

Ist kürzer wirklich besser?

Philosophie der Kurzschafteendoprothesen

Das Indikationsspektrum zum endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenks wird zunehmend erweitert. Man geht von einem Anteil von etwa 20% Patienten aus, die jünger als 60 Jahre sind. Für diese Patienten, bei denen u. U. mehrere Revisionsoperationen erwartet werden, sind so genannte Kurzschafthprothesen entwickelt worden. Die Nachfrage bei diesen Prothesen steigt; gleichzeitig sinkt das Interesse am Oberflächenersatz erheblich. Unter dem Begriff Kurzschafthprothesen wird eine Vielzahl von Systemen subsumiert; die Unterschiede sind jedoch z. T. erheblich. Es gibt unterschiedliche Versuche, die Kurzschafthsysteme zu kategorisieren. So wird versucht, kurze anatomische Systeme von kurzen gebogenen oder kurzen Geradschaftsystemen zu unterscheiden. Im Folgenden wird eine Klassifikation vorgestellt, die sich an der Resektionsebene orientiert.

Schenkelhalsershaltende Systeme

CUT-Schenkelhalsprothese

Die CUT-Schenkelhalsprothese (Firma ESSKA) wird seit 1998 verwendet. Dabei handelt es sich um einen knochenerhaltenden, metaphysär verankerten zementfreien Hüftschafth ohne Krage. Der Schafth aus einer CoCr-Legierung besteht aus 2 Teilen, dem Prothesenkörper und dem Konusadapter. Der obere Teil der Prothese ist entsprechend der Schenkelhalsanatomie oval geformt. Die Form unterstützt die proximale Krafteinleitung. Der Prothesenschafth wird komplett im Schenkel-

hals verankert. Die Spongiosa sowie der Trochanter major bleiben zur Krafteinleitung und -übertragung erhalten. Der Prothesenkörper stützt sich medial an der Kortikalis und der distal gebogene Prothesenteil lateral an der Kortikalis ab.

Die Krafteinleitung der Prothese erfolgt intratrochantär, besonders im Bereich der proximal medialen Femurkortikalis. Dadurch soll es zu einer Vermeidung von „stress shielding“ kommen. Durch die ovale Stielform und den gewählten Centrum-Collum-Diaphysen(CCD)-Winkel sollen bei Beanspruchung reduzierte Rotationskräfte entstehen. Eine Rekonstruktion der vorbestehenden anatomischen Situation wird durch ein modulares System mit 21 verschiedenen Prothesengrößen, 3 Halslängen („short“, „medium“, „long“) sowie 3 Kopfgrößen versucht. Die seitenneutrale Form der Prothese ermöglicht eine beidseitige Versorgung. Für die freie Einstellung von Ante- und Retrorotation stehen die Konusadapter in 10°- und 20°-Winkeln zur Verfügung. Die unterschiedlichen Halslängen des Konusadapters dienen der Anpassung der Beinlänge. Dennoch sind bei diesem Prothesentyp Frühlockerungen zu beobachten. Es scheint u. a. einen Zusammenhang zwischen zu großzügiger Schenkelhalsresektion und aseptischer Lockerung zu geben. Problematisch ist oftmals die Revision, da es zu größeren ossären Defekten im Bereich des Trochanters kommt [9].

Spiron-R-Schenkelhals-schraubenprothese

Die Spiron-Prothese (Fa. AMTS) wurde 2001 eingeführt. Es handelt sich um ein

nichtmodulares, proximal verankertes Implantat. Zum Einbringen der Prothese ist ausschließlich die Entfernung des Hüftkopfs notwendig. Der Schenkelhals bleibt vollständig erhalten. Durch die Schraubenstruktur und das selbstschneidende Gewinde ist ein kraftkontrolliertes Implantieren der Prothese möglich und es wird ein fast vollständiger Prothesen-Knochen-Kontakt erreicht.

Die Primärstabilität der Prothese wird durch den konischen Grundkörper erwartet. Diese konische Schraubverankerung greift im distalen Schraubenabschnitt in spongiöses Knochengewebe, im proximalen Abschnitt in die Kortikalis. Die Verankerung wird neben der Gewindefixierung von einer konischen Verklebung unterstützt. Diese wird durch die konische Grundform erzeugt sowie durch die kontinuierliche Verdichtung des Knochens über die gesamte Prothesenlänge. Zusätzlich wird die Primärstabilität durch Einlagerung der beim Eindrehen weggeschnittenen Knochenespäne in den Wendeln erhöht.

Die Rotationssicherheit der Prothese ist über die konische Grundform mit der entsprechenden Verkeilungstendenz gegeben. Erhöht wird die Stabilität über die einschneidende, zahnartige Oberflächengestaltung an der Unterseite des Kragens. Jedoch ist eine Rotationsinstabilität bei einem konischen Gewinde nahezu unmöglich. Trotzdem kann es wie bereits erwähnt durch geringe Rückdrehung des Schraubgewindes zu Lockerungen kommen.

Eine Nachvarisierung soll durch die plane Auflage des Kragens auf den Schenkelhalsstumpf vermieden werden. Die

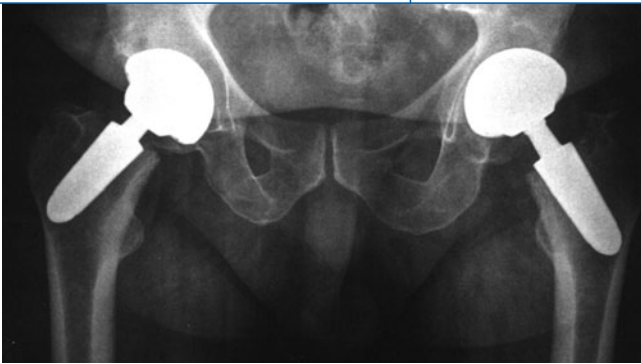


Abb. 1 ◀ Implantation der Silent-Prothese. (Mit frdl. Genehmigung der Firma DePuy, Kirkel)



Abb. 3 ◀ Nanos-Prothese



Abb. 2 ▲ Hüftprothesenschaft C.F.P. („collum femoris preserving“, Fa. Waldemar Link)

Prothese steht in 4 verschiedenen Größen sowie in jeweils mindestens 2 verschiedenen Längen zur Verfügung.

Silent

Das Silent-Implantat (Fa. DePuy) wurde in einer kleinen Serie ab 2003 implantiert (▣ **Abb. 1**). Nach Abschluss dieser Serie wurde das Implantat für ausgewählte Operateure nach entsprechender Schulung zur Verfügung gestellt. Die Philosophie des Implantats ist:

- Erhalt des natürlichen Knochens am Schenkelhals (und Azetabulum),
- nahezu natürliche Krafterleitung,
- Freiheit bei der Wahl der Gleitpaarung.

Von Seiten des Herstellers wird Wert darauf gelegt, dass es sich um eine Prothese für ein ausgewähltes Patientenkontinuum handelt (Indikationen, Knochenqualität, biologisch junge Patienten), die Operationstechnik anspruchsvoll ist (Positionierung) und dass es ein dezidiertes Ausbildungsprogramm für Anwender

gibt. Das Implantat sei primär sehr stabil im gesunden Knochen zu verankern. Die Frästechnik selbst ist durch die einfachen Instrumente unkompliziert und schnell zu erlernen. Dennoch sollte der Anwender über sehr viel Erfahrung verfügen und die Indikationen keinesfalls überziehen.

Indikationen

Das Silent™-Microimplantat ist für Patienten indiziert, die aufgrund einer primären oder sekundären Arthrose eine Hüftendoprothese benötigen.

Kontraindikationen

Das Silent™-Microimplantat ist in folgenden Fällen kontraindiziert:

- schlechte Knochenqualität im Schenkelhals,
- signifikante Deformität bzw. Knochenverlust im Bereich des Schenkelhalses, wie z. B. Osteoporose,
- ausgeprägte Anteversion des Schenkelhalses (mehr als 20°),
- anatomischer CCD-Winkel von weniger als 120°,

- Männer über 65 Jahre,
- Frauen über 60 Jahre,
- Adipositas,
- aktive lokale oder systemische Infektion,
- vorangegangene Strahlenbelastung am Hüftgelenk,
- Morbus Paget,
- muskuläre oder neuromuskuläre Beeinträchtigungen bzw. vaskuläre Defekte im betroffenen Bein.

Schenkelhalsteilerhaltende Systeme

Hüftprothesenschaft C.F.P. („collum femoris preserving“)

Hierbei handelt es sich um den ursprünglich von Francesco Pipino in Italien 1978 entwickelten Schaft. Dieser ist seit 1999 in Deutschland im Einsatz und wird von der Fa. Link vertrieben (▣ **Abb. 2**). Der Schaft ist ein metadiaphysär verankerter zementfreier Hüfterschaft, wahlweise mit und ohne Krage. Die Prothese ist aus Titan gefertigt. Aufgrund der reduzierten

Knochenresektion werden der Schenkelhals und die proximale Spongiosa erhalten. Der C.F.P.-Schaft ist anatomisch geformt. Die Prothese berücksichtigt die physiologische Anteversion des Schenkelhalses. Zusätzlich wird durch die mediale Abstützung am Adam-Bogen sowie die Einbettung im spongiösen Knochen eine stabile Verankerung im medialen proximalen Femurbereich gewährleistet. Die Kraftübertragung auf die mediale Kortikalis wird durch den Kragen unterstützt; die biomechanische Notwendigkeit des Kragens wird jedoch angezweifelt. Da die Femurgeometrien insbesondere im Bereich des Adam-Bogens sehr unterschiedlich sind, ist die Prothese als rechte und linke Ausführung in jeweils 5 Größen und 2 Krümmungsversionen erhältlich. Eine Anpassung an die vorliegende individuelle anatomische Situation des jeweiligen Patienten soll durch Schenkelhalswinkel von 117 und 126° sowie durch verschiedene Kopf- und Halslängen gewährleistet werden.

Schenkelhalsprothese Nanos

Die Nanos-Hüftprothese (Fa. S&N) ist seit 2004 im Einsatz (■ **Abb. 3**). Es handelt sich um einen knochenerhaltenden, metaphysär verankerten zementfreien Hüfterschaft ohne Kragen aus einer Titanschmiedelegerung. Der Prothesenschaft ist leicht gebogen und im Querschnitt trapezförmig. Die Form unterstützt die Primärstabilität und die proximale Krafteinleitung. Der Prothesenschaft soll rein metaphysär im Schenkelhals verankert werden. Die Spongiosa im Bereich der Metaphyse sowie der Trochanter major bleiben zur Krafteinleitung und Kraftübertragung erhalten. Ein verjüngter und polierter Schenkelhals soll zur Optimierung des Bewegungsumfangs dienen. Die polierte distale Spitze ist leicht abgewinkelt und abgerundet, um ein Anwachsen des Knochens zu vermeiden.

Durch die Fixierung im Bereich des Schenkelhalses kommt es zu einer proximal metaphysären Krafteinleitung. Die langstreckige Anpassung der Prothese im Bereich des Kalkars bewirkt eine Verbesserung der Krafteinleitung. Zur Abstützung und Kompensation der Kräfte in Varusrichtung passt sich die Prothese an

der distal-lateralen Seite an die Kortikalis an. Eine Anpassung an die vorbestehende anatomische Situation des jeweiligen Patienten soll durch 9 verschiedene Prothesengrößen erreicht werden.

MiniHip

Der MiniHip-Schaft (Fa. Corin) ist seit 2007 im Einsatz. Bei der Prothesenentwicklung wurde aufgrund von CT-Daten von Patienten, die eine Hüftendoprothese erhalten hatten, ein Kurzschaftdesign mit Erhalt des Schenkelhalses konzipiert [11] Das v. a. im medialen Bereich abgerundete Design soll die femursprengende Wirkung anderer Doppelkonusprothesen (langer Setzpunkt) reduzieren. Ziel des Designs war eine metaphysäre schenkelhalsfüllende Verankerung mit möglichst optimaler Krafteinleitung und -übertragung bei gleichzeitiger Rekonstruktion der individuellen Anatomie des Patienten, ohne dass ein modulares System notwendig wird.

■ Bei der Implantation der MiniHip-Prothese soll die individuelle Patientenanatomie berücksichtigt werden.

Hierbei wird nicht nach einer Standardresektion des Schenkelhalses mit Hilfe hoher Modularität des Implantats die Biomechanik rekonstruiert. Es wird vielmehr mit 9 Implantatgrößen die Schenkelhalsosteotomie individualisiert. Dieses hat den großen Vorteil der geringen Modularität des Implantats. Die Landmarke für die Resektionshöhe am Schenkelhals ist hierbei die Fossa piriformis, da diese Landmarke anders als der Trochanter minor bei allen minimalinvasiven Zugängen optimal einsehbar ist. Bei einer normalen Hüfte erfolgt eine Resektion etwa in der Mitte des Schenkelhalses parallel zur Kopf-Hals-Ebene (■ **Abb. 4**). Bei der valgischen Hüfte wird eine tiefe Resektion in Relation zur Fossa piriformis vorgenommen, was zu einem valgischen CCD-Winkel und einem geringen Offset führt (■ **Abb. 5**). Bei der varischen Hüfte ist eine hohe subkapitale Resektion notwendig, um das bei dieser Hüfte in der Regel hohe Offset rekonstruieren zu können (■ **Abb. 6**).

Orthopäde 2011 · 40:1075–1083
DOI 10.1007/s00132-011-1848-9
© Springer-Verlag 2011

J. Jerosch

Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaft- endoprothesen

Zusammenfassung

Die z. Z. auf dem Markt befindlichen Hüftkurzschaften unterscheiden sich erheblich und lassen sich in schenkelhals-, teilerhaltende und resezierende Systeme differenzieren. In der vorliegenden Arbeit werden die am Markt befindlichen Schäfte vorgestellt. Langzeitergebnisse liegen außer für die Mayo-Prothese noch nicht vor. Die Unterschiede zwischen den Systemen sind erheblich, insbesondere hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der individuellen Anatomie. Es ist sinnvoll, frühzeitig mit DEXA- und RSA-Studien potenzielle Problemschäfte zu identifizieren, bevor es zu großflächigen klinischen Versagern kommt.

Schlüsselwörter

Hüfte · Kurzschaftprothesen · Klassifikation · Designmerkmale · Problemschäfte

Is shorter really better? Philosophy of short stem prosthesis designs

Abstract

The presently available short hip stem designs show significant differences and can be differentiated into those containing the neck, those partially containing the neck and neck resection designs. In this article the currently available designs will be presented. Except for the Mayo stem there are no long-term results available. There are significant differences between the systems especially with respect to reproducibility of the individual anatomy of patients therefore DEXA and DSA studies are needed in order to identify problematic stem designs early before clinical failures are produced in a large number of patients.

Keywords

Hip · Short stem prostheses · Classification · Design features · Problem shafts

Tab. 1 Veränderungen des prä- zum postoperativen Offset, des CCD-Winkels und der Beinlänge der 250 Patienten-hüften

Insgesamt	Mittelwert ± SD
Offsetveränderungen	0,29 cm±0,45
CCD-Winkel-Veränderungen	-0,51°±4,10
Beinlängenveränderungen	0,09 cm±0,36

CCD-Winkel Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel, SD Standardabweichung.

Bei einer multizentrischen Analyse von 250 Patienten wurde das Offset lediglich um 0,28 cm (Standardabweichung [SD] 0,45 cm) erhöht (■ **Tab. 1**). Die durchschnittliche Veränderung des präoperativen CCD-Winkels lag nur bei -0,51°. Die Beinlängendifferenz betrug durchschnittlich lediglich +0,09 cm [12].

COLLO-MIS

Die COLLO-MIS ist eine Neuentwicklung der Fa. Lima und hat bisher noch wenige Anwender gefunden. Der CCD-Winkel liegt bei 135°, was zu einer begrenzten Reproduzierbarkeit der anatomischen Verhältnisse führt. Es gibt 9 Größen und die Halslänge nimmt proportional zur Schaftlänge zu. Der Schaft ist als Konus (8°) geformt.

Schenkelhalsresezierende Systeme

Proxima

Die Proxima-Prothese (Fa. DePuy) ist eine Weiterentwicklung der Stanmore-Prothese, bei der intraoperativ der proximale Femur ausgemessen wird und dann eine individuelle, proximal markraumfüllende Prothese erstellt wurde. Bei der Proxima-Prothese wird dieses Konzept weiter verfolgt. Aufgrund des Designs ist jedoch ein großer Verlust der proximalen Spongiosa gegeben; auch wird der Trochanter major ausgehöhlt. Beides ist für spätere Revisionen eher nachteilig.

Zugankerprothese

Die Zugankerprothese wurde von Nguyen entwickelt. Sie hat ähnliche Nachteile wie die Proxima-Prothese.

Mayo-Schaft

Der Mayo-Schaft (Fa. Zimmer) ist der „Klassiker“ unter den metadiaphysär verankerten Systemen und seit 1985 im Einsatz. Langzeitergebnisse liegen bereits vor (■ **Abb. 7**). Die Mayo-Prothese ist ein knochenerhaltender, proximal verankerter zementfreier Hüftschaft ohne Kragen. Die Prothese ist aus Titan gefertigt. Der Schaft hat eine doppelte Keilform (konisches Design in 2 Ebenen) sowohl in anteriorer/posteriorer als auch in medialer/lateraler Richtung. Die leicht abgewinkelte Schaftspitze dient der Ausrichtung der Prothese und nicht der Fixierung. Die Multipunktverankerung stellt das zentrale Merkmal des Designs dar. Dieses basiert auf der Vorstellung, dass bei ungleichen Femurgeometrien dennoch eine primäre Stabilisation zu erzielen ist. Ein Nachsinken der Prothese wird so theoretisch verhindert; der klinische Alltag zeigt jedoch auch gegen-teilige Erfahrungen.

Eine weitere Anpassung an die vorliegende anatomische Situation soll durch einen CCD-Winkel von 132°, verschiedene Kopf- und Halslängen sowie durch 8 verschiedene Größen gewährleistet werden. Bedingt durch die proximale Verankerung bis in den Bereich des Schenkelhalses nimmt der Prothesenschaft die durch den Schenkelhals vorgegebene Antetorsionsstellung ein [10, 16].

Metha-Schaft

Der Metha-Schaft (Fa. Aesculap) ist seit 2004 im Einsatz (■ **Abb. 8**). Es handelt sich um einen knochenerhaltenden, proximal verankerten zementfreien Hüftschaft ohne Kragen [2, 3, 4, 5, 22, 18]. Der Titanschaft hat ein 3-fach keilförmiges Design (konisches Design in 3 Ebenen). Die konische Form unterstützt die Primärstabilität und die proximale Kräfteinleitung.

Der Metha-Schaft ist so konzipiert, dass ein geschlossener Schenkelhalsring benötigt wird, um eine gute Positionierung und Kraftverteilung im metadiaphysären Bereich zu erreichen. Der erhaltene Schenkelhalsring sollte mindestens 2 mm betragen. Mit der Variabilität dieses Rings kann auch die Beinlän-

Hier steht eine Anzeige.



Hier steht eine Anzeige.



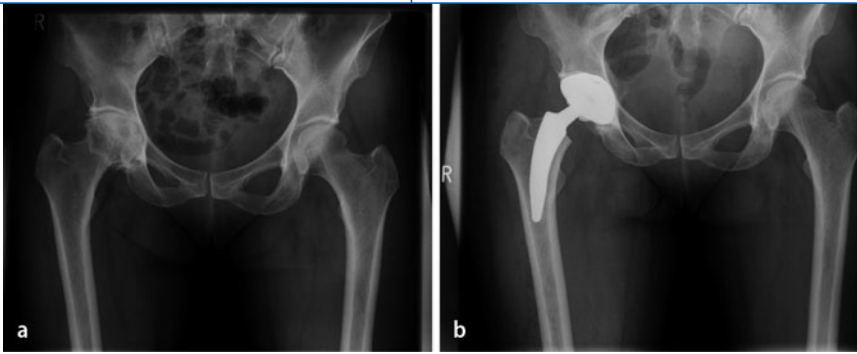


Abb. 4 ▲ Resektion des Schenkelhalses einer normalen Hüfte prä- (a), postoperativ (b)

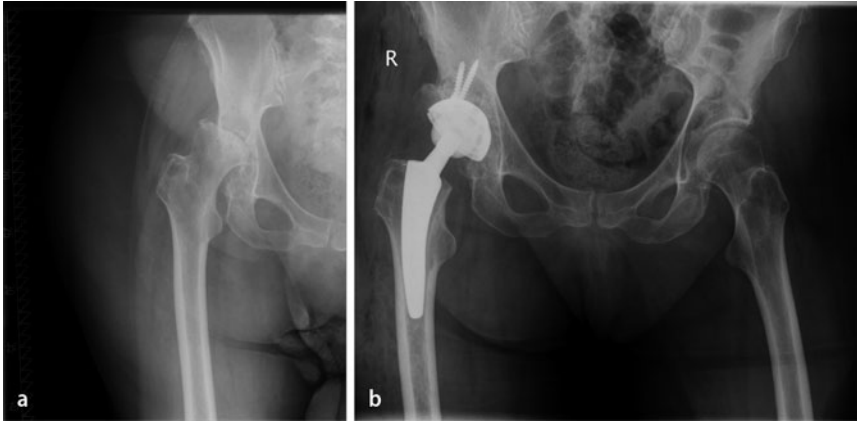


Abb. 5 ▲ Resektion des Schenkelhalses einer valgischen Hüfte prä- (a), postoperativ (b)

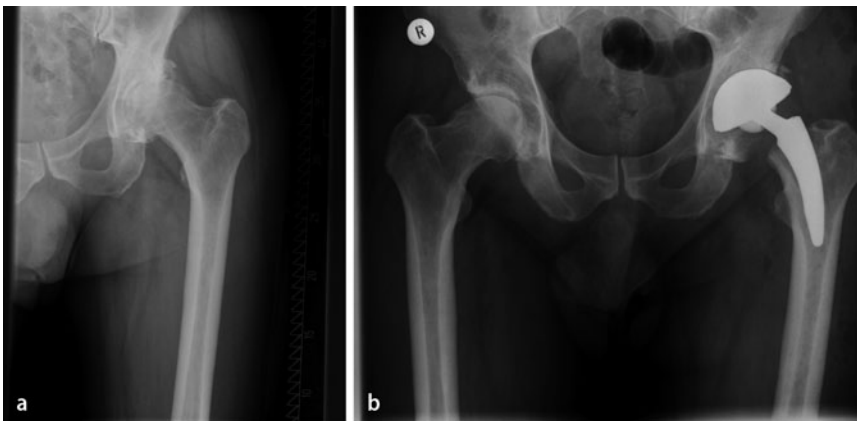


Abb. 6 ▲ Resektion des Schenkelhalses einer varischen Hüfte prä- (a), postoperativ (b)

ge bei Bedarf eingestellt werden. In diesem Ring sucht der Schaft eine kortikale Anlage an mindestens 2 Bereichen und stellt mit der dorsolateralen Anlage der Schaftspitze eine sichere Primärverankerung im Femur dar. Die dorsolaterale Anlage der Schaftspitze ist in erster Linie für eine stabile Primärverankerung notwendig. Die aktuellen Ergebnisse zeigen, dass nach der knöchernen Integration des proximalen Anteils des Schafts die distale Spitze der Prothese keine signifikant höheren Kräfte auf den Kno-

chen überträgt. Die medial-proximale Kontur des Metha-Schafts ist geradlinig und braucht daher keine individuelle Knochenanpassung an den Adam-Bogen. Gemeinsam mit der distal-lateralen Kontur erlaubt der Schaft eine Varus-Valgus-Variabilität. Eine Rekonstruktion der vorliegenden individuellen anatomischen Situation wird durch ein Baukastenprinzip von 7 verschiedenen Prothesengrößen, unterschiedlichen Aufsteckhälften und Prothesenköpfen gewährleistet.

Das Implantatsortiment erlaubt eine Rekonstruktion des CCD-Winkels von 130–140° (bezogen auf die Schaftposition), einen Ausgleich der Beinlänge von 10 mm sowie der Antetorsion von $\pm 7,5^\circ$. Bei diesem nichtmodularen System sind 8 Größen erhältlich.

Indikationsspektrum

- Alter: bis 60 Jahre, bis 70 Jahre mit einer guten Knochenqualität (viele Kliniken mit entsprechender Erfahrung haben diese Grenze bis 85 erweitert);
- BMI: keine Vorgabe;
- CCD-Winkel: 130°, 135°, 140°. Die Erfahrung mit dem Metha-Schaft hat gezeigt, dass die varisch-valgische Bandbreite des Metha-Schafts in der Praxis tatsächlich vermehrt genutzt wird. Diese kann sich von Fall zu Fall zwischen 120° und 155° bewegen; offizielle Vorgaben hierfür gibt es nicht;
- Ante-/Retroversion: +7,5°, 0°, -7,5°.

Kontraindikationen

- Osteoporose (insuffiziente Knochenqualität),
- vorangegangene Operationen (dynamische Hüftkopfschraube, Femurnagel etc.),
- schwere anatomische Femurdeformität – femorale Knochenmorphologie, die die Prinzipien der Metha-Verankerung nicht zulassen,
- erweiterte Hüftkopfnekrose, die in den tragenden Bereich des Schenkelhals hinein ragt,
- sehr schwere Varusdeformität.

Aufgrund von Frakturen des modularen Konusanteiles ist die modulare Version dieser Prothese in die Kritik geraten. Der Firma geht von etwa 4% Konusfrakturen der ursprünglichen Produktreihe aus [8, 14].

Fitmore

Die Fitmore-Prothese (Fa. Zimmer) ist eine schenkelhalsresezierende Prothese, die jedoch auch Wert legt auf die Rekonstruktion der anatomischen Parameter. Während die Nanos- [17] und die MiniHip-Prothese [12] dieses Ziel bei neuen Prothesengrößen durch eine patien-

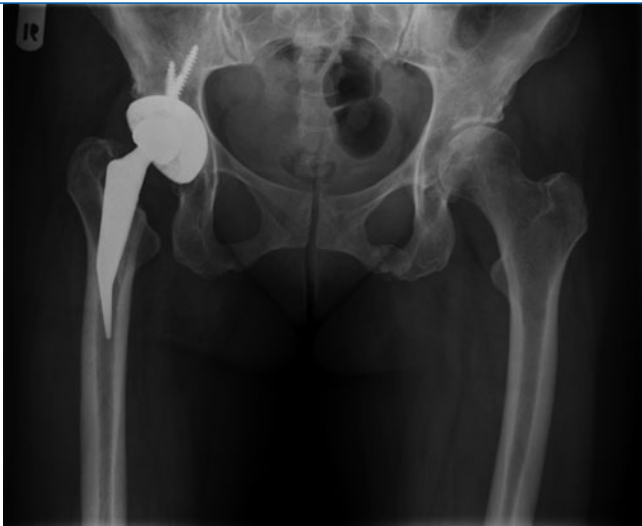


Abb. 7 ▲ Mayo-Prothese



Abb. 8 ▲ Metha-Kurzschaft

tenadaptierte Resektionsebene und entsprechende individualisierte Varus-Valgus-Einstellung der Prothesen erreichen, baut die Fitmore-Prothese auf eine standardisierte Resektionsebene (schenkelhalsresezierend) und erreicht die Adaptation an die individuelle Anatomie mit einer höheren Anzahl von Prothesenschäften (n=56). Die Autoren der Fitmore-Prothesen erkannten auch, dass das Offset unabhängig von der Schaftgröße sein muss und entwarfen 3 unterschiedliche mediale Schaftkurvaturen. Die Primärstabilität wurde durch eine Pressfitfixation sowie ein 3-fach konisch zulaufendes Design erreicht, was eine gleichmäßige Lastenverteilung ermöglicht. Zur Verstärkung des Knochenanbaus wurde eine Porolock®-TI-VPS-Beschichtung für den proximalen Teil gewählt. Die 3 unterschiedlichen Schaftfamilien werden mit jeweils 4 Offsetversionen angeboten. Es gibt kleine Schäfte mit großen Offsets und umgekehrt. Hierdurch wird das Risiko einer unzureichenden Rekonstruktion von Länge und Offset reduziert. Die mediale Kurvatur passt sich an die mediale Kortikalis an und erhöht so die Rotationsstabilität.

Durch das gebogene Schaftdesign ist der Erhalt des Knochens im Bereich des Trochanter major sowie im Bereich der Ansätze der Glutäalmuskulatur gut möglich. Die Fixierung erfolgt wie bei den meisten metadiaphysären Kurzschäften über eine 3-Punkt-Fixation in der a.-p.-Ebene und eine Anlage an eine mediale

Abb. 9 ► Reproduzierbarkeit des Offsets (innerhalb von 2 mm) und des CCD-Winkels (innerhalb von 2°) von 100 Patienten mit Koxarthrose

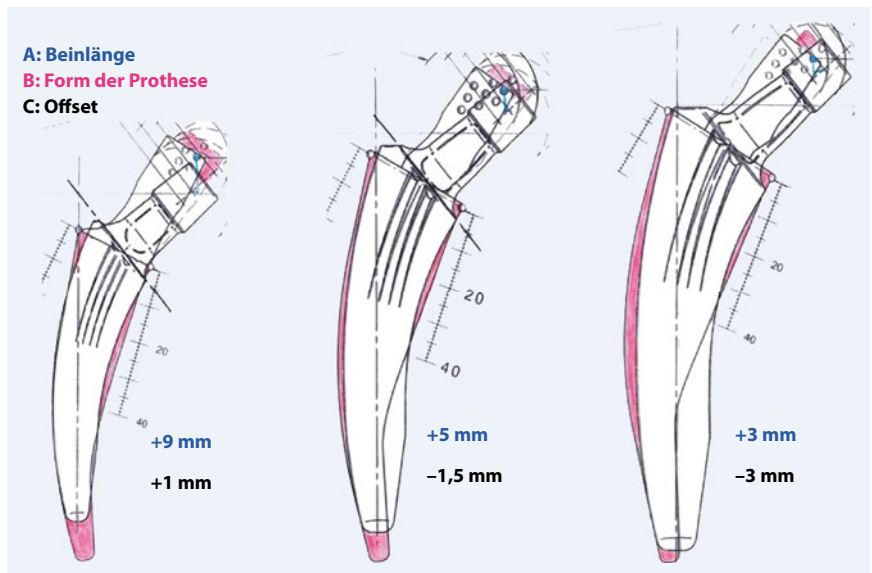
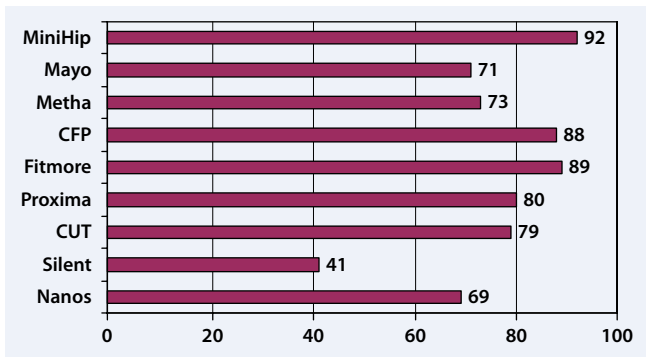


Abb. 10 ▲ Vergleich zwischen einem Kurzschachtsystem mit konstanter Halslänge (rot) mit einem Kurzschachtsystem mit proportional ansteigender Halslänge (weiß). Diese führt dazu, dass es bei kleinen Schaftgrößen zu einer deutlichen Beinverlängerung kommt. Bei großen Schäften reduziert sich die relative Schaftverlängerung, gleichzeitig reduziert sich jedoch das Offset. (Quelle: Thomas Jahnel)

Kurvatur und der lateralen Kortikalis in der mediolateralen Ebene [23].

Unterschiede zwischen den Schaftsystemen

Ein Vergleich der unterschiedlichen Kurzschaffprothesen hinsichtlich der anatomischen Rekonstruierbarkeit der individuellen Hüftgeometrie (Offset/CCD-Winkel/ Beinlänge) zeigt deutliche Unterschiede. Hierbei gilt zu berücksichtigen, dass der mittlere CCD-Winkel bei Patienten, die eine Hüftendoprothese erhalten, etwa 125° und das femurale Offset etwa 35 mm betragen [11]. Zwar versuchen viele Autoren auf die Relevanz der Schenkelhalsosteotomie für die Biomechanik der Prothese hinzuweisen [17], bei Prothesensystemen, die CCD-Winkel von mehr als 130° haben, ist es jedoch kaum möglich, Patienten mit dem einem CCD-Winkel von 125° anatomisch zu versorgen [1, 13].

Unterschiedliche Autoren zeigten, dass die Reproduzierbarkeiten der individuellen Biomechanik mit Kurzschaffendoprothesen sehr differieren [1, 12]. In einer eigenen Studie untersuchten wir die Rekonstruierbarkeit von 100 Koxarthroschüften mit 9 Kurzschaffprothesen [7]. Hierbei wurde evaluiert, in wie viel Prozent der Fälle eine Reproduzierbarkeit des Offsets innerhalb von 2 mm und des CCD-Winkels innerhalb von 2° möglich war. Der CCD-Winkel bei den evaluierten Patienten reichte von 117–149°. Die Ergebnisse variierten zwischen 41 und 92% (■ Abb. 9).

► **Bei den Kurzschaffsystemen gibt es Unterschiede im Detail, die sich jedoch erheblich auf die Hüftgeometrie und -biomechanik auswirken**

Auch der detaillierte Vergleich unterschiedlicher Kurzschaffsysteme zeigt Unterschiede im Detail, die sich jedoch erheblich auf die Hüftgeometrie und -biomechanik auswirken. So gibt es beispielsweise Systeme, deren Halslänge bei allen Größen gleich bleiben, während diese bei anderen Systemen proportional im der Schaftgröße ansteigen. Dieses führt zu erheblichen Änderungen der Biomechanik bei der Implantation (■ Abb. 10). Diese

Designunterschiede führen auch zu völlig anderen Resektionsebenen.

Die Reduktion des Prothesenoffsets durch die meisten Hüftprothesendesigns führt zu einer Instabilität der Hüfte, die dann oft durch einen längeren Kopf ausgeglichen wird. Dieses wiederum führt zu einer Beinverlängerung. So berichten Iagulli et al. [15], dass sogar bei erfahrenen Operateuren bei 410 Patienten nach Hüfttotalendoprothesenimplantation eine mittlere Beinverlängerung von 3,9 mm resultierte. Shiramizu et al. [21] berichten über eine mittlere Beinverlängerung von 3,4 mm, eine Verlängerung von mehr als 12 mm in 5% der Fälle und bei 7% der Patienten über eine symptomatische Beinverlängerung, die eine Absatzerhöhung notwendig machte. Edeen et al. [6] wiesen nach, dass 32% der Patienten einen Beinlängenunterschied wahrnahmen. Diese Beinlängenunterschiede sind nicht selten Gegenstand juristischer Auseinandersetzungen [19, 20].

Fazit und klinische Relevanz

Ob Kurzschaffsysteme wirklich besser sind, ist zum jetzigen Zeitpunkt nicht zu sagen. Die z. Z. auf dem Markt befindlichen Hüftkurzschäfte unterscheiden sich jedoch erheblich und lassen sich differenzieren in schenkelhalterhaltende, -teilerhaltende und -resezierende Systeme. Außer für die Mayo-Prothese liegen keine Langzeitergebnisse vor. Wichtig für die langfristigen Ergebnisse sind die Reproduzierbarkeit der Biomechanik und die dauerhafte Verankerung. Hier gibt es erhebliche Unterschiede zwischen den angebotenen Systemen. Obwohl die meisten der auf den Markt strömenden Kurzschäfte oft viel versprechend sind, ist es sinnvoll, mit DEXA- und RSA-Studien frühzeitig potenzielle Problemschäfte zu identifizieren, bevor es zu großflächigen klinischen Versagern kommt.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. J. Jerosch



Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin, Johanna-Etienne-Krankenhaus Am Hasenberg 46, 41462 Neuss J.Jerosch@ak-neuss.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor weist auf folgende Beziehung hin: Prof. J. Jerosch ist als Referent tätig für die Firmen Biomet, Corin, Implantcast, Smith & Nephew. Er erhält Beraterhonorare von den Firmen Corin, Implantcast.

Literatur

- Babisch J (2011) Kurzschaffprothesen – ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik. Orthopädie im Profil 7:6–8
- Boucher HR, Falez F, Hamden D et al (2007) Redefining total hip replacement for active patients. Orthopedics Today International Supplement Sept/Oct 2007
- Braun A, Sabah A (2009) Two-year results of a modular short hip stem prosthesis – a prospective study. Z Orthop Unfall 147:700–706
- Bücking PK, Feldmann PH, Wittenberg RH (2006) Metha modular short stem prosthesis. Orthop Praxis 42(8):474–478
- Confalonieri N, Manzotti A, Montironi F, Pullen C (2008) Leg length discrepancy, dislocation rate, and offset in total hip replacement using a short modular stem: navigation vs conventional free-hand. Orthopedics 31(10 Suppl 1)
- Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH (1995) Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. Am J Orthop (Belle Mead NJ) 24:347–351
- Grasselli Ch, Jerosch J (2011) Die Rekonstruierbarkeit der individuellen Hüftanatomie mit unterschiedlichen Kurzschaffsystemen – eine radiologische Analyse. 59. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, 28. April–1. Mai 2011, Baden-Baden
- Grupp T, Weik T, Bloemer W, Knaebel HP (2010) Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement – failure mode analysis and influence of implant material. BMC Musculoskelet Disord 1471–2474:11–13
- Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G (2007) Short-stemmed endoprotheses in total hip arthroplasty. Orthopäde 36(4):353–359
- Hagel A, Hein W, Wohlrab D (2008) Experience with the Mayo conservative hip system. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 75(4):288–292
- Jerosch J, Glameyer H (2009) Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaffsystem (Mini-Hip). Orthop Praxis 45:74–81
- Jerosch J, Grasselli C, Kothny C et al (2011) Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metaphysär fixierten Kurzschaffprothese – eine radiologische Untersuchung. Z Orthop Unfall (im Druck)
- Jerosch J, Funken S (2004) Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken? Unfallchirurg 107:475–482
- Kohler S, Ratayski H, Zacher J (2011) Implant-related fractures of the femoral neck cone adapter of a modular short-stem hip prosthesis – patient management and operative technique. Z Orthop Unfall 149(2):185–190
- Iagulli ND, Mallory TH, Berend KR et al (2006) A simple and accurate method for determining leg length in primary total hip arthroplasty. Am J Orthop (Belle Mead NJ) 35:455–457
- Meldrum RD, Willie BM, Bloebaum RD (2003) An assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. Iowa Orthop J 23:103–107

17. Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO et al (2009) Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant. *Orthopedics* 32(10 Suppl): 18–21
18. Milecki M, Kowalczewski J, Wielopolski A et al (2008) Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty-preliminary report. *Chir Narzadwo Ruchu Ortop Pol* 73(4):244–247
19. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA et al (2003) Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 85:2310–2317
20. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS (2001) Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 16:715–720
21. Shiramizu K, Naito M, Shitama T et al (2004) L-shaped caliper for limb length measurement during total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 86:966–969
22. Synder M, Drobniowski M, Pruszczyński B, Sibiński M (2009) Initial experience with short metha stem implantation. *Ortop Traumatol Rehabil* 11(4):317–323
23. Yerasimides JG (2010) Use of the Fitmore® hip stem bone-preserving system for the minimally invasive anterior-supine approach in hip replacement. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 39(10 Suppl):13–16

EFORT 2012

Die Europäische Orthopädie und Unfallchirurgie kommt nach Deutschland



Der EFORT Kongress ist der größte internationale Kongress für Orthopäden und Unfallchirurgen in Europa und zieht mittlerweile Teilnehmer aus über 90 Ländern an. Zum zweiten Mal nach 1995 wird nun im nächsten Jahr der Jahreskongress in Deutschland stattfinden: vom 23. bis 25. Mai 2012 lädt EFORT nach Berlin ein und die Teilnehmer erwartet ein hochkarätiges wissenschaftliches Programm. Es sind mehr als 3.900 Abstracts eingereicht worden, eine neue Rekordzahl in der Geschichte der europäischen Gesellschaft.

Aufgrund der UN Dekade für Verkehrssicherheit wird ein Schwerpunktthema die Behandlung von Verletzungen und Verletzungsfolgen sein, ein zweites aufgrund des European Year for Active Aging 2012 die Behandlung der degenerativen Erkrankungen der Haltungs- und Bewegungsorgane.

Dieser Kongress erlaubt in einer einzigartigen Art und Weise die gesamte Breite des Faches zu erfahren, gewürzt durch unterschiedliche länderspezifische Ansichten und internationale Experten der Spitzenklasse.

Beliebte und bewährte Formate wie Symposia und Instructional Lectures (IL) werden durch interaktive Formate wie z.B. Controversial Case Discussions (CCD) und Expert Meet Experts (ExMEx) Sessions ergänzt. Neue Formate, wie etwa Crossfire Sessions, bei denen zwei gegensätzliche Ansätze zur Problemlösung vorgestellt und diskutiert werden, erlauben kontroverse Diskussionen über unterschiedliche Philosophien mit Meinungen aus verschiedenen Ländern. EFORT's Specialty Societies haben Sitzungen zu verschiedenen Schwerpunktthemen vorbereitet, in denen ausgewiesene Experten ihre Erfahrung mitteilen.

Der eintägige Comprehensive Review Course (CRC) richtet sich vorwiegend an jüngere Kollegen und erlaubt einen kompetenten Überblick über das gesamte Fach an einem Tag.

Wir freuen uns darauf mit Ihnen die internationalen Gäste in der deutschen Hauptstadt begrüßen zu dürfen, die für viele ausländische Kollegen eine besondere Anziehungskraft hat. Wir sind überzeugt, dass es auch für die deutschen Orthopäden und Unfallchirurgen eine einmalige Möglichkeit ist, sich in diesem Rahmen fortzubilden und zudem mit internationalen Ansichten auseinanderzusetzen zu können.

Als EFORTs Kongresspräsidenten freuen wir uns, Sie im Mai 2012 in Berlin begrüßen zu dürfen. Sie finden alle weiteren Informationen auf <http://www.efort.org/berlin2012/>.

*Prof. Dieter C. Wirtz und
Prof. Karsten E. Dreinhöfer*