schon wenig später tauchten auch gravierende Veränderungen auf. Ein Beispiel: Müller wurde von Charnley in die OP-Technik eingeführt und fertigte eine modifizierte Prothese unter dem Namen Charnley-Müller-Prothese an. Später veränderte er die Kopfgröße und die Form der Prothese und vereinfachte die OP-Technik entscheidend, indem er auf die Trochanterosteotomie verzichtete. Mit diesen Veränderungen und der Unterstützung der amerikanischen Firma DePuy Inc. konnte er seine Prothese wesentlich wirkungsvoller am amerikanischen Markt etablieren als Charnley, der seine Prothese von der

englischen Firma Thackrey herstellen ließ. Charles Bechtol (USA) gelang mit seiner Kopie einer Charnley-Prothese Ähnliches (Gomez und Morcuende 2005b).

3.5.7.3 Müller-Bogenschaft-Prothese

Anfang der 1970er Jahre wurde in den USA die Müller-Bogenschaft-Prothese deutlich häufiger als Charnleys Originalprothese implantiert (Johnston 1987). Die Müller-Bogenschaft-Prothese erleichterte die Implantation und ließ sich durch verschiedene Größen und Kopf-Hals-Längen variabler einsetzen, sorgte jedoch auch für erheblich mehr Komplikationen⁹ als Charnleys Prothese, die mit der herkömmlichen OP-Technik implantiert wurde (Johnston 1987; Pellicci et al. 1979). In den 1970er Jahren kam es zu einer deutlichen Zunahme der Prothesenlockerungen von bis zu 25% nach 5–7 Jahren. Die hohen Lockerungsraten gingen mit einer Zunahme der Verwendung der Müller-Prothese und / oder einer schlechten Zementiertechnik einher (Beckenbaugh und Ilstrup 1978; Gruen et al. 1979; Pellicci et al. 1979; Sutherland et al. 1982). Implantationen mit Charnleys LFA und korrekter Zementiertechnik zeigten durchweg längere Standzeiten (Charnley und Cupic 1973; Johnston 1987; Salvati et al. 1981).

Mit der Zunahme der Operateure und den Veränderungen des Designs und des Funktionsprinzips lag Anfang der 1970er Jahre eine ähnliche Situation vor wie Anfang der 1950er Jahre, als die ersten Hemiarthroplastiken von McBride, Eichler, Moore und Thompson die Entwicklung vorantrieben und innerhalb weniger Jahre

⁹ Das rautenförmige Profil des Müller-Bogenschaftes wirkte zementbrechend. Fatal war außerdem die damals noch nicht bekannte Vermischung verschiedener Funktionsprinzipien, wodurch diese Prothese anfällig für Lockerungen wurde, was aber erst viel später erkannt wurde (s.o.).

etwa fünfzig verschiedene Hemiarthroplastiksysteme auf den Markt kamen (Swanson et al. 1992).

3.5.7.4 Verwendung von PMMA als Zement

Vermutlich gehört die Verwendung von PMMA als Zement zur Fixierung der Prothesenteile zu den entscheidenden Faktoren für die Erfolgsgeschichte der THA. Davor erfolgte die Fixation der Prothesenteile lediglich durch den knöchernen Kontakt. Die Verwendung von PMMA verbesserte die Fixation erheblich, da es die Stabilität erhöhte und Fehler bei der OP-Technik eine scheinbar geringere Rolle spielten (Peltier 1998). Mit zunehmender Verbreitung kamen Lockerungen jedoch immer häufiger vor. Vermutlich gab es erhebliche anwenderbedingte Unterschiede, die die Qualität des prothesenfixierenden Zementmantels beeinflussten. Durch Beimischung eines Kontrastmittels zum PMMA fiel auf, dass die Lockerungen vor allem im Prothesen-Zement-Interface stattfanden, und dass einige Prothesen, je nach Funktionsprinzip (kraft- oder formschlüssig) geringfügig in den Zementmantel einsanken und dort entweder einen endgültig festen Sitz erreichten oder weiter einsanken und sich endgültig lockerten.

Die die Applikation des PMMA mittels Handpacking (Zementiertechnik der ersten Generation) war eine anwenderabhängige Komplikationsquelle. Dies wurde aber zunächst nicht wahrgenommen, so dass diverse Designinnovationen implementiert wurden, um höhere Standzeiten zu erreichen. Ein wichtiger Entwicklungsinput kam von Lee und Ling, die zeigten, dass scharfe Kanten der Prothese im Zement zu Stressbelastungen und damit zu Zementbrüchen führen können. Sie empfahlen daher abgerundete Kanten wie bei der von ihnen entwickelten Exeter-Prothese (Lee

et al. 1978). Außerdem traten bei längerer Standzeit vermehrt Schaftbrüche auf, die zum einen der Prothesenform und zum anderen inhomogenen Lockerungen im Zementmantel¹⁰ zugeschrieben wurden. Daraufhin wurden Designveränderungen an den Prothesen vorgenommen, die sich aber oft anders als erwartet verhielten und häufig mehr Lockerungen und Schaftbrüche zeigten als die Ursprungsprothese. Erst Jahre später wurde die Erklärung für diese Befunde gefunden. Prothesen lassen sich entweder nur nach dem Prinzip des Formschlusses oder nur nach dem des Kraftschlusses im Zement fixieren. Nur Prothesen, die klar einem der beiden Prinzipien folgen, erreichen auch langfristig gute Ergebnisse.

3.5.7.5 Vermeidung von PMMA

Der Erfolg von Charnleys LFA beruhte u.a. auf der Verwendung von PMMA als Zement. In diesen Füllstoff wurde die Prothese eingebettet, wodurch sich die Oberfläche der Prothese vergrößerte und eine homogene Lastübertragung auf den Knochen gewährleistete (Charnley 1960a). Kritiker betrachteten jedoch das PMMA als schwaches Glied und suchten nach Alternativen. Dies war der Beginn der Entwicklung zementfreier Implantate in der THA. Bezugnehmend auf die häufig brechende Judet-Prothese wies Mittelmeier schon Ende der 1950er Jahre auf die mangelnde Resistenz von PMMA gegenüber Schwingbelastungen hin (Mittelmeier und Singer 1956).

PMMA wurde in der Zahnheilkunde schon Jahrzehnte früher verwendet, wobei die eingesetzten Mengen um ein Vielfaches kleiner waren als in der orthopädischen

¹⁰ Ein Teil der Prothese, häufig die Prothesenspitze, sitzt fest im Zement, während andere Teile der Prothese nicht sicher durch den Zement fixiert werden.

Chirurgie. Der Hauptkritikpunkt in diesem Kontext waren die toxischen Ausgangselemente, die zur Polymerisation von PMMA direkt vor der Verwendung vermischt wurden. Es wurde vermutet, dass PMMA auch nach der Polymerisation schwach toxische Produkte in die Blutbahn abgibt (Bloch 1958; Charnley 1964). Ein weiterer Kritikpunkt waren die bei der Polymerisation entstehenden hohen Temperaturen, die für Gewebnekrosen im Prothesen-Knochen-Interface verantwortlich gemacht wurden (Charnley 1960a).

Mit der zunehmenden Implantation von THA wurden vermehrt Lysen beobachtet. Diese erinnerten an Neoplasien oder Infektionen, die aber beide ausgeschlossen werden konnten. Die nachgewiesenen Abriebpartikel stammten vom PE oder PMMA (Harris et al. 1976; Willert und Puls 1972). Häufige Lokalisation der stets am Knochen-Zement-Interface auftretenden Lysen waren der distale Bereich des Prothesenschaftes oder acetabulär an der Pfanne. Daher wurde vermutet, dass die Verwendung von PMMA zu aseptischen Lysen führen kann, was Wasser auf die Mühlen der PMMA-Kritiker war. Der Ausdruck „Cement Disease“ gab der Suche nach alternativen Verankerungstechniken Antrieb. Erst später konnte geklärt werden, dass die Lysen keine direkte (z.B. allergische) biologische Antwort auf PMMA waren, sondern eine biologische Antwort auf ein mechanisches Problem und / oder auf den Abrieb von PE, der durch Brüche im PMMA-Mantel vom Entstehungsort weg transportiert wurde (Bell et al. 1985; Jones und Hungerford 1987)¹¹.

Charnley betrachtete den oberflächenvergrößernden Zement als funktionellen Teil der Prothese. Zuerst Mittelmeier, dann Judet und später auch Lord nahmen

¹¹ Verschiedene Arten von Abrieb sorgten für Lysen und Lockerung. Dies war vor allem bei PE, Polyester und Metall der Fall ((Willert und Semlitsch 1977)

diese Idee auf. Sie vergrößerten die metallene Oberfläche ihrer Prothesen, um die knöcherne Integration zu verbessern. Später stellte sich heraus, dass der primär feste Sitz und die Mikrostruktur der Prothese viel wichtiger als ihre Makrostruktur ist. Rostocker und Galante unterstützten diese These indem sie nachwiesen, dass Knochen in eine feine Titanmatrix einwachsen kann (Galante et al. 1971).

3.5.7.6 Wunsch nach Gelenkerhalt – der Oberflächenersatz

Oberflächenersatz-Prothesen, bei denen prinzipiell die SPMA mit einer PMMA-fixierten PE-Pfanne kombiniert wurde, galten als erfolgversprechend, da sie eine physiologische Einleitung der Kräfte am Hüftgelenk ermöglichten. Daher wurden weniger Lockerungen erwartet als bei der THA (Wagner 1978). Die revisionsfreundliche, weil knochensparende Alternative zur THA schien besonders für die Behandlung jüngerer aktiverer Patienten geeignet, bei denen aseptische Lockerungen nach Implantation einer THA besonders häufig vorkamen.

Die kurzfristig sehr guten Ergebnisse führten ab 1970 zu einem wahren Boom der Oberflächenersatz-Prothesen. Weltweit wurde eine beträchtliche Zahl von verschiedenen Entwicklern produzierten Varianten implantiert. Aber hohe Komplikationsraten bremsten den initialen Enthusiasmus empfindlich. Dazu zählten:

- aseptischen Lockerungen der dünnwandigen Prothesenteile unter Belastung
- Prothesenfehlplatzierungen durch die komplexe OP-Technik am Femurkopf
- Femurkopfnekrosen bei nicht mehr ausreichender Durchblutung
- Schenkelhalsfrakturen durch Notching beim Zurichten des Femurkopfes und valgischem Aufsetzen des Prothesenkopfes.

In der Folge wurden Oberflächenersatz-Prothesen Anfang der 1980er Jahre fast ausschließlich von wenigen spezialisierten Zentren implantiert.

3.5.7.7 Fazit

Charnley LFA steht auf drei Säulen:

1. Verwendung von PMMA als Zement, um die Kraftübertragung im Prothesen-Knochen-Interface zu verbessern,
2. Verwendung einer M-PE-GP
3. Verwendung eines möglichst kleinen Kopfdurchmessers zur Minimierung der das Prothesenlager belastenden Reibungs- und Hebelkräfte.

Charnley stellte die LFA absichtlich nicht unter Patentschutz und ermöglichte somit Modifikationen, sowohl seiner Prothese als auch seiner OP-Methode.

Charnleys LFA war vor allem für ältere Patienten eine optimale Therapiemethode.

Bei jungen Patienten war sie jedoch komplikationsbehaftet. Um bessere Therapieoptionen bieten zu können, wurden diverse Prothesennachfolger und -varianten, Oberflächenersatz-Prothesen, neue Materialien und die K-K-GP implementiert, die sich aber als noch komplikationsträchtiger erwiesen.

3.6 1980–1995 – rasante Entwicklungen

3.6.1 Einleitung

Zwischen 1980 und 1995 entwickelte und verbreitete sich das seit ca. 15 Jahren etablierte Verfahren der THA rasant. Die Zahl der Prothesentypen explodierte, wie die Sichtung der Sammlung der ENDO-Klinik belegt. Es drängt sich der Gedanke auf, dass viele Operateure auf den rasch rollenden Zug aufspringen und eigene Prothesen entwickeln wollten – ob zum Wohle ihrer Patienten musste der Verlauf zeigen. Die Prothesensysteme dieser Zeit sind so heterogen, dass nur ein Teil davon in eine Systematik eingegliedert werden kann. Ein relevanter Teil der Prothesen wurde nur in kleinen Serien produziert, folgt keiner Systematik und kann hier nur am Rande Erwähnung finden. Besondere Fortschritte wurden in dieser Zeit bei der Entwicklung zementfreier Implantate bzw. Pfannen gemacht.

Aseptische Lockerung als Motor der Entwicklung

Die THA mit den seit 15 Jahren eingesetzten Systemen war mittlerweile ein etabliertes Therapieverfahren. Immer mehr Patienten konnten mit zunehmend geringeren Komplikationen behandelt werden. Bei einer perioperativen Komplikationsrate, die sich ausgehend von 10% in den 1960er Jahren halbiert hatte, war die verbliebene Hauptkomplikation die aseptische Lockerung. Das klar favorisierte Verfahren war die THA mit Zement, auch wenn die Stimmen der Kritiker immer lauter wurden. Sie sahen in dem PMMA das schwächste Glied der THA. Ein großes Problem der Zeit war, die unsichere Erkenntnislage auf deren Basis die Weiterentwicklungen erfolgten. Es wurden viele Mechanismen für die aseptischen Lockerungen postuliert, die nach heutigen Kriterien nicht als wissenschaftlich

gesichert gelten können und häufig eher empirische Beobachtungen darstellten.

Auch die Voraussetzungen für eine sichere knöcherne Fixation der Implantate und deren Folgen waren allenfalls vage bekannt. Die damals favorisierten potentiellen Ursachen für die aseptische Lockerung der zementierten THA im mittel- bis langfristigen Verlauf waren (Jasty et al. 1991):

- die Stärke des Zement-Knochen-Interfaces,
- die Bindung der Prothese an den Zement,
- die Dicke und Festigkeit des Zementmantels,
- das Design der Komponenten,
- die spezifischen Eigenschaften des Implantates.

Signalgeber für Entwicklungen waren:

- Prothesenbrüche, u.a. bedingt durch die verwendeten Materialien (z.B. V4A-Stähle),
- Femurschaftschmerzen,
- Stress-Shielding (Huggler et al. 1978),
- suboptimale Oberflächen, die die Eigenschaften der Prothesen am Knochen oder im Zement nachteilig beeinflussten.

3.6.2 Oberflächen – Weiterentwicklung zementfreier Implantate

3.6.2.1 Knocheneinwuchs in geeignete Oberflächen

Weil das PMMA als Schwachstelle bei der Befestigung der Prothesen galt, wurden Bemühungen unternommen, die Prothesen knöchern besser zu integrieren, um auf das PMMA verzichten zu können. Laut Charnley beruht die Wirkung des

PMMA als Zement auf eine Vergrößerung der Oberfläche der Prothese durch eine Verzahnung mit dem umgebenden Knochen und auf eine homogenere Lasteneinleitung (Charnley 1960a). Der primäre Ansatz war daher, über die Implantatoberfläche selber eine entsprechende Verzahnung mit dem Knochen zu erreichen. Die Ende der 1960er Jahre von Mittelmeier entwickelte Tragrippenprothese mit einer grob strukturierten Oberfläche stellte den ersten Entwicklungsschritt in diese Richtung dar. In den 1970er Jahren folgten Judet (Porometall) und Lord (Madreporique) diesem Ansatz mit wesentlich feiner strukturierten Oberflächen und daraus folgend besseren Standzeiten (Judet 1975; Lord et al. 1978b; Mittelmeier 1974). Später wurde die Verzahnung optimiert, um die Bildung von Bindegewebe im Interface zu minimieren. Schon 1971 wurde im Tierversuch belegt, dass Knochen in eine Oberfläche aus gesinterten dünnen Titandrähten ohne Bindegewebsinterposition einwachsen kann (Galante et al. 1971)¹². Später wurde die Osteointegration als direkter (bindegewebsfreier) Kontakt von Prothese zu Knochen definiert (Engh et al. 1987). Erst Anfang der 1990er Jahre konnte die Osteointegration und die Bedingungen dafür im histologischen Detail erklärt werden¹³ (Bragdon et al. 2004; Orlik et al. 2003; Søballe et al. 1993).

¹² Erst 15 Jahre später konnte Galante mit Harris dieses Prinzip zur Fixation einer THA umsetzen.

¹³ Die Osteointegration durch Knocheneinwuchs auf einer makro-/mikrostrukturierten Oberfläche eines Implantates ist ein der Frakturheilung ähnelnder Prozess. Der Knochen reagiert dabei auf die Verletzung im Sinne einer sekundären Frakturheilung und wächst in die poröse Oberfläche ein. Der Prozess ist abhängig von verschiedenen Faktoren (z.B. Porengröße, Oberflächenbeschaffenheit, Belastung, Ausmaß des Kontaktes von Knochen und Oberfläche, Mikrobewegung im Interface).

3.6.2.2 Optimierung poröser Oberflächen

Mittelmeier (Tragrippenprothese), Judet (Porometall) und Lord (Madreporique) waren die Ersten, die strukturierte Oberflächen zur Oberflächenvergrößerung bei der Osteointegration einsetzten. Schon Mitte der 1970er Jahre hatten einigen Arbeitsgruppen Versuche unternommen, Beschichtungen für Prothesen zu entwickeln (Ducheyne et al. 1978). Die Prothese von Judet hatte gezeigt, dass eine suffiziente Verankerung durch die Veränderung der Oberfläche (Porometall) möglich ist und die Prothese von Lord mit der korallenartigen Oberfläche (Madreporique), dass Knochen in die Oberfläche der Prothese einwachsen kann (Lord et al. 1978b). Das Knochenwachstum wurde durch diese neuen Oberflächen angeregt (Diehl et al. 2010; Mittelmeier et al. 1997). Diesem Prinzip der Oberflächenvergrößerung folgten weitere Entwickler und steigerten die Porosität bis in die Mikrostruktur. Beispielsweise erreichte die Porous-Coated-Anatomic-(PCA)-Prothese mit einer doppelten Lage aus aufgesinterten Metallperlen (Dicke 1,5 mm) und einer durchschnittlichen Porengröße von 425 μm eine Porosität von 35% (Callaghan et al. 1988). Metallpulver-Beschichtungen schufen noch feinere Oberflächen (Porengröße 50–400 μm) wie bei der AML-Prothese (Pilliar 1983). Für die poröse Beschichtung wurden Materialien mit diversen Verfahren auf den Prothesenkörper aufgetragen (Ducheyne et al. 1978). Die Beschichtungen bestanden in der Regel aus dem gleichen Metall wie die Prothese, um einer Elektrolytreaktion und damit einer Korrosion vorzubeugen. Außerdem war es wichtig, einen festen Verbund aus Beschichtung und Prothesenkörper zu erreichen, um den Scherkräften zu widerstehen. Damit sollte ein Ablösen vermieden werden (Zenz et al. 2009), um Lockerungen und Drittkörperverschleiß vorzubeugen.

Ideale Bedingungen für das Einwachsen von Knochen liegen bei einer Porengröße von 20–300 μm und einer Volumenporosität von 40–80% der Beschichtung vor

(Morscher 1983).

Anfang der 1980er Jahre wurden verschiedene beschichtete Prothesen entwickelt, die alle eine gehäufte Inzidenz für verschiedene Komplikationen zeigten:

- Femurschaftschmerzen
- Dauerschwingbrüche
- Stress-Shielding – mit teilweise erheblichem Knochensubstanzverlust sowie proximaler, konsekutiver Lockerung.

Diese Probleme resultierten aus der vollständigen Beschichtung der Prothesenschäfte. Durch die Form der Prothesen kam es zu einer vermehrten distalen Krafteinleitung, der eine initiale knöchernerne Fixierung durch Osteointegration distal folgte. In der Folge wurden viele Prothesen nur noch proximal beschichtet, was diesen Problemen zu Lasten der Größe der Verankerungsfläche Einhalt gebieten konnte (Mittelmeier et al. 1997). 1982 wurde die schon erwähnte PCA-Prothese vorgestellt, bei der nur der proximale Anteil des Schafts und der Pfanne porous-coated waren (Callaghan et al. 1988). Der distale Anteil des Schaftes diente zur Lagesicherung und sollte nicht osteointegriert werden. Mit dem Design konnte eine suffiziente Verankerung durch Osteointegration erreicht werden. Die Ergebnisse waren auch langfristig zufriedenstellend (Bojescul et al. 2003; Kim 2005).

Ähnlich sollten auch die ESKA-Prothesen¹⁴ von Schütt und Grundei funktionieren. Die Forscher wollten ein „durchgängiges transparentes Raumgefüge“

¹⁴ Hersteller: ESKA Implants, Grapengiesserstr. 34, 23556 Lübeck

entwickeln (Mittelmeier et al. 1997). Sie stellten 1981 eine metallene Schwammstruktur vor, die aber schon 1982 von der Spongiosametall-Struktur abgelöst wurde. Diese Struktur war offenporig und erlaubte einen guten Knocheneinwuchs. Der Herstellungsprozess bedingte aber noch eine unregelmäßige Stegstärke, so dass ab 1991 die Tripodenstruktur verwendet wurde. Die Maximierung der Oberfläche erlaubte einen schnellen und tiefen Einwuchs des Knochens. Beim Herstellungsprozess der Tripodenstruktur konnte über verschiedene Bauhöhen und Stegstärken die Elastizität der Oberfläche beeinflusst werden, um eine proximale Krafterleitung zu gewährleisten (Mittelmeier et al. 1997). Ein großes Problem aller Prothesen mit großen Oberflächen war der massive Knochensubstanzverlust, der bei Wechsel-OPs regelhaft auftrat und laut Anwender praktisch nicht vermieden werden konnte.

Erst 1984 wurde eine Titanmatrix als poröse Oberfläche auf der Harris-Galante-Prothese verwendet, obwohl Rostoker und Galante schon 15 Jahre zuvor im Tierversuch gezeigt hatten, dass dieses Material eine Osteointegration ohne Bindegewebsinterposition erlaubt. Obwohl der Schaft nicht überzeugen konnte (Havelin et al. 1995a), zeigt die im Exact- und später im Press-Fit-Verfahren gefertigte Pfanne auch langfristig eine exzellente Osteointegration (Havelin et al. 1995a).

Erst Ende der 1980er Jahre war es somit möglich, über eine poröse Implantatoberfläche den direkten Kontakt von Knochen und Prothese herzustellen und damit eine echte Osteointegration durch Knocheneinwuchs ohne

Bindegewebsinterposition zu erreichen. Das Prinzip der Titandrahtoberfläche wurde von Morscher weiterverfolgt, der auf PE-Pfannen ein feines, mehrlagiges Titangitter aufbrachte und 1988 die ersten Press-Fit-Pfannen (Morscher-Cup) vorstellte (Morscher und Masar 1988).

3.6.2.3 Knochenaufwuchs durch aufgeraute Oberflächen

Nach Furlong und Osborn gibt es drei Arten von Oberflächen: biotolerante Oberflächen induzieren eine nicht ausreichend stabile Bindegewebsschicht, bioinerte Oberflächen lassen über einen direkten knöchernen Kontakt eine Osteointegration zu und bioaktive Oberflächen wirken darüber hinaus osteoinduktiv (Furlong und Osborn 1991). Makrostrukturierte glatte Implantatoberflächen sind biotolerant und ermöglichen, wenn überhaupt, nur eine geringe oder nicht vorhersagbare Osteointegration (Cook et al. 1988). Das verwendete Material (Stahl, Titan, Keramik) spielt dabei keine Rolle. Anstelle des gewünschten direkten Kontaktes von Knochen und Implantat (Engh et al. 1987) kommt es in der Regel zur Ausbildung einer wenig tragfähigen Bindegewebsschicht (Morscher und Masar 1988). Mikrostrukturierte Implantatoberflächen sind biotolerant und unter Umständen sogar bioaktiv. Da sie eine Osteointegration ermöglichen, sind sie glatten Oberflächen überlegen (Pupparo und Engh 1991). Eine Osteointegration kann aber nicht nur durch eine poröse Implantatoberfläche (Knocheneinwuchs), sondern auch durch Aufrauung der Oberfläche (Knochenaufwuchs) erreicht werden (Feighan et al. 1995; Lintner et al. 1986).

Ein wichtiger Schritt für die Entwicklung zementfreier Implantate war die Verwendung von aufgerauten Oberflächen, in die der Knochen zwar nicht

einwachsen, wohl aber aufwachsen kann. Das Prinzip des Knochenaufwuchses stellt eine Abkehr vom Prinzip der Verzahnung der Prothese mit dem Knochen und damit von der Fixation durch Oberflächenvergrößerung dar. Die Prothesenoberfläche soll nicht länger die Funktion des Zementes imitieren. Die Frage war, ob eine Osteointegration auch einfacher erreicht werden kann als mit einer aufwendig herzustellenden, strukturierten Oberfläche. Zweymüller verwendete bei der zweiten Generation seiner Prothese den SL-Schaft¹⁵ (mit der Allofit-Pfanne. Diese Prothese aus einer Titan-Niobium-Legierung verfügte erstmals über eine aufgeraute Oberfläche. Die durch Korund-Strahlung geschaffene Oberfläche hatte mit 3–5 μm eine erheblich kleinere Porengröße als die der porösen Oberflächen (50–400 μm). Trotzdem konnte histologisch ein flächiger Knochenaufwuchs nachgewiesen werden (Lintner et al. 1986; Zweymüller et al. 1988). Auch ohne Einwuchs zeigte das Interface eine bemerkenswerte Stabilität und eine echte Osteointegration der Prothese. Dies wurde durch diverse Langzeitergebnisse bestätigt (Hallan et al. 2007; Merle et al. 2010; Suckel et al. 2009; Vervest et al. 2005; Zenz et al. 2009). Ausserdem sind raue Oberflächen wesentlich einfacher in der Herstellung und somit erheblich kostengünstiger als poröse Oberflächen (Zenz et al. 2009), so dass zügig weitere zementfreie Prothesen mit einer rauen Oberfläche ausgestattet wurden. Das Aufrauen der Oberfläche konnte entweder durch das Abtragen (z.B. Strahlverfahren mit Korund) oder durch das Aufbringen von Material wie Titan oder HA (z.B. Plasmasprayverfahren) erfolgen (Feighan et al. 1995). Voraussetzungen für die Osteointegration per Knochenaufwuchs: mittlere Rauigkeit Ra: 4–8 μm und Porosität:

¹⁵ SL: Step Less

40–85% (Effenberger et al. 2004) ¹⁶. Ein weiterer Vorteil ist, dass raue Oberflächen das Prothesen-Knochen-Interface besser abdichten als poröse Oberflächen und so das Interface besser vor Verschleißpartikeln schützen (Zenz et al. 2009), dies gilt vor allem in Anwesenheit von Hydroxylapatit (HA) (Donnelly et al. 1997).

Bei der Verwendung einer rauhen Oberfläche kommt der suffizienten primären Verankerung eine besondere Bedeutung zu (Delaunay et al. 2001). Dafür eignet sich eine Drei-Punkt-Verklebung, so dass die aufgerauten Implantate (z.B. Zweymüller, Wagner-Konusschaft) durch ein eckigeres Design imponieren als die runderen Fit'n-Fill-Prothesen mit porösen Oberflächen (z.B. PCA, AML, ESKA). Durch diese Verklebung wurde eine höhere Primärstabilität erreicht, die die Osteointegration begünstigte. Die vorhergesagte Osteointegration und die besseren Revisionsmöglichkeiten führten dazu, dass in den 1980er- und 1990er Jahren die aufgerauten Implantate die porösen Implantate in der zementfreien Verankerung verdrängten.

3.6.2.4 Beschichtung durch bioaktive Substanzen – Hydroxylapatit

Die Veränderungen der Makro- und Mikrostruktur der Oberflächen führten zu einer verbesserten Integration mittels Osteoinduktion. Weitere Bestrebungen zielten darauf ab die Osteointegration an sich zu verbessern und zu beschleunigen.

Wichtige Impulse kamen, wie schon zu Charnleys Zeiten, aus der Zahnheilkunde.

Anfang der 1980er Jahre wurde dort mit verschiedenen Kalzium-Phosphaten

¹⁶ Im Gegensatz zu aufgerauten Oberflächen besitzen poröse Beschichtungen verschiedener Herstellungsverfahren eine Porengröße von 100–1500 μm , wobei das im Tierversuch ermittelte Optimum für einen knöchernen Einwuchs bei ca. 300 μm Porengröße liegt (Bragdon et al. 2004).

experimentiert, die über die Freisetzung von Kalzium-Ionen das Knochenwachstum anregen sollten. HA galt als die erfolgversprechendste Form der Kalzium-Phosphate. Es besitzt eine poröse Oberfläche und eine ausreichend lange Resorptionszeit. Aufgrund der mit dem Knochen vergleichbaren chemischen Zusammensetzung und Struktur wurde auch von einer Biokompatibilität ausgegangen. Reines HA erwies sich jedoch als nicht geeignet, da Zahnimplantate aus diesem Material eine zu geringe Stabilität aufwiesen. Aber schon früh wurde die Möglichkeit gesehen, HA als Beschichtung für Prothesen zu nutzen oder dem Knochenzement beizumengen, um ein Knochenwachstum zu stimulieren (Jarcho 1981). 1991 gelang der histologische Nachweis einer Osteointegration¹⁷ bei Anwesenheit von HA. An der Grenzschicht von HA zum Knochen war eine Osteoklastenaktivität nachweisbar. Die Zellen resorbierten sowohl die Knochensubstanz als auch die Beschichtung und zeigten normale, belastungsabhängige Umbautätigkeiten im Sinne des Wolff'schen Gesetzes (Bauer et al. 1991).

Der Vorteil von HA für die Endoprothetik liegt in der Anregung des Knochenwachstums, wodurch sich bei der Implantation der Endoprothese entstehende Spalten besser schließen (Furlong und Osborn 1991). Die Folge ist nicht nur eine schnellere Osteointegration und sondern auch die Versiegelung des Knochen-Prothesen-Interface, so dass dem Eindringen von Abrieb vorgebeugt wird (Donnelly et al. 1997; Effenberger et al. 2004). Die Beschichtung von Titan-Implantaten mit HA ab Ende der 1980er Jahre sorgte für ein sehr festes Implantat-Knochen-Interface, das nicht auf einer mechanischen, verzahnenden Verbindung wie

•¹⁷ Osteointegration = direkter Kontakt von Knochen und Prothese, ohne Bindegewebsschicht dazwischen

bei den porösen Oberflächen, sondern auf einer biologisch-chemischen Verbindung beruhte. Die Festigkeit des Interfaces war ähnlich hoch wie cortikaler Knochen selbst und der Festigkeit des Interfaces von Zement zum Implantat oder von porösen Oberflächen zum Knochen überlegen (Geesink et al. 1988). Von Nachteil ist die langsame Resorption von HA, die unter bestimmten Voraussetzungen (z.B. ein glattes Press-Fit-Implantat) eine Lockerung nach sich ziehen kann, wenn das Implantat durch seine mikro- und makrostrukturierte Oberfläche nicht in der Lage ist sich in den Knochen zu integrieren (Manley et al. 1998; Reikerås und Gunderson 2006). Trotzdem sind HA-beschichtete Implantate den unbeschichteten, glatten Implantaten klar überlegen (Havelin et al. 1995c; Manley et al. 1998), auch wenn eine HA-Beschichtung die langfristigen Ergebnisse gut funktionierender Prothesen nicht weiter verbessert (Lazarinis et al. 2011). Aber durch die osteoinduktive Wirkung von HA wird die Bildung eines belastungsfähigen Interfaces beschleunigt, so dass eine primär fest implantierte Prothese schneller ihre endgültige sekundäre Stabilität durch Osteointegration erreicht (Donnelly et al. 1997; Morscher 1991). Aus diesem Grund wurde HA in den 1990er-Jahren zunehmend ergänzend eingesetzt.

3.6.3 Entwicklung zur modularen Press-Fit-Pfanne

Lag das Hauptinteresse bisher beim Schaft der Prothese, rückte Ende der 1970er Jahre die Pfanne verstärkt in den Fokus. Charnley hatte zwar mit der zementfixierten PE-Pfanne einen Durchbruch erreicht, trotzdem blieben die Ergebnisse der Pfanne hinter denen des Schaftes zurück. So wurden für die zementierten Pfannen des Charnley-Systems Lockerungsraten von bis 25% (Stauffer 1982) und für die Pfannen des Müller-Systems von bis zu 30% innerhalb von zehn

Jahren beschrieben (Sutherland et al. 1982). Vorzeitige Lockerungen der Pfannen traten auch bei Primär-OPs bei jungen Patienten auf, insbesondere bei Männern und beim Einsatz von großen Prothesenköpfen (32 mm) (Johnsson et al. 1994).

Mit der Zementiertechnik der zweiten Generation konnte eine deutliche Verbesserung der Standzeiten des Schafftes erzielt werden (Breusch et al. 2000a). Bei den Pfannen blieben die hohen Lockerungsraten trotz der besserer Zementiertechnik bestehen. Darüber hinaus nahm die Pfannenlockerung ab dem achten postoperativen Jahr exponentiell zu (Morscher und Schmassmann 1983; Morscher 1992). Auch die Einführung zementierter Metal-backed-Pfannen¹⁸ brachte keinen Vorteil (Harris und Penenberg 1987; Morscher 2003).

3.6.3.1 Acetabuläre Biomechanik

Mit der Aufklärung der Biomechanik des Acetabulums konnte eine Verbesserung der Verankerung von Pfannensystemen erreicht werden. Unter Belastung verformt sich Knochen und damit das Lager der Pfanne. Das Acetabulum vollzieht als Schnittstelle von Scham-, Sitz und Darmbein unter Belastung eine dynamische Formveränderung, bei der sich die hochovale Form einer sphärischen annähert (Huggler et al. 1978).

Damit konnte Anfang der 1980er Jahre das Funktionsprinzip der Zementfixation der Pfanne erklärt werden. Bei der Zementfixation kommt es zu einer Versteifung dieses Areals durch die Verzahnung des Zementes im spongiösen Knochen. Dadurch werden belastungsabhängige Relativbewegungen im Interface minimiert.

¹⁸In Metal-backed-Pfannen ist das PE-Inlay von einer Metallschale eingefasst, um die Steifigkeit der Pfanne zu erhöhen. Letztendlich kam es aber durch die zu hohe Steifigkeit zu Überlastungen des Prothesen-Zement-Interfaces.

Ziel ist das Versteifen im Sinne eines kompensierten Nulldurchganges – eines Zustandes in dem die herrschenden Kräfte am Hüftgelenk relativiert werden – und so die einzelnen Komponenten und Knochen bei Belastung möglichst wenig gegeneinander bewegt werden (Schneider 1982).

Bei zementfreien Implantaten wird dieser kompensierte Nulldurchgang durch eine Verspannung mittels eines Schraubgewindes oder durch die Verklemmung per Press-Fit erreicht. Der entstehende Kraft-/Reibschluss, für den die Oberfläche der Prothese verantwortlich ist, sorgt für eine sichere primäre Fixation (Effenberger et al. 2004).

Bei dem bis dahin verwendeten Verfahren des Exact-Fit war diese primäre Fixation unzureichend, konnte aber unter Zuhilfenahme von Schrauben verbessert werden (Diehl et al. 2010; Effenberger et al. 2004). Diese Befunde erklären, warum die Pfanne der Porometall-Prothese von Judet allein durch das Exact-Fit-Prinzip in Kombination mit einer Oberflächenvergrößerung keine ausreichende Stabilität erreichte und acetabulär von hohen Lockerungsraten begleitet wurde (Jensen und Retpen 1987). Auch die zementierten, dünnwandigen PE-Pfannen der Oberflächenersatz-Prothesen der 1970er Jahre konnten den Formveränderungen der Pfannenlager nicht genügend widerstehen. Die resultierende Verformung bedingte einen verstärkten Abrieb (Knecht et al. 2005; Witzleb et al. 2004). Dies ist möglicherweise ein Grund dafür, warum die Pfanne des Müller-Bogenschaftes schlechtere Standzeiten als die verwindungsresistentere Charnley-Pfanne zeigte (Kelley et al. 1990).

3.6.3.2 Schraubpfannen

Erste Generation

Die Lösung für die zementfreie Verankerung schien in der Schraubfixierung zu bestehen. Intraoperativ überzeugte dieser Ansatz, da eine enorme Primärfestigkeit der Pfanne erreicht wurde. Die guten kurzfristigen Ergebnisse führten dazu, dass einige Schraubpfannen in den 1970er Jahren in hohen Stückzahlen implantiert wurden. Mittel- und langfristig blieb der gewünschte Erfolg jedoch durch die nicht ausreichende Osteointegration aus. Die drei wichtigsten Schraubpfannen-Typen verwendeten verschiedene Formen und Materialien:

Metall-Schraubpfannen – Lord: Lord verwendete zunächst eine zylindrische Pfanne, die im Exakt-Fit-Verfahren implantiert wurde und wie der Schaft über eine Madreporique-Oberfläche verfügte. Diese Pfanne wurde von einer hemisphärischen Schraubpfanne aus glattem Metall mit einem PE-Inlay abgelöst. Der Vorteil war eine höhere Primärstabilität bei deutlich weniger Knochenabtrag. Durch ein Loch am Boden der Pfanne, das nach Implantation nicht verschlossen wurde, konnte die Einschraubtiefe beurteilt werden (Lord 1982).

Keramik-Schraubpfannen – Mittelmeier, Boutin & Griss: Boutin, Griss und ihre Kollegen verwendeten aus Keramik bestehende, voluminöse, zylindrische Schraubpfannen (z.B. Modell Lindenhof). Die grobe Makrostruktur der glatten Oberfläche sollte die sekundäre Festigkeit durch das Einfassen der Prothese von Knochen erhöhen (Griss et al. 1975; Morscher 1983). Mittelmeier hatte mit einer konischen Keramikschaubpfanne mehr Erfolg und präsentierte gute Ergebnisse nach 16 Jahren (Mittelmeier und Heisel 1992). Auch Zweymüller nahm Mitte der 1970er Jahre Versuche mit Keramikpfannen vor. Er führte die hohen

Lockerungsraten auf die hohe Steifigkeit der Keramik zurück, die verhindert, dass Relativbewegungen des Acetabulums durch die Pfanne am Implantat-Knochen-Interface ausgeglichen werden (Wanivenhaus und Zweymüller 1988). Deshalb verwendete er später die PE-Schraubpfanne von Endler (Zweymüller und Semlitsch 1982).

PE-Schraubpfannen – Endler: Endler setzte Schraubpfannen aus PE ein (Delank et al. 2001; Gut et al. 1990). Die ähnlichen Elastizitätsmodule von Knochen und PE sollten eine bessere Verankerung durch Minimierung der Relativbewegungen im Prothesen-Knochen-Interface bewirken. Schon kurz nach ihrer Vorstellung wurden diese Pfannen im deutschsprachigen Raum häufig verwendet, aber wegen hoher Lockerungsraten nach kurzer Zeit wieder eingestellt.

Zweite Generation – moderne Schraubpfannen mit glatter Oberfläche

Trotz der unbefriedigenden Ergebnisse mit der ersten Generation der Schraubpfannen wurde die Entwicklung aufgrund der mit anderen Methoden nicht erreichbaren Primärstabilität weiter vorangebracht. Statt Stahllegierungen wurden zunehmend Titan und Titanlegierungen mit glatten Oberflächen verwendet. Zwei Designprinzipien waren führend:

1. **Konisches Schraubgewinde:** Es erreichte eine hohe Kippstabilität, wofür aber viel Knochen geopfert werden musste. Außerdem war eine Veränderung der Implantatlage nach Vorbereitung des Acetabulums nicht mehr möglich. Durch die konische Form des Schraubgewindes veränderte sich die Kräfteinleitung von der Pfanne auf das Becken, wodurch sich die Belastung der trabekulären Strukturen veränderte (Breusch et al. 2000b).

2. **Hemisphärisches Schraubgewinde:** Die Implantation verlangte weniger Knochenopferung und das Implantat konnte leichter platziert werden.

Weiter gab es Variationen in den Gewinde- und Pfannenformen (Effenberger et al. 2004). Eine Gemeinsamkeit vieler Pfannen der frühen 1980er Jahre war eine ringartige Struktur oder zumindest ein offener Pfannenboden und eine herstellungsbedingte glatte Oberfläche. Über den offenen Boden konnte eine Beckenbodenplastik bei eingebrachtem Implantat vorgenommen werden, ohne dass die Gefahr bestand, dass das Implantat nicht ausreichend tief oder fest eingeschraubt werden konnte (Bruijn et al. 1995; Volkmann et al. 1999). Die Gewindegeometrien sollten das Heranwachsen des Knochens an die Prothese (sekundäre Festigkeit) erleichtern.

Dieser Typ der mehr oder weniger ringförmigen Pfannen (z.B. Weill-Ring, Mecring, Schraubpfanne-München wurde im europäischen Raum in großer Zahl eingesetzt. Die guten kurzfristigen Ergebnisse dieser Implantate trugen zu ihrer raschen Verbreitung bei (Aldinger et al. 2004; Bruijn et al. 1995; Simank et al. 1997). Mittelfristig kristallisierten sich aber hohe Lockerungsraten heraus. Die anschließenden Untersuchungen machten zunächst eine unphysiologische Krafteinleitung im Becken durch das Schraubgewinde für die Lockerungsraten verantwortlich. Es wurde vermutet, dass der Knochen um die Gewindegänge herum durch das Einschrauben so stark unter Stress steht, dass es unter Belastung zu einer Überschreitung des Limits mit Nekrosebildung und konsekutiver Lockerung kommt (Bruijn et al. 1995). Darüber hinaus traten schon beim Einschrauben Frakturierungen des Beckens auf. Später konnte belegt werden, dass die Lockerung auf die glatte Implantatoberfläche und die ausbleibende Osteointegration

zurückgeführt werden kann. Versuche mit aufgerauten Implantaten ergaben eine wesentliche Verbesserung der Standzeiten (Morscher 2003). Auch weitere Details der Schraubringe erwiesen sich als problematisch. Durch die große Öffnung am Pfannenboden konnte sich das PE-Inlay unter Belastung elastisch verformen. Dies führte zu Verschleißerscheinungen am Ring-PE-Inlay-Interface (Williams et al. 1997). Die Abriebpartikel gelangten durch die Öffnung nicht nur ins Gelenk, sondern auch in das Prothesen-Knochen-Interface und bedingten dort Lysen (Backside Wear)¹⁹. Auch der direkte PE-Knochenkontakt am Pfannenboden förderte den Abrieb und die Lysenbildung (Aldinger et al. 2004; Wroblewski et al. 1987). Unter Belastung kam es auch zu einem als Trommelbremseneffekt bezeichneten Phänomen: Die Belastung bedingte die Verformung des PE-Inlays im Pfannenlager, wodurch der Prothesenkopf vom Inlay (analog zu einer Trommelbremse) eingeklemmt wurde. In der Folge wirkten große, teilweise überlastende Torsionskräfte auf das Prothesen-Knochen-Interface²⁰ (Aldinger et al. 2004).

Mit dem Durchbruch der modernen Schraubpfannen in den 1980er Jahre wurden diverse Typen mit ähnlichen Designs verwendet. Letztendlich lockerten sie aber fast alle in so großer Zahl aus, dass sich die zementierten Pfannen weiterhin mittel- und langfristig als klar überlegen darstellten.

¹⁹ Backside-Wear bezeichnet den Abrieb, der auf der Rückseite der Pfanne oder anderer Komponenten von modularen Pfannen entsteht ((Williams et al. 1997).

²⁰ Der Trommelbremseneffekt war auch einer der Versagensgründe bei dünnwandigen, zementierten Pfannen (z.B. Müller-Pfanne) und ausgeprägter bei den Pfannen der Oberflächenersatz-Prothesen der 1970er Jahre ((Aldinger et al. 2004)

Funktionierende frühe Schraubpfannen – Alloclassic und Bicon

Einige wenige glatte Schraubpfannen zeigten aber auch gute langfristige Ergebnisse (Grübl et al. 2006; Ishaque et al. 2009; Suckel et al. 2009). Dazu gehörten die Bicon- und Alloclassic-Schraubpfanne. Letztere war von Zweymüller nach den enttäuschenden Ergebnissen mit der Endler-Pfanne (Delank et al. 2001; Gut et al. 1990) entwickelt worden. Die Alloclassic-Schraubpfanne bestand aus einer konischen, rauen Titanschale mit einem PE-Inlay (Suckel et al. 2009). In der ersten Generation war ihr Boden noch geöffnet und konnte später mit einem Deckel verschlossen werden. Das Design ähnelte den damals üblichen Schraubpfannen, mit dem Unterschied der Verwendung einer raugestrahlten Titanoberfläche. Mit dieser Oberfläche hatte Zweymüller schon 1986 bei seinem SL-Schaft eine Osteointegration histologisch belegt (Lintner et al. 1986). Die Titanschalen dieser Pfanne waren verhältnismäßig dünn, so dass das PE-Inlay auch bei kleinen Implantatgrößen eine ausreichende Steifigkeit (Minimierung der Verformung und des Abriebs) behielt, um sich möglichst wenig zu verformen.

Dritte Generation – moderne Schraubpfannen mit rauher Oberfläche

Ende der 1980er Jahre zeigte sich, dass die hohe Primärstabilität der glatten Schraubpfannen nur von begrenzter Dauer war. Es wurde klar, dass nicht nur die Primärstabilität, sondern auch die Osteointegration des Implantates für die langfristige Funktion essentiell ist. Die Gewindestruktur der Schraubpfannen ließ aber keine porösen Oberflächen zu. Dagegen konnten die einfacher und kostengünstiger herstellbaren aufgerauten Oberflächen mit der Schraubpfanne kombiniert werden (Lintner et al. 1986; Zweymüller et al. 1988). Viele so modifizierte Implantate zeigten in den anschließenden Untersuchungen gute Ergebnisse für die

Standzeiten. Die schlechten Ergebnisse der glatten Schraubpfannen haben das Vertrauen in Schraubpfannen insgesamt so nachhaltig gestört, dass bis heute eher Press-Fit-Pfannen bevorzugt werden.

3.6.3.3 Press-Fit-Pfannen

Vorläufer der zementfreien Press-Fit-Pfannen – Exact-Fit-PE-Pfannen

Eine Prothese suffizient im Knochen zu verankern, gelang in den 1970er Jahren nur unter Inkaufnahme zweier Kompromisse: Verwendung von Zement oder Opferung von Knochen. Charnley erklärte die mechanische Wirkung von Zement mit der erreichten Oberflächenvergrößerung. Judet versuchte dieses Konzept mit seiner Porometall-Prothese (ohne Zement, großer Knochenverlust) umzusetzen (Jensen und Retpen 1987). Den Ansatz der knöchernen Integration durch Oberflächenvergrößerung verfolgten, wie schon beschrieben, auch Mittelmeier oder Griss mit voluminösen acetabulären Komponenten aus Keramik (z.B. Lindenhof-Prothese). Im Vergleich zur zementfreien Implantation, musste aber damals bei der Verwendung von Zement weniger Knochen geopfert werden, um einen ausreichend dicken und einheitlichen Zementmantel für eine sichere Fixation der Pfanne zu erreichen (Bertin et al. 1985).

Mitte der 1970er Jahre beschritten Morscher, Freeman und Ring einen neuen Weg. Über die direkte Verankerung der Pfanne im Knochen konnten sie die Implantation vereinfachen, auf Zement verzichten, eine Revision erleichtern, reibungsarme Artikulationspartner verwenden und ein besseres Knochen-Prothese-Interface schaffen. Morscher führte schon 1973 Versuche mit einer Pfanne aus Polyacetal (POM) durch, verließ diesen Werkstoff aber wegen des hohen Abriebs

wieder und verwendete ab 1977 PE. Trotz der von ihnen in einer gemeinsamen Arbeit beschriebenen, ermutigenden kurz- und mittelfristigen Ergebnisse wurde dieser Weg nach verschiedenen Modifikationsversuchen wieder verlassen (Bertin et al. 1985). 1983 publizierte Ring die Ergebnisse einer von ihm entwickelten konischen PE-Pfanne, mit einem in das Acetabulum reichenden Zapfen zur Fixation, die aber schon mittelfristig nicht überzeugen konnte (Mok und Bryant 1989; Nunn 1988; Ring 1983a, 1983b). Schon 1979 wies Wroblewski nach, dass ein direkter Kontakt von PE zum Knochen zu Osteolysen führt (Wroblewski 1979). Verschiedene ergänzende histologische Untersuchungen ergaben, dass die PE-Pfannen von einer Schicht Bindegewebe und nicht durch den direkten knöchernen Kontakt in Position gehalten wurden und die nicht ausreichende langfristige Stabilität Lockerungen bewirkte (Morscher 1983).

Exact-Fit-Pfannen mit Oberflächenveränderung

Schon 1971 hatten Galante und Rostoker nachgewiesen, dass eine Osteointegration in ein Geflecht aus dünnen Titandrähten ohne Bindegewebsinterposition möglich ist. Die daraus resultierende Stabilität der Verbindung ließ eine Überlegenheit gegenüber der Zementfixation erwarten (Galante et al. 1971). Auch andere Beschichtungsverfahren, die eine poröse Oberfläche der Prothese ergaben, ermöglichten das Einwachsen von Knochen und die sichere Fixierung der Prothese (Ducheyne et al. 1978).

Im Vergleich zu den PE-Pfannen erreichten Ende der 1970er Jahre die Exact-Fit-Pfannen mit poröser Oberfläche bessere Ergebnisse. Hierzu gehörten die PCA-Pfanne, die AML-Pfanne und später auch die Harris-Galante-Pfanne (Havelin et al. 1995c). Wurden diese Pfannen in ein gut vorbereitetes Knochenbett eingebracht und

sicher primär fixiert, konnten gute langfristige Ergebnisse erreicht werden. Die primäre Fixation wurde durch zusätzliche Schrauben (Harris-Galante-Pfanne) (Schmalzried und Harris 1992), Füßchen (PCA-Prothese) und Spikes (AML-Pfanne) sichergestellt (Morscher 1983). Entscheidend für den Erfolg war großflächige sekundäre Fixation per Osteointegration (Cook et al. 1988).

Morscher und das Press-Fit-Prinzip

Morscher gelang 1987 ein Durchbruch bei der Fixation der Pfanne. Er verklemmte die Pfanne im Becken und schuf so Stabilität durch Vorspannung im Sinne eines kompensierten Nulldurchganges. Dies erreichte er durch eine Fräsung des Acetabulums, deren Durchmesser um 1,5 mm kleiner war als das verwendete Implantat, und durch eine am Pol abgeflachte Pfanne. Darüber hinaus verfügte die neue Pfanne über eine Außenhülle aus einem aufgerauten vierlagigen Titannetz (Sulmesh) (Morscher und Masar 1988; Morscher 1992). Entscheidend war die äquatoriale Verklemmung der Pfanne. Ältere Studien an PE-Pfannen hatten Belastungsspitzen der PE-Pfannen am Pfannenpol aufgezeigt, die Lockerungen verursachen können (Crowninshield et al. 1983). Durch die äquatoriale Verklemmung und durch den abgeflachten Pol wurde die Last äquatorial und damit deutlich homogener übertragen (Morscher und Masar 1988). Daher konnte Morscher auf weitere Schrauben zur Fixation verzichten und damit eine Komplikationsquelle für Perforationen, Verschleiß oder Lysen durch Backside-Wear vermeiden. Die erreichte primäre Festigkeit lag zwar unter der von Schraubpfannen, war aber deutlich höher als die der im Exact-Fit-Verfahren eingebrachten Pfannen. Die äquatoriale Verankerung von abgeflachten Exact-Fit-Pfannen und eine Unterfräsung des

Acetabulums nutzten bald weitere Operateure (Schmalzried und Harris 1992).

Dieses Verfahren stellt auch heute noch den Standard des Press-Fit dar.

Modulare Press-Fit-Pfannen

Morschers Sulmesh-Pfanne konnte aufgrund ihrer Monoblock-Bauweise Probleme bereiten, da kein Austausch der Gleitfläche möglich war, ohne die Pfanne komplett zu wechseln. Daher wurde die Monoblock-Bauweise wenig später wieder verlassen (Diehl et al. 2010). Ende der 1980er Jahre wurden schon seit einigen Jahren Schraubpfannen mit modularen Inlays verwendet. Diese Technik wurde auf die Press-Fit-Pfannen übertragen, so dass nun zunehmend Titanschalen mit aufgerauten Oberflächen und modularen Inlays zum Einsatz kamen. Für die Inlays wurde zunächst ausschließlich PE verwendet, später wurden auch Inlays aus PE und Metall in Sandwich-Bauweise, reine Metall- und auch Keramik-Inlays benutzt (Maloney et al. 1993).

Aber ist die Pfanne modular aufgebaut entsteht ein weiteres Interface, an dem es durch Relativbewegungen zu Abrieb, dem Backside Wear, kommen kann, der insbesondere im Pfannenlager Lysen verursachen kann. Diese sind häufig asymptomatisch und können große Knochendefizite verursachen (Huiskes 1993). Deshalb sind Öffnungen in der Pfanne, zum Beispiel für eine Schraubenfixation, die Beurteilung der Implantationstiefe oder zur Anlage einer Beckenbodenplastik bei liegender Pfanne problematisch, weil durch diese lysenbildender Abrieb direkt ins Implantatlager gelangen kann (Maloney et al. 1993). Um dies zu minimieren sollten Metallträger und Inlay möglichst fest miteinander verbunden und die innere Oberfläche der Metallschale geschlossen und so glatt wie möglich, am besten poliert, sein sein (Williams et al. 1997).

3.6.3.4 Zementfreie Pfannen – Lessons Learned

Primäre Stabilität, sekundäre Osteointegration und so wenig Backside

Wear wie möglich

Bei der Implantation der Pfanne muss schon intraoperativ eine hohe Primärstabilität erreicht werden. Dies kann entweder durch ein Exact-Fit des Implantates, das durch weitere Hilfsmittel wie Spikes, Füßchen, Nägel oder Schrauben in Position gehalten wird, oder durch Verspannung mittels Press-Fit oder Schraubung erfolgen (Effenberger et al. 2004). Ziel dieser Maßnahmen ist die Versteifung des Implantatlagers (Schneider 1982). Nur dann sind die unvermeidbaren Mikrobewegungen vom Implantat und Knochen unter Belastung so klein, dass eine Osteointegration stattfindet (Bragdon et al. 2004; Kienapfel et al. 1999). Weiter muss die Prothese über eine für die Osteointegration geeignete Oberfläche verfügen. Für die Primärstabilität ist ein raues Implantat von Vorteil, da es sich durch die Reibung besser verklemmt (Morscher et al. 1989). Aber erst durch die sekundär erfolgte Osteointegration wird die endgültige Stabilität erreicht (Morscher 1992). Danach gilt es den Abrieb zu minimieren, durch eine günstige Gleitpaarung und Vermeidung von Backside Wear mittels, optimal zueinander passender Module und geschlossener Außenhülle (Maloney et al. 1993).

3.6.4 Schäfte – vom zementierten Stahl zum zementfreien aufgerauten Titanschaft

3.6.4.1 Schäfte – Ausgangspunkt für ein Chaos

Ende der 1970er Jahre gab es fünf verschiedene Verankerungsprinzipien für die klassische THA, die sich regional unterschiedlicher Beliebtheit erfreuten. Die exakte Funktionsweise dieser Prinzipien wurde in allen Fällen aber erst deutlich später aufgedeckt. Deshalb beruhte ihre Verwendung auf empirischen Erkenntnissen. Die fünf Prinzipien der Verankerung waren:

Zementierte Prothesen

1. Prinzip Kraftschluss – im Zementmantel sinternde polierte Prothesen

- dicker Zementmantel
- Zentrilizer
- polierte Oberfläche
- günstige Strömungseigenschaften
- keine Abstützelemente

Beispiele: Exeter, Charnley erste Generation, MS30

2. Prinzip Formschluss – im Zement fixierte und am Calcar stützende satinierte / matte Prothesen

- Abstützelemente (z.B. Kragen, Riefen)
- dicker Zementmantel
- anatomische Varianten für einheitlichen Zementmantel
- keine Zentrilizer
- matte Oberfläche für feste Fixierung im Prothesen-Zement-Interface

Beispiele: Beck, Weller, Müller-Bogenschaff, Link Lubinus SP II

3. Self-Locking – mit Zement

- direkte Krafteinleitung von Prothese auf Knochen
- Zement dient der Lagesicherung
- dünner Zementmantel auch mit Unterbrechungen
- größtmöglicher Prothesenschaft, um den Markraum soweit wie möglich auszufüllen

Beispiele: Müller-Geradschaft, Charnley-Kerboull, Ceraver-Osteal

Zementfreie Prothesen

4. Verankerung durch Osteointegration nach Exact-Fit

- poröse abgerundete Oberfläche
- Abstützelemente
- Osteointegration durch Knocheneinwuchs

Beispiele: Lord, Judet, ESKA, AML, PCA

5. Self-Locking – ohne Zement

- nach Press-Fit verklemmt sich die Prothese unter Belastung weiter
- aufgeraute und kantige Oberflächenstruktur
- Osteointegration durch Knochenaufwuchs
- keine Abstützelemente

Beispiele: Zweymüller , Mittelmeier-Autophor, (Müller-Geradschaft²¹)

²¹ Bei seiner Einführung konnte der Müller-Geradschaft sowohl mit als auch ohne Zement verwendet werden.

Prothesen mit diesen Eigenschaften zeigten gute Fünf-Jahres-Ergebnisse und wurden häufig eingesetzt. In jeder Gruppe finden sich Prothesentypen, die auch langfristig exzellente Ergebnisse ergaben und bis heute verwendet werden.

Die auf den Markt drängenden Hersteller entwickelten neue Konzepte, und kombinierten diese mit bewährten Konzepten, um die bisher guten Ergebnisse weiter zu verbessern. Das Resultat war eine deutliche Zunahme der Prothesenvielfalt. Auffällig viele neue Systeme wurden nach Implantation kleinerer Serien frühzeitig mit ersten Ergebnissen euphorisch vorgestellt. Ermutigt durch die kurzfristig guten Ergebnisse wurden einige Systeme, bei guter Vermarktung, sogar massenhaft implantiert. Im Langzeitverlauf offenbarten sich aber erschreckend oft unzureichende Standzeiten mit Revisionsbedarf. Erwiesen sich neue Prothesen als problematisch, wurden Veränderungen vorgenommen, wiederum mit kurzfristig scheinbar guten Ergebnissen. So begann dieses verhängnisvolle Spiel von vorne (Murray et al. 1995).

3.6.4.2 Fehler bei der Entwicklung der Schaft-Typen

Mit dem heutigen Wissen können die Fehlerquellen der Prothesen aus den 1970er- und 1980er Jahren klarer benannt werden. Die folgende Auflistung stellt nur eine Auswahl dar.

Kombination der Verankerungsprinzipien Formschluss und Kraftschluss

Schon in den Anfangszeiten der zementierten THA war die Kombination der Verankerungsprinzipien der Grund für nicht nachvollziehbare Phänomene bei der

Modifikation der Schäfte von Charnley und in der Exeter-Arbeitsgruppe²². Dieser Fehler wurde in den 1980er Jahren häufig wiederholt. Das Ziel war es, die Schäfte am Sintern im Zementmantel zu hindern. Dazu wurden ehemals glatte Schäfte ohne Abstützelemente (Kraftschluss) aufgeraut sowie mit Riefen und Abstützelementen versehen (Formschluss). Dadurch verbesserte sich zwar der Halt des Schaftes im Zementmantel, aber nach dem Prinzip des Kraftschlusses funktionierende Schäfte konnten sich durch diese Modifikationen deutlich schlechter im Zementmantel verklemmen und produzierten durch die modifizierten Oberflächen mehr Abrieb, was die Lockerung weiter begünstigte. Ein Beispiel für eine solche Fehlentwicklung ist die Scientific-Hip-Prothese von Biomet. Um das Prothesen-Zement-Interface zu verbessern, wurde die Prothese aufgeraut. Damit folgte die Prothese nicht mehr dem Prinzip des Kraftschlusses und die Ergebnisse verschlechterten sich dramatisch. Das Prothesen-Zement-Interface wurde überlastet (Verdonschot 2005). Dem Hersteller Link passierte Ähnliches, als er die Abstützelemente des Lubinus SP II -Schaftes entfernte und damit einen formschlüssigen, gut funktionierenden Schaft in eine kraftschlüssige, sich häufiger lockende Prothese umwandelte.

Kombination von Zement mit rauen, weichen Titanschäften

Im Zement sollte ein Prothesenschaft so rigide wie möglich sein. Bei entsprechendem Design zeigten Schäfte aus verschiedenen Stahllegierungen beste Ergebnisse. Um neue Schäfte am Markt zu platzieren wurde Titan verwendet, das gerade in den frühen 1980er Jahren für einen Boom bei der zementfreien Verankerung sorgte. Schäfte aus Titan waren für die Verwendung im Zement aber

²² Diese Prothesen stellen frühe Typen der zwei Verankerungsprinzipien Kraftschluss (Exeter) und Formschluss (Charnley) dar.

häufig nicht rigide genug, so dass es zu Lockerungen im Prothesen-Zement-Interface kam. Wurde der Schaft zusätzlich aufgeraut, um diese Lockerung zu vermeiden, kam es zu einem massiven Titan-PMMA-Abtrieb. Ein Beispiel für diese Entwicklung ist Ende der 1980er Jahre die Capital-Hip-Prothese von 3M (Nivbrant et al. 1999; Roy et al. 2002; Thomas et al. 2004; Verdonschot 2005). Mit der Verwendung von Titan statt Stahl stieg die Lockerungswahrscheinlichkeit dieses Schaftes mittelfristig von 9% (Roy et al. 2002) auf beeindruckende 26% (Massoud et al. 1997). Nach tausenden von Revisionen wurde Ende der 1980er Jahre in Großbritannien ein Prothesenregister eingeführt.

Dünnere Zementmantel ohne kantige, sich am Knochen abstützende

Elemente

Unter klar definierten Voraussetzungen können bestimmte Prothesenschäfte eine exzellente Verankerung in einem dünnen oder lückenhaften Zementmantel erreichen. Zu diesem Schäften gehört der Müller-Geradschaft, der Charnley-Kerboull-Schaft (Edelstahl) sowie die Schäfte der Ceraver-Osteal-Serie (Titan). Diese Schäfte stützen sich direkt am Knochen ab; der Zement dient nur der Lagesicherung. Wird dagegen bei einem sich nicht am Knochen abstützenden Schaft das Verhältnis von Markraumdurchmesser, Zementmantelstärke und Schaftdurchmesser missachtet, ist eine frühzeitige Lockerung vorprogrammiert (Ebramzadeh et al. 1994).

Die Raspeln zur Vorbereitung des Marktraumes geben eine Zementmantelstärke von mindestens 1 mm vor. Wird diese Stärke unterschritten, entsteht eine deutliche Stresszunahme im Zement (Crowninshield et al. 1980) oder ein inkompletter Zementmantel mit erhöhter Lockerungsgefahr (Ebramzadeh et al. 1994),

insbesondere dann, wenn sich der Schaft nicht kortikal abstützt. Begünstigt wird die Wahrscheinlichkeit einer Lockerung, wenn bei der Markraumvorbereitung per Raspel zu viel Spongiosa am Calcar stehen bleibt (Ebramzadeh et al. 1994). Kommt dann zusätzlich ein mattierter und nicht ausreichend rigider Titanschaft zum Einsatz, entsteht vermehrt Titanabrieb, der Lysen induziert und den übrigen Prothesenteilen als Schleifmittel weitere Schäden zufügt (Agins et al. 1988). Zu dieser Gruppe problematischer Prothesen gehört eine Vielzahl kleinerer Serien, die ursprünglich aus verschiedenen Edelstahllegierungen und später mit dem „moderneren“ Titan gefertigt wurden. Dazu zählen eine Variante der Lubinus SPII Prothese von Link und die Capital-Hip-Prosthese von 3M (Massoud et al. 1997).

Viel öfter kam es aber vor, dass bei nicht ausreichender Markraumvorbereitung ein im Verhältnis zu großer Schaft verwendet wurde, so dass bei einer zu geringen Zementmantelstärke Lücken oder Zementbrüche entstanden. Auch hier stellten sich die zementierten Titanprothesen als besonders anfällig heraus.

Unterschätzte Rotationskräfte

Die auf den Prothesenschaft einwirkenden Rotationskräfte bei Belastung sind hoch. Daher brauchen Schäfte mit einem runden Querschnitt Abstützelemente, um sie vor einer Lockerung durch Rotation zu schützen. Häufig wurden diese Elemente zu klein gewählt, so dass keine ausreichende Verklebung erfolgte. Verfügte der zementfreie Schaft über eine glatte Oberfläche mit nur kleinen Erhebungen, war nicht nur die Möglichkeit der Verklebung, sondern auch die der Osteointegration nicht ausreichend gegeben (Hallan et al. 2007). Beispiele hierfür sind der Parhofer-Mönchschaft (PM-Schaft) von Aesculap und der Biofit-Schaft von Richard / Smith & Nephew.

Bei zementfreien Schäften wird ein primär fester Sitz meist durch ein kantiges Profil und eine Verklebung erreicht. Im Zement kann so ein Schaft zu Problemen führen. Verfügt ein zementierter Schaft über markante, nicht abgerundete Kanten, kann der Zement an den entstehenden Belastungsspitzen unter Rotationsbelastung brechen (Verdonschot 2005). Ein Beispiel hierfür ist Charnleys erster Schaft oder der Schaft Modell St. Georg Mark I von Link.

Verfügte der Schaft über ein rundes Profil, konnte er sich nicht ausreichend abstützen und lockerte sich durch die einwirkenden Rotationskräfte, unabhängig ob Zement verwendet wurde oder nicht (Gill et al. 2002; Verdonschot 2005). Diesem Problem konnte mit einer ausreichend hohen Haftreibung entgegengewirkt werden, indem die Oberflächenstruktur des Schaftes entsprechend verändert wurde, so dass auch eine anatomisch geformte Prothese einen primär festen Sitz und damit auch eine Osteointegration erreichen konnte. Die Schäfte waren fertigungsbedingt häufig rigide Stahlschäfte, die sich vor allem distal fixierten und daher häufig Schaftschmerzen verursachten (Campbell et al. 1992; Hwang und Park 1995; Kim et al. 2003). Dazu zählten die Schäfte vom Typ PCA und Profile. Auch die HA-Beschichtung konnte solche Schäfte (z.B. Tifit-Prothese nicht retten, weil die sekundäre Osteointegration durch zu hohe Rotationskräfte behindert wurde (Hallan et al. 2007). Zementfreie anatomische Schäfte, denen die sekundäre Osteointegration durch eine glatte Oberfläche verwehrt war, waren von Anfang an zum langfristigen Scheitern verurteilt (z.B. Bichat-III von Howmedica).

Weitere, zu spät erkannte Ursachen für Lockerungen

Neben den genannten Ursachen gab es noch diverse weitere Gründe für Lockerungen. Beispielsweise wurden Prothesen eingeführt, die aufgrund der

gewünschten größtmöglichen Modularität einen Doppelkonus besaßen. Modularität bedeutete aber auch Verschleiß, in diesem Fall durch das sogenannte Fretting am Doppelkonus. Dies wurde zuletzt in den australischen Registerdaten bestätigt (*Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010*).

Eine andere Ursache für Probleme war die Art des verwendeten PMMA. Im Zuge der Versuche, Prothesen aus verschiedenen Edelstahllegierungen am Markt zu platzieren, wurden auch Prothesen aus Titan und Titanlegierungen zementiert. Bewährte Stahlschäfte (z.B. der Müller-Geradschaft oder der Charnley-Elite, der zur 3M-Capital-Hip wurde) wurden aus Titan hergestellt, zementiert und lockerten vermehrt aus. Zunächst schrieb man dies den etwas elastischeren Titanschäften zu. Jahre später zeigte sich aber, dass der verwendete Zement (Havelin et al. 2000) die Hauptursache für eine Überlastung des Interfaces durch den Titanschaft war. Das häufig verwendete Boneloc-PMMA zeichnete sich durch höhere Lockerungsraten als das Palacos-PMMA aus. Der Unterschied war so gravierend, dass selbst das Prothesendesign die Standzeit in geringerem Maße beeinflusste als die PMMA-Sorte (Havelin et al. 1995b; Roy et al. 2002). In der Folge wurden Boneloc und einige andere PMMA-Arten vom Markt genommen.

Beimengungen zum PMMA, wie Carbonfasern oder HA, mit dem Ziel, den Zement oder Knochen-Zement-Verbund zu stärken, zeichneten sich durch einen verstärkten Drittkörperverschleiß aus. Ähnliche Effekte ergaben sich durch Beimengungen von Kohlefaser in das PE der Pfanne. Prothesen ganz aus Kohlefaser oder Prothesenköpfe aus Titan konnten ebenfalls nicht überzeugen. Betrachtet man die Prothesenvielfalt in dieser Zeit, drängt sich der Schluss auf, dass

kaum eine Materialkombination aus Stahl, Titan, Carbon, PE und PMMA nicht in irgendeiner Weise ausprobiert wurde. Diese Vermutung wurde während der Durchsicht der Prothesensammlung der ENDO-Klinik bestätigt – lässt sich aber mit Studien- oder Registerdaten nicht ausreichend belegen, da offensichtlich nur kleine Serien dieser Materialkombinationen zum Einsatz kamen, so dass das Ausmaß der Schäden begrenzt blieb.

3.6.4.3 Erfolgreiche Schaft-Typen

Die vielfältigen Entwicklungen im Laufe der 1980er- und 1990er-Jahre brachten aber auch neue Erkenntnisse.

Zementierte Prothesen

Zementierte Prothesen stellten in den 1980er Jahren nach wie vor den Hauptanteil der verwendeten Prothesen dar. Insgesamt erschienen sie weniger komplikationsanfällig als die neuen, zementfreien Prothesen. Zementierte Prothesen zeigten aber Eigenschaften, die zunächst nicht erklärt werden konnten. So kam es auch ohne Brüche im Zement oder offensichtlichen Lockerungen zum Einsinken der Prothesen. Erst Anfang der 1990er Jahre stellte sich der Kaltfluss von PMMA unter Belastung als die Ursache heraus. PMMA kann sich unter bestimmten Bedingungen verformen. Daher kann sich die Prothese trotz festem Sitz im Zementmantel bewegen. Folgende Faktoren nehmen Einfluss auf den Kaltfluss (Verdonschot und Huiskes 1995):

1. die Porosität des Zementmantels und damit die verschiedenen Zementiertechniken,
2. die Anzahl der Belastungszyklen, weil PMMA bei Belastung spröder wird,

3. die Höhe der einwirkenden Kräfte, vor allem an den Kanten der Prothese.

Es konnten bestimmte Voraussetzungen für die zuverlässige Funktion von Prothesen im Zement definiert werden. Elementar für alle zementierten Prothesen ist, dass sie über abgerundete Kanten verfügen, um Spannungsspitzen im Zement zu vermeiden. Außerdem sollten sie möglichst rigide sein, um wenig Relativbewegung im Zement-Prothesen-Interface zu erzeugen. Des Weiteren sollten sie nur einem einzigen Funktionsprinzip folgen, entweder dem des Kraftschlusses oder dem des Formschlusses. Im Zementmantel sinternde Prothesen funktionieren nach dem Prinzip des Kraftschlusses (z.B. Exeter, Charnley erste Generation, MS30). Sie benötigen einen dicken Zementmantel, haben günstige Strömungseigenschaften, eine polierte Oberfläche, einen Zentrilizer und keine Abstützelemente, so dass sie sich im Zementmantel sekundär fixieren können.

Im Zementmantel primär fixierte Prothesen funktionieren nach dem Prinzip des Formschlusses (z.B. Müller-Geradschaft / Link Lubinus SP II / Bicontact / Omnifit EON / ENDO-Modelle). Sie zeichnen sich durch möglichst geringe Relativbewegungen im Zement und eine gute Bindung des PMMA an die Prothese aus. Erreicht wird dies durch Kragenelemente, Profile und eine satinierte oder matte Oberfläche. Bei diesen Prothesen dient der Zement vor allem der Lagesicherung und kann daher dünner ausfallen als bei den kraftschlüssigen Varianten. Durch anatomische Varianten kann trotzdem ein homogener Zementmantel geschaffen werden. Ein Zentrilizer ist nicht notwendig. Eine direkte Krafteinleitung von der Prothese auf den Knochen ist möglich.

Zementierte Schäfte, die entweder den Regeln des Formschlusses oder denen des Kraftschlusses folgen, sind fehlerverzeihend und funktionieren so gut, dass nur

wenig Potential zur Verbesserung bleibt. Somit waren sie für lukrative neue Entwicklungen eher uninteressant. Die neuen Entwicklungen der 1980er- und 1990er Jahre fanden daher im Sektor der zementfreien Prothesen statt.

Zementfreie Prothesen

Mit der zweiten Generation zementfreier Schäfte, die mit dem Zweymüller-SLSchaft begann, wurde klarer, welche Grundsätze beachtet werden müssen, um auf den Zement verzichten zu können. Bei der ersten Generation der zementfreien Prothesen (z.B. Judet, Lord und Mittelmeier) wurde versucht, das Prothesen-Knochen-Interface so zu gestalten, dass es die Funktion von Zement ersetzen konnte. Bei der Entwicklung der zweiten Generation wurden diese Ideen durch neue Funktionsprinzipien, vor allem das der Verklebung, ergänzt. Effenberger und Imhoff beschrieben 2005 die zementfreien Schäfte der zweiten Generation sehr treffend: „Die Entwicklung zementfreier Hüftschäfte ab der Mitte der 1980er Jahre (2. Generation) ist durch die Modularität, insbesondere von Kugelkopf und Konus, die große Anzahl von Stielgrößen mit kontinuierlicher Größenanpassung sowie die mikro- und makrostrukturierte Oberflächen gekennzeichnet“ (Effenberger et al. 2005). Durch diese Modifikationen konnte sich die zementfreie Verankerung etablieren und in einem Beobachtungszeitraum von 15 Jahren ähnlich gute Ergebnisse wie die zementierte Verankerung erreichen (Merle et al. 2010).

Entscheidend bei der zementfreien Verankerung ist die primäre Stabilität der Prothese. Erst durch sie wird die sekundäre Osteointegration ermöglicht, die die Prothese endgültig fixiert. Für die primäre Stabilität ist eine Drei-Punkt-Verklebung optimal. Hierfür stellte sich Stahl als zu rigide heraus. War im Gegensatz dazu die Elastizität des verwendeten Schaftes zu hoch (z.B. Morschers Isoelastische

Prothese) verhinderten die Bewegungen im Prothesen-Knochen-Interface eine Osteointegration (Huiskes et al. 1989). Titan war besser geeignet, da seine Elastizität der des Knochens ähnelt. Titan wurde schon seit Längerem in der orthopädischen Chirurgie verwendet (Duff-Barclay et al. 1966; Sivash 1969; Zweymüller und Semlitsch 1982). Letztendlich spielt das Design der Prothese nur eine untergeordnete Rolle, solange eine gute Primärstabilität erreicht wird und die Oberfläche rau genug ist, um per Osteointegration die endgültige Stabilität zu ermöglichen (Merle et al. 2010).

Zweymüller lieferte mit seinem System einen wichtigen Impuls für die zementfreie Verankerung, der zu deutlich besseren Langzeitergebnissen führte. Auch wenn er nach wenigen Jahren einen Designwechsel vornahm, blieben seine Prinzipien (Modularität, sichere Verklebung) wegweisend für besser funktionierende und länger haltbare, zementfreie Prothesenschäfte. Das Problem seines Systems waren gehäuft auftretende Schaftschmerzen, die der distalen Kraffteinleitung zugeschrieben wurden. Die Erfahrungen Zweymüllers und positive Ergebnisse mit den Prothesen der ersten zementfreien Generation bildeten die Basis für die Entwicklung metadiaphysär verankerter Schäfte, die bis heute als Standardschäfte in großer Anzahl implantiert werden.

Bei den Prothesenschäften unterschied man (Effenberger et al. 2005):

1. **Schäfte mit distaler Verankerung** (z.B. die Schäfte nach Zweymüller), bei denen die distale Verankerungsstrecke lang genug sein muss, um proximales Schwingen zu vermeiden.
2. **Schäfte mit proximaler Verankerung** (z.B. der CLS-Schaft von Spotorno (Aldinger et al. 2003; Effenberger et al. 2005), PCA-Schaft von

Howmedica, der erstmals von Callaghan implantiert wurde), bei denen der distale Anteil vor allem der Führung der Prothese dient (Callaghan et al. 1988; Effenberger et al. 2005).

- 3. Schäfte mit kombinierter Verankerungen im Sinne eines Fit'n Fill** (z.B. der AML-Schaft, der in seiner endgültigen Version von Engh seit 1983 implantiert wurde), deren Besonderheit der Kragen und ein runder Querschnitt ist. Diese Merkmale sollen eine möglichst große Fläche für die Osteointegration schaffen und eine gute Rotationsstabilität gewährleisten. Mit dem runden Querschnitt werden außerdem Spannungsspitzen minimiert (Effenberger et al. 2005; Engh et al. 1987; Hennessy et al. 2009).

Von diesen exzellent funktionierenden Systemen gab es diverse Kopien und Weiterentwicklungen, die sich in der Regel nur in Nuancen unterschieden.

Darüber hinaus entwickelten sich weitere Systeme mit unterschiedlichen Orten der Krafteinleitung in das Femur (Effenberger et al. 2005). Dazu gehörten epiphysär (z.B. Oberflächenersatz-Prothesen), metaphysär (z.B. Kurzschaft-Prothesen), metadiaphysär (s.o.) und diaphysär (v.a Revisionsschäfte) verankerte Systeme, die zu der Zeit als Nischenprodukte in kleinen Serien bei bestimmten Problemstellungen implantiert wurden und erst ab Mitte der 1990er Jahre für neue Impulse sorgten.

Vermeidung von Schaftschmerzen

Unerwünschte Schaftschmerzen waren ein wichtiger Motor für die Weiterentwicklung zementfreier Schäfte. Einige Schäfte waren berüchtigt für das Auftreten von Schaftschmerzen. Wurden die Schmerzen beim Zweymüller-Schaft der distalen Krafteinleitung zugesprochen, schien bei anderen Schäften der Schmerz durch Bewegungen bei unzureichend primärer Fixation bedingt zu sein (Heekin et al.

1993). Beim PCA-Schaft war vermutlich die nicht ausreichende Osteointegration der Schaftspitze mit glatter Oberfläche die Ursache. Laut Engh et al. geht die Osteointegration primär von den Stellen aus, an denen der Schaft der Kortikalis dicht anliegt (Engh et al. 1987). Die geringere Inzidenz für Schaftschmerzen bei rauer Schaftspitze resultiert aus einer besseren Osteointegration und somit einer verbesserten sekundären Stabilität (Huo und Cook 2001).

3.6.5 Veränderungen des Entwicklungsverlaufes 1980–1995

3.6.5.1 Voraussetzungen für neue Erkenntnisse

Bis zu Beginn der 1980er Jahre war die THA durch einen kontinuierlichen Fortschritt geprägt, der von einer begrenzten Anzahl Entwickler erzielt wurde. Dadurch bauten die Entwicklungen und die daraus gewonnenen Erkenntnisse aufeinander auf. Neuerungen wurden zunächst als Ultima-Ratio Lösungen eingesetzt, mit einer langsamen Erweiterung des Indikationsspektrums bei nachweisbarem Erfolg. Weiterentwicklungen oder neue Therapieversuche wurden in gleicher Weise vorsichtig eingeführt.

Nach der Vorstellung von Charnleys LFA und ihrem weltweiten Siegeszug trat ein Wandel ein. Ursprünglich war die Durchführung der THA als komplexe operative Therapieoption mit erheblichen Risiken erfahrenen Spezialisten und maximal eingeschränkten Patienten vorbehalten. Bereits fünfzehn Jahre später war die THA jedoch zu einer Routine-OP geworden, was sowohl die an eine THA gestellten Anforderungen als auch das Patientengut veränderte. Mit Charnleys LFA und ihren Nachfolgern konnten zuverlässig überzeugende Ergebnisse erzielt werden, so dass

die THA nicht mehr ausschließlich als letzte Option für maximal eingeschränkte, ältere Patienten in Frage kam, sondern zunehmend auch für jüngere, aktive Patienten attraktiv wurde. In der Folge stiegen die Anforderungen an die THA erheblich. Es ging nicht mehr ausschließlich um den Erhalt der Lebens- und Erwerbsfähigkeit, sondern vielmehr auch um die Sicherstellung der Lebensqualität.

Diese Veränderungen bedingten, dass die Zahl der Operateure und Patienten sprunghaft anstieg. Allein in den USA kam es von 1982–1994 zu einer Zunahme der OPs um 64% pro Jahr (NIH Consensus Statement - Total hip replacement 1994). Die Wirtschaft sah in dieser Entwicklung eine Chance, daher nahm auch die Zahl der Endoprothesenhersteller und mit ihr auch die Zahl der Implantatmodelle Anfang der 1980er Jahre dramatisch zu. In der Folge kam es zu zahlreichen Fehlschlägen durch neue Implantatideen, und Wiederauflage alter Ideen. Viele Operateure und Hersteller entwickelten Prothesen, die in kleinen Serien aufgelegt und ausprobiert wurden. Für viele dieser Prothesen erfolgte lediglich eine empirische Verlaufsbeobachtung mit nicht nachvollziehbarer Ergebnissicherung. Die Ergebnisse wurden entweder überhaupt nicht publiziert (Murray et al. 1995), oder es wurden Studien mit sehr kleinen Fallzahlen und kurzen Beobachtungszeiträumen veröffentlicht. Diese Entwicklungsphase der Endoprothetik kann in der Rückschau nur als chaotisch bezeichnet werden. Trotzdem konnten aus der Vielzahl der Ergebnisse der prospektiven Veränderungen und Evaluationen auch neue Erkenntnisse gewonnen werden.

Prospektive Veränderungen

Prospektive Veränderungen basierten auf der direkten Anwendung einer Innovation oder waren Resultat einer kurzfristigen Beobachtung einer

weiterentwickelten Prothese oder eines Prothesenprinzips. Die gewonnenen Erkenntnisse konnten die Entwicklungsrichtung verändern. Stellt man sich die Entwicklung der Endoprothetik in Form eines Weges vor, bildeten die prospektiven Veränderungen die Weggabelungen. Hier einige Beispiele:

- Materialveränderungen: Schäfte zementierter Prothesen werden in Titan statt in Stahl gefertigt
- Verankerungsveränderungen: Verklebung statt Exact-Fit
- Oberflächenveränderungen: Polierung oder Aufrauung satinierter Schäfte
- Beschichtungen: Beschichtung unbeschichteter Prothesen
- Designveränderungen: Verwendung eines Kragens, Modifikationen des Schraubpfannengewindes
- Zement: Verwendung unterschiedlicher Zementarten
- OP-Technik: Verwendung verschiedener Zugangswege

Evaluation

Die Evaluation resultierte aus standardisierten, langfristigen Verlaufsbeobachtungen großer Patientenkollektive. Diese waren geeignet, gravierende Komplikationen oder im besten Fall auch suboptimale Ergebnisse zu demaskieren. Die Evaluation der Prothesensysteme ergab häufig, dass kurzfristige Beobachtungen keine Aussagen über den langfristigen Verlauf zuließen. In den ersten postoperativen Jahren zeigten fast alle Prothesensysteme gute bis exzellente Ergebnisse, die dafür sorgten, dass eine neue Prothese massiv beworben und implantiert wurde. Die Folgen waren häufig gravierend, mit hohen mittelfristigen Versagensquoten und hohen wirtschaftlichen Schäden, nicht nur für die Hersteller, sondern auch für das Gesundheitswesen.

Die Evaluation erfolgte meist durch nationale Prothesenregister, also wirtschaftlich unabhängige Kontrollinstanzen, die anders als einzelne Institutionen oder Kliniken eine größere Anzahl von Patienten überwachen konnten. Die Daten der Kontrollinstanzen wichen teilweise deutlich von den Daten ab, die von Entwicklern in Einzelstudien erhoben wurden (Garellick et al. 2000; Herberts et al. 1989; Herberts und Malchau 2000). Beispielsweise waren die Entwicklerdaten von zementfreien Titanimplantaten regelhaft besser als die Daten der Kontrollinstanzen (Morshed et al. 2007). Auffällig war, dass in Ländern, die ein Register installiert hatten, die Zahl der Revisionen erheblich sank, weil vermehrt erprobte Implantate mit erprobten Mitteln (Zement, Zementiertechnik und OP-Technik) verwendet wurden (Herberts und Malchau 2000). So erfolgten zum Beispiel zwischen 1992 bis 2000 bei Patienten über 65 Jahren und primärer THA in den USA 16,9% Revisionen im Gegensatz zu Schweden mit 6,4% Revisionen (Kurtz et al. 2005).

In den 1990er Jahren lieferte die Evaluation wichtige Erkenntnisse über die Funktionsweise der aktuell verwendeten Implantate und klärte die hohe Versagerquote einzelner Funktionsprinzipien auf und führte zu einer deutlichen Reduktion der Implantatvielfalt. Die Ergebnisse der Evaluation erregten häufig großes Aufsehen und beeinflussten das Gesundheitssystem generell positiv. Bleibt man bei dem Bild von der Entwicklung der Endoprothetik als Weg, zeigte die Evaluation häufig Sackgassen auf. Beispiel hierfür sind:

- zementierte Titanprothesen (z.B. Capital-Hip, Müller-Geradschaft, Howes II, Ultima-Schaft)
- Schraubringe (z.B. Mecring, Weill-Ring)
- Oberflächenersatz der 1970er

- Schraubpfannen mit glatter Oberfläche
- ungeeignete Zementarten (Bone-Loc)

Von allen seit Anfang der 1980er Jahre gemachten Innovationen konnten nur wenige auch langfristig überzeugen, da die meisten keine besseren Ergebnisse aufwiesen konnten als die etablierten Prothesen. Daraus entstand ein gewisser Skeptizismus gegenüber Innovationen und es wurden gehäuft etablierte Implantate verwendet. Dadurch konnte die Revisionshäufigkeit deutlich reduziert werden. Groß angelegte Studien, häufig unter Mitwirkung verschiedener Arthroplastie-Register oder großen Konsensuskonferenzen (NIH Consensus Statement - Total hip replacement 1994), entwickelten Qualitätskriterien (Delaunay und Kapandji 1998), die auch über ihre Landesgrenzen hinaus akzeptiert wurden.

3.6.6 1995 – Resümee nach 15 Jahren „Trial and Error“

In den 1960er Jahren, den ersten Jahren der THA, wurde die schrittweise prospektive Entwicklung von wenigen Akteuren, die häufig in engem Kontakt miteinander standen, vorangetrieben. Nach kurzfristigen Beobachtungen wurden diese Lösungen stetig weiter modifiziert und verbessert. So basierten die Implantate am Anfang der 1980er Jahre auf einem breiten Fundament aus empirischem Wissen über die Funktionsweise der THA. Anfang der 1980er Jahre wurde die Entwicklung durch die routinemäßige Verwendung dieser hochkomplexen Therapiemethode sowie die Zunahme der Anzahl der Akteure (Operateure, Patienten, Herstellerfirmen) beschleunigt. Merkmale, die für die gute Funktion einer Prothese verantwortlich gemacht wurden, wurden in neuen Prothesen mit Funktionsmerkmalen anderer Prothesen oder neuen Materialien kombiniert - Sinne von „Trial and Error“. Es kam

es zu einer enormen Zunahme der verschiedenen Prothesen, von denen die Majorität nur fünfzehn Jahre später wieder vom Markt verschwunden war. Es gab nicht nur eine Vielzahl verschiedener Prothesen von diversen Herstellern, sondern auch eine große Variantenvielfalt einzelner Prothesen. Diese konnten die bekannten Probleme nicht lösen und funktionierten überraschenderweise deutlich schlechter als die Ausgangsprothesen. Es gab natürlich auch Prothesen, die eine echte Verbesserung darstellten; diese machten aber klar eine Minorität aus. Viele Entwicklungsschritte finden parallel zueinander statt, so dass keine sinnvolle Auswertung stattfand und Veränderungen „willkürlich“ miteinander kombiniert wurden. Ob auch persönliche Interessen, Seilschaften oder Marktwirtschaft eine Rolle gespielt haben, sei dahingestellt. Trotzdem drängt sich die Frage auf, ob in dieser Zeit wirtschaftliche Interessen und Geltungsbedürfnis über das Wohl des Patienten gestellt wurden.

Bei der Durchsicht der Studien zu den in den 1980er Jahren neu entwickelten Prothesen fällt eine Gemeinsamkeit auf: Die kurzfristigen Ergebnisse waren durchweg exzellent. Die Entwickler dieser Prothesen waren überzeugt, dass ihre Prothese den bisherigen Prothesen überlegen ist. Bei vielen Prothesen unterstützten die Ergebnisse nach fünf Jahren diese Annahme. Langzeitergebnisse (Standdauer 10–15 Jahre) fehlen dagegen häufig in der Literatur, möglicherweise, weil sich die Hoffnungen der Entwickler nicht erfüllt haben. Bestenfalls waren die Ergebnisse mit denen der etablierten Prothesen vergleichbar.

Da in den 1970er- und 1980er Jahren ein Prothesensystem schon nach einer komplikationslosen Standzeit von fünf Jahren als sicher funktionierend galt, wurden neue Systeme schnell in großer Stückzahl implantiert. Erfahrene Operateure

forderten schon damals Beobachtungszeiträume von mindestens zehn Jahren, um den Erfolg einer Prothese bewerten zu können (Buchholz et al. 1985). So ergaben zum Beispiel der Vergleich der Daten der Zweymüller-Prothese und der PM-Prothese von Aesculap im norwegischen Arthroplastik-Register nach sieben Jahren vergleichbare Standzeiten, aber nach fünfzehn Jahren waren dagegen 91,7% aller Zweymüller-Prothesen und nur noch 81,9% der PM-Prothesen komplikationsfrei (Hallan et al. 2007).

In vielen Ländern (z.B. Deutschland) wurden neue Endoprothesen als ein lukratives Medizinprodukt scheinbar wenig reflektiert verwendet. Einige Länder stellten dagegen schon früh das Wohl des Patienten in den Mittelpunkt und implantierten Kontrollinstanzen in ihr Gesundheitssystem, die unabhängig von industriellen Interessen agierten. Ein Vorbild ist das schwedische Endoprothesenregister, das als erstes seiner Art bereits 1978 eingerichtet wurde. In dem Register wurde nahezu alle Prothesen, die in Schweden seitdem implantiert wurden, erfasst. Des Weiteren wurden auch Nachuntersuchungen und Revisionen dezidiert dokumentiert. Das Ziel der Einrichtung war, in dem sich schon 1978 anbahnenden Chaos der Prothesenvielfalt, komplikationsbehaftete Prothesen bzw. OP-Methoden möglichst frühzeitig zu identifizieren (Herberts et al. 1989).

Für die Vielfalt der Prothesen in den 1980er Jahre waren prospektive Versuchsansätze verantwortlich, die bei der Evaluation häufig nicht überzeugen konnten. Nach und nach kristallisierte sich heraus, dass nur langfristige, standardisierte Studiendesigns valide Aussagen zur Standzeit einer Prothese zulassen und dass die Validität der Aussagen mit der Zahl der untersuchten Prothesen steigt. Durch die Einführung von Registern fielen schlechte Ergebnisse

schneller auf, in der Regel schon nach sieben statt nach zehn bis fünfzehn Jahren. Die Daten der Register belegten zudem deutlich, dass Verschleiß – gleich welcher Form – zu Lockerungen führt und generell vermieden werden sollte sowie dass zementierte Prothesen – trotz aller Bemühungen – den zementfreien Modellen immer noch überlegen waren (Hailer et al. 2010). Die Erfahrungen dieser Zeit führten zur Einrichtung weiterer Prothesenregister und zur Forderung nach Multicenter-Studien.

Betrachtet man die Vielfalt der neuen Prothesen, die zwischen 1980 und 1995 eingeführt wurden, ist es erstaunlich, wie wenige dieser Neueinführungen nach 1995 noch verwendet wurden. Diese langfristig eingesetzten Prothesen folgten generell den nachfolgenden Prinzipien:

- **Vermeidung von Abrieb:** Die Gleitpaarung der Prothese sollte möglichst wenig Abrieb produzieren und Modularität sollte vermieden werden, denn überall wo Relativbewegungen (z.B. modulare Inlays in Pfannen) stattfinden – unabhängig davon, wie gering diese auch sein mögen – entsteht Abrieb.
- **zementfreie Prothesen – hohe Primärstabilität und sekundäre Osteointegration:** Zementfreie Prothesen benötigen eine hohe Primärstabilität durch Verklemmung und anschließend zwingend eine Osteointegration. Erst so erlangen sie ihren endgültig festen Sitz, der über die Lebensdauer der Prothese entscheidet. Die anschließende Osteointegration von der strukturierten Oberfläche der Prothese abhängig. Je nach Fertigung sind diese beschichtet (z.B. mit Titan im Plasmasprayverfahren), aufgeraut (z.B. korundgestrahlt) (Feighan et al. 1995) oder besitzen eine poröse Oberfläche (Engh et al. 1987).

- **Zementierte Prothesenschäfte – entweder Kraft- oder Formschluss:** Die Funktionalität eines Prothesenschafts kann nur dann sichergestellt werden, wenn er entweder ganz dem Kraftschluss oder ganz dem Formschluss-Prinzip folgt (Shen 1998). Schäfte, die diese Prinzipien vermischen, scheitern. In diesem System spielt die Qualität des Zementmantels und vor allem des verwendeten Zements eine entscheidende Rolle (Havelin et al. 2000). Einige Prothesenschäfte funktionieren, ohne zu diesen beiden Gruppen zu gehören. Ihr gemeinsames Merkmal ist, dass sie die einwirkenden Kräfte direkt auf die Kortikalis übertragen, der sie direkt anliegen. Der Zement dient hauptsächlich der Lagesicherung und weniger als lastaufnehmendes Interface.

War der Beginn der 1980er Jahre von prospektiven Entwicklungsbestrebungen dominiert, war später die Evaluation führend und erwies sich als geeignetes Werkzeug, gut und schlecht funktionierende Prothesensystemen zu unterscheiden. Diese fügte sich gut in die populärer werdende, evidenzbasierte Medizin ein, die seit Anfang der 1990er Jahre zunehmend an Bedeutung gewann. Ein wichtiges Merkmal dieser Zeit ist daher auch ein Wandel mit dem Umgang von Ergebnissen. Es wurde nun klar unterschieden zwischen Ergebnissen kleiner Studien, die allenfalls Hinweise zur Qualität einer Prothese lieferten, und großen Multicenter-Studien, die signifikante Ergebnisse präsentierten.

3.7 1995–2010 – aus Fehlern gelernt?

3.7.1 Innovationen

3.7.1.1 Bessere Therapieoptionen für junge aktive Patienten

Die Versorgung von jungen, aktiven Patienten mit konventionellen Systemen war in den 1990er-Jahren von deutlich schlechteren Standzeiten geprägt (Dorr et al. 1983). Auch die in den 1970- und 1980er Jahren verwendeten Oberflächenersatz-Prothesen und andere knochensparende Implantate, wie Hugglers wiederholt aufgelegte Druckscheiben-Prothese, konnten nicht überzeugen. Das erklärte Ziel war es, bei der Primärimplantation möglichst knochensparend zu verfahren, um eventuell notwendige Revisionen zu ermöglichen. Bei diesem Bestreben gab es zwei Hauptströmungen. Die eine entwickelte den Oberflächenersatz weiter, während die andere mit Kurzschaft-Prothesen eine möglichst proximale Verankerung in der Markhöhle anstrebte.

Oberflächenersatz in der dritten Generation

Der Oberflächenersatz des Hüftgelenkes hatte in den 1970er Jahren nicht überzeugen können. Trotzdem wurde das Konzept von einigen Arbeitsgruppen weiterverfolgt und Anfang der 1990er-Jahre neu belebt. Die zentrale Innovation war die Verwendung verbesserter M-M-GPs. Die M-M-GP und die mittlerweile etablierte Press-Fit-Verankerung zementfreier Pfannen sind die entscheidenden Charakteristika des Oberflächenersatzes der dritten Generation. Die ersten Systeme dieser Art wurden 1991 von Wagner und Wagner in Deutschland implantiert. Sie verwendeten eine Titan-Press-Fit-Pfanne mit einem Metasul-Inlay (Rechl et al. 2008;

Wagner und Wagner 1996). In den USA implantierten Amstutz und Grigoris CoCr-Komponenten (Amstutz et al. 1998). In Großbritannien experimentierte die Arbeitsgruppe um McMinn mit verschiedenen Pfannenverankerungen und CoCr-Komponenten und erreichte letztendlich, nach mehreren Designveränderungen der HA beschichteten Press-Fit-Pfannen und zementierten femoralen Komponente, gute Ergebnisse. Sie präsentierten ihren Birmingham-Hip-Resurfacing (BHR) 1996 (McMinn et al. 1996). Durch gute kurzfristige Ergebnisse bei einem großen Patientenkollektiv wurde der BHR in den folgenden Jahren zum weltweit am häufigsten implantierte Oberflächenersatz am Hüftgelenk. Daraufhin brachten fast alle Prothesenhersteller eigene Systeme für einen Oberflächenersatz auf den Markt. Seit ihrer Wiedereinführung Mitte der 1990er Jahre wurden Oberflächenersatz-Prothesen immer häufiger implantiert und erreichten beispielsweise in Australien zehn Jahre später einen Anteil von über 10% an allen implantierten Prothesen (*Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010*).

Kurzschäfte

Kurzschafft-Prothesen sind, wie der Name schon sagt, deutlich kürzer als konventionelle Hüft-TEP-Schäfte, werden in der Epiphyse oder Metaphyse verankert und nutzen eine proximale Krafterleitung auf das Femur. Der Hauptvorteil solcher Prothesen ist die kurze Verankerungsstrecke, die Wechsel-OPs erleichtert (Morrey et al. 2000), wodurch die Prothesen besonders für junge aktive Patienten geeignet sind (Roth et al. 2005).

1977 verwendete Pipino in Italien erstmals einen Kurzschafft, der durch seine gebogene Form und einen Kragen eine biologische, proximale Krafterleitung unter

Erhalt des Schenkelhalses ermöglichte. Dieser Schaft konnte sowohl zementiert als auch zementfrei implantiert werden. Pipino präsentierte erst 1987 erste Ergebnisse, die wie auch spätere Publikationen einen guten Verlauf bestätigten (Pipino und Calderale 1987; Pipino und Molfetta 1993; Pipino et al. 2000). 1985 implantierte Morrey in den USA den ersten Mayo-Schaft (Mayo-Conservative-Hip (Fa. Zimmer)). Durch das doppelt konische Prothesendesign ohne Kragen mit variablem Prothesenhals und -kopf wurde eine rein metaphysäre Vier-Punkt-Verankerung möglich. Die ersten Ergebnisse wurden erst 15 Jahre später mit einem mittleren Beobachtungszeitraum von 6,2 Jahren vorgestellt (Morrey et al. 2000). 1996 stellte Pipino den C.F.P.-Schaft (Collum Femoris Preserving) vor, den er mit der Firma Link entwickelt hatte. Der aus Titan bestehende, HA-beschichtete C.F.P.-Schaft stellt eine direkte Weiterentwicklung des seit 1977 verwendeten Pipino-Schaftes dar, der seitdem trotz geringer Studienlage, häufig eingesetzt wurde (Pipino 2004; Röhl et al. 2006). Nachdem diese drei Prothesentypen gute kurz- und mittelfristige Ergebnisse erbrachten, wurden in den vergangenen Jahren zunehmend Kurzschäfte implantiert. Mittlerweile haben fast alle Hersteller eigene Prothesentypen im Sortiment, für die aber noch keine aussagekräftigen Ergebnisse vorliegen.

Ob Wechsel-OPs bei Kurzschäften wirklich leichter fallen, kann bezweifelt werden, aber die im Vergleich zu konventionellen Hüft-TEP-Schäften physiologischere Krafteinleitung erscheint vorteilhaft. Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA)-Messungen der Knochendichte bestätigten, dass Kurzschaft-Prothesen durch die physiologische Krafteinleitung in das proximale Femur eine geringere Abnahme der Knochendichte in diesem Bereich verursachen als konventionelle zementfreie Hüft-TEP-Schäfte (Roth et al. 2005). Einige Autoren sehen in Kurzschaft-Prothesen,

insbesondere bei diaphysär engen Markträumen, eine Versorgungsoption, mit der bei Verwendung eines ausreichend großen Implantats, das Implantatschwingen und Stress-Shielding verhindert werden kann (Gulow et al. 2007).

3.7.1.2 Verhinderung von Abrieb

In den 1990er Jahren war die Minimierung des Abriebes ein wichtiger Forschungsschwerpunkt. PE galt auch weiterhin als schwächstes Glied für die Haltbarkeit eines Prothesensystems. Verschiedene Ansätze sollten dieses Problem lösen. Dazu zählten die Verbesserung der Eigenschaften von PE und der komplette Verzicht auf PE. Letzteres war bereits in den 1960er- und 1970er Jahren letztendlich erfolglos versucht worden war.

Metall-Metall-Gleitpaarung

M-M-GPs wurden schon in den 1960er- und 1970er Jahren in großer Zahl verwendet, konnten sich aber aufgrund abriebbedingter Lysen und Lockerungen nicht gegen die M-PE-GP durchsetzen. In den Nachuntersuchungen fiel aber eine relevante Zahl von implantierten Prothesen auf, die über lange Beobachtungszeiträume nur minimale Abnutzungserscheinungen ohne Lockerung zeigten (Müller 1992; Weber 1996). Daher blieb das Interesse an der M-M-GP im kleinen Kreis bestehen (Müller 1992; Rechl et al. 2008).

Die zweite Generation der M-M-GPs war durch neue karbidreiche Legierungen mit hohem Kohlenstoffanteil (z.B. Metasul, entwickelt von Weber mit der Firma Sulzer) charakterisiert. Die Werkstoffe erlaubten die Anfertigung hochexakter Komponenten, die mit nur minimalem Spiel ($> 5 \mu\text{m}$) zueinander passten. Die Metallpfanne artikulierte mit Köpfen (Durchmesser $\leq 32\text{mm}$) und war in PE gebettet

(Hwang et al. 2011; Morlock et al. 2011; Schachter und Lamont 2009; Weber 1996). Ziel war die Generierung eines vollständigen Flüssigkeitsfilms zwischen den Komponenten für eine ideale, fast verlustfreie Gleitfähigkeit. Auf diese Weise konnte die Tribologie der M-M-GP und insbesondere die für Friktion und Abriebverhalten verantwortliche, hydrodynamische Schmierung wesentlich verbessert werden (Udofia und Jin 2003). Schon kurze Zeit später entwickelten Amstutz und Le Duff aus der zweiten die dritte Generation der M-M-GP unter der bezeichnung Conserve Plus (Amstutz und Le Duff 2008). Dabei handelt es sich um modulare Implantate mit großen Köpfen (> 40 mm). Der Hauptvorteil der dritten Generation der Prothesen lag, neben der guten Tribologie, in der erhöhten Luxationssicherheit (Morlock et al. 2011).

Trotz der guten Simulatorergebnisse belegen Registerdaten, dass M-M-GPs die höchsten Revisionsraten aller Gleitpaarungen besitzen (*Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010*). Bei diesen Implantaten treten gehäuft Pseudotumoren und andere Abwehrreaktionen auf den Metallabrieb auf (Morlock et al. 2011). Nachteilig an den M-M-GP ist ihre wenig fehlerverzeihende Handhabung und die Ausbildung abriebbedingter Osteolysen schon nach fünf Jahren Implantationszeit und damit deutlich früher als Gleitpaarungen mit PE (Zenz et al. 2009).

Der vermehrte Metallabrieb tritt insbesondere bei exzentrischer Belastung auf. Dabei kommt es zum Abreißen des Flüssigkeitsfilmes und zu einer massiven Erhöhung der Reibung; die Prothese läuft fest. Kommt eine belastungsbedingte Verformung der Pfanne (Trommelbremseneffekt) hinzu, steigt nicht nur der Abrieb weiter, sondern es erhöhen sich auch die Friktionskräfte, die ihrerseits zur Lockerung führen (Schlegel et al. 2011). Daher müssen M-M-GP nicht nur exakt gefertigt,

sondern auch exakt implantiert werden. Somit ist ihre Fehleranfälligkeit ihr Hauptkomplikationsrisiko.

Keramik-Keramik-Gleitpaarung der dritten Generation

Die erste Generation der K-K-GPs, die Anfang der 1970er Jahre verwendet wurde, zeigte eine gute Tribologie, war aber weder ausreichend abriebfest noch stabil. Oft trat ein massiver Abrieb im Sinne eines Drittkörperverschleißes auf. Außerdem kam es gehäuft zum Bruch der Komponenten, was zum sofortigen vollständigen Versagen der Prothese führte und fast irreparable Folgeschäden nach sich ziehen konnte. In der zweiten Generation wurden die Abriebfestigkeit und Bruchfestigkeit durch Verringerung der Korngröße und durch die Erhöhung der Dichte wesentlich verbessert (Morlock et al. 2011). Keramikimplantate dieser Art wurden mit großem Erfolg und wenig Abrieb in der K-PE-GP eingesetzt. Trotzdem war der Bruch der Keramikköpfe weiterhin gefürchtet. In der dritten Generation wurden Verbundkeramiken eingesetzt. Durch Kombination von Aluminiumoxid mit Zirkoniumoxid und anderen Materialien konnte die Rissbildung gemindert und die Kristallstruktur der Keramik stabilisiert werden (Morlock et al. 2011).

Die verbesserte Stabilität erlaubte die Verwendung einer kompletten K-K-GP, bei der auch die Pfanne aus Keramik gefertigt wurde. Die theoretisch herausragenden tribologischen Eigenschaften wurden durch das Auftreten von Quietsch- und Klickgeräuschen in situ begleitet. Die Hart-Hart-Paarung erwies sich ähnlich wie die M-M-GP als fehleranfällig, so dass es bei suboptimaler Positionierung zu einem Abreißen des schmierenden Flüssigkeitsfilms und damit zum Abrieb der Artikulationspartner kommen konnte, was einen erheblichen Drittkörperverschleiß zur Folge hatte (Morlock et al. 2011).

Crosslink-PE

Im Gegensatz zu Hart-Hart-Gleitpaarungen sind Paarungen mit PE, ob Metall oder Keramik, vergleichsweise fehlertolerant. Der Verschleiß des PE-Inlays und der Lysen-verursachende PE-Abrieb bleibt aber ein Problem.

Bei der Bestrahlung des PE mit Gammastrahlen zur Sterilisation kommt es zur Vernetzung der PE-Moleküle (Crosslink). In diesem Zustand enthält das PE freie Radikale, die durch Oxidation das PE schwächen und den Verschleiß steigern²³. Eine Entfernung der Radikale durch Erhitzen bis knapp an den Schmelzpunkt verhindert die Oxidation des PE und steigert seine Stabilität erheblich (Kurtz 2004).

Mit so hergestelltem Crosslinked-PE konnte der Abrieb so weit verringert werden (García-Rey und García-Cimbrelo 2010), dass die Kopfgröße nicht mehr der entscheidende Faktor für den Abrieb war. Bisher galt, dass bei Verwendung größerer Köpfe auch mehr Abrieb entstand. Erstmals konnten bei vergleichbarem volumetrischen Abrieb größere Köpfe mit geringerer Luxationsneigung verwendet werden (Harris und Muratoglu 2005). Australische Registerdaten bestätigten, dass anders als bei normalem PE bei Crosslinked-PE die Kopfgröße nicht mehr entscheidend für die Revisionshäufigkeit ist (*Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010*).

3.7.1.3 Verbesserung der OP-Technik

In den fünfzig Jahren, in denen die Komponenten der THA ständig modifiziert wurden, blieb die OP-Technik fast unverändert. Zwar wurde seit dem Müller-

²³ In den 1980er Jahren wurde gammabestrahltes PE unter der Bezeichnung Hyalamer® vertrieben.

Bogenschaft auf eine Trochanterosteotomie verzichtet, aber insgesamt hatte sich seit Moore und Smith-Petersen in der OP-Technik wenig getan. Der überwiegende Teil aller Hüft-OPs wurde durch einen posterioren oder anterioren Zugang vorgenommen. Die Schnittlänge wurde individuell variiert, lag aber meist zwischen 20 und 25 cm lang, woraus ein entsprechendes Trauma der tieferliegenden Gewebeschichten resultierte.

Sculco war der Erste, der ab 1996 systematisch ein minimalinvasives Vorgehen bei der THA einsetzte. Er nutzte einen Hautschnitt von ca. 9 cm Länge (teilweise < 5 cm) als mobiles Fenster für einen modifizierten hinteren Zugang, bei dem er weniger Muskel- und Sehngewebe inzidierte. Für eine ausreichende Sicht zur korrekten Implantatpositionierung verwendete er spezielle Wundhaken. Er hielt das Verfahren für die meisten Patienten geeignet, lediglich Patienten mit einem Body-Mass-Index (BMI) > 30 kg/m² schloss er aus. In seinen 2004 publizierten Ergebnissen zeigte er die Unterschiede zwischen seiner minimalinvasiven OP-Technik (Schnittlänge 8,8 cm) und der konventionellen OP-Technik (Schnittlänge 23 cm), auf. Der kleinere Schnitt zeichnete sich durch ein besseres kosmetisches Ergebnis, eine geringere Invasivität und eine schnellere Rekonvaleszenz aus. Die neue OP-Technik zeigte keinerlei Nachteile. Im Gegenteil, er konnte die OP-Zeit verkürzen und den intraoperativen Blutverlust verringern (Sculco und Jordan 2004; Sculco et al. 2004).

Berger ging bei der Etablierung der minimalinvasiven OP-Technik einen eigenen Weg. Er verwendete zwei Inzisionen für einen kleinen vorderen und hinteren Zugang, die er unter Röntgendurchleuchtung festlegte. Auch er hielt die schnellere Rekonvaleszenz für den entscheidenden Vorteil dieser Technik. Er konnte 85% seiner

Patienten noch am Tag der OP und die übrigen 15% am Folgetag in gutem Zustand nach Hause entlassen. Er verwendete ein spezielles Instrumentarium und betonte die flache Lernkurve für den Eingriff (Berger 2002).

Auch andere Arbeitsgruppen begannen, die konventionellen Zugangswege zu modifizieren, so dass schnell für alle Zugangswege der Hüfte minimalinvasive Varianten, zum Teil auch mit computergestützter Navigation (DiGioia et al. 2003), vorgestellt wurden (Bertin und Röttinger 2004). Ob die minimale invasive OP-Technik jenseits einer kosmetisch günstigen, kleinen Narbe Vorteile bietet, war in den folgenden Jahren Thema hitziger Diskussionen. Beobachtet wurden gehäufte Implantatfehlagen, Nervenschäden und Muskelschäden (Musculus gluteus medius). Die Datenlage zeigte, dass minimal invasive OP-Methoden vor allem für die Rehabilitation der Patienten in den ersten drei Monaten postoperativ Vorteile bringt (Ogonda et al. 2005; Wörner et al. 2011).

3.7.2 Erkenntnisse aus den Jahren 1995–2015

3.7.2.1 Probleme durch die neuen Oberflächenersatz-Prothesen und M-M-GP

Mitte der 1990er Jahre wurden zunehmend Oberflächenersatz-Prothesen und Implantate mit einer M-M-GP implantiert. Schon zehn Jahre später häuften sich die Berichte über vermehrte Revisionen. Beispielsweise wies das australische Arthroplastie-Register 2007 eine erhöhte Revisionshäufigkeit bei dem ASR-Oberflächenersatz von DePuy nach. Dieser Befund wurde in den beiden folgenden Jahren bestätigt und auf das konventionelle ASR-System (ebenfalls mit M-M-GP) erweitert. Ende 2009 kam es zu einem Rückruf der Prothese von DePuy. Zu diesem

Zeitpunkt war das System bereits ca. 93.000 Patienten implantiert worden. Als problematisch stellte sich die M-M-GP des Systems heraus. M-M-GP erwiesen sich auch in anderen Systemen als problematisch, besonders wenn große Femurköpfe benutzt wurden (Graves 2011).

3.7.2.2 Zementiertechnik der dritten Generation

Seit Anfang der 1960er Jahre wurden zementierte Prothesen implantiert. Im Verlauf wurden die Prothesen für die Verwendung im Zement optimiert und einige Zementarten identifiziert, die den Anforderungen nicht gerecht wurden. Die Zementiertechnik konnte entscheidend verbessert werden. Durch diese Modifikationen wurde die Verwendung einer modernen OP-Technik mit Markraumsperrern, retrograder Zementapplikation, Jet-Lavage und Druckimplantation für das langfristige Ergebnis entscheidender als der verwendete Prothesen-Typ (Havelin et al. 2000).

In diesem Zusammenhang ist eine Umfrage 1995 in Deutschland interessant, die eine heterogene Nutzung verschiedener Zementiertechniken aufdeckte. Nur 10% der Operateure verwendeten die oben beschriebene moderne Technik. Die Umfrage wurde einige Jahre später wiederholt, wobei sich immerhin eine Steigerung der Nutzung der modernen Zementiertechnik abzeichnete (Kreutzer et al. 2005).

3.7.2.3 Drittkörperverschleiß durch HA

Seit Ende der 1980er Jahre wurde HA zunehmend eingesetzt, um die Osteointegration von zementfreien Implantaten zu beschleunigen. In den vergangenen Jahren häuften sich aber die Berichte über Lysen und Lockerungen bei HA-beschichteten Implantaten. Die Analyse von Registerdaten 2010 ergab, dass die

HA-Beschichtung unter Umständen die Lockerungswahrscheinlichkeit erhöht (Lazarinis et al. 2010). Im Falle einer Lockerung kam es durch das HA zu einem Drittkörperverschleiß, der nicht nur an den Artikulationsflächen, sondern auch an anderen Flächen mit Relativbewegungen als Schleifmittel fungierte. Ein Drittkörperverschleiß durch Rückstände des aufrauenden Strahlverfahrens (z.B. Korund, Stahl, Sand oder Aluminiumoxid) kam seltener vor (Schuh et al. 2004a, 2004b, 2005).

3.7.2.4 Wert großer Patientenkollektive

Der wesentliche Erkenntnisgewinn basierte auf den Ergebnissen großer Studien und auf Endoprothesenregister, die große Fallzahlen und lange Beobachtungszeiträume erfassten. Auf diese Weise wurden Standards definiert, die eine Prothese erfüllen muss. Darüber hinaus fielen durch die unabhängige Erfassung in Prothesenregistern problematische Prothesen schneller auf. Zunehmend wichtiger wurden auch Revisionen, die im Gegensatz zu den Erstimplantationen stetig zunahmen. Interessant ist, dass sich in den Ländern mit Prothesenregistern die Zahl der Revisionen halbierte (Malchau et al. 2002). Einen ähnlichen Effekt hatten auch Multicenter-Studien, die durch größere Fallzahlen Prothesenversager ebenfalls früher identifizieren konnten (Herberts et al. 1989; Malchau et al. 2002). Doch nicht nur neue Prothesen konnten inzwischen besser überwacht werden. Die Datensammlungen enthielten zunehmend Prothesen mit Standzeiten von bis zu zwanzig Jahren, die kontinuierlich beobachtet wurden. Viele Implantate funktionierten kurz und mittelfristig gut und fielen erst langfristig durch erhöhte Lockerungsraten auf. Wurden in den Anfangszeiten der modernen THA Standzeiten von fünf Jahren

als ausreichend angenommen, wurde 1998 eine 95%ige Überlebensrate nach zehn Jahren festgelegt (Delaunay und Kapandji 1998).

Eine der wichtigsten Erkenntnisse ist recht ernüchternd: Trotz aller THA-Modifikationen in fünf Jahrzehnten, die die Standzeit der Prothesen zwar verbessert haben, haben sich die Probleme seit Charnleys Zeiten kaum verändert. Der größte Teil der Innovationen schuf mehr Probleme als damit gelöst werden konnte (Huiskes 1993).

3.7.3 Schlussfolgerungen - werden Fehler wiederholt?

Die THA hat seit Charnleys Durchbruch große Fortschritte gemacht – besonders bei der zementfreien Verankerung, der Tribologie der Gleitpartner, dem Prothesendesign und der Zementiertechnik. In der Summe führten diese Modifikationen zu einer erheblichen Verlängerung der Standzeit. Die diversen Fehlschläge zeigen aber auch auf, welche Veränderungen im Rahmen der THA nicht funktionierten. Dabei fällt auf, dass neue Konzepte und Ideen immer wieder unkritisch weiterverfolgt oder neu aufgelegt wurden, obwohl das Wissen um ihre Probleme bekannt war.

3.7.3.1 Kurze Beobachtungszeiträume

In den Anfängen der THA waren die Beobachtungszeiträume extrem kurz. Wesentliche Erkenntnisse wurden im frühen postoperativen Verlauf gewonnen. Charnley erkannte das Versagen seiner PTFE-Kappen und Pfannen schon nach ein bis zwei Jahren und änderte sein Konzept entsprechend schnell (Charnley 1966). In dieser Zeit postulierte Kiaer, dass ein Beobachtungszeitraum von zwei Jahren für

einen verlässlichen Endpunkt (Langzeitergebnis) ausreicht (Kiaer 1952). Das sollte sich als Trugschluss herausstellen. In den folgenden Jahrzehnten verlängerten sich die Standzeiten der THA auf regelhaft 15–20 Jahre. Heute wird den Prothesen eine Standzeit von 15 Jahren in 95% der Fälle abverlangt. Prothesen, für die solche langfristigen Ergebnisse (noch) nicht vorliegen, sollte zumindest mit Vorsicht begegnet werden (Hallan et al. 2007).

In Prothesenregistern können Systeme mit schlechter Performance schneller identifiziert werden (Herberts et al. 1989; Malchau et al. 2002). Eine Überwachungszeit von sieben Jahren wird laut norwegischem Register benötigt, um solche Systeme zu identifizieren (Hallan et al. 2007). Aber auch nach längeren Intervallen können erhebliche Unterschiede in den Standzeiten auftreten, so dass selbst mittelfristige Ergebnisse hinterfragt werden sollten. In dem norwegischen Arthroplastie-Register sind die Daten der Zweymüller- und der Parhofer-Mönch-Prothese nach sieben Jahren vergleichbar, nach 15 Jahren ist die Zweymüller- der Parhofer-Mönch-Prothese aber klar überlegen (91,7% vs. 81,9% nicht revidierte Prothesen).

3.7.3.2 Früher Einsatz neuer Prothesen in einem großen Patientenkollektiv

Der Wechsel von der experimentellen zur praktischen Anwendung war bei der THA schon immer ein gern unterschätzter Schritt. Da in vitro Ergebnisse sich nur eingeschränkt auf die in vivo Situation übertragen lassen, entsprechen Testungen im Simulator unter standardisierten Idealbedingungen nicht dem Einsatz unter natürlichen Bedingungen (Morlock et al. 2011). Dies war spätestens seit Charnleys guten Ergebnissen mit PTFE im Labor und schlechten Ergebnissen in der klinischen

Anwendung bekannt (Charnley 1966). Die Isoelastische Prothese mit RM-Cup ist ein weiteres Beispiel dafür, dass theoretische Überlegungen in vivo häufig nicht zum erwarteten Erfolg führen. Dieses Phänomen tritt in der Geschichte der Endoprothetik gehäuft auf und sollte als eigene Komplikationsentität betrachtet werden. Trotz dieser Erkenntnisse werden ähnliche Fehler bei der dritten Generation der M-M-GP und insbesondere bei den Oberflächenersatz-Prothesen wiederholt. Die Modelle produzieren im Simulator sehr wenig Abrieb und luxieren selten. In vivo ist ihre Revisionshäufigkeit trotzdem am höchsten (*Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010*; Morlock et al. 2011). Das im australischen Register auffällige ASR-System wurde 2007 von DePuy vom Markt genommen, nachdem es weltweit bei ca. 93.000 Patienten verwendet worden war (Graves 2011).

Problematisch ist, dass Innovationen häufig von vielen Operateuren verwendet werden, ohne dass ihnen bekannt ist, ob diese Innovation zu Komplikationen führt. Dieses Muster zeigt sich seit den 1980er Jahren immer wieder.

3.7.3.3 Funktionieren Neuerungen oder werden bekannte Fehler wiederholt?

Auch nach 50 Jahren Entwicklung der THA reißt die Zahl der Neuerungen, die in der einschlägigen Literatur vorgestellt werden, nicht ab. 2005 wurden allein in Deutschland fünfzig verschiedene Implantatsysteme verwendet, obwohl nur für fünf davon Langzeitergebnisse vorliegen (Kreutzer et al. 2005). Die meisten klinischen Anwendungsberichte basieren auf einem kleinen Patientenkollektiv und kurzen Beobachtungszeitraum. Zwei bis fünf Jahren nach der OP zeigen implantierte Prothesen häufig ausreichend gute Ergebnisse. Die Verfasser dieser Studien weisen

generell darauf hin, dass langfristige Ergebnisse noch nachzuliefern sind. Darauf wird jedoch insbesondere bei populären Innovationen nicht gewartet. Die Prothesen werden in einem größeren Patientenkollektiv „ausprobiert“, ohne zu wissen, ob diese Prothese langfristig funktioniert. Die Vergangenheit hat gezeigt, dass die meisten verheißungsvollen Neuerungen mehr Schaden als Nutzen gebracht haben. Der flächendeckende Einsatz einer Prothese ohne ausreichende Beobachtung, führt mit erhöhter Wahrscheinlichkeit bei vielen Patienten zu einer Revision und stellt eine nicht zu unterschätzende Ursache für Revisionen dar. Besonders für Patienten in Ländern ohne Prothesenregister und mit einer hohen Zahl an Erstimplantationen.

4 Zusammenfassung

In der ENDO-Klinik in Hamburg werden seit 1976 explantierte Prothesen archiviert. So entstand eine Sammlung von etwa 30.000 eingelagerten Hüftendoprothesen. Diese sollten in einer geeigneten Systematik erfasst werden. Dazu wurde in der vorliegenden Arbeit die Entwicklung der Hüftendoprothetik nachvollzogen.

Über Jahrhunderte waren Amputationen oder Exartikulation die einzigen Therapieoptionen gegen Schmerzen der Hüfte. Nach der Etablierung der Resektion des Hüftgelenkes und der Interposition verschiedener Materialien wurden diese Eingriffe später kombiniert, so dass bei Resektion des Kopfes größere Interponate eingefügt werden konnten. Themistocles Gluck nahm um 1900 den ersten vollständigen, wenn auch erfolglosen Gelenksersatz vor.

Durch die Einführung von Anästhetika und aseptischer Verfahren wurden komplexere Eingriffe an den Gelenken möglich. Ende der 1920er Jahre führte der Einsatz einer Metallkappe, der Mould Arthroplasty von Smith-Petersen (SPMA), bei Erhalt des Hüftgelenkes erstmals zu einer reproduzierbaren Beschwerdelinderung. Ende der 1940er Jahre entwickelten Moore und Judet OP-Methoden, bei denen der Hüftkopf ersetzt wurde. Zusätzlich boten neue Materialien (z.B. Vitallium, PMMA) neue Möglichkeiten. In dieser Zeit wurden aber fast ausschließlich Hemiarthoplastiken verwendet.

Mitte des 20. Jahrhunderts identifizierte Charnley die Reibung als zentrales Problem der Femurkopfprothese von Judet aus Plexiglas. Versuche mit neuen

Materialien mündeten in der Entwicklung der Low Friction Arthroplasty (LFA), die eine Wende in der Totalen Hüftarthroplastie (THA) darstellte.

Das Potential von Charnleys LFA wurde von anderen Entwicklern schnell erkannt und genutzt. Die Modifikationen der ursprünglichen LFA wurden zum Teil massiv vermarktet und brachten nicht nur positive Ergebnisse. Entwicklungen in dieser Zeit waren der Versuch des Verzichts von Polymethylmethacrylat (PMMA) als Zement und die Einführung von Oberflächenersatz-Prothesen und Keramik-Keramik-Gleitpaarung. Das erklärte Ziel war die Bereitstellung besserer Therapieoptionen für jüngere Patienten.

Zu Beginn der 1980er Jahre hatte sich die Indikationsstellung von einer Ultima-Ratio-Therapie hin zu einer Therapie für eine bessere Lebensqualität entwickelt. Die Zahl der durchgeführten THAs, der beteiligten Operateure und der Endoprothesen-Hersteller nahm explosionsartig zu. Neue zementfreie Prothesentypen vermischten etablierte Funktionsprinzipien älterer Prothesen, was häufig zu Komplikationen führte, aber auch das Wissen über die Fixation von Endoprothesen erweiterte.

Der Ausbau der Komplikationsanalysen (Endoprothesenregister und Multicenterstudien) seit 1995 belegte, dass Komplikationen häufig erst nach längerer Standzeit auftreten und dass gute Frühergebnisse keine Aussagen über die langfristige Standzeit zulassen. Die zementfreie Fixation etablierte sich zunehmend als Alternative zur Fixation mit Zement. Neue Konzepte wurden zwar zurückhaltender eingesetzt, dennoch kam es immer wieder zu größeren Komplikationsserien, besonders bei scheinbar etablierten Verfahren (z.B. Oberflächenersatz, Hart-Hart-Gleitpaarung).

Die Geschichte der Hüftendoprothetik ist ein aufregendes Kapitel in der Geschichte der Medizin. Insbesondere durch die Arbeit von John Charnley wurde seit den 1960er Jahren vielen Menschen ein Leben ohne Schmerzen ermöglicht. Zur Verbesserung des Verfahrens und zur Vermeidung von Komplikationen wurden viele Innovationen (z.B. zementfreie Verankerung) eingeführt, welche häufig mehr Schaden als Nutzen brachten. Trotz aller Routine ist und bleibt die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes eine umfangreiche OP mit einem nicht zu unterschätzenden Komplikationspotential und gehört in die erfahrenen Hände eines skeptischen Operateurs, der sich nicht scheut, seine Ergebnisse mit denen anderer Operateure zu vergleichen.

5 Abstract

The Hamburg ENDO Clinic has been archiving explanted prostheses since 1976. As a result the clinic now houses a collection of approximately 30,000 stored hip endoprotheses, which should be recorded in an appropriate system. With this in mind, this paper traces the development of hip endoprothetics.

For centuries, amputations or disarticulation were the only treatment options for hip pain. Following the establishment of the resection of the hip joint and the interposition of various materials, these procedures were later combined so that in the case of resection of the head larger interponates could be inserted. Themistocles Gluck conducted the first complete, if unsuccessful joint replacement in 1900.

On the introduction of anaesthetics and sterile procedures more complex techniques were possible on the joints. At the end of the 1920s, the use of a metal cap, the Mould Arthroplasty from Smith-Petersen (SPMA), while preserving the hip joint, led for the first time to reproducible pain relief. At the end of the 1940s, Moore and Judet developed operating methods, in which the femoral head was replaced. New materials (e.g. Vitallium, PMMA) also offered new possibilities. However, at this time hemiarthroplasty was almost exclusively in use.

In the middle of the 20th century, Charnley identified friction as the central problem of Perspex femoral head prostheses from Judet. Experiments with new materials led to the development of the Low Friction Arthroplasty (LFA), which represented a turning point in hip arthroplasty (THA).

The potential from Charley's LFA was rapidly recognised and put to use by other developers. The modifications to the original LFA were sometimes substantially

marketed and did not only produce positive results. Developments at this time were the attempt to forego polymethylmethacrylate (PMMA) as a cement and the introduction of surface replacement prostheses and ceramic-ceramic pairing. The stated objective was the provision of improved treatment opinions for younger patients.

At the beginning of the 1980s, the indication of an ultima ratio treatment had evolved to a treatment for improved quality of life. The number of THAs conducted, the surgeons involved and the endoprotheses manufacturers increased phenomenally. New cement-free prostheses types combined established functional principles from older prostheses, which frequently led to complications, but also expanded knowledge of the fixation of endoprotheses.

The development of the complication analyses (Endoprotheses Register and multicentre trials) since 1995 proved that complications often only arise after longer service life and that solid early results do not allow for statements on the long-term service life. Cement-free fixation increasingly established itself as an alternative for fixation with cement. New concepts were used with restraint, however major complication sequences still occurred, in particular in the case of apparently established procedures (e.g. surface replacement, hard-hard pairing).

The history of hip endoprothetics is an exciting chapter in the history of medicine. A number of people have been given the chance to live without pain since the 1960s due in particular to the work of John Charnley. To improve methods and to avoid complications, a number of innovations (e.g. cement-free anchoring) have been introduced, which often caused more harm than good. Despite being a matter of routine, the implantation of an artificial hip joint is, and remains, extensive surgery

with a potential for complications that should not be underestimated and so should be left in the experienced hands of a sceptical surgeon, who does not shy away from comparing his results with those of other surgeons.

II. Abkürzungsverzeichnis

BHR	Birmingham Hip Resurfacing
CoCr	Cobalt Chrom
HA	Hydroxylapatit
K-K-GP	Keramik-Keramik-Gleitpaarung
LFA	Low Friction Arthroplasty
M-M-GP	Metall-Metall-Gleitpaarung
M-PE-GP	Metall-PE-Gleitpaarung
OP	Operation
PE	Polyethylen – Synonym für UHMWPE
PE-K-GP	PE-Keramik-Gleitpaarung
PMMA	Polymethylmethacrylat
PTFE	Polytetrafluorethylen = Teflon ®
SPMA	Smith-Petersen-Mould-Arthroplasty
TEP	Totalendoprothese
THA	Totale Hüftgelenksarthroplastik
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylen ²⁴

²⁴ Die Produktbezeichnung ist R1000. Als Synonym ist in der Literatur auch HD-PE (High Density-PE) gebräuchlich.

III. Literaturverzeichnis

- Agins, H. J., Alcock, N. W., Bansal, M., Salvati, E. A., Wilson, J., P D, Pellicci, P. M., Bullough, P. G. (1988) Metallic wear in failed titanium-alloy total hip replacements. A histological and quantitative analysis. *J Bone Joint Surg Am*, 70(3), 347-56.
- Aldinger, P. R., Breusch, S. J., Lukoschek, M., Mau, H., Ewerbeck, V., Thomsen, M. (2003) A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. *J Bone Joint Surg Br*, 85(2), 209-14.
- Aldinger, P. R., Thomsen, M., Lukoschek, M., Mau, H., Ewerbeck, V., Breusch, S. J. (2004) 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*, 124(7), 469-75.
- Alfaro-Adrián, J., Gill, H. S., Murray, D. W. (1999) Cement migration after THR. A comparison of charnley elite and exeter femoral stems using RSA. *J Bone Joint Surg Br*, 81(1), 130-4.
- Amstutz, H. C., Dorey, F., O'Carroll, P. F. (1986) THARIES resurfacing arthroplasty. Evolution and long-term results. *Clin Orthop Relat Res*(213), 92-114.
- Amstutz, H. C., Graff-Radford, A., Gruen, T. A., Clarke, I. C. (1978) THARIES surface replacements: a review of the first 100 cases. *Clin Orthop Relat Res*(134), 87-101.
- Amstutz, H. C., Grigoris, P., Dorey, F. J. (1998) Evolution and future of surface replacement of the hip. *J Orthop Sci*, 3(3), 169-86.

Amstutz, H. C., Le Duff, M. J. (2008) Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus. *J Arthroplasty*, 23(6 Suppl 1), 36-43.

Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report (2010). Adelaide: AOA.

Barritt, D. W. (1969) Pulmonary embolism. *Br Heart J*, 31(6), 667-9.

Bauer, T. W., Geesink, R. C., Zimmerman, R., McMahon, J. T. (1991) Hydroxyapatite-coated femoral stems. Histological analysis of components retrieved at autopsy. *J Bone Joint Surg Am*, 73(10), 1439-52.

Beckenbaugh, R. D., Ilstrup, D. M. (1978) Total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 60(3), 306-13.

Bell, R. S., Schatzker, J., Fornasier, V. L., Goodman, S. B. (1985) A study of implant failure in the Wagner resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 67(8), 1165-75.

Berger, R. A. (2002) Mini-incisions: two for the price of one! *Orthopedics*, 25(5), 472, 498.

Bertin, K. C., Freeman, M. A., Morscher, E., Oeri, A., Ring, P. A. (1985) Cementless acetabular replacement using a pegged polyethylene prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg*, 104(4), 251-61.

Bertin, K. C., Röttinger, H. (2004) Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. *Clin Orthop Relat Res*(429), 248-55.

Bläsius, K., Schneider, E. (1989) *Endoprothesen-Atlas Hüfte* Thieme.

Bloch, B. (1958) Bonding of fractures by plastic adhesives; preliminary report. *J Bone Joint Surg Br*, 40-B(4), 804-12.

Bojescul, J. A., Xenos, J. S., Callaghan, J. J., Savory, C. G. (2003) Results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(6), 1079-83.

Boutin, P. (1972) Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 58(3), 229-46.

Bragdon, C. R., Jasty, M., Greene, M., Rubash, H. E., Harris, W. H. (2004) Biologic fixation of total hip implants. Insights gained from a series of canine studies. *J Bone Joint Surg Am*, 86-A Suppl 2, 105-17.

Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.

Breusch, S. J., Aldinger, P. R., Thomsen, M., Ewerbeck, V., Lukoschek, M. (2000a) Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel. *Unfallchirurg*, 103(11), 918-31.

Breusch, S. J., Aldinger, P. R., Thomsen, M., Lukoschek, M., Ewerbeck, V. (2000b) Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente. *Unfallchirurg*, 103(12), 1017-31.

Bruijn, J. D., Seelen, J. L., Feenstra, R. M., Hansen, B. E., Bernoski, F. P. (1995) Failure of the Mecring screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty. A three to seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 77(5), 760-6.

Buchholz, H. W. (1969) [Technic and application possibilities for total endoprosthesis in the hip joint]. *Langenbecks Arch Chir*, 325, 777-89.

Buchholz, H. W. (1970) Modification of the Charnley artificial hip joint. *Clin Orthop Relat Res*, 72, 69-78.

Buchholz, H. W., Elson, R. A., Engelbrecht, E., Lodenkämper, H., Röttger, J., Siegel, A. (1981) Management of deep infection of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 63-B(3), 342-53.

Buchholz, H. W., Engelbrecht, H. (1970) [Depot effects of various antibiotics mixed with Palacos resins]. *Chirurg*, 41(11), 511-5.

Buchholz, H. W., Gartmann, H. D. (1972) Infection prevention and surgical management of deep insidious infection in total endoprosthesis. *Chirurg*, 43(10), 446-53.

Buchholz, H. W., Heinert, K., Wargenau, M. (1985) Follow-up of hip endoprotheses following completion of true stress conditions over a 10-year period. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 123(5), 815-20.

Buchholz, H. W., Noack, G. (1973) Results of the total hip prosthesis design "St. George". *Clin Orthop Relat Res*(95), 201-10.

Callaghan, J. J., Dysart, S. H., Savory, C. G. (1988) The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg Am*, 70(3), 337-46.

Callaghan, J. J., Templeton, J. E., Liu, S. S., Pedersen, D. R., Goetz, D. D., Sullivan, P. M., Johnston, R. C. (2004) Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 86-A(4), 690-5.

Cameron, H. U. (1978) What's New In Hip Surgery? *Can Fam Physician*, 24, 1035-40.

Campbell, A. C., Rorabeck, C. H., Bourne, R. B., Chess, D., Nott, L. (1992) Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J Bone Joint Surg Br*, 74(1), 63-6.

Capello, W. N., Ireland, P. H., Trammell, T. R., Eicher, P. (1978) Conservative total hip arthroplasty: a procedure to conserve bone stock. Part I: analysis of sixty-six patients. Part II: analysis of failures. *Clin Orthop Relat Res*(134), 59-74.

Carlsson, A. S., Josefsson, G., Lindberg, L. (1978) Revision with gentamicin-impregnated cement for deep infections in total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*, 60(8), 1059-64.

Ceramtec (2011) *kurze Geschichte der Keramik*, 2011. Available online: <http://www.ceramtec.com/de/index/geschaeftsbereiche/medizintechnik/aerzte/geschichte/04020,0123,0341,4011.php> [Accessed 01.01.2011].

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

Charnley, J. (1960b) The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. *Ann Rheum Dis*, 19, 10-9.

Charnley, J. (1960c) Surgery of the hip-joint: present and future developments. *Br Med J*, 1(5176), 821-6.

Charnley, J. (1961) Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1(7187), 1129-32.

Charnley, J. (1963) Tissue reactions to polytetrafluoroethylene. *The Lancet*, 282(7322), 1379.

Charnley, J. (1964) The classic: The bonding of prostheses to bone by cement. 1964. *Clin Orthop Relat Res*, 468(12), 3149-59.

Charnley, J. (1965) A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 47, 354-63.

Charnley, J. (1966) Using Teflon in arthroplasty of the hip-joint. *J Bone Joint Surg Am*, 48(4), 819.

Charnley, J. (1970) Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 72, 7-21.

Charnley, J. (1972) The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg Br*, 54(1), 61-76.

Charnley, J., Cupic, Z. (1973) The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res*(95), 9-25.

Charnley, J., Eftekhar, N. (1969) Postoperative infection in total prosthetic replacement arthroplasty of the hip-joint. With special reference to the bacterial content of the air of the operating room. *Br J Surg*, 56(9), 641-9.

Charnley, J., Kamangar, A., Longfield, M. D. (1969) The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total replacement of the hip. *Med Biol Eng*, 7(1), 31-9.

Charnley, J., Kettlewell, J. (1965) The elimination of slip between prosthesis and femur. *J Bone Joint Surg Br*, 47, 56-60.

Charosky, C. B., Bullough, P. G., Wilson, J., P D (1973) Total hip replacement failures. A histological evaluation. *J Bone Joint Surg Am*, 55(1), 49-58.

Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., Rudert, M. (2011), Historie und Epidemiologie in AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision. Springer Berlin Heidelberg, 1-20.

Cook, S. D., Barrack, R. L., Thomas, K. A., Haddad, J., R J (1988) Quantitative analysis of tissue growth into human porous total hip components. *J Arthroplasty*, 3(3), 249-62.

Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C. (1980) An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 62(1), 68-78.

Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Pedersen, D. R. (1983) A stress analysis of acetabular reconstruction in protrusio acetabuli. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 495-9.

Delank, K. S., Drees, P., Eckardt, A., Heine, J. (2001) [Results of the uncemented total hip arthroplasty in avascular necrosis of the femoral head]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 139(6), 525-30.

Delaunay, C., Bonomet, F., North, J., Jobard, D., Cazeau, C., Kempf, J. F. (2001) Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study. *J Arthroplasty*, 16(1), 47-54.

Delaunay, C. P., Kapandji, A. I. (1998) Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups. 382 consecutive primary Zweymüller cups followed for 0.2-12 years. *Acta Orthop Scand*, 69(4), 379-83.

Diehl, P., Haenle, M., Bergschmidt, P., Gollwitzer, H., Schauwecker, J., Bader, R., Mittelmeier, W. (2010) Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht. *Biomed Tech (Berl)*, 55(5), 251-64.

DiGioia, r., Anthony M, Plakseychuk, A. Y., Levison, T. J., Jaramaz, B. (2003) Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation. *J Arthroplasty*, 18(2), 123-8.

Donald, S. M. (2007) Sir John Charnley (1911-1982): inspiration to future generations of orthopaedic surgeons. *Scott Med J*, 52(2), 43-6.

Donnelly, W. J., Kobayashi, A., Freeman, M. A., Chin, T. W., Yeo, H., West, M., Scott, G. (1997) Radiological and survival comparison of four methods of fixation of a proximal femoral stem. *J Bone Joint Surg Br*, 79(3), 351-60.

Dorr, L. D., Takei, G. K., Conaty, J. P. (1983) Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 474-9.

Ducheyne, P., Aernoudt, E., De-Meester, P. (1978) The mechanical behaviour of porous austenitic stainless steel fibre structures. *Journal of Materials Science*, 13(12), 2650-2658.

Duff-Barclay, I., Scales, J. T., Wilson, J. N. (1966) Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement. *Proc R Soc Med*, 59(10), 948-51.

Ebramzadeh, E., Sarmiento, A., McKellop, H. A., Llinas, A., Gogan, W. (1994) The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg Am*, 76(1), 77-87.

Effenberger, H., Imhof, M., Richolt, J., Rehart, S. (2004) Cement-free hip cups. Current status. *Orthopade*, 33(6), 733-50; quiz 751.

Effenberger, H., Imhof, M., Witzel, U., Rehart, S. (2005) Cementless stems of the hip. Current status. *Orthopade*, 34(5), 477-500; quiz 501.

Eftekhar, N. S. (1971) Charnley "low friction torque" arthroplasty. A study of long-term results. *Clin Orthop Relat Res*, 81, 93-104.

Eftekhar, N. S. (1987) Long-term results of cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(225), 207-17.

Elson, R. A., Jephcott, A. E., McGeachie, D. B., Verettas, D. (1977) Antibiotic-loaded acrylic cement. *J Bone Joint Surg Br*, 59(2), 200-5.

Engesaeter, L. B., Lie, S. A., Espehaug, B., Furnes, O., Vollset, S. E., Havelin, L. I. (2003) Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty: effects of antibiotic prophylaxis systemically and in bone cement on the revision rate of 22,170 primary hip replacements followed 0-14 years in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*, 74(6), 644-51.

Engh, C. A., Bobyn, J. D., Glassman, A. H. (1987) Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*, 69(1), 45-55.

Engh, S., Charles A (2003) Pioneering in the first century of hip replacement: experiences of a surgeon-designer. *Clin Orthop Relat Res*(407), 35-49.

Feighan, J. E., Goldberg, V. M., Davy, D., Parr, J. A., Stevenson, S. (1995) The influence of surface-blasting on the incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. *J Bone Joint Surg Am*, 77(9), 1380-95.

Fogelberg, E. V., Zitzmann, E. K., Stinchfield, F. E. (1970) Prophylactic penicillin in orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am*, 52(1), 95-8.

Freeman, M. A. (1978) Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res*(134), 19-24.

Freeman, M. A., Bradley, G. W. (1983) ICLH surface replacement of the hip. An analysis of the first 10 years. *J Bone Joint Surg Br*, 65(4), 405-11.

Furlong, R. J., Osborn, J. F. (1991) Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg Br*, 73(5), 741-5.

Furuya, K., Tsuchiya, M., Kawachi, S. (1978) Socket-cup arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(134), 41-4.

Galante, J., Rostoker, W., Lueck, R., Ray, R. D. (1971) Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am*, 53(1), 101-14.

García-Rey, E., García-Cimbrelo, E. (2010) Polyethylene in total hip arthroplasty: half a century in the limelight. *J Orthop Traumatol*, 11(2), 67-72.

Garellick, G., Malchau, H., Herberts, P. (2000) Survival of hip replacements. A comparison of a randomized trial and a registry. *Clin Orthop Relat Res*(375), 157-67.

Geesink, R. G., de Groot, K., Klein, C. P. (1988) Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Joint Surg Br*, 70(1), 17-22.

Gerard, Y. (1978) Hip arthroplasty by matching cups. *Clin Orthop Relat Res*(134), 25-35.

Gill, H. S., Alfaro-Adrián, J., Alfaro-Adrián, C., McLardy-Smith, P., Murray, D. W. (2002) The effect of anteversion on femoral component stability assessed by radiostereometric analysis. *J Arthroplasty*, 17(8), 997-1005.

Gluck, T. (1890) Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Berliner klinische Wochenschrift*, 19, 732--736.

Goetz, D. D., Harris, W. H. (1993) Why have we left Charnley low friction arthroplasty? *Iowa Orthop J*, 13, 29-39.

Goldring, S. R., Schiller, A. L., Roelke, M., Rourke, C. M., O'Neil, D. A., Harris, W. H. (1983) The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(5), 575-84.

Gomez, P. F., Morcuende, J. A. (2005a) Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s. *Iowa Orthop J*, 25, 25-9.

Gomez, P. F., Morcuende, J. A. (2005b) A historical and economic perspective on Sir John Charnley, Chas F. Thackray Limited, and the early arthroplasty industry. *Iowa Orthop J*, 25, 30-7.

Grant, P., Nordsletten, L. (2004) Total hip arthroplasty with the Lord prosthesis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 86-A(12), 2636-41.

Graves, S. E. (2011) What is happening with hip replacement? *Med J Aust*, 194(12), 620-1.

Griss, P., Claus, A., Scheller, G. (1988) Analyse unserer Erfahrungen mit Keramik/Keramik-Hüftendoprothesen der ersten Generation. *Orthop Praxis*, 24(06), 766-769.

Griss, P., Heimke, G., von Andrian-Werburg, H. F. (1975) [The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]. *Arch Orthop Unfallchir*, 81(3), 259-66.

Grübl, A., Chiari, C., Giurea, A., Gruber, M., Kaider, A., Marker, M., Zehetgruber, H., Gottsauner-Wolf, F. (2006) Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymuller stem. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*, 88(10), 2210-5.

Gruen, T. A., McNeice, G. M., Amstutz, H. C. (1979) "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res*(141), 17-27.

Gulow, J., Scholz, R., Freiherr von Salis-Soglio, G. (2007) [Short-stemmed endoprostheses in total hip arthroplasty]. *Orthopade*, 36(4), 353-9.

Gut, M., Hilfiker, B., Schreiber, A. (1990) 5 to 7-year results of cementless Endler acetabular prosthesis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 128(6), 598-605.

Haake, D. A., Berkman, S. A. (1989) Venous thromboembolic disease after hip surgery. Risk factors, prophylaxis, and diagnosis. *Clin Orthop Relat Res*(242), 212-31.

Haboush, E. J. (1996) A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. 1953 [classicle article]. *Bull Hosp Jt Dis*, 55(2), 95-111.

Hailer, N. P., Garellick, G., Kärrholm, J. (2010) Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*, 81(1), 34-41.

Hallan, G., Lie, S. A., Furnes, O., Engesaeter, L. B., Vollset, S. E., Havelin, L. I. (2007) Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register. *J Bone Joint Surg Br*, 89(12), 1574-80.

Hamadouche, M., Baqué, F., Lefevre, N., Kerboull, M. (2008) Minimum 10-year survival of Kerboull cemented stems according to surface finish. *Clin Orthop Relat Res*, 466(2), 332-9.

Hamadouche, M., Boutin, P., Daussange, J., Bolander, M. E., Sedel, L. (2002) Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A(1), 69-77.

Harris, W. H. (1992) The first 32 years of total hip arthroplasty. One surgeon's perspective. *Clin Orthop Relat Res*(274), 6-11.

Harris, W. H. (2009) The first 50 years of total hip arthroplasty: lessons learned. *Clin Orthop Relat Res*, 467(1), 28-31.

Harris, W. H., Davies, J. P. (1988) Modern use of modern cement for total hip replacement. *Orthop Clin North Am*, 19(3), 581-9.

Harris, W. H., Muratoglu, O. K. (2005) A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(430), 46-52.

Harris, W. H., Penenberg, B. L. (1987) 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*, 69(8), 1140-3.

Harris, W. H., Schiller, A. L., Scholler, J. M., Freiberg, R. A., Scott, R. (1976) Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 58(5), 612-8.

Havelin, L. I., Engesaeter, L. B., Espehaug, B., Furnes, O., Lie, S. A., Vollset, S. E. (2000) The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years and 73,000 arthroplasties. *Acta Orthop Scand*, 71(4), 337-53.

Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B. (1995a) Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register. *J Bone Joint Surg Br*, 77(1), 11-7.

Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B. (1995b) The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *J Bone Joint Surg Am*, 77(10), 1543-50.

Havelin, L. I., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B. (1995c) Revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4,352 primary total hip prostheses. A report from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*, 66(6), 494-500.

Heekin, R. D., Callaghan, J. J., Hopkinson, W. J., Savory, C. G., Xenos, J. S. (1993) The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. *J Bone Joint Surg Am*, 75(1), 77-91.

Heimke, G., Griss, P. (1981) Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprostheses. II. Mechanical evaluations and improvements. *Arch Orthop Trauma Surg*, 98(3), 165-71.

Heisel, J., Mittelmeier, H., Steyns, H. (1984) [Results of infection prevention in hip joint alloarthroplasty with cefamandole]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 122(5), 723-32.

Hennessy, D. W., Callaghan, J. J., Liu, S. S. (2009) Second-generation extensively porous-coated THA stems at minimum 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res*, 467(9), 2290-6.

Herberts, P., Ahnfelt, L., Malchau, H., Strömberg, C., Andersson, G. B. (1989) Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(249), 48-55.

Herberts, P., Malchau, H. (2000) Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand*, 71(2), 111-21.

Hillburg, N. (2002) Kompendium der Hüftendoprothetik Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin. Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2002.

Holz, U. (1997) in Gelenkersatz-Entwicklung und derzeitiger Stand, Oestern, H.-J., Probst, J. (eds), *Unfallchirurgie in Deutschland: Bilanz und Perspektiven*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 363-393.

Howie, D. W., Campbell, D., McGee, M., Cornish, B. L. (1990a) Wagner resurfacing hip arthroplasty. The results of one hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years. *J Bone Joint Surg Am*, 72(5), 708-14.

Howie, D. W., Cornish, B. L., Vernon-Roberts, B. (1990b) Resurfacing hip arthroplasty. Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles. *Clin Orthop Relat Res*(255), 144-59.

Howie, D. W., Middleton, R. G., Costi, K. (1998) Loosening of matt and polished cemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br*, 80(4), 573-6.

Huggler, A. H., Jacob, H. A., Bereiter, H., Haferkorn, M., Ryf, C., Schenk, R. (1993) Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP). *Acta Orthop Belg*, 59 Suppl 1, 215-23.

Huggler, A. H., Jacob, H. A., Schreiber, A. (1978) Biomechanical analysis of the loosening of the femur prostheses (author's transl). *Arch Orthop Trauma Surg*, 92(4), 261-72.

Huiskes, R. (1993) Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposals for a cure. *Acta Orthop Scand*, 64(6), 699-716.

Huiskes, R., Weinans, H., Dalstra, M. (1989) Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics*, 12(9), 1255-67.

Huo, M. H., Cook, S. M. (2001) What's new in hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A(10), 1598-610.

Hwang, K.-T., Kim, Y.-H., Kim, Y.-S., Choi, I.-Y. (2011) Cementless total hip arthroplasty with a metal-on-metal bearing in patients younger than 50 years. *J Arthroplasty*, 26(8), 1481-7.

Hwang, S. K., Park, J. S. (1995) Cementless total hip arthroplasty with AML, PCA and HGP prostheses. *Int Orthop*, 19(2), 77-83.

Ishaque, B. A., Basad, E., Gils, J., Stürz, H. (2009) Long-term results of the cementless conical ball expansion cup--comparison analysis to the Zweymüller-Alloclassic screw cup. *Z Orthop Unfall*, 147(6), 707-15.

Jacobsson, S. A., Djerf, K., Wahlström, O. (1996) Twenty-year results of McKee-Farrar versus Charnley prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl), S60-8.

Jarcho, M. (1981) Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop Relat Res*(157), 259-78.

Jasty, M., Maloney, W. J., Bragdon, C. R., O'Connor, D. O., Haire, T., Harris, W. H. (1991) The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*, 73(4), 551-8.

Jensen, J. S., Retpen, J. B. (1987) Failures with the Judet noncemented total hip. *Acta Orthop Scand*, 58(1), 23-6.

Johnsson, R., Franzén, H., Nilsson, L. T. (1994) Combined survivorship and multivariate analyses of revisions in 799 hip prostheses. A 10- to 20-year review of mechanical loosening. *J Bone Joint Surg Br*, 76(3), 439-43.

Johnston, R. C. (1987) The case for cemented hips. *Hip*, 351-9.

Jones, L. C., Hungerford, D. S. (1987) Cement disease. *Clin Orthop Relat Res*(225), 192-206.

Judet, J., Judet, R. (1950) The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*, 32-B(2), 166-73.

Judet, R. (1975) [Total hip endoprosthesis made of porometal without cement anchoring]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 113(4), 828-9.

Kabo, J. M., Gebhard, J. S., Loren, G., Amstutz, H. C. (1993) In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J Bone Joint Surg Br*, 75(2), 254-8.

Kärrholm, J., Nivbrant, B., Thanner, J., Anderberg, C. (2000) *Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems*. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Kelley, S. S., Johnston, R. C., Sullivan, P. M. (1990) Cemented Total Hip Arthroplasty. *Iowa Orthop J*, 10, 54-59.

Kiaer, S. (1952) Hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *Acta Orthop Scand*, 22(2), 126-40.

Kienapfel, H., Sprey, C., Wilke, A., Griss, P. (1999) Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplasty*, 14(3), 355-68.

Kim, Y.-H. (2005) Long-term results of the cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 87(5), 623-7.

Kim, Y.-H., Oh, S.-H., Kim, J.-S. (2003) Primary total hip arthroplasty with a second-generation cementless total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(1), 109-14.

Kingston, R., Walsh, M. G. (2001) The evolution of hip replacement surgery. *Ir Med J*, 94(1), 5.

Kliefoth, I. (1991) [Dynamic axial gliding cap--a new system for endoprosthesis replacement of the hip joint. Introduction and initial experiences]. *Chirurg*, 62(7), 572-8.

Knecht, A., Witzleb, W.-C., Günther, K.-P. (2005) [Resurfacing arthroplasty of the hip]. *Orthopade*, 34(1), 79-89; quiz 90.

Kreutzer, J., Schneider, M., Schlegel, U., Ewerbeck, V., Breusch, S. J. (2005) Cemented total hip arthroplasty in Germany--an update. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 143(1), 48-55.

Kurtz, S., Mowat, F., Ong, K., Chan, N., Lau, E., Halpern, M. (2005) Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am*, 87(7), 1487-97.

Kurtz, S. M. (2004) *The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement* Academic Press.

Langlais, F., Kerboull, M., Sedel, L., Ling, R. S. M. (2003) The 'French paradox.'. *J Bone Joint Surg Br*, 85(1), 17-20.

Law, W. A. (1962) Late Results in Vitallium-Mold Arthroplasty of the Hip. *J Bone Joint Surg Am*, 44(8), 1497-1517.

Lazarinis, S., Kärrholm, J., Hailer, N. P. (2010) Increased risk of revision of acetabular cups coated with hydroxyapatite. *Acta Orthop*, 81(1), 53-9.

Lazarinis, S., Kärrholm, J., Hailer, N. P. (2011) Effects of hydroxyapatite coating on survival of an uncemented femoral stem. A Swedish Hip Arthroplasty Register study on 4,772 hips. *Acta Orthop*, 82(4), 399-404.

Learmonth, I. D., Young, C., Rorabeck, C. (2007) The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*, 370(9597), 1508-19.

Lee, A. J., Ling, R. S., Vangala, S. S. (1978) Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Trauma Surg*, 92(1), 1-18.

Lidwell, O. M., Lowbury, E. J., Whyte, W., Blowers, R., Stanley, S. J., Lowe, D. (1982) Effect of ultraclean air in operating rooms on deep sepsis in the joint after total hip or knee replacement: a randomised study. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 285(6334), 10-4.

Lidwell, O. M., Lowbury, E. J., Whyte, W., Blowers, R., Stanley, S. J., Lowe, D. (1984) Infection and sepsis after operations for total hip or knee-joint replacement: influence of ultraclean air, prophylactic antibiotics and other factors. *J Hyg (Lond)*, 93(3), 505-29.

Ling, R. S. M., Charity, J., Lee, A. J. C., Whitehouse, S. L., Timperley, A. J., Gie, G. A. (2009) The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report. *J Arthroplasty*, 24(4), 511-7.

Lintner, F., Zweymüller, K., Brand, G. (1986) Tissue reactions to titanium endoprotheses. Autopsy studies in four cases. *J Arthroplasty*, 1(3), 183-95.

Lord, G., Marotte, J. H., Blanchard, J. P., Guillamon, J. L., Gory, M. (1978a) Biological fixation of total hip arthroplasty without cement. Initial evaluation of 200 madreporic prostheses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 64 Suppl 2, 5-13.

Lord, G., Marotte, J. H., Blanchard, J. P., Guillamon, J. L., Gory, M. (1978b) The fixation of madreporic total hip prosthesis; an experimental study (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 64(6), 459-70.

Lord, G. A. (1982) Madreporique stemmed total hip replacement: five years' clinical experience. *J R Soc Med*, 75(3), 166-76.

Macconail, M. A. (1932) The Function of Intra-Articular Fibrocartilages, with Special Reference to the Knee and Inferior Radio-Ulnar Joints. *J Anat*, 66(Pt 2), 210-27.

Madey, S. M., Callaghan, J. J., Olejniczak, J. P., Goetz, D. D., Johnston, R. C. (1997) Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 79(1), 53-64.

Malchau, H., Herberts, P., Eisler, T., Garellick, G., Söderman, P. (2002) The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A Suppl 2, 2-20.

Maloney, W. J., Peters, P., Engh, C. A., Chandler, H. (1993) Severe osteolysis of the pelvic in association with acetabular replacement without cement. *J Bone Joint Surg Am*, 75(11), 1627-35.

Manley, M. T., Capello, W. N., D'Antonio, J. A., Edidin, A. A., Geesink, R. G. (1998) 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*, 80(8), 1175-85.

Markolf, K. L., Amstutz, H. C. (1976) In vitro measurement of bone-acrylic interface pressure during femoral component insertion. *Clin Orthop Relat Res*(121), 60-6.

Massoud, S. N., Hunter, J. B., Holdsworth, B. J., Wallace, W. A., Juliusson, R. (1997) Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 79(4), 603-8.

McKee, G. K. (1974) The Norwich method of total hip replacement: development and main indications. *Ann R Coll Surg Engl*, 54(2), 53-62.

McKee, G. K., Charnley, J., Hicks, J. H., Zarek, J. M. (1957) Symposium: the use of metal in bone surgery. *Proc R Soc Med*, 50(10), 837-46.

McKee, G. K., Watson-Farrar, J. (1966) Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 48(2), 245-59.

McMinn, D., Treacy, R., Lin, K., Pynsent, P. (1996) Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl), S89-98.

Merle, C., Clarius, M., Aldinger, P. R. (2010) [Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]. *Orthopade*, 39(1), 80-6.

Mittelmeier, H. (1974) Fixing endoprostheses without cement using the principle of "weightbearing ribbing" (author's transl). *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 112(1), 27-33.

Mittelmeier, H. (1984) Hip joint replacement in young patients. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 122(1), 20-6.

Mittelmeier, H., Heisel, J. (1992) Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*(282), 64-72.

Mittelmeier, H., Singer, L. (1956) Anatomical and histological studies on arthroplasty with plexiglass endoprosthesis; possibilities and limitations of reformation of joints. *Arch Orthop Unfallchir*, 48(5), 519-60.

Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schäfer, R., Grundei, H., Gradinger, R. (1997) Cementless fixation of the endoprosthesis using trabecular, 3-dimensional interconnected surface structures. *Orthopade*, 26(2), 117-24.

Mok, D. W., Bryant, K. M. (1989) Ring uncemented plastic on metal hip replacements--results from an independent unit. *J R Soc Med*, 82(3), 142-4.

Moore, A. T. (1957) The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 39-A(4), 811-27.

Morlock, M. M., Bishop, N., Kaddick, C. (2011) [Which hip articulation bearing for which patient? : Tribology of the future]. *Orthopade*, 40(12), 1061-7.

Morrey, B. F., Adams, R. A., Kessler, M. (2000) A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br*, 82(7), 952-8.

Morscher, E., Bereiter, H., Lampert, C. (1989) Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*(249), 12-20.

Morscher, E., Masar, Z. (1988) Development and first experience with an uncemented press-fit cup. *Clin Orthop Relat Res*(232), 96-103.

Morscher, E., Schmassmann, A. (1983) Failures of total hip arthroplasty and probable incidence of revision surgery in the future. Calculations according to a mathematical model based on a ten years' experience in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*, 101(2), 137-43.

Morscher, E. W. (1983) Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(181), 76-91.

Morscher, E. W. (1991) Hydroxyapatite coating of prostheses. *J Bone Joint Surg Br*, 73(5), 705-6.

Morscher, E. W. (1992) Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(274), 172-93.

Morscher, E. W. (2003) Failures and successes in total hip replacement--why good ideas may not work. *Scand J Surg*, 92(2), 113-20.

Morscher, E. W., Dick, W. (1983) Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprotheses manufactured from plastic materials. *Clin Orthop Relat Res*(176), 77-87.

Morscher, E. W., Wirz, D. (2002) Current state of cement fixation in THR. *Acta Orthop Belg*, 68(1), 1-12.

Morshed, S., Bozic, K. J., Ries, M. D., Malchau, H., Colford, J. M., Jr. (2007) Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: a meta-analysis. *Acta Orthop*, 78(3), 315-26.

Mulier, J. C., Cheng, N., Van Tornout, B., Vandepitte, J., Debruyne, H. (1981) The effect of the combined use of a clean air system and one day prophylactic administration of cefamandole in total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg*, 98(1), 29-33.

Müller, M. E. (1970) Total hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*, 72, 46-68.

Müller, M. E. (1992) Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(274), 12-21.

Müller, M. E. (1995) The benefits of metal-on-metal total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res*(311), 54-9.

Murray, D. W., Carr, A. J., Bulstrode, C. J. (1995) Which primary total hip replacement? *J Bone Joint Surg Br*, 77(4), 520-7.

NIH Consens Statement - Total hip replacement (1994), *National Institute of Health*. 1-31.

Nivbrant, B., Kärrholm, J., Söderlund, P. (1999) Increased migration of the SHP prosthesis: radiostereometric comparison with the Lubinus SP2 design in 40 cases. *Acta Orthop Scand*, 70(6), 569-77.

Nunn, D. (1988) The Ring uncemented plastic-on-metal total hip replacement. Five-year results. *J Bone Joint Surg Br*, 70(1), 40-4.

Ogonda, L., Wilson, R., Archbold, P., Lawlor, M., Humphreys, P., O'Brien, S., Beverland, D. (2005) A minimal-incision technique in total hip arthroplasty does not improve early postoperative outcomes. A prospective, randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am*, 87(4), 701-10.

Oh, I., Carlson, C. E., Tomford, W. W., Harris, W. H. (1978) Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug. *J Bone Joint Surg Am*, 60(5), 608-13.

Orlik, J., Zhurov, A., Middleton, J. (2003) On the secondary stability of coated cementless hip replacement: parameters that affected interface strength. *Med Eng Phys*, 25(10), 825-31.

Parker-Williams, J., Vickers, R. (1991) Major orthopaedic surgery on the leg and thromboembolism. *BMJ*, 303(6802), 531-2.

Pellicci, P. M., Salvati, E. A., Robinson, H. J. (1979) Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation. *J Bone Joint Surg Am*, 61(1), 28-36.

Peltier, L. (1998), A History of Hip Surgery in Callaghan, J. J., Rosenberg, A. G., Rubash, H. E. (eds), *The Adult Hip, Band 1*. Lippincott-Raven, 3-36.

Persson, U., Persson, M., Malchau, H. (1999) The economics of preventing revisions in total hip replacement. *Acta Orthop Scand*, 70(2), 163-9.

Pilliar, R. M. (1983) Powder metal-made orthopedic implants with porous surface for fixation by tissue ingrowth. *Clin Orthop Relat Res*(176), 42-51.

Pipino, F. (2004) CFP prosthetic stem in mini-invasive total hip arthroplasty. *J Orthopaed Traumatol*(4), 165--171.

Pipino, F., Calderale, P. M. (1987) Biodynamic total hip prosthesis. *Ital J Orthop Traumatol*, 13(3), 289-97.

Pipino, F., Molfetta, L. (1993) Femoral neck preservation in total hip replacement. *Ital J Orthop Traumatol*, 19(1), 5-12.

Pipino, F., Molfetta, L., Grandizio, M. (2000) Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13- to 17-year follow-up. *J Orthopaed Traumatol*(1), 31-39.

Pupparo, F., Engh, C. A. (1991) Comparison of porous-threaded and smooth-threaded acetabular components of identical design. Two- to four-year results. *Clin Orthop Relat Res*(271), 201-6.

Rechl, H., Pilge, H., Rudert, M. (2008) Development of hip resurfacing. *Orthopade*, 37(7), 626-33.

Reikerås, O., Gundersen, R. B. (2006) Long-term results of HA coated threaded versus HA coated hemispheric press fit cups: 287 hips followed for 11 to 16 years. *Arch Orthop Trauma Surg*, 126(8), 503-8.

Reynolds, L. A., Tansey, E. M. (2007) *Early Development of Total Hip Replacement Wellcome witnesses to Twentieth Century medicine Witness seminar transcript* UCL, W. T. C. f. t. H. o. M. a., 29 Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL.

Ring, P. A. (1968) Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 50(4), 720-31.

Ring, P. A. (1983a) Ring UPM total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(176), 115-23.

Ring, P. A. (1983b) Uncemented acetabular replacement. *Arch Orthop Trauma Surg*, 101(4), 225-9.

Röhrl, S. M., Li, M. G., Pedersen, E., Ullmark, G., Nivbrant, B. (2006) Migration pattern of a short femoral neck preserving stem. *Clin Orthop Relat Res*, 448, 73-8.

Roth, A., Richartz, G., Sander, K., Sachse, A., Fuhrmann, R., Wagner, A., Venbrocks, R.-A. (2005) [Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration]. *Orthopade*, 34(4), 334-44.

Roy, N., Hossain, S., Ayeko, C., McGee, H. M., Elsworth, C. F., Jacobs, L. G. H. (2002) 3M Capital hip arthroplasty: 3-8-year follow-up of 208 primary hip replacements. *Acta Orthop Scand*, 73(4), 400-2.

Sagar, S., Nairn, D., Stamatakis, J. D., Maffei, F. H., Higgins, A. F., Thomas, D. P., Kakkar, V. V. (1976) Efficacy of low-dose heparin in prevention of extensive deep-vein thrombosis in patients undergoing total-hip replacement. *Lancet*, 1(7970), 1151-4.

Salvati, E. A., Wilson, J., P D, Jolley, M. N., Vakili, F., Aglietti, P., Brown, G. C. (1981) A ten-year follow-up study of our first one hundred consecutive Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 63(5), 753-67.

Scales, J. T., Zarek, J. M. (1954) Biomechanical problems of the original Judet prosthesis. *Br Med J*, 1(4869), 1007-13.

Schachter, A. K., Lamont, J. G. (2009) Surface replacement arthroplasty of the hip. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 67(1), 75-82.

Schlegel, U. J., Bishop, N., Sobottke, R., Perka, C., Eysel, P., Morlock, M. M. (2011) Squeaking as a cause for revision of a composite ceramic cup. *Orthopade*, 40(9), 812-6.

Schmalzried, T. P., Harris, W. H. (1992) The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. Radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years. *J Bone Joint Surg Am*, 74(8), 1130-9.

Schneider, R. (1982) Total hip prosthesis. A biomechanical concept and its consequences. *Aktuelle Probl Chir Orthop*, 24, 1-299.

Schuh, A., Holzwarth, U., Kachler, W., Göske, J., Zeiler, G. (2004a) Surface characterisation of shot peened implants with glas beads in total hip arthroplasty. *Zentralbl Chir*, 129(3), 225-9.

Schuh, A., Holzwarth, U., Kachler, W., Göske, J., Zeiler, G. (2004b) Surface characterization of Al₂O₃-blasted titanium implants in total hip arthroplasty. *Orthopade*, 33(8), 905-10.

Schuh, A., Uter, W., Holzwarth, U., Kachler, W., Göske, J., Raab, B., Knetsch, T. (2005) Residual particle free rough surfaces after rough blasting with steel grit in total hip arthroplasty. *Biomed Tech (Berl)*, 50(12), 404-7.

Sculco, T. P., Jordan, L. C. (2004) The mini-incision approach to total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*, 53, 141-7.

Sculco, T. P., Jordan, L. C., Walter, W. L. (2004) Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience. *Orthop Clin North Am*, 35(2), 137-42.

Semlitsch, M. (1989) Twenty years of Sulzer experience with artificial hip joint materials. *Proc Inst Mech Eng H*, 203(3), 159-65.

Semlitsch, M., Lehmann, M., Weber, H., Doerre, E., Willert, H. G. (1977) 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*, 11(4), 537-52.

Shah, N., Porter, M. (2005) Evolution of cemented stems. *Orthopedics*, 28(8 Suppl), s819-25.

Shen, G. (1998) Femoral stem fixation. An engineering interpretation of the long-term outcome of Charnley and Exeter stems. *J Bone Joint Surg Br*, 80(5), 754-6.

Shorbe, H. B. (1970) Total hip replacement without cement. McBride acetabular component and Moore femoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*, 72, 186-200.

Siegel, A. (1985) Pers. Notizen Dr. Siegel - Lebenslauf Dr. Buchholz, [Lecture].unpublished.

Siegel, A. (2003) Pers. Notizen Dr. Siegel - Ansprache zu Ehren Dr. Buchholz, [Lecture].unpublished.

Simank, H. G., Brocai, D. R., Reiser, D., Thomsen, M., Sabo, D., Lukoschek, M. (1997) Middle-term results of threaded acetabular cups. High failure rates five years after surgery. *J Bone Joint Surg Br*, 79(3), 366-70.

Sivash, K. M. (1969) The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement. *Reconstr Surg Traumatol*, 11, 53-62.

Smith, D. C. (2005) The genesis and evolution of acrylic bone cement. *Orthop Clin North Am*, 36(1), 1-10.

Smith-Petersen, M. N. (1948) Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, J. Bone Joint Surg. 30B:L:59, 1948. *Clin Orthop Relat Res*(134), 5-11.

Søballe, K., Hansen, E. S., Brockstedt-Rasmussen, H., Bünger, C. (1993) Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br*, 75(2), 270-8.

Stauffer, R. N. (1982) Ten-year follow-up study of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 64(7), 983-90.

Steinberg, D. R., Steinberg, M. E. (2000) The early history of arthroplasty in the United States. *Clin Orthop Relat Res*(374), 55-89.

Stinchfield, F. E., White, E. S. (1971) Total hip replacement. *Ann Surg*, 174(4), 655-62.

Straub, L. R., King, D. E., Lambert, C. N. (1956) Symposium on Femoral-Head Replacement Prostheses Based on the Report of the Committee for the Study of Femoral-Head Replacement Prostheses as Printed in the October (1954) Issue of the Bulletin. *J Bone Joint Surg Am*(38), 407-420.

Suckel, A., Geiger, F., Kinzl, L., Wulker, N., Garbrecht, M. (2009) Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty*, 24(6), 846-53.

Sutherland, C. J., Wilde, A. H., Borden, L. S., Marks, K. E. (1982) A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*, 64(7), 970-82.

Swanson, A. B., Colwill, J. C., de Groot Swanson, G. (1992) Femoral head intramedullary stemmed implant. A historical prospective. *Clin Orthop Relat Res*(281), 107-11.

Thomas, S. R., Shukla, D., Latham, P. D. (2004) Corrosion of cemented titanium femoral stems. *J Bone Joint Surg Br*, 86(7), 974-8.

Thompson, F. R. (1952) Vitallium intramedullary hip prosthesis, preliminary report. *N Y State J Med*, 52(24), 3011-20.

Thompson, F. R. (1954) Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 36-A(3), 489-502.

Thompson, F. R. (1966) An essay on the development of arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 44, 73-82.

Toledo-Pereyra, L. H. (2004) John Charnley--father of modern total hip replacement. *J Invest Surg*, 17(6), 299-301.

Tönnis, D., Asai, H. (1976) Evaluation of loosening of different total hip models and neck lengths (author's transl). *Arch Orthop Unfallchir*, 86(3), 317-32.

Townley, C. O. (1982) Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. *Orthop Clin North Am*, 13(4), 869-94.

Trentani, C., Vaccarino, F. (1978) The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(134), 36-40.

Trentani, C., Vaccarino, F. (1981) Complications in surface replacement arthroplasty of the hip: experience with the Paltrinieri-Trentani prosthesis. *Int Orthop*, 4(4), 247-52.

Trentani, C., Vaccarino, F. P. (1982) The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 13(4), 857-67.

Udofia, I. J., Jin, Z. M. (2003) Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prostheses. *J Biomech*, 36(4), 537-44.

Verdonschot, N. (2005) Philosophies of stem designs in cemented total hip replacement. *Orthopedics*, 28(8 Suppl), s833-40.

Verdonschot, N., Huiskes, R. (1995) Dynamic creep behavior of acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res*, 29(5), 575-81.

Vervest, T. M. J. S., Anderson, P. G., Van Hout, F., Wapstra, F.-H., Louwerse, R. T., Koetsier, J. W. A. (2005) Ten to twelve-year results with the Zweymüller cementless total hip prosthesis. *J Arthroplasty*, 20(3), 362-8.

Volkman, R., Schneider, M. A., Bretschneider, C., Weise, K. (1999) More failures of uncemented acetabular screw-rings than of cemented polyethylene cups in total hip arthroplasties. *Int Orthop*, 23(3), 138-9.

Wagner, H. (1978) Surface replacement arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res*(134), 102-30.

Wagner, M., Wagner, H. (1996) Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl), S78-88.

Wanivenhaus, A., Zweymüller, K. (1988) 5- to 10-year results of an acetabulum with ceramic pegs for cement-free bone implantation. Material and analysis of design. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 126(5), 508-12.

Weber, B. G. (1996) Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl), S69-77.

Weber, F. A., Charnley, J. (1975) A radiological study of fractures of acrylic cement in relation to the stem of a femoral head prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 57(3), 297-301.

Wessinghage, D. (1995) Themistocles Gluck: Themistocles Gluck - Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. *Dt Ärztebl* 1995; 92: A-2180-2184 [Heft 33], 92(33), a-2180-2184.

Willert, H. G., Puls, P. (1972) [The reaction of bone to bone-cement in the replacement of the hip joint]. *Arch Orthop Unfallchir*, 72(1), 33-71.

Willert, H. G., Semlitsch, M. (1977) Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res*, 11(2), 157-64.

Williams, D. F. (1977) Titanium as a metal for implantation. Part 2: biological properties and clinical applications. *J Med Eng Technol*, 1(5), 266-70.

Williams, n., V G, Whiteside, L. A., White, S. E., McCarthy, D. S. (1997) Fixation of ultrahigh-molecular-weight polyethylene liners to metal-backed acetabular cups. *J Arthroplasty*, 12(1), 25-31.

Wilson, J., P D, Amstutz, H. C., Czerniecki, A., Salvati, E. A., Mendes, D. G. (1972) Total hip replacement with fixation by acrylic cement. A preliminary study of 100 consecutive McKee-Farrar prosthetic replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 54(2), 207-36.

Winter, M., Griss, P., Scheller, G., Moser, T. (1992) Ten- to 14-year results of a ceramic hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*(282), 73-80.

Witzleb, W.-C., Knecht, A., Beichler, T., Köhler, T., Günther, K.-P. (2004) Hip resurfacing arthroplasty. *Orthopade*, 33(11), 1236-42.

Wörner, M., Weber, M., Lechler, P., Sendtner, E., Grifka, J., Renkawitz, T. (2011) Minimally invasive surgery in total hip arthroplasty : Surgical technique of the future? *Orthopade*, 40(12), 1068-74.

Wroblewski, B. M. (1979) Wear of high-density polyethylene on bone and cartilage. *J Bone Joint Surg Br*, 61-B(4), 498-500.

Wroblewski, B. M., Lynch, M., Atkinson, J. R., Dowson, D., Isaac, G. H. (1987) External wear of the polyethylene socket in cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 69(1), 61-3.

Wroblewski, B. M., Siney, P. D., Fleming, P. A. (2006) The Charnley hip replacement -- 43 years of clinical success. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 73(1), 6-9.

Wroblewski, B. M., Siney, P. D., Fleming, P. A. (2008) Charnley Low Frictional Torque Arthroplasty. *Schweiz Med Forum*, 8(9), 166--172.

Zenz, P., Stiehl, J. B., Knechtel, H., Titzer-Hochmaier, G., Schwagerl, W. (2009) Ten-year follow-up of the non-porous Allofit cementless acetabular component. *J Bone Joint Surg Br*, 91(11), 1443-7.

Zweymüller, K., Lintner, F. K., Semlitsch, M. F. (1988) Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop Relat Res*(235), 195-206.

Zweymüller, K., Semlitsch, M. (1982) Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems. *Arch Orthop Trauma Surg*, 100(4), 229-36.

IV. Index der Prothesen

Alle im Index der Prothesen genannten Prothesen sind im Anhang mit entsprechendem Bildmaterial und weiteren Literaturangaben aufgeführt.

A	Exeter-Prothese47, 111, 120
Alloclassic-Schraubpfanne105	F
AML-Prothese91, 107, 112, 123	Friedrichsfeld-Keramikpfanne71
Amstutz-Oberflächenersatz THARIES ...66	G
ASR-Oberflächenersatz141, 146	Gaenslen-Hemiarthoplastik-Pfanne25
B	Gerald-Doppelkappe65
Beck-Schaft45, 112	Griss K-K-GP71, 101
Bichat-III-Schaft117	H
Bicon-Schraubpfanne105	Haboush-Oberflächenersatz63
Bicontact-Schaft120	Harris-Galante-Prothese93, 107
Biofit-Schaft116	Howes-II-Schaft127
Birmingham-Hip-Resurfacing (BHR)134	Huggler & Jacob Druckscheiben-Prothese68, 133
Boutin K-K-GP70, 101	J
Buchholz-Modell St. Georg45	Judet Plexiglasprothese18, 24
C	Judet-Porometall-Prothese59, 112
C.F.P.-Schaft-Pipino135	L
Capital-Hip-Prothese115, 116, 127	Lindenhof-Keramikpfanne71
Ceraver-Osteal-Schaft49, 75, 112, 115	Link ENDO-Modell52
Charnley Low-Friction-Arthroplasty34, 111, 120	Link Lubinus SP II Schaft & Varianten ..52, 112, 114, 116, 120
Charnley-Elite-Schaft118	Link Modell St. Georg Mark I117
Charnley-Kerboull-Schaft49, 112, 115	Lord Madreporique-Prothese .60, 101, 112
Charnley-PTFE-Doppelkappe32, 63	M
Conserve-Plus134	Mayo-Conservative-Hip135
D	McBride-Hemiarthoplastik-Pfanne25
Door-Knob-Prosthesis McBride17, 23	McKee & Watson-Farrer-Prothese43
E	McKee Lag-Screw-Arthrodesis26
Eichler-Hemiarthoplastik23	
Endler-PE-Schraubpfanne75, 102	

Mecring-Pfanne	103, 127	RM-Cup Mathys.....	61
Mittelmeier K-K-GP.....	70	Rubber-Femoral-Prosthesis	17
Mittelmeier-Autophor-Schaft.....	112	<i>S</i>	
Mittelmeier-Keramikschraubpfanne.....	101	Schraubpfanne-München	103
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark I	58	Schütt & Grundei ESKA Prothesen	92, 112
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark II		Scientific-Hip-Prothese	114
.....	59	Smith-Peterson-Mould-Arthroplasty	
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark III		(SPMA)	20
(Autophor 900s).....	59	Spotorno-CLS-Prothese	96, 122
Moore & Bohlmann-Hemiarthroplastik ...	23	Stanmore-Prothese	41
Moore-Self-Locking-Hemiarthroplastik ...	23	Sulzer PE-K-GP	73
Morscher Isoelastische Prothese	61	<i>T</i>	
Morscher Pfanne Polyacetal (POM).....	106	Themistokles Gluck Elfenbeinprothese ..	18
Morscher-Sulmesh-Pfanne.....	108	Thompson-Hemiarthroplastik	24
MS30-Schaft.....	111, 120	Tifit-Prothese	117
Müller & Boltz Metallkappen	64	Townley PU-Metall Doppelkappe	64
Müller-Bogenschaft	44, 82, 112	<i>U</i>	
Müller-Geradschaft.....	50, 112, 115, 120	Ultima-Schaft.....	127
Müller-Geradschaft Titan.....	118	Urist-Hemiarthroplastik-Pfanne	25
<i>O</i>		<i>W</i>	
Omnifit EON-Schaft.....	120	Wagner & Wagner Oberflächenersatz .	133
<i>P</i>		Wagner-Konusschaft.....	96
Paltrinieri & Trentani Oberflächenersatz	65	Wagner-Oberflächenersatz	66
Parhofer-Mönch-(PM)-Prothese ...	116, 130	Weber-Rotationshüftprothesensystem ...	45
PCA-Prothese	92, 107, 112, 117, 124	Weill-Ring-Pfanne	103, 127
Pipino-Kurzschaft	134	Weller-Prothese.....	45, 112
Profile-Schaft.....	117	Wiles-Totalarthroplastik	25
<i>R</i>		<i>Z</i>	
Ring Prothese.....	41	Zweymüller-Schaft.....	112
Ring-PE-Schraubpfanne	107	Zweymüller-SL-Prothese	95, 121, 122, 130

V. Abbildungsnachweis

Abbildungen aller Prothesen sind in Anhang zu finden

Abbildung 1: Alloclassic Schraubpfanne:

Effenberger, H., et al. (2005). "Cementless stems of the hip. Current status." Orthopade 34(5): 477-500; quiz 501.

Abbildung 2: AML Prothese:

Merle, C., et al. (2010). "[Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]." Orthopade 39(1): 80-86.

Abbildung 3: Amstutz Oberflächenersatz THARIES:

Amstutz, H. C., et al. (1986). "THARIES resurfacing arthroplasty. Evolution and long-term results." Clin Orthop Relat Res(213): 92-114.

Abbildung 4: ASR Oberflächenersatz:

Knecht, A., et al. (2005). "[Resurfacing arthroplasty of the hip]." Orthopade 34(1): 79-89; quiz 90.

Abbildung 5: Beck Schaft:

Tönnis, D. and H. Asai (1976). "Evaluation of loosening of different total hip models and neck lengths (author's transl)." Arch Orthop Unfallchir 86(3): 317-332.

Abbildung 6: Bichat III Schaft:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Abbildung 7: Bicon Schraubpfanne:

Effenberger, H. (2005). "Hüftendoprothetik - Konstruktion, Klassifikation, Implantate, Ergebnisse." 74.

Abbildung 8: Bicontact Schaft:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Unfallchirurg 103(11): 918-931

Abbildung 9: Biofit Schaft:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Abbildung 10: Birmingham Hip Resurfacing (BHR):

Witzleb, W.-C., Knecht, A., Beichler, T., Köhler, T., Günther, K.-P. (2004) Hip resurfacing arthroplasty. Orthopade, 33(11), 1236-42.

Abbildung 11: Boutin Keramik-Keramik-Gleitpaarung:

Boutin, P. (1972). "Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 58(3): 229-246.

Abbildung 12: Buchholz Modell St. Georg:

Buchholz, H. W. (1969). "Technic and application possibilities for total endoprosthesis in the hip joint." Langenbecks Arch Chir 325: 777-789.

Abbildung 13: C.F.P. Schaft Pipino:

LINK C.F.P. Hüftendoprothesenschaft Available online:

<https://www.linkorthopaedics.com/de/fuer-den-arzt/produkte/huefte/primaer/schaefte-zementfrei/cfp/>. (2011)

Abbildung 14: Capital Hip Prothese:

Verdonschot, N. (2005), Philosophies of stem designs in cemented total hip replacement. Orthopedics 28(8 Suppl): p. s833-40.

Abbildung 15: Ceraver Osteal Schaft:

Hamadouche, M., et al. (2002). "Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* 84-A(1): 69-77.

Abbildung 16: Charnley Elite Schaft:

von Schewelov, T., et al. (2010) The Elite-Plus stem migrates more than the flanged Charnley stem. *Acta Orthop*, 81(3), 280-5.

Abbildung 17: Charnley Low Friction Arthroplasty:

Delaunay, C. (1998). The Charnley total Hip Replacement - The Gold Standard of primary hip replacement, 36 years on.

Abbildung 18: Charnley PTFE Doppelkappe:

Charnley, J. (1961). "Arthroplasty of the hip. A new operation." *Lancet* 1(7187): 1129-1132.

Abbildung 19: Charnley-Kerboull Schaft:

Hamadouche, M., et al. (2008) Minimum 10-year survival of Kerboull cemented stems according to surface finish. *Clin Orthop Relat Res*, 466(2), 332-9

Abbildung 20: Conserve Plus:

Amstutz, H. C., et al. (1998). "Evolution and future of surface replacement of the hip." *J Orthop Sci* 3(3): 169-186.

Abbildung 21: Door-Knob-Prosthesis McBride:

Peltier, L. (1998). *The Adult Hip*. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Abbildung 22: Eichler Hemiarthoplastik:

Swanson, A.B., et al. (1992). Femoral head intramedullary stemmed implant. A historical prospective. *Clin Orthop Relat Res*(281): p. 107-11.

Abbildung 23: Endler PE Schraubpfanne:

Morscher, E. W. (1983) Cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res(181), 76-91.

Abbildung 24: Exeter Prothese:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Abbildung 25: Freemann Oberflächenersatz:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Abbildung 26: Friedrichsfeld Keramikpfanne:

Griss, P., et al. (1975). "[The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]." Arch Orthop Unfallchir 81(3): 259-266.

Abbildung 27: Furuja Oberflächenersatz:

Furuya, K., et al. (1978). "Socket-cup arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(134): 41-44.

Abbildung 28: Gaenslen Hemiarthoplastik Pfanne:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Abbildung 29: Gerald Doppelkappe:

Gerard, Y. (1978). Hip arthroplasty by matching cups. Clin Orthop Relat Res(134): p. 25-35.

Abbildung 30: Gluck, Themistokles Elfenbeinprothese:

Gluck, T. (2011). "Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891." *Clin Orthop Relat Res* 469(6): 1528-1535.

Abbildung 31: Griss Keramik-Keramik-Gleitpaarung:

Griss, P., et al. (1975). "[The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]." *Arch Orthop Unfallchir* 81(3): 259-266.

Abbildung 32: Haboush Oberflächenersatz:

Haboush, E. J. (1996). "A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. 1953 [classicle article]." *Bull Hosp Jt Dis* 55(2): 95-111.

Abbildung 33: Harris-Galante Prothese:

Schmalzried, T. P. and W. H. Harris (1992). "The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. Radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years." *J Bone Joint Surg Am* 74(8): 1130-1139.

Abbildung 34: Howes II Schaft:

Mollan, R. A., et al. (1984). "Failure of the femoral component in the Howse total hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(190): 142-147.

Abbildung 35: Huggler & Jacob Druckscheibenprothese:

Huggler, A. H., et al. (1993). "Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP)." *Acta Orthop Belg* 59 Suppl 1: 215-223.

Abbildung 36: Judet Plexiglasprothese:

Judet, J. and R. Judet (1950). "The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint." *J Bone Joint Surg Br* 32-B(2): 166-173.

Abbildung 37: Judet Porometall Prothese:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) *Endoprothesen-Atlas Hüfte* Thieme.

Abbildung 38: Lindenhof Keramikpfanne:

Griss, P., et al. (1988). "Analyse unserer Erfahrungen mit Keramik/Keramik-Hüftendoprothesen der ersten Generation." *Orthop Praxis* 24(06): 766-769.

Abbildung 39: Link ENDO-Modell:

Buchholz, H. W. and K. Heinert (1988). "Long-term results of cemented arthroplasty. Analysis of complications fifteen years after operation." *Orthop Clin North Am* 19(3): 531-540.

Abbildung 40: Link Lubinus SP II Schaft & Varianten:

Kärrholm, J., et al. (2000). *Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems*. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Abbildung 41: Link Modell St. Georg Mark I:

Buchholz, H. W. and K. Heinert (1988). "Long-term results of cemented arthroplasty. Analysis of complications fifteen years after operation." *Orthop Clin North Am* 19(3): 531-540.

Abbildung 42: Lord Madreporique Prothese:

Lord, G. A. (1982). "Madreporique stemmed total hip replacement: five years' clinical experience." *J R Soc Med* 75(3): 166-176.

Abbildung 43: Mayo Conservative Hip:

Morrey, B. F., et al. (2000). "A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study." *J Bone Joint Surg Br* 82(7): 952-958.

Abbildung 44: McBride Hemiarthoplastik Pfanne:

Peltier, L. (1998). *The Adult Hip*. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Abbildung 45: McKee Lag Screw Arthrodesis:

McKee, G. K., et al. (1957). "Symposium: the use of metal in bone surgery." *Proc R Soc Med* 50(10): 837-846.

Abbildung 46: McKee & Watson-Farrer mit PMMA:

McKee, G. K. (1974). "The Norwich method of total hip replacement: development and main indications." *Ann R Coll Surg Engl* 54(2): 53-62.

Abbildung 47: Mecring Pfanne:

Aldinger, P. R., et al. (2004). "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* 124(7): 469-475.

Abbildung 48: Mittelmeier Autophor Schaft:

Yoon, T. R., et al. (2008). "Fifteen- to 20-year results of uncemented tapered fully porous-coated cobalt-chrome stems." *Int Orthop* 32(3): 317-323.

Abbildung 49: Mittelmeier K-K-Gleitpaarung:

Mittelmeier, H. and J. Heisel (1992). "Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses." *Clin Orthop Relat Res*(282): 64-72.

Abbildung 50: Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark I:

Mittelmeier, H. (1984). "[Hip joint replacement in young patients]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 122(1): 20-26.

Abbildung 51: Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark II:

Mittelmeier, H. (1984). "[Hip joint replacement in young patients]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 122(1): 20-26.

Abbildung 52: Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark III (Autophor 900s):

Yoon, T. R., et al. (2008). "Fifteen- to 20-year results of uncemented tapered fully porous-coated cobalt-chrome stems." Int Orthop 32(3): 317-323.

Abbildung 53: Moore & Bohlmann Hemiarthroplastik:

Moore, A. T. (1957). "The self-locking metal hip prosthesis." J Bone Joint Surg Am 39-A(4): 811-827.

Abbildung 54: Moore Self-Locking Hemiarthoplastik:

Moore, A. T. (1957). "The self-locking metal hip prosthesis." J Bone Joint Surg Am 39-A(4): 811-827.

Abbildung 55: Morscher Isoelastische Prothese:

Morscher, E. W. and W. Dick (1983). "Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprotheses manufactured from plastic materials." Clin Orthop Relat Res(176): 77-87.

Abbildung 56: Morscher Pfanne Polyacetal (POM):

Ihle, M., et al. (2008). "The results of the titanium-coated RM acetabular component at 20 years: a long-term follow-up of an uncemented primary total hip replacement." J Bone Joint Surg Br 90(10): 1284-1290.

Abbildung 57: Morscher Sulmesh Pfanne:

Morscher, E. W. (1992). "Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(274): 172-193.

Abbildung 58: MS30 Schaft:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Unfallchirurg 103(11): 918-931.

Abbildung 59: Müller & Boltz Metallkappen:

Müller, M. E. (1995). "The benefits of metal-on-metal total hip replacements." Clin Orthop Relat Res(311): 54-59.

Abbildung 60: Müller Bogenschaft:

Müller, M. E. (1970). "Total hip prostheses." Clin Orthop Relat Res 72: 46-68.

Abbildung 61: Müller Geradschaft:

Acklin, Y. P., et al. (2001). "Nine-year results of Müller cemented titanium Straight Stems in total hip replacement." Arch Orthop Trauma Surg 121(7): 391-398.

Abbildung 62: Müller Geradschaft Titan:

Acklin, Y. P., et al. (2001). "Nine-year results of Müller cemented titanium Straight Stems in total hip replacement." Arch Orthop Trauma Surg 121(7): 391-398.

Abbildung 63: Omnifit EON-Schaft:

Stryker Omnifit EON Available online:

<http://www.stryker.com/emea/Products/Orthopaedics/HipReplacement/Primary/Cemented/OmnifitEON/index.htm> (2011).

Abbildung 64: Paltrinieri & Trentani Oberflächenersatz:

Trentani, C. and F. P. Vaccarino (1982). "The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty." Orthop Clin North Am 13(4): 857-867.

Abbildung 65: Parhofer-Mönch (PM) Prothese:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Abbildung 66: PCA Prothese:

Callaghan, J. J., et al. (1988). "The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series." J Bone Joint Surg Am 70(3): 337-346.

Abbildung 67: Pipino Kurzschaft:

Pipino, F., et al. (2000). "Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13- to 17-year follow-up." J Orthopaed Traumatol (2000) 1: 31--39.

Abbildung 68: Profile Schaft:

Hallan, G., et al. (2007). "Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register." J Bone Joint Surg Br 89(12): 1574-1580.

Abbildung 69: Ring PE Pfanne:

Ring, P. A. (1983). "Ring UPM total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(176): 115-123.

Abbildung 71: RM-Cup Mathys:

Morscher, E. and R. Mathys (1974). "[Total isoelastic hip prosthesis implanted without cement. Initial results]." Acta Orthop Belg 40(5-6): 639-647.

Abbildung 72: Rubber Femoral Prosthesis:

Gomez, P. F. and J. A. Morcuende (2005). "Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s." Iowa Orthop J 25: 25-29.

Abbildung 73: Schraubpfanne München:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente." Unfallchirurg 103(12): 1017-1031.

Abbildung 74: Schütt & Grundei ESKA Prothesen:

Diehl, P., et al. (2010). "Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht." Biomed Tech (Berl) 55(5): 251-264.

Abbildung 75: Scientific Hip Prothese:

Kärrholm, J., et al. (2000) Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Abbildung 76: Smith-Peterson-Mould-Arthroplasty (SPMA):

Steinberg, D. R. and M. E. Steinberg (2000). "The early history of arthroplasty in the United States." Clin Orthop Relat Res(374): 55-89.

Abbildung 77: Spotorno-CLS-Prothese:

Merle, C., et al. (2010) [Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]. Orthopade, 39(1), 80-6.

Abbildung 78: Stanmore Prothese:

Duff-Barclay, I., et al. (1966). "Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement." Proc R Soc Med 59(10): 948-951.

Abbildung 79: Sulzer PE-Keramik-Gleitpaarung:

Semlitsch, M., et al. (1977). "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 11(4): 537-552.

Abbildung 80: Thompson Hemiarthoplastik:

Thompson, F. R. (1954). "Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis." *J Bone Joint Surg Am* 36-A(3): 489-502.

Abbildung 81: Tifit Prothese:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and

Abbildung 82: Townley PU-Metall Doppelkappe:

Townley, C.O. (1982). Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. *Orthop Clin North Am*, 13(4): p. 869-94

Abbildung 83: Ultima Schaft:

Bowditch, M. and R. Villar (2001). "Is titanium so bad? Medium-term outcome of cemented titanium stems." *J Bone Joint Surg Br* 83(5): 680-685.

Abbildung 84: Urist Hemiarthoplastik Pfanne:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl): S11-34.

Abbildung 85: Wagner & Wagner Oberflächenersatz:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl): S11-34.

Abbildung 86: Wagner Oberflächenersatz:

Wagner, H. (1975). "Total joint surfact replacement in the hip joint. Preliminary communication." *Arch Orthop Unfallchir* 82(2): 101-106.

Abbildung 87: Wagner-Konusschaft:

Wagner, H. and M. Wagner (2000). "Cone prosthesis for the hip joint." Arch Orthop Trauma Surg 120(1-2): 88-95.

Abbildung 88: Weber-Rotationshüftprothesensystem:

Weber, B. G. (1994). Endoprosthetics. E. W. Morscher, Springer-Verlag New York Inc.: 203-209.

Abbildung 89: Weill-Ring Pfanne:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente." Unfallchirurg 103(12): 1017-1031.

Abbildung 90: Weller Prothese:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Abbildung 91: Wiles, Philip Totalarthroplastik:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S11-34.

Abbildung 92: Zweymüller Schaft:

Zweymüller, K. and M. Semlitsch (1982). "Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems." Arch Orthop Trauma Surg 100(4): 229-236.

Abbildung 93: Zweymüller SL Prothese:

Zweymüller, K., et al. (1988). "Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis." Clin Orthop Relat Res(235): 195-206.

VI. Danksagung

Endlich ist es vollbracht. Damit dieses Projekt gelingen konnte, bekam ich viel Unterstützung. Danken möchte ich insbesondere:

Prof. Dr. med. Heinz-Peter Schmiedebach prägte die medizinhistorische Arbeit und lichtete das dichte Dickicht der Literatur. Danke für viele kleine und große Hilfestellungen und den rote Faden.

Dr. med. Christian Friesecke hatte den Überblick über das Projekt, die Kontakte und die notwendige Geduld. Danke für das Lektorat und für die regelmäßige motivierende Ansprache, ohne die ich wohl nie zu einem Ende gekommen wäre.

Sven Brüggemann war der Fotograf und der Hüter der Prothesen. Mit seiner praktischen Anleitung, den tausenden Fotos und seiner Tatkraft machte er mir den Einstieg in dieses Projekt leicht. Danke für drei Monate im dritten Untergeschoss der ENDO-Klinik, die mit ihm und seiner Frau trotz all des Staubes zu einer wahren Wonne wurden.

Durch den „Schatz“ der ENDO-Stiftung und ihrer finanziellen Unterstützung wurde dieses Projekt möglich. Danke, dass ich mich in und neben meiner Facharztausbildung engagieren und einen einzigartigen Einblick in die Endoprothetik gewinnen durfte.

Dr. med. Arnd Siegel gewährte mir intime Einblicke in die Arbeit von Hans-Wilhelm Buchholz und die Gründerzeit der modernen Endoprothetik. Danke für die spannenden Treffen und die Entdeckungsreisen im Keller.

Ohne meine Frau Claudia wäre dieses Projekt nie Realität geworden. Haderte ich, schob sie mich an. Von ihr gab es nie Zweifel, wenn ich im Urlaub mal wieder

mehr Zeit mit dieser Arbeit als mit ihr verbrachte. Danke für die unendliche Geduld und bedingungslose Rückendeckung.

Mein Sohn Carl Anton war der kleine „Von-Der-Arbeit-Abhalter“. In seiner Gegenwart zu arbeiten geht nicht und ohne ihn bleibt wenig Zeit. Danke für jede Unterbrechung und jedes Herumspielen an Papas Laptop.

Meine Schul-, Studien und Berufszeit war geprägt von der tatkräftigen Unterstützung meiner Eltern. Sie wussten immer, wann sie unterstützen und wann sie loslassen mussten. Danke, dass sie das Fundament sind, auf dem ich dies alles errichten durfte.

Meine Freunde unterstützten mich mit Rat und Tat. Danke für die nadelstichartigen Nachfragen, wann ich denn endlich fertig sei.

Bestimmt habe ich noch einige vergessen, deren Namen hier genannt gehört hätten – Ihnen allen sei mein Dank gewiss.

VII. Lebenslauf

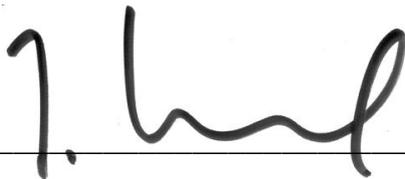
Lebenslauf entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen

VIII. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'J. Knöbel', written over a horizontal line.

Joachim Knöbel

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Institut für Geschichte und Ethik der Medizin

Prof. Dr. med. Heinz-Peter Schmiedebach

Die Entwicklung der modernen Hüftendoprothetik

Anhang

- Index der Prothesen
- Abbildungen mit Quellennachweis

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Joachim Knöbel
aus Hamburg

Hamburg 2018

Index der Prothesen

Die Seitenzahlen verweisen auf die Dissertation

<i>A</i>	
Alloclassic-Schraubpfanne.....	105
AML-Prothese.....	91, 107, 112, 123
Amstutz-Oberflächenersatz THARIES.....	66
ASR-Oberflächenersatz	141, 146
<i>B</i>	
Beck-Schaft.....	45, 112
Bichat-III-Schaft	117
Bicon-Schraubpfanne	105
Bicontact-Schaft	120
Biofit-Schaft.....	116
Birmingham-Hip-Resurfacing (BHR)	134
Boutin K-K-GP	70, 101
Buchholz-Modell St. Georg.....	45
<i>C</i>	
C.F.P.-Schaft-Pipino	135
Capital-Hip-Prothese	115, 116, 127
Ceraver-Osteal-Schaft	49, 75, 112, 115
Charnley Low-Friction-Arthroplasty	34, 111, 120
Charnley-Elite-Schaft.....	118
Charnley-Kerboull-Schaft	49, 112, 115
Charnley-PTFE-Doppelkappe.....	32, 63
Conserve-Plus.....	134
<i>D</i>	
Door-Knob-Prosthesis McBride	17, 23
<i>E</i>	
Eichler-Hemiarthoplastik.....	23
Endler-PE-Schraubpfanne	75, 102
Exeter-Prothese.....	47, 111, 120
<i>F</i>	
Friedrichsfeld-Keramikpfanne	71
<i>G</i>	
Gaenslen-Hemiarthoplastik-Pfanne	25
Gerald-Doppelkappe	65
Griss K-K-GP.....	71, 101
<i>H</i>	
Haboush-Oberflächenersatz	63
Harris-Galante-Prothese	93, 107
Howes-II-Schaft	127
Huggler & Jacob Druckscheiben- Prothese	68, 133
<i>J</i>	
Judet Plexiglasprothese.....	18, 24
Judet-Porometall-Prothese	59, 112
<i>L</i>	
Lindenhof-Keramikpfanne.....	71
Link ENDO-Modell	52
Link Lubinus SP II Schaft & Varianten.....	52, 112, 114, 116, 120
Link Modell St. Georg Mark I.....	117
Lord Madreporique-Prothese .	60, 101, 112
<i>M</i>	
Mayo-Conservative-Hip.....	135
McBride-Hemiarthoplastik-Pfanne	25
McKee & Watson-Farrer-Prothese.....	43
McKee Lag-Screw-Arthrodesis	26
Mecring-Pfanne.....	103, 127

Mittelmeier K-K-GP	70	<i>S</i>	
Mittelmeier-Autophor-Schaft	112	Schraubpfanne-München.....	103
Mittelmeier-Keramikschaubpfanne....	101	Schütt & Grundei ESKA Prothesen ..	92, 112
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark I.....	58	Scientific-Hip-Prothese.....	114
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark II.....	59	Smith-Peterson-Mould-Arthroplasty (SPMA).....	20
Mittelmeier-Tragrippenprothese - Mark III (Autophor 900s)	59	Spotorno-CLS-Prothese	96, 122
Moore & Bohlmann-Hemiarthroplastik .	23	Stanmore-Prothese	41
Moore-Self-Locking-Hemiarthroplastik ...	23	Sulzer PE-K-GP	73
Morscher Isoelastische Prothese	61	<i>T</i>	
Morscher Pfanne Polyacetal (POM)	106	Themistokles Gluck Elfenbeinprothese..	18
Morscher-Sulmesh-Pfanne.....	108	Thompson-Hemiarthroplastik	24
MS30-Schaft	111, 120	Tifit-Prothese.....	117
Müller & Boltz Metallkappen	64	Townley PU-Metall Doppelkappe.....	64
Müller-Bogenschaft.....	44, 82, 112	<i>U</i>	
Müller-Geradschaft	50, 112, 115, 120	Ultima-Schaft.....	127
Müller-Geradschaft Titan	118	Urist-Hemiarthroplastik-Pfanne	25
<i>O</i>		<i>W</i>	
Omnifit EON-Schaft	120	Wagner & Wagner Oberflächenersatz .	133
<i>P</i>		Wagner-Konusschaft.....	96
Paltrinieri & Trentani Oberflächenersatz	65	Wagner-Oberflächenersatz	66
Parhofer-Mönch-(PM)-Prothese ...	116, 130	Weber-Rotationshüftprothesensystem .	45
PCA-Prothese	92, 107, 112, 117, 124	Weill-Ring-Pfanne.....	103, 127
Pipino-Kurzschaft	134	Weller-Prothese	45, 112
Profile-Schaft.....	117	Wiles-Totalarthroplastik.....	25
<i>R</i>		<i>Z</i>	
Ring Prothese	41	Zweymüller-Schaft	112
Ring-PE-Schraubpfanne.....	107	Zweymüller-SL-Prothese .	95, 121, 122, 130
RM-Cup Mathys.....	61		
Rubber-Femoral-Prosthesis.....	17		

Typ

Alloclassic Schraubpfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 1
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Effenberger, H., et al. (2005). "Cementless stems of the hip. Current status." *Orthopade* 34(5): 477-500; quiz 501.

Ishaque, B. A., et al. (2009). "Long-term results of the cementless conical balgrist expansion cup--comparison analysis to the Zweymüller-Alloclassic screw cup." *Z Orthop Unfall* 147(6): 707-715.

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente." *Unfallchirurg* 103(12): 1017-1031.

Weitere Informationen:

Typ

AML Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 2
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Merle, C., et al. (2010). "[Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]." *Orthopade* 39(1): 80-86.

Belmont, J., Philip J, et al. (2008). "Results of the anatomic medullary locking total hip arthroplasty at a minimum of twenty years. A concise follow-up of previous reports." *J Bone Joint Surg Am* 90(7): 1524-1530.

Engh, J., C A, et al. (1997). "Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty." *J Bone Joint Surg Am* 79(2): 177-184.

Weitere Informationen:

Typ

Amstutz Oberflächenersatz THARIES

Bild der Prothese extern

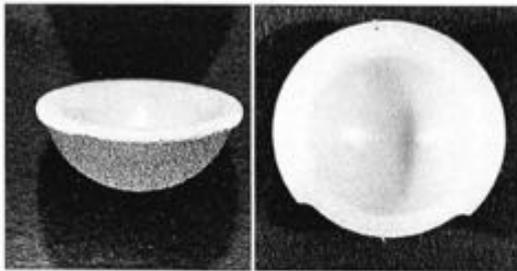


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 3
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Amstutz, H. C., et al. (1986). "THARIES resurfacing arthroplasty. Evolution and long-term results." *Clin Orthop Relat Res*(213): 92-114

Weitere Informationen:

THARIES - Total hip articular replacement by internal eccentric shells

Typ

ASR Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 4
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Knecht, A., et al. (2005). "[Resurfacing arthroplasty of the hip]." Orthopade 34(1): 79-89; quiz 90.

Matthies, A., et al. (2011). "Retrieval analysis of 240 metal-on-metal hip components, comparing modular total hip replacement with hip resurfacing." J Bone Joint Surg Br 93(3): 307-314.

Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010 (2010).Adelaide: AOA.

Weitere Informationen:

Hersteller: Depuy

Typ

Beck Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 5
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Tönnis, D. and H. Asai (1976). "Evaluation of loosening of different total hip models and neck lengths (author's transl)." Arch Orthop Unfallchir 86(3): 317-332.

Weitere Informationen:

Synonym: Erlanger Modell nach Beck

Typ

Bichat III Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 6
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Faulkner, A., et al. (1998). "Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model." *Health Technol Assess* 2(6): 1-133.

Weitere Informationen:

Hersteller: Howmedica

Typ

Bicon Schraubpfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 7
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Effenberger, H. (2005). "Hüftendoprothetik - Konstruktion, Klassifikation, Implantate, Ergebnisse." 74.

Morscher, E. W. (1992). "Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(274): 172-193

Weitere Informationen:

Hersteller Smith & Nephew

Typ

Bicontact Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 8
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Unfallchirurg 103(11): 918-931

Effenberger, H., et al. (2005). "Cementless stems of the hip. Current status." Orthopade 34(5): 477-500; quiz 501.

Weitere Informationen:

Hersteller: Aescuplap

Varianten: zementiert / nicht zementiert, mit / ohne HA Beschichtung

Typ

Biofit Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 9 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Faulkner, A., et al. (1998). "Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model." Health Technol Assess 2(6): 1-133.

Weitere Informationen:

Typ

Birmingham Hip Resurfacing (BHR)

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 10
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Witzleb, W.-C., Knecht, A., Beichler, T., Köhler, T., Günther, K.-P. (2004) Hip resurfacing arthroplasty. *Orthopade*, 33(11), 1236-42.

McMinn, D., et al. (1996). "Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis." *Clin Orthop Relat Res*(329 Suppl): S89-98

Weitere Informationen:

Hersteller: Smith & Nephew
Synonym: Birmingham Hip
Varianten: mit Keramikpfanne

Typ

Boutin Keramik-Keramik-Gleitpaarung

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 11
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Boutin, P. (1972). "Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 58(3): 229-246.

Weitere Informationen:

Boutin, Pierre

Typ

Buchholz Modell St. Georg

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 12
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Buchholz, H. W. (1969). "Technic and application possibilities for total endoprosthesis in the hip joint." *Langenbecks Arch Chir* 325: 777-789.

Buchholz, H. W., et al. (1985). "Follow-up of hip endoprotheses following completion of true stress conditions over a 10-year period." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 123(5): 815-820.

Weitere Informationen:

Hersteller: Waldemar Link

Typ

C.F.P. Schaft Pipino

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 13 Bildquelle: Homepage des Herstellers (2011)

Literatur:

LINK® C.F.P.® Hüftendoprothesenschaft Available online: <https://www.linkorthopaedics.com/de/fuer-den-arzt/produkte/huefte/primaer/schaefte-zementfrei/cfp/>. (2011)

Pipino, F. (2004). "CFP prosthetic stem in mini-invasive total hip arthroplasty." *J Orthopaed Traumatol*(4): 165--171.

Pipino, F. and P. M. Calderale (1987). "Biodynamic total hip prosthesis." *Ital J Orthop Traumatol* 13(3): 289-297.

Weitere Informationen:

Hersteller: Waldemar Link

C.F.P. = Collum Femoris Preserving

Typ

Capital Hip Prothese

Bild der Prothese extern

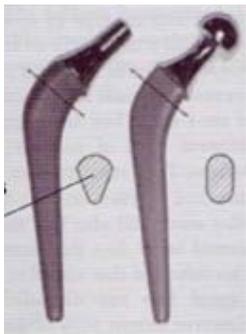


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 14
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Verdonschot, N., Philosophies of stem designs in cemented total hip replacement. *Orthopedics*, 2005. 28(8 Suppl): p. s833-40.

Thomas, S.R., D. Shukla, and P.D. Latham, Corrosion of cemented titanium femoral stems. *J Bone Joint Surg Br*, 2004. 86(7): p. 974-8.

Weitere Informationen:

Hersteller: 3M

Typ

Ceraver Osteal Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 15
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Hamadouche, M., et al. (2002). "Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* 84-A(1): 69-77.

Langlais, F., et al. (2003). "The 'French paradox.'." *J Bone Joint Surg Br* 85(1): 17-20.

Morscher, E. W. and D. Wirz (2002). "Current state of cement fixation in THR." *Acta Orthop Belg* 68(1): 1-12.

Weitere Informationen:

Typ

Charnley Elite Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 16
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

von Schewelov, T., et al. (2010). The Elite-Plus stem migrates more than the flanged Charnley stem. *Acta Orthop*, 81(3), 280-5.

Alfaro-Adrián, J., et al. (1999). "Cement migration after THR. A comparison of charnley elite and exeter femoral stems using RSA." *J Bone Joint Surg Br* 81(1): 130-134.

Weitere Informationen:

Hersteller: DePuy

Typ

Charnley Low Friction Arthroplasty

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 17
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Delaunay, C. (1998). The Charnley total Hip Replacement - The Gold Standard of primary hip replacement, 36 years on.

Charnley, J. (1970). "Total hip replacement by low-friction arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res* 72: 7-21.

Charnley, J. (1972). "The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention." *J Bone Joint Surg Br* 54(1): 61-76.

Callaghan, J. J., et al. (2004). "Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report." *J Bone Joint Surg Am* 86-A(4): 690-695.

Wroblewski, B. M., et al. (2008). "Charnley Low Frictional Torque Arthroplasty." *Schweiz Med Forum* 8(9): 166-172.

Weitere Informationen:

Typ

Charnley PTFE Doppelkappe

Bild der Prothese extern

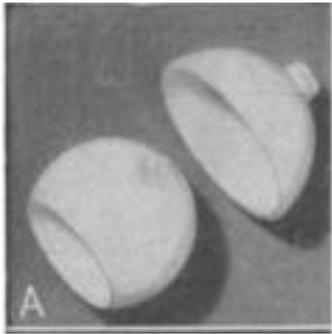


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 18 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Charnley, J. (1961). "Arthroplasty of the hip. A new operation." *Lancet* 1(7187): 1129-1132.

Charnley, J. (1960). "Surgery of the hip-joint: present and future developments." *Br Med J* 1(5176): 821-826.

Weitere Informationen:

Typ

Charnley-Kerboull Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 19
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Hamadouche, et al. (2008). Minimum 10-year survival of Kerboull cemented stems according to surface finish. *Clin Orthop Relat Res*, 466(2), 332-9

Langlais, F., et al. (2003). The 'French paradox.'. *J Bone Joint Surg Br*, 85(1), 17-20.

Weitere Informationen:

Typ

Conserve Plus

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 20
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Amstutz, H. C., et al. (1998). "Evolution and future of surface replacement of the hip." *J Orthop Sci* 3(3): 169-186.

Amstutz, H. C. and M. J. Le Duff (2008). "Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus." *J Arthroplasty* 23(6 Suppl 1): 36-43

Knecht, A., et al. (2005). "[Resurfacing arthroplasty of the hip]." *Orthopade* 34(1): 79-89; quiz 90.

Weitere Informationen:

Weiterentwicklung aus THARIES Oberflächenersatz femoral und der Conserve Hüftpfanne -> Conserve Plus

Typ

Door-Knob-Prosthese McBride

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 21 Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

McBride, E. D. (1952). "A femoral head prosthesis for the hip joint; four years' experience and the results." J Bone Joint Surg Am 34 A(4): 989-996.

Weitere Informationen:

Typ

Eichler Hemiarthoplastik

Bild der Prothese extern

Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: Bildquelle:

22

Literatur:

Swanson, A.B., et al. (1992). Femoral head intramedullary stemmed implant. A historical prospective. Clin Orthop Relat Res, 1992(281): p. 107-11.

Cameron, G. W. (1954). "Prosthetic femoral head arthroplasty of the hip joint." Can Med Assoc J 71(6): 580-584.

Weitere Informationen:

Typ

Endler PE Schraubpfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 23
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Morscher, E. W. (1983) Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(181), 76-91.

Gut, M., B. Hilfiker, and A. Schreiber, 5 to 7-year results of cementless Endler acetabular prosthesis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1990. 128(6): p. 598-605.

Delank, K.S., et al., [Results of the uncemented total hip arthroplasty in avascular necrosis of the femoral head]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2001. 139(6): p. 525-30.

Zweymüller, K. and M. Semlitsch, Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1982. 100(4): p. 229-36.

Weitere Informationen:

späteres Modell Metall backed

Typ

Exeter Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

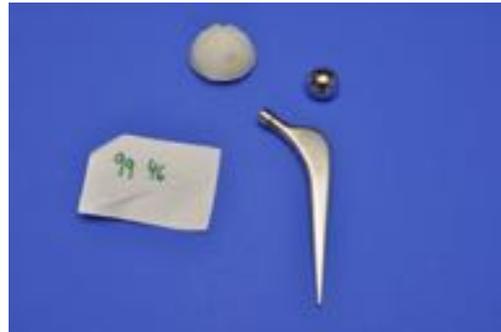


Abbildung: 24
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Ling, R. S. M., et al. (2009). "The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report." *J Arthroplasty* 24(4): 511-517.

Ling, R. S. (1992). "The use of a collar and precoating on cemented femoral stems is unnecessary and detrimental." *Clin Orthop Relat Res*(285): 73-83.

Weitere Informationen:

Typ

Freemans Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 25
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Freeman, M. A. and G. W. Bradley (1983). "ICLH surface replacement of the hip. An analysis of the first 10 years." J Bone Joint Surg Br 65(4): 405-411.

Freeman, M. A. (1978). "Total surface replacement hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(134): 2-4.

Weitere Informationen:

Typ

Friedrichsfeld Keramikpfanne

Bild der Prothese extern

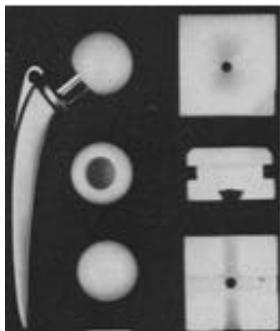


Bild aus der Sammlung

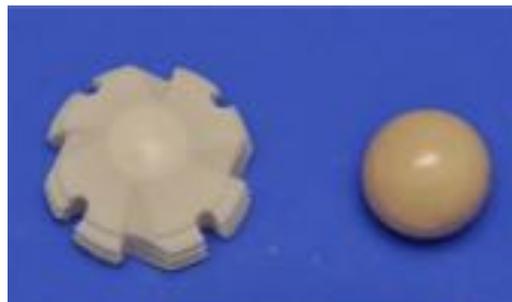


Abbildung: 26
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Griss, P., et al. (1975). "[The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]." Arch Orthop Unfallchir 81(3): 259-266.

Morscher, E. W. (1983). "Cementless total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(181): 76-91.

Weitere Informationen:

Typ

Furuja Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern

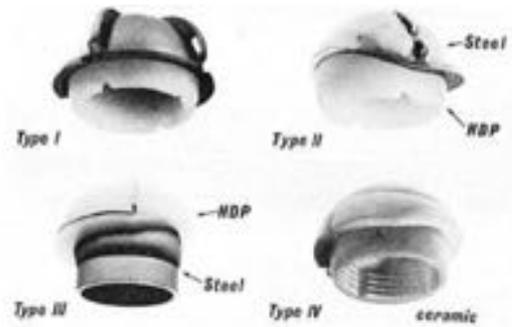


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 27 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Furuya, K., et al. (1978). "Socket-cup arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(134): 41-44.

Weitere Informationen:

Typ

Gaenslen Hemiarthroplastik Pfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 28 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Duff-Barclay, I., J.T. Scales, and J.N. Wilson, Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement. Proc R Soc Med, 1966. 59(10): p. 948-51.

Weitere Informationen:

Typ

Gerald Doppelkappe

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 29 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Gerard, Y., (1978). Hip arthroplasty by matching cups. Clin Orthop Relat Res(134): p. 25-35.

Amstutz, H.C., et al. (1986). THARIES resurfacing arthroplasty. Evolution and long-term results. Clin Orthop Relat Res, 1986(213): p. 92-114.

Weitere Informationen:

Typ

Gluck, Themistokles Elfenbeinprothese

Bild der Prothese extern

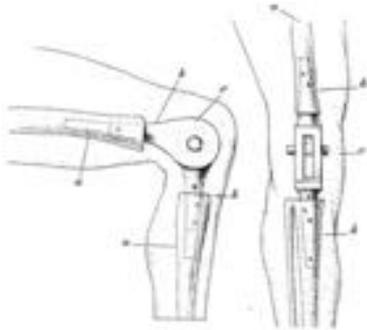


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 30
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Gluck, T. (2011). "Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891." *Clin Orthop Relat Res* 469(6): 1528-1535.

Gluck, T. (1890). "Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik." *Berliner klinische Wochenschrift* 19: 732--736.

Weitere Informationen:

Typ

Griss Keramik-Keramik-Gleitpaarung

Bild der Prothese extern

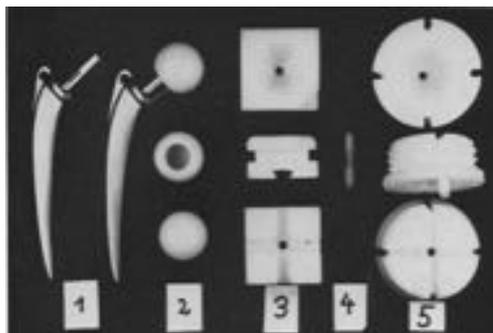


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 31
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Griss, P., et al. (1975). "[The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]." *Arch Orthop Unfallchir* 81(3): 259-266.

Winter, M., et al. (1992). "Ten- to 14-year results of a ceramic hip prosthesis." *Clin Orthop Relat Res*(282): 73-80.

Griss, P., et al. (1988). "Analyse unserer Erfahrungen mit Keramik/Keramik-Hüftendoprothesen der ersten Generation." *Orthop Praxis* 24(06): 766-769.

Weitere Informationen:

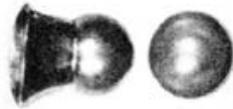
Typ

Haboush Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 32
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Haboush, E. J. (1996). "A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. 1953 [classicle article]." *Bull Hosp Jt Dis* 55(2): 95-111.

Weitere Informationen:

Typ

Harris-Galante Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 33
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Schmalzried, T. P. and W. H. Harris (1992). "The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. Radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years." *J Bone Joint Surg Am* 74(8): 1130-1139.

Parvizi, J., et al. (2004). "Fifteen-year clinical survivorship of Harris-Galante total hip arthroplasty." *J Arthroplasty* 19(6): 672-677.

Kim, Y. H. and V. E. Kim (1992). "Results of the Harris-Galante cementless hip prosthesis." *J Bone Joint Surg Br* 74(1): 83-87.

Weitere Informationen:

Typ

Howes II Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 34
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Mollan, R. A., et al. (1984). "Failure of the femoral component in the Howse total hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(190): 142-147.

Roberts, J. A., et al. (1987). "The long-term results of the Howse total hip arthroplasty. With particular reference to those requiring revision." *J Bone Joint Surg Br* 69(4): 545-550.

Weitere Informationen:

Typ

Huggler & Jacob Druckscheibenprothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 35
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Huggler, A. H., et al. (1993). "Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP)." *Acta Orthop Belg* 59 Suppl 1: 215-223.

Weitere Informationen:

Typ

Judet Plexiglasprothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 36
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Judet, J. and R. Judet (1950). "The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint." *J Bone Joint Surg Br* 32-B(2): 166-173.

Weitere Informationen:

Typ

Judet Porometall Prothese

Bild der Prothese extern

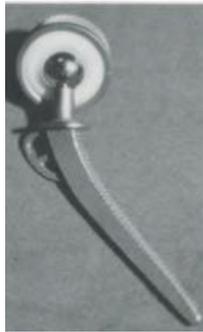


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 37
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Judet, R. (1975). "[Total hip endoprosthesis made of porometal without cement anchoring]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 113(4): 828-829.

Morscher, E. W. (1983). "Cementless total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(181): 76-91.

Jensen, J. S. and J. B. Retpen (1987). "Failures with the Judet noncemented total hip." Acta Orthop Scand 58(1): 23-26.

Weitere Informationen:

Typ

Lindenhof Keramikpfanne

Bild der Prothese extern

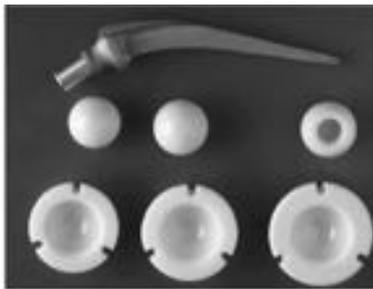


Abb. 1 Lindenhof-Keramik/Keramik-Endoprothese, Pfanne zementfrei, Schaft immer zementiert.

Bild aus der Sammlung



Abbildung: Bildquelle:

38 primär angegebene Literatur

Literatur:

Griss, P., et al. (1988). "Analyse unserer Erfahrungen mit Keramik/Keramik-Hüftendoprothesen der ersten Generation." *Orthop Praxis* 24(06): 766-769.

Griss, P. and G. Heimke (1981). "Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprotheses. I. clinical evaluation." *Arch Orthop Trauma Surg* 98(3): 157-164.

Griss, P., et al. (1975). "[The alumina oxide ceramic-metal composite endoprosthesis. A new hip endoprosthesis for partially cement free implantation (author's transl)]." *Arch Orthop Unfallchir* 81(3): 259-266.

Weitere Informationen:

Typ

Link ENDO-Modell

Bild der Prothese extern

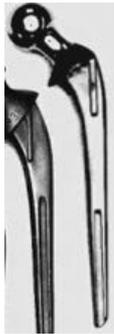


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 39
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Buchholz, H. W. and K. Heinert (1988). "Long-term results of cemented arthroplasty. Analysis of complications fifteen years after operation." *Orthop Clin North Am* 19(3): 531-540.

Buchholz, H. W., et al. (1985). "Follow-up of hip endoprotheses following completion of true stress conditions over a 10-year period." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 123(5): 815-820.

Weitere Informationen:

Typ

Link Lubinus SP II Schaft & Varianten

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 40
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Unfallchirurg 103(11): 918-931.

Nivbrant, B., et al. (1999) Increased migration of the SHP prosthesis: radiostereometric comparison with the Lubinus SP2 design in 40 cases. Acta Orthop Scand, 70(6), 569-77.

Weitere Informationen:

Varianten:
aus Stahl / Titan (Tilastan)
mit / ohne Kragen

Typ

Link Modell St. Georg Mark I

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 41
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Buchholz, H. W. and K. Heinert (1988). "Long-term results of cemented arthroplasty. Analysis of complications fifteen years after operation." *Orthop Clin North Am* 19(3): 531-540.

Buchholz, H. W. (1970). "Wandlung der operativen behandlung von Hüftgelenkserkrankungen." *Hamburger Ärzteblatt* 24(7).

Weitere Informationen:

Typ

Lord Madreporique Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 42
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Lord, G. A. (1982). "Madreporique stemmed total hip replacement: five years' clinical experience." J R Soc Med 75(3): 166-176.

Lord, G., et al. (1978). "The fixation of madreporic total hip prosthesis; an experimental study (author's transl)." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 64(6): 459-470.

Weitere Informationen:

- I. Generation mit Exakt-Fit Pfanne Madreporique
- II. Generation mit Schraubpfanne

Typ

Mayo Conservative Hip

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 43 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Morrey, B. F., et al. (2000). "A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study." *J Bone Joint Surg Br* 82(7): 952-958.

Weitere Informationen:

Typ

McBride Hemiarthoplastik Pfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 44 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Peltier, L. (1998). The Adult Hip. J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash, Lippincott-Raven: 3-36.

Shorbe, H. B. (1970). "Total hip replacement without cement. McBride acetabular component and Moore femoral prosthesis." Clin Orthop Relat Res 72: 186-200.

Weitere Informationen:

Typ

McKee Lag Screw Arthrodesis

Bild der Prothese extern

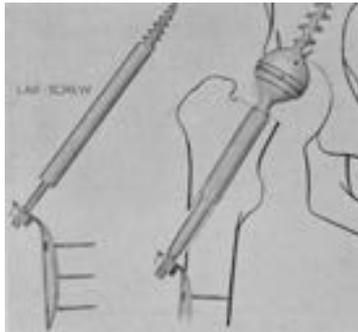


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 45 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

McKee, G. K., et al. (1957). "Symposium: the use of metal in bone surgery." Proc R Soc Med 50(10): 837-846.

Weitere Informationen:

Typ

McKee & Watson-Farrer mit PMMA

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 46
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

McKee, G. K. (1974). "The Norwich method of total hip replacement: development and main indications." *Ann R Coll Surg Engl* 54(2): 53-62.

McKee, G. K. and J. Watson-Farrar (1966). "Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis." *J Bone Joint Surg Br* 48(2): 245-259.

Weitere Informationen:

Synonym: McKee-Farrar Prothese

Typ

Mecring Pfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 47
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Aldinger, P. R., et al. (2004). "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* 124(7): 469-475.

Bruijn, J. D., et al. (1995). "Failure of the Mecring screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty. A three to seven-year follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* 77(5): 760-766.

Weitere Informationen:

Typ

Mittelmeier Autophor Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 48
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Yoon, T. R., et al. (2008). "Fifteen- to 20-year results of uncemented tapered fully porous-coated cobalt-chrome stems." *Int Orthop* 32(3): 317-323.

Mittelmeier, H. and J. Heisel (1992). "Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses." *Clin Orthop Relat Res*(282): 64-72.

Heisel, J. and H. Mittelmeier (1993). "Medium-term results of cement-free autophor hip endoprosthesis." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 131(6): 507-512.

Weitere Informationen:

Autophor 900s

Typ

Mittelmeier K-K-Gleitpaarung

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 49
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Mittelmeier, H. and J. Heisel (1992). "Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses." Clin Orthop Relat Res(282): 64-72.

Weitere Informationen:

Typ

Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark I

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 50
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Mittelmeier, H. (1984). "[Hip joint replacement in young patients]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 122(1): 20-26.

Weitere Informationen:

Typ

Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark II

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 51
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Mittelmeier, H. (1984). "[Hip joint replacement in young patients]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 122(1): 20-26.

Weitere Informationen:

Typ

Mittelmeier Tragrippenprothese - Mark III (Autophor 900s)

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 52 Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Yoon, T. R., et al. (2008). "Fifteen- to 20-year results of uncemented tapered fully porous-coated cobalt-chrome stems." *Int Orthop* 32(3): 317-323.

Mittelmeier, H. and J. Heisel (1992). "Sixteen-years' experience with ceramic hip prostheses." *Clin Orthop Relat Res*(282): 64-72.

Heisel, J. and H. Mittelmeier (1993). "Medium-term results of cement-free autophor hip endoprosthesis." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 131(6): 507-512.

Weitere Informationen:

Typ

Moore & Bohlmann Hemiarthroplastik

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 53 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Moore, A. T. (1957). "The self-locking metal hip prosthesis." *J Bone Joint Surg Am* 39-A(4): 811-827.

Moore, A. T. and H. R. Bohlman (2006). "Metal hip joint: a case report. 1942." *Clin Orthop Relat Res* 453: 22-24.

Weitere Informationen:

Typ

Moore Self-Locking Hemiarthroplastik

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 54
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Moore, A. T. (1957). "The self-locking metal hip prosthesis." J Bone Joint Surg Am 39-A(4): 811-827.

Weitere Informationen:

Typ

Morscher Isoelastische Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 55
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Morscher, E. W. and W. Dick (1983). "Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprotheses manufactured from plastic materials." *Clin Orthop Relat Res*(176): 77-87.

Morscher, E. and R. Mathys (1975). "[First experiences with a cementless isoelastic total hip prosthesis]." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 113(4): 745-749.

Morscher, E. and R. Mathys (1974). "[Total isoelastic hip prosthesis implanted without cement. Initial results]." *Acta Orthop Belg* 40(5-6): 639-647.

Bombelli, R., et al. (1984). "Early results of the RM-isoelastic cementless total hip prosthesis: 300 consecutive cases with 2-year follow-up." *Hip*: 133-145.

Weitere Informationen:

aus Polyacetal (POM)

Typ

Morscher Pfanne Polyacetal (POM)

Bild der Prothese extern

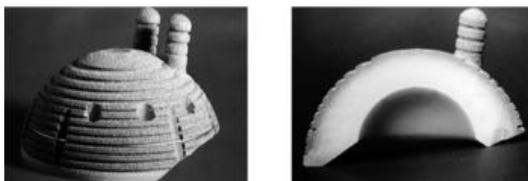


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 56 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Ihle, M., et al. (2008). "The results of the titanium-coated RM acetabular component at 20 years: a long-term follow-up of an uncemented primary total hip replacement." *J Bone Joint Surg Br* 90(10): 1284-1290.

Morscher, E. W. and W. Dick (1983). "Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprostheses manufactured from plastic materials." *Clin Orthop Relat Res*(176): 77-87.

Morscher, E. and R. Mathys (1975). "[First experiences with a cementless isoelastic total hip prosthesis]." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 113(4): 745-749.

Morscher, E. and R. Mathys (1974). "[Total isoelastic hip prosthesis implanted without cement. Initial results]." *Acta Orthop Belg* 40(5-6): 639-647.

Weitere Informationen:

RM-Pfanne (nach Robert Mathys)

1. Gen. - ohne Beschichtung
2. Gen. - mit HA Beschichtung / Titanbeschichtung

Typ

Morscher Sulmesh Pfanne

Bild der Prothese extern

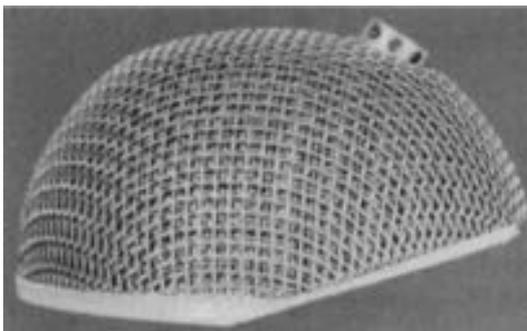


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 57 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Morscher, E. W. (1992). "Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(274): 172-193.

Weitere Informationen:

Typ

MS30 Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 58 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil I: Prothesenstiel." Unfallchirurg 103(11): 918-931.

Semlitsch, M. and H.-G. Willert (1995). The Importance of Remembering Past Mistakes when Considering Implant Materials for Future Hip Endoprosthesis. Endoprosthetics. E.-W. Morscher, Springer.

Weitere Informationen:

Typ

Müller & Boltz Metallkappen

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 59 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

- Müller, M. E. (1995). "The benefits of metal-on-metal total hip replacements." *Clin Orthop Relat Res*(311): 54-59.
- Müller, M. E. (1992). "Lessons of 30 years of total hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(274): 12-21.

Weitere Informationen:

Typ

Müller Bogenschaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 60
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Müller, M. E. (1970). "Total hip prostheses." Clin Orthop Relat Res 72: 46-68.

Weitere Informationen:

Typ

Müller Geradschaft

Bild der Prothese extern

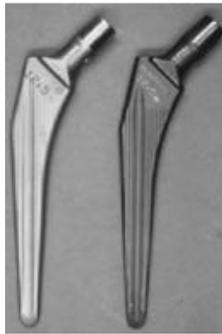


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 61
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Acklin, Y. P., et al. (2001). "Nine-year results of Müller cemented titanium Straight Stems in total hip replacement." Arch Orthop Trauma Surg 121(7): 391-398.

Müller, M. E. (1992). "Lessons of 30 years of total hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(274): 12-21.

Weitere Informationen:

Typ

Müller Geradschaft Titan

Bild der Prothese extern

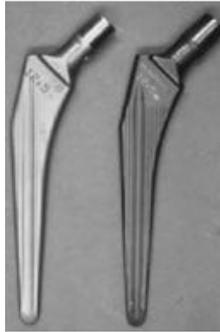


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 62 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Acklin, Y. P., et al. (2001). "Nine-year results of Müller cemented titanium Straight Stems in total hip replacement." *Arch Orthop Trauma Surg* 121(7): 391-398.

Weitere Informationen:

Typ

Omnifit EON-Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 63 Bildquelle: Homepage des Herstellers (2011)

Literatur:

Stryker Omnifit EON Available online: <http://www.stryker.com/emea/Products/Orthopaedics/HipReplacement/Primary/Cemented/OmnifitEON/index.htm> (2011).

Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, Annual Report 2010 (2010).Adelaide: AOA.

Dambreville, A. (2003) Uncemented hip prostheses with more than 10 years follow-up. European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology, 13, 212-229.

Weitere Informationen:

Typ

Paltrinieri & Trentani Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern

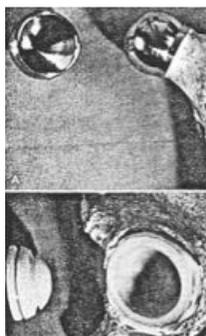


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 64
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Trentani, C. and F. P. Vaccarino (1982). "The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty." *Orthop Clin North Am* 13(4): 857-867.

Trentani, C. and F. Vaccarino (1981). "Complications in surface replacement arthroplasty of the hip: experience with the Paltrinieri-Trentani prosthesis." *Int Orthop* 4(4): 247-252.

Trentani, C. and F. Vaccarino (1978). "The Paltrinieri-Trentani hip joint resurface arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(134): 36-40.

Trentani, C. and P. Costa (1974). "[Paltrinieri-Trentani joint prosthesis of the hip]." *Chir Organi Mov* 61(3): 341-350.

Weitere Informationen:

Typ

Parhofer-Mönch (PM) Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 65
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Hallan, G., et al. (2007). "Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register." *J Bone Joint Surg Br* 89(12): 1574-1580.

Havelin, L. I., et al. (1995). "Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register." *J Bone Joint Surg Br* 77(1): 11-17.

Rombouts, L., et al. (1985). "[Initial experiences with the Parhofer-Monch type of noncemented total hip prosthesis]." *Acta Orthop Belg* 51(2-3): 377-381.

Weitere Informationen:

Varianten:
zementiert & nicht zementiert
mit & ohne HA-Beschichtung

Typ

PCA Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: Bildquelle:
66 primär angegebene Literatur

Literatur:

Callaghan, J. J., et al. (1988). "The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series." *J Bone Joint Surg Am* 70(3): 337-346.

Hwang, S. K. and J. S. Park (1995). "Cementless total hip arthroplasty with AML, PCA and HGP prostheses." *Int Orthop* 19(2): 77-83.

Heekin, R. D., et al. (1993). "The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study." *J Bone Joint Surg Am* 75(1): 77-91.

Weitere Informationen:

PCA - porous-coated anatomic total hip prosthesis

Typ

Pipino Kurzschaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 67
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Pipino, F., et al. (2000). "Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13- to 17-year follow-up." *J Orthopaed Traumatol* (2000) 1: 31--39.

Pipino, F. and L. Molfetta (1993). "Femoral neck preservation in total hip replacement." *Ital J Orthop Traumatol* 19(1): 5-12.

Pipino, F. and P. M. Calderale (1987). "Biodynamic total hip prosthesis." *Ital J Orthop Traumatol* 13(3): 289-297.

Weitere Informationen:

"we used a biodynamic prosthesis, composed of a Lord hemispheric screwed cup with a biequatorial liner and an anatomical stem in Cr-Co-Md with a completely madreporic surface."

Typ

Profile Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 68 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Hallan, G., et al. (2007). "Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register." *J Bone Joint Surg Br* 89(12): 1574-1580.

Weitere Informationen:

Typ

Ring PE Pfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 69
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Ring, P. A. (1983). "Ring UPM total hip arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*(176): 115-123.

Ring, P. A. (1983). "Uncemented acetabular replacement." *Arch Orthop Trauma Surg* 101(4): 225-229.

Mok, D.W. and K.M. Bryant (1989). Ring uncemented plastic on metal hip replacements--results from an independent unit. *J R Soc Med* 82(3): p. 142-4.

Nunn, D. (1988). The Ring uncemented plastic-on-metal total hip replacement. Five-year results. *J Bone Joint Surg Br* 70(1): p. 40-4.

Bertin, K. C., et al. (1985). "Cementless acetabular replacement using a pegged polyethylene prosthesis." *Arch Orthop Trauma Surg* 104(4): 251-261.

Weitere Informationen:

Typ

Ring Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 70
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Ring, P. A. (1968). "Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis." *J Bone Joint Surg Br* 50(4): 720-731.

Weitere Informationen:

Typ

RM-Cup Mathys

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 71
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Morscher, E. and R. Mathys (1974). "[Total isoelastic hip prosthesis implanted without cement. Initial results]." Acta Orthop Belg 40(5-6): 639-647.

Morscher, E. and R. Mathys (1975). "[First experiences with a cementless isoelastic total hip prosthesis]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 113(4): 745-749.

Morscher, E. W. and W. Dick (1983). "Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprotheses manufactured from plastic materials." Clin Orthop Relat Res(176): 77-87.

Bertin, K. C., et al. (1985). "Cementless acetabular replacement using a pegged polyethylene prosthesis." Arch Orthop Trauma Surg 104(4): 251-261.

Weitere Informationen:

RM (nach Robert Mathys)
in Kooperation mit Morscher - erste Verwendung mit isoelastischer Prothese
initial ohne HA Beschichtung

Typ

Rubber Femoral Prosthesis

Bild der Prothese extern

Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: Bildquelle:

72

Literatur:

Gomez, P. F. and J. A. Morcuende (2005). "Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s." Iowa Orthop J 25: 25-29.

Steinberg, D. R. and M. E. Steinberg (2000). "The early history of arthroplasty in the United States." Clin Orthop Relat Res(374): 55-89.

Weitere Informationen:

Entwickler: Delbet

Typ

Schraubpfanne München

Bild der Prothese extern

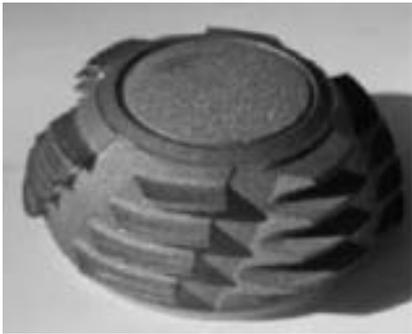


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 73
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente." Unfallchirurg 103(12): 1017-1031.

Volkman, R., et al. (1999). "More failures of uncemented acetabular screw-rings than of cemented polyethylene cups in total hip arthroplasties." Int Orthop 23(3): 138-139.

Weitere Informationen:

Hersteller: Aesculap

Typ

Schütt & Grundei ESKA Prothesen

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 74
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Diehl, P., et al. (2010). "Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht." *Biomed Tech (Berl)* 55(5): 251-264.

Mittelmeier, W., et al. (1997). "Cementless fixation of the endoprosthesis using trabecular, 3-dimensional interconnected surface structures." *Orthopade* 26(2): 117-124.

Weitere Informationen:

Hersteller: ESKA Implants, Grapengiesserstr. 34, 23556 Lübeck

Typ

Scientific Hip Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 75
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Nivbrant, B., et al. (1999). Increased migration of the SHP prosthesis: radiostereometric comparison with the Lubinus SP2 design in 40 cases. *Acta Orthop Scand*, 70(6), 569-77.

Weitere Informationen:

Typ

Smith-Peterson-Mould-Arthroplasty (SPMA)

Bild der Prothese extern

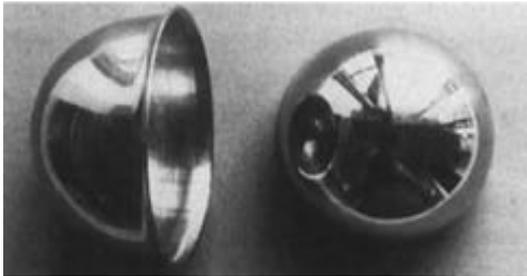


Bild aus der Sammlung

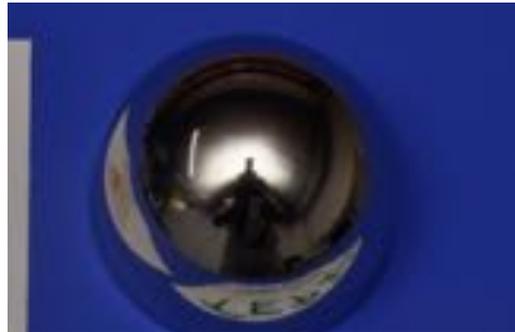


Abbildung: 76
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Steinberg, D. R. and M. E. Steinberg (2000). "The early history of arthroplasty in the United States." *Clin Orthop Relat Res*(374): 55-89.

Smith-Petersen, M. N. (1948). "Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, J. Bone Joint Surg. 30B:L:59, 1948." *Clin Orthop Relat Res*(134): 5-11.

Weitere Informationen:

Typ

Spotorno CLS Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 77 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Merle, C., et al. (2010) [Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up]. *Orthopade*, 39(1), 80-6.

Aldinger, P. R., et al. (2009). "Survival of the cementless Spotorno stem in the second decade." *Clin Orthop Relat Res* 467(9): 2297-2304.

Aldinger, P. R., et al. (2003). "A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem." *J Bone Joint Surg Br* 85(2): 209-214.

Aldinger, P. R., et al. (2003). "Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients." *Acta Orthop Scand* 74(3): 253-258.

Weitere Informationen:

Hersteller: Zimmer

CLS = Cementless Spotorno

Typ

Stanmore Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 78 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Duff-Barclay, I., et al. (1966). "Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement." *Proc R Soc Med* 59(10): 948-951.

Wilson, J. N. and J. T. Scales (1973). "The Stanmore metal on metal total hip prosthesis using a three pin type cup. A follow-up of 100 arthroplasties over nine years." *Clin Orthop Relat Res*(95): 239-249.

Weitere Informationen:

Typ

Sulzer PE-Keramik-Gleitpaarung

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 79 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Semlitsch, M., et al. (1977). "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* 11(4): 537-552.

Semlitsch, M. (1989). "Twenty years of Sulzer experience with artificial hip joint materials." *Proc Inst Mech Eng H* 203(3): 159-165.

Weitere Informationen:

Typ

Thompson Hemiarthroplastik

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

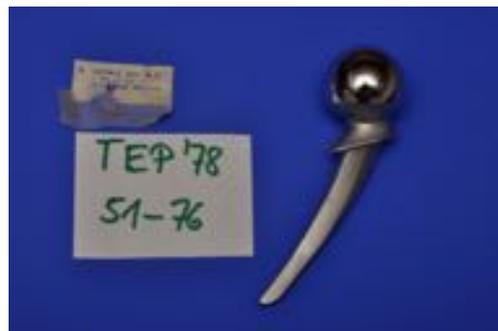


Abbildung: 80
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Thompson, F. R. (1954). "Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis." *J Bone Joint Surg Am* 36-A(3): 489-502.

Thompson, F. R. (1952). "Vitallium intramedullary hip prosthesis, preliminary report." *N Y State J Med* 52(24): 3011-3020.

Thompson, F. R. (1953). "Experiences with a vitallium intramedullary hip prosthesis." *Tex State J Med* 49(10): 749-756.

Weitere Informationen:

Typ

Tifit Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 81 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and

Kärrholm, J., et al. (2000). Radiostereometric Evaluation of Hip Implant Design and Surface Finish - Micromotion of Cemented Femoral Stems. Departments of Orthopaedics and Computing Science at Göteborg University and Umeå University.

Hallan, G., et al. (2007). "Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register." J Bone Joint Surg Br 89(12): 1574-1580.

Weitere Informationen:

Hersteller: Smith & Nephew

Typ

Townley PU-Metall Doppelkappe

Bild der Prothese extern

Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: Bildquelle:

82

Literatur:

Townley, C.O. (1982) Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. Orthop Clin North Am 13(4): p. 869-94

Rechl, H., et al. (2008). "Development of hip resurfacing." Orthopade 37(7): 626-633.

Weitere Informationen:

Typ

Ultima Schaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 83
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Bowditch, M. and R. Villar (2001). "Is titanium so bad? Medium-term outcome of cemented titanium stems." J Bone Joint Surg Br 83(5): 680-685.

Weitere Informationen:

Ultima Schaft = Howse II

Typ

Urist Hemiarthoplastik Pfanne

Bild der Prothese extern

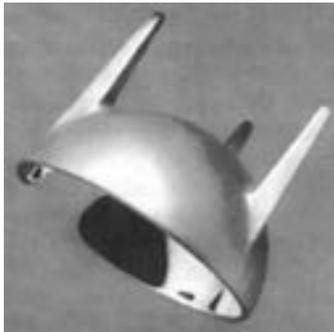


Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 84 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S11-34.

Thompson, F. R. (1966). "An essay on the development of arthroplasty of the hip." Clin Orthop Relat Res 44: 73-82.

Shorbe, H. B. (1970). "Total hip replacement without cement. McBride acetabular component and Moore femoral prosthesis." Clin Orthop Relat Res 72: 186-200.

Weitere Informationen:

in Kombination mit Moore Prothese

Typ

Wagner & Wagner Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 85
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S11-34.

Wagner, M. and H. Wagner (1996). "Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S78-88.

Schuh, A., et al. (2008). "Long-term results with the Wagner metal-on-metal resurfacing prosthesis." Z Orthop Unfall 146(3): 364-370.

Weitere Informationen:

Typ

Wagner Oberflächenersatz

Bild der Prothese extern

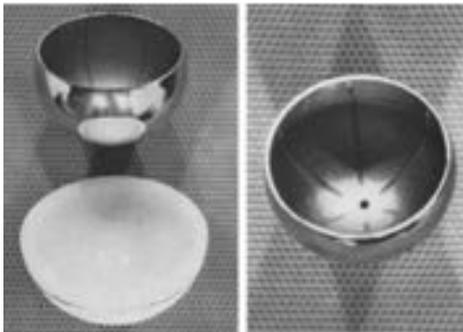


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 86 Bildquelle:
primär angegebene Literatur

Literatur:

Wagner, H. (1975). "Total joint surfact replacement in the hip joint. Preliminary communication." *Arch Orthop Unfallchir* 82(2): 101-106.

Wagner, H. (1978). "Surface replacement arthroplasty of the hip." *Clin Orthop Relat Res*(134): 102-130.

Head, W. C. (1981). "Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips." *J Bone Joint Surg Am* 63(3): 420-427.

Bell, R. S., et al. (1985). "A study of implant failure in the Wagner resurfacing arthroplasty." *J Bone Joint Surg Am* 67(8): 1165-1175.

Weitere Informationen:

auch als Keramik-PE-Gleitpaarung

Typ

Wagner-Konusschaft

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 87
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Wagner, H. and M. Wagner (2000). "Cone prosthesis for the hip joint." *Arch Orthop Trauma Surg* 120(1-2): 88-95.

Ström, H., et al. (2003). "The cone hip stem: a prospective study of 13 patients followed for 5 years with RSA." *Acta Orthop Scand* 74(5): 525-530.

Schuh, A., et al. (2009). "Long-term results of the Wagner cone prosthesis." *Int Orthop* 33(1): 53-58.

Weitere Informationen:

Typ

Weber-Rotationshüftprothesensystem

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

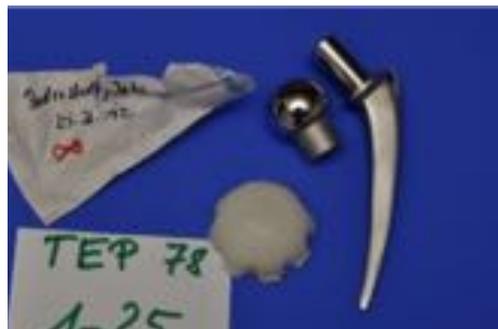


Abbildung: 88
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Weber, B. G. (1994). Endoprosthesis. E. W. Morscher, Springer-Verlag New York Inc.: 203-209.

Weber, B. G. (1971). "Hip arthroplasty. Complications after total hip replacement by rotation endoprosthesis." Acta Orthop Scand 42(5): 444-447.

Stühmer, G. and B. G. Weber (1978). "[The new rotatory hip-joint endoprosthesis according to the unit construction system after Weber. Experience and results of follow-up checks after five years (author's transl)]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 116(3): 285-293.

Weitere Informationen:

später auch mit konischem Hals

Typ

Weill-Ring Pfanne

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

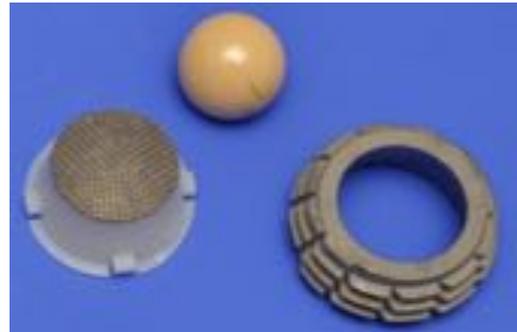


Abbildung: 89
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Breusch, S. J., et al. (2000). "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik Teil II: Pfannenkomponente." Unfallchirurg 103(12): 1017-1031.

Aldinger, P. R., et al. (2004). "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 124(7): 469-475.

Weitere Informationen:

initial ohne HA-Beschichtung

Typ

Weller Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 90
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Bläsius, K. & Schneider, E. (1989) Endoprothesen-Atlas Hüfte Thieme.

Tönnis, D. and H. Asai (1976). "Evaluation of loosening of different total hip models and neck lengths (author's transl)." Arch Orthop Unfallchir 86(3): 317-332.

Trepte, C. T. and E. F. Gauer (1987). "[Medium-term results following implantation of cemented Weller type endoprotheses]." Z Orthop Ihre Grenzgeb 125(1): 42-47.

Weitere Informationen:

Typ

Wiles, Philip Totalarthroplastik

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung

kein
Bildmaterial
verfügbar

Abbildung: 91
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Amstutz, H. C. and P. Grigoris (1996). "Metal on metal bearings in hip arthroplasty." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S11-34.

Wiles, P. (1958) The surgery of the osteoarthritic hip. Br J Surg, 45(193), 488-97.

Weitere Informationen:

Typ

Zweymüller Schaft

Bild der Prothese extern

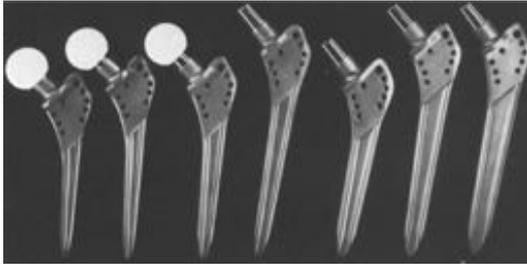


Bild aus der Sammlung



Abbildung: 92
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Zweymüller, K. and M. Semlitsch (1982). "Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems." Arch Orthop Trauma Surg 100(4): 229-236.

Weitere Informationen:

Typ

Zweymüller SL Prothese

Bild der Prothese extern



Bild aus der Sammlung



Abbildung: 93
Bildquelle: primär angegebene Literatur

Literatur:

Zweymüller, K., et al. (1988). "Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis." *Clin Orthop Relat Res*(235): 195-206.

Suckel, A., et al. (2009). "Long-term results for the uncemented Zweymüller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations." *J Arthroplasty* 24(6): 846-853.

Garcia-Cimbrelo, E., et al. (2003). "Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymüller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study." *J Bone Joint Surg Am* 85-A(2): 296-303.

Weitere Informationen:

SL = "Step Less"