

AE-Session beim Sektionentag DKOU

Aktuelle Implantattechnologie
evidenzbasiert genutzt *(Abstracts)*

2017



DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR ENDOPROTHETIK

Eine Sektion der



DGOU

Deutsche Gesellschaft für
Orthopädie und Unfallchirurgie

AE-Session beim Sektionentag DKOU am 24.10.2017

14:30 – 16:00 Uhr

Messe Berlin – Großer Saal

Aktuelle Implantattechnologie evidenzbasiert genutzt

Organisation: H. Windhagen
Vorsitz: F. Gebhard, K.-D. Heller

14:30 - 14:45 Uhr

1. Metall, Keramik, PE - Tribologie in der Hüftendoprothetik: Alles geklärt? M. Morlock

14:45 – 15:00 Uhr

2. Kurzschaft, Gradschaft, anatomischer Schaft: Freie Wahl oder gibt es Empfehlungen? G. v. Lewinski

15:00 – 15:15 Uhr

3. Knie-TEP-Verankerung bei Revision und schlechten Knochenverhältnissen
- Stem, Zement, Sleeve, Cone? C. Perka

15:15 – 15:30 Uhr

4. Acetabuläre Revision: Rekonstruktion kavitärer und segmentaler Defekte H. Reichel

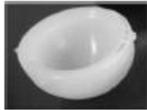
15:30 – 15:45 Uhr

5. KTEP Design und Kinematik: Unterschiede in Radien, Konformität
und Rotation/Pivot T. Calliess

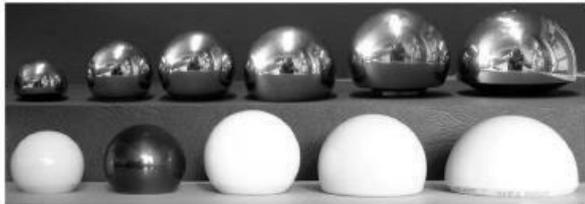
15:45 – 16:00 Uhr

6. Megaimplantate und Femurersatz: Systemunterschiede und
Portfolioempfehlung R. v. Eisenhart-
Rothe

Bearing material



Polyethylene - Metal
Polyethylene - Ceramics

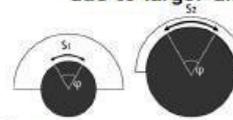


PE: Head size



Intrinsic Design conflict with PE (hard/soft):

→ larger head diameter causes more wear due to larger distance travelled



Livermore JBJS 1990; Fisher J Eng in Med 1991
Fisher J Eng in Med 1991
Lachiewicz CORR 2009
Zietz C JBJS 2012
Barr C AAOS 2013

Charnley!

PE: Head size

Lachiewicz et al., CORR 2009:

“We found no association between femoral head size and the linear wear rate in highly cross-linked PE, but observed an association between larger (36- and 40-mm) head size and volumetric wear rate and total volumetric wear. Although the linear wear rate of PE was not related to femoral head diameter, there was greater volumetric wear (156.6 mm³/year) with the 36- and 40-mm heads. Pending long-term studies of large head sizes, we advise caution in using larger femoral heads in young or active patients and in those with a low risk of dislocation.”

Status Bearing Materials Hip 2017

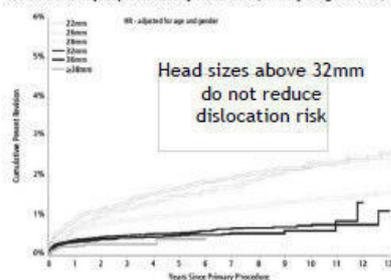
“....our analysis confirms that choice of head size is an important factor in determining revision outcome. For both metal-on polyethylene and ceramic-on-polyethylene bearing choices, higher failure rates are seen with larger head sizes.

Importantly, the data indicates head sizes of 36mm and above are associated with increasingly higher failure rates.



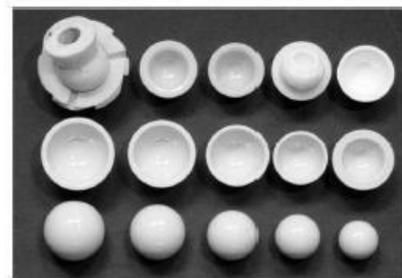
Dislocation rate vs. Head size

Figure D3: Cumulative Percent Revision for Dislocation of Primary Total Conventional Hip Replacement by Head Size (Primary Diagnosis OA)



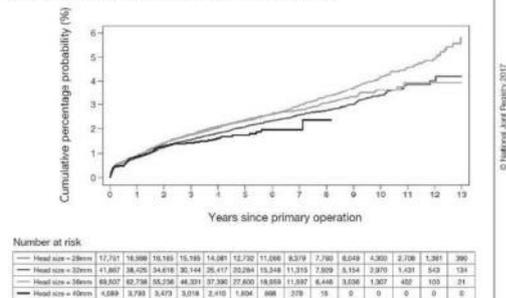
Bearing material

•Ceramics - Ceramics



CoC: Head Size

(f) Ceramic-on-ceramic uncemented metal shells with ceramic liners



Ce: Head Size



■ HIP The incidence of noise generation arising from the large-diameter Delta Motion ceramic total hip bearing

S. M. McDonnell,
G. Boyce,
J. Baré,
D. Young,
A. J. Shimmin

From Melbourne
Orthopaedic Group
Research
Foundation,
Melbourne, Australia

Noise generation has been reported with ceramic-on-ceramic articulations in total hip replacement (THR). This study evaluated 208 consecutive Delta Motion THRs at a mean follow-up of 21 months (12 to 35). There were 141 women and 67 men with a mean age of 59 years (22 to 84). Patients were reviewed clinically and radiologically, and the incidence of noise was determined using a newly described assessment method. Noise production was examined against range of movement, ligamentous laxity, patient-reported outcome scores, activity level and orientation of the acetabular component. There were 142 silent hips (68%), 22 (11%) with noises other than squeaking, 17 (8%) with unreproducible squeaking and 26 (12%) with reproducible squeaking. Hips with reproducible squeaking had a greater mean range of movement ($p < 0.001$) and mean ligament laxity ($p = 0.004$), smaller median head size ($p = 0.01$) and decreased mean acetabular component inclination ($p = 0.02$) and anteversion angle ($p = 0.02$) compared with the other groups. There was no relationship between squeaking and age ($p = 0.13$), height ($p = 0.263$), weight ($p = 0.323$), body mass index ($p = 0.643$), gender ($p = 0.07$) or patient outcome score ($p = 0.422$). There were no revisions during follow-up. Despite the surprisingly high incidence of squeaking, all patients remain satisfied with their hip replacement.

Status Bearing Materials Hip 2017

- All modern bearing materials show quite similar low revision rates up to 15 years (if MoM >32mm are excluded)
- Limitation: “Best” (dislocation / wear / friction) head size depends on material chosen
 - Me-XPe 28-32mm
 - Ce-XPe 28-32mm
 - Ce-Ce 32-36mm
- Tribology has come a very long way since the original Charnley days

Status Bearing Materials Hip 2017

- “Wear” is not the issue anymore, which dominates the longevity of a joint (at least for the first 15 years)
- Wear “disease” -> Taper “disease”

Table R2 Revision Hip Replacement by Reason for Revision

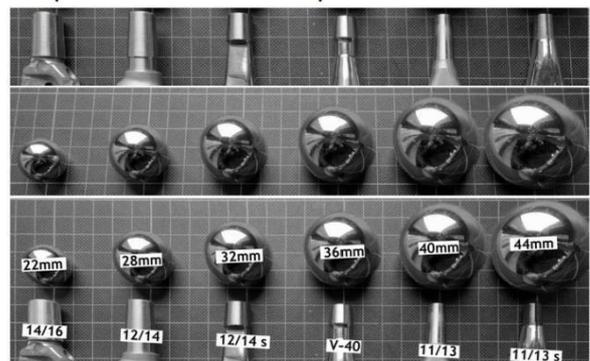
Reason for Revision	Revision of Known Primary		All Revisions	
	Number	Percent	Number	Percent
Loosening	5180	24.0	24325	39.2
Infection	3357	15.6	9457	15.2
Prosthesis Dislocation	3789	17.6	8816	14.2
Fracture	3692	17.1	6900	11.1
Lysis	692	3.2	3782	6.1
Metal Related Pathology	2108	9.8	2483	4.0

Status Bearing Materials Hip 2017

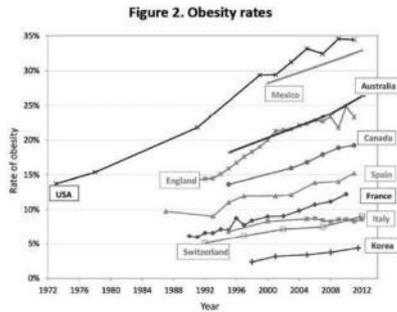
- “Wear” is not the issue anymore, which dominates the longevity of a joint (at least for the first 15 years)
- Wear “disease” -> Taper “disease”

Why?

Taper and head size development



Loading development



Note: Age- and gender-adjusted rates of obesity and overweight, 2005 OECD standard population. Measured height and weight in Australia, England, Korea, Mexico and the United States, self-reported in other countries. Source: OECD analysis of health survey data.



■ HIP

Raised levels of metal ions in the blood in patients who have undergone uncemented metal-on-polyethylene Trident-Accolade total hip replacement

P. Craig,
G. Bancroft,
A. Burton,
S. Collier,
P. Shaylor,
A. Sinha

From Cranbrook Chase Hospital, Mid Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, United Kingdom

The issues surrounding raised levels of metal ions in the blood following large head metal-on-metal total hip replacement (THR), such as cobalt and chromium, have been well documented. Despite the national popularity of uncemented metal-on-polyethylene (MoPE) THR using a large-diameter femoral head, few papers have reported the levels of metal ions in the blood following this combination. Following an isolated failure of a 44 mm Trident-Accolade uncemented THR associated with severe wear between the femoral head and the acetabulum in the presence of markedly elevated levels of cobalt ions in the blood, we investigated the relationship between modular femoral head diameter and the levels of cobalt and chromium ions in the blood following this THR.

A total of 68 patients received an uncemented Trident-Accolade MoPE THR in 2009. Of these, 43 patients (23 men and 20 women, mean age 67.0 years) were recruited and had levels of cobalt and chromium ions in the blood measured between May and June 2012. The patients were then divided into three groups according to the diameter of the femoral head used: 12 patients in the 28 mm group (controls), 18 patients in the 38 mm group and 13 patients in the 40 mm group. A total of four patients had identical bilateral prostheses in situ at phlebectomy: one each in the 28 mm and 36 mm groups and two in the 40 mm group.

There was a significant increase in the mean levels of cobalt ions in the blood in those with a 38 mm diameter femoral head compared with those with a 28 mm diameter head ($p = 0.013$). The levels of cobalt ions in the blood were raised in those with a 40 mm diameter head but there was no statistically significant difference between this group and the control group ($p = 0.152$). The levels of chromium ions in the blood were normal in all patients.

The clinical significance of this finding is unclear, but we have stopped using femoral heads with a diameter of ≥ 36 mm, and await further larger studies to clarify whether, for instance, this issue particularly affects this combination of components.

Cite this article: Bone Jt J 2014;96-B:43-7.

© P. Craig, M.B.Ch.B., MRCS, MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK
© G. Bancroft, M.B.Ch.B., MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK
© A. Burton, M.B.Ch.B., MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK
© S. Collier, M.B.Ch.B., MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK
© P. Shaylor, M.B.Ch.B., MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK
© A. Sinha, M.B.Ch.B., MRCS, Specialist Registrar in Hip and Knee, Staffordshire NHS Foundation Trust, Cannock, Staffordshire, UK

Example

- Active patient
- 9 years in situ
- Dislocated without warning
- Taper „problem“ - what caused it?



Taper Corrosion

Movement / separation at the taper interface is a prerequisite for the start of mechanically induced tribocorrosion (fretting).

No movement - no problem.

Goal: Prevent (minimize) micromotion at the taper interface!

How?

Taper corrosion

Factors:

- Design
- Assembly
- Load



All factors have to be addressed simultaneously!



Discussion

- Corrosion has been, is, and will always be there, if metals are put in a physiological environment
- Taper corrosion is a problem - but not as big as it is currently made, if large heads and high friction and large levers are omitted
- Ceramic heads reduce the problem greatly
- No single root cause for failure
- Lawyers and patients and surgeons „like“ problems, which can be directly linked to a single factor

Take home

- The currently used tapers are designed for 28mm and 32mm heads and work very well
- They can also fail with 28 and 32mm heads if assembly / loading problems occur
- If you want to use 36mm heads - Ceramics!
- Carefull in Revision
- Success depends on the whole system and not only one aspect!

(Stem&Cup design, head size&material&length, component orientation, offset, approach, surgical technique, contamination, assembly, ...)

Univ. Prof. Dr.habil. Michael M. Morlock, Ph.D.
Leiter, Institut für Biomechanik
Technische Universität Hamburg-Harburg
Denickestraße 15
21073 Hamburg
Tel.: 040 428 78 30 53
morlock@tuhh.de

2. Kurzschaft, Gradschaft, anatomischer Schaft: Freie Wahl oder gibt es Empfehlungen?

Gabriela von Lewinski

Die Ziele der Hüftendoprothetik sind vielfältig. Neben dem Hauptziel der Schmerzfreiheit spielt vor allem die sofortige und langfristige Stabilität eine wichtige Rolle. Weitere Anforderungen sind der Knochenerhalt, die Rekonstruktion von Anatomie und Physiologie/Krafteinleitung sowie die Möglichkeit zur eventuellen Revision. Eine Vielzahl von Prothesentypen, die unterschiedliche Verankerungskonzepte verfolgen sind auf dem Markt. Im folgenden Betrag soll es um die zementfreien Kurzschäfte, Gradschäfte und anatomische Schäfte gehen.

Kurzschäfte zeichnen sich primär einmal dadurch aus, dass sie kürzer als die Standardschäfte sind. Sie unterscheiden sich aber in ihren Designs und damit in ihren Verankerungshöhen und Prinzipien, was wiederum Auswirkungen auf die Biomechanik hat. Der Gradschaft ist symmetrisch und verankert sich in den einzelnen Zonen des Markraums. Die Hauptverankerung wird durch einen formschlüssigen Kontakt in der Frontalebene erzielt. Der anatomische Schaft ist ein Gradschaft, der zusätzlich das Ziel hat dem Femurmarkraum volumetrisch zu folgen bzw. in der Form des Schaftkörpers als Gegenstück abzubilden.

Neben diesen unterschiedlichen Schafttypen gibt es aber unterschiedliche Patiententypen, die sich durch unterschiedliche Anatomien, Belastungsformen und Ansprüche auszeichnen. Gerade bei den jüngeren Patienten finden sekundäre Coxarthrose in Folge von kongenitalen Hüftdysplasien, Morbus Perthes, E.c.f oder postraumatischen Veränderungen. Häufig finden sich aber auch Patienten, die im Kindes- oder Jugendalter eine Umstellungsoperation im Bereich des Femurs erhalten haben. Aber auch ohne, dass Voroperationen oder angeborene Deformitäten vorliegen gibt es verschiedene Formtypen des Femurs wie z.B. die Varianten nach Dorr, die Wahl des Schafttypes beeinflussen.

So wie sich die Schafttypen so haben sich die auch die Patientenanforderungen in den letzten Jahrzehnten geändert. Nicht für jeden Schaft gibt es klinische und radiologische Langzeitstudien, die uns Auskünfte über die Langlebigkeit der einzelnen Prothesenschäfte geben kann. Aber mittlerweile sind eine Vielzahl von Prothesen mittlerweile in biomechanischen Untersuchungen, DEXA- und RSA-Studien evaluiert worden, die uns Auskünfte über die knöcherne Verankerung geben können. Neben der stabilen Primärverankerung spielt im Langzeitverlauf das sogenannte Stress-Shielding für den Knochenabbau eine entscheidende Rolle. Dieser Knochenabbau durch Stress-Shielding findet sich zumeist im proximalen Anteil des Femur bzw. auch der Trochantorregion, die der Ansatzpunkt der Glutealmuskulatur ist, welche wiederum für die Funktion der Hüfte

entscheidend ist. Gerade bei Revisionsoperationen ist dann diese für die Funktion der Hüfte entscheidende Region der Hüfte gefährdet. Aber auch im Falle bei Prothesen, die volumetrisch diese Region ausfüllen, kann es im Wechselfall hier zu einem funktionsrelevanten Knochenverlust kommen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nicht jeder Schafttyp für jedes Femur geeignet ist. Es ist sinnvoll sich mit den zur Verfügung stehenden Langzeitergebnissen, biomechanischen, DEXA- und RSA Untersuchungen auseinanderzusetzen, um daraus Schlüsse für die Verankerungshöhe der einzelnen Prothesendesigns zu ziehen. Erst dann ist eine Implantatauswahl / Beratung der Patienten unter Berücksichtigung der patientenindividuellen Anatomie und den individuellen Ansprüchen des Patienten machbar.

Prof. Dr. med. Gabriela von Lewinski
Leitende Oberärztin
DIAKOVERE Annastift gGmbH
Orthopädische Klinik der
Medizinischen Hochschule Hannover (MHH)
Anna-von-Borries-Straße 1-7
30625 Hannover
Tel.: 0511 53 54 526
Gabriela.Lewinski@diakovere.de

3. Knie-TEP-Verankerung bei Revision und schlechten Knochenverhältnissen - Stem, Zement, Sleeve, Cone?

Carsten Perka, Ufuk Sentürk, Philipp von Roth

Der massive Knochenverlust von Femur und Tibia ist eine der großen Herausforderungen der Revisionsendoprothetik.

Im Prinzip stehen drei Möglichkeiten zur Knochenrekonstruktion zur Verfügung. Der Defekt kann wiederaufgebaut (mit strukturierten oder nicht-strukturierten Allografts), durch Zement verstärkt bzw. ausgesteift (reinforced), oder aber durch Metall augmentiert werden. Für die Augmentationstechniken stehen je nach Lokalisation fest am Prothesenstiel befestigte Aufsteckhülsen (Sleeves), frei positionierbare Konen (Cones) oder aber ebenfalls fest am Implantat zu verankernde Keile oder Quader (Wedges) zur Verfügung. Alle metallischen Augmentate sind im Prinzip in der Lage, die abstützende Funktion sowohl des zuvor zerstörten kortikalen als auch des spongiösen Knochens zu übernehmen.

Während Augmentate seit Jahrzehnten verfügbar sind, hat die Verwendung von Sleeves und Cones in den letzten fünf Jahren deutlich zugenommen. Wesentliche Unterscheidung beider Komponenten ist die entweder stabile Fixierung am Prothesenstiel oder aber die Möglichkeit der freien Positionierung (Cones). Sleeves sind daher immer implantatbezogen, während Cones nahezu mit jeder Knieendoprothese kombiniert werden können.

Bezüglich der Defektgröße kommen Sleeves und Cones ab dem Defekttyp IIa der AORI Klassifikation zum Einsatz [1]. Im Allgemeinen werden Sleeves für etwas kleinere Knochendefekte verwendet und Cones für etwas größere Defekte. So sind die Hauptindikation für Sleeves die Typen IIa und IIb-, für die Cones die Typen IIb+ und III. Cones können auch bei kleineren Knochendefekten eingesetzt werden. Im Regelfall ist dann jedoch eine zusätzliche, zum Teil ausgedehntere Knochenresektion notwendig.

Die bisherigen Ergebnisse von Revisionsoperationen mit Sleeves sind exzellent. Während die Untersuchung von AGARWAL et al. 2 % Lockerungen zeigte [2], konnten ALEXANDER et al. [3] und BARNETT et al. [4] in ihren Untersuchungen (bei jedoch jeweils kurzfristigem Untersuchungszeitraum) keine aseptische Lockerung finden. Bei den Anwendern von Sleeves wird immer wieder der Verzicht auf die Stiele diskutiert. Gottsche et al. mussten in Ihrer Untersuchung jedoch feststellen, dass Patienten, die mit Sleeve aber ohne Stiel revidiert worden waren, in über 50% der Fälle eine varische oder valgische Gesamtbeinachse

außerhalb des Zielbereichs von 3-7° aufwiesen [5]. Die Autoren empfehlen daher bei Sleeves immer auch einen Stiel zu verwenden.

Bezüglich der Cones liegen bisher Resultate, insbesondere der Tantalum-Cones, vor. Auch hierbei werden exzellente Resultate berichtet. So konnte bei Implantation von 60 *tibialen* Cones, welche bei Revisionsknieendoprothesen verwendet werden, in einer Arbeit der Mayo Clinic (Rochester/USA) ein Survival von 95% nach durchschnittlich sechs Jahren nachgewiesen werden [6]. Drei der 66 Cones mussten wegen einer aseptischen Lockerung revidiert werden, jeweils eine aufgrund einer Infektion und einer periprothetischen Fraktur.

In einer Arbeit über die Verwendung von Cones für die *femorale*n Defekte aus der gleichen Klinik fand sich eine Überlebensrate von 96% mit der aseptischen Lockerung als Endpunkt bei insgesamt 159 verwendeten Cones mit und einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von fünf Jahren. Hierzu ist anzumerken, dass in dieser Arbeit alle aseptischen Lockerungen (4%) jeweils in Verbindung mit einem gekoppelten Scharnierknie (sog. Hinge Knie) beobachtet wurden [7].

Durch die Verwendung von Sleeves und Cones erfährt die frühere Standardversorgung, d. h. die Verwendung zementfreier oder zementierter Stiele, in Kombination mit metallischen, an der Prothese fixierten Wedges, einen Paradigmenwechsel. Die Einteilung in Fixationszonen nach Morgan-Jones et al. - Zone I (unmittelbar gelenknah), Zone II (metaphysär) und Zone III (diaphysär) - rückt dabei in den Mittelpunkt [8]. Im Wesentlichen wird durch die Verwendung von Cones und Sleeves eine Verschiebung aus der Fixation in der Zone III in die Zone II vorgenommen. Auch eine Verbesserung der Verankerung in der Zone I in der Fixation ist oftmals zu erreichen. Es ist also zu postulieren, dass in den nächsten Jahren die verwendeten Stiele deutlich kürzer werden und deren Anzahl abnehmen wird.

Heute werden sowohl zementierte als auch zementfreie Stiele zur Fixation der Prothese eingesetzt. Vorteile der zementierten Stiele sind die unmittelbare Fixation, die Möglichkeit des Zusatzes von Antibiotika zum Zement, die Anpassung an eine unregelmäßige Form des Markraumkanals und die Verwendung im Regelfall kleinerer Konstrukte. Zementfreie Schäfte können bei der Ausrichtung helfen, jedoch wird durch die Position des Markraums auch die endgültige Komponentenposition wesentlich mit beeinflusst. Sie sind jedoch im Regelfall leichter zu entfernen. Wesentlicher Nachteil in der Literatur ist der beschriebene Schmerz am Stielende (end of stem pain) [9].

In der Zusammenfassung ist festzustellen, dass sich die Knochenrekonstruktion in der Knie totalendoprothetik in den letzten Jahren dramatisch verändert hat. Die Verwendung von Allografts sowohl in der strukturierten Form als auch als „morselised allograft“ geht deutlich zurück. Auch Zement ist als Defektfüller allenfalls für kleine Defekte (bis etwa 0,5 cm) noch die Methode der Wahl. Die wesentliche Fixation wird heute durch die Verwendung von Cones und Sleeves erreicht, wodurch die Fixation in der Zone II eine überragende Bedeutung erlangt. Wesentliche Eigenschaft der Cones und der Sleeves ist deren poröse Oberfläche, so dass eine direkte Integration in den Knochen möglich ist. Gegenüber den allogenen Knochen liegt ein weiterer Vorteil in der hohen Stabilität der Konstrukte. Gegenwärtig werden diese bevorzugt mit kurzen oder mittellangen zementierten Schäften verwendet.

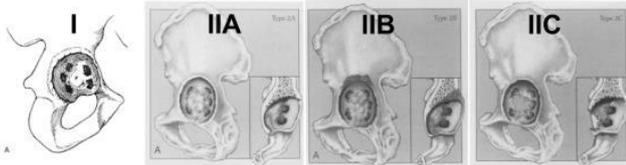
1. Engh GA, Ammeen DJ. Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. Instr Course Lect. 1999;48:167-75.
2. Agarwal S(1), Azam A, Morgan-Jones R. Metal metaphyseal sleeves in revision total knee replacement. Bone Joint J. 2013 Dec;95-B(12):1640-4.
3. Alexander GE, Bernasek TL, Crank RL, Haidukewych GJ. Cementless metaphyseal sleeves used for large tibial defects in revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2013
4. Barnett SL, Mayer RR, Gondusky JS, Choi L, Patel JJ, Gorab RS. Use of stepped porous titanium metaphyseal sleeves for tibial defects in revision total knee arthroplasty: short term results. J Arthroplasty. 2014 Jun;29(6):1219-24. Apr;28(4):604-7
5. Gøttsche D, Lind T, Christiansen T, Schrøder HM. Cementless metaphyseal sleeves without stem in revision total knee arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 2016 Dec;136(12):1761-1766.
6. Kamath AF, Lewallen DG, Hanssen AD. Porous tantalum metaphyseal cones for severe tibial bone loss in revision knee arthroplasty: a five to nine-year follow-up. J Bone Joint Surg Am. 2015 Feb 4;97(3):216-23.
7. Potter GD 3rd, Abdel MP, Lewallen DG, Hanssen AD. Midterm Results of Porous Tantalum Femoral Cones in Revision Total Knee Arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2016 Aug 3;98(15):1286-91.
8. Morgan-Jones R, Oussedik SI, Graichen H, Haddad FS. Zonal fixation in revision total knee arthroplasty. Bone Joint J. 2015 Feb;97-B(2):147-9.
9. Mihalko WM, Whiteside LA. Stem pain after cementless revision total knee arthroplasty. J Surg Orthop Adv. 2015 Summer;24(2):137-9.

Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka
Ärztlicher Direktor
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Charité - Universitätsmedizin Berlin
Campus Charité Mitte
Charitéplatz 1
10117 Berlin
Tel.: 030 450 51 50 62
carsten.perka@charite.de

4. Azetabuläre Revision: Rekonstruktion kavitärer und segmentaler Defekte

Heiko Reichel

Kavitäre (contained) Defekte – Paprosky Typ I-II



Paprosky, J Arthropl 1994

- Pfannenmigration:** Keine oder weniger als 3 cm
- Kranialer Pfannenrand:** Intakt oder kl. Randdefekt <1/3
- Pfannenboden:** Intakt o. ausgedünnt, außer IIC
- Pfeiler:** Intakt oder tragfähig

Kavitäre (contained) Defekte – Paprosky Typ I-II

Rekonstruktionsmöglichkeiten:

- Abstützschale + zementierte Pfanne
- Impaction grafting + zementierte Pfanne
- Größere Pressfit-Pfanne
Sonderform: „Jumbo-Cup“ (≥ 60/66 mm)

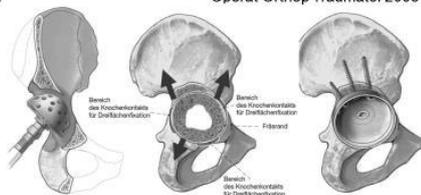
OP-Technik: Revision m. gr. Pressfit-Pfanne



Bernd Fink, Alexandra Grossmann¹

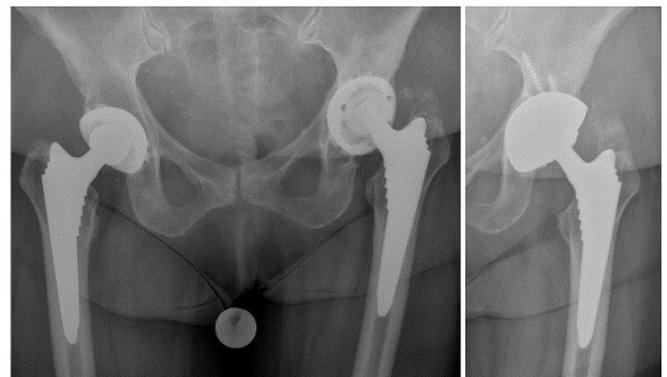
Operat Orthop Traumatol 2008

Semizirk. Pressfit od. Dreiflächenfixation:
Anterior
Posterior
Inferior



Sparsames Anfräsen unter Erhalt der posterioren Säule
Mind. 50% Kontakt mit autochthonem Knochen
Press-fit notwendig, keine „line-to-line“ Fixation!

74 J, weibl, Typ IIA-Defekt



62 mm Pressfit cup + min. Bone grafting

„Jumbo-Cup“: M ≥ 66 mm, F ≥ 62 mm bzw. Original-Ø +10 mm

Mittel- bis langfristige Ergebnisse der Pfannenrevision mit gr. Pressfit-Cups

Autor	Jahr	FU	n	Größe mm	Asept. Lockerung	ULR Aseptisch	ULR Gesamt	Luxation
Jasty, Clin North	1998	10 a	19	> 70	1			
Dearborn, J Arthropl	2000	7 a	18	> 66	-	100%		21%
Hendricks, JBJS Am	2006	13,9a	12	> 66	-	100%		
Whaley, JBJS Am	2001	7,2 a	89	> 62	2	98%	93%	12%
Patel, J Arthropl	2003	10 a	36	> 62	2	92%	92%	5%
Fan, J Arthropl	2008	5,5 a	47	> 64	1		94%	
Lachiewicz, JBJS Am	2013	8,1 a	108	> 62/66	4	97%	93%	9%
Gustke, J Arthropl	2014	16 a	196	> 62/66	5	96%		4%
von Roth, JBJS Am	2015	20 a	89	> 62/66	7	88%	83%	12%
Eigene Ergebnisse	2004-2009	5,5 a	130	> 62/66	5	96%		

Segmentale (uncontained) Defekte - Paprosky Typ III

Paprosky, J Arthropl 1994



Ergänzung d. „pelvic discontinuity“: Weeden & Schmidt J Arthropl 2007

- Pfannenmigration:** Superolateral > 3 cm Superomedial > 3 cm
- Pfannendach:** Nicht tragfähig 10-2 h Nicht tragfähig 9-5 h
- Pfannenboden:** Nicht tragfähig Nicht tragfähig
- Pfeiler:** Tragfähig Tragfähig

Segmentale (uncontained) Defekte - Paprosky III-“IV“

Rekonstruktionsmöglichkeiten:

- Abstützschale + Allograft
- Oblong-Pfanne
- Individualimplantat (custom made)
- Modulare Pfannensysteme
- Cup-Cage-Konstrukt

Modulare Pfannensysteme

2. Generation poröser Pfannen (z.B. TMT, Zimmer)



Dreidimensionales interkonnektives Tantal-Gerüst

- Höhere Friktion zwischen TMT und Knochen
→ höhere initiale Stabilität Foggie, Annual Meeting 1998
- Höhere Porosität der Oberfläche (80% Vol.anteil, 2-3x höher)
→ besserer Knocheneinwuchs Hacking, J Biomed 2000
- Steifigkeit/ E-Modul ähnlich wie spongöser Knochen
→ natürlichere Krafteinleitung Cohen, Am J Orthop 2002

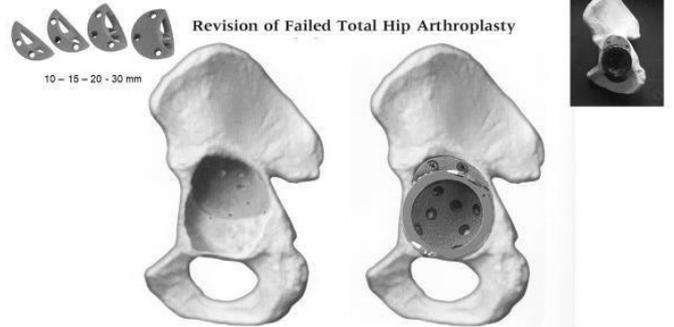
Hochporöse Metalle zum Defektersatz (versch. Hersteller)

Produkt (Firma)	Modulus (Gpa)	Porengröße (µm)	Porosität (%)	Friktionskoeffizient
Trabecular Metal (Zimmer)	1,5 – 3,1	440	80	0,98
Titanium (Stryker)	115**	546	72	1,05*
Regenerex (Biomet)	1,9	300	67	*
Biofoam (Wright Medical)	2,7 115**	530/200	67	0,56
Gripton (DePuy)	115**	300	63	1,2
Striktite (Smith&Nephew)	115**	200	60	*
Trabecular Titanium (Lima)	115**	640	65	1,09

* Keine publizierten Daten ** basierend auf Substrat-Modulus

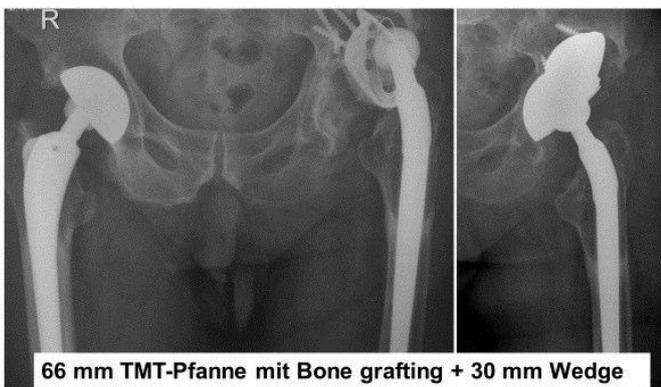
B. Levine, Advanced Engineering Materials, 2008

Wann sind Augmente notwendig?



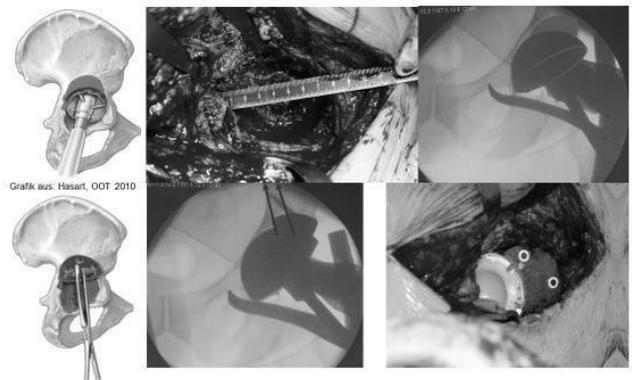
Uncontained → Contained-Defekte !

78 J, männl, Typ IIIA Defekt



66 mm TMT-Pfanne mit Bone grafting + 30 mm Wedge

Segmentaufbau mit Wedges: Operative Technik



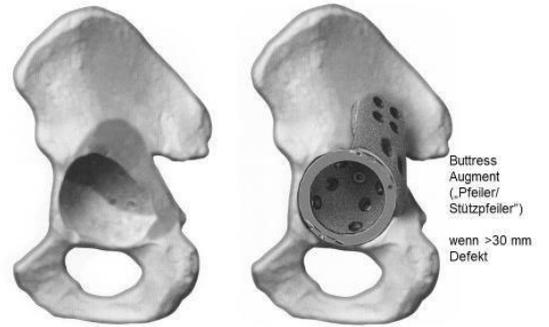
Grafik aus: Hasart, OOT 2010

71 J, männl, IIIA Defekt, luxiert + infiziert



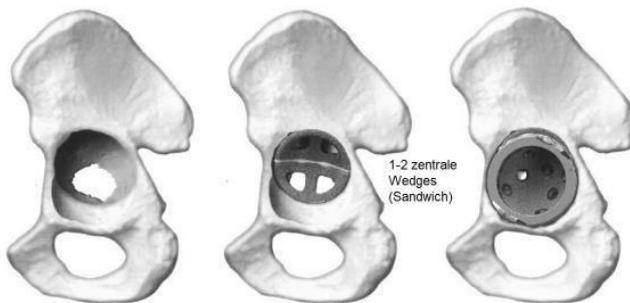
64 mm TMT cup + 15 mm Wedge + 40 mm Kopf

Ausgedehnter segmentaler IIIA-Defekt



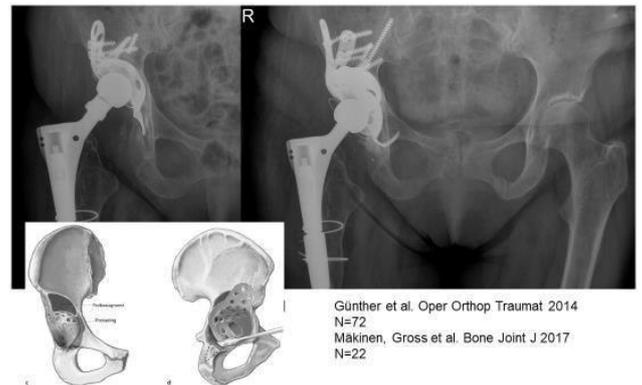
Buttress Augment („Pfeiler/Stützfeiler“) wenn >30 mm Defekt

Ausgedehnter segmentaler IIIB-Defekt



1-2 zentrale Wedges (Sandwich)

Off-label use: TMT + Burch-Schneider-Schale



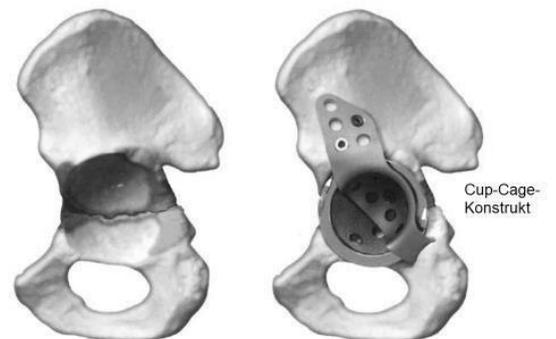
Günther et al. Oper Orthop Traumat 2014 N=72
Mäkinen, Gross et al. Bone Joint J 2017 N=22

Off-label use: TMT + zementierte PE-Pfanne



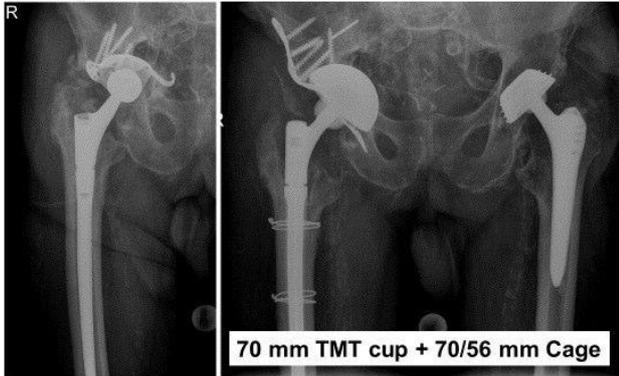
Gehrke et al. Hip Int 2013 N=46
Mahmoud et al. J Arthropl 2017 N=104

Beckendiskontinuität („Paprosky IV“, Gross V)



Cup-Cage-Konstrukt

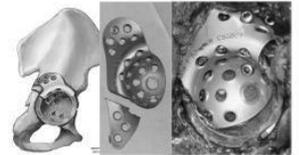
81 J, männl, infiz. Pfannendislok. 2 J n. HTEPW



Aktuelle Weiterentwicklungen

- Half Cup-Cage-Technik

N=27, FU 5 J, keine Lockerungen
Sculco, Lewallen et al. JBJS Am 2017



- Double-Cup-Konstrukt

N=20, FU 2,4 J, keine Lockerungen
Webb et al. J Arthropl 2017



Früh- bis mittelfristige Ergebnisse des modularen TMT-Systems

Autor	Jahre	FU	N	Indikation Paprosky	Aseptische Lockerung (n)	Survival aseptisch	Dislokation
Nehme, CORR	2004	2,6 a	16	IIA-IIIB	0	100%	
Weeden, J Arthropl	2007	2,8 a	43	IIIA/B	0	100%	
Siegmeth, CORR	2009	2,9 a	34	IIA-IIIB	2	94%	3%
Lingeraj, JBJS	2009	3,5 a	23	IIIA/B	1	96%	9%
Fernandez, J Arthropl	2010	6,1 a	34	IIIB-IIIB	0	100%	
Del Galzio, CORR	2012	5(-9) a	37	IIIA	1	97%	13%
Abolghasemian, BJJ	2013	5,5(-9) a	34	IIIA/B	3	91%	
Whitehouse, CORR	2015	7,3(-11) a	40	IIA-IIIB	3	92%	
Jenkins, BJJ	2017	5(-10) a	58	IIA/B	2	97%	
Eigene Ergebnisse	2007-2016	5,5(-10) a	78	IIIB-IIIB	4	95%	8%

Vorteile des modularen Revisionskonzepts

- Azetabuläre Präparation technisch „straightforward“
- Große Knochen-Implantat-Kontaktfläche
- Intraoperative Variabilität (keine Sonderanfertigung)
- Rekonstruktion des Drehzentrums
- Erhalt des M. gluteus medius
- Vermeidung struktureller Allografts in Lastzone
- Geringere Reinfektionsrate bei TMT?

Nachteile / Bedenken

- Noch keine Langzeitergebnisse
- Potentielle Abriebentwicklung an der Grenzfläche
- Potentielle Schwächung des vorderen/ hinteren Pfeilers
- Kein biologischer Wiederaufbau des Knochenlagers

Prof. Dr. med. Heiko Reichel
 Ärztlicher Direktor
 Orthopädische Universitätsklinik am RKU
 Oberer Eselsberg 45
 89081 Ulm
 Tel.: 0731 177 1101
 heiko.reichel@rku.de

5. KTEP Design und Kinematik: Unterschiede in Radien, Konformität und Rotation/Pivot

Tilman Calliess

Mittlerweile findet sich ein schier unendliches Angebot an Knieprothesenmodellen auf dem Markt aus denen der Chirurg für seine Versorgung wählen kann. Obwohl sich die Designs auf den ersten Blick immer weiter annähern und ähneln, betreibt die Industrie einen hohen Aufwand unterschiedliche Designmerkmale als Alleinstellung herauszustellen. Für den Anwender ist es zunehmend schwierig den Überblick zu behalten und die tatsächliche Relevanz der Features zu bewerten. Unabhängige vergleichende wissenschaftliche Arbeiten sind Mangelware und die Evidenz entsprechend gering. Dennoch erfordern unterschiedliche Designphilosophien ein tiefgründiges konzeptionelles Verständnis und besondere Operationsalgorithmen, so dass sich der Chirurg mit der von ihm benutzten Prothese entsprechend gut auskennen muss. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die wesentlichen Konzepte gegeben werden und klinisch relevante Unterschiede in Bezug auf die Biomechanik und den klinischen Einsatz angesprochen.

Femorale Prothesengeometrie

Im klassischen Verständnis der Kniegelenkskinematik wurde zunächst von einem sich im Bewegungsablauf dynamisch verändernden Drehzentrum des Kniegelenks im Femur ausgegangen. Um diesem Modell zu entsprechen, weisen die ursprünglichen Prothesenformen stets unterschiedliche Radiengeometrien im Verlauf der dorsalen Kondylen auf, sogenannte Multiradius, oder J-Curve Designs. Allerdings zeigen sowohl klinische, wie auch biomechanische Studien, dass insbesondere abrupte Radiensprünge im mittleren Beugebereich zu Instabilitäten und einem pathologischen anterioren Gleiten des Femurs auf der Tibia führen können. Deshalb zeigen zahlreiche Weiterentwicklungen der femoralen Prothesengeometrie heute eine feinere Abstufung der Radiendifferenzen.

Neuere Untersuchungen zur Kniegelenkkinematik gehen zuletzt eher von einer fixierten Flexions-Extensions-Achse und einem konstanten Radius im aktiven Bewegungsbereich von 10-110° Flexion aus, also einem Single-Radius Konzept. Auch hierzu finden sich zahlreiche Prothesendesigns auf dem Markt – einige mit einem singulären Radius über den gesamten Bewegungszyklus, andere nur im aktiven Flexionsradius. Einige Studien unterstreichen eine physiologischere Kinematik und verbesserte Mid-Flexion Stabilität der Single-Radius Designs, doch die Evidenzlage ist dünn. Dem Konzept der Bandisometrie folgend ist es aus biomechanischer Sicht entscheidend, dass dieser Radius möglichst nahe der physiologischen Flexions-Extensions-Achse positioniert wird.

Die überwiegende Mehrzahl der Prothesen weist eine Radiensymmetrie von der lateraler zur medialen Kondyle auf. Zuletzt sind jedoch auch Konzepte vorgestellt worden, die eine Asymmetrie entweder zu Gunsten medial, oder lateral aufweisen, um die natürliche Rotationskinematik zu unterstützen. Nach der aktuellen Datenlage anatomischer Betrachtungen des Kniegelenkes zeigt sich allerdings eine große Heterogenität an Radiendifferenzen im Kniegelenk, so dass kein Design herausgearbeitet werden kann, das Grundsätzlich näher der natürlichen Anatomie ist, als andere. Somit kann es im Einzelfall sein, dass für Patient A die Prothese A die anatomischste Lösung darstellt und für Patient B die Prothesengeometrie B. Eine dreidimensionale Vorplanung am individuellen Kniemodell erscheint hier als interessantes Entscheidungstool für die Zukunft.

Abgesehen von dieser Radius-Diskussion bleibt festzustellen, dass nach unserem aktuellen Verständnis der wesentliche Schlüssel zur endoprothetischen Rekonstruktion der Kniegelenkskinematik und der Stabilität in mittlerer Beugung in der möglichst anatomischen Wiederherstellung der Gelenkflächen des Femurs liegt. Es ist evident, dass eine Anhebung der Gelenklinie beispielhaft zu einer Verkürzung des Hebelarms der Kniestreckung und zu einem Anstieg des retropatellaren Drucks führt. Ein Verlust an posteriorem Kondylenoffset bedingt ein reduziertes femorales Rollback und kompromittiert damit die Beugefähigkeit. Da trotz der angesprochenen Radiendifferenzen die konkreten Unterschiede der Femurgeometrien letztendlich im Millimeter Bereich liegen, ist auf Seiten des Femurs die akkurate Operationstechnik von entscheidenderer Bedeutung als das vorliegende Implantatdesign zu sehen.

Tibiale Rotationskinematik

Unabhängig davon, wie anatomisch die femorale Oberflächengeometrie rekonstruiert wird, kann dennoch mit einem endoprothetischen Ersatz keine natürliche Kniekinematik reproduziert werden. Durch den Verlust des vorderen Kreuzbandes wird die a.p. Stabilität wie auch die Rotationskinematik des Kniegelenkes wesentlich verändert. Außerdem erfordert das nicht elastische Onlay biomechanische Kompromisse im Vergleich zu den mobilen und elastischen Menisci. Daraus ergibt sich der Konflikt, wie ein Prothesendesign die verlorengegangene a.p. Stabilität zurückgeben kann, aber dennoch die natürliche Rotationskinematik und das femorale Rollback aufrechterhalten kann. Dies wird letztendlich durch das Onlaydesign definiert, wo es interessanter Weise die größten konzeptionellen Unterschiede im Knieprothesendesign gibt.

Grundsätzlich zu unterscheiden sind eine niedrige bzw. hohe Inlaykonformität zum Femur. Die niedrig konformen Inlays ermöglichen eine hohe Rotationsfreiheit und ein femorales Rollback ohne dass der femorale Kondylenradius dafür reduziert werden muss. Gleichzeitig lassen sie unterschiedliche Rotationsmuster zu, wie sie bei verschiedenen Bewegungsmustern auch

physiologisch auftreten. Allerdings geben diese Designs keinerlei a.p.-Stabilität zurück. Dies muss über die verbliebenen Bandstrukturen (Erhalt und Balancing des hinteren Kreuzbandes) kompensiert werden. Der tibiale Slope dient als Einstellparameter für die a.p. Stabilität.

Demgegenüber wird bei hoher Konformität eine hohe a.p.-Stabilität gesichert. Allerdings wird gleichsam die Rotationsfreiheit und der Rollback beschränkt. Die natürlichen Rotationspattern können nicht nachempfunden werden, bzw. wird die Rotation durch ein anteriores Gleiten des Femurs geschaffen. Die perfekte Balancierung des HKB ist weniger erfolgskritisch, die Beugefähigkeit jedoch mehr vom tibialen Slope beeinflusst.

Um die inhärenten Nachteile beider Techniken zu adressieren wurde in Bezug auf die hoch konformen Inlays alternativ das Mobile Bearing Konzept vorgestellt – ein hochkonformes Inlay, dass auf der tibialen Plattform rotieren kann. Allerdings befindet sich dieser Rotationspunkt stets im Kondylenzentrum und ist damit nicht physiologisch. Die tatsächliche Rotationskinematik ist vom tibialen Slope abhängig und wenig vorhersagbar. In Bezug auf die niedrig konformen Inlays wurden Posterior Stabilized Prothesen entwickelt um ein geführtes posteriores Rollback zu schaffen. Diese Kinematik ist Beugeabhängig fest definiert und unabhängiger vom Slope. Durch den zusätzlichen Verlust eines medialen Stabilisators (hinteres Kreuzband) zeigt die in-vitro und in-vivo Kinematik dieser Prothesen jedoch ein teilweise unvorhersagbares Rotationsmuster.

Ein weiteres Konzept, den Konflikt aus a.p.-Stabilisierung und hoher (physiologischer) Rotationsfreiheit zu verwirklichen sind die sogenannten Medial Pivot oder Medial Stabilized Designs. Die Inlaykonfiguration zeichnet sich durch eine asymmetrische, hoch konforme mediale und niedrig konforme laterale Geometrie aus. Hierdurch wird eine hohe a.p.- und Rotationsstabilität im medialen Kompartiment gesichert und lateral eine nahezu freie Rotation um den medialen Pivot-Punkt ermöglicht. Diese geführte Rotationskinematik lässt sich in-vitro als auch in-vivo nachweisen und auch therapeutisch bei pathologischen Rotationsmustern nutzen. Allerdings zeigt sich ein zum nativen Gelenk reduzierter medialer Rollback bedingt durch die hohe Konformität und auch der interpersonell unterschiedlichen Rotationskinematik ist nur bedingt Rechnung getragen.

Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in den heutigen Knieprothesendesigns deutliche Unterschiede, insbesondere in Bezug auf die a.p.-Stabilität und Rotationsfreiheit bestehen. Es ist entscheidend, dass der Operateur die Eigenheiten seines Kniesystems dahingehend genau kennt, da sich aus den unterschiedlichen Philosophien und Designmerkmalen Besonderheiten für die operative Prothesenausrichtung, insbesondere für den tibialen Slope ergeben. Hoch konforme Designs erscheinen Verzeihender für die Balancierung als niedrig konforme Designs, wobei durch Beschränkung der Rotationsfreiheit

die Kinematik im Kniegelenk stärker beeinflusst wird. Für die Zukunft ist eine der spannenden Fragen, für welchen Patienten welches Designkonzept evtl. am erfolgversprechendsten sein könnte. Diese Frage ist nach der aktuellen Datenlage nicht zu klären.

Interessenskonflikt:

Der Autor ist als Consultant im Bereich Produktentwicklung und Education für folgende Prothesenhersteller in einem befristeten Consultingvertrag tätig: Stryker, Microport, implantcast.

Priv.-Doz. Dr. med. Tilman Calliess
Leiter der Sektion für Tumororthopädie
Department für Endoprothetik und Rekonstruktive Chirurgie
DIAKOVERE Annastift gGmbH
Orthopädische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH)
Anna-von-Borries-Str. 1-7
30625 Hannover
Tel.: 0511 53 54 593
tilman.calliess@diakovere.de

6. Megaimplantate und Femurersatz: Systemunterschiede und Portfolioempfehlung

Peter M. Prodinge, Rüdiger von Eisenhart-Rothe

Neben der herausragenden Stellung im Bereich der Tumororthopädie erlangen Megaprothesen zunehmend Bedeutung für die Revisionsendoprothetik. Sie erlauben die Rekonstruktion und das extremitätenerhaltende Vorgehen auch bei massiven Knochendefekten und sind unverzichtbarer Bestandteil des Armentariums im Revisionsfall geworden. Trotz der breiten Anwendung bleiben die berichteten Komplikations- und Versagensraten jedoch hoch. Die Analyse der Versagensursachen lässt grob eine Unterteilung in mechanische und nicht-mechanische Versagensursachen zu, unter diesen nimmt einerseits das Weichteilversagen (Funktionsverlust) und die Lockerung, andererseits der Infekt eine herausragende Bedeutung ein. Dabei kann jedem Versagenstyp ein spezifischer Prothesenbauteil zugeordnet werden. Die technisch korrekt durchgeführte Operation vorausgesetzt ist für das Weichteilversagen die muskuläre Anbindung an die Prothese, für die Lockerung die Verankerungstechnik über den Stem und für den Infekt die Oberflächenbeschaffenheit bzw. ggf. die Beschichtung der Prothese entscheidend.

Bis heute haben sich einige, vollwertige Systeme für den Ersatz des proximalen Femurs auf dem Markt etabliert, deren klinische Resultate, soweit verfügbar, in etwa vergleichbar sind. Im Detail sind deutliche Unterschiede hinsichtlich der Verankerungstechniken, der Modularität bzw. der Modulverbindungen und der Weichteilanbindung erkennbar, die spezifische Vor- und Nachteile mit sich bringen. In jedem Fall belegen die hohen Versagensraten ein großes Potential für zukünftige Entwicklungen.

Innovative Verbesserungsvorschläge für jeden Bauteil sind durch Quervernetzungen zu bereits funktionierenden Systemen gut möglich. Zusammen mit neuen Erkenntnissen der Grundlagenforschung sollte es bei zukünftigen Systemen möglich sein, den Anteil der Prothesenversager deutlich zu reduzieren.

Prof. Dr. med. Rüdiger von Eisenhart-Rothe
Ärztlicher Direktor
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar der TU München
Ismaninger Str. 22
81675 München
Tel.: 089 41 40 22 71
eisenhart-rothe@ortho.med.tum.de

Informationen zur
AE-Deutsche Gesellschaft für Endoprothetik
und den AE-Veranstaltungen
finden Sie auf unserer Website:

www.ae-germany.com

**AE-Geschäftsstelle
Oltmannsstraße 5
79100 Freiburg
Tel.: 0761 870 70 511
Fax: 0761 870 70 570**