

Persönliche PDF-Datei für
A. P. Krueger, G. Singh, C. Lohmann

Mit den besten Grüßen vom Georg Thieme Verlag

www.thieme.de

Der Einfluss von biomechanischen Prinzipien und Material auf das Design von Hüftendoprothesen

DOI 10.1055/s-0034-1372571
Akt Rheumatol 2014; 39: 114–119

Nur für den persönlichen Gebrauch bestimmt.
Keine kommerzielle Nutzung, keine Einstellung
in Repositorien.

Verlag und Copyright:
© 2014 by
Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstraße 14
70469 Stuttgart
ISSN 0341-051X

Nachdruck nur
mit Genehmigung
des Verlags

 **Thieme**

Der Einfluss von biomechanischen Prinzipien und Material auf das Design von Hüftendoprothesen

Influence of Biomechanics and Biomaterials on the Design of Endoprosthetic Components in Total Hip Arthroplasty (THA)

Autoren

A. P. Krueger¹, G. Singh², C. Lohmann³

Institute

¹ Orthopädie, Wilhelmsburger Krankenhaus Groß-Sand, Hamburg

² Orthopädie, Hand- und Rekonstruktive und Mikrochirurgische Einheit, Universität Nationales Gesundheitssystem Singapur

³ Orthopädischen Universitätsklinik Magdeburg, Magdeburg

Schlüsselwörter

- Design
- Total Endoprothese Hüfte HTEP
- Biomechanik
- Werkstoff
- Gleitpaarung

Key words

- design
- THA total hip arthroplasty
- biomechanics
- material characteristics
- tribology

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1372571>
 Akt Rheumatol 2014; 39:
 114–119 © Georg Thieme
 Verlag KG Stuttgart · New York
 ISSN 0341-051X

Korrespondenzadresse

Dr. Alexander Peter Krueger
 Orthopedics
 Medical faculty University
 Magdeburg
 Leipziger Straße 44
 39104 Magdeburg
 Tel.: +49/174/7477 044
 Fax: +49/174/7477 044
 ap.krueger@gross-sand.de

Zusammenfassung

Die Hüftendoprothetik entwickelte sich aus der Hüftgelenkresektion über die Interpositionsarthroplastik bis zur modernen Alloarthroplastik (Hüft-Total-Endoprothese). Design, biomechanische Konzepte und Werkstoffeigenschaften waren die limitierenden Faktoren der letzten 50 Jahre. Unterschiedliche Gleitpaarungen und Verankerungskonzepte schufen eine Vielzahl von Formen von Endoprothesen. Verlässlichkeit und Standzeit der Hüftendoprothesen ist bei allen Prinzipien als sehr gut zu bewerten. Quervernetzte Polyethylene in Kombination mit Aluminiumoxidkeramiken stellen heute den Standard der Gleitpaarungen dar. Verbesserte Abriebeigenschaften der quervernetzten Polyethylene ermöglichen dünnere Pe-Liner (Einsätze) im Pfannenersatz. Hart-Hart-Metall-Paarungen konnten die in sie gestellten Erwartungen bislang nicht erfüllen. Vielversprechenden Resultate werden mit Keramik-Keramik-Gleitpaarungen erreicht, die jedoch weniger fehlerverzeihend sind. Zementierte und nicht zementierte Verankerungstechniken sind als gleichwertig anzusehen. Der Trend der letzten Jahre zu größeren Köpfen in der Gleitpaarung konnte seine theoretischen Vorteile klinisch nicht unter Beweis stellen.

Einleitung

Die Entwicklung moderner Hüftendoprothetik stand stets im Spannungsfeld zwischen den zur Verfügung stehenden operativen Möglichkeiten, Werkstoffen und dem biomechanischen Kenntnisstand.

Wegweisend für das Prothesendesign an der Hüfte sind die Erkenntnisse von Julius Wolff [1] bezüglich der Transformation der Mechanik auf die Knochenbildung und die Gesetze von Pauwels [2] hinsichtlich der Mechanik des Hüftgelenkes.

Abstract

The treatment of the hip joint has evolved from resection arthroplasty to total hip arthroplasty. Design, biomechanical concepts, and material properties were limiting factors over the past 50 years. Tribology and fixation generated different shapes, with excellent reliability and life of duration after implantation. Cross-linked polyethylenes combined with alumina oxide ceramics are the excellent standard in tribology. Hard-on-hard bearings (metal-metal) did not meet the expectations, however, promising results are obtained with ceramic-on-ceramic articulations. Cemented and uncemented fixation are both well evaluated in THA.

Bis noch in die sechziger Jahre des letzten Jahrhunderts war der Ersatz des Hüftgelenkes noch nicht etabliert. In der Vergangenheit oft durch Infektion zerstört – wie z.B. die Tuberkulose – oder nach Trauma im Fehlstellung verheilt, stellte das erkrankte Hüftgelenk ein Problem dar, das zunächst nur durch eine ersatzlose Resektion zu behandeln war. Eine Resektionsarthroplastik wurde an der Hüfte erstmalig 1821 durch den Engländer Anthony White im Sinne einer Sine-Sine-Arthroplastik erfolgreich durchgeführt. Diese, zwar nur teilbelastbaren, aber dennoch in Grenzen beweglichen Gelenke, waren für die

damalige Zeit sehr bemerkenswert, da sonst nur die Arthrodesen oder Amputation bekannt war. Hervorzuheben ist auch, dass die erste Äthernarkose erst 20 Jahre später durch Jackson und Morton angewandt wurde und es sogar noch 50 weitere Jahre bedurfte, die Prinzipien der Asepsis zu etablieren [3].

Die funktionellen Limitierungen der vorgenannten Verfahren, wie Instabilität oder die Versteifung, die zur Weiterentwicklung der Methode führten. Muskellappen wurden in die Resektionsarthroplastik eingeschlagen. Diese Resektions-Interpositions-Arthroplastik warf zum ersten Mal die Frage auf, welche Art von Material in die entstehenden Gelenkspalt eingelegt werden sollte.

Zunächst wurde nur endogenes Material wie Muskeln oder Faszien verwendet. Diese Methoden waren jedoch am Hüftgelenk nicht erfolgreich, konnten jedoch bei weniger belasteten Gelenken wie der Schulter sinnvoll eingesetzt werden. An der Hüfte entstanden hieraus die ersten wenig erfolgreichen Alloarthroplastiken, die als „Platzhalter“ die bekannten Werkstoffe des 19. Jahrhunderts verwendeten: zunächst Schweineblasen oder Rinderbauchfell, aber auch Gummi, Kollodium, Holz oder Metallplättchen [3]. Nach erfolglosen Versuchen mit Leichentransplantaten und der bekannten Elfenbein-Totalendoprothese am Knie [4], zeigt sich der Werkstoff Elfenbein auch als Hüftkopfersatz als nicht geeignet. Das Versagen der Totalendoprothesen machte die Idee der Teilendoprothese an der Hüfte wieder populär, es wurden Kappen aus Glas, Kunststoff und Metall (Viscaloid, Pyrex, Bakelit) auf den Hüftkopf aufgebracht [5,6]. Aufgrund des Versagens der tragenden, nicht augmentierten Hüftpfanne wurden Totalendoprothesen entwickelt, zunächst aus Metall und direkt im Knochen verankert, später mit Polymethylmetacrylat (Knochenzement) befestigt. Die Kombination aus zementierter Verankerung mit leicht gängiger Gleitpaarung machte die Hüftendoprothese erfolgreich. Diese „Low Friction Arthroplasty“ wurde durch Sir John Charnley durch einen kleinen Metallkopf in einer Polytetrafluorethylen Pfanne (PTFE; Teflon) erreicht. Leider versagte auch diese Paarung vorzeitig durch das zu weiche PTFE [7].

Werkstoffe

Die geschichtliche Entwicklung macht die Schwierigkeiten der Werkstoffauswahl deutlich. Die verwendeten Materialien müssen problemlos in den Körper integrierbar und bioinert sein, d. h. sie sollen keine Allergien, Infektion oder Abstoßungsreaktion auslösen. Sie müssen den hohen mechanischen Beanspruchungen dauerhaft standhalten. Die Werkstoffeigenschaften nehmen so direkt Einfluss auf die Form. Je weniger abriebfest ein Stoff in der Artikulation ist, desto voluminöser muss der aus ihm geformte Gelenkkörper sein. Das größere Bauteil erfordert mehr Raum zur Implantation im Knochen (z. B. Knochenresektion im Acetabulum) oder eine kleinere Kopfgröße in der Gleitpaarung als Kompensation.

Für die femorale Komponente sind die Folgen entweder ein höherer Knochenverlust durch Aufbohren des Markraumes, dünnere Zementmäntel durch dickere Schäfte oder rundere Schaftdesigns zur Volumenerhöhung des Schaftes.

Was sollte ein Endoprothese leisten?

- ▼
- ▶ Die Endoprothese sollte sich dauerhaft fest im Knochen verankern
- ▶ Um ein schmerzfreies, symmetrisches Gangbild zu erreichen, sollte das Prothesendesign das originale Drehzentrum wiederherstellen
- ▶ Mit dem gegebenen Design sollte sich der Abstand der Beinachse vom Körperzentrum (Offset) nicht verändern
- ▶ Das Ausmaß der Bewegung (ROM; Range of Motion) sollte nicht beeinträchtigt werden, was beinhaltet, dass keine Engen oder ein Anstoßen zwischen den Prothesenteilen selbst, den Weichteilen oder dem Knochen und der Prothese, und auch dem Femur und dem Becken (Impingement) entsteht
- ▶ Eine Beweglichkeit mit dauerhaft verschleißfreier oder verschleißarmer Gleitpaarung muss gewährleistet sein (Tribologie)
- ▶ Das Design soll einen vorzeitigen Knochenabbau durch ungleichmäßige Krafteinleitung verhindern (Stress Shielding)
- ▶ Die Materialien sollten inert gegenüber Abbauprozessen sein (Korrosion, chemischer Abbau, mechanischer Verschleiß, usw.) sein

Verankerung (Zementfrei vs. Zementiert)

Um ein Implantat mit dem Knochen zu verbinden werden 2 Methoden angewendet: Die zementfreie Verankerung ist die direkte Verbindung von Werkstoff und Knochen (Verklebung = primäre Stabilität) und die sukzessive Osseointegration des Implantates über mehrere Wochen (Einwachsen = sekundäre Stabilität).

Eine zementierte Befestigung passt das Implantat formschlüssig mithilfe eines Kongruenzvermittlers (z. B. Polymethylmetacrylat, PMMA, Knochenzement) mit sofortiger Primärstabilität in den Knochen ein.

Zementierte und nicht zementierte Verankerungen des Schaftes sind als gleichwertig zu betrachten. Für die acetabuläre Verankerung gibt es Standortvorteile für die nicht zementierte Pfanne bei jungen Patienten und für die zementierte Verankerung für Patienten älter als 70 Jahre [8,9].

Zementfreie Verankerung

▼

Knochen wächst nur an wenige Metalle an (z. B. Titan, Tantal), die zudem eine Oberflächenrauigkeit von 50–150 RA aufweisen sollten (Mikrooberflächeneigenschaft).

Weiterhin sollten keine Relativbewegung von mehr als 40 Mikrometern entstehen [10]. Das bewegungsfreie Einwachsen kann von Makrooberflächenrichtungen unterstützt werden (z. B. Kanten oder Finnen). Oberflächlich aufgeraute Titanlegierungen haben sich in der Endoprothetik bewährt. Knochen wächst direkt an der Titanoberfläche an [11].

Das Anwachsen von Knochen an die Metalloberfläche kann durch Beschichtung mit knocheninduktiven Substanzen verbessert werden (knochenähnliche Kalziumphosphate wie z. B. Hydroxylapatit). Die Implantate können durch Oberflächenbeschichtungen weiter optimiert werden. Technische Keramikbeschichtungen wie Titan-Nitrit machen sie hypoallergen, Beschichtungen mit Silber antiinfektiv [12,13].

Die Belastbarkeit einer nicht zementierten Verankerung wird in den ersten 6 Wochen nach Implantation durch ein kortikales Einklemmen erreicht. Auch zementfreie Implantate sind, korrekte Implantation vorausgesetzt, sofort belastungsstabil. Sie übertragen die Kraft entlang Ihrer Verankerungsfläche auf den Knochen. Die Form der Endoprothese folgt dieser Funktion.

Schaftdesign (nicht zementiert)

Knochen ist ein lebendes Organ, der sich unter Last plastisch verformt. Zug- und Druck fördern den Knochenan- und umbau. Hierdurch wird seine biologische Aktivität erhalten und sein Abbau verhindert. Physiologisch wird die Kraft über den Hüftkopf proximal eingeleitet.

Der Prothesenschaft kann je nach Form und Zusammensetzung seine Kraft an verschiedenen Stellen einleiten.

Das Implantat im Femurknochen sollte idealerweise die von oben wirkende Kraft von proximal nach distal übertragen. Wird z. B. ein langer, grader, wenig konischer Schaft im proximalen Femur verankert, wird er aufgrund des sich verjüngenden intramedullären Durchmessers insbesondere im diaphysären Anteil fest in der Kortikalis verklemmt. Er leitet die Kraft distal in den Knochen ein, an dieser Stelle verdickt sich die Kortikalis reaktiv. Auf den proximalen Femur wird keine Kraft übertragen, er wird vor Stress geschützt (Stress Shielding) und baut sich in der Folge der Inaktivität ab [14].

Zur Vermeidung dieses Problems und somit zur Verbesserung seiner Standzeit sollte der Prothesenschaft seine Kraft von proximal nach distal einleiten. Um den Patienten vor Immobilitätschäden zu bewahren und aus Gründen der Krankenhausökonomie (kurze Liegezeiten) sollte er sofort voll belastbar sein (Abb. 1).

Moderne, nicht zementierte Schäfte können dies durch ihr Design leisten: Sie verjüngen sich von proximal nach distal ihren Querschnitten (sagittal und transversal, double taper design, teilweise auch coronar = Triple taper) sodass sie ähnlich eines angespitzten Weinkorkens die Kraft in alle Richtungen proximal in das Femur einleiten. Ein nicht runder Querschnitt mit unterschiedlichem Kantendesign sorgt für die Rotationsstabilität unter Last. Das Design der Schaftkanten ist hier entscheidend. Die Kanten sollten so scharf sein dass sie sich kortikal fest verankern, jedoch so weit abgerundet, dass sie sich im Verlauf der weiteren Belastungen und nicht weiter in den Knochen einschneiden und die Prothese auslockern. Der in die Diaphyse reichende distale Prothesenkörper sichert die Stabilität in der Längsachse (Sicherung gegen Verkippen nach medial) [15,39].

Moderne Entwicklungen – Oberflächenersatz/ Kurzschaftprothese

Gemäß des grundlegenden chirurgischen Prinzips „So viel wie nötig. So wenig wie möglich“ ist die Frage berechtigt, wie viel Endoprothese notwendig ist um den oben genannten Ansprüchen an den Schaft einer Endoprothese zu genügen.

Da bei einer proximalen Verankerung ein distaler Schaftanteil entbehrlich sein könnte, wäre die logische Konsequenz eine schaftlose oder mit sehr kurzem Schaft versehene Prothese. Eine solche Kurzschaft- oder Oberflächenersatzendoprothese könnte Knochenverluste bei der Primärimplantation vermeiden und



Abb. 1 Glattpolierter Exeterschaft und Standard zementierter Schaft.

ggf. Revisionseingriffe erleichtern. Im Verlauf der Entwicklung sind verschiedene Kurzschaft-Designs entwickelt worden.

Oberflächenersatz der Hüfte

Die am wenigsten knochenresezierende Endoprothese ist der Oberflächenersatz am Femur. Hier wird nur der Hüftkopfknorpel mit angrenzender Knochenlamelle abgetragen und eine Metallhalbschale auf den verbleibenden Hüftkopfknochen gebracht. Diese Schale wird durch einen zentralen Stift zentral im Schenkelhals gegen Verkipfung und zur Rotationsstabilität mit Knochenzement unter der Kappe gesichert. Bereits in den 1980er Jahren entwickelt und eingesetzt, hatte sich diese Prothesenform insbesondere als Lösung für junge und aktive Patienten etabliert [16]. Die theoretischen Vorteilen dieser Versorgung sind das verminderte Risiko eines postoperativen Beinlängenunterschiedes, höheres Bewegungsausmaß, höhere Luxationssicherheit und Langlebigkeit aufgrund des großen Kopfdurchmessers. Um ausgedehnte Knochenverluste im Acetabulum zu vermeiden wurden dünne Metallschalen als acetabulärer Gelenkspartner entwickelt (Metall-Metall Artikulation) [17]. In den letzten Jahren zeigten sich erhöhte Versagensraten der Metall-Metall Artikulationen, sodass der Oberflächenersatz des Hüftgelenkes nur noch in strenger Indikationsstellung bei Männern in Betracht kommt [18–20].

Die Probleme des Oberflächenersatzes der Hüfte war im Bereich der Verankerung die Tendenz des Knochenschwundes im Schenkelhalsbereich, da die Kraft in nicht geringem Masse über den zentralen Pin übertragen wurde und der proximale Knochen unter der Prothesenkappe atrophierte und zum frühzeitigem Versagen der Verankerung führte (neck wasting) [21]. Die Metall-Metall Gleitpaarung führt zu einer erhöhten Schwermetallbelastung des Körpers mit unklaren systemischen Langzeitfolgen [22,23,28] und zur Bildung von gelenknahen Pseudotumoren durch den Metallabrieb [18,25,26]. Insbesondere nach Versagen und Austausch der Kappe (des femoralen Anteils) des Oberflächenersatzes sind Korrosion und Versagen der Kopf/Hals Verbindung der Endoprothese überdurchschnittlich häufig [24].

Kurzschaffprothesen

Es existieren keine absoluten Werte zur Definition einer Kurzschaffprothese. Vereinfachend könnte man sagen, dass eine Kurzschaffprothese die wünschenswerten Eigenschaften einer „normalen“ Endoprothese (proximale Krafteinleitung, sofortige Belastbarkeit, Langzeitstabilität) mit einem weniger voluminösen Design zu vereinbaren versucht [27]. Einige Ansätze vorbestehender Schaftsysteme nur in der Länge verkürzt als Kurzschaffprothesen einzusetzen waren nicht erfolgreich [29]. Moderne Kurzschaffsysteme erhalten den knöchernen Schenkelhalsring und leiten die Kraft in den metaphysären proximalen Femur ein. Unterschiedliche Philosophien wie intramedulläre, anatomische Krafteinleitung [30] oder zirkuläre epi/metaphysäre Krafteinleitung [31] zeigen in den mittelfristigen Nachuntersuchungen exzellente Ergebnisse. Eine diaphysäre Abstützung mit kleinem Volumen ist jedoch auch hier erforderlich. Langzeitdaten stehen uns aufgrund der Natur der Neuentwicklung noch nicht zur Verfügung. Die Kurzschaffprothesen könnten sich als Alternative zur den Oberflächenersatzprothesen beim jungen und aktiven Patienten entwickeln [32].

Pfannendesign (nicht zementiert)

Nicht zementierte Pfanne sind Halbkugeln, die sich äquatorial verankern. Die Pfannenoberfläche ist angeraut und am Äquator meist 1–2 mm weiter als der gefräste Hohlraum im Acetabulum. Das Einbringen unter Spannung verklebt die Pfanne bis der Knochen angewachsen ist. Makrooberflächenzurichtungen wie Noppen oder Zähne können die primäre Stabilität unterstützen [33]. Eine alternative Verankerungsphilosophie stellt die Schraubpfanne dar. Hier sind Zahnstrukturen in Gewindeform außen an der Pfanne angebracht. Eine Schraubpfanne wird in das Acetabulum eingedreht. Eine Veränderung der Ausrichtung ist hier nachträglich nicht mehr vorgesehen. Beide Formen sind in der Regel vollbelastbar.

Zementierte Endoprothesen

Bei zementierten Endoprothesen ist eine Verklebung des Metalls direkt an der Kortikalis nicht erforderlich. Hierzu wird Polymethylmetacrylat, (PMMA) verwendet, welches ursprünglich erstmals in der Zahnheilkunde verwendet, von Sir John Charnley in der Hüftendoprothetik eingesetzt wurde [7]. Die weiche Mischung aus flüssigem Monomer, festen Polymerkügelchen, Röntgenkontraststoff, Färbemittel und Regulierungssubstanzen wird in die Hohlräume der Spongiosabälckchen gepresst (indentiert) und verankert nach Aushärten die Prothese dauerhaft. Die Oberfläche der Prothese ist glatt, damit der Zement ohne Hohlräume die Prothesenoberfläche umschließen kann. Eine echte Verbindung zwischen dem Knochenzement und der Metalloberfläche entsteht nicht, sondern die Metallprothese wird formschlüssig eingepasst.

Der röntgendichte Zusatzstoff zur besseren radiologischen Visualisierung des Knochenzementes ist meist Zirkoniumdioxid. Als Färbemittel dienen Chlorophyll und synthetische Farbstoffe. Die Substanzen zur Regulierung des Polymerisierungsprozesses sind Benzoylperoxid (BPO), Dimethyltoluidine und Hydrochinon, auf die manche Patienten allergisch reagieren können [34].



Abb. 2 Stress Shielding mit distaler Krafteinleitung und reaktiver Kortikalisverdickung rechts.

Zur zementierten Technik gehören 2 unterschiedliche Verankerungsstrategien, die ihr Korrelat in der Oberfläche der Schäfte finden. Schäfte mit matten Oberflächen verankern sich durch die Mikrorauigkeiten der Oberflächen permanent im Zementmantel. Es findet keine Bewegungen am Interface zwischen Prothese und Zementmantel statt [35].

Glatt polierte Schäfte haben keine feste Verankerung an der Grenzfläche zwischen Zement und Schaft sondern „sitzen“ lediglich in ihren Zementmantel. Sollte sich der Zement Mantel durch Alterung oder äußere Einflüsse verändern, können diese Schäfte nachsinken und sich sekundär verkleben, das „Exeter-Prinzip“ [36]. Die Kanten der zementierten Schäfte sind eher rund, da sie im Gegensatz zur nicht zementierten Verankerung sich nicht in der harten Kortikalis verkleben müssen (► **Abb. 2**).

Zementierte Pfannen sind Polyethylenschalen mit Zapfen und Rillen an der Außenseite zur rotationsstabilen Verankerung im Zement der sich direkt in der Spongiosa des zugerichteten Acetabulum verankert.

Tribologie

In den ersten Totalendoprothesen des Hüftgelenk [37] wurden Metall-Metall-Paarungen verwendet. Aufgrund der damals noch nicht weit vorgeschrittenen Fertigungstechnik kam es jedoch zu Abrieb und Versagen der Gleitpaarung. Sir John Charnley entwickelte mit seiner „Low Friction Arthroplasty“ die erste Metall-Kunststoff Gleitpaarung. Zur Vermeidung eines hohen Abriebs in der Artikulation verwendete er einen kleinen Metallkopf in einer Polytetrafluorethylen-(Teflon-) Pfanne. Leider konnte das zu weiche Teflon der Belastung nicht statthalten und wurde später gegen Polyethylen ausgetauscht [7].

Einfluss der Gleitpaarung auf das Prothesendesign

Polyethylene (PE)

Polyethylen besteht aus polymerisierten Doppelkohlenwasserstoffen, die in langen Ketten nebeneinander liegen. Unter Druck kann sich die Form ändern (Kaltfluss/Creep) und durch die raue

Oberfläche der Gelenkpartner können kleine Plastikpartikel herausgelöst werden (Abrieb). Einfache PE-Schalen konnten in Kombination mit Metallköpfen bis zu 1 mm Stärke pro Jahr verlieren. Entsprechend dick mussten die Polyethylenschalen sein, und entsprechend groß die acetabuläre Zurichtung, der iatrogene Knochendefekt. Die Abriebpartikel selbst können einen Knochenabbau durch eine Osteoklastenaktivierung auslösen [38]. Im Verlauf der Entwicklung wurden Keramikköpfe wegen ihrer besseren Benetzbarkeit und hochfesten, glatten Oberflächen eingesetzt, die die Polyethylene weniger schädigen. Seit 1999 werden quervernetzte (crosslinked) Polyethylene verwendet. Unter hohen Dosen ionisierender Strahlung brechen die Polymerketten auf und verbinden sich untereinander. Die netzartige Struktur (crosslinking) macht das PE widerstandsfähiger und konnte das Problem der abriebbedingte Osteolysen in der Hüftendoprothetik entscheidend mindern [38]. Neueste Entwicklung der Polyethylene ist der Zusatz von Vitamin E. Das Vitamin E bindet im Herstellungsprozess entstehende Radikale, welche die oxidative Alterung bedingen [40]. Aktuelle Polyethylene können so Abriebraten unter 0,1 mm/Jahr erreichen und dadurch dünnere Lagerschalen zur Anwendung bringen. Bei manchen Designs kann sogar durch eine direkte Beschichtung des Polyethylens mit Titan auf die Metallschale im Acetabulum verzichtet werden.

Kopfgröße

Kleine Hüftköpfe zeigen bei der Artikulation geringere Friktion als in gleicher Fertigungstechnik hergestellte größere Hüftköpfe. Bei gleichem Drehzentrum ist jedoch das Bewegungsausmaß kleiner als bei einem größeren Kopf. Bedingt durch das ungünstigere Verhältnis von Halsbreite zu Kopfgröße (head-neck-ratio), der Hals der Endoprothese schlägt früher am PE/Pfannenrand an. Größere Köpfe sind luxationsstabiler als kleinere Hüftköpfe. Bei gleichem Bewegungsausmaß liegt bei einem größeren Hüftkopf das Drehzentrum tiefer in der Pfanne. Daher ist die Wegstrecke die der Hüftkopf aus der Pfanne heraus bewegt werden muss um das Gelenk zu luxieren größer als bei einem kleineren Kopf (jump distance). Zusammengefasst erscheint der größere Kopf vorteilhaft aufgrund seines erhöhten Bewegungsausmaßes und seiner besseren Luxationssicherheit [41].

Große Köpfe erzeugten jedoch neue Probleme. Bedingt durch die größeren Hebel bzw. Drehmomente am Konus-Kopf-Interface können Abnutzungen im Sinne von Furchenbildung und galvanische Korrosion (fretting) mit Metallabrieb am Konus entstehen, mit Osteolysen und Pseudotumorenbildung und frühen aseptischen Lockerungen in der Folge. Diese Probleme zeigten sich insbesondere bei Bestückung von Standardschäften mit übergroßen Köpfen nach Konversion 1 Oberflächenersatzes der Hüfte auf ein Standardschaftsystem [34]. Auch weil sich die theoretischen Vorteile der größeren Köpfe bei höheren Kosten klinisch nicht deutlich zeigten, haben sich Köpfe mit einem Durchmesser größer 36 mm nicht durchgesetzt [41] (◉ Abb. 3).

Keramik

Hüftköpfe aus meist Aluminiumoxidkeramik (Al₂O₃) haben sich wegen ihrer exzellenten tribologischen Eigenschaften in der Gleitpaarung mit Polyethylenen als Standard durchgesetzt. Sie gelten zudem als bioinert und haltbar. Harte Materialien sind aufgrund ihrer Sprödigkeit bruchgefährdet [43]. Verbesserten Fertigungstechniken mit Homogenisierung der Korngrößen im Ausgangsmaterial und dem Zusatz von Zirkoniumoxid Partikeln zu den Aluminiumoxidkeramiken haben die Bruchfestigkeit op-



Abb. 3 Großkopf auf Standard Schaft/Taper.

timiert. Die Zirkoniumpartikel werden unter Druck monocliner Kristallform in die Keramik eingebettet. Gelangt ein Bruchspalt in der Keramik zu dieser Kristallform ändert diese durch den Druckabfall ihre Form zu tetragonal mit einer Volumenzunahme von 5% und verschließt den Bruchspalt (ZTA, zirkonium toughened Alumniaceramic) [42]. Korrekt implantierte keramische Hüftköpfe sind bruchsicher. Fehler in der Anwendung, wie Mehrfachbenutzung, Kombination unterschiedlicher Konuswinkel/Hersteller, Verschmutzung der Koni usw. können auch heute noch zu Kopfbrüchen führen.

Keramiken werden auch als Hart-Hart-Paarungen verwendet. Vorteil der Kombination zweier harter Gleitpartner in einer Artikulation ist die besonders geringe Produktion von Abrieb. Zudem wird der keramische Abrieb als wenig pathogen betrachtet [44]. Keramische Hart-Hart Paarungen sind jedoch wenig fehlerverzeihend. Bedingt durch die Materialeigenschaften können punktuelle Druckbelastungen zu Absplitterungen des Materials führen. Solche Überlastungen bei Kontakt des Schafthalses am Inlayrand, oder Mikroseparierungen des Kopfes aus der Pfanne bei Subluxationen des Gelenkes bei z.B. zu geringem Anpressdrucks des Gelenkes bei Offsetverlust auftreten. Auch kann eine steil stehende Pfanne durch zu hohe kraniale Eckbelastungen streifenförmige Abnutzungen (Stripe-Wear) erzeugen. Nur ideal positionierte Komponenten können eine dauerhafte Haltbarkeit einer Hart-Hart Paarung gewährleisten [45,46].

Zusammenfassung

Standarddesigns von Hüftendoprothesen bestehen aus zementfrei und zementiert zu verankernden Pfannen- und Schaftsystemen. In der vergangenen Zeit haben sich auch kürzere zementfreie Schäfte etabliert. Die Hüftprothesenkappen haben sich aufgrund hoher Revisionsraten verschiedener Implantate nicht durchgesetzt. Gleichsam konnten sich Metall-Metall-Paarungen als Artikulationen weder mit kleinen Kopfgrößen und besonders nicht als Großkopfpaarungen aufgrund geringerer Standzeiten und Pseudotumorbildung nicht durchsetzen. Durch die verbes-

serten Polyethylene gelten Hart-Weich-Paarungen als Standardversorgungen. Trotz ihrer theoretischen Vorteile konnten sich hier die große Köpfe (größer 36mm) nicht durchsetzen. Keramiken haben sich durch ihre verbesserten Eigenschaften neu etabliert. Sind jedoch aufgrund ihrer geringen Fehlertoleranz (noch) nicht zur Massenanwendung gekommen.

Interessenkonflikt: Nein

Literatur

- Wolff J. Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage von Knochenwachstum. *Virchows Arch A Pathol Anat Histopathol* 1870; 50: 389–450
- Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch – ein mechanisches Problem. Ferdinand Enke; Stuttgart: 1935
- Reimers TC. Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. *Chir Plast Reconstr* 7: 2
- Gluck, Themistocles. Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defecten höherer Gewebe. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. Band 41, 1891; 6: 15
- Hey Groves EW. Some Contributions to the Reconstructive Surgery of the Hip. *Br J Surg* 1927; Vol XIV: 55: 486–517
- Law WA. Hip joint reconstruction by vitallium mould arthroplasty. *Rheumatism* 1948; 3: 157–161
- Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1970; 72: 7–21
- The swedish hip arthroplasty register. Annual report 2011
- Adelani MA, Keeney JA, Palisch A et al. Has total hip arthroplasty in patients 30 years or younger improved? A systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471: 2595–2601
- Reimeringer M, Nuño N, Desmarais-Trépanier C et al. The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2013; 16: 1221–1231
- Lintner F, Zweymüller K, Brand G. Tissue reactions to titanium endoprostheses. Autopsy studies in four cases. *J Arthroplasty* 1986; 1: 183–195
- Goodman SB, Yao Z, Keeney M et al. The future of biologic coatings for orthopaedic implants. *Biomaterials* 2013 epub
- LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 81–98
- Otani T, Whiteside LA. Failure of cementless fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992; 23: 335–346
- Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS et al. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93: 500–509
- McMinn D, Treacy R, Lin K et al. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1996; (329 Suppl): S89–S98
- Cross MB, Nam D, Mayman DJ. Ideal femoral head size in total hip arthroplasty balances stability and volumetric wear. *HSS J* 2012; 8: 270–274
- Smith AJ, Dieppe P, Vernon K et al. Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements: analysis of data from the National Joint Registry of England and Wales. *Lancet* 2012; 379: 1199–1204
- Orthopaedic and Rehabilitation Devices Panel of the Medical Devices Advisory Committee Meeting Announcement. Food and Drug Administration. 27 March 2012. FDA-2012-N-0293. Retrieved 20 May 2012
- Singh G, Meyer H, Ruetschi M et al. Large-diameter metal-on-metal total hip arthroplasties: a page in orthopedic history? *J Biomed Mater Res A* 2013; 101: 3320–3326
- Hosny HA, Srinivasan SC, Keenan J et al. Midterm results with Birmingham Hip Resurfacing/Synergy stem modular metal-on-metal total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 2013; 79: 386–391
- Langton DJ, Sidaginamale RP, Joyce TJ et al. The clinical implications of elevated blood metal ion concentrations in asymptomatic patients with MoM hip resurfacings: a cohort study. *BMJ Open* 2013; 3
- Johnson AJ, Le Duff MJ, Yoon JP et al. Metal Ion Levels in Total Hip Arthroplasty Versus Hip Resurfacing. *J Arthroplasty* 2013
- Meyer H, Mueller T, Goldau G et al. Corrosion at the cone/taper interface leads to failure of large-diameter metal-on-metal total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 3101–3108
- Kadar A, Ankory R, Sherman H et al. Clinical and radiographic outcomes of 139 hips with articular surface replacement total hip arthroplasty*. *Isr Med Assoc J* 2013; 15: 505–509
- Chang EY, McAnally JL, Van Horne JR et al. Relationship of plasma metal ions and clinical and imaging findings in patients with ASR XL metal-on-metal total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am* 2013; 95: 2015–2020
- Patel RM, Smith MC, Woodward CC et al. Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 442–449
- Hannemann F, Hartmann A, Schmitt J et al. European multidisciplinary consensus statement on the use and monitoring of metal-on-metal bearings for total hip replacement and hip resurfacing. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013; 99: 263–271
- Stulberg SD, Patel RM. The short stem: promises and pitfalls. *Bone Joint J* 2013; 95-B: 57–62
- Hutt J, Harb Z, Gill I et al. Ten year results of the collum femoris preserving total hip replacement: a prospective cohort study of seventy five patients. *Int Orthop* 2013
- Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H et al. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthop Rev (Pavia)* 2013; 5: e4
- Rometsch E, Bos PK, Koes BW. Survival of short hip stems with a „modern“, trochanter-sparing design – a systematic literature review. *Hip Int* 2012; 22: 344–354
- Zenz P, Stiehl JB, Knechtel H et al. Ten-year follow-up of the non-porous Allofit cementless acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91: 1443–1447
- Lohmann CH, Nuechtern JV, Willert HG et al. Hypersensitivity reactions in total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2007; 30: 760–761
- Gravius S, Wirtz DC, Siebert CH et al. In vitro interface and cement mantle analysis of different femur stem designs. *J Biomech* 2008; 41: 2021–2028
- Fowler JL, Gie GA, Lee AJ et al. Experience with the Exeter total hip replacement since 1970. *Orthop Clin North Am* 1988; 19: 477–489 Erratum in: *Orthop Clin North Am* 1989; 20: proceeding 519
- Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958; 45: 488–489
- Rajpura A, Kendoff D, Board TN. The current state of bearing surfaces in total hip replacement. *Bone Joint J* 2014; 96-B: 147–156
- Su EP, Barrack RL. Cementless femoral fixation: not all stems are created equally. *Bone Joint J* 2013; 95-B: 53–56
- Oral E, Muratoglu OK. Vitamin E diffused, highly crosslinked UHMWPE: a review. *Int Orthop* 2011; 35: 215–223
- Rodriguez JA, Rathod PA. Large diameter heads: is bigger always better? *J Bone Joint Surg Br* 2012; 94 (11 Suppl A): 52–54
- Fa. Ceramtec, Stuttgart: <http://www.ceramtec.de/werkstoff/bioloX/delta/>
- Lang JE, Whiddon DR, Smith EL et al. Use of ceramics in total hip replacement. *J Surg Orthop Adv* 2008; 17: 51–57 Review
- Lohmann CH, Dean DD, Köster G et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials* 2002; 23: 1855–1863
- Brandt JM, Gascoyne TC, Guenther LE et al. Clinical failure analysis of contemporary ceramic-on-ceramic total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H* 2013; 227: 833–846
- Al-Hajjar M, Fisher J, Tipper JL et al. Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. *Proc Inst Mech Eng H* 2013; 227: 535–534