

Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik 2009

von: Prof. Dr. med. E. Winter, Klinikum Friedrichshafen

Einleitung

Eine Hüftendoprothese (endo griech. = innen, Prothese griech. = künstlicher Ersatz eines fehlenden Körperteiles) ist dann indiziert (lat. = angezeigt), wenn bei einer hochgradigen Hüft-Arthrose* konservative (= nicht-operative) Therapiemaßnahmen wie z.B. Medikamenteneinnahme, Krankengymnastik u.a. nichts mehr helfen und der betroffene Mensch sich in seiner Lebensqualität massiv beeinträchtigt fühlt. Der künstliche Hüftgelenkersatz stellt einen der bedeutendsten medizinischen Fortschritte des vergangenen Jahrhunderts dar. Die Implantation einer Hüftendoprothese zählt zu den 10 häufigsten Operationen in Deutschland [1]. Das Wort Arthrose* leitet sich aus dem Altgriechischen ab: ἄρθρον = arthros = Gelenk. Im deutschsprachigen Raum ist der Begriff Arthrose klar definiert. Mit der Endung „...ose“ ist eine degenerative (= verschleißbedingte) Erkrankung des Gelenkes gemeint. Statt dieser mechanischen Abnutzung kann aber auch eine entzündliche Erkrankung Ursache für die Gelenkzerstörung sein. Diese Entzündung eines Gelenkes nennt man im deutschsprachigen Raum Arthritis, wobei die Endung „...itis“ auf die entzündliche Ursache hinweist (Beispiel: „chronische Polyarthritits = c.P.“). Im englischsprachigen Raum ist es üblich, alle Arten von Gelenkerkrankungen mit dem Wort „arthritis“ zu beschreiben, auch die nicht entzündlichen. Arthrose und Arthritis können alle Gelenke der Körpers befallen. Zahlenmäßig steht die Arthrose im Vergleich zur Arthritis sehr weit im Vordergrund. In Deutschland leiden etwa 8 Millionen Menschen an Arthrose. Bis 2020 rechnet man mit einer Verdoppelung dieser Zahl [2]. Die wirtschaftlichen Konsequenzen der Arthrose sind enorm. In Deutschland verursacht Arthrose derzeit sozioökonomische Kosten von etwa 10 Milliarden € pro Jahr. Hinzu kommt, dass diese degenerative Gelenkerkrankung einen erheblichen Anteil aller Arbeitsunfähigkeitstage, Frühberentungen und Rehabilitationsmaßnahmen bedingt. Etwa 5 % der Deutschen (ca. 4 Mio Bundesbürger) leiden an einer schmerzhaften Coxarthrose (coxa lat. = Hüfte) [3]

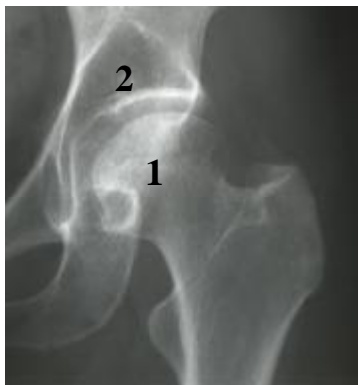


Abbildung 1a: Reguläre röntgenologische Situation eines Hüftgelenkes mit ca. 8mm weitem Gelenkspalt zwischen dem Hüftkopf (1) und der Hüftpfanne (2)



Abbildung 1b: nach ca. 10 Jahren hat sich eine schwerste Hüftarthrose ausgebildet mit den typischen Zeichen: fast völliger Aufbrauch des Hüftgelenkspaltes, der Hüftkopf ist entrundet, es zeigen sich starke Sklerosierungen (griech. = Verkalkungen) in der Pfanne und im Hüftkopf, es haben sich Exophyten (griech. = Knochensporne) an der Pfanne und am Hüftkopf entwickelt.

Was geschieht bei der Coxarthrose? Am gesunden Hüftgelenk besteht ein jeweils ca. 4 mm dicker glatter Knorpelbelag des Hüftkopfes und der Hüftpfanne. Diese Knorpelflächen zusammen mit der Gelenkflüssigkeit verleihen dem intakten Hüftgelenk etwa 5 Mal bessere Gleiteigenschaften als Eis. Obwohl es eine Vielzahl von Ursachen für die Coxarthrose gibt, kommt es im Endeffekt immer zu einer Zerstörung der Knorpelschichten. Die Arthrose beginnt mit einer Fehlernährung des Knorpels. Durch Alterung verliert der Knorpel u.a. an Wasser, er wird weniger belastbar. In jungen Jahren kann der Knorpel durch z.B. durch vermehrte Inanspruchnahme des Hüftgelenkes oder durch eine Fehlstellung des Gelenkes oder durch eine Verletzung des Gelenkes geschädigt werden. Durch die Knorpelschädigung verschlechtern sich die Gleiteigenschaften des Gelenks, ein Verschleiß kann bei rauerer Oberfläche wiederum schneller vonstatten gehen. Die raue Oberfläche wirkt wie ein „Reibeisen“.

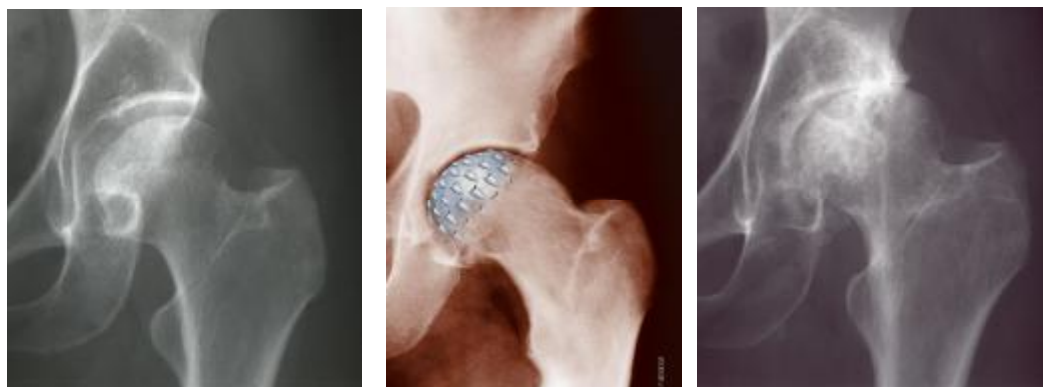


Abbildung 2: Bei der Coxarthrose ist zunächst der Knorpel vom Verschleiß betroffen. Wenn der Knorpel erst einmal angeraut ist, wirken die angegriffenen Knorpelflächen wie ein Reibeisen.

Von dem Verschleiß ist zunächst der Knorpel betroffen. Später folgen Veränderungen am Knochen (Verformung, skleros = griech. = Verkalkungen, Exophyten = griech. = Knochensporne und Zysten = griech. = mit Flüssigkeit gefüllte Hohlräume), an der Hüftgelenkscapsel und anderen Gelenkanteilen.

Ist Knorpel erst einmal geschädigt, so kann er nicht heilen. Es bildet sich allenfalls „Reparaturknorpel“, der weniger belastbar als gesunder Knorpel ist. Diese Erkenntnis ist nach wie vor eine der größten Herausforderungen in der orthopädisch-unfallchirurgischen Forschung. Die führenden Symptome einer dekompenzierten Hüftarthrose sind: Ruheschmerzen, Bewegung verschlechtert die Beschwerden, Schonhaltung, Hinken, erhebliche Bewegungseinschränkung.

In allererster Linie werden zur Therapie die so genannten konservativen Maßnahmen angewendet wie Medikamentengabe, Krankengymnastik, orthopädische Hilfsmittel etc.). Wenn entsprechende anatomische Abweichungen des Hüftgelenkes vorliegen, muss man ggf. operative Maßnahmen in Erwägung ziehen. Dabei haben die gelenkerhaltenden Maßnahmen immer den Vorrang, wie z.B. ein arthroskopischer Eingriff (Arthroskopie = griech. = Gelenkspiegelung) oder die Korrektur der Gelenkachsen, wenn Gelenkdeformitäten vorliegen. Allerdings sind diese Eingriffe nur selten angezeigt. Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes (Hüftendoprothese) stellt immer die „ultima ratio“ (lat. = letzter Ratschluss) dar, wenn konservative Therapiemaßnahmen bzw. die gelenkerhaltenden operativen Eingriffe nicht mehr helfen. Heutzutage wird in den allermeisten Fällen eine Hüft-TEP (= Hüfttotalendoprothese) implantiert.

Im Jahr 2004 wurden in Deutschland in 137.000 Fällen und im Jahr 2006 in 147.000 Fällen eine Hüftendoprothesenimplantation (jeweils nicht frakturbedingte Erstimplantationen) durchgeführt. Den größten Anteil hat dabei die Altersgruppe zwischen 60-79 Jahren [4].

Die wachsende Zahl dieser Operation steht einerseits in Zusammenhang mit demographischen Veränderungen, d.h. der höheren Lebenserwartung. Ältere Menschen stellen heutzutage aber auch höhere Anforderungen an Mobilität, Lebensqualität und Sportfähigkeit. Andererseits erkranken durch veränderte Lebensverhältnisse immer häufiger junge Patienten an Arthrose. Hierbei spielen eine stark steigende Zahl an Sportunfällen und an sportlicher Überlastung eine große Rolle [5].

Geschichtliche Entwicklung der Hüftendoprothetik.

Begonnen hat die Geschichte der Hüftendoprothetik (Endoprothetik = Lehre der in den Körper implantierten (= eingepflanzten) Kunstgelenke) Ende des 19. Jahrhunderts mit den zwei wichtigen und auch heute noch gültigen Ansätzen: a) mit der Idee des Ersatzes des gesamten Hüftkopfes samt Schenkelhals und b) mit der Idee des Ersatzes der zerstörten Oberfläche des Hüftgelenkes (Oberflächenersatz).

Als „Vater des Hüftgelenkersatzes“ darf der Deutsche T. Gluck gelten. In seiner Arbeit „Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern“ aus dem Jahre 1890 [6] beschreibt er die erste Form eines künstlichen Hüftgelenkersatzes: Er ersetzte einen zerstörten Hüftkopf durch einen künstlichen Hüftkopf und Schenkelhals aus Elfenbein. Diesen künstlichen Hüftkopf und Schenkelhals fixierte er mit Schrauben und einer Art von „Knochenzement“ aus Kolophonium, Bimsstein und Gips am körpernahen Oberschenkelknochen (siehe Abbildung 3). Die Zeit war aber damals für diese Schritte noch nicht „reif“. Diese ersten Hüftendoprothesen versagten bereits nach kurzer Zeit.

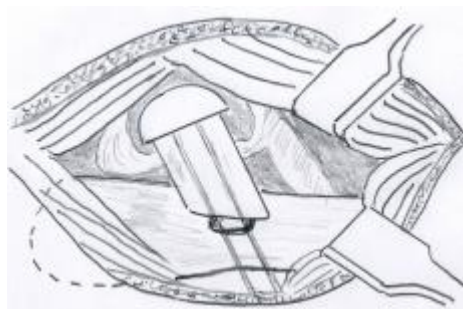


Abbildung 3: Erster dokumentierter Ersatz eines durch Arthrose zerstörten Hüftkopfes samt Schenkelhals durch T. Gluck (historische Abbildung) [6]

Um dieselbe Zeit wurden verschiedene sogenannte „Interpositionsarthroplastiken“ des Hüftgelenkes (interponere, lat. = dazwischenlegen, arthroplastik = Gelenkersatz) entwickelt. So wurde z.B. Silber, Zelluloid, Goldfolie und anderes zwischen die teilresezierten Gelenkflächen eingebracht. Nahezu zeitgleich zu diesen anorganischen Interponaten wurden

autogene (= körpereigene) Interponate wie Muskellappen, Fettgewebe, Kapselanteile und Haut verwendet. Die Ergebnisse waren ebenfalls sehr unbefriedigend.

Der Amerikaner Smith-Petersen forschte ebenfalls auf dem Gebiet der Interpositionsarthroplastiken und führte in den 1920er Jahren eine Kappenprothese aus Glas ein. Rostfreies Metall gab es damals noch nicht. Diese Prothese war ein Interponat, das auf die geglätteten Gelenkflächen des Hüftkopfes nach dem Prinzip des „ball-on-stick“ eingebracht wurde [7].



Abbildung 4: Historische Abbildung der Hüftkopfkappe nach M. N. Smith-Petersen [7]. Zunächst verwendete er Glas, später rostfreies Vitallium für die Kappe.

Im Jahr 1938 führte er die Hüftkappe aus rostfreiem Vitallium (Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung) ein. Es gibt einzelne Fälle mit erstaunlichen Ergebnissen (Abbildung 5) auch Jahrzehnte nach Implantation [8].

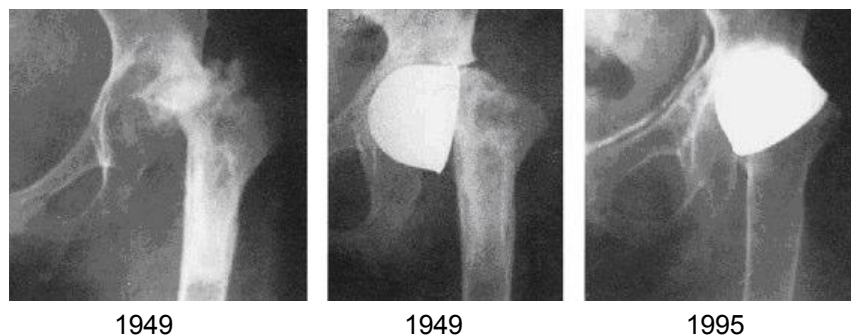


Abbildung 5: Arthroplastik nach Smith-Petersen mit einer Vitallium-Kappe. Diese war biomechanisch zunächst ungünstig in sogenannter „Varus-Stellung“ positioniert. Im Verlauf der Jahre danach richtete sich die Kappe in eine biomechanisch günstige Position auf, was der Patientin für über 40 Jahre ein gutes Behandlungsergebnis brachte (keine Schmerzen in der Hüfte, keine Gehhilfe, Verkürzungshinken wegen 6 cm Beinverkürzung links).

Insgesamt aber waren die Resultate der „Interpositionsarthroplastiken“ unbefriedigend, so dass man sich vermehrt der „Resektionsarthroplastik“ (resecare lat. = abschneiden, arthros griech. = Gelenk, plastik = lat. = Geformtes) zuwandte. Damit ist die Entfernung des Hüftkopfes / Schenkelhalses gemeint, um in den Schaft des Oberschenkelknochens einen

Prothesenstiel mit aufgesetztem Hüftkopf zu implantieren. Dieser künstliche Hüft-Kopf bewegt sich dann entweder in der originalen Hüftpfanne oder in einer künstlichen Pfanne, welche in den Beckenknochen implantiert wird.

Die erste Totalendoprothese eines Hüftgelenkes mit femuraler (femur = lat. = Oberschenkelknochen) und azetabulärer (acetabulum = lat. = Hüftpfanne) Komponente wurde in den späten 1930er Jahren von Wiles [9] in London implantiert (Abbildung 6). Die Verankerung erfolgte zementfrei. Wiles fixierte eine metallische Hüftpfanne mit Stiften im Azetabulum. In dieser Pfanne bewegte sich ein metallischer Hüftkopf, der mittels eines durch den Schenkelhals geführten Bolzens verankert wurde. Insgesamt ergaben sich unbefriedigende Resultate.

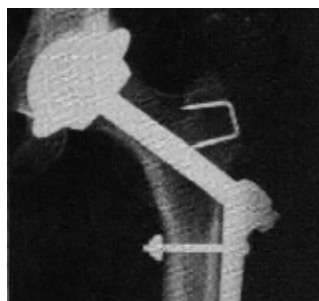


Abbildung 6: Erste Hüfttotalendoprothese (Ersatz von Pfanne und Hüftkopf) von Wiles [9] im Jahr 1938.

Einen deutlichen Fortschritt brachten in den 1940er Jahren die Femurteilprothese aus Vitallium von Moore [10] (Abbildung 7) und von Thompson [11], die jeweils ohne Knochenzement im innen hohlen Oberschenkelknochen verankert wurden. Der metallische Hüftkopf bewegt sich dabei in der originären Hüftpfanne. Diese Prothesen sind bis zum heutigen Tag in der klinischen Anwendung, z.B. zur Versorgung eines Schenkelhalsbruchs bei sehr alten, wenig mobilen Patienten. Bei jüngeren Patienten sollte diese Prothese nicht verwendet werden, da der Metallkopf ohne Ersatz der Hüftpfanne zu großen Defekten im Beckenknochen führen kann.

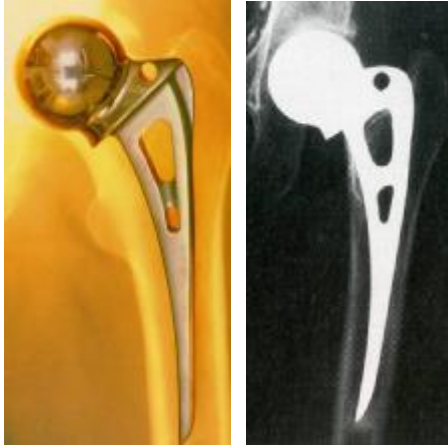


Abbildung 7: Bis heute sind zementfrei im Oberschenkelknochen verankerten Femurteilprothesen (hier das Beispiel einer „Moore-Prothese“ [10]) bei besonderer Indikation in der klinischen Anwendung. Dabei bewegt sich der metallische Hüftkopf in der originären Hüftpfanne (1940er Jahre)

Ein ganz entscheidender Fortschritt ergab sich durch die Einführung der Hüfttotalendoprothese mit Verankerung des Prothesenstieles im Markraum des Oberschenkelknochens. In den 1950er Jahren ersetzten McKee und Farrar sowohl den Hüftkopf als auch die Hüftpfanne, wobei der Prothesen-Stiel im Femur-Markraum verankert wurde [12,13,14]. Sowohl der künstliche Hüftkopf als auch die künstliche Hüftpfanne waren aus Metall (d.h. „Metall-Metall-Gleitpaarung“). Diese McKee/Farrar Gleitpaarung wird im weiteren Verlauf der Geschichte der Hüftendoprothetik noch eine sehr große Rolle spielen.



Abbildung 8: Die erste auch langfristig erfolgreiche Hüfttotalendoprothese mit Hüftpfannen- und Femurschaft-Komponente ist die nach McKee-Farrar mit „Metall-Metall-Gleitpaarung“ [12,13,14] (1950er Jahre)

Ein weiterer sehr wichtiger „Meilenstein“ für die Hüft-Endoprothetik war, als 1953 Haboush [15] zur Fixierung der Endoprothesenkomponenten Polymethylmetacrylat (PMMA) einsetzte. PMMA war zu dieser Zeit schon verbreitet in Gebrauch bei der Fixation von Zahnimplantaten.

Charnley kommt das Verdienst zu, dass er die Gleitpaarung einer künstlichen Hüftpfanne aus Polyethylen (PE) zusammen mit einer Oberschenkelschaftprothese mit Hüftkopf aus Stahl einführte. Diese nannte er „low friction arthroplasty“. Die Prothesen-Komponenten verankerte er mit PMMA im Beckenknochen und im Oberschenkelknochen. Hierdurch konnten sehr gute mittel- bis langfristige Resultate erzielt werden [16,17,18,19].



Abbildung 9: Schemazeichnung und Originalabbildung der „low friction arthroplasty“ – Hüftendoprothese nach Charnley, publiziert in: Lancet 1961 [17]: PE-Pfanne, in der sich ein Metallkopf bewegt

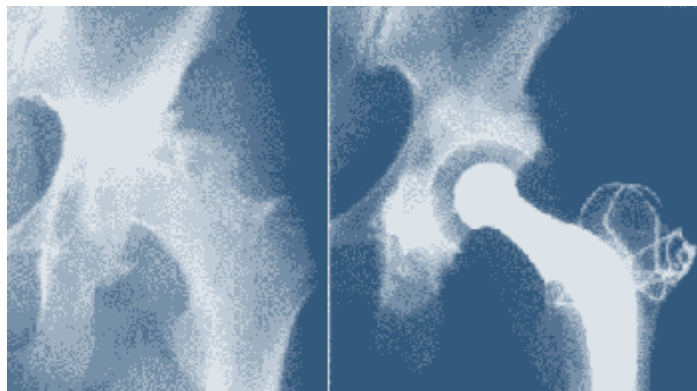


Abbildung 10: Röntgenbilder vor und nach der Implantation der „low friction arthroplasty“- Hüftendoprothese nach Charnley

Die klinischen Resultate der „McKee-Farrar-Prothese“ und der „Charnley-Prothese“ sind retrospektiv betrachtet als ebenbürtig zu bezeichnen. Aus welchen Gründen auch immer setzte sich die „Charnley-Prothese“ deutlich durch. In den 70er Jahren ergab sich eine fast euphorische Verbreitung der „Charnley-Prothese“ weltweit. Die zunächst sehr guten Ergebnisse dieser Technik wurden im Laufe der Zeit durch Lockerungen der zementierten Hüftpfannen und der zementierten Schäfte im Oberschenkelknochen mit der Folge von großen Knochendefekten getrübt (Abbildung 11 und 12)



Abbildung 11: Gelockerte zementierte „Charnley-Prothese“. Zwischen der PE-Hüftpfanne und dem Beckenknochen hat sich ein „Lockerungssaum“ gebildet (weißer Pfeil). Im Vergleich zu den Vor-Röntgenaufnahmen ist die Pfanne nach mediakranial (lat. = innen/oben) gewandert. Am Femurschaft ist ebenfalls ein Lockerungssaum zu erkennen (weißer Pfeil). Aufgrund der Prothesenlockerung mit erheblicher Minderung der Knochenqualität kam es auch zu einem Bruch des Oberschenkelknochens (*).

Heute weiß man, dass diese Lockerungen durch polyethylenabriebbedingte Osteolysen (lat. = Knochenauflösungen) bedingt sind [20]. Die abgeriebenen PE Partikel gelangen in die Grenzschicht zwischen den „Verbund Implantat/Knochenzement“ und das Knochenlager sowohl im Bereich des Azetabulums als auch im Bereich des Oberschenkelknochens. Die PE-Partikel lösen eine Fremdkörperreaktion aus. Sie werden von körpereigenen Abwehrzellen umwuchert. Diese riesigen Zellumwucherungen verdrängen den originären Knochen und es kommt zu den besagten Osteolysen.



Abbildung 12: Gelockerte zementierte PE-Pfanne mit erheblichem PE-Abrieb. Der Kopf steht nicht mehr zentral in der Pfanne (siehe Markierungsdraht der Pfanne). Lockerung auch des zementierten Prothesenschaftes. Es haben sich große Knochendefekte im Beckenknochen und am Oberschenkelknochen gebildet (weiße Pfeile). Auch hier es zu einem Knochenbruch gekommen (*).

Insgesamt gesehen zeigen sowohl die „Charnley-Prothese“ wie auch die „McKee-Farrar-Prothese“ äußerst gute Langzeitergebnisse.

In den 1950er bis 1970er Jahren fanden u.a. folgende 2 Entwicklungen betreffend den Oberflächenersatz des Hüftgelenkes statt:

1) Die Gebrüder Judet entwickelten 1946 einen pilzförmigen Stift aus Plexiglas (PMMA = Polymethylmetacrylat). Zur Implantation wurde der Hüftkopf reseziert, eine Bohrung in den Schenkelhals durchgeführt und die Prothese hier eingebracht. Zunächst fand die „Judet-Prothese“ aufgrund der guten Kurzzeiterfolge und einfachen Implantation eine breite Anwendung [in: 21]. Der Erfolg der Prothese wurde aber durch Materialschwächen, was die Bruchfestigkeit angeht, sowie durch einen starken Abrieb des PMMA („Acrylose“) im Azetabulum geschmälert. Es zeigte sich für die „Judet-Prothese“ wie auch für fast alle reinen Hüftkopfprothesen, dass es ohne künstliche Pfanne zu einem erheblichen Knochenabbau des Azetabulum kam. Als Ursache hierfür wird ein zu unterschiedlicher Elastizitätsmodul der Hüftkopfprothese und des Beckenknochens angesehen.



Abbildung 13: Fotografie der aus PMMA bestehenden „Judet-Prothese“ und Röntgenbild einer „Judet-Prothese“, Auf dem Röntgenbild ist nur der röntgendichte Metallstift der Prothese zu erkennen (um 1950).

2) In Anlehnung an die „Charnley-Prothese“ mit ihrer PE-Komponente pfannenseits und ihrem metallischen Kopf entwickelte Wagner in den 1970er Jahren die „Schalenprothese für das Hüftgelenk nach Wagner“ [22].

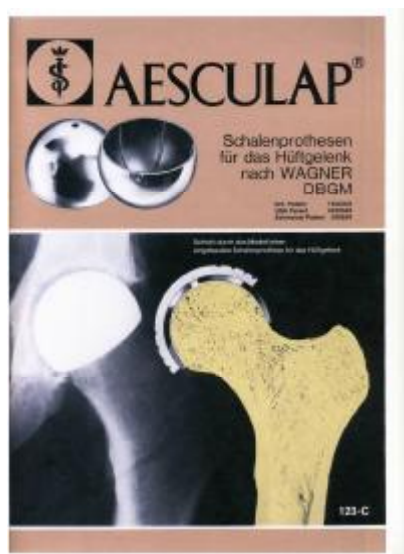


Abbildung 14: Titelblatt der OP-Instruktion für die „Schalenprothese für das Hüftgelenk nach Wagner“ [22], bei welcher die Pfanne aus PE und die Kappe aus Metall bestand.

Schalenprothesen bestehen aus zwei miteinander artikulierenden Flächen (Kappe und Pfanne) und sind eine Weiterentwicklung der reinen Kappenprothesen. Das verwendete Material der „Wagner Kappe“ war zunächst eine sphärische femorale Komponente aus Metall mit einer Pfanne aus Polyethylen. Zunächst fand die „Wagner Kappe“ aufgrund der guten Kurzzeiterfolge eine breite Anwendung. Der Abrieb der Polyethylen-Pfanne verursachte eine große Anzahl von Lockerungen durch Osteolysen aufgrund von PE-Abrieb bedingten

Fremdkörpergranulomen (Granulom lat. = Geschwulst) Durchschnittlich 7 Jahre nach Implantation mussten 50% der Implantate wegen Lockerungen revidiert werden [23].



Abbildung 15: Oberer Teil: Fast völlig abgeriebene PE-Pfanne der „Wagner-Cup“. Unterer Teil: in der Mitte geteilter Hüftkopf mit aufzementierter Metallpfanne, im Hüftkopf haben sich große PE-Fremdkörpergranulome gebildet.

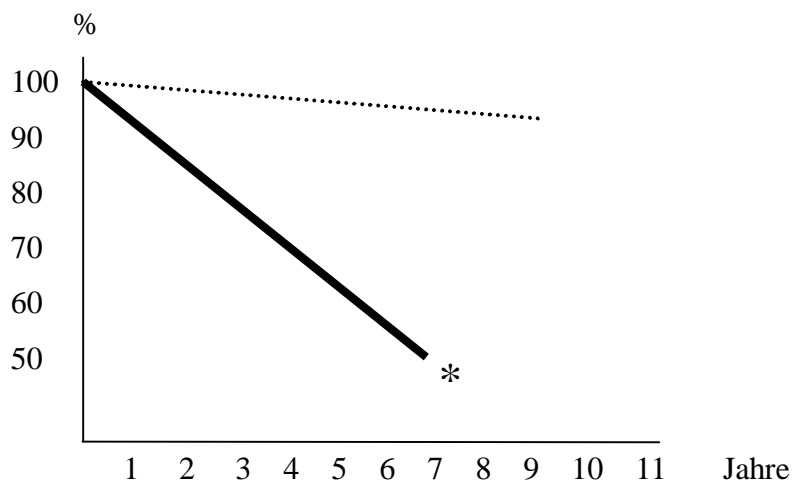


Abbildung 16: * Überlebenskurve der „Wagner-Schalenprothese“ mit PE-Metall-Gleitpaarung nach Kabo 1993 [23]. Wünschenswert wäre eine Überlebenskurve, wie sie die gepunktete Linie (.....) darstellt..

Zahlreiche Autoren kamen aufgrund dieser unbefriedigenden Resultate zu der Auffassung, dass das Prinzip des Oberflächenersatzes an der Hüfte fragwürdig sei.

In den 1970er und 1980er Jahren wurden u.a. folgende zwei wichtige Aspekte auf dem Gebiet der Hüfttotalendoprothese weiterverfolgt:

- Alternativen zur zementierten Hüftprothesenverankerung
- Alternativen zur PE-Metall-Gleitpaarung

Mit der Entwicklung der zementfreien Implantationstechnik wurde in dieser Zeit

eine weitere Ära in der Hüftgelenk-Endoprothetik eingeleitet. Vorreiter bei den zementfreien Prothesen waren u.a. Sivash [24], Zweymüller [25] und Lintner [in: 25]. Letzterer konnte das Einwachsen von Knochen in aufgeraute Titanoberflächen nachweisen, was den zementfreien Prothesen, die heute verwendet werden, den Weg gebahnt hat.

Als Alternative zur Metall-PE-Gleitpaarung führte 1969 Boutin [26] Keramik als Werkstoff für den Hüftkopf und die Hüftpfanne ein.

Aktuelles Prinzip der Hüfttotalendoprothese (incl. sog. Kurzschaftprothese u. sog. Druckscheibenprothese)

Um eine Hüfttotalendoprothese zu implantieren, müssen der Hüftkopf und auch der Schenkelhals entfernt werden. In den Beckenknochen wird dann die künstliche Hüftpfanne eingebracht (zementiert oder zementfrei). Die gängigen Pfannenmodelle und deren Verankerungstechnik werden in Kapitel 5 beschrieben. Der proximale Femur (= der körpernahe Oberschenkelknochen) ist von weichem Knochenmark ausgefüllt. Dieser Markraum wird für die Verankerung des Hüftprothesenschaftes vorbereitet. In den Oberschenkelknochen wird die Schaftprothese implantiert (zementiert oder zementfrei).

Die Frage, wie eine Hüftendoprothese verankert werden soll lässt sich nicht mit einem klaren „nur zementiert“ oder „nur zementfrei“ beantworten. Zahlreiche Studien belegen sehr gute Langzeitresultate bei beiden Verankerungstechniken. Es gibt Länder wie z.B. Großbritannien oder die Skandinavischen Länder, in denen die zementierte Verankerung ungeachtet des Alters des Patienten einen sehr hohen Stellenwert hat. In den deutschsprachigen Ländern Europas herrscht die Meinung vor, dass eine zementierte Hüfttotalendoprothese eine gute Lösung für ältere Patienten und die zementfreie Verankerungstechnik die bessere Lösung für jüngere Patienten ist. Als Gründe hierfür werden angeführt: Eine zementierte Prothese kann der ältere Patient gleich voll belasten, die Prothese kann bei der Zementiertechnik nicht in ggf. „weichen“ einsinken, wie dies bei den zementfreien Prothesen beobachtet werden kann. Demgegenüber kann man jedoch aufführen, dass es zu sog. „Zementreaktionen“ = Unverträglichkeitsreaktionen kommen kann, die sogar tödlich verlaufen können. Ist eine Prothese zementiert, kann die Revisionsoperation sehr aufwendig werden, da man vor der Neuverankerung einer Revisionsprothese den ganzen Zement entfernen muss. Das kann sehr schwierig und langwierig sein. Bei der Wechseloperation einer zementfreien Prothese ist die Explantation (lat. = Ausbau) der gelockerten Prothese meist deutlich einfacher.

Bei allen vermeintlich objektiven Daten scheinen aber auch Traditionen und Emotionen eine Rolle zu spielen. In Deutschland gibt es eine Art „Nord-Süd-Gefälle“, wobei die Zementiertechnik im Norden eher verbreitet ist als im Süden. Für die etablierten zementierten und zementfreien Prothesensysteme liegen jeweils seriöse, gute Langzeitresultate (teils bis 40-Jahresresultate z..B. bei der „Charnley-Prothese“) vor.

Kommen wir zurück auf den Prothesenschaft: Nahezu alle modernen Prothesenschäfte haben am oberen Ende einen Konus, auf welchen ein künstlicher Hüftkopf aufgesteckt wird. Größe und Material dieses Kopfes sind unterschiedlich. Eine feste Verbindung des Kunst-Kopfes mit dem Prothesenschaft ist heute die Ausnahme (Beispiel: die „Moore-Prothese“, siehe Abbildung 7). Schließlich bewegt sich der künstliche Hüftkopf in der künstlichen Hüftgelenkspfanne.

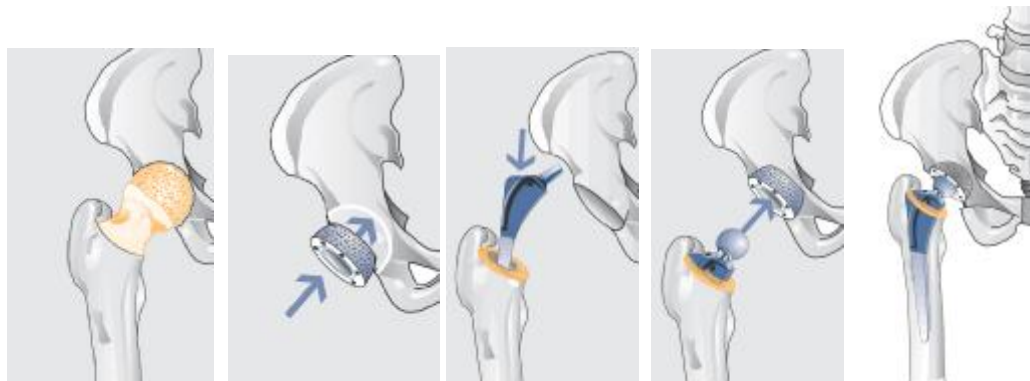
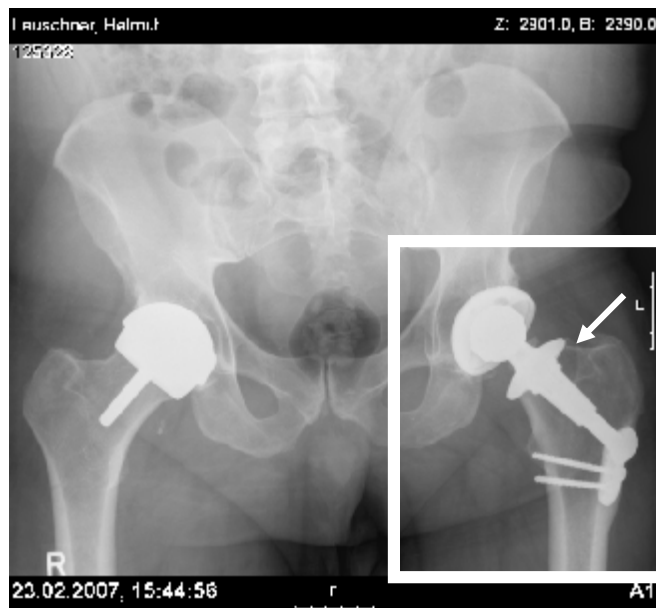


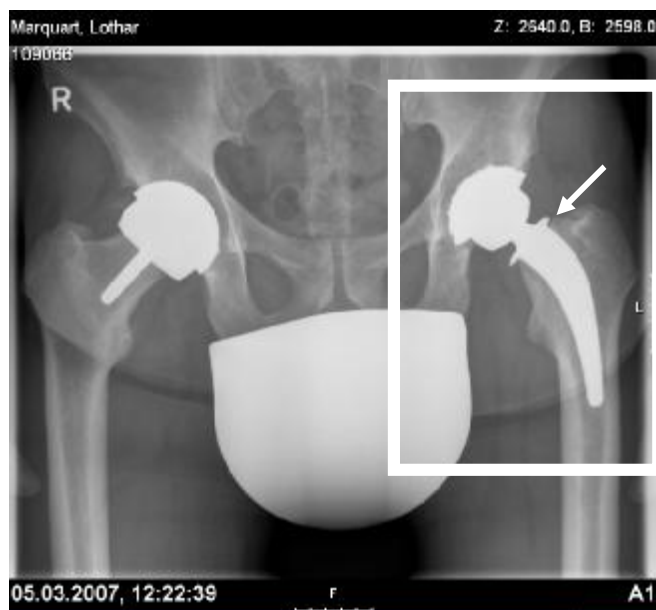
Abbildung 17: Schritte der Implantation einer Hüft-TEP (= Hüfttotalendoprothese) mit Resektion des Hüftkopfes, Implantation einer künstlichen Gelenkpfanne und eines Prothesenschaftes mit künstlichem Hüftkopf.

Um den Schenkelhals oder zumindest Teile davon erhalten zu können wurden in den letzten Jahren die so genannte „Druckscheibenprothese“ (Abbildung 18) und die „Kurzschafthprothesen“ entwickelt (Abbildung 19).



*Bitte an den Verlag:
nur den mit weißen
Linien markierten
Bereich darstellen !*

Abbildung 18: sog. „Druckscheibenprothese“: Der Hüftkopf wird entfernt, der Schenkelhals (weißer Pfeil) bleibt erhalten. Die Hüftpfanne wird durch eine künstliche Pfanne ersetzt. Im körpernahen Oberschenkelknochen wird eine Bohrung durchgeführt, in diese wird ein stiftartiger Bolzen eingebracht, welcher mittels einer Lasche mit 2 Schrauben im Oberschenkelknochen fixiert wird.



*Bitte an den Verlag:
nur den mit weißen
Linien markierten
Bereich darstellen !*

Abbildung 19: sog. „Kurzschafthprothese“: Der Hüftkopf wird entfernt, der Schenkelhals (weißer Pfeil) bleibt erhalten. Die Hüftpfanne wird durch eine künstliche Pfanne ersetzt. Im körpernahen Oberschenkelknochen wird ein im Vergleich zum „Bicontact-Schaft“ kürzerer Schaft eingebracht.

Als Vorteil dieser Prothesenarten wird angegeben, dass man den Schenkelhals erhalten kann.

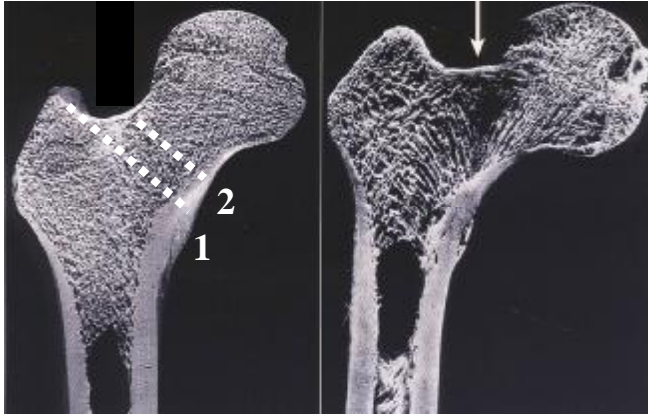


Abbildung 20: Als Vorteil der „Druckscheiben- und der Kurzschaftprothesen“ wird angegeben, dass der Schenkelhals erhalten werden kann.

Bezüglich beider Verfahren („Druckscheibenprothese“ und „Kurzschaftprothese“) liegen keine Erfahrungsberichte vor, wie es sie für die Hüfttotalendoprothesen gibt, da sie im Vergleich zu diesen weit weniger häufig und erst seit jüngerer Zeit angewendet werden.

Aktueller Stand / Schaft-Komponente der Hüfttotalendoprothese

In Europa wurden im Jahr 2006 über 600.000 Hüftendoprothesen implantiert [1]

Etwa die Hälfte davon erfolgte schaftseitig in zementfreier Technik.

Sowohl die zementierten wie auch die zementfrei verankerten etablierten

Hüftendoprothesenschäfte zeigen eine sehr gute, über einen Zeitraum von 20 und mehr Jahren dokumentierte Standzeit (= Haltbarkeit) [27].

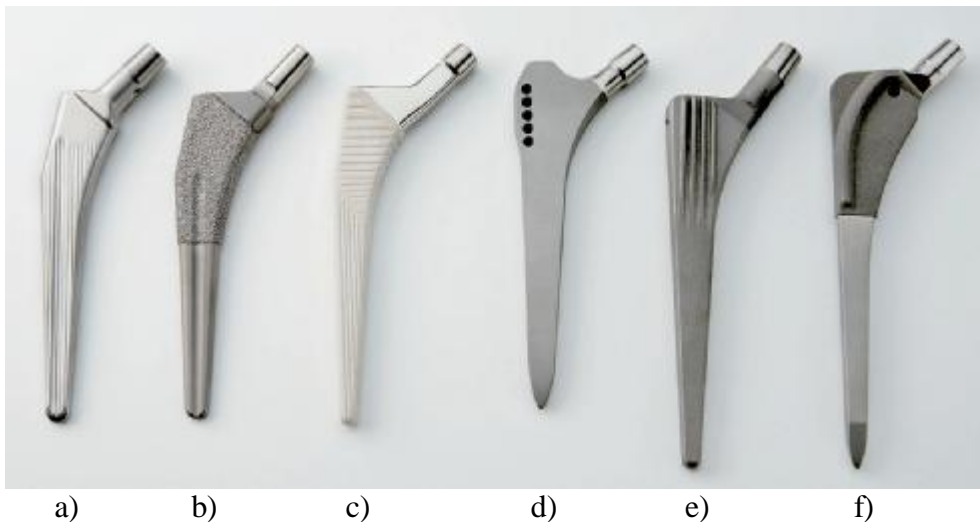


Abbildung 21: Bewährte Schaftprothesen der Jahre 1987 – 2007:

- a) zementierter Müller - Schaft (Fa. Zimmer)
- b) zementfreier Taperloc - Schaft (Fa. Biomet)
- c) zementfreier Corail - Schaft (Fa. DePuy)
- d) zementfreier Zweymüller SL - Schaft (Fa. Endoplus)
- e) zementfreier Spotorno - Schaft CLS (Fa. Zimmer)
- f) zementfreier Bicontact - Schaft (Fa. Aesculap)

Exemplarisch sollen hier die Erfahrungen mit dem Bicontact - Schaftprothesen -System (Fa. Aesculap) dargestellt werden. Dabei sei unbestritten, dass auch andere etablierte Prothesensysteme ganz hervorragende Resultate aufweisen können.



Abbildung 22: Bicontact-Schäfte zur Primärimplantation (Fa. Aesculap) Stand 2007.
Mit dieser „Schaftfamilie“ kann man nahezu jeder individuellen anatomischen Situation gerecht werden.

- a) zementfreier Bicontact S - Schaft
- b) zementfreier Bicontact H - Schaft
- c) zementierter Bicontact Schaft
- d) zementfreier Bicontact Dysplasie-Schaft
- e) zementfreier Bicontact N – Schaft (auch zementiert verfügbar)

Mit der Variation an Hüftprothesenschäften, wie sie in Abbildung 22 dargestellt sind, kann man nahezu allen individuellen Gegebenheiten der Patienten gerecht werden. Das System lässt dem Operateur auch die Option offen, bei reduzierter Knochenqualität des Oberschenkelknochens die Schaftprothese ggf. auch zementiert zu verankern. Die Schaftvorbereitung ist für die zementfreie und zementierte Prothesenverankerung gleich. Die sehr guten langfristigen Resultate dieser „Schaftfamilie“ sind ausführlich dokumentiert (siehe Abbildung 23).

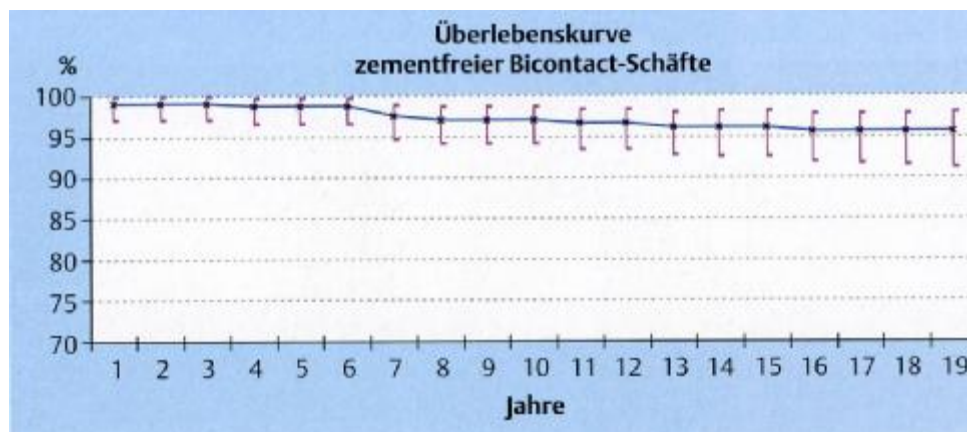


Abbildung 23: Überlebenskurve des zementfreien Bicontact-Schaftes Typ A/Abbildung 22) nach 19 Jahren [27]

Am Beispiel der Bicontact-Schäfte (was vom Prinzip her auch für die anderen etablierten Prothesensysteme gilt) soll die heutige Implantationstechnik dargestellt werden. Mit „Osteo-Profilern“ wird die die Spongiosa (lat. = Schwammknochen) im Oberschenkelknochen in Richtung des Kochenrohres weggedrängt, verdichtet. In diesen verdichteten Knochen wird das Schaftlager geschnitten (Abbildungen 24 und 25). Die Bicontact-Schaftprothesen können zementfrei und zementiert im Oberschenkelknochen verankert werden. Bei der zementfreien Verankerung hält die Prothese zunächst durch „Verklemmung“ / „Press-Sitz“ / „press-fit“. Es kommt dann zur sekundären Fixation durch Einwachsen von Knochen in die raue Oberfläche der Schaftprothese, man spricht dann auch von einer „biologischen“ Prothesenverankerung. Bei der zementierten Verankerung wird der Schaft im Knochenrohr „festgeklebt“, wobei das verwendete PMMA einige Millimeter in die Knochenbälkchen eindringen soll (Abbildungen 26 und 27).



Abbildung 24: Mit „A-Profilern“ wird der Knochen im Oberschenkelknochen verdichtet. Mit „B-Profilern“ wird in den verdichteten Knochen das „Schaftlager“ geschnitten.

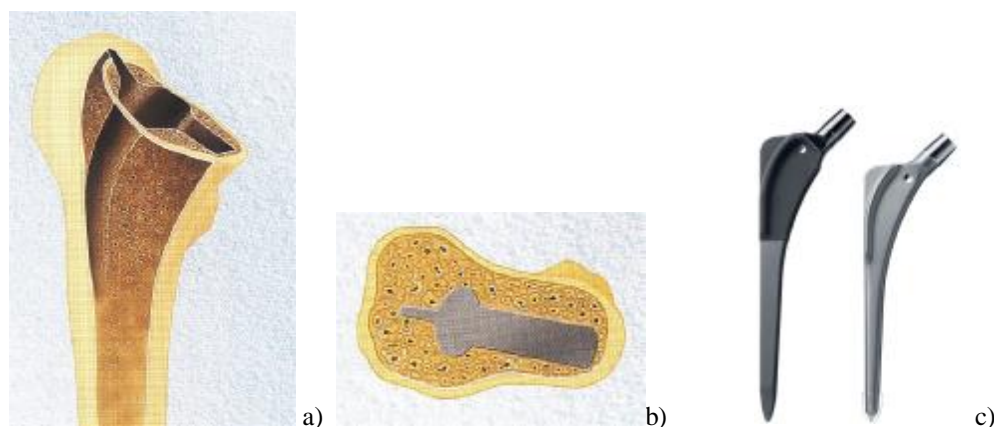


Abbildung 25: Durch die „A-profiler“ und die „B-Profiler“ exakt vorbereitetes Schaftlager (a und b) im Oberschenkelknochen. Der Knochen bildet sozusagen ein „Negativ“ für die Schaftprothese. Die Bicontact-Schaftprothesen können zementfrei und zementiert im Knochen verankert werden.

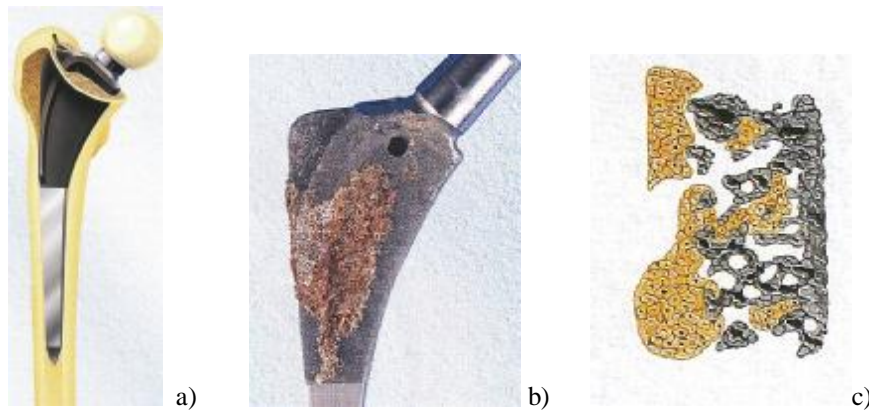


Abbildung 26:

- Zementfrei im Oberschenkelknochen implantierte Bicontact-Schaftprothese, der Prothesenschaft hält im Knochen zunächst durch Verklebung = Press-Sitz = „pressfit“
- Sekundäre Fixation der Schaftprothese: in die raue Titanoberfläche (dunkle Zone des Schaftes) wächst Knochen ein, man kann auch von einer „biologischen“ Verankerung sprechen
- Starke Vergrößerung des Bereiches, in dem Knochen (links) in die raue Titanoberfläche (rechts) einwächst

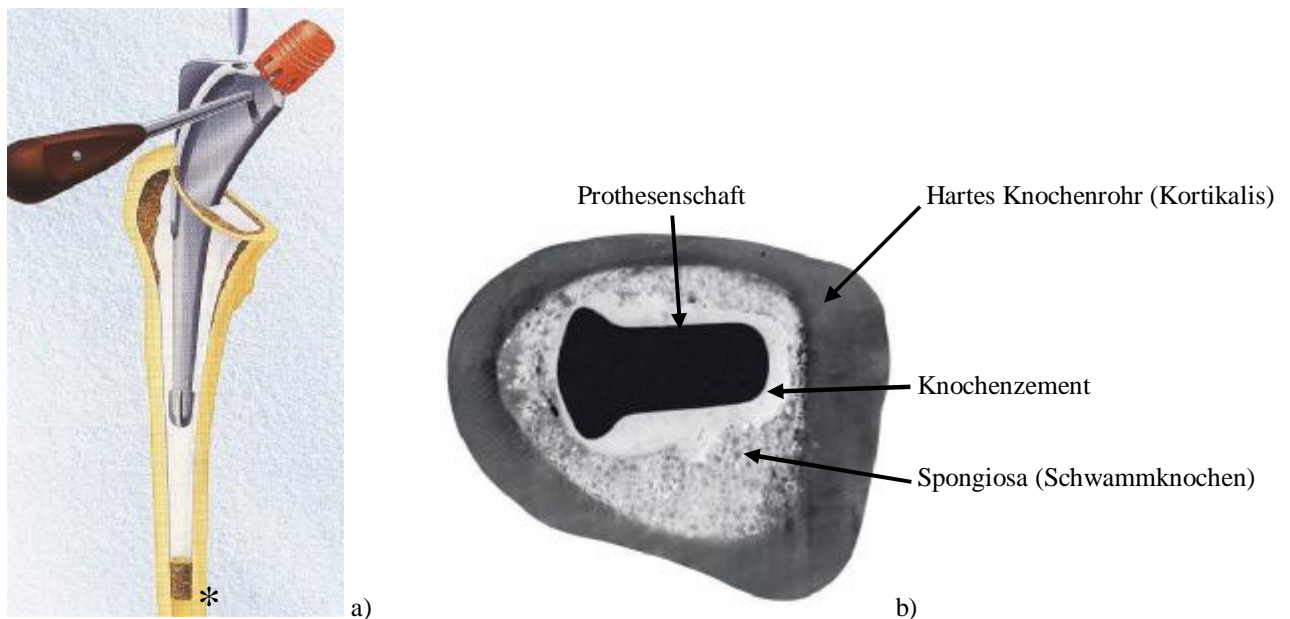


Abbildung 27:

- Zementierte Verankerung der Bicontact-Schaftprothese nach vorheriger Druckreinigung des Knochenrohres und Einbringen von Knochenzement (Vakuumzementiertechnik). Eine „Markraumpferre“ (*) verhindert, dass sich der Zement im ganzen Knochen verteilt und sorgt dafür, dass der Zement gut in die Knochenbälkchen der Spongiosa (lat. = Schwammknochen) des Oberschenkelknochen eindringt, was für eine gute Verankerung von großer Bedeutung ist
- Querschnitt durch den körpernahen Oberschenkelknochen: gut in die Knochenbälkchen eingedrungener Knochenzement

Aktueller Stand / Pfannen-Komponente der Hüfttotalendoprothese

Wie schon erwähnt war ein Meilenstein für die moderne Hüftendoprothetik die Einführung einer künstlichen Hüftpfanne aus PE (Polyethylen) durch Charnley (siehe Abbildung 9) und deren Fixation im Beckenknochen mit PMMA. Die Kombination dieser Pfanne mit dem metallischen Hüftkopf führte erstmals zu sehr guten Resultaten.



Abbildung 28: Klassische „low friction arthroplasty“ nach Charnley mit zementverankerter PE-Hüft-Pfanne, in der sich ein metallischer künstlicher Hüftkopf bewegt

In den Jahren nach Einführung der Charnley-Prothese musste man erkennen, dass es zu Lockerungen der Kunstgelenke kommen kann (siehe Abbildungen 11 + 12).

Dabei spielt der PE-Abrieb eine große Rolle wie auch die Alterung des „Knochenzementes“ (PMMA) mit Zerrüttung dieses Materials. So kam es zur Entwicklung von Alternativen betreffend die „Gleitpaarung / Metall-PE“ und zur Fixations-Technik des künstlichen Hüftgelenkes mit PMMA.

Einen wichtigen Fortschritt stellte die Entwicklung von metallischen Hüftpfannen dar, die direkt im Beckenknochen ohne „Knochenzement“ verankert werden können. Zunächst versprach man sich viel von den so genannten zementfreien „Schraubpfannen“, die in den Beckenknochen hineingedreht wurden und einen sehr guten primären Halt zeigten.



Abbildung 29: Zementfrei im Beckenknochen zu verankernde „Schraubpfanne“, in die ein „Inlay“ entweder aus PE, aus Keramik oder aus Metall eingebracht wird

Heute sind nur noch ganz wenige „Schraubpfannen“ auf dem Markt (z.B. die „Zweymüller-Schraubpfanne“). Mit den allermeisten dieser Pfannen musste man die Erfahrung machen, dass sie in einem nicht zu geringen Anteil rasch auslockerten (Abbildung 26 und 27)



Abbildung 30: Primär korrekt sitzende Schraubpfanne „Schraubring München“ im Beckenknochen. Mit den Jahren zeigt sich eine eindeutige Migration (lat. = Wanderung) der künstlichen Pfanne mit großem Knochendefekt im Beckenknochen. Der Bicontact-Prothesenschaft sitzt fest. Wegen der starken Schmerzen aufgrund der Pfannenlockerung musste man bei dem Patient eine Pfannenwechsel-OP durchführen.

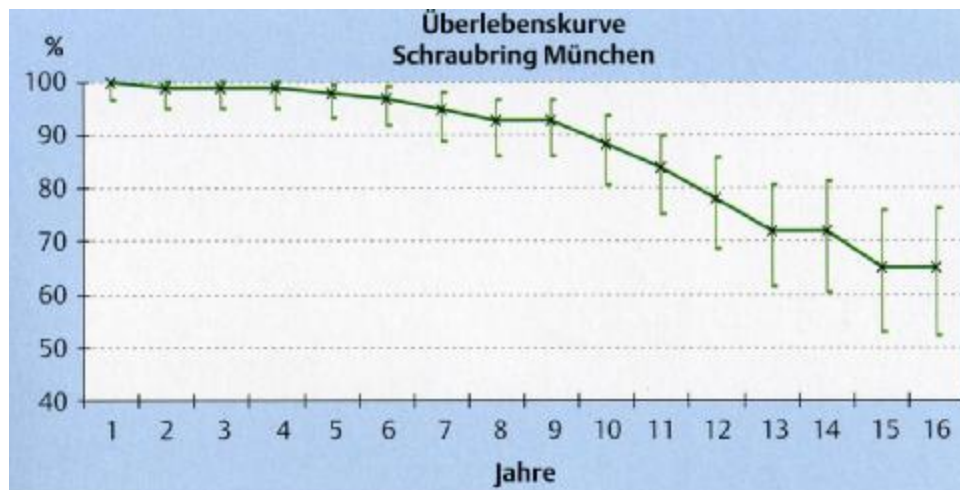


Abbildung 31: Im Vergleich zur „Überlebenskurve“ des zementfreien Bicontact-Schaftes nach 19 Jahren (Abbildung 18) zeigt sich eine deutlich geringere Haltbarkeit des „Schraubring München“ [27]

Zeitgleich zu den „Schraubpfannen“ wurden die sog. „pressfit-Pfannen“ entwickelt, denen ein deutlich besserer langfristiger Erfolg beschieden war. Unter einer „pressfit-Pfanne“ verstehen wir Folgendes: In den Beckenknochen wird eine Fräsung mit einer Rundfräse vorgenommen, bis die durch die Arthrose zerstörten Knorpel- und Knochenflächen entfernt sind und man gut

durchbluteten spongiösen Knochen (lat. = Schwammknochen) freigelegt hat. Man sollte „so viel wie nötig –so wenig wie möglich“ von dem Beckenknochen entfernen. Um eine „pressfit-Pfanne“ sicher verankern zu können, muss man 0-3 mm (je nach „Knochenhärte“) zur passenden „pressfit-Pfanne“ weniger auffräsen. In diesem solchermaßen vorbereiteten Implantatlager wird dann die künstliche metallische Pfanne durch „Verklemmung“ / „Press-Sitz“ / „press-fit“ eingebracht (Abbildung 32 und 33 a). Hier spricht man von der „primären Stabilität“ Innerhalb von ca. 12 Wochen kommt es dann zum Einwachsen in die raue Oberfläche, so wie es schon am Prothesenschaft beschrieben wurde (Abbildung 32 b).

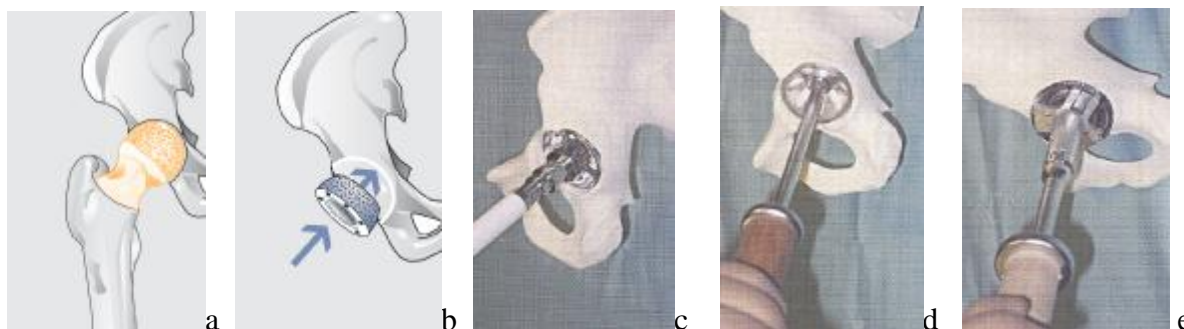


Abbildung 32: Nach Resektion des Hüftkopfes und des Schenkelhalses (a) wird im Beckenknochen der Sitz für die künstliche Hüftpfanne (b) vorbereitet. Hierzu wird der Beckenknochen mit einer Rundfräse vorbereitet (c). Dann wird eine Probepfanne eingebracht, um deren Sitz zu überprüfen (d). Schließlich wird das Pfannenimplantat in achsensgerechter Position im Beckenknochen verankert (e). Die Pfanne kann entweder zementiert oder zementfrei verankert werden.



Abbildung 33 a: Eine „pressfit-Pfanne“ hat bezüglich der Fräsung in der knöchernen Hüftpfanne einen Überstand von wenigen Millimetern. Sie hat somit durch Verklemmung einen primären festen Halt im Beckenknochen.



Abbildung 33 b: Im Laufe von ca. 12 Wochen kommt zum Einwachsen von Knochen in die raue Oberfläche der künstlichen Hüftpfanne nach demselben Prinzip, wie es in Abbildung 27 dargestellt ist.

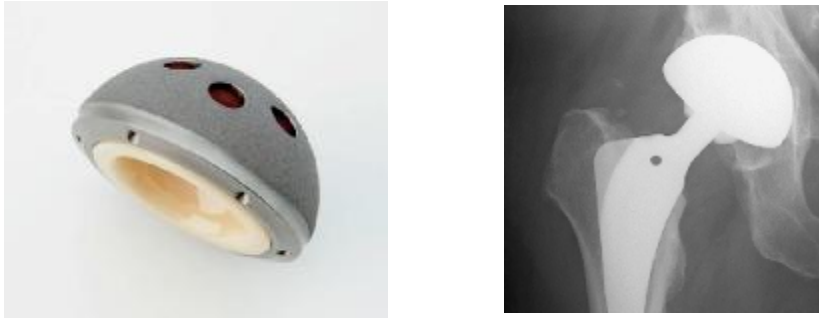


Abbildung 34: „Plasmacup“ mit Keramik-Inlay (Fa. Aesculap) = Beispiel einer der erfolgreichen, auch langfristig gut haltbaren „pressfit-Pfannen“.

Die rauen Oberflächen der künstlichen Hüftpfanne und des Prothesenschaftes können durch unterschiedliche Techniken erzielt werden. Bei der zementfreien „Bicontactschaftprothese“ (Abbildung 26) und der „Plasmacup“ (Abbildung 33) wird auf die Prothesenkomponenten in einem patentierten Verfahren einer Art spongiöse (= schwammartige) Oberfläche aus Titan aufgebracht, in welche der Knochen einwachsen kann. Es gibt auch andere mikrotechnische Verfahren zur Oberflächenvergrößerung der Prothesenkomponenten. Des Weiteren kann man auf diese raue Oberflächen auch eine „Knochenkeramik“ aufbringen, die ebenfalls die Struktur der spongiösen Knochens imitiert und so zum Einwachsen von Knochen in die Prothesenoberfläche führt. Die Auswahl der Pfanne hängt von den individuellen Gegebenheiten ab: bei reduzierter Knochenqualität sollte man eine zementierte Verankerung vornehmen, hierzu muss man eine PE-Pfanne verwenden. Bei der zementfreien Pfanne hat sich die „pressfit-Pfanne“ als Goldener Standard etabliert.

Aktueller Stand / „Gleitpaarung“

Nachdem erkannt wurde, dass die Gleitpaarung „Metall-PE“ zu als schädlich erkanntem PE-Verschleiß führen kann, wurde 1969 Keramik als Werkstoff für die Gleitpaarung durch Boutin [26] vorgestellt und eingeführt. Auch andere Autoren konnten bestätigen: Eine Keramikpfanne, in welcher sich ein Keramikkopf bewegt zeigt einen um ein Vielfaches reduzierten Abrieb im Vergleich zu einer Polyethylenpfanne, wenn diese mit einem Stahlkopf verwendet wurde [20]. Man stellte aber auch fest, dass die Gleitpaarung „Pfanne = PE und Kopf = Keramik“ gleich gute Resultate wie die Keramik-Keramik-Gleitpaarung erbringt. Die Gleitpaarung „Metall-PE“ (d.h.: Metallkopf, PE-Pfanne) sollte bei jüngeren Patienten nur sehr zurückhaltend angewendet werden. Zwar gibt es „neue Polyethylene“, die besser vor Abrieb geschützt sind. Hierüber liegen jedoch noch keine langfristigen Resultate vor. Sehr gute Gleitpaarungen sind unter Anwendung der aktuellsten Keramiken die Gleitpaarungen „Keramik-Keramik“ (d.h. Keramikpfanne, Keramikkopf,) und „PE -Keramik“

(d.h. PE-Pfanne, Keramikkopf). Des Weiteren hat die seit nunmehr über 60 Jahren eingeführte „Metall-Metall-Gleitpaarung“ von McKee / Farrar [12-14] einen hohen Stellenwert. Die Diskussionen über Nebenwirkungen von metallischen Abriebpartikeln dauern zwar seit Jahrzehnten an, es gibt aber keine sicheren Nachweise, dass die teils erhöhten Metallionenwerte im Körper zu relevanten Erkrankungen führen können. Zusammenfassend kann man bezüglich der Pfannen-Kopf-Gleitpaarung festhalten: Die PE-Metallgleitpaarung sollte nur bei älteren Patienten angewendet werden. Bei jüngeren Patienten sollte entweder eine Keramik-Keramik, eine PE-Keramik oder eine Metall-Metall-Gleitpaarung angewendet werden. Alle diese Gleitpaarungen haben gleichermaßen hervorragende Gleiteigenschaften, der Abrieb ist extrem gering und nach dem heutigen Wissenstand unschädlich. Die Bruchsicherheit der modernen Keramiken ist äußerst hoch.

Hüftkappenprothese - Aktueller Stand

Zwar sind die Langzeitresultate der etablierten Hüfttotalendoprothesensysteme mit Standzeiten von über 90% nach 20 Jahren hervorragend. Trotzdem gibt es 2 wichtige Gründe, eine knochenschonende Alternative zur Hüfttotalendoprothese zu suchen.

1. Grund: Eingangs wurde erwähnt, dass in Deutschland 147.000 Hüft-Endoprothesen im Jahr 2006 bei Coxarthrose implantiert wurden [4].

Dabei handelte es sich größtenteils um Hüfttotalendoprothesen. Im Jahr 2006 wurden aber auch 19.600 Hüft-Endoprothesen – Wechsel-Operationen durchgeführt [4]. Das sind weit über 10 % Revisionsoperationen bezogen auf die primären Operationen. Bei den Revisionsoperationen hat man es dann oft mit großen Knochendefekten am Beckenknochen und am körpernahen Oberschenkelknochen zu tun (Abbildung 35 und 36).



Abbildung 35: Höchstgradiger Defekt des Beckenknochens durch Lockerung der zementierten PE-Pfanne



Abbildung 36: a) Höchstgradiger Defekt des Oberschenkelknochens durch Lockerung der zementierten Schaftprothese. Vom intakten Knochenrohr des Oberschenkelknochens ist nur noch eine „Ruine“ übrig. b) So sollte ein intakter Oberschenkelknochen auch viele Jahre nach der Schaft-Implantation aussehen.

Hat man bei der Primärimplantation einer Hüfttotalendoprothese schon viel Knochen am Oberschenkel „geopfert“ (Hüftkopf und Schenkelhals) und in den Oberschenkelknochen einen Prothesenschaft implantiert, so hat man bei einer Revisionsoperation viel schlechtere Aussichten für die Verankerung eines Revisionsimplantates. Gleiches gilt weitestgehend auch für die „Druckscheibenprothese“ (Abbildung 18) und die „Kurzschaffprothese“ (Abbildung 19). Bei beiden bleibt lediglich ein Teil des Schenkelhalses erhalten (Abbildung 20).

2. Grund:

Standzeiten der Hüfttotalendoprothesen von weit über 90% nach über 19 Jahren sind die Regel beim älteren Patienten [27]. Erhalten jüngere Patienten unter 55 Jahren eine Hüfttotalendoprothese, sinkt die Überlebensrate der Implantate laut schwedischem Endoprothesen-Register auf unter 80% nach 10 Jahren [28]. Es gibt sogar noch deutlich schlechtere Resultate mit einer fast 60% - igen Lockerungsrate zementierter Hüft-Total-Endoprothesen bei Patienten unter 30 Jahren nach 5 Jahren [29].

Als mögliche Ursache für dieses frühe Versagen wird v. a. die hohe Aktivität jüngerer Patienten diskutiert.

So ist es sinnvoll, einen Gelenkersatz als Alternative zur etablierten Hüfttotalendoprothese zu entwickeln, der mit einem möglichst geringen Knochensubstanzverlust einhergeht, damit man für Revisionseingriffe bestmöglich „gewappnet“ ist. Je mehr Knochen bei der Primärversorgung erhalten werden kann, umso besser lässt sich ein Revisionsimplantat verankern. Eine solche „knochensparende“ Hüftendoprothese stellt die „Oberflächenersatzprothese“ dar, wie sie u.a. von Smith-Petersen [7], Judet [in: 21] und Wagner [22] entwickelt wurde. Der Idee eines endoprothetischen Oberflächenersatzes des Hüftgelenkes blieb aber bis in die 1990er Jahre der Erfolg versagt.

Zu dieser Zeit beschrieb u.a. Howie [Howie 30,31], dass es doch zu einer langfristigen Haltbarkeit der „Wagner-Cup“ kommen kann, nämlich dann, wenn man statt der metallischen Kappe eine Keramik-Kappe verwendet. Bewegte sich eine Keramik-Kappe in der PE-Pfanne von Wagner, so kam es zu keinem massiven PE-Abrieb mit der Folge sehr rascher Lockerungen der Prothese. Diese Beobachtung veranlasste Howie [30,31] zu der Aussage, dass der Fehler der „Wagner-Cup“ nicht beim Konzept, sondern in den verwendeten Materialien liegt.



a)



b)

Abbildung 37:

- a) Hüftkopfschalen für das Hüftgelenk nach Wagner aus Keramik in 3 Größen (42, 46 und 50 mm)
 b) Wagner Kappe mit Keramik Kopf, die deutlich längere Standzeiten als die metallischen Kappen zeigten, jedoch kam es öfters zum Bruch der Keramik

McMinn kommt das Verdienst zu, dass er diese Erkenntnis betreffend der Gleitpaarung des Oberflächenersatzes mit der Erkenntnis kombinierte, dass die bereits in den 1950er Jahren von McKee / Farrar [12-14] eingeführte „Metall-Metall-Gleitpaarung“ hervorragende Langzeitresultate aufweisen konnte.



Abbildung 38: Intakte „Metall-Metall-Gleitpaarung“ nach 38 Jahren Standzeit. Die Hüftendoprothese musste wegen Lockerung der Hüftpfanne ausgebaut werden.

So kam es, dass 1990 McMinn die erfolgreiche metallische McKee/Farrar - „Metall-Metall-Gleitpaarung“ beim Prinzip des Hüft-Oberflächenersatzes einführte [32].

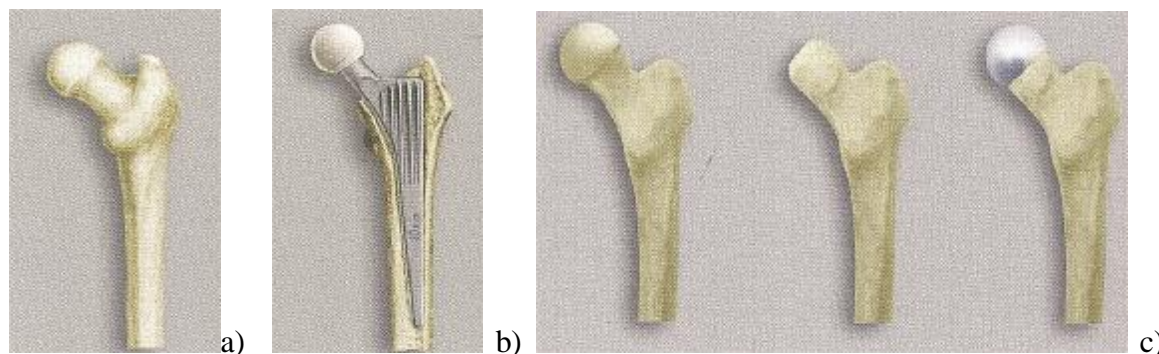


Abbildung 39:

a) u. b): Prinzip der Implantation eines Hüftendoprothesenschaftes mit Resektion des Hüftkopfes und des Schenkelhalses

c) Bei der „Mc.Minn-Prothese“ werden der Schenkelhals und der Hüftkopf erhalten, es werden nur die zerstörten Knorpel- und Knochenflächen sparsam entfernt.

Als Vorteile der „McMinn-Prothese“ gegenüber der Hüfttotalendoprothese können aufgeführt werden:

- geringer Knochenverlust
- weniger Blutverlust
- physiologische Krafteinleitung in den Knochen
- Beibehaltung der normalen Biomechanik
- geringes Luxationsrisiko
- identische Beinlänge
- über 18 Jahre klinische Erfahrung
- sichere Revisionsmöglichkeit

Nunmehr liegen sehr gute Langzeitresultate mit 10-jährigen Standzeiten der „McMinn-Prothese“ von über 90% gerade bei jüngeren Patienten vor [33,34,35,36] (Abbildung 40).

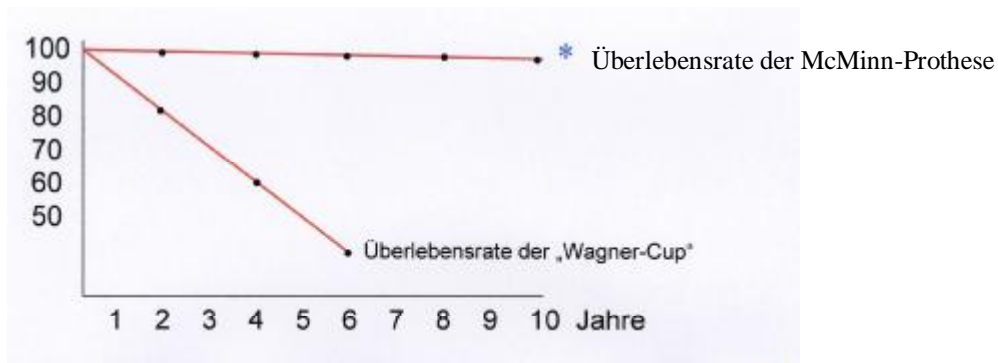


Abbildung 40: *Überlebensrate der „McMinn-Oberflächenersatzprothese“ im Vergleich zur „Wagner-Cup“.

In den Abbildungen 41-45 sind die OP-Schritte zur Implantation der McMinn – Oberflächenersatz –Prothese der Hüfte dargestellt.

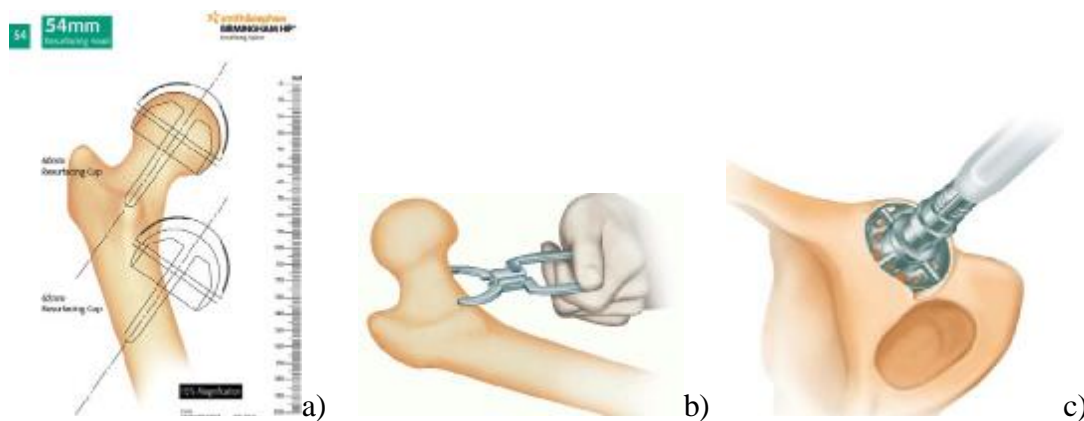


Abbildung 41:

- Planung der Operation / McMinn-Prothese: Bestimmung der voraussichtlichen Endoprothesenkomponenten mit Röntgen-Schablonen oder computergestützte OP-Planung
- Intraop. Größenbestimmung des Schenkelhalsdurchmessers und des Hüftkopfes
- Auffräsen des Beckenknochens so, dass die zerstörten Knorpel- und Knochenflächen entfernt sind und ein gut durchblutetes Implantatlager für die künstliche Hüftpfanne vorliegt. Zementfreie Implantation der Hüftpfannenprothese unter „press-fit“-Bedingungen

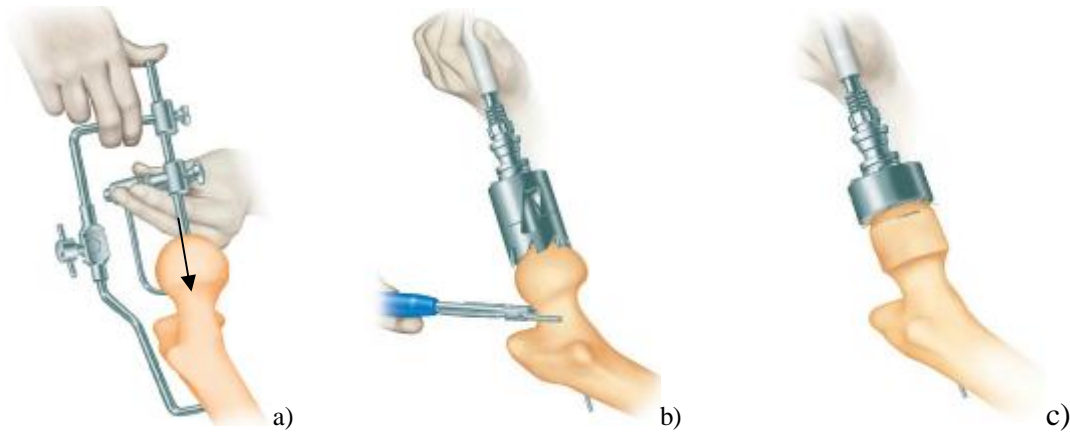


Abbildung 42:

- a) Platzierung des zentral im Schenkelhals liegenden Führungsstiftes mit einem Zielgerät
- b) Zurechtfräsen des Hüftkopfes mit einer sog. „Trommelfräse“
- c) Planfräse des Hüftkopfes

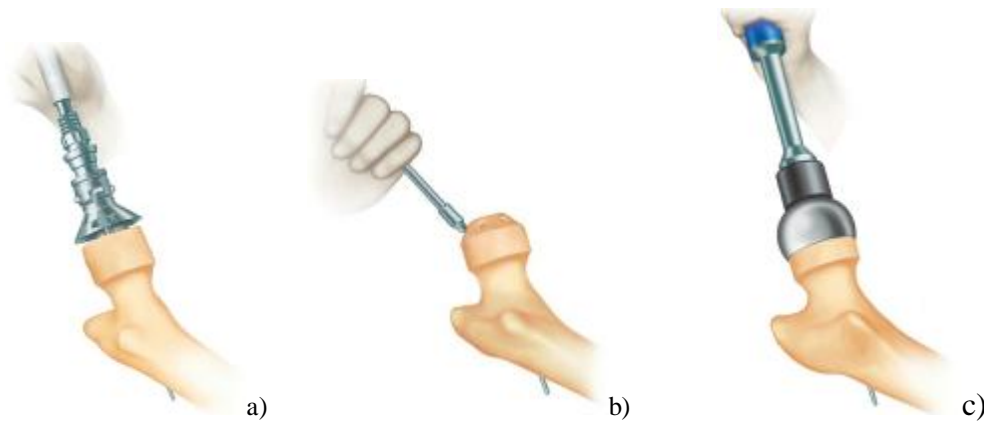


Abbildung 43:

- a) Abkantfräse des Hüftkopfes
- b) Bohren von „Verankerungslöchern“ im Hüftkopf
- c) Aufbringen der Hüftkopfkappe auf den nahezu vollständig erhaltenen Hüftkopf mit einer dünnen Schicht Knochenzement (PMMA).



Abbildung 44:

- a) Nach der Fräse des Hüftkopfes ist so gut wie alles vom Hüftkopf erhalten
- b) Auf diesen Hüftkopf wird die metallische McMinn-Kappe mit PMMA fixiert
- c) Rö-Bild eines Hüftgelenkes mit einliegender McMinn-Prothese

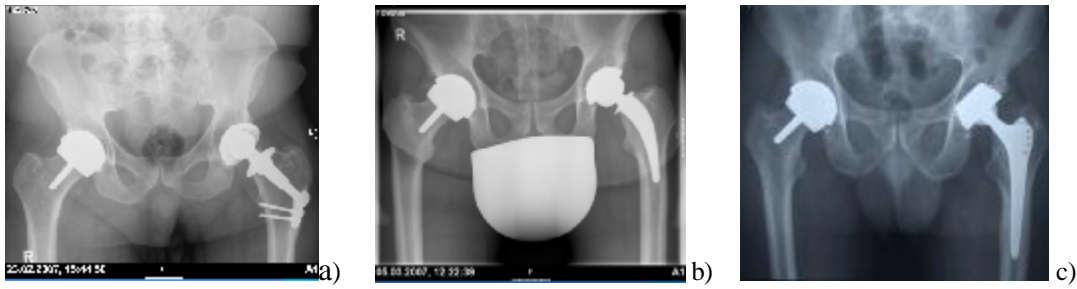


Abbildung 45: Diese 3 Röntgenbilder veranschaulichen, wie viel Knochen bei der McMinn-Prothese im Vergleich zu den anderen Formen der Hüftendoprothese erhalten werden kann:

- a) Vergleich McMinn-Prothese (li.) zur „Druckscheibenprothese“ (re)
- b) Vergleich McMinn-Prothese (li.) zur „Kurzschafthoprothese“ (re)
- c) Vergleich McMinn-Prothese (li.) zur „Hüfttotalendoprothese“ (re)

Literaturverzeichnis

1.
Tschauner, C. (Hrsg.) (2004): Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Becken, Hüfte. Thieme, Stuttgart
2.
Statistisches Bundesamt (2003): Bevölkerung Deutschlands bis 2030.
3.
Günther, K.P., Ziegler, J. (2006): Hüftgelenk-Arthrose und Arthritis. up2date 1: 57-76
4.
Richter-Kuhlmann, E. (2008) Endoprothesenregister. Dt. Ärzteblatt 105: 16-17
5.
Horstmann, T. et al. (2001) Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie bei Coxarthrose- und Hüftendoprothesen-Patienten. Dt. Zeitschrift für Sportmedizin, 52: 274-278
6.
Gluck, T. (1890) Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. Berl. Klein. Wschr. 19: 421-427
7.
Smith-Petersen, M. N. (1939) Arthroplasty of the hip. A new method. J.Bone Joint Surg. 21: 269-288
8.
Mahalingam, K., Reidy, D. (1996) Smith-Petersen vitallium mould arthroplasty: a 45-year follow-up. J.Bone Joint Surg. B 78: 496-497
9.
Wiles, P. (1958) The surgery of the osteoarthritic hip. Brit.J.Surg. 45: 488-497
10.
Moore, A.T. (1957) The self-locking metal hip prosthesis. J.Bone Joint Surg. A 39: 811-827
11.
Thompson, F.R. (1954) Two and a half years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. J.Bone Joint Surg. A 486
12.
McKee, G.K. (1951): Artificial hip joint. J.Bone Joint Surg. B 33: 465 f.
13.
McKee, G.K., Watson-Farrar, J. (1966) Replacement of the arthritic hip by the McKee-Farrar prosthesis. J.Bone Joint Surg. B 48: 245 f.

14.

McKee, G.K. (1970) Development of total prosthetic replacement of the hip. Clin.Orthop.Relat.Res. 72: 85-103

15.

Haboush, E. J. (1953) A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. Bull.Hosp.Joint Dis. 14: 242-277

16

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

17.

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

18.

Charnley, J. (1964) The bonding of prostheses to bone by cement. J.Bone Joint Surg. B 46: 518-529

19.

Charnley, J. (1979) Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer, Berlin

20.

Willert, H.G., Buchhorn, G.H., Hess., T. (1989) Die Bedeutung von Abrieb und Materialermüdung bei der Prothesenlockerung an der Hüfte. Orthopäde 18: 350-369

21.

Fischer, L. P. et al. (2000) The first total hip prosthesis in man. Hist.Sci.Med. 34: 57-70

22.

Wagner, H. (1978) Surface replacement arthroplasty of the hip. Clin.Orthop.Relat.Res. 134: 102-130

23.

Kabo, J. M. et al. (1993) In vivo wear of polyethylene acetabular components. J.Bone Joint Surg. B. 75: 254-258

24.

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

25.

Zweymüller, K., Zhuber, K., Locke, H. (1977) A metal-ceramic composite endoprosthesis for total hip replacement Wien.Klin.Wochenschr. 89: 548-551

26.

Boutin, P. (2000) Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989) Clin.Orthop.Relat Res. 379: 3-11

27.

Weller, S. et al. (2007) Das Bicontact Hüftendoprothesensystem 1987 - 2007
Thieme, Stuttgart

28.

Malchau, H. et al. (2002) The Swedish Total Hip Replacement Register
J.Bone Joint Surg. A .84 Suppl 2: 2-20

29.

Chandler, H.P. et al. (1981) THA in patients younger than 30 years old.
J.Bone Joint Surg. A .63: 1426-1434

30.

Howie, D. W., Cornish, B. L., Vernon-Roberts, B. (1990) Resurfacing hip arthroplasty.
Classification of loosening and the role of prosthesis wear particles
Clin.Orthop.Relat.Res. 255: 144-159

31.

Howie, D. W., Cornish, B. L., Vernon-Roberts, B. (1993) The viability of the femoral head
after resurfacing hip arthroplasty in humans.
Clin.Orthop.Relat.Res. 291: 171-184

32.

McMinn, D.J. (2003) Development of Metal/Metal Hip Resurfacing.
Hip International 13: 41-53

33.

Australian Orthopaedic Association. (2007)
National Joint Replacement Registry.
<http://www.aoa.org.au/docs/njar07.pdf>

34.

FDA (US Food and Drug Administration) (2006)
Summary of Safety and Effectiveness Data (Birmingham Hip
Resurfacing).
<http://www.fda.gov/cdrh/pdf4/p040033b.pdf>

35.

NICE - National Institute for Health and Clinical Excellence.
The clinical effectiveness and cost effectiveness of metal on metal hip resurfacing.
<http://www.nice.org.uk/guidance/index.jsp?action=byID&r=true&o=11462>

36.

Suntheim, P. (2008) Resultate nach Implantation der epiphysären Hüftendoprothese nach
McMinn. Inaugural-Dissertation / Medizinische Fakultät Universität Tübingen