

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. H. J. Refior

## **Kompendium der Hüftendoprothetik**

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

vorgelegt von

Nina Hilburg

aus

Dortmund

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. W. Plitz

---

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. R. Putz

---

Mitbetreuung durch den  
Promovierten Mitarbeiter: Dr. Thomas Gottfried

---

Dekan : Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

---

Tag der mündlichen  
Prüfung : 31.10.2002

---

Für Hans – Joachim Hilburg, meinen Vater,  
den stärksten Menschen den ich je kennengelernt habe.

Die Krähe kommt in Scharen, der Adler kommt allein.

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1. Einleitung und Problemstellung</b>	<b>1</b>
<b>2. Historischer Überblick</b>	<b>9</b>
<b>3. Verankerungstechniken</b>	<b>16</b>
<b>4. Geometrie und Design</b>	<b>20</b>
<b>5. Revisionsproblematik</b>	<b>22</b>
<b>6. Werkstoffinformationen</b>	<b>25</b>
<b>7. Einführung in die Handhabung des Kompodiums</b>	<b>34</b>
<b>8. Diskussion</b>	<b>38</b>
<b>9. Zusammenfassung</b>	<b>43</b>
<b>10. Literatur</b>	<b>45</b>
<b>11. Danksagung</b>	<b>49</b>
<b>12. Lebenslauf</b>	<b>50</b>
<b>Anhänge A – E</b>	

## *1. Einleitung und Problemstellung*

Der künstliche Hüftgelenksersatz wird in vielen Kliniken heute als Routineeingriff durchgeführt. Die mit diesem operativen Eingriff verbundenen Probleme sind jedoch längst nicht beseitigt. Besonders die aseptische Prothesenlockerung macht in ca. 15% der Fälle nach 10 bis 15 Jahren eine erneute sog. Revisionsoperation erforderlich. Neueste Langzeitbeobachtungen haben gezeigt, daß die aseptischen Prothesenlockerungen zu den Hauptproblemen der Endoprothetik zählen (Malchau et al. 2002).

Manche Legierungsbestandteile der verwendeten Metalle werden für die Entstehung von Gewebeunverträglichkeiten verantwortlich gemacht. Der Einsatz neuer Biomaterialien hat nicht zum erhofften Erfolg einer dauerhaften Prothesenfixation im Knochen geführt. Künstliche Hüftgelenke unterliegen, wie viele mechanische Gelenke, einem Materialverschleiß. Bei Produkten, die seit Jahren etabliert sind, als auch bei erfahrenen Operateuren sind nach 15 Jahren noch 90 % der Prothesen funktionsfähig. Nach 20 Jahren beginnt die Funktionskurve der noch fest im Knochen fixierten Hüftprothesen relativ rasch zu sinken.

Bortz (1984) stellte fest, daß in modernen Gelenken bei Metall–Metall Paarungen pro Jahr ca. 500 Milliarden kleinster Verschleißpartikel oder 500.000 Partikel mit jedem Schritt entstehen. Diese Partikel werden von speziellen Körperzellen – eine Art dieser Zellen sind die Makrophagen, eingefangen und abtransportiert. Übersteigt die Partikelbelastung das Makrophagensystem, dekompenziert das zelluläre Abtransportsystem. Das knochenabbauende System erlangt Übergewicht zu Lasten des knochenaufbauenden Systems. Dem zufolge kommt es zum Knochenabbau um die Prothesenkomponenten und damit zu deren Lockerung.

Die Möglichkeit einer Früherkennungsdiagnostik der aseptischen Prothesenlockerung existiert bis heute nicht. Entsprechend gibt es auch keine Therapieansätze um die Lockerungen im Frühstadium zu behandeln. Aber die heutigen Anstrengungen konzentrieren sich auf möglichst verschleißarme Gelenkpaarungen, insbesondere auf die sogenannten „hart/hart“ Paarungen.

Die Lebensdauer künstlicher Gelenke bleibt somit weiterhin begrenzt. Es stellt sich bei Revisionsoperationen oftmals die Problematik der Modellerkennung einer Prothese dar. Bis dato existiert keine gesicherte Studie, in der primär belegt wurde, wie oft das Problem der Erkennung von „Altprothesen“ auftritt. Bei dieser Fragestellung wurde deshalb bisher auf den Endoprothesen-Atlas „Hüfte“ zurückgegriffen (Bläsius 1995). Dieser Atlas ist jedoch nicht vollständig, auch sind die Zugriffssysteme mangelhaft.

Nicht nur das Problem der Modellerkennung für Revisionsoperationen hat sich bei der Hüftendoprothetik als schwierig erwiesen, sondern auch die Erkennung der Materialien. Ebenso stellt die Feststellung der Kompatibilität mit anderen Prothesensystemen und die Verwendung von Knochenzement bei der Primärimplantation Probleme dar. Eine Große Hilfe stellt die Existenz eines Prothesenpasses für jeden Patienten dar. Anlässlich einer Hüftendoprothesenoperation sollten die Prothesenart und das Material, Verankerungsart, Kopfgröße, Schaft- und Pfannengröße angegeben werden, somit ist im Falle einer Revision eine schnellere und deutliche Identifikation der Primärprothese möglich. Die Anbringung eines vom Hersteller mit gelieferten „Labels“ mit allen eben genannten Daten, erleichtert die Erstellung eines Endoprothesenpasses. Sollten die Prothesensysteme von den Herstellern nicht schon als kompatibel ausgewiesen sein und somit direkt einen Vermerk im „Kompendium der Hüftendoprothetik“ erhalten, besteht selten eine Möglichkeit, Modelle unterschiedlicher Firmen untereinander zu kombinieren<sup>1</sup>.

Eine Studie (1979-2000) der Universität Göteborg über die Revisions- und Mehrfachrevisionsraten beim totalen Hüftgelenkersatz brachte erste Informationen zu den Gründen für Revisionsoperationen(siehe Tabelle). Die Studie beinhaltete alle in Schweden durchgeführten Revisionen<sup>2</sup> nach primären Hüftarthroplastiken im Zeitraum zwischen 1979 – 2000. Diese setzten sich aus 148.359 primären Hüftarthroplastiken und 11.198 Revisionseingriffen zusammen. Bei den primären Hüftendoprothesen wurden 93,4 % der Implantate einzementiert. Nur 6,6 % waren

---

<sup>1</sup> Die nicht seitens der Hersteller autorisierte Kombination von Komponenten verschiedener Herkunft entbindet den Hersteller von der Prothesenhaftung, d.h. der Anwender (Operateur) haftet dann für daraus resultierende Schäden.

<sup>2</sup> Wegen des staatlichen Gesundheitssystems ist in Schweden eine 100% -ige Erfassung aller Fälle möglich.

zementfrei- oder hybridimplantiert. In der Gruppe der zementierten Prothesen waren 7,2 % Revisionen erforderlich. Die Revisionsrate der zementfreien Primärimplantate lag bei 12,5 %, die der Hybridimplantate bei 3,4 %. Das Durchschnittsalter der operierten Patienten lag bei 70 Jahren. Die Anzahl der Frauen liegt bei 60 %, ihr Anteil ist mit zunehmendem Alter steigend. Die aseptischen Lockerungen mit und ohne Osteolysen sind mit 72,3% die Hauptursache für Revisionen .

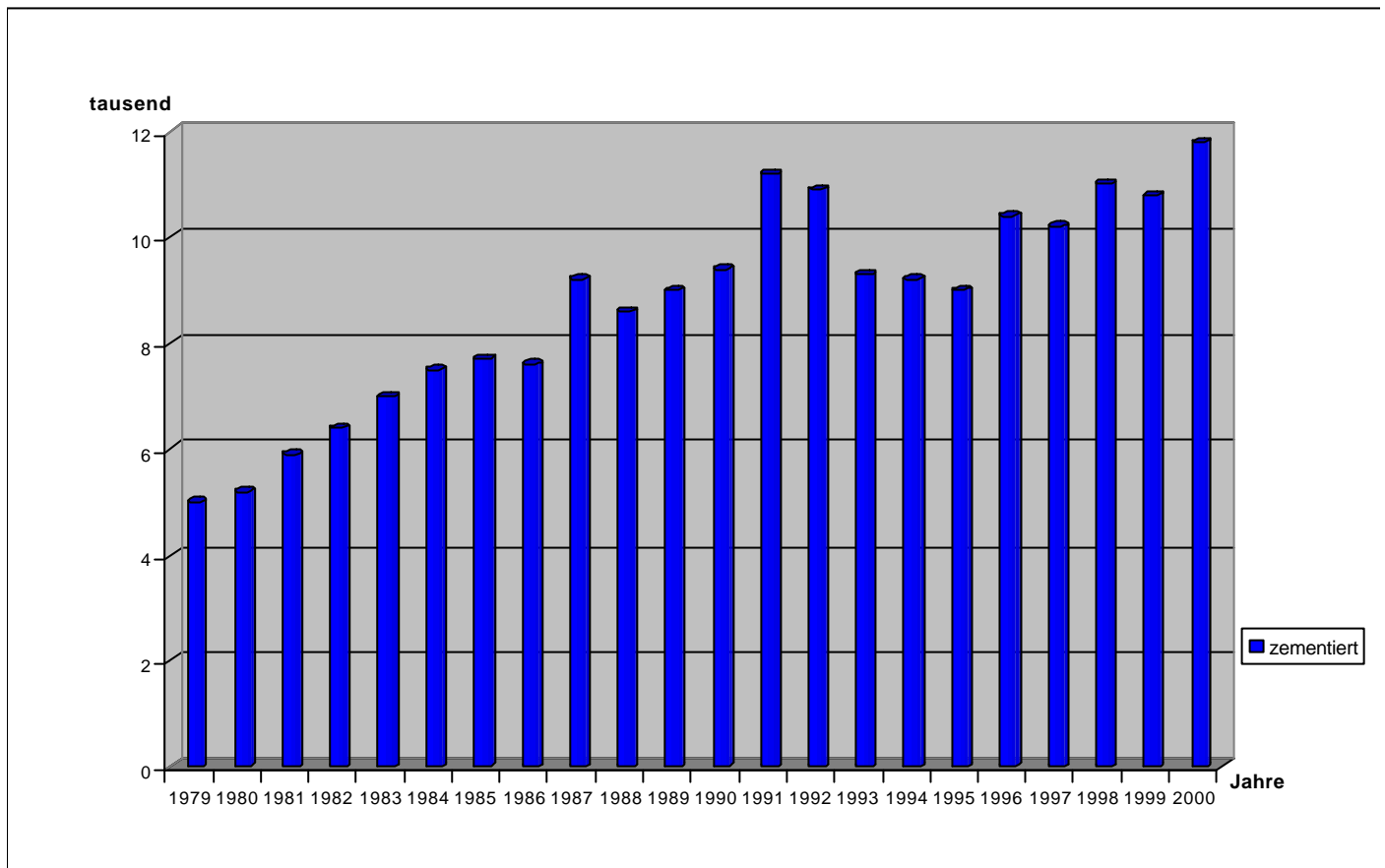
Grund	n	Prozent
Aseptische Lockerung	6.965	74,0%*
Tiefe Primärfektion	690	7,2%
Nur Knochenfrakturen	454	4,7%
Luxation	403	4,2%
2stufiges Verfahren	386	4,0%
Technische Fehler	372	3,9%
Prothesenbruch	161	1,7%
Sekundärfektion	94	1,0%
Schmerzen	37	0,4%
Polyethylenverschleiß	26	0,3%
Diverse Gründe	33	0,3%
Fehlend	13	0,1%
<b>Gesamt:</b>	<b>9.634</b>	<b>100,0%</b>

\*beinhaltet 1,7% Prothesenbruch

nach Malchau (1996)

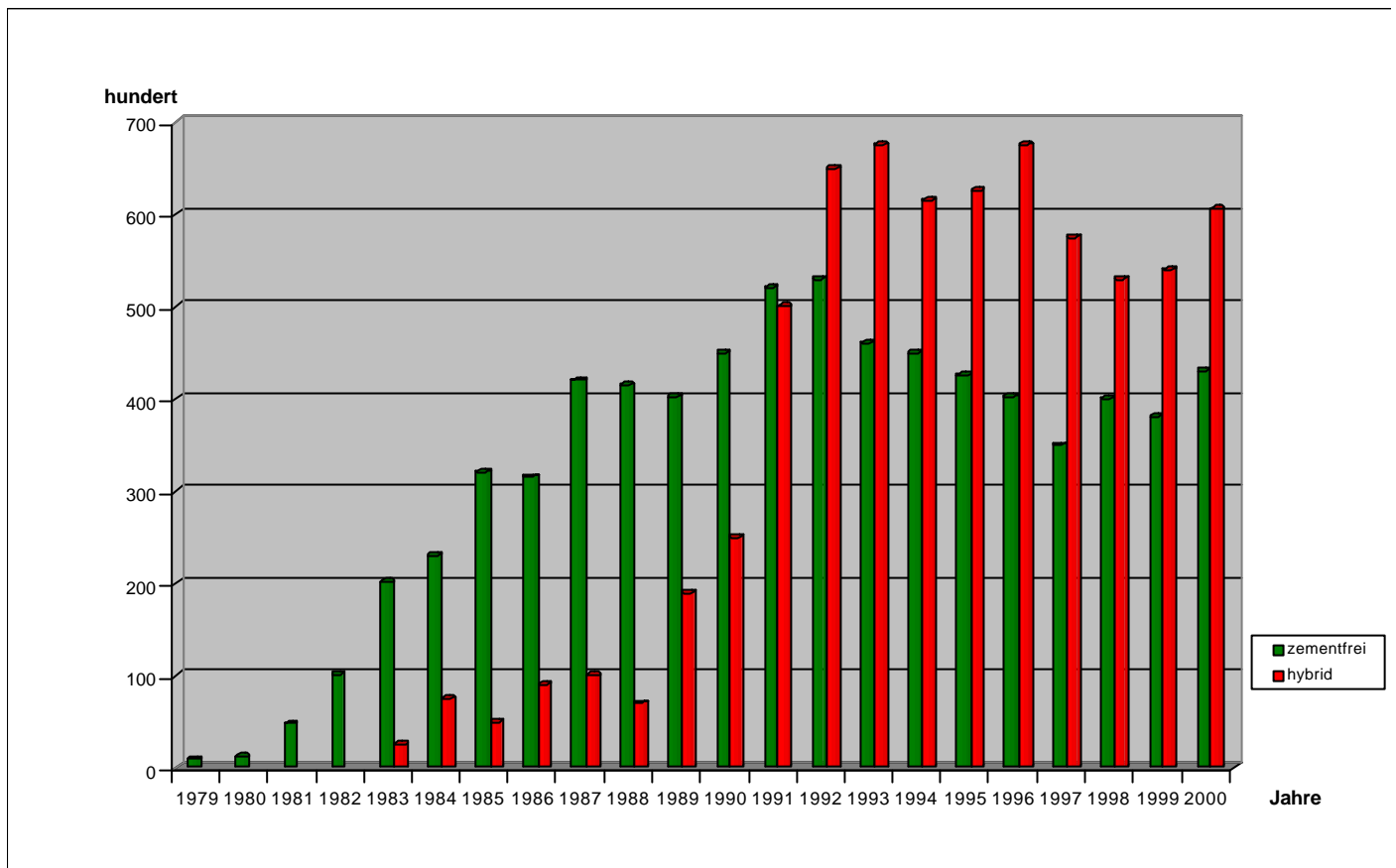
**Tab. 1:** Gründe für Revisionsoperationen (n = 9634, 1979 – 1996)

Tab. 1 nennt die Gründe für die Revisionsoperationen, wie sie anhand von 9634 Fällen dokumentiert sind. Es fällt auf, dass die sog. aseptische Lockerung mit 74 % aller Revisionsgründe der bei weitem häufigste ist.



**Tab. 2:** Zeigt für die Jahre 1979 bis 2000 die Revisionszahlen von zementierten Hüftendoprothesen.





**Tab. 3:** Zeigt für die Jahre 1979 bis 2000 die Revisionszahlen von zementfrei, bzw. hybrid implantierten Hüftendoprothesen. Es fällt auf, dass bis 1991 die zementfreie Implantationstechnik überwiegt, sie dann aber zugunsten der Hybrid-Verankerungstechnik zurückgeht.

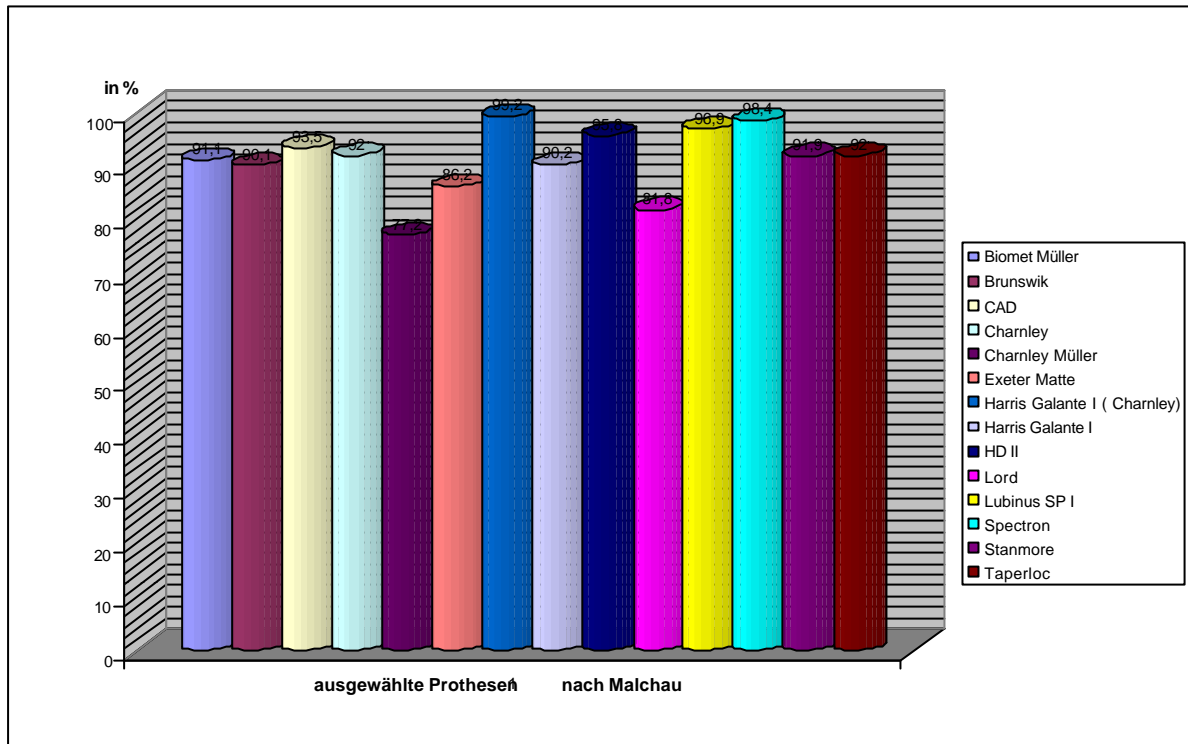


Abb. 1: Überlebensrate ausgewählter Prothesenmodelle in Schweden

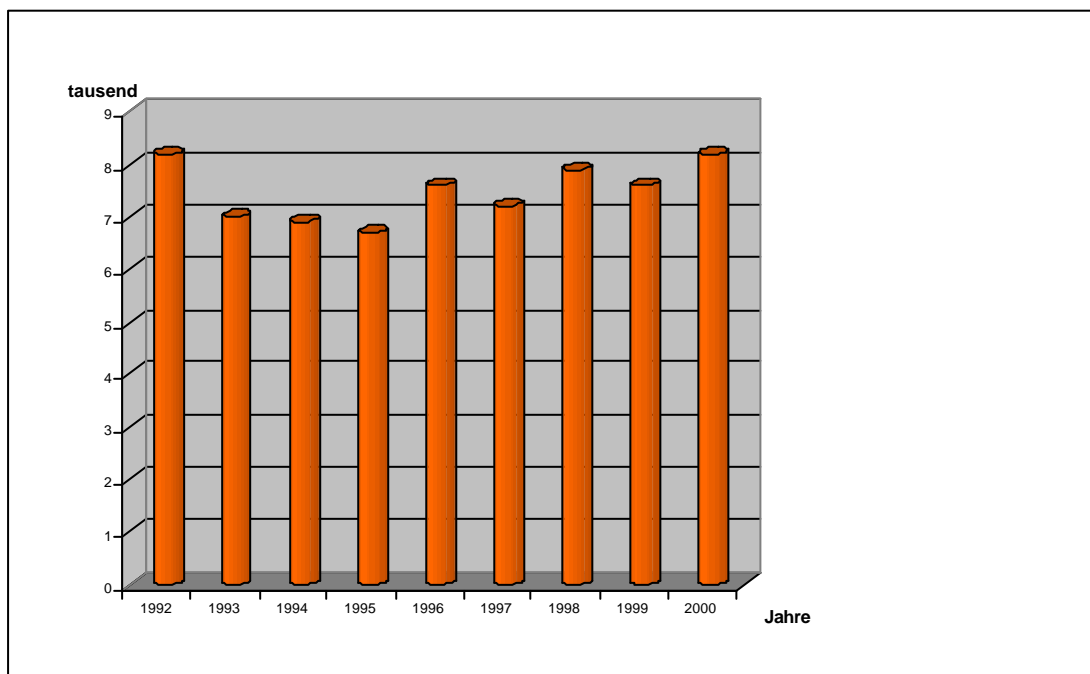


Abb. 2: Revisionszahlen von Patienten, die zum Zeitpunkt der Revision älter als 65 Jahre waren.

Aufgrund der gehäuft notwendigen Revisionsoperationen nach Lockerungen von Prothesen, die zwischen 10 bis 15 Jahre alt in situ waren, schiene es vorteilhaft, ein Nachschlagewerk mit allen im europäischen Raum implantierten handelsüblichen Hüftendoprothesen zu schaffen. Mit Hilfe dieses Nachschlagewerkes sollte es dann nach folgendem groben Raster gelingen, eine Unterscheidung der Prothesen vorzunehmen:

- Verankerungstechnik - Prothese zementiert oder zementfrei eingesetzt
- Verwendung besonderer Materialien (z.B. Stahl, Kohlenstoff, etc.)
- Modifikationen
- Design-Besonderheiten der Prothese (z. B. Chendo, Merian)
- Hersteller, Vertreiber, Halbzeuglieferant
- Sonderanfertigungen (z.B. Tumorprothesen)
- Daten für die neu zu implantierenden Prothesenkomponenten:  
Kopfdurchmesser, Halslänge, Schaftlänge, Pfannenkonzept.

Zusammenfassend darf demnach festgestellt werden, dass die Revisionsoperationen insofern erleichtert werden sollen, als dem Operateur, bzw. dem Planer der Operation ein Nachschlagewerk zur Verfügung steht, das ihm einen schnellen Zugriff auf die bei der Primärimplantation verwendeten Daten ermöglicht. Dies gilt insbesondere für die Daten, die für die erfolgreiche Revisionsoperation von besonderer Wichtigkeit sind. Dies ist einerseits die Materialkompatibilität, sofern nur eine der Komponenten entfernt werden muß. Des weiteren sind es die Geometriedaten, die vonnöten sind und im Übrigen sollte auch die Möglichkeit bestehen, sich über die zu wählende Verankerungstechnik im Klaren zu werden. Sollte sich das Nachschlagewerk in Einzelfällen als nicht ausreichend informativ zeigen, so besteht über die verschiedenen Zugriffssysteme die Möglichkeit, auch mit dem Hersteller Rücksprache zu nehmen, der dann ggf. die notwendigen weiteren Daten liefern kann. Sollte zur Revisionsoperation ein Endoprothesenpass zur Verfügung stehen, der entsprechende Daten enthält, so kann mit dem Nachschlagewerk auch ggf. die röntgenologische Identifizierung stattfinden, so dass es hier nicht zu etwaigen Überraschungen während der Revisionsoperation kommt.

Die Zahl von nahezu 300 verschiedenen Prothesensystemen, wie sie heute auf dem europäischen Markt angeboten werden, rechtfertigt unseres Erachtens die Anfertigung eines solchen Nachschlagewerks, das darüber hinaus auch die Möglichkeit haben muß, dass eine problemlose Überarbeitung und Aktualisierung jederzeit, bzw. in vertretbaren Abständen möglich sein sollte.

## 2. Historischer Überblick

Die außerordentliche Entwicklung der Endoprothetik, sowie die Vielzahl der Modelle erforderte einen Einblick in die Geschichte der Endoprothetik.

Im Jahre 400 vor Christus wurde erstmals die Problematik der angeborenen Hüftdysplasie und der Hüftluxation erkannt. Hipprokates von Kos beschäftigte sich mit der Suche nach geeigneten Möglichkeiten der Heilung oder der Verbesserung der Lebensqualität, bei starker Bewegungseinschränkung und Schmerz. Der Chirurg R. Barton durchtrennte 1797 ein versteiftes Hüftgelenk, um eine störende Fehlstellung zu beseitigen. Die Entfernung eines Gelenkes mit dem Ziel der Schmerzlinderung und der Verbesserung der Beweglichkeit wurde seit Mitte des 19. Jahrhunderts häufiger anstelle der Amputation angewendet (Helferich 1994).

Die erste Dekapitationsplastik wurde im Jahre 1821 durch White durchgeführt. Diese Art der Operation beinhaltete eine Resektion des Femurkopfes, der verbleibende Stumpf wurde in die noch vorhandene Hüftpfanne eingestellt (nach Huggler 1968). Um bei einer ankylosierten Hüfte eine Funktionsverbesserung zu erzielen, legte Carnochon 1840 eine Holzplatte in ein erkranktes Gelenk ein (Buchholz 1975). Dem Verfahren der Einlage einer Holzplatte folgte ein Interpositionsverfahren. Dabei wurde das Fremdmaterial durch körpereigenes Gewebe als freier oder gestielter Lappen verwendet (Buchholz 1975).

Die dauerhafte Remobilisierung verknöcherter Gelenke gelang erstmals Helferich im Jahre 1871. Er interponierte Muskeln zwischen die durchtrennten Knochenfragmente. Helferich legte damit die Grundlage der Arthroplastik, die durch die Operationsverfahren von Payr bis nach dem 2. Weltkrieg (1946) bestimmt wurde (Payr 1946).

1890/91 implantierte Th. Gluck, Professor der Chirurgie in Berlin, seine ersten Knie-Scharnierprothesen aus Elfenbein bei 3 Patienten. Leider mußte er mit seiner Idee kapitulieren, da die Stabilität der Schaftprothese sehr zu wünschen ließ. Das Problem der Elfenbeinprothese war das Material. Ursache war es, daß der Körper dieses Fremdmaterial nicht akzeptierte und Freßzellen dagegen richtete, die es nach und nach zersetzten, bis die Prothese sich schließlich lockerte. Zudem war die mechanische Belastbarkeit des Materials sehr gering. Das Hauptproblem bei dieser Prothese war aber die falsche Indikation. Patienten mit Gelenk-Tuberkulose stellten das hauptsächliche Patientengut der Elfenbeinprothese dar. Die bereits stark

vorgeschädigten und infizierten Gelenke waren als Voraussetzung, eine Prothese zu implantieren, nicht geeignet.

Komplette Leichenknie transplantierte 1907 E. Lexner. Die Transplantate wurden nicht integriert. Wegen der Abstoßungsreaktion standen die Mediziner in den folgenden Jahren der Verwendung von Fremdmaterial ablehnend gegenüber.

Smith-Peterson verwendete erstmalig eine sog. Mouldarthroplastik für ein Hüftgelenk. Bei dieser Art der Arthroplastik handelte es sich um eine Kappe, welche zwischen die Pfanne und den Kopf unfixiert eingelegt wurden. Damals bestand die Kappe (cup) aus Glas, diese wurde aber bald durch Plexiglas, Viscaloid und Bakelit ersetzt, ab 1938 durch eine CrCoMo-Legierung (Vitallium)<sup>3</sup>.

Im Gegensatz zu den eingelegten Cups verwendeten Adams und Lange ab 1950 nicht eingelegte, sondern aufsitzende Kappen. Diese Art der Cup–Arthroplastik wurde dann von Wagner und Freeman über mehrere Zwischenschritte, über Jahre verbessert, ohne eine eigene neue Prothese zu entwickeln. Ihr Gedanke war es, daß sie die artikulierenden Gelenkflächen der Pfanne oder des Kopfes durch fest implantierte Endoprothesen ersetzen. Diese Weiterentwicklung von Freeman und Wagner ermöglichte letztendlich die Entwicklung der heute eingesetzten Hüftendoprothesen (nach Huggler 1968).

Prothesen aus Elfenbein, die es seit 1890 nur als Knieprothesen gab, wurden ab 1922 von H. Grooves, im Bereich der Hüftendoprothetik hier als Hüftkopfersatz, entwickelt und implantiert.

Spezielle Endoprothesen aus CoCrMo-Legierungen verwendeten für das proximale Femurende erstmals 1940 Bohlmann und Moore (nach Huggler 1968).

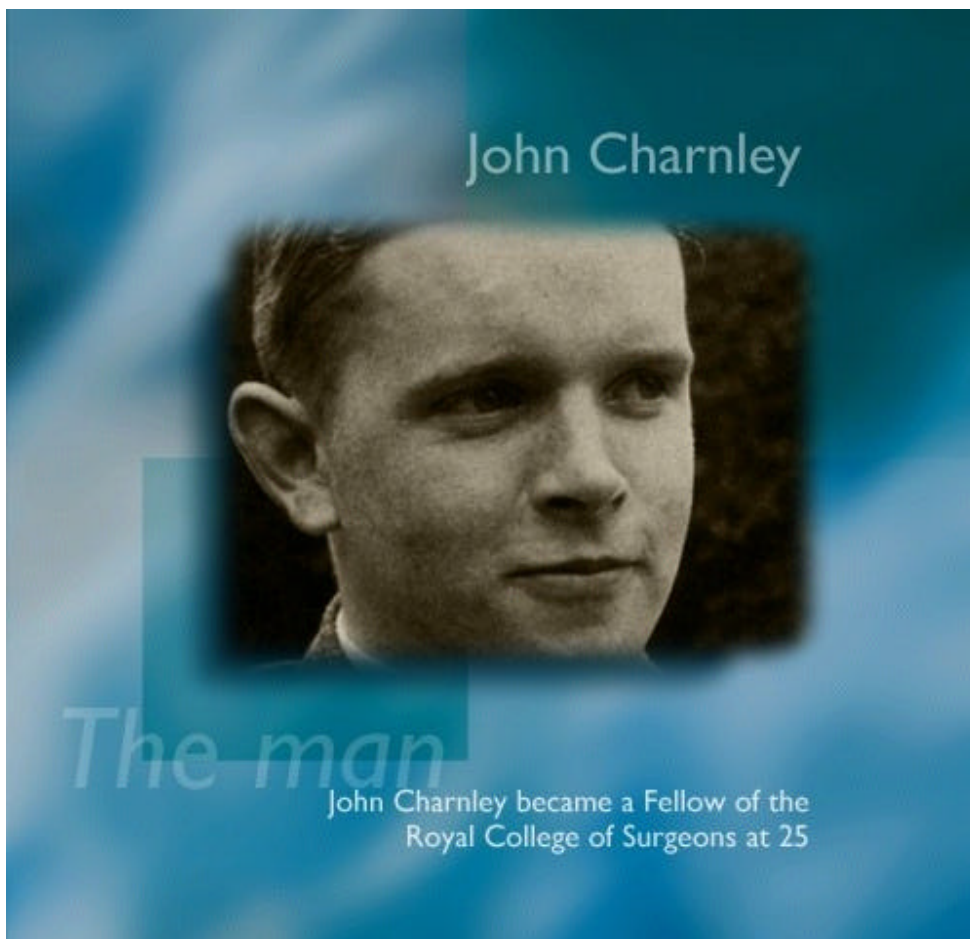
Ab 1950 wurden neue Materialien für die Produktion von Hüftendoprothesen verwendet. 1950 verwendeten die Brüder Judet erstmalig für ihre Femurprothese Plexiglas. Thompson und Moore verwendeten 1954 Metall (CoCrMo) für ihre erste Schenkelhalsprothese.

---

<sup>3</sup> Vitallium ist der Handelsname der Fa. Howmedica für die CoCrMo Legierung

G.K. Mc Kee entwickelte mit seinem Partner J. Watson-Farrar die erste Hüfttotalendoprothese. Dieses Modell enthielt eine Pfannenschale und eine Schaftkomponente aus CoCrMo-Legierung ohne Polyethylen Inlay. Das Team Mc Kee–Farrar entwickelte 1953 die erste Metall/Metall Gleitpaarung im Bereich der Hüftendoprothetik.

Sir John Charnley führt 1959/60 Methylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement in die Hüftendoprothetik ein. Im Rahmen der von ihm so bezeichneten „low friction arthroplasty of the hip“ propagierte er das Polyethylen (UHMWPE, HDPE) als Gleitflächenkomponente.



Die Erfolgsquote der Endoprothetik verbesserte sich durch die Einführung des Zements ganz entscheidend, da dieser die Last über die große Knochenflächen verteilt und sich primär stabil verankert.“ (1970 Mc Kee, nach Morscher 1987)

Ab 1969 entwickelte Mittelmeier zusammen mit der Osteo AG die sog. „Tragrippen“ Endoprothese zur zementfreien Verankerung. Die erste klinische Erprobung der

Tragrippenprothese erfolgte ab 1975. Diese sollte auch jüngeren Menschen die Vorteile des Gelenkersatzes eröffnen. Insbesondere unter dem Eindruck der zunehmenden aseptischen Prothesenlockerungen, die damals vor allem dem Knochenzement zugeschrieben wurden, ist diese Prothese entwickelt worden. Sie beruht auf dem bereits 1956 von Mittelmeier und Singer publizierten Vorschlag, wonach das Problem der Prothesenverankerung durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche und damit einer Vergrößerung der knöchernen Auflagefläche zu lösen sei. Diese geht einher mit einer günstigeren Lastverteilung und einer Reduzierung der spezifischen Flächenlast (Mittelmeier und Singer 1956). Die bis 1967 bestehende gerade Schaftform wurde durch die gebogene Form „Müller Banane“ von Müller im Jahre 1969/70 ersetzt. Er entwickelte die gebogene Schaftprothese und dazu einen passenden Kragen. Im Jahre 1971 übernahm Weller<sup>4</sup> diese Form des gebogenen Schaft und modifizierte ihn. Es war ebenfalls Weller, der 1978 den Schaft als biomechanisch optimierte Form auf den Markt brachte. Die Schalenprothese gab es bis 1976 nur mit Metallpfanne oder als Duokopfprothese (als Prothese in Verbindung mit dem natürlichem Acetabulum). Wagner verwendete ab 1975 diese Prothese mit einer dünnwandigen zu zementierenden Polyethylen Pfanne (nach Mittelmeier 1975).

Lord entwickelt für die zementfreie Verankerung eine madreporische Oberfläche mit Kugeldurchmessern von 1 mm. 1973 findet Mittelmeier die makrostrukturierte Oberfläche: Kantige Schaftgeometrie, konische Schraubpfanne, Keramik/Keramik Gleitpaarung (Mittelmeier und Harms 1982).

1973 stellen Bauer und Jopp eine Liste zusammen, mit den laut Statistik am meisten auftretenden hüftoperations abhängigen Komplikationen:

- Via falsa Femurschaftprothese
- Trochanterfrakturen
- Femurfrakturen bei Metallentfernung
- Valgische Position
- Frühluxation
- Lokale Hämatome
- Wundheilung per secundum

---

<sup>4</sup> Weller ist der Autor, nicht der Hersteller. Die Fa. Aesculap hat die Prothese auf den Markt gebracht.



- Lockerungen (Lockerungsätiologie: Polyethylen unterliegt der Alterung (Degradation) mit einer damit einhergehenden Verschlechterung der Tribologie. Nicht abtransportierte Abriebpartikel kontaminieren das Gewebe, es kommt zu Nekrosen und Granulomen womit eine Lockerung in die Wege geleitet ist (nach Bergmann und Mittelmeier 1975).

Beginn der klinischen Erprobung der ersten Keramik Prothesen durch Boutin im Jahre 1970. Judet implantierte erstmals 1971 die Prothesenpaarungen aus  $Al_2O_3$ . Im Jahre 1974 propagiert Morscher den isoelastischen Schaft nach R. Mathys, den metallarmierten elastischen Kunstprothesenschaft. Die erste konische Schraubpfanne mit Polyethylen Inlay wurde 1982 von Mittelmeier und Harms in die Klinik eingeführt. Eine Weiterentwicklung der Prothesenpaarung  $Al_2O_3$ - $Al_2O_3$  fand im Jahre 1975 statt. Im Jahre 1978 beschrieben Willert und Buchhorn nicht nur die immer erwähnten Vorteile, sondern erstmalig auch die Nachteile des Knochenzements (Bergmann 1985).

Die Toxizität des aushärtenden Zements ist durch das Monomer bedingt, die Wärmeentwicklung durch die exotherme Reaktion während der Polymerisation. Die mechanischen Eigenschaften des Zements als aushärtender Werkstoff erschwert mitunter den Wechsel der Prothese und ist daher als weiterer „Nachteil“ zu sehen (Willert und Buchhorn 1987).

Zweymüller verwendet für seinen Prothesenschaft 1980 eine Titanlegierung, dieser wird mit einer distalen press-fit Verankerung fixiert. Dieser Titanschaft weist ein großes Schaftsoriment auf und wird mit einer konischen Schraubpfanne mit Polyethylen Inlay angeboten (Sulzer - Informationsschrift 1985)

Eine weitere Entwicklung war die Titanschaftprothese von Parhofer-Mönch als LPM angegebene komplette modulare Titanprothese, kombiniert mit einem makrostrukturierten Schaft und einer konischen Schraubpfanne.

1983 kommt es zu weiteren Fortschritten und Verbesserungen. Spotorno entwickelt eine elastische Spreizpfanne und eine proximale Schaftverankerung. Schütt und

Grunde entwickelt einen anatomischen Prothesenschaft mit metall-spongiöser Oberfläche.

In den Jahren 1980- 1985 kommt es zur Entwicklung vieler verschiedener Prothesensysteme<sup>5</sup>:

- Zementfreie AML (vergleiche Kompodium A 3 3)
- Porocoat (vergleiche Kompodium D 0 3)
- PCA-TDI coating (vergleiche Kompodium H 0 1)
- Harris -Fibermesh Prothesenentwicklung (vergleiche Kompodium Z 0 6)
- Omnifit HAP coating (vergleiche Kompodium O 2 3)

1985 – 1990:

- 1a. Mec-Ring Schraubpfanne<sup>6</sup>
- 1b. Weill-Ring<sup>4</sup>
- 2. PM
- 3. Zeymüller SL
- 4. Schraubring München<sup>4</sup>
- 5. Schraubpfanne Hofer
- 6. Zementfreie Modelle Aldinger CAD<sup>7</sup> (Custom made Prothesen nach CT<sup>4</sup>)
- 7. Bicontact zementiertes und zementfreies Prothesensystem
- 8. Plasmacup-Plasmapore press-fit Pfannen

Der OS Orthopedic Service entwickelt 1995 die 3D Methode zum Einsatz des künstlichen Hüftgelenks nach Computerplanung. Dieses System – CASPAR genannt - ist geeignet, die bisherige Lücke der präoperativ gewonnenen Daten und die interoperativ mögliche Umsetzung zu schließen. CASPAR ermöglicht eine dreidimensionale Planung. Durch eine computertomographische Röntgenuntersuchung ist eine 3-D Darstellung des gesamten Hüftgelenkes auf dem Computer während einer Operation für den Operateur ersichtlich. Die

---

<sup>5</sup> Die genannten Systeme sind unter dem jeweiligen Schlagwort im Kompodium auffindbar.

<sup>6</sup> Die darunter aufgelisteten Prothesen sind nicht mehr oder nur noch sehr vereinzelt im Gebrauch.

<sup>7</sup> CAD ist das Computerprogramm, das für die optimale Planung der Implantation verwendet wird. Anhand der CT Bilder werden nach entsprechender Aufarbeitung die Prothesen gefräst und danach zementfrei implantiert.

Strahlenbelastung ist bei dieser Methode für den Patienten hoch, weit größer als eine konventionelle Röntgenaufnahme in 2 Ebenen.

Henning (1999) postulierte, daß die computergestützte Operationsplanung sowie die Roboter unterstützte Operationsführung eine standardisierte Implantatverankerung ermöglicht. In der Klinik hat sich das Verfahren nicht bewährt, auch blieb der Nachweis besserer Langzeitergebnisse bisher aus.

Eine entscheidende Verbesserung der Langzeitergebnisse könnte die navigierte Prothesenimplantation erbringen, diese befindet sich jedoch noch in der Erprobungsphase. Dabei kann der Operateur nach einer vor der Operation durchgeführten Planung die Komponenten dreidimensional kontrolliert implantieren. Im Unterschied zum Roboter handelt es sich um ein passives System, bei dem der Operateur die Kontrolle über die Instrumente behält. Jedoch müssen auch hier wie bei der Robotik Verweilzeiten von 10 Jahren abgewartet werden, um die Bewährung dieser Methode letztlich beurteilen zu können.

Zusammenfassend darf festgestellt werden, daß die Entwicklung der Endoprothetik in den letzten 50 Jahren mit großen Fortschritten einherging, die letztlich dem Patienten zugute kamen. Die Tatsache, dass im deutschsprachigen Raum derzeit ca. 300 verschiedene Hüftprothesensysteme existieren, läßt die Vermutung zu, dass die ideale Prothese noch nicht gefunden ist.

### 3. Verankerungstechniken

Bevor der Knochenzement von Sir John Charnley aus der Zahnheilkunde für die Hüftendoprothetik adaptiert wurde – d.h. vor 1960 – hatte es bereits die zementfreie Implantation gegeben. Sowohl die Brüder Judet mit ihrer Plexiglas Schenkelhalsprothese als auch Austin Moore haben die Endoprothesen zementfrei eingebracht, wobei sich die Moore Prothese dadurch auszeichnete, dass sie im proximalen Bereich Durchbrüche aufwies, die dazu dienen sollten, dass es hier zu einem Ein- und Durchbau von Knochen kam. Dass dies teilweise auch geschah, beweisen zahlreiche Revisionsobjekte. Es konnte allerdings kein systematischer Durchbruch mit dieser unzementierten Technik erzielt werden.

Die Einführung des Knochenzements durch Charnley im Jahre 1960, womit er sich in einem sehr ausführlichen Buch 1970 nochmals befaßt hat, gelang ein Durchbruch in der Endoprothetik insofern als nunmehr systematische Erfolge zu erzielen waren, insbesondere die Patienten auch unmittelbar nach der Operation das betroffene Bein belasten konnten. Mit der Einführung des Zements und auch des Polyethylens als Gleitwerkstoff wurde der „Durchbruch“ der Hüftendoprothetik eingeleitet. Dennoch war die sog. aseptische Lockerung, die sich mitunter erst nach 10, 15 oder noch mehr Jahren einstellte, das zentrale Problem der Hüftendoprothetik und es wurden vielerlei Überlegungen, aber auch Spekulationen angestellt, warum es zu diesen aseptischen Spätlockerungen kam.

In einer Arbeit von GÄCHTER (1983) wurde an 80 autoptischen Präparaten festgestellt, dass bei über 70 Prozent dieser Präparate der Zementköcher als nicht optimal zu bezeichnen war, d.h. die Zementköcher waren mit Brüchen, Rissen und sonstigen Unzulänglichkeiten behaftet, woraus man seinerzeit den Schluß gezogen hat, dass die aseptische Spätlockerung mit der Zementverankerung in Zusammenhang zu bringen sei.

Es setzte darauf hin eine Entwicklung zur zementfreien Verankerungstechnik ein, die insbesondere von Mittelmeier getragen wurde, der bereits 1956 auf die Möglichkeit einer Oberflächenvergrößerung zur besseren Verankerung von Hüftendoprothesenschäften hingewiesen hat und 1975 einen ersten entsprechend

strukturierten Schaft (Abb. 4) vorstellte, der allerdings in der ersten Version wieder verworfen wurde, um letztendlich eine endgültige Version (vgl. Abb. 5) zu bringen, die zementfreie Verankerung ermöglichte.

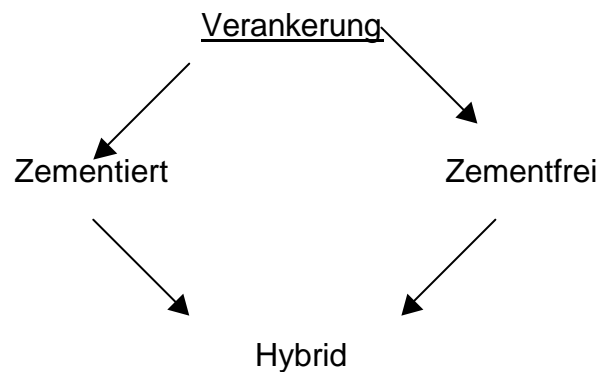
**Abb. 4**

**Abb. 5**



In der Folge wurden sehr viele Modelle für eine zementfreie Verankerung modifiziert, wobei insbesondere zahlreiche Oberflächenmodifikationen auf den Markt kamen. Diese Oberflächenmodifikationen wurden teilweise nachträglich auf die Schäfte aufgebracht, es gab aber auch Oberflächenstrukturen, die mit dem Schaft selbst gegossen wurden, so dass hier die Gefahr einer Oberflächenveränderung und damit die Gefahr von Ermüdungsbrüchen verringert wurde. Inwieweit die zementfreie Verankerung bessere Langzeitergebnisse ergibt als die Verankerung mit Knochenzement, ist bis heute unklar, denn die statistischen und demografischen

Voraussetzungen hierzu sind nicht eindeutig definiert. Wie aus einem Auszug aus der „Schwedenstudie“ zu sehen ist, ist trotz der Einführung der zementfreien Fixationstechnik ein stetiger Zuwachs der zementierten Endoprothesen festzustellen, während die zementfreien Implantationen im Zeitraum zwischen 1979 und 2000 bis zum Jahre 1992 zugenommen haben, dann aber allerdings bis 1997 ein Abfall zu verzeichnen ist, der allmählich wieder einem Anstieg bis zum Jahre 2000 weicht. Auffallend ist auch, dass die Zahl der sog. Hybridimplantationen, d.h. eine Komponente (meistens der Schaft) zementiert und die Pfanne entweder eingeschraubt oder im press fit Verfahren eingebracht, speziell ab 1990 eine große Zunahme erfuhr, wobei allerdings ab 1993 bereits wieder ein gewisser rückläufiger Trend zu erkennen ist (vgl. Abb. 6).



**Abb. 6**

Im Laufe der Prothesenentwicklungen hat sich ein weiterer Trend, was die Fixation betrifft, eingestellt. Zunächst wurde davon ausgegangen, dass die günstigste Verankerungssituation diejenige sei, bei der sich der Schaft im festen kompakten Knochenrohr verankern kann. Die empirischen Erkenntnisse haben jedoch ergeben, dass diese Verankerungsart nicht optimal ist, sondern vielmehr eine Verankerung im proximalen, d.h. gelenknahen Anteil des Femurs anzusiedeln ist. Diese sog. proximale Verankerungssituation spiegelt sich auch in zahlreichen Modellen wieder, die im proximalen Bereich Oberflächen zeigen, die ein Anwachsen in diesem Bereich ermöglichen sollen (Beschichtungen, Aufrauhungen, Strukturierungen). Im distalen Bereich des Schaftes ist dann in vielen Fällen eine glatte Struktur zu finden, die das Anwachsen in diesem Bereich verhindern oder nicht zulassen sollte.

Damit war auch der Weg offen für die Endprothesentypen, die heute als sog. Schenkelhalsprothesen bezeichnet werden. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass

die Verankerungssituation weit proximal angesiedelt ist, wobei die ersten Modelle dieser Art (Druckscheibenprothese, Cigar Prothese) noch mit einer Verankerungsschraube versehen waren, die durch die trochanternahe Region ging. Diese trochanternahen Verschraubungen hatten jedoch immer wieder das Problem des sog. Laschenschmerzes mit sich gebracht, weshalb weitere Versionen (Cut Prothese) auf diese Lasche verzichtet haben und dennoch mit kurzen Schäften eine ausreichend stabile Primärstabilität ergeben.

Die Frage, wann die zementfreie Technik der Zementiertechnik vorzuziehen sei, bzw. umgekehrt, wird heute in aller Regel an der Indikation, bzw. am Alter und dem Gesundheitszustand des Patienten festgemacht. Wird beispielsweise ein heute 60jähriger Patient mit einer Endoprothese versorgt, so geht man davon aus, dass er bei der zu erwartenden Verweildauer der Prothese mindestens noch mit einer Revision konfrontiert wird, weshalb man in diesem Falle zu einer zementfreien Implantationstechnik neigt, die für eine Revisionsoperation günstigere Voraussetzungen bietet, als dies die zementierte Version tut. Bei der Revision eines zementierten Prothesenschaftes ist es in aller Regel notwendig, den im Knochenrohr verbleibenden Zementköcher in irgendeiner Form herauszubefördern. Dies kann mit speziellen Gerätschaften geschehen, macht aber mitunter größte Mühe, was natürlicherweise bei einem zementfrei verankerten Schaft nicht der Fall ist. Hier wiederum gibt es oftmals Probleme, weil die distalen Strukturen so fest an der Oberfläche haften, dass ein „Herausschlagen“ in aller Regel nicht gelingt und man sich gezwungen sieht, entsprechende Fensterungen im Femurknochen vorzunehmen.

Entsprechend den eben genannten Ausführungen ist demnach zur Zeit eine klare Aussage darüber, wann, ob und in welcher Weise man zementieren sollte oder nicht, nicht zu treffen, weil hierzu die entsprechenden statistisch-klinischen Aussagen fehlen. Die groß angelegt Schwedenstudie gibt hier nur bedingt Auskunft, denn in den skandinavischen Ländern hat sich die zementfreie Implantationstechnik weit weniger durchsetzen können als dies im mitteleuropäischen Raum der Fall ist.

## 4. Geometrie und Design

Zweifelsohne kommt dem Design, bzw. der Geometrie des Schaftes eine entsprechende Bedeutung zu, wobei hier einige, teils sich widersprechende Überlegungen einfließen. Einerseits sind sowohl die Hersteller als auch die Anwender insbesondere wegen der Lagerhaltung daran interessiert, mit möglichst wenig Konfektionsgrößen ein großes Spektrum von Femura versorgen zu können, andererseits haben Untersuchungen ergeben, dass im Prinzip jeder Femur ein Unikat darstellt, der zwar prinzipiellen geometrischen Grundregeln folgt, im Einzelfall jedoch immer wieder von diesen Regeln abweicht, je nach Individuum und den entsprechenden funktionellen Reizen, denen dieser Knochen ausgesetzt ist. So wurde sehr lange und immer wieder neu diskutiert, ob man einen sog. anatomischen Schaft konzipieren sollte, der die natürlichen Krümmungen des oberen Femurdrittels beinhaltet, oder ob man auch ohne weiteres einen geraden Schaft einbringen kann, der sich dann entsprechend an den unterschiedlichen Wandpunkten anlehnt.

Es ist auch immer wieder die Frage aufgetaucht, ob die Geometrie des Schaftes raumfüllend ausgestaltet werden sollte und ob hierzu möglicherweise computerunterstützte Methoden günstig sind. Nachdem die Untersuchungen von BERGMANN (1990) gezeigt haben, dass auf dem Hüftkopf insbesondere beim Treppensteigen oder Laufen erhebliche Rotationsmomente wirken, war man sich darüber im Klaren, dass die Geometrie der Schäfte so gestaltet sein müsste, dass dieses Rotationsmoment in jedem Falle auf den Knochen übertragen werden kann und dies bereits in einer sehr frühen Phase nach der Implantation. Unabhängig davon, hatte sich – auch wiederum empirisch – herausgestellt, dass Schaftdesigns, die eher ovaläre Querschnitte haben, gegenüber denen mit Rechteckquerschnitten von Nachteil waren.

Was das Design der Hüftpfannen betrifft, so sind auch hier viele Entwicklungen durchlaufen worden. Zunächst war man der Ansicht, dass ein konischer Grundkörper, mit entsprechendem Gewinde versehen, die günstigere Form einer sog. Schraubpfanne darstellt, mußte jedoch sehr bald einsehen, dass diese Pfannen zwar primär recht stabil sind, dass man aber bei der Gelegenheit doch sehr viel Knochensubstanz opfern mußte, was nicht im Sinne einer möglicherweise später



anstehenden Revisionsoperation sein konnte. Man ging daher später auf sog. sphärische Pfannen über, die der Grundform des Acetabulums besser angepaßt waren, mußte aber auch mehrfach die Gewindeformen ändern, denn die anfangs benutzten Gewindeformen mit sehr starken Gewindefußabmessungen hatten sich als nicht günstig erwiesen, weshalb man in der Zwischenzeit auf Gewinde übergegangen ist, die eher sägezahnförmig ausgebildet sind und im Gewindefuß die gleichen Abmessungen wie in der Höhe des schneidenden Gewindes hatten (vgl. z.B. A 13).

Die weitere Entwicklung ging zur sog. press-fit Pfanne, die insbesondere bei der Operationstechnik Vorteile bietet, insofern als sie jederzeit nochmals neu orientiert werden kann, was bei den Schraubpfannen in aller Regel nicht möglich ist, es sei denn, man riskiert ein erneutes Gewindeschneiden mit entsprechenden Verschneidungen.

Über all diesen Entwicklungen hat die zementierte Polyethylenpfanne nach wie vor ihren weit verbreiteten Stellenwert und – wie sich an Modellen nach Charnley gezeigt hat – kommt hierbei der Polyethylenwandstärke eine entscheidende Bedeutung zu. Die Verformungen des Acetabulums während des Gehens unter den entsprechenden Lasten sind hier offenbar die ausschlaggebenden Umstände, weshalb es bei relativ dünnwandigen Pfannen immer wieder zu Lockerungsproblemen kommt.

Über die Frage der Stiellänge wurde und wird nach wie vor massiv diskutiert. Wie bereits im vorhergehenden Kapitel erwähnt, neigt man dazu, die Stiele immer kürzer zu gestalten, um der Vorstellung der proximalen Verankerung näher zu kommen. Andererseits stellen die Revisionen aber auch periprothetische Frakturen das Problem, dass hier bestimmte Frakturbereiche überbrückt werden müssen, weshalb man entsprechend lange Stiele konzipiert hat. Ebenso für die Tumorchirurgie, bei der mitunter der ganze proximale Anteil des Femurs entfernt werden und eine entsprechende Überbrückung geschaffen werden muß.

## 5. Revisionsproblematik

Nachdem seit der Einführung des Knochenzements und des ultrahochmolekularen Polyethylens (UHMWPE) durch Charnley im Jahre 1960 die Hüftendoprothetik enormen Zuwachs verzeichnen konnte, ist – wie später noch zu zeigen sein wird – die Zahl der Modelle sprunghaft angewachsen. Mit der großen Zahl der Implantationen (1970 ca. 100.000 pro Jahr in Deutschland und 2000 ca. 180000) ist auch die Problematik der Revision immer deutlicher geworden, zumal die Verweilzeiten der damaligen Endoprothesensysteme in aller Regel 10 bis 15 Jahre nicht überschritten haben und nur in Ausnahmefällen Revisionen erst nach 20 und mehr Jahren Verweildauer notwendig wurden.

Wie heute bekannt, tritt die sog. aseptische Lockerung bei Endoprothesen dadurch ein, dass in aller Regel das Polyethylen einer Degradation unterliegt, diese Degradation mit einer Verschlechterung der mechanischen, insbesondere der tribologischen Eigenschaften einhergeht und damit die Menge des anfallenden Abriebs pro Zeiteinheit so weit ansteigt, dass die körpereigenen Abtransportmechanismen dekompensieren (Willert 1978). Bis etwa 1975 wurde davon ausgegangen, dass die wesentliche Lockerungsursache in der Verwendung des Knochenzements begründet liegt, weshalb ab etwa 1975 auch die sog. zementfreie Implantations- technik zunehmend in Gebrauch kam. Es hat sich jedoch herausgestellt, dass offenbar der Knochenzement nicht dasjenige Biomaterial ist, das die Lockerung mit bewirkt, sondern – wie eben beschrieben – die Zunahme der Abriebpartikel insbesondere des Polyethylens.

Als weitere Ursache von aseptischen Lockerungen kommt die suboptimale Implantationstechnik zum Tragen. Dies bedeutet, dass bei der Primärimplantation auf die Wiederherstellung der funktionellen Einheit zu wenig geachtet wurde, was im Detail bedeutet, dass der Kopfmittelpunkt des künstlichen Gelenks mit dem des ursprünglichen Gelenkmittelpunkts nicht mehr übereinstimmt, dass das Offset nicht mehr dem ursprünglichen entspricht, dass ggf. auch der CCD-Winkel verändert wurde, dass Hebelarme, insbesondere was die angreifende Muskulatur betrifft verändert wurde und damit zusätzliche Kräfte auf das Hüftgelenk wirksam geworden sind, die letztendlich den oben beschriebenen Mechanismus der Abriebdekomensation noch beschleunigt haben.

Die ursprüngliche Idee bei manchen Endoprothesen, dass man ein leicht auswechselbares Verschleißteil in das Endoprothesensystem integriert, etwa wie beim Modell Weber-Huggler der auswechselbare Polyesterkopf, oder auch bei neueren Systemen das Inlay der Pfanne hat sich insofern nicht bewährt, als die Patienten in aller Regel erst dann zur Nachuntersuchung kommen, wenn sie bereits Schmerzen haben. Wenn jedoch erst Schmerzen auftreten, so ist die Lockerung in aller Regel schon so weit fortgeschritten, dass einer Revision nicht mehr auszuweichen ist. Die Problematik, die sich dann für den Operateur stellt, ist in aller Regel die, dass er keine oder nur lückenhafte Unterlagen über das primär implantierte Endoprothesensystem erhält, dass er im übrigen sehr häufig auch nicht die Original-Unterlagen bekommen kann und damit letztendlich ohne brauchbare Information über das primär implantierte Endoprothesensystem zur Revisionsoperation schreiten müßte. Dies kann mitunter deletäre Folgen für den Patienten haben insofern, als zumindest der Kopfdurchmesser vorhanden sein muß, des weiteren sollte – wenn eben möglich – auch das geeignete Instrumentarium vorhanden sein, um beispielsweise eine Schraubpfanne wieder zu entfernen. Im übrigen sollte bekannt sein, um was für ein Material es sich handelt, oder was für Besonderheiten das Prothesensystem noch aufweist, das ggf. ein Reoperationshindernis darstellen könnte.

An all diese Informationen kommt der Operateur, der die Revision durchzuführen hat in aller Regel sehr schwer, wenn überhaupt heran. Deshalb soll die vorliegende Arbeit in erster Linie ein Nachschlagewerk für die Operateure sein, die sich mit einer Revision befassen müssen und nicht über die entsprechenden Unterlagen verfügen. Es sollen ihnen auch einige grundlegende Kenntnisse über die materialspezifische Probleme von Endoprothesenwerkstoffen nähergebracht werden. Die Praxis zeigt auch, dass die oftmals ausgegebenen sog. Endoprothesenpässe, die die entsprechende Information enthielten, von den Patienten sehr häufig verloren gemeldet werden oder im Laufe der Jahre nicht mehr auffindbar sind.

Die im Anschluß angegebene Tabelle 4 soll einen Überblick über die im Kompendium erfassten 258 Prothesensysteme geben, um die Vielfalt und die Schwierigkeit zu beleuchten, die sich aus der großen Zahl der Modelle ergeben. Bei der Erstellung des Kompendiums, bzw. der entsprechenden Datenblätter wurde

besonderer Wert darauf gelegt, dass der Zugriff zu diesem Kompendium so gestaltet ist, dass es verschiedene Möglichkeiten gibt, die zu revidierende Prothese aufzufinden. Dies ist einmal die Möglichkeit, die Schäfte, bzw. Pfannen nach der Verankerungsart auszusuchen (zementfrei, mit Zement). Des Weiteren ist über die eingeführten Codenummern eine Zuordnung nach Handelsnamen möglich, denn diese Handelsnamen tauchen erfahrungsgemäß relativ häufig in Operationsberichten oder sonstigen Informationen zur Primärimplantation auf. Darüber hinaus ist auch ein Verzeichnis der Herstelleradressen angegeben, um ggf. über einen Mitarbeiter der Herstellerfirma nähere Informationen über das Revisionsobjekt zu erhalten. Schließlich gibt es eine sog. Index, der alle aufgeführten Prothesensysteme alphabetisch aufführt, um auch auf diese Weise an die entsprechenden Informationen heranzukommen.

<b>Bezeichnung</b>	<b>Anzahl</b>
1. Schraubpfanne	37
2. Press-fit Pfanne	94
3. Titanpfanne	59
4. UHMWPE-Pfanne	29
5. Pfannenschale/-ring	6
6. Reintitanpfanne	7
7. Titanpfanne Hydroxylapatit-beschichtet	17
8. Pfanne nicht aus Titan, Reintitan oder UHMWPE	53
9. Pfanne beschichtet, ohne Hydroxylapatit	11
10. Titanschaft	71
11. Metallschaft	77
12. Titanschaft Hydroxylapatit-beschichtet	22
13. Titanschaft mit proximaler Beschichtung	18
14. Kopf kleiner als 28 mm	41
15. Kopf größer als 32 mm	30
16. Metallkopf	62
17. Keramikkopf	68
18. Titankopf	17
19. Schaft ohne Euro-Konus 12/14	21

**Tab. 4:** Im Kompendium zu findende Endoprothesenkomponenten

## 6. Werkstoffinformationen

Prinzipiell werden im Bereich der Hüft- und Knieendoprothetik zwei verschiedene Arten von Werkstoffen unterschieden. Zum einen sind dies die Werkstoffe für sog. lasttragende Komponenten mit Knochenkontakt, andererseits gibt es die Werkstoffe für tribologisch beanspruchte Komponenten. Als Werkstoffe für lasttragende Komponenten haben sich – entsprechend dem unten angegebenen Schema – die sog. S-Legierungen auf Eisenbasis, die T-Legierungen auf Titanbasis und die C-Legierungen auf Cobaltbasis durchsetzen können.

Die S-Legierung, d.h. die Legierungen auf Eisenbasis entsprechend ISO 5832-1 (rostfreier Stahl) sind im Prinzip für permanente Implantate wie Hüft- und Knieendoprothesen nur bedingt geeignet, insofern als sie die Anforderungen an ausreichende Korrosionsbeständigkeit nicht immer erfüllen. Man ist inzwischen lediglich aus Kostengründen wieder auf diese Stahllegierungen zurückgegangen. Aus technisch-wissenschaftlicher Sicht sollte jedoch auf die Verwendung von Stahllegierungen für Hüft- und Knieendoprothesen verzichtet werden.

Die nächste Generation, die sog. C-Legierungen auf Cobaltbasis gemäß ISO 5832-4, 5832-5 und 5832-6 haben sich insbesondere für die sog. zementierten Versionen von Hüftendoprothesen bewährt, wobei jedoch darauf geachtet werden muß, dass diese Oberflächen keine zu große Rauigkeit aufweisen, da es sonst bei Relativbewegungen zu Problemen kommen kann.

Sowohl die S-Legierungen als auch die C-Legierungen können gegossen, geschmiedet, aber auch gesintert werden und im Anschluß daran einem heiß-isostatischen Pressen unterzogen werden. Dieses heiß-isostatische Pressen (Hippen) kann die oberflächliche Festigkeit enorm erhöhen und erhöht darüber hinaus auch die Ermüdungsfestigkeit. Insbesondere die C-Legierungen auf Cobaltbasis haben hohe Ermüdungsfestigkeiten, eine ausreichende Korrosionsbeständigkeit und sind entsprechend druck- und zugfest, so dass hiermit auch eher weniger massive Designs realisiert werden können.

Im Zuge der Einführung der zementfreien Implantationstechnik haben sich die Legierungen auf Titanbasis (ISO 5832-2 und 5832-3) durchsetzen können, insbesondere weil sich Titanwerkstoffe aufgrund der Tatsache, dass sie prinzipiell mit einer Oxydschicht überzogen sind, als bioinduktiv erwiesen haben, was bedeutet, dass an die Oxydschicht entsprechende Anlagerungen von körpereigenen Aminosäuren möglich sind (Hydroxylierung) und damit die Reaktionen des biologischen Systems im Sinne einer Fremdkörperreaktion weitgehend ausbleiben. Problematisch ist allerdings die Zementierung von Titankomponenten. Hier haben sich in der Vergangenheit einige Fehlschläge gezeigt, die offenbar damit zusammenhängen, dass es bei gewissen Designs zu Relativbewegungen zwischen Knochenzement und Titanoberflächen kommt. In der dann dort zu findenden sog. Spaltsituation ist eine Repassivierung der Oberflächen nicht mehr möglich, weshalb sich dann andere Titanverbindungen bilden, die in diesem Bereich den pH-Wert stark erniedrigen und entsprechende entzündliche und schmerzhaft Reaktionen hervorrufen. In diesem Zusammenhang sind größere Schadensmeldungen aus der Schweiz bekannt geworden. Titanlegierungen können geschmiedet, im wesentlichen jedoch auch spangebend bearbeitet werden und haben insbesondere den Vorteil, dass sie zumindest nach aktuellem Kenntnisstand nicht allergen sind.

Eine weitere Gruppe stellend die Kunststoffe dar, die im Falle der Hüftendoprothetik immer wieder Verwendung fanden. Dies ist einerseits das sog. Polyacetal, das Polyuretan, das kohlefaserverstärkte Epoxid, bzw. Triazinharz und schließlich der Knochenzement. Alle diese Werkstoffe wurden im wesentlichen für lasttragende Komponenten, wobei sich jedoch außer dem Knochenzement keines dieser Kunststoffe auf Dauer bewährt hat.

Die in der Hüftendoprothetik eingesetzten Werkstoffe für tribologisch beanspruchte Komponenten sind in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt, wobei die verschiedenen Kombinationen jeweils mit einem entsprechenden Kreuz versehen sind.

	PE	St	CoCrMo	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	ZrO <sub>2</sub>	CFK
PE		x	x	x	x	
St	x	x				
CoCrMo	x		x			
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	x			x	x	X
ZrO <sub>2</sub>	x			x )*	x	
CFK				x		

) \* nur in Frankreich

X langjährig klinisch erprobt

Aus dieser Tabelle geht hervor, dass das Polyethylen im wesentlichen mit Stahl, mit CoCr, aber auch mit Aluminiumoxidkeramik kombiniert wurde. Die Kombination mit Zirkonoxid ist lediglich in Frankreich üblich gewesen. Des weiteren kann CoCr mit sich selbst gepaart werden, dies sind die sog. Metall/Metall, hart/hart Paarungen, ebenso die Oxidkeramik mit sich selbst gepaart und die Oxidkeramik kombiniert mit Polyethylen, ebenso wie CoCr.

In der Vergangenheit wurden immer wieder neue Werkstoffe erprobt, wie beispielsweise das sog. Endoceram. Dies ist ein Verbundwerkstoff, der eine Polyuretanmatrix besitzt, wobei diese Polyuretanmatrix mit Aluminiumoxidkeramik Partikeln angereichert ist. Dieser Werkstoff hat gegenüber der Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Keramik den Vorteil, dass er weniger bruchanfällig ist. Die am längsten erprobte Gleitpaarung ist Polyethylen/Stahl, bzw. Polyethylen/CoCrMo. Diese Paarung hat sich klinisch bewährt, ist jedoch aus tribologischer Sicht nicht unbedingt das Optimum. Inwieweit sich die Paarung Metall/Metall, bzw. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bewähren wird und die weiter oben erwähnte Problematik der Revisionen zurückgehen läßt, wird sich erst in einigen Jahren zeigen.

In der Folge werden nochmals die einzelnen Werkstoffe im Detail dargestellt, wobei dies zunächst die Stahllegierungen sind, des weiteren die CoCr Guß- und Schmiedelegerungen, die Titanschmiedelegerungen und schließlich die speziellen Anwendungen des Reintitans so wie die für die Gleitwerkstoffe verwendeten Polyethylen, bzw. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Werkstoffe.

Zum Polyethylen ist noch anzumerken, dass in der jüngsten Vergangenheit die sog. hoch vernetzten Polyethylene angeboten werden. Dies sind Polyethylene, die einer speziellen Wärme- und Strahlenbehandlung unterzogen werden, wobei diese bewirken, dass einerseits die Vernetzung erhöht wird, was die tribologischen Eigenschaften verbessern soll und darüber hinaus die Alterungsbeständigkeit über die Absättigung der freien Radikale verbessert wird. Diese neuen sog. crosslink Polyethylene sind erst seit etwa 3 Jahren in klinischer Erprobung und es ist die Frage, ob die im Simulatorversuch sehr guten Ergebnisse auch in vivo wieder zu finden sind. Würden die Simulatorergebnisse auch in vivo so darstellen, wie im Labor, so dürfte sich auf die Verweilzeit der Endoprothesen erheblich auswirken, denn – wie weiter oben beschrieben – ist das Problem der aseptischen Lockerung eng mit der Abriebproblematik verknüpft.

## **6.1 Stahl–Legierung (S-Legierung)**

### **6.1.1 FeCrNi-Legierung (Sulmesh-S)**

Mehrlagengitter für zementierbare Sulmesh - Polyethylenpfannen werden aus Stahldraht der FeCrNi - Legierung Protasul-S (ISO 5832-1) hergestellt. Die Gitterlagen sind im Winkel von 45° zueinander angeordnet, punktgeschweißt und im Polyethylen fest verankert. Das Porositätswolumen beträgt 65°. Die ESU<sup>8</sup> - erschmolzene, kaltgezogene und weichgeglühte Legierung ist rein austenitisch und weist die hohe Duktilität auf, die zum tiefziehen der Mehrlagengitter zu Kalotten benötigt wird.

## **6.2 Stahl–Schmiede–Legierung**

### **6.2.1 FeCrNi-Schmiedelegierung (Protasul – 30)**

Die durch Biegung und Torsion, als auch durch Verschleiß und Druck beanspruchte Komponenten werden aus der warmgeschmiedeten Protasul – 30 Schmiedelegierung (ISO 58321-9 und ASTM F 1586) hergestellt. Das nach dem ESU hergestellte Material ist rein austenitisch und weist eine hohe Korrosionsbeständigkeit auf.

---

<sup>8</sup> Elektroschlacken-Umschmelzverfahren = ESU



## **6.3 CoCrMo–Gußlegierung (C-Legierung)**

### **6.3.1 CoCrMo-Gußlegierung (Protasul-1, Protasul-2)**

Durch Druck und Verschleiß beanspruchte Hüftgelenkskugeln, in Paarung mit Pfannen aus ultrahochmolekularem Polyethylen<sup>9</sup>, werden aus CoCrMo-Gußlegierung (ISO 5832-4 und ASTM F 75) hergestellt. Das gute Verschleißverhalten der Legierungen ist auf den zweiphasigen Gefügebau zurückzuführen. In dem austenitischen Grundgefüge hoher Zähigkeit werden interdendritisch CrMo Blockkarbide vom Typ  $M_{23}C_6$  mit sehr hoher Härte ausgeschieden. Protasul-2 hat eine zusätzliche Wärmebehandlung, (ISO 5832-4) und ist der klassische Werkstoff für Metallpaarungen.

## **6.4 CoCrMo–Schmiedelegerung**

### **6.4.1 CoNiCrMo-Schmiedelegerung (Protasul-10)**

Durch Biegung und Torsion beanspruchte Teile können aus der Schmiedelegerung CoNiCrMo = Protasul-10 hergestellt werden. Dieses Material befindet sich seit dem Jahre 1971 im klinischen Einsatz. Die doppelt vakuumverschmolzene Schmiedelegerung Protasul – 10 ist rein austenitisch, sie enthält nur vereinzelt ausgeschiedene Titankarbide. Das Material ist feinkörnig und kann in seiner Festigkeit je nach Verformungsgrad variiert werden.

## **6.5 CoCrMo–Schmiedelegerung**

### **6.5.1 CoNiCrMo-Schmiedelegerung (Protasul-10)**

Durch Druck und Verschleiß, sowie durch Biegung und Torsion beanspruchte Komponenten, werden aus der warmgeschmiedeten Protasul-21 WF Schmiedelegerung hergestellt. Das nach dem ESU Verfahren hergestellte Material weist im warmgeschmiedeten Zustand ein sehr feinkörniges Gefüge mit ausgeschiedenen Blockkarbiden (Typ  $M_{23}C_6$  und  $M_7C_3$ ) von sehr hoher Härte auf. Darauf begründet sich der hohe Verschleißwiderstand dieses Werkstoffes bei den Metall/Metall-Paarungen wie z.B. Metasul.

### **6.5.2 CoCr-Schmiedelegerung (Protasul-20)**

---

<sup>9</sup> UHMWPE = ultrahochmolekulares Polyethylen

Durch Druck und Verschleiß sowie durch Biegung und Torsion beanspruchte Komponenten werden aus der warmgeschmiedeten Protasul-20 Schmiedelegerung (ISO 5832-12) hergestellt. Durch den niedrigen Kohlenstoffgehalt bilden sich keine Karbide im Gefüge. Diese Legierung kann vorteilhaft für Kugelköpfe eingesetzt werden. Die Oberfläche lässt sich sehr glatt polieren und hat dadurch gute tribologische Eigenschaften in Verbindung mit Polyethylen. Protasul-20 hat einen nur sehr niedrigen Nickelanteil und besitzt dadurch eine gute Körperverträglichkeit.

## **6.6 Titan-Schmiedelegerung**

### **6.6.1 TiAl-Schmiedelegerung (Protasul-64 WF)**

Durch Biegung und Torsion beanspruchte Teile werden aus der Ti-Al-V Schmiedelegerung hergestellt. Dieser Werkstoff erwies sich im klinischen Einsatz seit Mitte der 50'er Jahre als ausgezeichnet körperverträglich. Mit Hilfe einer speziellen Schmiedetechnologie werden für die Ti-Al 4V Schmiedelegerung Protasul-64WF (ISO 5832-3 und ASTM F 136) hohe Festigkeitswerte erreicht. Die im Vakuum erschmolzene danach warm gepresste, gewalzte und zudem warm geschmiedete Legierung weist ein globuläres Alpha/Beta-Mikrogefüge mit sehr hoher Korrosionsbeständigkeit auf.

### **6.6.2 TiAlNb-Schmiedelegerung (Protasul-100)**

Bei diesem Werkstoff handelt es sich um die bisher erste vanadiumfreie Implantatlegierung. Bereits nach kurzer Implantationsdauer wird ein ausgezeichnetes Anwachsen von Knochengewebe an der grobgestrahlten Oberfläche von zementfrei implantierten Prothesen aus dieser Titanlegierung beobachtet. Mit einer speziellen Schmiedetechnologie werden für Ti-6Al7Nb Schmiedelegerung Protasul-100 (ISO 5832-11 und ASTM F 1295) hohe Festigkeitswerte erreicht. Die im Vakuum doppelt erschmolzene, anschließend warm gepresste, gewalzte und warm geschmiedete Legierung weist ein globuläres Alpha/Beta-Mikrogefüge mit sehr hoher Korrosionsbeständigkeit auf.

### **6.6.3 Reintitan**

#### **6.6.3.1 Sulmesh-Ti (Mehrlagengitter aus Titandraht)**

Diese Gitter, für zementfrei verankerte Pfannen, werden aus dem langjährig bewährten Reintitan-Draht Protasul-Ti (ISO 5832-2 Grade 1 / ASTM F 67) gefertigt. Bei der Sulmesh-Gitterschale werden mehrere Gitterlagen mit genau definierten Porengrößen und einem Porositätsvolumen von 65 % parallel angeordnet, punktgeschweißt und in der Pfanne fest verankert. Die poröse und grobgestrahlte Oberfläche ermöglicht das Einwachsen von Knochengewebe und damit eine stabile Sekundärverankerung.

### **6.6.3.2 Reintitan (Protasul-Ti)**

Metallschalen für Hüftgelenkpfannen mit Polyethyleneinsätzen werden aus Reintitan hergestellt. Dieser Werkstoff erwies sich im klinischen Einsatz seit Mitte der 50´er Jahre als außerordentlich gut körperverträglich. Mit einer speziellen Schmiedetechnologie werden mechanisch gut bearbeitbare Schalenrohlinge aus Protasul-Ti (ISO 5832-2) erhalten. Diese weisen die sehr hohen Festigkeitswerte auf. Das im Vakuum geschmolzene, anschließend warm gepreßte, gewalzte und warmgeschmiedete Reintitan weist ein globuläres Alpha-Mikrogefüge mit extrem hoher Korrosionsbeständigkeit und >bioaktivem< Titanoxid an der Metalloberfläche auf.

### **6.6.3.3 Spezieller Titanwerkstoff (Tilastan)**

Ti6 Al4 V-Eli Titanlegierung

## **6.7 Polyethylen**

### **6.7.1 Polyethylen Sulene-PE**

Dieser speziell für medizintechnische Zwecke hergestellte Polymerkunststoff ( ISO 5834-1/2 und ASTM F 648 ) hat sich als Werkstoff für artikulierende Flächen in künstlichen Gelenken seit langem klinisch bewährt. Polyethylen Sulene-PE ist sowohl gut körperverträglich als auch körperbeständig. Der Polymerkunststoff weist als Artikulationspartner von Kugelhäfen sehr gute Gleiteigenschaften bei geringer Reibung auf. Sulene-PE ist ein Kalziumstearatfreies UHMWPE, das unter Stickstoff gammasterilisiert wird und dadurch eine reinere Qualität mit geringerem Verschleiß und verbessertem Langzeitverhalten aufweist.

## 6.8 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>

### 6.8.1 Sulox/Biolox (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Keramik)

Für verschleißbeanspruchte Komponenten künstlicher Gelenke wird aufgrund der physikalischen und chemischen Eigenschaften Aluminiumoxidkeramik (ISO 6474) eingesetzt. Erwähnenswert ist der hydrophile Charakter dieser Stoffe (Schmierung). Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ist der Werkstoff, der für Cerasul-Keramikpaarungen eingesetzt wird. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> findet sowohl als hart/hart Paarung (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) Verwendung als auch in Kombination mit PE.

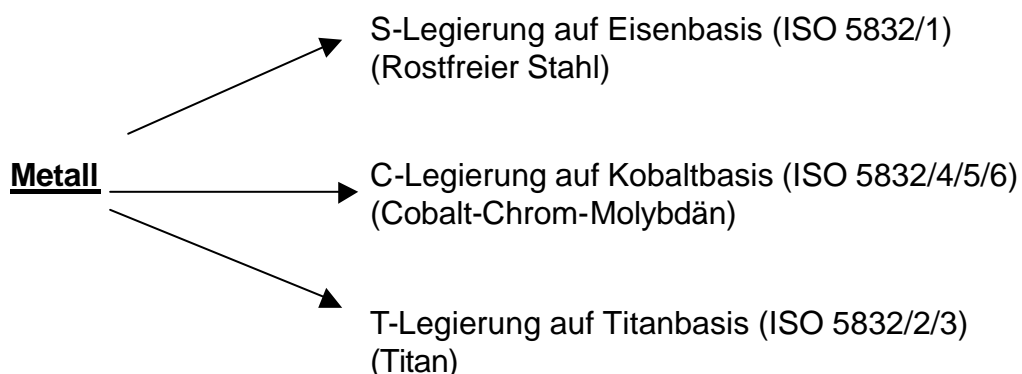
#### ➤ Geometrie

- Gesamt – Design
- Stiel – Länge
- Proximales Volumen
- Proximale Orientierung

#### ➤ Oberflächenmorphologie

- Rauhigkeit
- Porosität
- Beschichtung

### ***Werkstoffe für lasttragende Komponenten mit Knochenkontakt***



Eigenschaften:

Gießen, schmieden, sintern + isostatisches Heißpressen, Ermüdungsfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit, Druck-, Zugfestigkeit

S-Legierung auf Eisenbasis (ISO 5832/1), (Rostfreier Stahl)

Eigenschaften: Sterilisierbar, korrosionsbeständig, ermüdungsfest, kaltflußbeständig

T-Legierung auf Titanbasis (ISO 5832/2/3), (Titan)

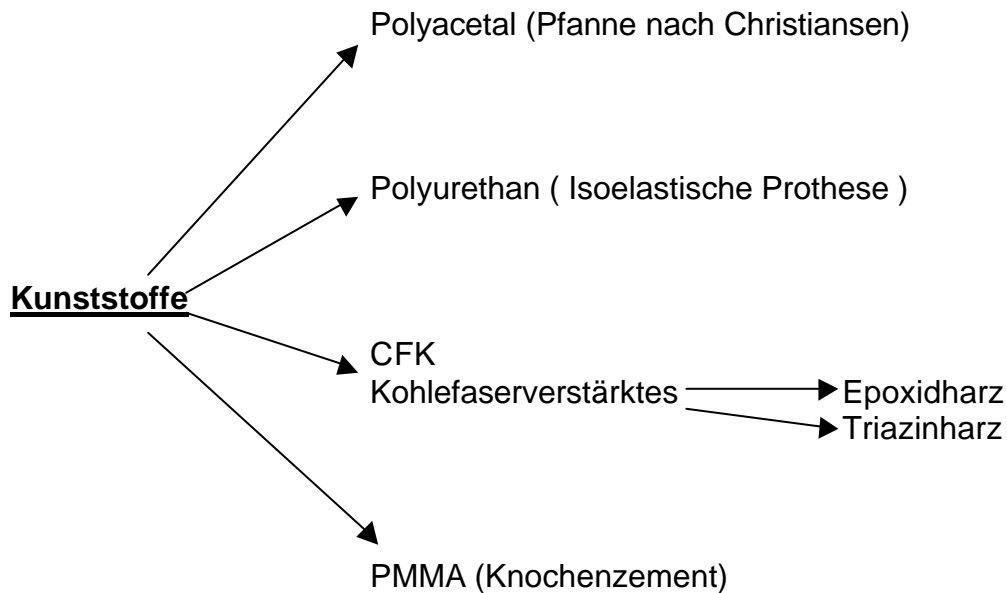
Eigenschaften:

Gießen, schmieden, sintern + isostatisches Heißpressen, Ermüdungsfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit, Druck-, Zugfestigkeit

C-Legierung auf Kobaltbasis (ISO 5832/4/5/6), (Cobalt-Chrom-Molybdän = CoCrMo )

Eigenschaften:

Gießen, schmieden, sintern + isostatisches Heißpressen, Ermüdungsfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit, Druck-, Zugfestigkeit



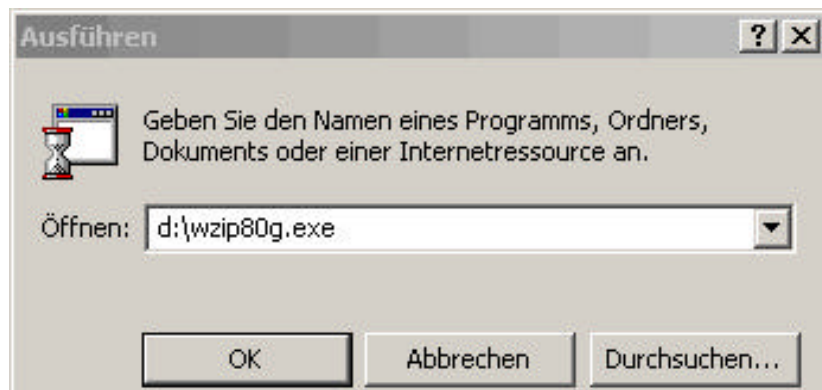
Eigenschaften:

Sterilisierbar, korrosionsbeständig, ermüdungsfest, kaltflußbeständig, Druck -, Zugfestigkeit

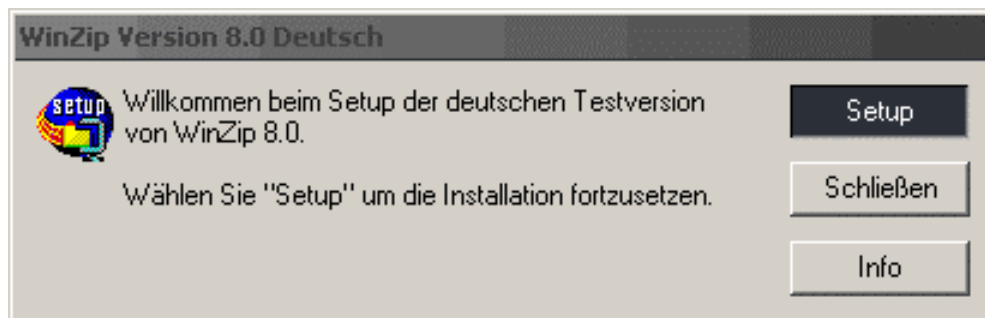
## 7. Einführung in die Handhabung des Kompendiums

### 1950 A: Installation von WinZip

- ✓ CD in CD-Rom Laufwerk einlegen.
- ✓ WinZip installieren über  → Ausführen...



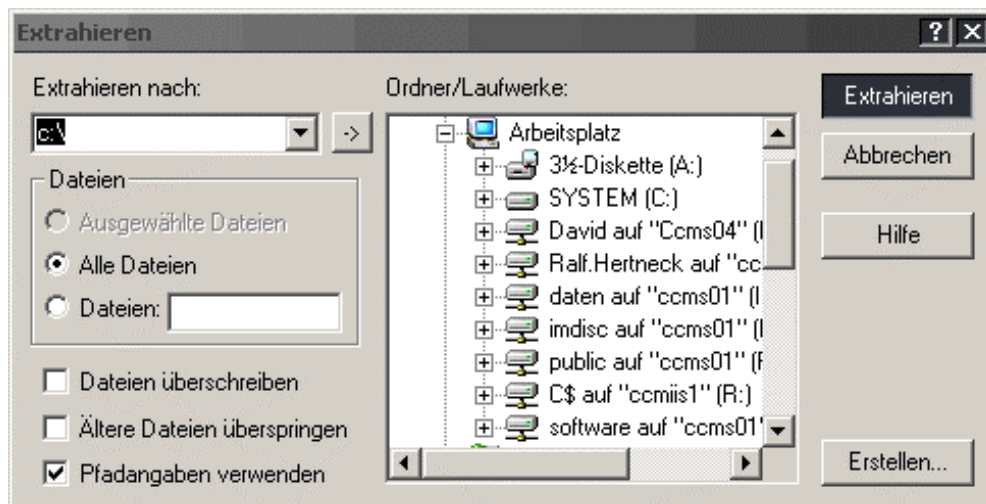
- ✓ D:\wzip8g.exe eingeben und ,OK' klicken



- ✓ Setup klicken und den Anweisungen der Installationsroutine folgen.

## B: Kompendium entpacken

- ✓ Laufwerk D:\ im Explorer öffnen
- ✓ Mit der rechten Maustaste „Doktorarbeit.zip“ anklicken und „Extrahieren nach“ mit der linken Maustaste anklicken.



- ✓ Den Ordner / Laufwerk auswählen und auf den Button ‚Extrahieren‘ klicken
- ✓ Der Vorgang dauert je nach Rechner ca. 5 Minuten

## C: Kompendium öffnen und bedienen

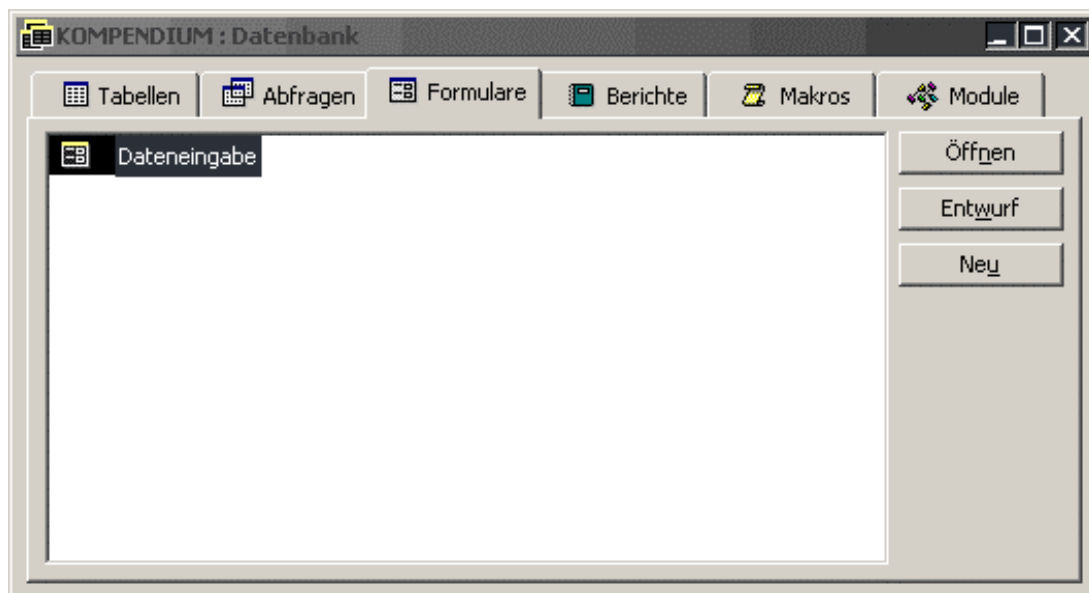
- ✓ Voraussetzung: Microsoft Access 97 installiert
- ✓ Unter dem Pfad, den Sie beim Extrahieren gewählt haben finden Sie



KOMPENDIUM.MDB

folgendes Icon.

- ✓ Mit einem Doppelklick öffnen Sie das Kompendium.
- ✓ Unter dem Register „Formulare“ finden Sie das Formular ‚Dateneingabe‘. Öffnen Sie diese mit Doppelklick, so können Sie den Datenbestand verändern.





**Dateneingabe : Formular**

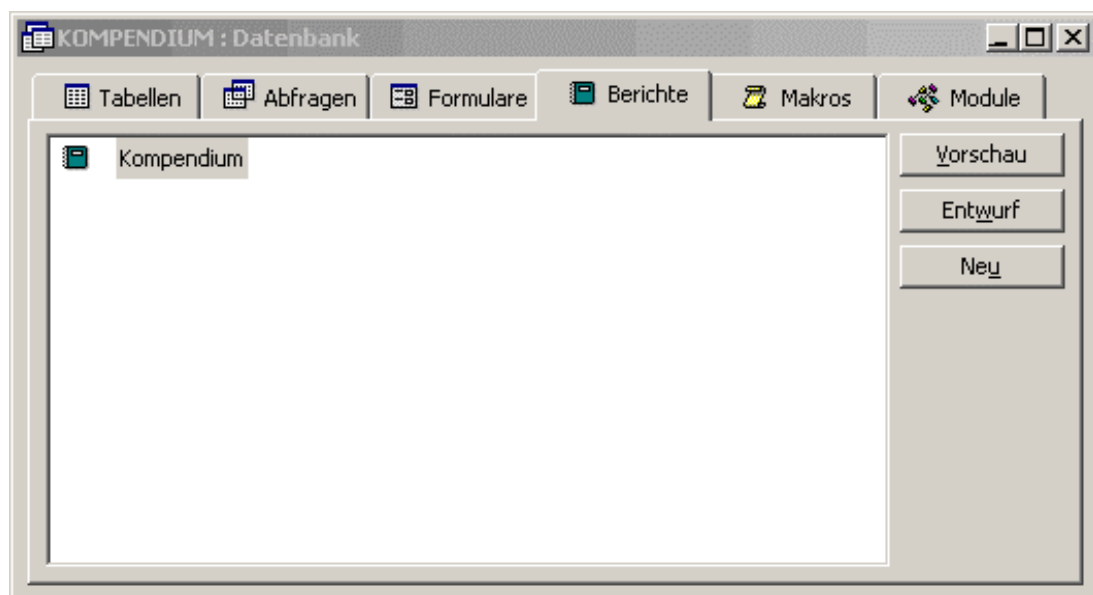
Code-Nr  
A 0 1

## Kompendium-Hüftendoprothetik

**Produktinformationen**

Firmenname	Konus-kompatibilität
Alphanorm	
Art	
Alpha Segment Hüftpfanne	
Hersteller	Bemerkungen/Besonderheiten/Problemste

- ✓ Zum Drucken des Kompendiums müssen Sie unter „Berichte“ - ‚Kompendium‘ doppelt anklicken und auf Datei → Drucken gehen.



## 8. Diskussion

Die Idee, ein Nachschlagewerk für alle marktgängigen Hüftendoprothesen zur Verfügung zu haben, war bereits zu Zeiten gefordert worden, wo die Revisionsproblematik noch nicht so im Vordergrund stand wie heute. In einer Dissertation aus dem Jahre 1977 (Baenisch 1977) wurden bereits 67 verschiedene Modelle erfaßt und registriert, wobei jedoch lediglich eine Auflistung erfolgte, die außer Material, geometrische Daten, das verwendete Schaftprofil, die Schaftlänge und Schaftoberfläche verzeichnet waren. Abbildungen, bzw. Röntgenbilder waren in dieser Dissertation nicht zu finden. Die Hersteller/Vertreiber waren lediglich ohne Adresse und Ansprechpartner aufgelistet. 12 Jahre später erschien unter dem Titel „Endoprothesenatlas der Hüfte“ (BLÄSIUS 1989) ein erstes vergleichbares Kompendium der Hüftendoprothetik, das von Blaesius und Schneider veröffentlicht wurde unter Mitarbeit von Wiedemann und Cotta. Dieses Buch wurde bislang als Nachschlagewerk herangezogen, um insbesondere anhand der dort vorhandenen Röntgenbilder Hüftendoprothesen zu identifizieren. Nachdem dieser Atlas in Buchform erschien, wurde er 10 Jahre lang weder überarbeitet noch modifiziert, so dass sich zwischenzeitlich eine ganze Reihe von Problemen aufgetan hat, insbesondere deshalb, weil viele Namen von Firmen nicht mehr existieren, da diese entweder fusioniert oder sich aus dem Markt zurückgezogen haben. Die Bilddarstellungen erfolgten in der damals üblichen schwarz-weiß Methode, da farbige Darstellungen im Rahmen einer Buchveröffentlichung den Preis des Buches zu sehr gesteigert hätten. Leider finden sich in dem Werk keine Röntgenbilder, die dem in der Klinik tätigen Arzt in aller Regel geläufiger sind, sondern es finden sich Fotos der Originalprothesen so wie Schattenrißbilder, die allerdings nach unserer Erfahrung dem klinisch tätigen Arzt nicht unbedingt weiter helfen. Insgesamt umfaßt der Atlas 89 Prothesen als komplette Systeme, wobei sich die Systeme aus Pfanne, Schaft und ggf. Konus/Kegel Verbindung zusammensetzen. Eine Einzeldarstellung oder Beschreibung der speziellen Prothesenkomponenten ist nicht zu finden. Es ist auch nicht auf eventuelle Kombinationsmöglichkeiten der Einzelkomponenten hingewiesen. Ein in unseren Augen großes Manko dieses Prothesenatlases ist die Tatsache, dass außer der alphabetischen Reihenfolge der Firmennamen keine zusätzliche Zugriffsmöglichkeit vorgesehen ist, so dass immer dann, wenn kein

Firmenname bekannt ist, keine Möglichkeit besteht, das entsprechende Implantat aufzufinden.

Zwischenzeitlich hat sich auf dem Endoprothesensektor nicht zuletzt wegen der Einführung der zementfreien Implantationstechnik eine Vielzahl von weiteren Modellen etablieren können, wobei es die Aufgabe der vorliegenden Arbeit war, eine bessere Systematik vorzulegen, die insbesondere den Zugriff auf die hier aufgelisteten Prothesensysteme verbessert, bzw. erleichtert.

Wir haben uns darüber hinaus bemüht, eine ganze Reihe von Erklärungen abzugeben, sowohl zum Inhalt, den Seitenüberblick, zum Index, Literaturverweise, Vertreiberadressen, Material und Methodeninformationen so wie Querverweise von Firmen oder Tochterfirmen und eine grobe Rastereinteilung von Firmen und Handelsnamen zu geben.

Die Prämisse des neuen Kompendiums für Hüftendoprothetik war daher, eine möglichst vollständige Auflistung aller Prothesen mit modifizierten Beschreibungen, Trennung von Firmen- und Handelsnamen so wie Vertreibern zu geben, so wie die Zugriffsmöglichkeiten möglichst transparent darzustellen. Leider war es nicht immer möglich, zu allen Prothesensystemen die entsprechenden Informationen zu erhalten, so dass diese zum Teil noch lückenhaft sind, diese werden aber in dem Maße, wie die Informationen zugänglich sind aufgefüllt und ergänzt.

Das nunmehr vorliegende Kompendium für Hüftendoprothetik umfaßt 254 Prothesen, bzw. Prothesensysteme, wobei allerdings lediglich 182 Abbildungen zur Verfügung standen. Diese wurden zum Teil als Totalendoprothesen, zum Teil als Einzelkomponenten aufgenommen. Die zugehörigen Bilder der einzelnen Prothesen wurden – so weit wie möglich – als Farbbilder eingefügt, um spezielle strukturelle Besonderheiten auch vergrößert darzustellen. Die zugehörigen Röntgenbilder zu den einzelnen Systemen waren aufgrund des Datenschutzes relativ schwierig zu beschaffen und nicht immer von ausreichender Qualität. Insofern Röntgenbilder gefunden und verwendet werden durften sind sie jeweils auf der Nachbarseite des Prothesenblattes dargestellt. Was die Firmennamen betrifft, wurden diese so differenziert angegeben, dass es möglich sein sollte, die aktuellen Namen als auch

die früheren Firmennamen, zum Teil die Namen der fusionierten Firmen als auch längst erloschene Namen von Firmen mit der entsprechenden Prothese in Verbindung zu bringen.

Wie sich bei der Anfertigung des Kompendiums herausstellte, ergaben sich eine große Menge von Schwierigkeiten deshalb, weil im Zeitraum der Bearbeitung einige Fusionen von Firmen stattgefunden haben, wobei oftmals ein und dieselben Prothesensysteme neue Bezeichnungen erhielten, weil sie nunmehr unter neuem Firmennamen auftauchten. Es stellte sich auch als besondere Schwierigkeit heraus, Prothesensysteme, die von Firmen vertrieben worden sind, die nicht mehr existieren, nochmals neue Erkenntnisse und neue Informationen zu bekommen. Nachdem jedoch die Laufzeiten der Endoprothesensysteme teilweise länger als 15 Jahre sind, gestalteten sich diese Recherchen besonders schwierig, denn auch viele Mitarbeiter haben im Zuge der Fusionen mehrfach ihre Arbeitsplätze gewechselt und sahen sich nicht in der Lage, uns entsprechende Auskünfte über ihre früheren Aktivitäten zu erteilen.

Nachdem sich gezeigt hat, dass ein Kompendium in Buchform, was die Überarbeitung und Aktualisierung betrifft, nicht optimal ist, haben wir uns entschlossen, das Kompendium im Sinne moderner EDV Techniken aufzubereiten, was bedeutet, dass, wie es im entsprechenden Kapitel Nr. 7 beschrieben ist, wir uns einer CD Präsentation bedienen, die heute im Prinzip von jedem Anwender von Prothesensystemen benutzt werden kann. Diese EDV-gestützte Dokumentation ermöglicht innerhalb relativ kurzer Zeiträume jeweils die Einarbeitung neuerer Erkenntnisse, denn es ist davon auszugehen, dass die Vielfalt der Endoprothesensysteme nicht etwa abnehmen wird, sondern im Gegenteil es werden wieder neue Systeme hinzukommen wie zur Zeit die sog. Schenkelhalsprothesen, die wir jedoch bewußt noch nicht in das Kompendium aufgenommen haben, weil hier noch zu wenig klinische Erfahrungen vorliegen und Revisionen mit diesen sog. Schenkelhalsprothesen eher die Ausnahme darstellen. Zu gegebener Zeit wird man diese neuen Prothesensysteme selbstverständlich in das Kompendium mit aufnehmen.

Um zunächst einmal einen ersten Überblick über die auf der CD festgehaltenen Prothesensysteme zu bekommen, empfiehlt es sich, den Index des Kompendiums durchzusehen, der im Anhang der vorliegenden Arbeit zu finden ist. Hier besteht die Möglichkeit, nach verschiedenen Kriterien auszuwählen, wobei der entsprechende Hinweis auf die Seitenzahlen gegeben ist, so dass die entsprechenden Systeme schnell gefunden werden können. Wir haben diesen Index deshalb so gewählt, weil bekanntermaßen die Kriterien, nach denen Revisionsoperationen vorgenommen werden müssen, wegen der teilweise sehr mangelhaften Dokumentation dessen was vorausgegangen ist, nach verschiedenen Kriterien vorgegangen werden muß. Dies können Firmennamen sein, Prothesennamen, Systemnamen, spezielle Eigennamen, wobei man bekanntermaßen im Hüftendoprothesensektor gerne Abkürzungen verwendet, die besonders marketinggänglich ausgewählt wurden. Neben den Namen für die jeweiligen Systeme sind auch teilweise Oberflächenbehandlungen aufgeführt, ferner diverse Hilfsmittel, wie sie mitunter bei den Revisionen benötigt werden wie z.B. Pfannendachschale oder Stützpfanne, oder aber spezielle Dysplasiepfannen, wie sie immer wieder Verwendung finden. Nach diesem Index sollte es möglich sein, sich in der CD sehr schnell zurechtzufinden und mit größter Wahrscheinlichkeit das Prothesensystem auf Anhieb zu identifizieren, um das es sich handelt.

Leider hat sich der immer wieder geforderte Endoprothesenpass noch nicht, oder nur teilweise durchsetzen können, denn mit diesem Endoprothesenpass würde sich die Suche bei einem eventuellen Revisionsfall sehr viel einfacher gestalten, insofern als dort üblicherweise die vom Hersteller mitgegebenen Labels eingeklebt werden und man auf diese Weise eine umfassende Information über das implantierte Primär-Prothesensystem bekommen kann. Mit diesem ist dann ohne Probleme in das Kompendium einzugehen, wobei im Kompendium dann die entsprechenden Größenordnungen noch zu finden sind, sofern sie nicht bereits auf dem entsprechenden Label verzeichnet sind.

Wie bereits weiter oben erwähnt, erhebt das Kompendium zur Zeit nicht den Anspruch auf Vollständigkeit, dazu ist die Materie zu komplex und auch zu sehr in einem ständigen Wandel begriffen. Wir haben uns aber bemüht, alle gängigen Informationen auszuschöpfen, was bei der vorhandenen Anzahl von Prothesensystemen zwangsweise nicht erschöpfend gelingen konnte. Dennoch

dürfte dieser erste Ansatz eine wertvolle Hilfe für den operativ tätigen Kliniker sein, denn – wie bereits in der Einführung erwähnt – beläuft sich die derzeitige Revisionsrate auf ca. 15 bis 20 %, was bedeutet, dass allein in Deutschland im Jahr mindestens 20.000 Revisionsoperationen zu verzeichnen sind, wobei es in den wenigsten Fällen ohne die entsprechenden Informationen gelingt, ein weiterhin optimales Ergebnis für den Patienten zu erzielen.

## 9. Zusammenfassung

Nachdem bis etwa 1960 keine systematischen Erfolge bei Hüftendoprothesenimplantationen zu verzeichnen waren, erfolgte ein Durchbruch insofern, als durch den Engländer Charnley sowohl das Polyethylen (UHMWPE) als Gleitwerkstoff als auch der Knochenzement als Fixationsmaterial in die Hüftendoprothetik eingeführt wurde. Mit dieser Pioniertat etablierte sich die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks zu der heute nahezu erfolgreichsten chirurgisch-therapeutischen Maßnahme im Bereich der Orthopädie/Chirurgie. Letztendlich auf Grund von Degradationserscheinungen am Polyethylen sowie Knochenumbauten infolge Fehlbelastungen, aber auch infolge suboptimaler Implantationstechnik ist die Verweilzeit auch moderner Endoprothesen in aller Regel zwischen 15 und 20 Jahren. Dies hat dazu geführt, daß sich zur Zeit eine Revisionsrate von ca. 15 bis 20 % eingestellt hat, wobei diese Zahl auch durch die umfangreiche sog. Schwedenstudie bestätigt wird, im Rahmen derer 169000 Primäroperationen erfaßt wurden.. 15 bis 20 % Revisionen bedeuten für Deutschland bei ca. 170000 Erstimplantationen im Jahr eine jährliche Anzahl von Revisionen im Bereich zwischen 20000 und 25000.

Es ist bislang nicht gelungen, für jeden Prothesenträger einen Endoprothesenpass einzuführen und auch die sonstige Dokumentation im Zuge einer hüftendoprothetischen Operation läßt zu wünschen übrig, insbesondere wenn die Klinik der Primär- implantation mit der der Revision nicht identisch ist. Deshalb stehen sehr viele Operateure heute oftmals vor dem Problem, um welches Modell es sich handelt, wobei hier nicht nur die Frage des Kopfdurchmessers, des verwendeten Materials, sondern vor allem auch die Frage auftaucht, ob es ein geeignetes Instrumentarium gibt, um die zu revidierende Hüftprothese schnell und schonend zu entfernen. Hohe Knochenverluste, die dann oft bei Revisionsoperationen entstehen, können das weitere Ergebnis negativ beeinflussen. Nachdem dieses Manko nach und nach immer evidenter wurde, wurde auch die Frage nach einem Nachschlagewerk laut, das es dem im operativen Umfeld stehenden Operateur erlaubt, schnell und problemlos an Informationen zu kommen, die ihm die entsprechend fehlenden Daten liefern könnten.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde daher versucht, umfassend Daten über heute noch gebräuchliche und frühere Modelle zu erhalten, was teilweise über die Hersteller teilweise über den Fundus an Informationsmaterial am Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie bewerkstelligt wurde. Es wurden aber darüber hinaus auch noch weitere Recherchen angestellt, um den Informationsgehalt des Kompendiums möglichst komplett zu gestalten. Nachdem jedoch in den letzten Jahren sehr viele Firmenfusionen stattgefunden haben, viele insbesondere kleinere Firmen auch nicht mehr existent sind, war es nicht unproblematisch, hier noch gültige Informationen zu bekommen, so dass sich hier auch die eine oder andere Lücke aufgetan hat. Dennoch ist es gelungen, eine große Zahl von Hüftendoprothesen nach Herkunft, Material, etc. zu dokumentieren und auch entsprechende Nachschlageprogramme zu kreieren, die einen schnellen Zugriff auf diese Daten ermöglichen.

Mit Hilfe moderner EDV ist die Datenabfrage ohnehin einfacher geworden. Es helfen oftmals verschiedene Kriterien, um beispielsweise über Firmennamen, Erfindernamen, oder Prothesennamen an die entsprechenden Informationen zu gelangen und diese aufzurufen.

Insgesamt soll die vorliegende Arbeit als Grundlage eines später im Internet erscheinenden Nachschlagewerks darstellen, wobei jedoch noch einige Fragen auch des Urheberrechts geklärt werden müssen.



## 10. Literatur

Balz I. (1998)

Diskussion – (Artikel) wie lange hält eigentlich eine Prothese ?

**Kantonsspital Winterthur / Orthopädie**

Barton R. (1956)

Die Durchtrennung eines versteiften Hüftgelenkes

Der Chirurg 26, 182- 187

Bauer R. , Joop M. (1974)

Resultate der totalen Hüftendoprothesen

Arch. Orthop.Unfall-Chirurg. 78, 325-335

Biedert R. , Müller W. (1987)

Erneute Intertrochantere Osteotomie bei Implantation einer zementlosen Geradschafttotalendoprothese der Hüfte nach vorausgegangenen

Varisationsosteotomie

Z.Orthop.125, 648-651

Bortz W. (1984)

Aseptische Komplikationen des totalen Hüftgelenkersatzes

Inaug.-Diss.FU Berlin

Charnley J. (1970)

Acrylic cement in orthopaedic surgery

E & S Livingstone , Edinburgh and London ( 1970)

Charnley J. (1979)

Low Friction Arthroplasty of the Hip

Springer Verlag- Berlin, Heidelberg, New York

Charnley J. (1981)

Anchorage of the femoral head prothesis to the shaft of the femur

J.Bone Joint Surg. –B 63, 1426

Dsharov D. (1987)

Zementierte oder zementfreie Verankerung von totalen Hüftendoprothesen

Beitr.Orthop.Traumata.34, 301

Eftekhar N.S. , Smith D.J. (1973)

Revision arthroplasty using Charnley low friction arthroplasty technique

Clin.Orthop.959, 48

Gächter A (1983)

Die Knochenzementmanschette: Untersuchung an 80 Autopsiepräparaten mit Hüftendoprothesen

In: Morscher E (Hrsg) Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen. Springer, Berlin, 9-15

Geschwend N., Scherrer H., Dybowski R. (1977)  
Allergologische Probleme in der Orthopädie  
Der Orthopäde 6, 197-204

Geschwend N. Radovanovic - Ivosevic D. , Siegrist H. (1981)  
Langzeitergebnisse von Hüfttotalprothesen  
Spitalzeitung W. Schulthess, Zürich

Hackenbroch M.H. , Bruns H. , Hobe R. , Lechleuthner H. (1976)  
weitere Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Hüftgelenkes  
Arch.orthop. Unfall-Chirurgie 84, 149-168

Helferich H. (1994)  
Endoprothetik Rückblick  
Der Chirurg 65, 1826-1871

Henning F. (1999)  
Klinische Daten zum Caspar System  
Unfallchirurgie Universität Erlangen

Holz U., Ungethüm M. (1975)  
Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der  
dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen  
Arch.orthop. Unfall-Chirurgie 82 195-204

Jäger M. und Ungethüm M. (1975)  
Endoprothesen im Verschleißtest  
Ärztliche Praxis 93/7, 3789-3790

Judet J. (1979)  
Geschichte und Philosophie der Endoprothese/ Festvortrag  
Dtsch. Med.Wschr.29, 29/ 162-165

Kaddick C. (1994)  
Faserverbundwerkstoffe in der Endoprothetik  
Z. Orthop. 123, Heft 1

Kaddick C. (1996)  
Mechanische Sicherheit von Hüftgelenksendoprothesenschäften.  
Z. Orthop. 134 ( 1996) Heft 2

Kreißing R. , Baround G. (1996)  
Diskussion über Verbesserungsmöglichkeiten bei Hüftgelenken  
TU-Spektrum Chemnitz 1/96 1-5

Küsswetter W. (1990)  
Implantation von Hüftgelenkendoprothesen mit und ohne Zement  
Dtsch. Med.Wschr. 115, 1688-1689  
Malchau H., Herberts P., Södermann P. (1996)  
Prognosis of total hip replacement 10-16

Malchau H., Herberts P., Södermann P. (2000)  
Prognosis of total hip replacement 6-13

Malchau H., Herberts P., Södermann P., Eisler T. (2002)  
Prognosis of total hip replacement

Lehner S., Stur S., Kaddick C., Hipp E. (1997)  
Verschleißeigenschaften von Gelenkachsen  
BMT 22-24

Mittelmeier H. , Harms J. (1997)  
Hüftalloplastik mit Keramik-Endoprothesen bei traumatischen Hüftschäden  
Unfallheilkunde 82, 67-75

Morscher E. (1987)  
Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen  
Orthopäde 16, 185-196

Oest O. (1972)  
Mechanische Untersuchungen der Knochen-Zement-Verbindungen am  
menschlichen Femur  
Fortschr.Med.90, 22/23

Payr E. (1995)  
Interposition von Muskeln in verknöcherte Gelenke  
Der Chirurg 79 891- 902

Ritter G. , Grünert A. , Schweikert C.H. (1973)  
Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen  
Arch.orthop. Unfall-Chirurgie 77, 154-164

Verlängerte Tragedauer von Oberschenkel - Hüftprothesen durch verbesserte  
Körperbeständigkeit der Haftung des Knochenzementes am Metallschaft  
RWTH Aachen, Artikel der Universitätszeitung Aachen (1999) 1-3

Schneider U., Termath S., Thompson M. (1997)  
Der Einsatz neuer biochemischer Marken in der Diagnostik aseptischer  
Hüftendoprothesenlockerungen  
Z. Orthop. 135, 297-300

Schmitz A. (2000)  
Lange Odyssee zur high-Tech Prothese mit hoher Lebensdauer  
Orthopress 2000

- Semlitsch M. (1974)  
Technischer Fortschritt bei künstlichen Hüftgelenken  
Technische Rundschau Sulzer 4, 2-7
- Simank H.G., Brocai D.R.C., Rode S. , Lukoschek M. (1998)  
Diagnostik der Hüftprothesenlockerung-Sensivität klinischer Parameter  
Z. Orthop. 136 39-43
- Stur S. (1995)  
Festigkeitsanalyse keramischer Kugeln für den Hüftgelenksersatz.  
Biomet. Technik e.V., 14-15
- Wagner M.H. , John I. (2000)  
Modifizierung von künstlichen Hüftgelenken  
Forsch. TU- Berlin
- Weber M. (1985)  
Die Geschichte der Orthopädie in Freiburg  
Z. Orthop. 123, 79-88
- Willert H.G. (1993)  
Prothesenverankerung mit oder ohne Zement ?  
Z. Orthop. 131, 601-609
- Witt A.N., Hackenbroch M.H. (1976)  
Therapeutische Möglichkeiten bei gelockerten Hüfttotalendoprothesen  
Z. Orthop. 14, 330-341
- Willert H. G. (1985)  
Erfahrungen mit der zementfreien Hüftgelenks-Endoprothese vom Typ Judet\*  
Z.Orthop.123, 285-289
- Wölfel R., Seegenschmiedt M.H., Günther K., Sauer R., Beck H., Hohmann D. (1994)  
Prophylaxe paraartikulärer Ossifikation nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz  
durch postoperative Bestrahlung  
Der Chirurg 65, 1015-1022

## 11. Danksagung

Prof. Dr. Dr. W. Plitz danke ich ganz herzlich für die Überlassung des Themas und die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. T. Gottfried für die zahlreichen Diskussionen und guten Anregungen für die Dissertation.

Ich danke Herrn C. Stoiber für das Korrekturlesen und die Korrektur des Satzbaus, Herrn R. Hertneck für die Lösung der schwersten PC – Probleme. Zudem möchte ich mich bei allen Firmen und Herstellern im Bereich Hüftendoprothetik bedanken, die mir stets hilfsbereit Informationsbroschüren zugesandt haben.

Des weiteren möchte ich mich beim gesamten Team des Labors für Biomechanik und experimentelle Orthopädie des Klinikum Großhadern München bedanken, die immer ein offenes Ohr bei Problemen für mich hatten, mit passenden Lösungsvorschlägen.

Ganz besonders danke ich meinen Eltern, ohne die mein Studium nicht möglich gewesen wäre, die mir zum richtigen Zeitpunkt immer mal den Kopf zurecht gerückt haben und mich aber auch aufgebaut haben bei Mißerfolgen.

---

# Lebenslauf

---

<b>Persönliche Angaben</b>	Name: Nina Hilburg Familienstand: ledig Staatsangehörigkeit: deutsch Geburtsdatum: 03.09.1973 Geburtsort: Dortmund Eltern: Hans Joachim Hilburg, Bez. -Schornsteinfegermeister Hildegard Hilburg, geb. Sikora, Sekretärin
<b>Schulbildung</b>	Abitur 1993 am Käthe Kollwitz Gymnasium, Dortmund
Studium/ Staatsexamen	Studium vom WS 1994 / 95 bis SS 2001 1996 / 97 Physikum 1997 / 98 1. Staatsexamen 2000 2. Staatsexamen 2001 3. Staatsexamen
<b>Famulaturen/</b>	1996 Handchirurgie, Praxis Dr. Böttcher, Dortmund 1997 Herzchirurgie, Großhadern, München
<b>Praktisches Jahr</b>	1998 Orthopädie, Queen Elisabeth Hospital , Barbados, WI 1. Terial Gefäß-u. Plastische Chirurgie, Klin. Innenstadt, München 2. Terial Orthopädie, Harvard University, Boston, USA 3. Terial Innere Medizin, Kantonsspital St. Gallen, Schweiz
<b>Ersatzdienst</b>	1993-94 Freiw. soz. Jahr, St. Johannes Hospital, Dortmund
<b>Sprach- kenntnisse</b>	Englisch -fließend in Wort und Schrift, Französisch- Grundkenntnisse
<b>Interessen</b>	IT-Bereich , Sport
Doktorarbeit	Kompodium der Hüftendoprothetik, Prof.Dr.Dr. W. Plitz, Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie, Klinikum Großhadern, München

## *Anhang A: Methodik der Informationsgewinnung*

Auf der Grundlage der in der Bibliothek des Labors für Biomechanik und experimentellen Orthopädie an der Orthopädischen Klinik im Klinikum Großhadern-München vorgefundenen Informationsbroschüren, sowie Recherchen im Internet wurden die potentiellen Hersteller/Vertreiber zusammengetragen. Die recherchierten Firmen wurden mit der Bitte um Unterstützung für ein Kompendium der Hüftendoprothetik angeschrieben. Problematisch dabei war, daß einige Fusionen in den letzten Jahren stattgefunden haben, und somit neue Namengebungen der Firmen zu berücksichtigen waren.

Alle Unterlagen und deren Daten wurden nach Firmen/Herstellern von A bis Z in einer Datenbank gesammelt. Die einzelnen Firmen wurden regelmäßig angeschrieben und die Datenbank mit neusten bekannten Daten gefüllt. Die meisten Firmen stellten hierzu Bilder und Röntgenmaterial zur Verfügung.

Sowohl die Abbildungen als auch die Röntgenbilder der Prothesen wurden in der bestmöglichen Qualität aufgenommen und verarbeitet. Leider fehlen bei einigen Prothesen Abbildungen, da entweder die Bildqualität zu schlecht oder die Prothesen relativ alt waren und somit kein Informationsmaterial mehr zur Verfügung stand. In dem Feld „Kopf/zementiert“ des Kompendiums bedeutet zementiert – fest mit dem Schaft/Konus verschweißt.

Als Datenbank wurde das Programm Microsoft Access 97 verwendet. Die Abbildungen und Röntgenbilder der Prothesen wurden mittels eines 300 dpi Scanners in die Datenbank importiert.

Alle auffindbaren Daten sind verarbeitet worden, es besteht kein Anspruch auf Vollständigkeit. Gegenüber früheren Arbeiten mit ähnlichen Zielsetzungen hat sich der Datenbestand in etwa verdoppelt.

## Anhang B

Die nachfolgenden Tabellen, stellen eine getrennte Auflistung von Pfanne und Schäften dar. Dieses erfolgte um einen direkten Überblick von Pfannen zementiert und zementfrei und Schäfte zementiert sowie zementfrei zu bekommen. Die Tabelle zeigt zudem eine getrennte Auflistung von Firmenname und Modellname auf, mit der dazugehörigen Seitenzahl und Code-Nr. Die Codenummern sind nicht alphabetisch geordnet, sondern in der Reihenfolge wie die Prothesen in den einzelnen Informationsschriften der Firmen nach Priorität sortiert und aufgeführt sind.

### Schäfte zementfrei

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
A 0 5	9	ARTOS	CENOS – Hohlschaft
A 0 6	11	ARTOS	SC - Solid zementfreier Prothesenschaft
A 1 0	19	ARTOS	Bitrochantere Hüftprothese nach Ecke
A 1 1	21	ALLOPRO	Ravensburger Lamellenschaft nach Stühmer
A 1 4	27	ALLOPRO	Alloclassic Schäfte SL (entspricht Zweymüller System)
A 1 7	33	ALLOPRO	Allocor correcta Schaft
A 1 8	35	ALLOPRO	REVISAL M Modularer Revisionsschaft
A 1 9	37	ALLOPRO	Pyramid –Schaftsystem
A 2 0	39	ALLOPRO	ZWEYMÜLLER Hüftprothesensystem
A 2 8	55	AESCULAP	Bicontact Universal Hip System (Schaft )
A 3 3	65	AESCULAP	Hüftendoprothese PM ohne und mit Plasmapore
B 0 1	79	BREHM Peter	MC- Hüftgelenk
B 0 3	83	BREHM Peter	Vektor -Titan
B 0 4	85	BREHM Peter	MRP - Titan ( Modular Revision Prothese ) mit und ohne Verriegelung
B 0 7	91	Benoist Girard & Cie	Biological anchorage Total Hip
B 0 8	93	Benoist Girard & Cie	La Prothese Universelle de Lord
B 0 9	95	Benoist Girard & Cie	Prothese Contact Universelle
C 0 1	101	Corin Medical (alumedica )	The Freeman modular total hip system
C 0 2	103	Corin Medical (alumedica )	The C - Fit Total Hip
C 0 5	109	Corin Medical	The Oxford Universal Hip System
C 0 6	111	Corin Medical	The Panatomic Hip System



Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
C 0 9	117	Creмасcoli G.	GSP – zementfreie - anatomische – Prothese
C 1 0	119	Creмасcoli G.	GX 128
C 1 2	123	G.Creмасcoli	ALBI + Pfanne –( neu : ALBI – PTC)
C 1 3	125	G.Creмасcoli	EHS Euro Hip System ( designed by Aldinger )
C 1 4	127	G.Creмасcoli	ANCA - FIT ( designed by The Rizzoli)
C 1 5	129	G.Creмасcoli	Profemur R Revision (designed by Willert Göttingen)
C 1 6	131	Chendo GmbH	Trabekulär orientierte Endoprothesen – Systeme nach Copf / Holz
C 1 7	133	Ceraver Groupe CGE	Anatomiques osteal Modular - System
D 0 1	145	De Puy	Vision 2000
D 0 4	151	De Puy	Ingolstädter Endoprothese
D 0 8	159	Dow Corning	McCutchen Hip System
E 1 1	183	ENDOTEC	LINEA ( Schäfte ) Anatomic
E 1 2	185	ENDOTEC	LINEA (Schäfte ) Standard & Revision
E 1 3	187	ENDOTEC	PGD
E 1 4	189	ENDOTEC	Judet
E 1 5	191	ENDOTEC	KEM / PEM
E 1 7	193	ESKA - medical	ESKA Hüftendoprothesen System
E 1 8	197	ESKA - medical	Anatomisches Hüftendoprothesen System Lübeck
E 1 9	199	ESKA - medical	Hüft – Endoprothesensystem Schenkelhalsprothese "Cigar" und "Cut"
E 2 0	201	endoPro	Adaptiva Individualprothese
F 0 1	203	Fehling	EVOLUTION nach Aldinger
F 0 2	205	Friedrichsfeld	( BMO) Biomechanisch optimiert – Hüftendoprothesensystem
F 0 5	211	FriMed Däumer	Frialit – Hüft – Tep
F 0 7	215	FriMed Däumer	Zementloser Total-Hüftgelenkersatz nach Judet
H 0 1	217	Howmedica	PCA - Hüft – Total System
H 0 2	219	Howmedica	BICHAT III Hüftprothesen System nach J. DUPARC
H 0 3	221	Howmedica	ABG Hüftsystem
H 0 4	223	Howmedica	Madreporique MK II Hüftprothesen – System
H 0 7	229	Howmedica	SHEP Spongiosa Hüftsystem nach Träger
H 0 8	231	Howmedica	Vitallium Universal Hip System
H 0 9	233	Howmedica	ATS – HüftProthese nach H. Seidel
H 1 1	237	Howmedica	Vitallium Proximale Femurprothese nach J. Vidal
H 1 2	239	Howmedica	Vitallium L.S.B. - Langschaft Total – Hüftprothese nach Beck
H 1 3	241	Howmedica	Calcarbloc THP-cL

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
H 1 4	243	Howmedica	LSP – Prothese
H 1 5	245	Heraeus	Heramed – CAT nach G. Aldinger
L 0 1	271	Link Implants	MP- Rekonstruktionsprothese (Schaft)
L 0 9	287	Link Implants	Link Rippensystem
L 1 0	289	Link Implants	Die Sattelprothese Endo-Modell
M 0 3	297	Mecron	Bitrochantäre Prothese + Mecring
M 0 8	307	Mecron	Lateralisations-Geradschaft+Mecring
M 0 9	309	Mecron	M2 Prothese + Mecring
M 1 0	311	Mecron	Mecroblock Prothese + Mecring
M 1 1	313	Mecron	Mecrofit + Mecring
M 1 2	315	Mecron	SM Geradschaft + Mecring
M 1 4	319	Medinorm	AML
O 0 4	327	Orthoplast	Flächenadaptions - Hüft -SKT Totalendoprothese Modell Suprakonitan
O 0 6	331	Orthoplast	Flächenadaptions - Hüft - Totalendoprothese Modell Superfinitor ( HAK )
O 1 4	347	OS Orthopedics	CTX - Das Fit System nach Starker und Thümmler
O 1 5	349	OS Orthopedics	Individual – Hüftprothese CT 3 D - A nach Aldinger
O 1 6	351	OSTEO	CST - 2 Hüftpfanne
O 1 7	353	OSTEO	PROPHOR
O 2 0	359	OSTEO	Autophor 900S
O 2 1	361	Orthomed	Femurschaft BPR
O 2 2	363	Orthomed	Perfecta
O 2 3	365	Osteonics	OMNIFIT Hip System HA
O 2 4	367	Osteonics	Secur Fit HA-Schaft
P 2 1	413	PROTEK	METABLOC-Schaft (un-+ zementiert)
P 2 2	415	PROTEK	CLS -Schaft
P 2 3	417	PROTEK	TCM – Schaft
P 2 4	419	PROTEK	BEO – Schaft
P 2 5	421	PROTEK	Konusprothese , unzementiert
P 2 6	423	PROTEK	SL – Revisionsschaft
P 2 7	425	PROTEK	PFM-R – Revisionsschaft
P 4 1	453	Plus Endoprothetik	Reoperationsschaft SLR - Plus zementfrei, nach Zweymüller
P 4 3	457	Plus Endoprothetik	Standard SL - Plus Stem nach Zweymüller
P 4 7	465	PentaMedical	Zementfreies Hüftendoprothesen System Uni Schaft
S 0 2	469	Schütt+Grundeis	S+G-Hüft-System
S 0 6	477	Schenker	Zementfreier Femurschaft aus Endocast SL -Schmiedelegerung
Z 0 2	483	Zimmer	Tivaran Hüftprothese nach Eckhardt (siehe A 0 9 , Z 0 3 )
Z 0 3	485	Zimmer	MT-Schraubpfanne

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
Z 0 4	487	Zimmer	MC-Prothese nach Diehl
Z 0 5	489	Zimmer	STB-Prothese nach H.Buchnes

## Pfannen zementfrei

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
A 0 1	1	Alphanorm	Alpha Segment Hüftpfanne
A 0 2	3	Alphanorm	Alpha Konisphär-Schraubpfanne
A 0 3	5	ARTOS	SECOS-S o. R Schraubpfanne
A 0 8	15	ARTOS	CPS - Zementpfanne
A 1 3	25	ALLOPRO	Sphärische Schraubpfanne Lamella nach Stühmer
A 1 5	29	ALLOPRO	Alloclassic CSF Pfanne (entspricht Zweymüller System)
A 1 6	31	ALLOPRO	Pfannensystem Armor
A 2 0	39	ALLOPRO	Zweymüller Hüftprothesensystem
A 2 2	43	ALLOPRO	ACA Hüftsystem Zementfrei
A 2 3	45	ALLOPRO	Marburger (Griss) Hüftprothesen - System(Pfanne)
A 2 5	49	ALLOPRO	Sockelpfanne nach Schöller
A 3 0	59	AESFULAP	Bicontact Universal Hip System (Pfanne a -Münchner Schraubpfanne )
A 3 1	61	AESFULAP	Bicontact Universal Hip System (Pfanne b - Conical Schraubpfanne)
A 3 3	65	AESFULAP	Hüftendoprothese PM ohne und mit Plasmapore
B 0 5	87	BREHM Peter	MRS - Titan (Modular Revisions Stützpffanne )
B 0 6	89	BREHM Peter	Titanpfanne Phönix
B 0 7	91	Benoist Girard & Cie	Biological anchorage Total Hip
B 0 8	93	Benoist Girard & Cie	La Prothese Universelle de Lord
C 0 2	103	Corin Medical (alumedica)	The C - Fit Total Hip
C 0 4	107	Corin Medical	The DC- Fit Acetabular Cup System
C 0 6	111	Corin Medical	The Panatomic Hip System
C 1 2	123	G.Cremascoli	ALBI + Pfanne - neu : ALBI - PTC
C 1 3	125	G.Cremascoli	EHS Euro Hip System ( designed by Aldinger )
C 1 6	131	Chendo GmbH	Trabekulär Orientierte Endoprothesen - Systeme
C 1 7	133	Ceraver Groupe CGE	Anatomiques Osteal Modular - System
C 1 8	135	Ceraver Groupe	The M / R / H -A.C. Cerafit cups
C 1 9	137	Ceraver Group	Aluminium-Aluminium Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
D 0 1	145	De Puy	Vision 2000
D 0 2	147	De Puy	ELITE -plus
D 0 4	151	De Puy	Ingolstädter Endoprothese
E 1 0	181	ENDOTEC	LINEA ( Hüftpfanne )
E 1 3	187	ENDOTEC	PGD
E 1 4	189	ENDOTEC	Judet
E 1 5	191	ENDOTEC	KEM PEM
E 1 7	193	ESKA - medical	ESKA Hüftendoprothesen System(G1+2)
E 1 8	197	ESKA - medical	Anatomisches Hüftendoprothesen System Lübeck
E 2 0	201	endoPro	Adaptiva Individualprothese
F 0 3	207	Friedrichsfeld	( BMO) Biomechanisch optimiert - Hüftendoprothesensystem (Pfanne )
F 0 5	211	FriMed Däumer	Frialit – Hüft-Tep
F 0 7	215	FriMed Däumer	Zementlose Total-Hüftgelenkersatz nach R.Judet
H 0 1	217	Howmedica	PCA - Hüft -Total System
H 0 2	219	Howmedica	BICHAT III Hüftprothesen System nach J. Duparc
H 0 3	221	Howmedica	ABG Hüftsystem
H 0 7	229	Howmedica	SHEP Spongiosa Hüftsystem(Pfanne ) nach Träger
H 0 9	233	Howmedica	ATS - Hüftprothese nach H. Seidel
H 1 1	237	Howmedica	Vitallium Proximale Femurprothese nach J. Vidal
H 1 3	241	Howmedica	Calcarbloc THP-cL
I 1 2	269	Interplanta	Schaubpfanne HI nach H. Hofer
L 0 5	279	Link Implants	Acetabulum Schraubpfanne Modell Link -TypK , -TypV , -original Reimer
L 0 6	281	Link Implants	Link Rekonstruktionspfanne (Thabe, mod. von Lubinus)
L 0 9	287	Link Implants	Link Rippensystem (siehe L 0 5 )
M 0 3	297	Mecron	Bitrochantäre Prothese + Mecring
M 0 7	305	Mecron	Erlanger I Prothese +Mecring
M 0 8	307	Mecron	Lateralisations-Geradschaft+ Mecring
M 0 9	309	Mecron	M2 Prothese + Mecring
M 1 0	311	Mecron	Mecroblock Prothese + Mecring
M 1 1	313	Mecron	Mecrofit +Mecring
M 1 2	315	Mecron	SM Geradschaft + Mecring
M 1 3	317	Mecron	Standard Geradschaft SM Geradschaft
M 1 4	319	Medinorm	AML
O 0 3	325	Orthoplast	Flächenkrafttragende - Acetabulum - Hüftpfanne Modell Suprafix (SX)
O 0 4	327	Orthoplast	Flächenadaptions - Hüft -SKT Total-

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
			endoprothese Modell Suprakonitan
O 1 0	339	Orthoplast	Re O.P.Stützpfanne Typ Bremen
O 1 5	349	OS Orthopedics	Individual - Hüftprothese CT 3 D - A nach Aldinger
O 1 6	351	OSTEO	CST - 2 Hüftpfanne
O 1 9	357	OSTEO	Xenophor 900 Schaft
O 2 0	359	OSTEO	Autophor 900S
O 2 1	361	Orthomed	Femurschaft BPR
O 2 2	363	Orthomed	Perfecta
O 2 3	365	Osteonics	OMNIFIT Hip System HA
O 2 5	369	Osteonics	Secur-Fit HA Pfanne
O 2 6	371	Osteonics	Omnifit PSL HA , Dual Geometry , Dual Geometry Ha Acetabular cup´s
P 0 4	379	PROTEK	Pfannendachschale mit und ohne Haken )*
P 0 5	381	PROTEK	Burch –Schneider Stützschaale )*
P 0 6	383	PROTEK	Wagner – Stützschaale )*
P 0 7	385	PROTEK	SL – Titaniumschale*
P 0 8	387	PROTEK	CLS - Spreizschale plus Einsatz und Einsatz mit Metasul )*
P 0 9	389	PROTEK	Fritek - Schale mit Schraubensockeln , mit Flügeln , Einsatz Einsatz mit Metasul )*
P 1 0	391	PROTEK	Standard –Pfanne
P 1 1	393	PROTEK	Primär - Pfanne Metasul
P 1 2	395	PROTEK	Konische Schraubpfanne mit Einsatz
P 1 3	397	PROTEK	CLW – Verankerungsring )*
P 1 4	399	PROTEK	ST . Nabor - Schale plus Einsatz und Einsatz mit METASUL
P 1 5	401	PROTEK	Press - Fit Pfanne
P 1 6	403	PROTEK	ARTEK -Pfanne
P 4 2	455	Plus Endoprothetik	Pfanne Bicon Plus, zementfrei nach Zweymüller
P 4 4	459	Plus Endoprothetik	Bipolar Prothese ( Pfanne )
S 0 2	469	Schütt+Grundeis	S+G-Hüft-System
S 0 3	471	Schenker	Hybrid Schraubpfanne Titan (nach Bösch )
S 0 4	473	Schenker	Zementfreie Acetabulum Pfanne System Wiesbaden
Z 0 3	485	Zimmer	MT-Schraubpfanne
Z 0 4	487	Zimmer	MC-Prothese nach Diehl
Z 0 5	489	Zimmer	STB-Prothese nach H. Buchnes

\* hierbei handelt es sich um Stützschaalen nicht um Pfannen

## Schäfte zementiert

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
A 2 7	53	ALLOPRO	Weber-Rotationshüftprothesen System/Weber-Stühmer Fix-Hüftprothesensystem
A 2 8	55	AESCULAP	Bicontact Universal Hip System(Schaft)
A 3 4	67	AESCULAP	Weller I
A 3 5	69	AESCULAP	Weller II
B 0 1	79	BREHM Peter	MC- Hüftgelenk nach Diehl
B 0 2	81	BREHM Peter	Cemented Anatomical Prothesis - Machler (CAP-M)
C 0 2	103	Corin Medical (alumedica)	The C - Fit Total Hip
C 0 3	105	Corin Medical (alumedica)	The Cenator Total Hip System
C 0 4	107	Corin Medical	The DC- Fit Acetabular Cup System
C 0 5	109	Corin Medical	The Oxford Universal Hip System
C 0 6	111	Corin Medical	The Panatomic Hip System
C 0 7	113	Corin Medical	The BioConical Total Hip
C 0 8	115	Corin Medical	The Taper - Fit Total Hip System
C 1 1	121	Cremascoli	MRL
C 1 9	137	Ceraver Group	Aluminium-Aluminium Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
C 2 0	139	Ceraver Group	Gerader Dysplasieschaft
C 2 1	141	Ceraver Group	Revisionsprothese
C 2 2	143	Chevalier	TRILOC
D 0 2	147	De Puy	ELITE -plus
D 0 3	149	De Puy	Profile Hüftsystem
D 0 5	153	De Puy	Endurance - CDH System
D 0 6	155	De Puy	Endurance Revision System
D 0 7	157	Dow Corning Wright	SSA Total Hip System
D 0 9	161	Dow Corning Wright	Titan Total Hip System
E 1 1	183	ENDOTEC	LINEA ( Schäfte ) Anatomic
E 1 2	185	ENDOTEC	LINEA ( Schäfte ) Standard & Revision
E 1 7	195	ENDOTEC	Millimetric
F 0 4	209	Friedrichsfeld	Frialit Keramik - Metall Verbund Hüft Tep
F 0 5	211	FriMed Däumer	Frialit- Hüft- Tep
F 0 6	213	FriMed Däumer	FriMed Grad - Schaft (siehe F 0 7)
H 0 5	225	Howmedica	EXETER

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
H 0 6	227	Howmedica	AC Hüftprothese
I 0 3	251	Interplanta	Titan Keramik Hüftendoprothese Modell Interplanata
I 0 4	253	Interplanta	Totale Hüftgelenkprothese original Lubinus
I 0 5	255	Interplanta	Statisches Physiologisches Hüftgelenk System ( Modell SP )
I 0 6	257	Interplanta	Interplanta Flachpfanne
I 0 7	259	Interplanta	Interplanta Langschaft
I 0 8	261	Interplanta	Interplanta Dysplasie Prothese
I 0 9	263	Interplanta	Interplanta Femur Teilprothese
I 1 0	265	Interplanta	Interplanta Re - Operationsprothese
I 1 1	267	Interplanta	Interplanta Großkopfprothese
L 0 2	273	Link Implants	Statisches, Physiologisches - (Modell SP) Hüftgelenk - Totalprothesen - System
L 0 3	275	Link Implants	SP II Modell Lubinus
L 0 7	283	Link Implants	Total Hüftendoprothese Modell St. Georg Mark II
L 0 8	285	Link Implants	Lubinus Classic Plus
M 0 1	293	mebio	Optima zementierte Scan Hüftprothesensystem
M 0 2	295	Martin	Imtan Pfanne und proximaler Schaft
M 0 4	299	Mecron	Duokopfprothese Typ Buchinger
M 0 5	301	Mecron	Duokopfprothese Typ Moore
M 0 6	303	Mecron	Duokopfprothese Typ Thompson
M 0 7	305	Mecron	Erlanger I Prothese + Mecring
M 0 8	307	Mecron	Lateralisations - Geradschaft + Mecring
M 0 9	309	Mecron	M2 Prothese + Mecring
M 1 2	315	Mecron	SM Geradschaft + Mecring
M 1 3	317	Mecron	Standard Geradschaft SM Geradschaft + Mecring
O 0 1	321	Orthoplast	ENDOCARBON - Spezialimplantate CFK - Tumor - Hüfttotalendoprothese Modell ( SF )
O 0 2	323	Orthoplast	Endocarbon Spezialimplantate CFK; Spezial Re - OP Langschaft - Hüfttotalendoprothesen Modell SF
O 0 9	337	Orthoplast	Universal - Euro - Tep - System
O 1 3	345	Orthoplast	Orthoplast Typ II Konusschaft
O 1 6	351	OSTEO	CST - 2 Hüftpfanne
O 1 8	355	OSTEO	PERITIA
O 1 9	357	OSTEO	Xenophor 900 Schaft
O 2 3	365	Osteonics	OMNIFIT Hip System HA
P 1 7	405	PROTEK	Geradschaft (Protasul -100) (original Müller )

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
P 1 8	407	PROTEK	SL -Schaft
P 1 9	409	PROTEK	Virtec - Schaft
P 2 0	411	PROTEK	MS - 30 Schaft , poliert
P 2 1	413	PROTEK	Metabloc-Schaft (un + zementiert)
P 2 8	427	PROTEK	Monobloc Geradschaft
P 2 9	429	PROTEK	Monobloc CDH - Schaft
P 3 0	431	PROTEK	Monobloc SL -Schaft
P 3 1	433	PROTEK	Monobloc Bogenschaft
P 3 2	435	PROTEK	Monobloc Hemiprothese
P 4 6	463	PentaMedical	Mannheimer Modell
S 0 1	467	Schütt+Grundeis	Anatomisches Hüftendoprothesen System Lübeck
S 0 5	475	Schenker	Zementierter -Femurschaft aus Ti 6Al 4V Schmiedelegierung
Z 0 1	481	Zimmer	SF -Precoat anatomische Flächenadaptations-Hüftprothese
Z 0 2	483	Zimmer	Tivaran Hüftprothese nach Eckhardt
Z 0 3	485	Zimmer	MT-Schraubpfanne
Z 0 4	487	Zimmer	MC-Prothese nach Prof. Diehl
Z 0 6	491	Zimmer	Harris Precoat Hip Prothesis / Harris Galante
Z 0 7	493	Zimmer	Modular System V
Z 1 0	499	Zimmer	Zimmer Sheehan hip Prothesis
Z 1 1	501	Zimmer	Aufranc - Turner
Z 1 2	503	Zimmer	Charnley Müller
Z 1 3	505	Zimmer	Moore
Z 1 4	507	Zimmer	Müller V. Geradschaft

### Pfannen zementiert

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
A 3 0	59	AESCULAP	Bicontact Universal Hip System (Pfanne a-Münchner Schraubpfanne )
A 3 4	67	AESCULAP	Weller I
A 3 5	69	AESCULAP	Weller II
A 3 6	71	AESCULAP	Centrament Hüftendoprothesen - System (Schaft)
B 0 1	79	BREHM Peter	MC- Hüftgelenk nach Diehl



Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
C 0 1	101	Corin Medical (alumedica)	Freeman Modular Total Hip System
C 0 2	103	Corin Medical (alumedica)	The C - Fit Total Hip
C 0 3	105	Corin Medical (alumedica)	The Cenator Total Hip System
C 0 4	107	Corin Medical	The DC- Fit Acetabular Cup System
C 0 7	113	Corin Medical	The BioConical Total Hip
C 2 0	139	Ceraver Group	Gerader Dysplasieschaft
C 2 1	141	Ceraver Group	Revisionsprothese
C 2 2	143	Chevalier	TRILOC
D 0 7	157	Dow Corning Wright	SSA Total Hip System
D 0 8	159	Dow Corning Wright	McCutchen Hip System
D 0 9	161	Dow Corning Wright	Titan Total Hip System
E 1 0	181	ENDOTEC	LINEA ( Hüftpfanne )
E 1 7	195	ENDOTEC	Millimetric
F 0 4	209	Friedrichsfeld	Frialit Keramik - Metall Verbund Hüft Tep
F 0 6	213	FriMed Däumer	FriMed Grad - Schaft
H 0 5	225	Howmedica	EXETER das Total Hüftsystem
H 0 6	227	Howmedica	AC Hüftprothese
H 1 0	235	Howmedica	VITALLIUM Thompson Brunswik Pfanne
H 1 1	237	Howmedica	Vitallium Proximale Femurprothese nach J. Vidal
H 1 2	239	Howmedica	Vitallium L.S.B. - Langschaft Total - Hüftprothese nach Beck
H 1 4	243	Howmedica	LSP - Prothese
I 0 1	247	Interplanta	Kappenprothese Modell Tillmann
I 0 6	257	Interplanta	Interplanta Flachpfanne
L 0 2	273	Link Implants	Statisches, Physiologisches- (Modell SP) Hüftgelenk- Totalprothesen-System
L 0 4	277	Link Implants	Stützrandpfanne Modell Lindgren-Lund
L 0 7	283	Link Implants	Total Hüftendoprothese Modell St. Georg Mark II
L 0 8	285	Link Implants	Lubinus Classic Plus
L 1 1	291	Link Implants	Kunststoff Modell Link und Flachpfanne

Code-Nr	Seiten-Nr.	Firmenname	Art
M 0 1	293	mebio	Optima zementierte Scan Hüftprothesensystem
M 0 2	295	Martin	Imtan Pfanne und proxima Schaft
O 0 5	329	Orthoplast	Flächenadaptions - Hüft SF- Totalendoprothese Modell Suprakonitan
O 0 7	333	Orthoplast	Flächendruckverteilende Acetabulum - Hüftpfanne Modell - "Polyblock" ( PL )
O 0 8	335	Orthoplast	Flächendruckverteilende Acetabulum - Hüftpfanne Modell - "Polyblock" Dysplasie
O 1 0	339	Orthoplast	Re O.P.Stützpfanne Typ Bremen
O 1 3	345	Orthoplast	Orthoplast Typ II Konusschaft
O 1 9	357	OSTEO	Xenophor 900 Schaft
O 2 2	363	Orthomed	Perfecta
O 2 3	365	Osteonics	OMNIFIT Hip System HA
P 0 1	373	PROTEK	Flachprofil - Pfanne
P 0 2	375	PROTEK	Flachprofil - Pfanne(orginal Müller)
P 0 3	377	PROTEK	Vollprofil - Pfanne ( orginal Müller)
P 4 4	459	Plus Endoprothetik	Bipolar Prothese ( Pfanne )
S 0 1	467	Schütt+Grundeis	Anatomisches Hüftendoprothesen System Lübeck
Z 0 6	491	Zimmer	Harris Precaot Hip Prothesis / Harris Galante
Z 0 7	493	Zimmer	Modular System V
Z 0 8	495	Zimmer	The Zimmer MultiPolar
Z 0 9	497	Zimmer	Ti - Bac I + II Cups
Z 1 0	499	Zimmer	Zimmer Sheehan hip Prothesis
Z 1 1	501	Zimmer	Aufranc - Turner
Z 1 2	503	Zimmer	Charnley Müller
Z 1 4	507	Zimmer	Müller V. Geradschaft

## *Anhang C: Zuordnung von Handelsnamen und Codenummern*

Diese Zuordnung von Handelsnamen und Codenummer soll eine Erleichterung für die Auffindung der einzelnen Hersteller und Prothesen darstellen. Manche Hüftendoprothesen sind nur unter ihrem Handelsnamen bekannt und somit auch nur dort auffindbar. Viele Firmenfusionen sind berücksichtigt worden und helfen durch Querverweise bei der Suche zum gesuchten Modell und Namen.

### A

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
A 01 – A 02	Alphanorm
A 03 – A 10	Artos→Biomet - Merck
A 11 – A 27	Allo Pro→Sulzer Medica
A28 – A 39	Aesculap

### B

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
B 01 – B 06	Peter Brehm
B 07 – B 09	Benoist Girard&Cie
B 10- -B 11	Biomet Merck

### C

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
C 01 – C 08	Corin
C 09 – C 15	Cremascoli

## C

C 16	Chendo
C 17 – C 21	Ceraver-Osteal
C 22	Chevalier AG

## D

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
D 01 – D 06	De Puy
D 07 – D 09	Dow Corning

## E

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
E 01 – E 08	Erothitan
E 09 – E 15	Endotec
E 15 – E 19	ESKA
E 20	Endo – Pro

## F

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
F 01	Fehling
F 02 – F 07	Friedrichsfeld/Fri-Med→Sulzer

## H

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
H 01 – H 14	Howmedica→Stryker
H 15	Heraeus

## I

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
I 01 – I 12	Interplanta→Link

## L

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
L 01 – L 11	Link Implants

## M

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
M 01	Mebio
M 02	Martin –Gebrüder
M 03 – M 13	Mecron med.Prod.- Biomet
M 14	Merck Medinorm

## O

<u>Code-Nr.</u>	<u>Handelsname</u>
O 01 – O 13	Orthoplast→Zimmer
O 14 – O 15	Orthopedics

## O

O 16 – O 20

OSTEO-AG

O 21 – O 22

Orthomed

O 23 – O 26

Osteonics→Stryker

## P

**Code-Nr.**

**Handelsname**

P 01 – P 40

Protek→Sulzer

P 41 – P 44

Plus Endoprothetik

P 45 – P 47

PentaMedical

## S

**Code-Nr.**

**Handelsname**

S 01 – S 02

Schütt + Grundei AG

S 03 – S 07

Schenker Technik

## Z

**Code-Nr.**

**Handelsname**

Z 01 – Z 14

Zimmer

## *Anhang D: Adressen der Hersteller*

Die nachfolgende Adressenliste der Hersteller soll eine Hilfe zur Auffindung der Firmen darstellen. Die unzähligen Firmenfusionen haben zu vielen neuen Firmennamen geführt, diese werden durch Querverweise weitgehend berücksichtigt. Einige der unten aufgelisteten Firmen sind in Konkurs gegangen oder haben sich aus anderen Gründen vom Prothesenmarkt zurückgezogen und existieren somit nicht mehr. Zu den einzelnen Firmen sind die Ansprechpartner berücksichtigt worden, oftmals mit der direkten telefonischen Durchwahl.

<b>Firmenname, Anschrift</b>	<b>Ansprechpartner</b>
Aesculap AG Am Aesculap Platz D - 78532-Tuttlingen	Dr. Fink 07461/952642
ALLOPRO→Sulzer	
Alphanorm Medizintechnik GmbH Fischbarerstr.92 D - 66287-Quierschied	Herr M. Weiland 06897-6008050 Fax 06897-600800 Tel
Artos Medizinische Produkte GmbH Gustav Kronenstr.12 D - 14167-Berlin	Herr Helsinger 030-84581-216 030-84581-117 Fax
Benoist Girard & Cie 113,rue Jean Martin Naudin 92220-Bagueux France	
Biomet Merck Deutschland GmbH Gustav-Krone-Str. 2 D – 14167 Berlin	Dr. Fischer 030-84581-0
BREHM Peter GmbH Am Mühlberg-30 Postfach 62 D - 91085-Weisendorf	Dr. Holzwarth 09135/8586
Centerpulse Implanting trust	Siehe Sulzer Medica
Ceraver Groupe CGE Division- medico-chirurgicale 10, quai-Paul Doumer F - 92411-Courbevoie Dedex	

<b>Firmenname, Anschrift</b>	<b>Ansprechpartner</b>	
Chendo GmbH Lerchenstr.1 D - 66919-Saalstadt	06375/5971	
Chevalier AG Gewerbestr.10 CH - 6330-Cham	Firma erloschen	
Corin Medical The Corin Medical Center -Masano Hedges Gloucestershire GL7 1YJ England		
Cremascoli→G. Cremascoli		
De Puy Division /Johnson &Johnson Mellinweg-16 Postfach 1137 D - 66272 Sulzbach	06897/5006-0	
Division medico-chirurgicale/Ceraver Osteal Paris		
DOW CORNING Schwannstr.10 Postfach 130332 D - 62757-Wiesbaden	Herr Schebeck 0211/45570 o. 02156/912220	
Emil Schenker AG→Schenker Store	Firma erloschen	
EndoPro medical GmbH Bahnstr.33 D - 46535-Dinslaken	02064/413724 02064/413750 Fax	
Endotec→Tornier SA 161,rue Lavoisier F - 38330-Mountbonnot	Export Departement 00334-7661-3526	
EROTHITAN Allendstr.68 D - 98574-Schmakealten	Herr Roth- F+E Abteilung	
ESKA Implants GmbH & Co Gapengießstr.34 D - 23556-Lübeck	Dr. Klingbeil 0451/89000-10	Frau M. Münnig 06722-996712
<b>Firmenname, Anschrift</b>	<b>Ansprechpartner</b>	
Fehling Medical AG→Sulzer	Herr P. Kretschmer	



Frankenstr.21 D - 63791-Karlstein	
FriaTec AG→Sulzer	
Friedrichsfeld Medical GmbH dann FriMed , dann FriaTec → Sulzer	
FriMed Däumer→Sulzer	
G. Cremascoli Via Clementi Prudencia16 20138-Milano/ Italien o.Alter postweg-41 D - 21614-Buxtehude	04161-745130/1/3 04161-745130-6 Fax
Gebrüder Martin Ludwigstalstr.132 D - 72565-Tuttlingen	07461/7060
Heraeus Heraeusstr.12-14 63450-Hanau Orthop.Uniklinik-Calwerstr. 7 D - 72076-Tübingen	G. Peters 06181/350  Prof. Aldinger (Stuttgart Paulinenhilfe)
Interplanta → W. Link	
Link Implants Barkhausensweg.10- Postfach 630552 22339-Hamburg o. Aarstr.98 CH - 3005-Bern	A. Keller 040/539950  0041-31-313377 0041-31-313387-Fax
Martin→Gebrüder Martin Tuttlingen	
Mebio Medizinische biomaterialien GmbH Lagerstr.11-15 D - 64807-Dieburg	06071/929-0 06071/929-100 Fax
Mecron→ ARTOS	
Medinorm→De Puy	
Orthomed GmbH 6301 Cecilia circle Minneapolis, MN USA	001-55439-9855
<b>Firmenname, Anschrift</b>	<b>Ansprechpartner</b>
Orthoplast Endoprothetik GmbH	Firma erloschen
Orthopedics Service GmbH Jahnstr.27-29	06182/2046-6 06182/2046-4 Fax

D - 63533-Mainhausen	
OSTEO AG Tullastr.87a D - 79108-Freiburg im Breisgau	Firma erloschen
Osteonics Corporation→Stryker Howmedika	
PentaMedical GmbH→Interplanta→W.Link Steigächer-112 D - 72582-Balgheim	07461/79044 07461/79046 Fax
Plus Endoprothetik GmbH Elbestr.10 D - 45768-Marl	02365/9181-0 02365/918110 Fax
PROTEK→Sulzer	
Schenker / Schenker Storen AG Stauwehrstr.34 CH - 5012-Schönenwerd	0041-64-414242 0041-64-416256 Fax
Schenker s.o. o.Schulstr.1 D - 78011-March-Hugstetten	07665/4634
Stryker Howmedica GmbH	Frau Severin + Herr A. Bagarsch 04348/7020 o.702255
Schütt + Grundei AG → ESKA Grabengießerstr.21 D - 23556-Lübeck	
Sulzer Orthopedics Ltd. Grabenstr.25 CH - 6341- Baar jetzt Centerpulse	0041-41-7683326 0041-41-7619200 Fax
Zimmer Chirurgie GmbH Maria-Merianstr.7 24145 Kiel	N. Reichel 0431-7194

*Anhang E: Index*

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
ABG Hüftsystem	221
AC Hüftprothese	227
ACA Hüftsystem Zementfrei	43
Acetabulum Schraubpfanne Modell Link-TypK , -TypV , -original Reimer	279
Adaptiva Individualprothese (siehe A 2 8 )	201
Aesculap AG Orthopedics Divison	55, 57, 59, 61, 63, 65, 67, 69, 71, 73, 75, 77
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	65, 133, 137, 359
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / CrCoMo	119
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / Stahl	135
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	135
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -Ceramic	357, 359
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> /Endocast	469
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> /Metall	133
ALBI + Pfanne - neu : ALBI - PTC	123
Alloclassic CSF Pfanne	29
Alloclassic Schäfte SL	27
ALLOCOR AN CORRECTA Schaft	33
ALLOPRO	21, 23, 25, 27, 29, 31, 33, 35, 37, 39, 41, 43, 45, 47, 49, 51, 53
Alpha Konisphär-Schraubpfanne	3
Alpha Segment Hüftpfanne	1
Alphanorm Medizintechnik GbmH	1, 3
AML	319
Anatomiques Osteal Modular - System	133
Anatomisches Hüftendoprothesen System Lübeck	19, 467
ANCA - FIT ( desinged by The Rizzoli Institute )	127
ANTEGA	73
ARTEK -Pfanne	403
Artos Medizinische Produkte GmbH	5, 7, 9, 11, 13, 15, 17, 19
ATS - HüftProthese nach H. Seidel	233
Aufranc - Turner	501
Aussenschale für Bipolarkopf	451
Autophor 900S	359
BCS	229
Benoist Girard & Cie	91, 93, 95
BEO - Schaft	419
BICHAT III Hüftprothesen System nach J. DUPARC	219
Bicontact Universal Hip System ( Köpfe )	57

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Bicontact Universal Hip System (Pfanne a-Srew-Socket Munich)	59
Bicontact Universal Hip System (Pfanne b - Conical Srew -Socket)	61
Bicontact Universal Hip System (Pfanne c-Plasmacup S o. P )	63
Bicontact Universal Hip System (Schaft )	55
Biokeramik	467
Biological anchorage Total Hip	91
Biolox	65, 85, 87, 89, 199, 203, 245, 251, 439, 453, 455, 457, 481
Biolox - forte -Kopf für Totalprothese (siehe A 2 8)	439
Biolox / CoCrMo	327
Biolox forte	201
Biolox/CoCr	287, 291
Biomechanisch optimiert - Hüftendoprothesensystem	205, 207
Biomet-Merck	97, 99, 297, 299, 301, 303, 305, 307, 309, 311, 313, 315, 317
Bipolar Prothese ( Pfanne )	459
Bitochantere Hüftprothese nach Ecke	19
Bitrochantäre Prothese + Mecring	297
BREHM Peter	81, 83
BREHM Peter	79, 85, 87, 89
Burch - Schneider Stützschale	381
Calcarbloc THP-CL	241
Cemented Anatomical Prothesis - Machler (CAP-M)	81
CENOS - Hohlschaft	9
CENTEGA	75
Centrament Hüftendoprothesen - System (Schaft)	71
Ceramic	295, 319
Ceramic / CoCr	105, 125
Ceramic u. Metall	57
Ceramic, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,CoCr	57
Ceraver Group	133, 135, 137, 139, 141
Charnley Müller	503
Chendo GmbH	131
Chevalier AG	143
Chirulen	69
CIP -Individuelle Prothese	13
CLS - Spreizschale plus Einsatz und Einsatz mit METASUL	387
CLS -Schaft	415

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
CLW - Verankerungsring	397
Co-Böhler 3194	131
CoCr	55, 97, 101, 105, 107, 111, 113, 115, 117, 121, 145, 153, 155, 157, 159, 161, 213, 217, 241, 243, 249, 273, 279, 281, 283, 285, 291, 345, 353, 367, 369, 371, 499, 501, 503, 505
CoCr , Zirkonia	99
CoCr / Keramik	145
CoCr /Biolox	153, 155
CoCr 29110	69
CoCr Molybdän	67
CoCr-Legierung	247
CoCr-Ring	277
CoCr / Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	271
CoCr / AlCeramic	293
COCr / Ceramic	129
CoCr / Endocast	357
CoCr / Tilastan	275
CoCr / VITOX	143
CoCr / Zirconia	109, 111, 115
CoCr / Zirkon/Keramik	179
CoCr / Zirkonia	97
CoCr29110	69
CoCrMo	23, 47, 191, 195, 197, 199, 205, 253, 255, 259, 261, 263, 265, 267, 293, 319, 329, 359, 393, 403, 481, 491, 495
CoCrMo / Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	197
CoCrMo / Biolox	329, 331
CoCrMo-rauh	319
CoCrMo/ Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	53
CoCrMoNi	215
CoNiCrMo(Protasul10)	405, 407, 409
Corin Medical Generalvertretung	101, 103, 105, 107, 109, 111, 113, 115
CP Titanium	391
CPS - Zementpfanne	15
CPS-Zementprothesenschaft Ti64	7
CPT / Hydroxylapatit	367
CrCo	93, 95, 103, 109, 189, 193, 369, 367, 371
CrCo / Al	121
CrCo o.Keramik	103
CrCoMo	197
CrCoMo / Titan	189
CrCoMo / Titan	189
CreMascoli	121

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Cremaşcoli G.	117, 119
CST - 2 Hüftpfanne	351
CTX - Das Fit System nach Starker und Thümler	347
De Puy Division / Johnson & Johnson	145, 147, 149, 151, 153, 155, 319
Division medico-chirurgicale / Ceraver Osteal Paris	133, 135, 137, 139, 141
DOW CORNING	157, 159, 161
Dow Corning Wright	157, 159, 161
Druckscheibenprothese	41
Duokopfprothese Typ Buchinger	299
Duokopfprothese Typ Moore	301
Duokopfprothese Typ Thompson	303
Dysplasiepfanne mit Schnappeffekt Typ La Grange letournel	167
Dysplasiepfanne Modell Erlangen	175
Dyspläsiepfanne Typ Sombrero	177
EHS Euro Hip System ( desinged by Prof. Aldinger )	125
ELITE -plus	147
Emil Schenker AG/Schenker Store	471, 473, 475, 477, 479
Endocarbon	321, 323, 341
ENDOCARBON - Spezialimplantate CFK- Tumor-Hüfttotalendoprothese Modell ( SF )	321
Endocarbon Spezialimplantate CFK ;Spezial Re -OP Langschaft - Hüfttotalendoprothesen Modell SF.	323
Endocarbon Tumorhüfttotalendoprothese Typ SL	341
Endocast	467, 469, 477, 479
EndoPro medical GmbH	201
ENDOTEC	179, 181, 183, 185, 187, 189, 191, 195
Endotec/Tornier SA	179, 181, 183, 185, 187, 189, 191, 195
Endurance - CDH System	153
Endurance Revision System	155
Enduron	149
Erlanger I Prothese +Mecring	305
EROTHITAN	163, 165, 167, 169, 171, 173, 175, 177
ESKA - medical GmbH und Co	193, 197, 199
EVOLUTION nach Aldinger	203
EXETER das Total Hüftsystem	225
FeCrNiMnMoNbN	411
FeCrNiMoN	71

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Fehling medical AG	203
Femurschaft BPR	361
Fitek - Schale mit Schraubensockeln , mit Flügeln	389
Flächenadaptionen - Hüft -SKT Totalendoprothese Modell Suprakonitan	327
Flächenadaptionen - Hüft -Totalendoprothese Modell Superfinitor ( HAK )	331
Flächenadaptionen - Hüft SF-Totalendoprothese Modell Suprakonitan	329
Flächendruckverteilende Acetabulum - Hüftpfanne Modell - "Polyblock" ( PL ) Standard	333
Flächendruckverteilende Acetabulum - Hüftpfanne Modell - "Polyblock" Dysplasie	335
Flächenkrafttragende - Acetabulum - Hüftpfanne Modell Suprafix (SX)	325
Flachprofil - Pfanne	373
Flachprofil - Pfanne mit METASUL -Einsatz	375
Frakturkopf	437
Francobal	241
Francobal/Keramik	227
FRIALIT - HÜFT- TEP	211
FRIALIT Biokeramik	205, 207, 209, 211, 213
Frialit Keramik - Metall Verbund Hüft Tep	209
Frialit-Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Keramik	209
FriaTec AG	205
Friedrichsfeld Medical GmbH	205, 207, 209, 211, 213
FriMed Däumer	211, 213, 215
FriMed Grad - Schaft	213
G.Cremascoli - Ortho Group	117, 121, 123, 125, 127, 129
Gebrüder Martin	295
Gerader Dysplasieschaft	139
GERADSCHAFT	405
GSP - zementfreie - anatomische - Prothese	117
Gussleg.+ Keramik	47
GX 128	119
HA - Keramik	211
Harris Precaot Hip Prothesis / Harris Galante	491
Helios	99
Heraeus	245
Heramed - CAT nach G. nach Aldinger	245
Hochpoliert	459

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Howmedica GmbH Kiel	217, 219, 221, 223, 225, 227, 229, 231, 233, 235, 237, 239, 241, 243
Hüft - Endoprothesensystem Schenkelhalsprothese "Cigar" und "Cut"	199
Hüftendoprothese PM ohne und mit Plasmapore	65
Hybrid Schraubpfanne Titan ( System nach Bösch )	471
Hydroxyla. /ohne	123, 125
Hydroxylapatit	203
Hydroxylapatit	3, 87, 89, 103, 107, 109, 111, 113, 115, 117, 123, 127, 153, 155, 221, 287, 319, 361, 363, 183, 185, 483
Hydroxylapatit/ Osprovit	331, 325
Hydroxylapatitkeramik	415
Hylamer /Enduron	145
Imtan Pfanne und proxima Schaft	295
Individual - Hüftprothese CT 3 D - A nach Aldinger	349
Ingolstädter Endoprothese	151
Interplanata Endoprothetik GmbH	247, 249, 251, 253, 255, 257, 259, 261, 263, 265, 267, 269
Interplanta - Tochtergesellschaft der Firma W. Link	247
Interplanta Dysplasie Prothese	261
Interplanta Endoprothetik GmbH	253, 255, 269
Interplanta Endoprothetik GmbH	259, 261, 263, 265, 267
Interplanta Femur Teilprothese	263
Interplanta Flachpfanne	257
Interplanta GmbH eine Tochtergesellschaft von W.Link	249
Interplanta GmbH Tochtergesellschaft von W.Link	257
Interplanta Großkopfprothese	267
Interplanta Langschaft	259
Interplanta Re - Operationsprothese	265
Intertplanta	251
Isodur	67, 69
Isonic	71
Isotan	65
Isotan (Pure-Titan)	61
Isotan(Pure - Titan )	59, 63
Judet	189
Kappenprothese Modell Tillmann	247
KEM / PEM	191
Keramik	117, 187, 465



<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Keramik / CrCoMo	193, 461
Keramik / Francobal´S´	223
Keramik / CrCo	213
Keramik /Metall	131, 221
Keramik u.Metall	19
Keramik / Metall	463
Keramik /C rCo/Ti	163
Keramik / PE	89
Konische Schraubpfanne mit Einsatz , mit Einsatz und Metasul Einlage	395
Konusprothese , unzementiert	421
Kunststoff Modell Link und Flachpfanne	291
La Prothese Universelle de Lord (Madreporique)	93
Lateralisations-Geradschaft + Mecring	307
LINEA ( Hüftpfanne )	181
LINEA ( Köpfe )	179
LINEA ( Schäfte ) Anatomic	183
LINEA ( Schäfte ) Standard & Revision	185
Link Implants	271, 273, 275, 277, 279, 281, 283, 285, 287, 289, 291
Link Rekonstruktionspfanne (H. Thabe, mod. durch H. Lubinus)	281
Link Rippensystem	287
LSP - Prothese	243
Lubinus Classic Plus	285
M2 Prothese +Mecring	309
Madreporique MK II Hüftprothesen - System	223
Mannheimer Modell	463
Marburger (GRISS) Hüftprothesen - System(Pfanne)	45
Marburger (Griss) Hüftprothesen -System -Schaft	47
Martin	295
MC- Hüftgelenk nach Prof. Dr. Diehl	79
MC-Prothese nach Prof. Diehl	487
Mc Cutchen Hip System	159
mebio	293
Mebio Medizinische Biomaterialien GmbH	293
Mecroblock Prothese +Mecring	311
Mecrofit +Mecring	313
Mecron	297, 299, 301, 303, 305, 307, 309, 311, 313, 315, 317
Medinorm	319
METABLOC-Schaft (un-+ zementiert)	413
Metall	91, 215, 365, 459, 491, 499
Metall - Kopf (für Totalprothese)	443

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Metall / Keramik	343, 485, 487, 489
Metall /CrCoMo	119
Metall nach Weber	209
Metall o. Titan	105
Metall/ Keramik	483
METASUL (siehe P 3 9)	23
Metasul - Kopf und Korrekturkopf (excentrisch)	449
Mikrostruktur	271
mikrostrukturiert	33
Millimetric	195
Modell Arden	169
Modell Boeman	173
Modell Brunswik	171
Modular System V	493
Molybdenum	121
Monobloc Bogenschaft ; Kopf 32 mm	433
Monobloc CDH - Schaft ;Kopf 22 mm	429
Monobloc Geradschaft ;Kopf 32 mm	427
Monobloc Hemiprothese	435
Monobloc SL -Schaft ;Kopf 28 mm	431
Moore	505
MP- Rekonstruktionsprothese ( Schaft )	271
MRL	121
MRP - Titan ( Modular Revision Prothese ) mit und ohne Verriegelung	85
MRS - Titan (Modular Revisions Stützpfanne )	87
MS - 30 Schaft , poliert	411
MT-Schraubpfanne	485
Müller Type I	165
Müller Type II	163
Müller V. Geradschaft	507
Oberflächenrauigkeit	453, 455, 457
ohne Kopf	289
OMNIFIT Hip System HA	365
Omnifit PSL HA , Dual Geometry , Dual Geometry Ha Acetabular cup´s	371
Optima zementierte Scan Hüftprothesensystem	293
Orthochrome	151
Orthochrome/Biolox	151
Orthomed	361, 363
Orthomed GmbH	361, 363
Orthonox	225
Orthoplant	321, 323, 325, 327, 329, 331, 333, 335, 337, 339, 341, 343, 345

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Orthoplast Endoprothetik GmbH	321, 323, 325, 331, 335, 337, 339, 341, 343, 345
Orthoplast Endoprothetik GmbH / H.W.Staudte , J.Steinhäuser	327
Orthoplast Endoprothetik GmbH / P.G. Schneider , H.W.Staudte	329
Orthoplast Typ II Konusschaft	345
ORTRON 90	147
OS Orthopedics	347, 349
OSTEO	351, 353, 355, 357, 359
Osteonics	365, 367, 369, 371
Osteonics Corporation	365, 367, 369, 371
PCA - Hüft -Total System	217
PE	139, 141, 189, 273, 277, 279, 281, 283, 287, 291, 357
PE / Titan	139, 141
PE+Keramik	77
PE / CoCr	283
PE / Metall	289
PentaMedical	461, 463, 465
PentaMedical GmbH	461, 463, 465
Perfecta	363
PERITIA	355
Peter Brehm Chirurgie Mechanik	79, 81, 83, 85, 87, 89
Pfanne Bicon Plus , zementfrei nach Prof. k. Zweymüller	455
Pfannendachschale mit und ohne Haken	379
Pfannensystem ARMOR	31
PFM-R - Revisionsschaft	425
PGD	187
Plasmapore	55, 73, 77
Plus Endoprothetik GmbH	453, 455, 457, 459
PMMA	481, 491, 497, 499
Polyethylen HD	133
POROCOAT	145, 149
POROCOAT/CAMCERAN	151
poröse Oberfläche	469
Press - Fit Pfanne	401
Primär - Pfanne Metasul	393
Profemur R Revision desinged by Prof.Willert	129
Profile Hüft -System	149
PROPHOR	353
Protasul - Ti	395
PROTASUL - 100	21, 27, 35, 37, 41, 43, 49, 51, 415, 417, 419, 421, 423

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
PROTASUL - 100,-21WF	425
PROTASUL - 20	427
Protasul - 21 WF	23, 449
Protasul - Kopf	445
PROTASUL - Ti	379, 381, 383, 385, 397, 399, 389, 401
PROTASUL-1	433, 435
PROTASUL-10	53, 427, 433, 435
PROTASUL-20	445
Protasul-21-WF	41
PROTASUL-S30	429, 431
PROTEK	373, 375, 377, 379, 381, 383, 385, 387, 389, 391, 393, 395, 397, 399, 401, 403, 405, 407, 409, 411, 413, 415, 417, 419, 421, 423, 425, 427, 429, 431, 433, 435, 437, 439, 441, 443, 445, 447, 449, 451
Prothese Contact Universelle	95
Pyramid -Schaftsystem	37
Ravensburger Lamellenschaft nach Stühmer	21
RCH 1000	79, 193, 345, 467, 471
RCH-Polyäthylen	329
RCR 1000	93
Re O.P.Stützpfanne Typ Bremen	339
Reintitan	39, 43, 45, 49, 251, 269, 455, 461
Reoperationsschaft SLR - Plus zementfrei , nach Prof. K. Zweymüller	453
REVISAL M Modularer Revisionschaft	35
Revisionsprothese	141
S+G-Hüft-System	469
S.A.Benoist Girard & Cie (Handelsname : R.Roy - Camille)	91, 93, 95
sandgestrahlt	5, 7, 297, 299, 301, 303, 305, 307, 309, 311, 313, 315, 317
sandgestrahlt / HAC	9, 11, 13
Sattelprothese Endo-Modell	289
SC - Solid zementfreier Prothesenschaft	11
Schaubpfanne HI nach Prof .Dr. H.Hofer	269
Schenk Kugelköpfe aus Endocast	479
Schenker	471, 473, 475, 477, 479
SCHRAUBRING SC	77

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Schütt + Grundei AG / Schweiz / ESKA	467, 469
SECOS-S o. R Schraubpfanne	5
Secur Fit HA-Schaft	367
Secur-Fit HA Pfanne	369
SF -Precoat anatomische Flächenadaptations-Hüftprothese	481
SHEP Spongiosa Hüftsystem nach Prof. K. H. Träger	229
SL – Revisionsschaft	423
SL – Titaniumschale	385
SL -Schaft	407
SM Geradschaft +Mecring	315
Sockelpfanne	49
SP II Modell Lubinus	275
Sphärische Schraubpfanne Lamella nach Stühmer	25
SSA Total Hip System	157
ST . Nabor - Schale plus Einsatz und Einsatz mit METASUL	399
Stahl / Ceramic	361
Standard -Pfanne	391
Standard Geradschaft SM Geradschaft +Mecring	317
Standard SL - Plus Stem nach Prof. K. Zweymüller	457
Statisches Physiologisches Hüftgelenk System ( Modell SP )	255
Statisches, Physiologisches-(Modell SP) Hüftgelenk-Totalprothesen-System	273
STB-Prothese nach Prof. Dr. H. Buchnes	489
Steckkopf - Kombinationen + Mulipolarkopf	343
Stützrandpfanne Modell Lindgren - Lund	277
Sulene-PE	49, 51, 401
Sulene-PE ,CoCrMo	387, 389, 391, 395, 399
Sulene-PE; Protasul-Ti	397
SULOX	441

Stichwort	Seiten-Nr.
Sulzer - Medica Orthopedics GmbH	21, 23, 25, 27, 29, 31, 33, 35, 37, 39, 41, 43, 45, 47, 49, 51, 53, 373, 375, 377, 379, 381, 383, 385, 387, 389, 391, 393, 395, 397, 399, 401, 403, 405, 407, 409, 411, 413, 415, 417, 419, 421, 423, 425, 427, 429, 431, 433, 435, 437, 439, 441, 443, 445, 44
TCM - Schaft	417
The BioConical Total Hip	113
The C - Fit Total Hip	103
The Cenator Total Hip System	105
The DC- Fit Acetabular Cup System	107
THE FREEMANN MODULAR TOTAL HIP SYSTEM	101
The M / R / H -A.C. Cerafit cups	135
The Oxford Universal Hip System	109
The Panatomic Hip System	111
The Stanmore modular hip system	97
The Taper - Fit Total Hip System	115
The Zimmer MultiPolar	495
Ti - Bac I + II Cups	497
Ti 6Al 4V	143, 475
Ti-Protasul-64-WF	47
Ti/Keramik/Francobal	219
Ti3Al6V4	123, 125
Ti6Al4V / CoCr	217
Ti6Al4V	123, 125, 127, 129, 201, 355, 363
Ti6Al4V/CrCo	483
Ti6Al4V=TIVARAN	485, 487, 493
Ti6Al7Nb	387, 403, 453, 457
Ti6Al7Nb	393
TiAl	149, 151
TiAl16V4	65
TiAl5Fe2,5	79
TiAl5Fe2.5	327
TiAl6Nb7	81, 83
TiAl6V4	9, 11, 13, 135, 297, 305, 307, 309, 311, 313, 315, 317, 319
TiAl6V4 o. Al2o3	133
TiAlFe2,5	211
Titanlegierung	463

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Tiferal	245
Tilastan	271
Tilastan/CoCr	287
Titan	1, 3, 5, 19, 25, 29, 31, 41, 47, 77, 85, 101, 137, 159, 161, 163, 165, 167, 169, 171, 173, 175, 177, 187, 195, 203, 219, 221, 223, 295, 325, 327, 331, 351, 361, 463, 465, 471, 473, 497, 507
Titan - Eisen	79
Titan / Osprovit	349
Titan Keramik Hüftendoprothese Modell Interplanata	251
Titan Total Hip System	161
Titan + Keramik	73
Titan-Eisenlegierung	79
Titan / Al-Oxid	137
Titan / Ceramic	79
Titan / Ti-Plasma	87, 89
Titanlegierung	137, 139, 141, 305, 307, 309, 315, 317, 465
Titanpfanne Phönix	89
Titanium/Ceramic	493
Titanium / Ti6Al4V	507
Tivaran Hüftprothese nach Dr. Eckhardt	483
Total Hüftendoprothese Modell St.Georg Mark II	283
Totale Hüftgelenkprothese original Lubinus	253
TP-Kugelköpfe	459
Trabekulär Orientierte Endoprothesen - Systeme	131
TRIBOSUL	447
Tribosul - Kopf ( für Totalprothese)	447
TRIBOSUL -ODH (Kugelkopf )	51
TRILOC	143
TRIPO Metall	199
Typ Müller ohne Schnapp	17
UHMWP/Metall	497

<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
UHMWPE	1, 3, 15, 17, 39, 45, 53, 59, 61, 63, 65, 67, 69, 87, 91, 93, 101, 103, 105, 107, 111, 113, 123, 125, 131, 135, 137, 143, 149, 151, 157, 159, 161, 163, 165, 167, 169, 171, 173, 175, 177, 181, 187, 191, 195, 197, 215, 219, 221, 223, 225, 229, 235, 243, 24
UHMWPE	213
Universal - Euro - TEP - SYSTEM	337
Vektor -Titan	83
Villey,CoCrMo	311, 313, 315, 317
Villey,CrNiMo	315
Villoy	297
Virtec - Schaft	409
Vision 2000	145
Vitallium	227, 229, 231, 233, 237, 239, 241, 243
Vitallium L.S.B. - Langschaft	239
Vitallium Proximale Femurprothese nach Prof. Vidal	237
VITALLIUM Thompson Brunswick Pfanne	235
Vitallium / Biokeramik	231, 233
Vitallium / Ceramic	241
Vitallium / Keramik	229
Vitallium / PE	237
Vivium / CoCrMo	305, 307, 309
Vivium / CrNiMo	299, 301, 303
Vollprofil - Pfanne	377
Vitallium Universal Hip System	231
W.C. Heraeus GmbH	245
W.Däumer-KG (dann FriMed jetzt Sulzer)	215
Wagner – Stützschaale	383
Waldemar Link GmbH & Co	271, 273, 275, 277, 279, 281, 283, 285, 287, 289, 291
Weber-Rotationshüftprothesen System / Weber-Stühmer Fix-Hüftprothesensystem	53
Weller I	67
Weller II	69
Xenophor 900 Schaft	357
Zementfreie Acetabulum Pfanne System Wiesbaden	473



<b>Stichwort</b>	<b>Seiten-Nr.</b>
Zementfreier Femurschaft aus Endocast SL - Schmiedelegierung	477
Zementfreies Hüftendoprothesen System Uni Schaft	465
Zementierter -Femurschaft aus Ti 6Al 4V Schmiedelegierung	475
Zementlose Schraubpfanne HI nach Prof.Dr.H.Hofer	461
Zementlose Total-Hüftgelenkersatz nach Prof. Judet	215
Zimmer Chirurgie GmbH	481, 483, 485, 487, 489, 491, 493, 495, 497, 499, 501, 503, 505, 507
Zimmer Sheehan hip Prothesis	499
Zirconia u. Hylamer	147
Zirconia/Keramik	367
Zweymüller Hüftendoprothesensystem	39