

Hüftgelenks- Oberflächenersatzendoprothesen

Witzleb, Wolf- Christoph, Dr.med.
Knecht, Andre´, Dr.med.
Beichler, Torsten, Dr.med.
Köhler, Tobias, Dr.med.
Günther, Klaus-Peter, Prof.Dr.med.habil.

Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Universitätsklinikums "Carl Gustav Carus" Dresden
01307 Dresden, Fetscherstr. 75

korrespondierender Autor:

Dr.med. Witzleb, Wolf-Christoph
Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Universitätsklinikums „Carl Gustav Carus“ Dresden
01307 Dresden
Fetscherstr. 75

Tel.: 0351/4583323
Email: Wolf-Christoph.Witzleb@mailbox.tu-dresden.de

1. Einleitung

Der jüngere und körperlich aktivere Koxarthrosepatient stellt auch heute noch einen therapeutischen Problemfall dar.

Konservative Behandlungsverfahren (Analgetika, nichtsteroidale Antiphlogistika, physikalische Therapiemaßnahmen etc.) sind bei einer fortgeschrittenen Arthrose häufig nur mit einer kurzfristigen Beschwerdelinderung verbunden. Bei längerer Anwendung, sind insbesondere die gastrointestinalen Risiken der medikamentösen Therapie zu beachten. Zudem kann eine knöcherne Destruktion des arthrotischen Gelenkes resultieren, die neben der erhöhten Blutungsneigung die endoprothetische Versorgung dieser Patienten erschwert (32, 37, 44).

Die Arthrolyse des Hüftgelenkes ist aufgrund der damit verbundenen Funktionseinschränkung und der Folgen für das ipsilaterale Knie und die Lendenwirbelsäule nur noch in Ausnahmefällen indiziert (17, 21).

Femorale und Beckenosteotomien haben ihren Stellenwert zur Behandlung präarthrotischer Deformitäten, sind aber wie auch die Hüftarthroskopie bei bereits bestehender mäßig- und höhergradiger Arthrose nicht in der Lage eine genügend langanhaltende Schmerzbefreiung und Funktionsbesserung zu bewirken (24, 26, 29, 31).

Bei Vorliegen einer fortgeschrittenen Arthrose sind gegenüber diesen Behandlungsverfahren zumindest die kurz- bis mittelfristigen Ergebnisse der Endoprothetik als überlegen einzuschätzen.

Während Schmerzbefreiung und Gelenkfunktion bei älteren Patienten mit herkömmlichen, schaftverankerten Endoprothesen oft bis zum Lebensende erhalten werden können, ist deren Haltbarkeit bei jungen und aktiven Patienten aber häufig unbefriedigend kurz (20, 25).

Zudem führt die herkömmliche Schaftverankerung durch:

- die Knochenresektion im Rahmen der Implantation
 - die durch die unphysiologische Krafteinleitung bedingten Adaptationsvorgänge (stress shielding)
 - abriebbedingte Osteolysen und
 - die während der Implantat- bzw. Zemententfernung auftretenden knöchernen Defekte zu unbefriedigenden Reimplantationsbedingungen im Fall einer Revisionsoperation.
- Es ist daher legitim, nach Alternativen zu suchen.

Die epiphysäre Verankerung einer Hüftendoprothese ist schon immer ein attraktives Konzept gewesen, da sie gegenüber der meta- und diaphysären Verankerung Vorteile bietet:

- minimale Knochenresektion, Erhaltung des epi- und metaphysären Femur
- physiologischere Krafteinleitung in den Knochen und damit Vermeidung des stress shielding
- Bessere Gelenkbiomechanik (Beinlänge!)
- geringeres bzw. fehlendes Luxationsrisiko
- einfachere und damit sichere femorale Revisionsmöglichkeit im Falle einer Komplikation.

2. Historische Oberflächenendoprothesen – Die Wagner- Schalenendoprothese (SEP)

Sir John Charnley implantierte bereits vor der Ära der schaftverankerten Prothesen in den 50er Jahren Oberflächenersatzendoprothesen, die auf einer Teflon-Teflon-Paarung basierten. Leider versagten diese Implantate aufgrund eines exzessiven Abriebs innerhalb von durchschnittlich 2 Jahren.

In den 70er Jahren wurden erneut Oberflächenersatzendoprothesen entwickelt, die auf der für schaftverankerte Totalendoprothesen (TEP) gebräuchlichen Polyethylen- CrCoMb bzw. Keramik- Paarung basierten und zementiert implantiert wurden. Neben den Implantaten von Freeman, Furuya und Amstutz war im europäischen Raum besonders die von Wagner entwickelte Schalenendoprothese in Gebrauch.

Aufgrund des für junge Patienten attraktiven Konzeptes wurden auch in unserer Klinik zwischen 1977 und 1987 insgesamt 305 Wagner-Schalenendoprothesen bei 285 Patienten implantiert.

Wie auch alle anderen Anwender dieser Implantate wurden wir mit sehr früh auftretenden aseptischen Lockerungen konfrontiert. Durchschnittlich 7 Jahre postoperativ mußten 50 % der Implantate bereits wieder revidiert werden. Überwiegend handelte es sich um Pfannenlockerungen, die mit teilweise extremen Fremdkörpergranulomen und dadurch bedingten Osteolysen einhergingen (Abb.1).

In 22 % der Fälle war die Revision nur bei zusätzlich durchgeführter Knochenplastik möglich, was das insgesamt negative Ergebnis zusätzlich trübte.

Im Bereich der Femurkopfkappe beeinträchtigten diese Granulome sekundär die Stabilität des Schenkelhalses und führten neben Schädigungen während der Implantation zu Schenkelhalsfrakturen in 5 % der Fälle.

Einflüsse der zur Implantation führenden Diagnosen und demographischer Faktoren wie Alter und Geschlecht der Patienten auf die Standzeit der Prothesen konnten wir in unserem Patientengut nicht nachweisen.

Auffällig war aber eine signifikant kürzere Standzeit zu varisch bzw. valgisch implantierter Kopfschalen ebenso wie zu flach bzw. steil zementierter Pfannen, die durchschnittlich nochmals 2 Jahre früher revidiert werden mussten (35).

Das Hauptproblem der Wagner-SEP und ihrer damaligen Konkurrenzimplantate lag aber in den zu dünnwandigen und damit zu elastischen Polyethylenpfannen, die gegenüber konventionellen Gleitpaarungen zu einem 4 - 10fach höheren PE-Abrieb, zu dadurch bedingten, teilweise extremen Fremdkörpergranulomen und der Überlastung des Zementmantels führten (3, 12, 16).

Dies wird durch die Ergebnisse der z. B. bei Femurkopfnekrosen mit intaktem Knorpel im Bereich der Pfanne nur femoral implantierten Oberflächenersätze gestützt, da hier die beschriebenen Probleme nicht auftraten (15). Daneben ermöglichten aber auch die zur Implantation benutzten Zugangswege (iliofemoraler, anterolateraler und lateraler Zugang) und das fehlende Zielinstrumentarium keine optimale Darstellung des Hüftgelenkes und führten zu einer Reihe mangelhafter Implantatlagen, die, wie gezeigt, nochmals eine statistisch signifikant höhere Revisionsrate aufwiesen und bei Verletzungen des Schenkelhalses zu Schenkelhalsfrakturen führten (13, 35).

Die damals verwandte Zementiertechnik (hochvisköser Zement, fehlende Markraumdrainage) führte zu einem ungenügenden Spongiosa-Zement- Verbund, der unserer Meinung nach ein stressshielding unter der Kopfschale und durch die Atrophie tragender Strukturen Spätlockerungen der Kopfschale begünstigte (6).

3. Entwicklung der modernen Oberflächenendoprothesen

Die Renaissance der Metall- Metall- Paarungen in den 80er Jahren bot die Möglichkeit, basierend auf dieser Tribologie, erneut Oberflächenersatzendoprothesen zu entwickeln. Dabei konnte man sich auf Erfahrungen mit den historischen Metall-Metall- Totalendoprothesen wie z.B. der McKee/Farrar, Ring und Stanmore TEP (40) sowie auf Erfahrungen von Müller und Gerard stützen, die bereits in den 70iger Jahren Metall-Metall-Oberflächenersatzendoprothesen, allerdings in nur geringen Zahlen, implantiert hatten (14, 30).

In Anbetracht der negativen Erfahrungen mit den Polyethylenpfannen der 70iger und 80iger Jahre war ein Prothesenmaterial zu finden, dass neben einer geringen Implantatdicke und möglichst zementfreien Pfannenverankerung vor allem bessere Abriebeigenschaften aufweisen musste.

Anfang der 90iger Jahre wurden zwei unterschiedliche Wege beschritten. Neben Wagner, der für seine Schalenendoprothese eine Pfanne in Sandwichtechnik (Titanaußenschale, MetaSUL- Innenschale, Sulzer AG) entwickelte, die aber nur in kleinen Zahlen implantiert wurde (48) (Abb.2), führte McMinn eine Teststudie mit einer CoCrMb- Monoblockpfanne durch. Bis 1996 erprobte er unterschiedliche Fixationsmethoden der Pfannen und

Kopfschalen. Die sichersten Ergebnisse erzielte er dabei mit Hydroxylapatit- beschichteten Pfannen und zementierten Kopfschalen (27, 28). Aus dieser McMinn Hybrid- Serie wurden 1997 die Cormet 2000- (Corin Ltd.) und die Birmingham Hip Resurfacing- Endoprothesen (BHR, Midland Medical Technologies Ltd.) weiterentwickelt (9, 28) (Abb.3). Zur gleichen Zeit stellte Amstutz seinen Conserve plus genannten Oberflächenersatz, den er mit Wright Medical Technologies entwickelt hatte, vor (2). Seit 2003 ist die Oberflächenersatzprothese „Durom“ der Fa. Zimmer erhältlich.

Während die Hybridverankerung der Implantate von allen Anbietern bis heute beibehalten wurde, werden unterschiedliche Herstellungsprozesse (Gießen, Schmieden, Wärmebehandlungen) eingesetzt, was Einfluss auf die Abriebfestigkeit der Gleitpaarung haben kann (1, 5, 8, 11, 28, 42, 45). Auch für die Zementierung der Kopfschalen werden unterschiedliche Methoden vorgegeben, die zu Unterschieden im Zement- Spongiosaverbund führen können. Bisher fehlen vergleichende Untersuchungen des Abriebverhaltens im Hüftsimulator und an Explantaten sowie der Kopfschalenzementierung, so dass eine Wertung dieser Einflüsse hinsichtlich der Langzeitergebnisse nicht möglich ist.

4. Eigene Ergebnisse

Seit 1998 werden an unserer Klinik wieder Oberflächenersatz- Hüftendoprothesen implantiert. Neben einigen Metal-Metal- Wagner- Schalenendoprothesen implantierten wir die Birmingham Hip Resurfacing- TEP der Fa. Midland Medical Technologies Ltd., da sie eine verschraubbare Dysplasiepfanne aufweist, mit der eine Implantation und ein plastischer Erkeraufbau auch bei stärkeren Pfannendefekten im Rahmen der in unserem Gebiet häufigen Dysplasiekoxarthrosen möglich ist (Abb.4) und seit Herbst 2003 die Durom- Prothese (Zimmer AG).

Bis auf die Fälle, bei denen eine Pfannendachplastik notwendig war, wurden alle Patienten unter Vollbelastung des operierten Beines mobilisiert. Bis zum Erreichen einer ausreichenden Gehsicherheit benutzten sie 2 Unterarmstützstöcke. Zum Schutz der reinserierten kleinen Außenrotatoren limitierten wir in den ersten 6, seit 2002 in den ersten vier Wochen die Hüftbeugung auf 90° und verboten forcierte Innenrotations- und Adduktionsbewegungen. Anschließend wurden im Rahmen der stationären Rehabilitation oder ambulanten Physiotherapie die verbliebenen Kontrakturen bis zur physiologischen Beweglichkeit beübt.

Seit September 1998 führten wir bisher (März 2004) insgesamt 420 Implantationen durch. Wir mussten folgende Komplikationen in Kauf nehmen:

- eine zu varische Fehlimplantation, die einen Wechsel auf eine Link- C.F.P.- Kurzschaffendoprothese notwendig machte
 - eine nicht primärstabile Pfannenimplantation bei einem Patienten mit Rheumatooidarthritis, die am 2. postop. Tag durch eine größere BHR- Pfanne behoben wurde
 - 5 Ischiasteilparesen, davon 3 innerhalb von 3 bis 4 Wochen komplett regredient
 - ein Frühinfekt, zwei Spätinfekte (eine Revision, zwei temporäre Explantationen)
 - zwei Schenkelhalsfrakturen (ein Wechsel auf eine zementfreie, schaftverankerte TEP mit Spezialkopf, eine unter konservativer Therapie konsolidiert)
 - eine Luxation am 4. postop. Tag im Rahmen einer Syncope, die geschlossen reponiert wurde
 - eine pertrochantere Fraktur im Rahmen eines Rollerblade- Sturzes, die verplattet wurde
- Daneben wurden zwei Patienten aufgrund periartikulärer Ossifikationen und ein Patient wegen eines inguinalen Schmerzsyndroms bei Impingement der Iliopsoassehne am Pfannenrand revidiert.

Trotz der sicher vorhandenen „learnig curve“ lagen die Raten der Infektionen, Nervenläsionen und periartikulären Ossifikationen im üblichen, für hüftendoprothetische Eingriffe beschriebenen Bereich (39, 43).

Unsere ersten 238 Patienten (38 beidseits versorgt) mit einer durchschnittlichen Nachbeobachtungszeit von 2 Jahren (1 bis 5 Jahre) zeigten trotz des aufwendigeren hinteren Zugangsweges eine schnelle postoperative Funktionsverbesserung und erreichten

durchschnittlich 91-94 von 100 Punkten im Harris Hip Score. Die 105 Frauen und 133 Männer waren zwischen 16 und 69 (durchschnittlich 50) Jahre alt. Bereits 6 Monate postoperativ betrug die Gesamtbeweglichkeit der operierten Hüftgelenke durchschnittlich 220°, was über der mit conventionellen, schaftverankerten Endoprothesen erreichbaren liegt (41).

Die Revisionsrate der TEP betrug 2,2% (1,4% bezogen auf alle 420 bisher operierten Patienten) und lag damit wesentlich unter der der in unserer Klinik in den 70iger und 80iger Jahren implantierten Wagner- Schalenendoprothesen von 8% nach zwei Jahren (35, 49).

Zeichen einer aseptischen Frühlockerung oder auf Fremdkörperreaktionen hindeutende Osteolysen waren bisher in keinem von uns operierten Fall auffällig.

Bemerkenswert sind aus unserer Sicht die Ergebnisse der Implantationen bei Dysplasiekoxarthrosen (Grad B nach Eftekhar) (Abb.4).

Trotz der ohne zusätzliche Osteotomie, die wir bisher nur in zwei Fällen durchführten, verbleibenden femoralen Deformität erreichten die bisher von uns mit der Dysplasiepfanne des BHR und einer spongiösen Pfannendachplastik versorgten Patienten nach spätestens einem Jahr im Vergleich zu Patienten mit idiopathischen Koxarthrosen identische Harris Hip Score- Werte. Unterschiede in der Gesamtbeweglichkeit oder in der Anzahl positiver Trendelenburg- Tests waren ebenfalls nicht nachweisbar (23).

5. Diskussion

Das Konzept des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk ist nicht neu. Schon zu Beginn der Endoprothetik wurden Implantate, wie z.B. die Judet- oder die Smith-Petersen- Prothese, entwickelt, die als Vorläufer bezeichnet werden können. Nach dem mit den Metall/Polyethylen- Oberflächenendoprothesen verbundenen Enthusiasmus wurde das Konzept zu Mitte der 80iger Jahre aufgrund der hohen Versagensrate verlassen. Aus heutiger Sicht handelte es sich aber nicht um ein Versagen des Konzeptes sondern um, wie bereits bei den von Charnley entwickelten Prothesen, ein Versagen der eingesetzten Implantatmaterialien.

Durch den Einsatz zementfrei verankerter Pressfitpfannen und der abriebarmen Metall-Metall-Paarung sind diese Probleme unserer Meinung nach zumindest fundamental verbessert worden. Zudem lassen die verbesserte Operations- und Zementiertechnik (Verwendung eines Zielgerätes, niedrigvisköser Zement und Markraumdrainage) eine Verbesserung der Standzeiten auch der femoralen Komponente erhoffen.

Die Entwicklung der modernen Oberflächenersatzendoprothesen wurde von einem starken Einbezug nichtwissenschaftlicher Medien begleitet, was dazu führte, dass die Verbreitung dieser Operationsmethode ganz entscheidend vom Patientendruck und nicht durch wissenschaftliche Studien beeinflusst wurde und noch wird. Betrachtet man z.B. die Erfahrungen mit der Knochenmarktransplantation zur Therapie metastasierter Mammakarzinome in den USA, so darf man das Gefahrenpotential einer solchen Entwicklung nicht unterschätzen (46).

In den letzten zwei Jahren wurden aber zunehmend Studien mit ermutigenden, kurz- bis mittelfristigen Ergebnissen, die in scharfem Kontrast zu denen der Metall/Polyethylen-Oberflächenersätze der 70iger und 80iger Jahre stehen, veröffentlicht (2, 9, 10, 27, 28, 36, 49). Dies hat dazu geführt, dass das National Institute for Clinical Excellence (NICE) in Großbritannien die Oberflächenersatzendoprothetik am Hüftgelenk als zur herkömmlichen, schaftverankerten Endoprothetik konkurrierende Operationsmethode beschrieb, wobei das Patientenalter auf unter 65 Jahre eingeschränkt und ein ausgebildeter Operateur gefordert wurde (33, 34).

Alle Autoren stellten in ihren Arbeiten die möglichen Vorteile des Oberflächenersatzes, wie z.B.:

- Die Knochenersparnis und damit bessere Revisionsmöglichkeit
- Die physiologischere Belastung des Implantatbettes und damit Vermeidung des stress shielding
- Die bessere Gelenkbiomechanik und das geringere Luxationsrisiko

heraus, die aber in Anbetracht der noch fehlenden Langzeitresultate kritisch hinterfragt werden müssen.

Im Gegensatz zum Azetabulum, wo sich bis auf Ausnahmen nach unseren Erfahrungen mit dem BHR die zu wählende Pfannengröße nicht von der im Rahmen einer konventionellen Versorgung gewählten unterscheidet (Abb.5), ist die im Vergleich zur Schaftverankerung geringere Knochenresektion am coxalen Femur und Erhaltung der Meta- sowie größtenteils auch Epiphyse offensichtlich, führt aber aufgrund der dazu notwendigen, geringen Implantatdicke dazu, dass ein modularer Aufbau der Pfanne mit Inlay und Außenschale zur Zeit bei Einhaltung der notwendigen, geringen Implantatdicke technisch schwer realisierbar ist. Ein solcher, modularer Pfannenaufbau wird zurzeit nur von der Firma ESKA Implants GmbH im klinischen Einsatz getestet.

Da im Langzeitverlauf mit einem Abrieb zu rechnen ist, der über der Toleranz der Gleitpaarung liegt, wird man auch bei einer nur durch das Versagen der femoralen Komponente bedingten Revision die fest integrierte Monoblockpfanne wechseln müssen und kann sicher nicht auf den sonst möglichen Inlaywechsel zurückgreifen. Während die Revision der femoralen Komponente sicher problemloser als bei konventionellen TEP und auch Kurzschaftprothesen möglich ist, ist nicht bekannt, welchen Einfluss die dann notwendige Revision der gesamten Prothese auf die Überlebenszeit der „konvertierten“ TEP hat.

Die unphysiologische Belastung des meta- und diaphysären Femur nach Implantation einer herkömmlichen, schaftverankerten TEP führt nachgewiesenermaßen zu Umbauprozessen, die im Rahmen einer Revision die zur Replantation vorhandene Knochensubstanz zusätzlich limitieren. Eine kürzlich erschienene Studie hat anhand von prospektiven Knochendichtemessungen nachgewiesen, dass epiphysär krafteinleitende Oberflächenersatzendoprothesen zumindest im Kurzzeitverlauf wesentlich geringere Umbauprozesse am proximalen Femur verursachen (22), was bisher nur an Röntgenverlaufsserien vermutet werden konnte (Abb.6). Welche Umbauvorgänge im Bereich des Femurkopfes ablaufen und wie diese von den zur Zeit verwendeten Zementierungstechniken beeinflusst werden, muss wie beschrieben noch untersucht werden.

Oberflächenersatzendoprothesen bedingen einen gegenüber herkömmlichen Implantaten größeren, praktisch der Femurkopfgröße entsprechenden, Durchmesser des Kugelkopfes. Dies führt zu einer höheren Gelenkstabilität, was sich in der deutlich höheren Luxationssicherheit ausdrückt (10, 27, 28, 49, eigene Ergebnisse). Da eine Beweglichkeitslimitierung des operierten Hüftgelenkes nicht notwendig ist, erreichen die Patienten eine größere Gesamtbeweglichkeit, die bei vielen im physiologischen Bereich liegt. Während ein besonders für Hart-Hart-Paarungen gefährliches Impingement des Konus am Inlayrand bei Oberflächenersatzendoprothesen nicht auftreten kann, ist ein Impingement des Schenkelhalses am Pfannenrand möglich, insbesondere in Fällen eines vorbestehenden Offsetdefizits des Kopfes oder einer in ungenügender Anteversion implantierten Pfanne.

Die moderne Oberflächenersatzendoprothetik basiert auf dem Einsatz einer Metall-Metall-Paarung (CoCrMo- Legierung), die aufgrund ihrer Abriebfestigkeit die Renaissance dieser Operationstechnik erst ermöglichte. Wie auch bei Metall-Metall-Paarungen herkömmlicher Endoprothesensysteme werden hier Metallionen freigesetzt, die renal ausgeschieden werden. Welche Langzeitwirkungen die messbar erhöhten Serum- bzw. Gewebkonzentrationen bedingen, ist noch ungenügend erforscht (4, 7, 38). Langzeitstudien historischer Metall-Metall-Endoprothesen (McKee/Farrar) lassen zumindest eine erhöhte Krebsrate als unwahrscheinlich erscheinen (47). Ein Einsatz bei niereninsuffizienten Patienten ist aber sicher kontraindiziert.

Trotz der beschriebenen Unwägbarkeiten, wie der aufgrund der aufwendigeren Operationstechnik notwendigen Lernkurve, der fehlende Modularität der Pfanne, der noch ausstehenden klinischen und vor allem radiologischen Langzeitdaten und nicht zuletzt des höheren Implantatpreises sind aus unserer Sicht die Kurzzeitergebnisse des Oberflächenersatzes so viel versprechend, dass dieses Verfahren vor allem auch aufgrund der enormen funktionellen Kapazität der Methode und der femoralen Knochenersparnis für jüngere, aktive Patienten eine interessante Alternative darstellt.

Literatur:

1. Ahier S, Ginsburg K (1966-67) Influence of carbide distribution on the wear and friction of Vitallium. *Proc Inst Mech Eng* 181:137-139
2. Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA (2004) Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: Two to six-year follow-up study. *J Bone and Joint Surg (Am)* 86A:28-38
3. Bell RS, Schatzer J, Fornasier VL, Goodman SB (1987) Study of implant failure of the Wagner resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 67A:1165-1175
4. Black J (1998) In vivo corrosion of a Cobalt-base alloy and its biological consequences. In: Hildebrand HF, Champy M (Hrsg) *Biocompatibility of Co-Cr-Ni alloys*. NATO ASI Series, Plenum Press, 1998
5. Chan FW, Bobyn JD, Medley JB, Krygier JJ, Tanzer M (1999) Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants. *Clin Orthop* 369:10-24
6. Claes L, Faiss S, Gerngross H, Wilke HJ (1990) Morphological changes in femoral heads following double-cup arthroplasty. In: Heimke G, Soltész U, Lee AJC (Hrsg.) *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials, Volume 9*, Elsevier Science Publishers, Amsterdam, S 403-408
7. Clarke MT, Lee PTH, Arora A, Villar RN (2003) Levels of metal ions after small- and large- diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 85B:913-917
8. Clemow AJT, Daniell BL (1980) The influence of microstructure on the adhesive wear resistance of a Co-Cr-Mo alloy. *Wear* 61: 219-231
9. Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJW (2004) Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Br)* 86B:177-184
10. De Smet KA, Pattyn C, Verdonck R (2002) Early results of primary Birmingham Hip Resurfacing using a hybrid metal-on-metal couple. *Hip International* 12:158-162
11. Firkins PJ, Tipper JL, Ingham E, Stone MH, Farrar R, Fisher J (2001) Quantitative analysis of wear and wear debris from metal-on-metal hip prostheses tested in a physiological hip joint simulator. *Bio Med Mat Eng*:143-157
12. Freeman MAR, Bradley GW (1983) ICLH surface replacement of the hip: an analysis of the first 10 years. *J Bone Joint Surg (Br)* 65B:405-411
13. Freeman MAR (1994) The complications of double-cup replacement of the hip. In: Ling RSM (Hrsg) *Complications of total hip replacement*. Churchill Livingstone, Edinburgh, S 172-200
14. Gerard Y, Segal P, Bedoucha JS (1974) Hip arthroplasty by machining cups. *Rev Chir Orthop* 60:281
15. Grecula MJ, Grigoris P, Schmalzried TP (1995) Prosthetic solutions for osteonecrosis: A comparison of four models. *Int Orthop* 19:137-143
16. Howie DW, Cornish BC, Vernon-Roberts B (1995) Resurfacing hip arthroplasty; classification of loosening and classification of prosthesis wear particles. *Clin Orthop* 19:137-143
17. Iobst CA, Stanitski CL (2001) Hip arthrodesis: revisited. *J Ped Orthop* 21:130-134
18. Ito H, Kaneda K, Matsuno T (1999) Osteonecrosis of the femoral head. Simple varus intertrochanteric osteotomy. *J Bone Joint Surg (Br)* 81B:969-974
19. Jin ZM, Dowson D, Fisher J (1997) Analysis of fluid lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus. *Proc Instn Mech Engrs* 211 Part II:247-256
20. Joshi AB, Porter ML, Trail IA, Hunt LP (1993) Long term results of Charnley Low-Friction Arthroplasty in young patients. *J Bone Joint Surg (Br)* 75B:616-623
21. Karol LA, Halliday SE, Gourinemi P (2000) Gait and function after intra-articular arthrodesis of the hip in adolescents. *J Bone Joint Surg (Am)* 82A:561-569
22. Kishida Y, Sugano N, Nishii T, Miki H, Yamaguchi K, Yoshikawa H (2004) Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)* 86B:185-189

23. Knecht A (2004)
24. Krebs VE, McCarthy JC (1998) Arthroscopy of the hip: current techniques, indications and complications. *Current opinion in orthopaedics* 9:20-26
25. Malchau H, Herberts P (1996) Swedish National Hip Arthroplasty Register 1996. Dept of Orthopaedics, University of Göteborg, Sweden
26. McGrory BJ, Estok DM, Harris WH (1998) Follow-up of intertrochanter osteotomy of the hip during a 25-year period. *Orthopedics* 21:651-653
27. McMinn DJW, Treacy R, Lin K, Pynsent P (1996) Metal on Metal Surface replacement of the hip. *Clin Orthop* 329S: 89-98
28. McMinn DJW (2003) Development of Metal-on-Metal Hip Resurfacing. *Hip International* 13 suppl. 2:1-11
29. Menschik F, Schatz KD, Kotz R (1998) Treatment of osteonecrosis: Treatment by femoral osteotomy. *Hip International* 8:154-158
30. Müller ME, Boltzy X (1968) Artificial hip joints made from Protasul. *Bull Assoc Study Probl Internal Fixation* :1
31. Nakamura S, Ninomiya S, Takatori Y, Morimoto S, Umeyama T (1998) Long-term outcome of rotational acetabular osteotomy: 145 hips followed for 10-23 years. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 69:259-265
32. Newman NM, Ling RSM (1985) Acetabular bone destruction related to non-steroidal anti-inflammatory drugs. *Lancet* 2:11-14
33. NICE (2000) Guidance on the selection of prostheses for primary total hip replacement. NICE Technology Appraisal Guidance No 2. April 2000
34. NICE (2002) Final appraisal determination metal on metal hip resurfacing arthroplasty. www.nice.org.uk
35. Paul C (1998) Abschließende Beurteilung der Ergebnisse nach Implantation der Wagner- Schalenendoprothese als Prinzip des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk. Inauguraldissertation, Medizinische Fakultät der Technischen Universität Dresden
36. Pollard TCB, Basu C, Ainsworth R, Lai W, Bannister GC (2003) Is the Birmingham Hip Resurfacing worthwhile? *Hip International* 13:25-28
37. Rashad S, Revell P, Hemingway A, Low F, Rainsford K, Walker F (1989) Effect of non-steroidal anti-inflammatory drugs on the course of osteoarthritis. *Lancet* 2:519-522
38. Schaffer AW, Pilger A, Engelhardt C, Zweymüller K, Rüdiger HW (1999) Increased blood cobalt and Chromium after Total Hip Replacement. *Clin Toxicol* 37/7:839-844
39. Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ (1991) Nerve palsy associated with total hip replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 73A:1074-1080
40. Schmalzried TP, Peters PC, Maurer BT, Bragdon CR, Harris WH (1996) Long-duration metal-on-metal total hip arthroplasty with low wear of the articulating surfaces. *J Arthroplasty* 11:322-331
41. Schmalzried TP, Fowble VA, Ure KJ, Amstutz HC (1996) Metal on metal surface replacement of the hip. Technique, fixation, and early results. *Clin Orthop* 329S:106-114
42. Schmidt M, Weber H, Schon R (1996) Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses. *Clin Orthop* 329S:35-47
43. Søballe K, Christensen F, Kristensen SS (1988) Ectopic bone formation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 228:57-62
44. Solomon L (1973) Drug-induced arthropathy and necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg (Br)* 55B :246-261
45. Tipper JL, Firkins PJ, Ingham E, Fisher J, Stone MH, Farrar R (1999) Quantitative analysis of the wear and wear debris from low and high carbon content cobalt chrome alloys used in metal on metal total hip replacements. *J Mater Sci: Materials in Medicine* 10:353-362
46. Villar R (2004) Resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)* 86B:157-158

47. Visuri T, Pukkala E, Pulkkinen P, Paavolainen P (2003) Decreased cancer risk in patients who have been operated on with total hip and knee arthroplasty for primary osteoarthritis: a meta-analysis of 6 Nordic cohorts with 73,000 patients. Acta Orthopaedica Scandinavica 74 (3):351-360
48. Wagner, M.; Wagner, H.
„Preliminary Results of Uncemented Metal on Metal Stemmed and Resurfacing Hip Replacement Arthroplasty”
Clin Orthop 329S(1996)1:78-88
49. Witzleb WC, Hanisch U, Neumeister V, Kellner M, Knecht A, Köhler T, Steinfeldt F (2002) Hüftgelenks-Oberflächenersatzendoprothetik für den jungen, aktiven Patienten. Z Orthop 140(3):243-247

Abbildungen:



Abb.1: Pfannendestruktion und -lockerung bei fest sitzender Kopfschale einer Wagnerschalenendoprothese



Abb.2: Wagner- Schalenendoprothese mit Pfanne in Doppellayertechnik und Metall-Metall-Paarung



Abb.3: Birmingham Hip Resurfacing nach McMinn

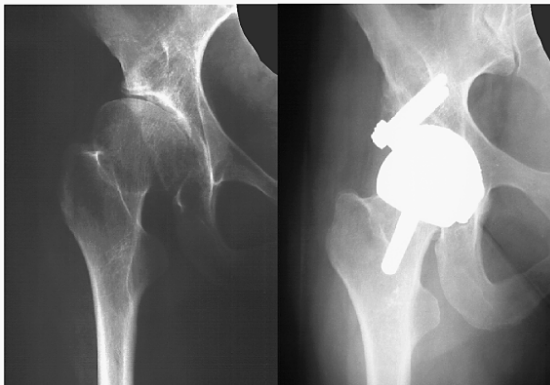


Abb.4: Dysplasiekoxarthrose einer 37- jährigen Frau; Ein Jahr nach Implantation einer BHR und Pfannendachplastik

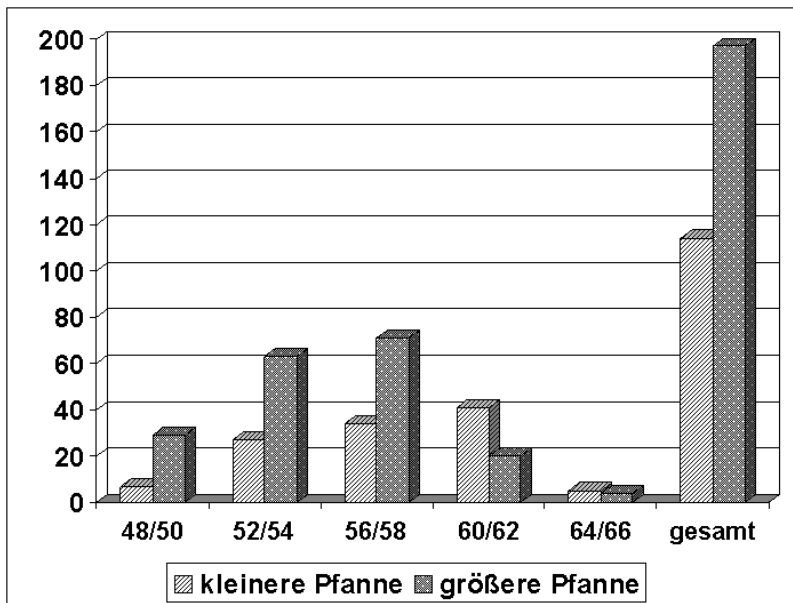


Abb.5: Pfannengrößen bei 300 konsekutiv implantierten BHR (zu einer Kopfgröße sind jeweils zwei Pfannengrößen kompatibel – es wurde durchschnittlich eher die größere Komponente gewählt)

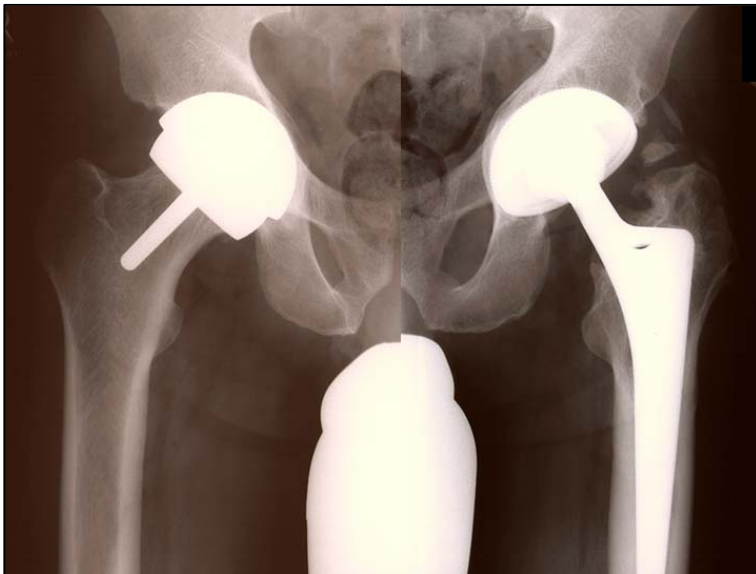


Abb.6: Knöchernerne Adaptationsvorgänge nach Implantation einer Oberflächenersatz- Hüft-TEP im Vergleich zu einer schaftverankerten TEP (selber Patient, jeweils 1 Jahr postoperativ)

