

Orthopäde 2005 · 34:477–502
DOI 10.1007/s00132-005-0800-2
Online publiziert: 4. Mai 2005
© Springer Medizin Verlag 2005

Rubrikherausgeber

R. Graf · Stolzalpe
D. Kohn · Homburg/Saal
J. Löhr · Hamburg
H.-P. Scharf · Mannheim

Die Beiträge der Rubrik „Weiterbildung · Zertifizierte Fortbildung“ sollen dem Facharzt als Repetitorium dienen und dem Wissensstand der Facharztprüfung für den Arzt in Weiterbildung entsprechen. Die Rubrik beschränkt sich auf gesicherte Aussagen zum Thema.

**Zertifizierte Fortbildung online bei Springer!**

Mit dem in 2004 in Kraft getretenen GKV-Modernisierungsgesetz sind Vertragsärzte wie auch im Krankenhaus tätige Ärzte verpflichtet, sich regelmäßig fachlich fortzubilden. Der Gesetzgeber fordert, dass der Vertragsarzt innerhalb von fünf Jahren 250 Fortbildungspunkte erwirbt und der Nachweis erstmalig bis zum 30. Juni 2009 zu erbringen ist.

Das CME-Angebot mit der gedruckten Zeitschrift und dem Online-Dienst cme.springer.de bietet die Möglichkeit, die Fragen am Ende dieses Beitrags online zu beantworten und somit wichtige Zertifizierungspunkte zu sammeln. Die Teilnahme an diesem Angebot ist Bestandteil Ihres Individualabonnements.

Für diese Fortbildungseinheit erhalten Sie drei Fortbildungspunkte, wenn Sie 70% der Fragen richtig beantwortet haben bzw. Ihr Ergebnis nicht unter dem Durchschnitt aller Teilnehmer liegt. Hinweise zur Bescheinigung und den Lösungen finden Sie online unter cme.springer.de. Reichen Sie Ihre Teilnahmebestätigung zur Erlangung des Fortbildungszertifikats bei Ihrer zuständigen Ärztekammer ein.

Diese Initiative ist zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

Für Rückfragen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung:

Springer Medizin Verlag GmbH
Fachzeitschriften Medizin/Psychologie
CME-Helpdesk, Tiergartenstraße 17
69121 Heidelberg
E-Mail: cme@springer-sbm.com

cme.springer.de

H. Effenberger¹ · M. Imhof² · U. Witzel³ · S. Rehart⁴

¹ Grieskirchen, Österreich · ² Rotkreuz, Schweiz

³ Forschungsgruppe für Biomechanik, Institut für Konstruktionstechnik, Fakultät für Maschinenbau, Ruhr-Universität, Bochum

⁴ Orthopädische Universitätsklinik und Poliklinik Friedrichsheim, Frankfurt am Main

Zementfreie Hüftschäfte

Aktueller Stand

Zusammenfassung

Die optimale Fixierung der zementfreien Hüftschäfte ist für eine dauerhafte Stabilität unabdingbar. Dafür sind Verankerung, Stabilisatoren, Material und Oberfläche von entscheidender Bedeutung. Hinsichtlich der Primärstabilität muss große Rotations-, Axial- und Radialstabilität gegeben sein. Stabilisatoren optimieren die Stabilität. CCD-Winkel und Halsachsenlänge bestimmen den Offset, die Beinlängenveränderung sowie die Lage des Kugelkopfzentrums. Der Hüftstiel (Verankerungsteil der Prothese) hat die Aufgabe der Prothesenfixation und der Gelenkkrafteinleitung in den Knochen. Er wird epiphysär (Femurkopf durch Schalen- bzw. Kappenprothesen umfasst), metaphysär (s. metadiaphysär, zusätzlich Druckscheibenprothese), metadiaphysär (gerade und anatomische Prothesen in Monoblockform mit unterschiedlicher Länge, modulare und Custom-made-Prothesen) und diaphysär (modulare Systeme) verankert. Als Material für die zementfreien Hüftschäfte haben sich Titanschmiedelegerungen durchgesetzt. Die Oberflächen sind vorwiegend korundgestrahlt oder plasmaspraybeschichtet. Metaphysär bzw. metadiaphysär verankerte Schäfte erreichen nach 15 Jahren Überlebensraten von 95–98%. Diaphysär verankerte Implantate haben im mittelfristigen Verlauf Überlebensraten von 92–99%.

Schlüsselwörter

Hüftendoprothetik · Zementfreie Hüftschäfte · Klassifikation · Verankerung · Konstruktion

Cementless stems of the hip. Current status

Abstract

Optimal fixation of cementless stems is a precondition for long-lasting stability. Thus, anchorage, stabilizers, material and surface are of essential importance. To achieve primary stability, good rotational, tilting and axial stability is necessary. Stabilizers such as fins and ribs optimize stability. The CCD-angle and length of neck-axis determine the offset (laterality), leg-length and center of rotation. The stem, is responsible for the fixation of the prosthesis and for transmitting forces to the bone. The types of fixation are epiphyseal (the femoral head is covered by a cup prosthesis), metaphyseal and meta-diaphyseal (with straight or anatomically shaped monoblock-protheses of different lengths, modular and custom-made protheses) and diaphyseal (using predominantly modular systems). Titanium alloys are the predominate material for cementless stems. The surfaces are generally corundum-blasted or plasma sprayed. For metaphyseal and meta-diaphyseal stems, survival rates from 95 to 98% have been reached after 15 years. Diaphyseal-fixed stems have mid-term survival-rates of 92–99%.

Keywords

Hip arthroplasty · Cementless stems · Classification · Fixation · Construction

► Knochen-Implantat-Interface

► Biologische Fixation

Hauptanforderungen an Hüftschäfte sind das Erreichen einer hohen Primärstabilität und die Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums

► Femurosteotomiefläche

► Lateralisation (Offset)

► Antetorsion

Der CCD-Winkel ist am Femur und Implantat als Centrum-/Caput-Collum-Diaphysen-Winkel definiert

Die Stielachse entspricht häufig der Diaphysenachse am Femur

► Resektionsebene

► Druckvorspannung (Pressfit)

Die Druckvorspannung sollte mindestens bis zum Erreichen der Sekundärstabilität durch Osseointegration beibehalten werden

Bei der Verwendung von zementfreien Hüftschäften besteht die Vorstellung, dass das ► **Knochen-Implantat-Interface** – im Vergleich zur Verwendung von Polymethylmethacrylat – dauerhafter sei. Die ausgezeichneten Ergebnisse zementierter Femurprothesen stellen die Anwender von zementfreien Schäften vor die Frage, ob auch diese ► **biologisch fixiert** [47, 59] werden können. Dabei sind die Kriterien

- Verankerung,
- Stabilisatoren,
- Material und
- Oberfläche

von entscheidender Bedeutung.

Die Hauptanforderungen an Hüftschäfte sind das Erreichen einer hohen Primärstabilität (primäre Festigkeit) zwischen Knochen und Implantat und die Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums.

Anatomie des proximalen Femurs. Sie ist ausgesprochen variabel [15], sodass kein Femur dem anderen exakt gleicht.

Die ► **Femurosteotomieflächen** zeigen eine große Varianz, konkrete Muster sind nicht zu erkennen. Ein regelrechter Canal-flare-Index (CFI) [37] liegt bei der Mehrzahl vor, dennoch müssen auch abweichende Formen versorgt werden.

Die ► **Lateralisation (Offset)** des Femurs bewegt sich zwischen 20 mm und 65 mm [1, 37] und steht in direktem Zusammenhang mit dem CCD-Winkel und der Halsachsenlänge. Diese beiden Größen bestimmen den Offset, die Beinlängenveränderung sowie die Lage des Drehzentrums.

Für die ► **Antetorsion** (■ **Abb. 1**) des Femurs werden Winkelunterschiede von 30° und ein CCD-Winkel von 120–130° angegeben. Am Femur und Implantat (■ **Abb. 2, 3**) ist dieser als Centrum-/Caput-Collum-Diaphysen-Winkel definiert.

Die Halsachsenlänge ist durch die Distanz zwischen dem zentralen Schnittpunkt von Halsachse und Stielachse sowie dem proximalen Halsende gegeben. Die Halslänge reicht vom proximalen zum distalen Halsende. Die Stielachse entspricht häufig der Diaphysenachse am Femur. Der Prothesenhals setzt sich aus Konus und Halsteil zusammen.

Das Vorhandensein dieser veränderlichen Größen führt zu einer großen Variabilität der Schenkelhalsgeometrie. Die Probleme bei der Wiederherstellung der ursprünglichen Verhältnisse durch Implantate zeigen sich in der Vielzahl von Hüftschafftmodellen, aufgeteilt in verschiedene Größen.

Die ► **Resektionsebene** ist als historischer Begriff zu werten, der von den zementierten Krageprothesen abgeleitet ist und auch bei zementfreien Schäften verwendet wird. Voraussetzung für die Verwendung eines Krages ist die Übereinstimmung von anatomischer Resektionsebene und proximaler Prothesenkonstruktion hinsichtlich Kragewinkel und seiner Position.

Verankerung

Das zentrale Problem zementfreier Schäfte stellt die primärstabile Verankerung dar. Initial wird die Stabilität durch einen Kraft-Reib-Schluss [55] mit einer ► **Druckvorspannung (Pressfit)** erreicht. Dazu werden Techniken wie die der Verkeilung angewandt. Die Druckvorspannung sollte dabei mindestens so lange aufrechterhalten werden, bis die Sekundärstabilität durch Osseointegration vollzogen ist. Umbau- bzw. Resorptionsvorgänge sowie übermäßige Belastung können die Entwicklung der Sekundärstabilität durch rasche Reduzierung der Druckvorspannung unterbinden.

Kraftübertragung

Bei physiologischer Belastung trifft die Gelenkresultierende im Einbeinstand unter ca. 16° gegen die Senkrechte auf den Hüftkopf [6]. Danach verläuft der Kraftvektor intraossär.

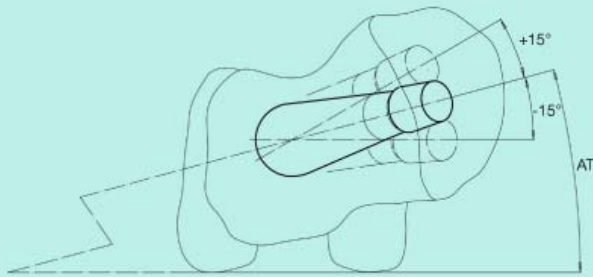


Abb. 1 ◀ **Antetorsionswinkel (AT), durchschnittliche Femurantetorsion: etwa 12–14°**

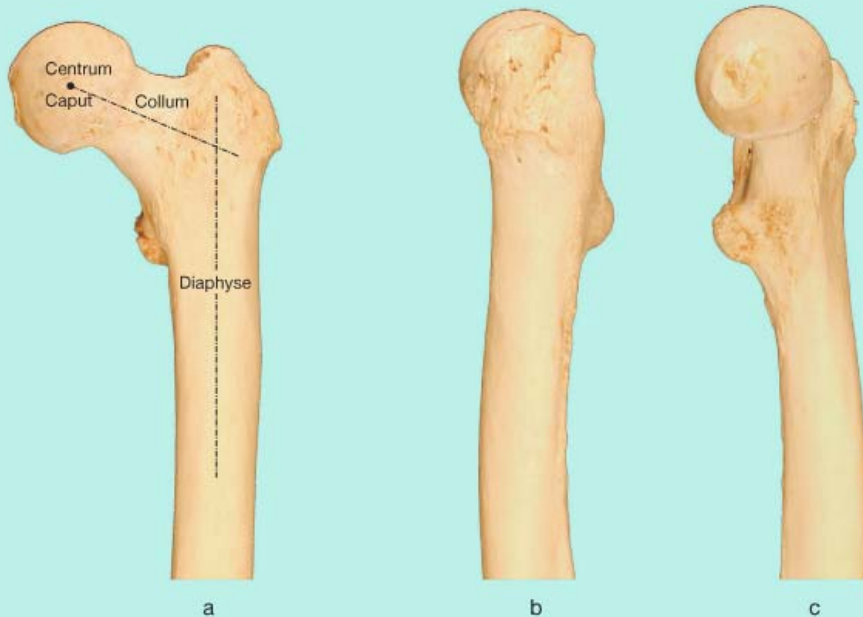


Abb. 2 ◀ **Femur von a vorne, b lateral, c medial**

Beim künstlichen Hüftgelenk werden die Kräfte über den Kugelkopf auf das Implantat übertragen (▣ **Abb. 4**): Im Stand ist der Schaft analog der Femurachse und Krümmung in a.-p. von proximal lateral nach distal medial und in der Seitenansicht von proximal dorsal nach distal ventral geneigt. Neben den beiden Kraftvektoren F_x und F_z existiert somit auch der Vektor F_y , der in dieser Position ein relativ kleines **►Torsionsmoment** bezüglich der Stielachse bewirkt. Aus der Axialkraft (F_z) entstehen Kippmomente und, bedingt durch die Keilform, Radialkräfte nach medial und lateral sowie ventral und dorsal. F_y erzeugt die Rotationskraft (▣ **Abb. 4a**). F_z und F_x bewirken Kippmomente in der Frontalebene. Wenn die Verankerung der Prothese oberhalb der Schnittebene der Resultierenden liegt, ergibt sich eine Rotation des Kopfes nach medial, liegt sie unterhalb, nach lateral (▣ **Abb. 4b**). Im Stand ist die **►Rotationskraft** (F_y) gering und die **►Axialkraft** (F_z) groß (▣ **Abb. 4c**). Mit zunehmender Flexion (▣ **Abb. 4d, e**) wird Erstere größer, Letztere geringer. Im Vergleich zum normalen Hüftgelenk verläuft die Gelenkresultierende, bedingt durch die schlanke Hals- und Stielkonstruktion, medial außerhalb der Prothese und erzeugt neben der Axialbelastung ein **►Biegemoment (Kippmoment)**, das durch radiale Reaktionskräfte, (F_x) des Femurs kompensiert werden muss. Hinsichtlich der Primärstabilität müssen entsprechende Rotations- (Dreh-), Radial- (Kipp-) und Axialstabilität gegeben sein.

Beim Aufstehen aus dem Sitzen und beim Treppensteigen wird, bedingt durch den auf die Prothese einwirkenden Kraftvektor, ein hohes Rotationsmoment übertragen. Die axialen Belastungskomponenten pressen den Stiel in das Femur. Von a.-p. betrachtet entstehen, bedingt durch den Offset, Kippmomente, aber auch von lateral gesehen, aufgrund der Anteversion und Krümmung.

Von Bedeutung ist der **►Wechsel der Stielbelastung**. So entstehen im Stehen, insbesondere im Einbeinstand (Extension), die größten Kippmomente und axialen Belastun-

► Torsionsmoment

► Rotationskraft

► Axialkraft

► Biegemoment (Kippmoment)

Die Primärstabilität kommt durch entsprechende Rotations-, Radial- und Axialstabilität zustande

► Wechsel der Stielbelastung

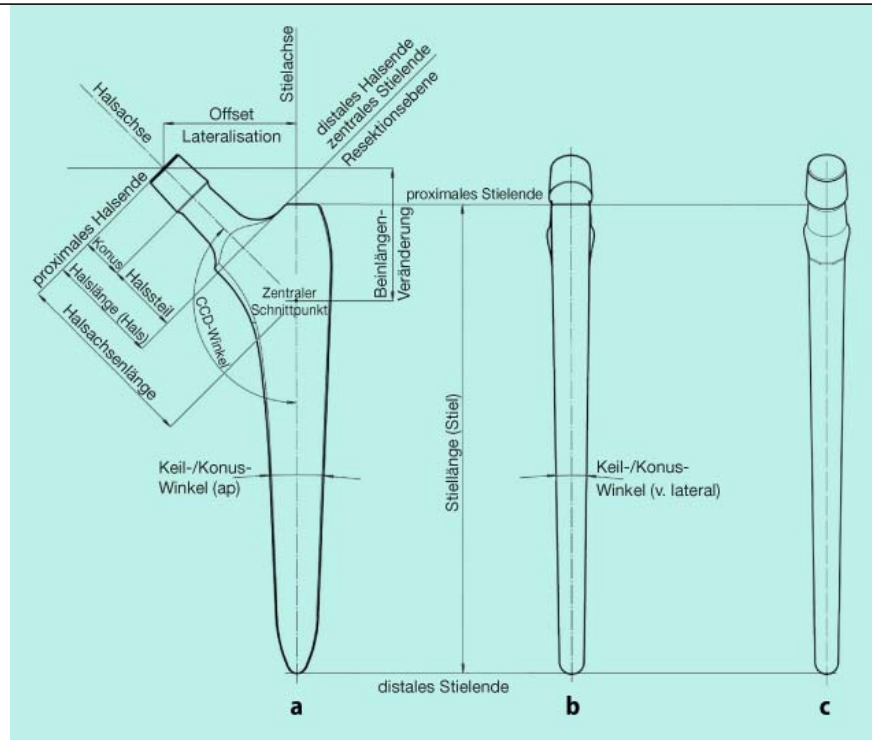


Abb. 3 ▲ Zementfreier Hüftschaft von a vorne, b lateral, c medial

► **Rotationsmoment**

Der Hüftstiel dient der Verankerung und der Weiterleitung der auftretenden Kräfte

- **Stielform**
- **Stiellänge**

Die Prothese muss sich an der Kortikalis großflächig abstützen

- **Unphysiologische Krafteinleitung**
- **Proximaler Knochenverlust**

Formbestimmend für die Prothese sind die Verankerungsart und die anatomiegerechte Gestaltung der Stiele

gen. Diese ändern sich, z. B. beim Niedersetzen oder beim Treppensteigen, in ► **Rotationsmomente** (▣ Abb. 4). Die auftretenden Kräfte stehen in engem Zusammenhang mit den geometrischen Verhältnissen des Schenkelhalses und damit auch mit der Auslegung des Hüftstiels in diesem Bereich (Halslänge/CCD-Winkel).

Implantationstechnik und Implantatdesign

Die Implantationstechnik über einen axialen Zugang ermöglicht das Einbringen von langen und geraden Stielen, die hohe Kippstabilität in alle Richtungen aufweisen. Diese hängt direkt mit den Stiellängen zusammen, wobei lange Stiele sich stabiler als kurze implantieren lassen.

Der Hüftstiel (▣ Abb. 3), der dem Verankerungsteil der Prothese entspricht, hat die Aufgabe der Verankerung und der Weiterleitung der auftretenden Kräfte. ► **Stielform** und ► **Stiellänge** sind unterschiedlich und abhängig vom Verankerungstyp und der Konstruktion. Die gewünschte Art der Kraftübertragung vom Implantat auf den Knochen bestimmt im Wesentlichen das Design des Hüftstiels. Dieser sollte so gestaltet sein, dass die physiologische Krafteinleitung möglichst nachvollzogen wird und von proximal nach distal abnimmt. Durch die Resektion des Schenkelhalses wird die physiologische Krafteinleitung geändert. Für die Kraftübertragung und Stabilität ist es notwendig, dass sich die Prothese an der Kortikalis großflächig abstützt. Eine Kraftübertragung im proximalen Bereich ist nur dann gewährleistet, wenn der Prothesenstiel distal nicht fixiert und knöchern nicht eingebaut ist. Die ► **unphysiologische Krafteinleitung** bei distaler Schaftfixierung und Minderbelastung des proximalen Teils kann zu Knochenumbau mit ► **proximalem Knochenverlust** und distaler Kompaktaverdichtung und -verbreiterung („stress shielding“, Remodelling) führen.

Formbestimmende Kriterien für die Prothese sind die Verankerungsart (epi-, meta-, diaphysär) und die anatomiegerechte Gestaltung der Stiele. Durch das Querschnittsdesign im proximalen Bereich kann ein großer Hebelarm erreicht werden, der das über den Prothesenkopf eingeleitete Drehmoment kompensiert und als möglichst geringe Flächenlast in die Kompakta einleitet.

Die Querschnittsformen (▣ Abb. 5) des Schafts reichen von rund über oval bis kantig. Entsprechend der anatomischen Metaphysenform werden mit einem rechteckigen oder

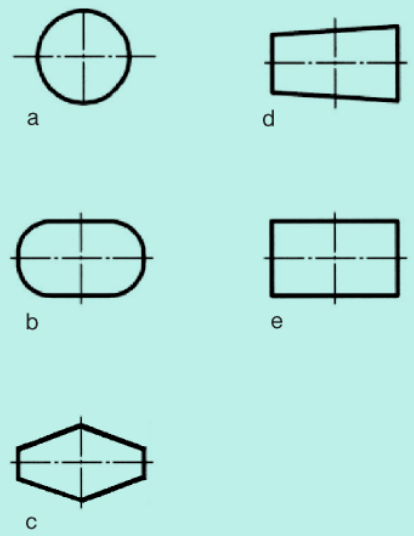
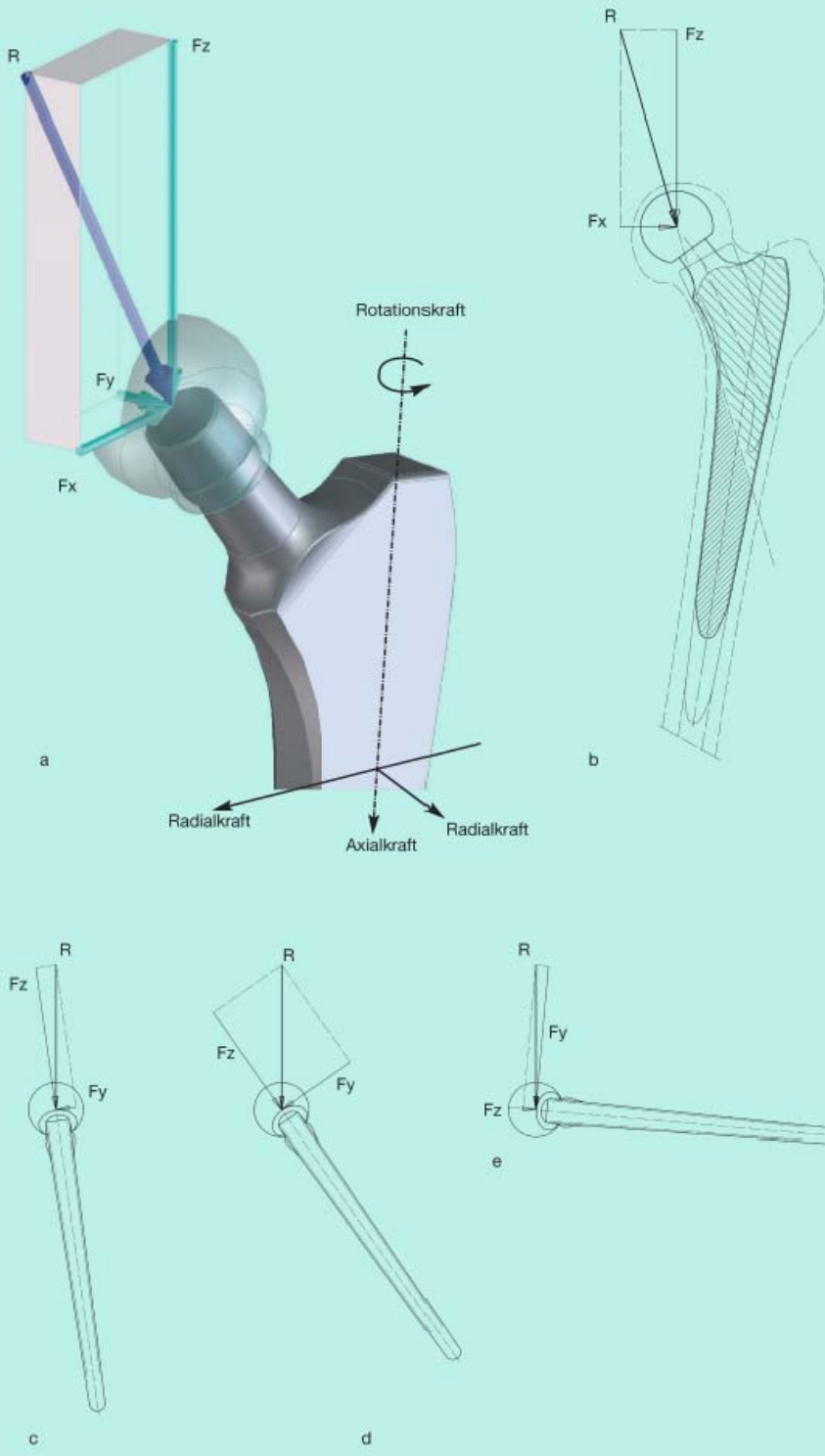


Abb. 5 ▲ Querschnittsformen, a rund, b oval, c hexagonal, d trapezförmig, e rechteckig

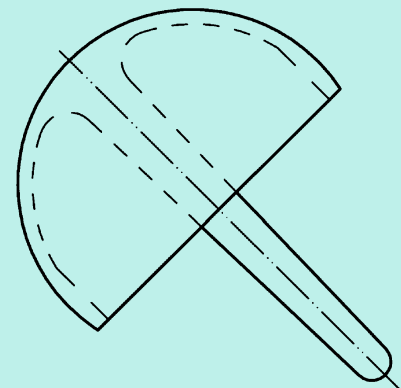


Abb. 6 ▲ Epiphysäre Verankerung – Kappenprothese

Abb. 4 ◀ Kraftvektoren beim künstlichen Hüftgelenk, a Position im Stand, F_x , F_y , F_z Kraftvektoren, F_y Rotationskraft, bewirkt ein Torsionsmoment, F_z Axialkraft, b Zerlegung der Resultierenden R in die Vektoren F_z und F_x , die Kippmomente in der Frontalebene mit Rotation des Kopfs bewirken, c Position im Stand in Lateralansicht, geringe Rotationskraft (F_y) und große Axialkraft (F_z), d, e Zunahme der Rotationskraft (F_y) und Abnahme der Axialkraft (F_z) mit zunehmender Flexion; Richtung der Gelenkresultierenden R immer als konstant angenommen

längsovalen medio-lateralen Prothesenquerschnitt ein größerer Hebelarm und dadurch eine bessere Rotationsstabilität erzielt [17].

Epiphysäre Verankerung

Um die natürlichen Knochenstrukturen nur wenig zu zerstören und damit eine weitgehend physiologische postoperative Situation zu erhalten, wurden neue Konzepte entwickelt, bei denen die Schenkelhalsresektion als nicht erforderlich angesehen wird [41]. Be-



Abb. 7 ◀ **Metaphysäre Verankerung**, a **Komponenten**, b, c **adaptierte Druckscheibenprothese**, Fa. Orthopaedic Services

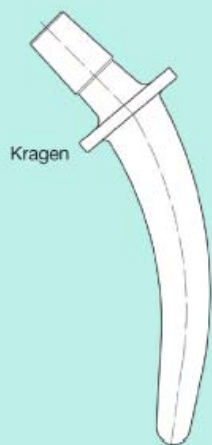


Abb. 8 ◀ **Metaphysäre Verankerung**, a **Monoblock kurz, anatomisch konfiguriert**, **Kurzschaft**, b, c **CFP**, Fa. Waldemar Link

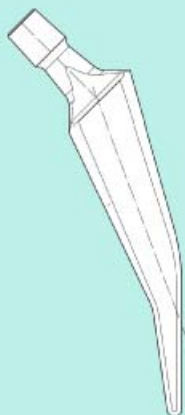


Abb. 9 ◀ **Metaphysäre Verankerung**, a **Monoblock Kurzschaft**, b, c **Mayo**, Fa. Zimmer

reits frühzeitig kam die ► **Oberflächenersatzendoprothetik** (Schalen-/Kappenprothese) (▣ **Abb. 6**), die die geringste Resektion erfordert, zur Anwendung. Polyethylenbedingte Fremdkörpergranulome und Osteolysen führten zu einem häufigen Versagen. Dieses Konzept wurde mit neuen azetabulären Komponenten weiterentwickelt. Als Vorteil dieser Verankerung werden

- die geringe Knochenresektion,
- der Erhalt des epi- und metaphysären Femurs,
- die Abstützung und proximale Krafteinleitung über den Schenkelhals und das proximale Femur,
- die physiologische Krafteinleitung in den Knochen und Vermeidung des „stress-shielding“,
- die Wiederherstellung der normalen Biomechanik mit identischer Beinlänge und Propriozeption,
- ein geringes Luxationsrisiko und
- die sichere Revisionsmöglichkeit im Fall einer Komplikation angesehen [28, 56].

Wenige Implantate der epiphysären Verankerung sind derzeit schon zementfrei.

Metaphysäre Verankerung

Hierbei wird der erhaltene Schenkelhals zur dynamischen Fixierung genutzt. Dazu wurde die Druckscheibenprothese [11] (▣ **Abb. 7**), bei der der intramedulläre Kanal intakt gelassen wird, entwickelt. Dabei soll die Scheibe die Druckkräfte, die Lasche die lateral auftretenden Zugkräfte aufnehmen. Die zu große Druckscheibe mit einem Anstoßen am Schalenrand bei kurzem Schenkelhals führte zu Modifikationen [26] mit Verbesserung der Rotationsstabilität und Anpassung an den Schenkelhals.

Schäfte für die metaphysäre Verankerung mit kurzer Länge (Kurzschaft) liegen in Monoblockform (▣ **Abb. 8, 9, 11a**) oder in modularer Konstruktion (▣ **Abb. 10**) vor. Schäfte mit mittlerer (Standardschaft) (▣ **Abb. 11b, d, e, 12**) und großer Länge (Langschaft) (▣ **Abb. 11c**) gibt es in Monoblockform (▣ **Abb. 11, 12**), sind modular (▣ **Abb. 13**) verfügbar oder werden individuell gefertigt (Custom made) (▣ **Abb. 14**).

Schenkelhals- bzw. Kurzschafthprothesen. Ihre (▣ **Abb. 8, 9, 10, 11a**) Zielsetzung ist die Verankerung in der Spongiosa des proximalen Femurs. Diese Prothesen zielen auf eine Auflage am Calcar mit lateraler Abstützung ab oder sind nach einer Vielpunktverankerung konzipiert. Sie sollen für eine verbesserte ossäre Situation bei ► **Wechseloperationen** sorgen, sodass keine ► **Revisionsimplantate** verwendet werden müssen. Voraussetzung für die Stabilität dieser Prothesen ist die korrekte Position.

Kurzschafthprothesen [36] sind indiziert bei jungen Patienten mit guter Knochenqualität, Dysplasiearthrosen, Hüftkopfnekrosen ohne Schenkelhalsbeteiligung und posttraumatischer Arthrose ohne Schenkelhalsdeformitäten. Grenzindikationen liegen bei übergewichtigen Patienten und bei ► **Coxa vara** vor, die die Implantation noch korrekt möglich machen. Als Kontraindikation gelten schlechte Knochenqualitäten durch Osteoporose oder Osteodystrophie. Nicht zu versorgen sind starke Coxa vara und Schenkelhalsdeformitäten nach Umstellung und Trauma [50].

Die spannungsoptische Beurteilung belegt das biomechanische Konzept der dynamischen Fixierung mit Anstieg der Krafteinleitung im Calcarbereich und lateraler Kompensation im inneren Anlagebereich der Femurkortikalis [29]. ► **Knochendichtemessungen** zeigen eine Verdichtung im Calcarbereich. In den dynamisch beanspruchten Verankerungszonen wird ein starker Knocheneinwuchs beschrieben. Unterhalb der Prothesenspitze verhält sich der Knochen normal.

Kurzschafthprothesen haben oftmals keine definierbare Stiel- und Schaftachse und deshalb keinen CCD-Winkel, sodass übliche Geometrielemente nicht immer zuzuordnen sind. Für die metaphysäre Verankerung wird bei Monoblock- und modularen Schäften der Stiel z. T. glatt gefertigt (▣ **Abb. 11, 13**).

► Oberflächenersatzendoprothetik

Die Oberflächenersatzendoprothetik erfordert nur eine geringe Knochenresektion

Bisher gibt es nur wenige zementfreie Schalen- bzw. Kappenprothesen

Bei der Druckscheibenprothese wird der erhaltene Schenkelhals zur dynamischen Fixierung genutzt

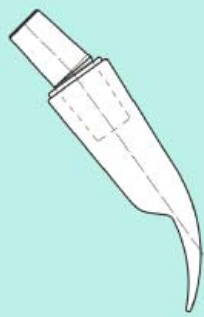
Kurzschäfte liegen in Monoblockform oder modularer Konstruktion vor

► Wechseloperationen ► Revisionsimplantat

► Coxa vara

Kontraindikation der Kurzschafthprothesen ist eine schlechte Knochenqualität

► Knochendichtemessung



a

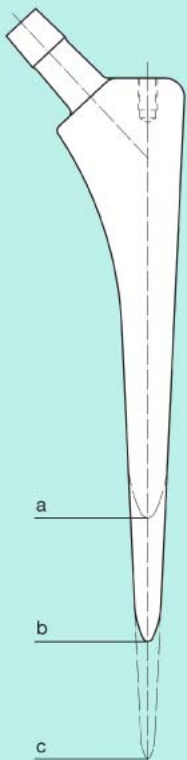


b



c

Abb. 10 ◀ **Metaphysäre Verankerung, a modularer Kurzschafft, b, c Cut, Fa. ESKA**



a

b

c



d



e

Abb. 11 ◀ **Metaphysäre Verankerung, a Monoblock Kurzschafft, b Standard-schafft, c Langschafft, d, e Bicontact, Fa. Aesculap**

Bei Hüftdysplasien finden modulare Systeme Verwendung

► 3D-Daten

Custom-made-Prothesen sind indiziert bei Köcher- und Gelenkdeformitäten

Modulare Systeme. Sie (▣ Abb. 13) finden in Erstoperationen bei Hüftdysplasien Verwendung, wo konventionelle Monoblockstiele die gewünschte Anteversion oder Beinlänge nicht gewährleisten können. Der Vorteil liegt in der Möglichkeit, zuerst den Stiel stabil verankern und anschließend die Gelenkgeometrie rekonstruieren zu können. Auch die Berücksichtigung der unterschiedlichen proximalen Femuranatomie mit trompeten- oder ofenrohrförmiger Gestaltung ist dadurch möglich [1].

Individualprothesen (Custom made). Sie (▣ Abb. 14) werden auf Basis einer CT-Untersuchung individuell angefertigt, um eine den anatomischen Verhältnissen ideale Anpassung zu erreichen [1, 48]. Auf der Grundlage von ►3D-Daten wird eine für den Knochen und die Gelenkgeometrie optimale Prothese errechnet und deren Implantierbarkeit bereits in der Konstruktion berücksichtigt. Individuelle Hüftstiele haben die Indikation bei Köcher- und Gelenkdeformitäten [1].

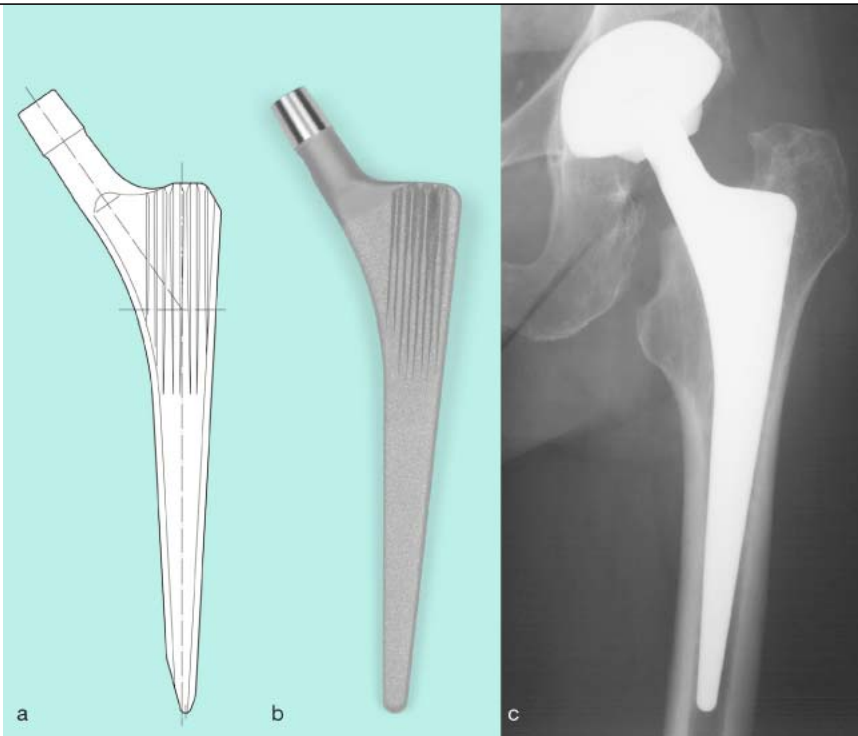


Abb. 12 ▲ **Metaphysäre Verankerung**, a Monoblock Standardschaft, b, c CLS, Fa. Zimmer

Metadiaphysäre Verankerung

Die Entwicklung zementfreier Hüftschäfte ab der Mitte der 1980er Jahre (2. Generation) ist durch die Modularität, insbesondere von Kugelkopf und Konus, die große Anzahl von Stielgrößen mit kontinuierlicher Größenanpassung sowie die mikro- und makrostrukturierte Oberflächen gekennzeichnet.

Das Prothesendesign, der Keil- oder Konuswinkel und die Femuranatomie entscheiden über proximale oder distale Verankerung. Implantate für eine proximale Krafteinleitung sind metaphysär voluminös, haben größere Stielwinkel, bergen aber die Gefahr der distalen Instabilität [21]. Eine ► **distale Verankerung** bedingt kleine Keil- oder Konuswinkel eines längeren Verankerungsstiels und deshalb proximal schlanke Implantate.

Modulare Prothesen (■ **Abb. 15**) oder gerade Monoblockimplantate (■ **Abb. 16, 17, 18, 19**) können nicht nur bei regelrechter anatomischer Formgebung, sondern auch nach Umstellungsoperationen und bei dysplastischen Hüften eingesetzt werden [40, 52]. Für Revisionen wurde aus dem Standardschaft der Langschaft entwickelt (■ **Abb. 15c**).

Das Ziel modularer Implantate in anatomischer Form (■ **Abb. 20**) oder anatomischer Monoblockimplantate (■ **Abb. 21**) ist ein großflächiger Kontakt. Ausgehend von der Überlegung, eine gleichmäßige, den anatomischen Verhältnissen angepasste, möglichst ► **optimale Krafteinleitung** zu schaffen, ergibt sich eine Rechts-links-Variante des Prothesenstiels. Wird ein absolut anatomischer Sitz angestrebt, resultiert eine Custom-made-Endoprothese. Aus Gründen der Implantierbarkeit müssen an die anatomische Form Zugeständnisse gemacht werden. Dies ist deshalb notwendig, weil eine anatomisch ideal nachgeformte individuelle Prothese durch die S-förmigen Krümmungen und Torquierungen des proximalen Femurs nicht implantiert werden kann. Versucht man dies trotzdem, entstehen beim Raspeln Knochenverluste. Es ist daher nur eine anatomisch adaptierte Form möglich [18].

Diaphysäre Verankerung

Hiermit können ► **proximale Knochendefekte** überbrückt und die Voraussetzungen für einen Wiederaufbau des proximalen Femurs geschaffen werden. Die diaphysäre Veranke-

Implantate für eine proximale Krafteinleitung sind metaphysär voluminös und haben größere Stielwinkel

► Distale Verankerung

► Optimale Krafteinleitung

Aus Gründen der Implantierbarkeit ist auch bei Custom-made-Prothesen nur eine anatomisch adaptierte Form möglich

► Proximaler Knochendefekt



Abb. 13 ◀ **Metaphysäre Verankerung**, a modular, b, c S-ROM, Fa. Johnson & Johnson

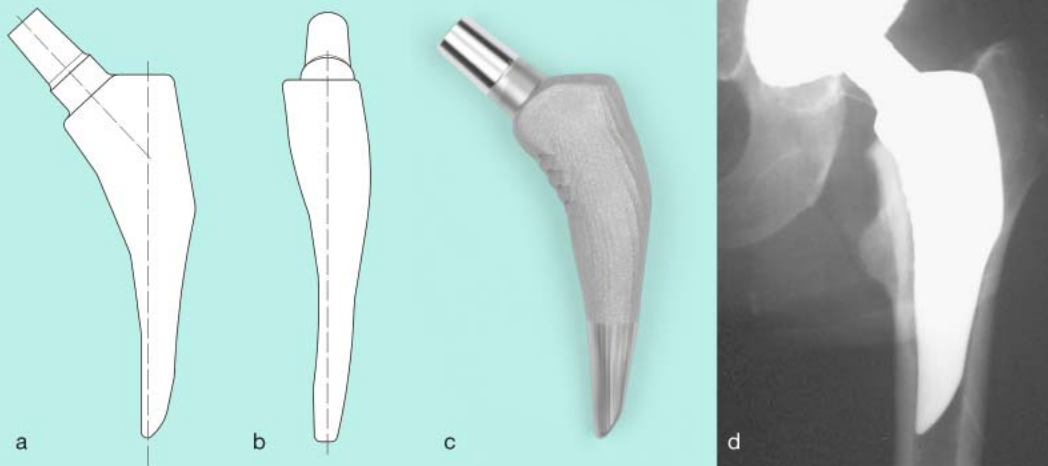


Abb. 14 ◀ **Metaphysäre Verankerung**, a, b Custom made, c, d CTX, Fa. Orthopaedic Services

Die diaphysäre Verankerung ist indiziert, wenn eine proximale Verankerung aufgrund von erheblichen Knochenverlusten nicht möglich ist

► Monoblockimplantate

rung ist indiziert, wenn eine proximale Verankerung aufgrund von erheblichen Knochenverlusten nicht möglich ist. Ziel ist die Primärstabilität in der Diaphyse bei gleichzeitig proximaler Knochenrekonstruktion. Indikationen für die diaphysäre Verankerung sind

- der Austausch gelockerter Hüftprothesenschäfte mit ausgedehnter Knochenresorption des proximalen Femurs und Ausweitung der Markhöhle bzw. starke Ausdünnung der Kortikalis im proximalen Femurbereich,
- die Revision gelockerter Schäfte bei peri- bzw. subprothetischer Fraktur,
- die Rekonstruktion nach Prothesenausbauten und
- die Deformierung des proximalen Femurs durch Fraktur oder Osteotomien bei Erstoperationen.

► **Monoblockimplantate** (▣ Abb. 22) schränken die Variabilität hinsichtlich Femurquerschnitt, Länge und physiologischer Belastung ein.

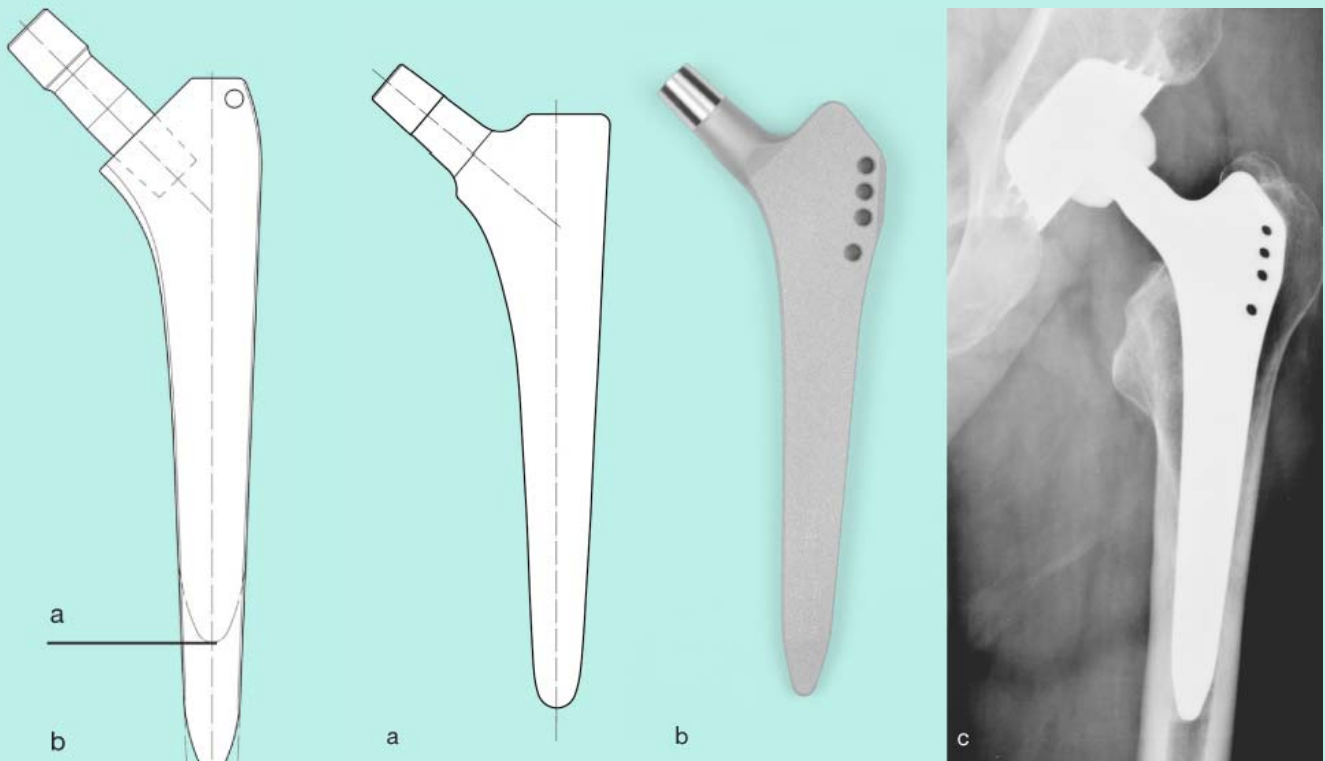


Abb. 16 ▲ Metadiaphysäre Verankerung, a Monoblock gerade, b, c Alloclassic Zweymüller SL, Fa. Zimmer

Abb. 15 ◀ Metadiaphysäre Verankerung – modular gerade, a Kurzschaft, b Standardschaft, c Langschaft

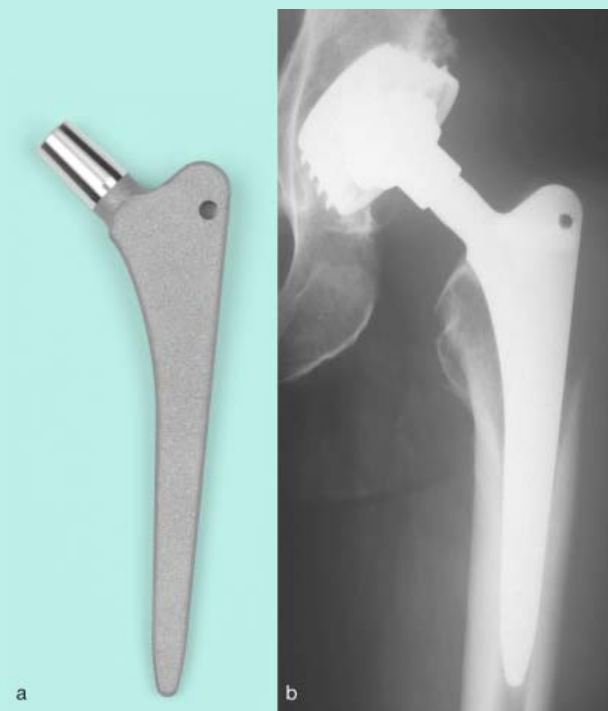


Abb. 17 ▲ a, b Metadiaphysäre Verankerung, PPF, Fa. Biomet



Abb. 18 ▲ a, b Metadiaphysäre Verankerung, SL Plus, Fa. Plus Orthopedics



Abb. 19 ▶ a, b Metadiaphysäre Verankerung, Corail, Fa. DePuy

a

b

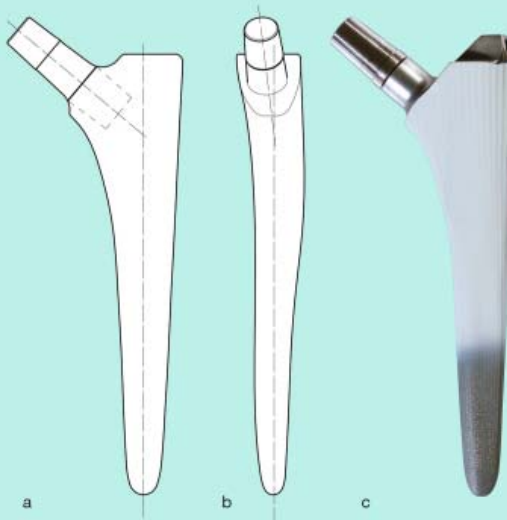


Abb. 20 ▶ Metadiaphysäre Verankerung, modular anatomisch, a von vorne, b von medial, c, d SBG, Fa. Plus Orthopedics

a

b

c

d

► Modulare Systeme

Diaphysär verankerte modulare Systeme weisen gegenüber Monoblockimplantaten Vorteile auf

► **Modulare Systeme** (▣ Abb. 23) haben den Vorteil der individuellen Antetorsionseinstellung, der Berücksichtigung von distalen und proximalen Femurformen und -durchmessern und der Behebung von Beinlängendifferenzen. Sie erlauben mit Durchmessern von etwa 13–22 mm die Anpassung an die Größenverhältnisse im Markraum.

Die Form der Stiele ist zylindrisch, konisch oder keilförmig (▣ Abb. 24). Um der Elastizität des Knochens zu entsprechen, wird der Übergang vom relativ steifen proximalen Stiel zum distalen Stielende durch asymmetrische, gabelförmige oder kreuzgeschlitzte Varianten geformt (▣ Abb. 24d). Elastisches Material, die Konusform sowie geriefte, kanülierte oder geschlitzte Stiele reduzieren insgesamt die Steifigkeit. Die diaphysären

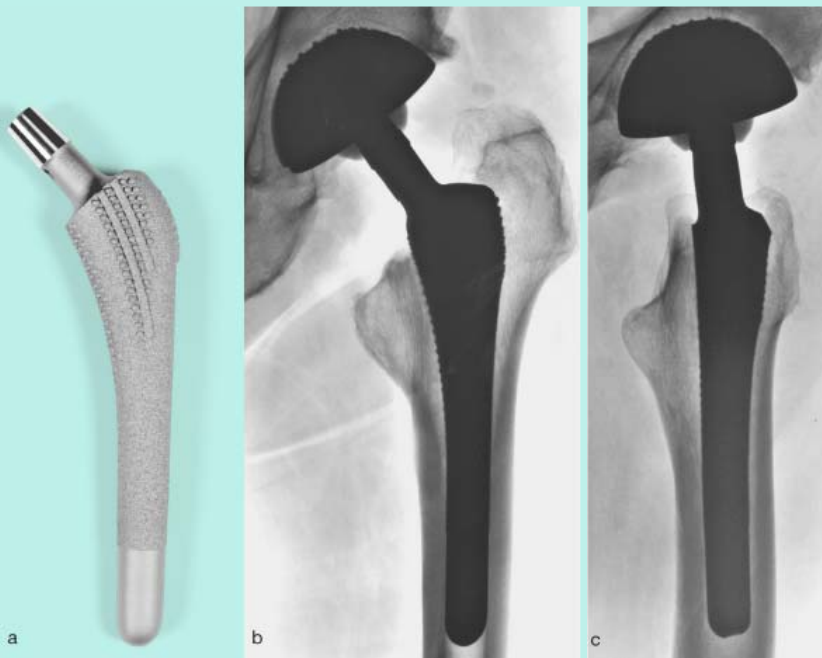


Abb. 21 ◀ a, b, c **Metadiaphysäre Verankerung, Monoblock anatomisch**, ISB, Fa. Implant Service

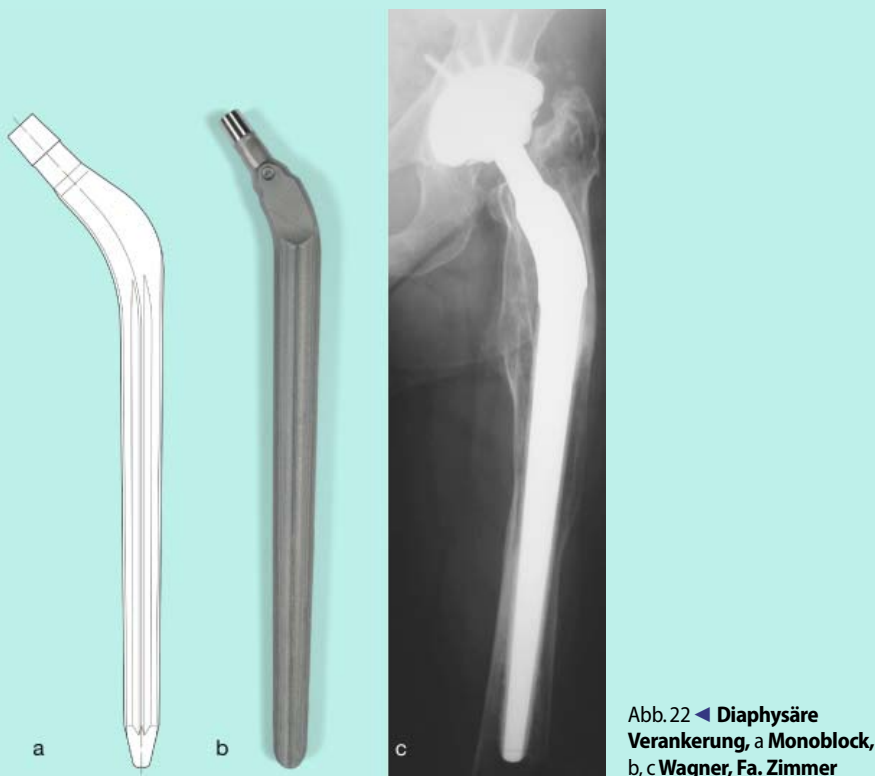


Abb. 22 ◀ **Diaphysäre Verankerung, a Monoblock, b, c Wagner**, Fa. Zimmer

Prothesenstiele sollten zudem die Option zur dynamischen oder stabilen Verriegelung (▣ **Abb. 23a**) bieten.

Bei einem modularen proximalen Femurteilersatz (▣ **Abb. 25**) können proximale femorale Knochendefekte über eine Länge von etwa 40–130 mm kompensiert werden. Der jeweilige Stielquerschnitt sollte umso stärker sein, je länger die Prothese ist.

Spezielle Indikationen machen einen ► **kompletten Femurersatz** (▣ **Abb. 26**) erforderlich.

Modulare Prothesensysteme sollten ein anatomisches Design mit Berücksichtigung der ► **Femuranteurvation** ab einer Länge von etwa 20 cm aufweisen. Eine 3°-Abwinke-

Der Stielquerschnitt sollte umso stärker sein, je länger die Prothese ist

► **Kompletter Femurersatz**

► **Femuranteurvation**

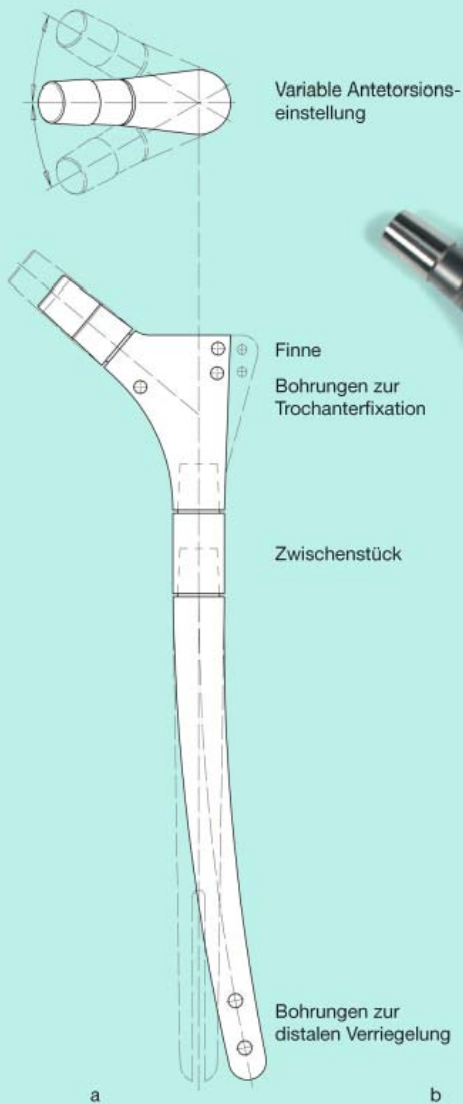


Abb. 23 ◀ **Diaphysäre Verankerung**, a modular (distal von lateral dargestellt), b, c MRP, Fa. Peter Brehm

Konusstecksysteme oder Zahnringe dienen zur Verbindung modularer Elemente

Mit Verlängerungshülsen können eine Beinlängenkorrektur vorgenommen und der Femurdefekt aufgefüllt werden

► **Trochanterrefixation**

lung bzw. Krümmung im Schaft (■ Abb. 23) erlaubt beim Implantieren eine annähernde Ausrichtung entsprechend der anatomischen Form.

Modulare Elemente können über ein Konusstecksystem oder Zahnringe verbunden werden. Verzahnungen oder rotationssichere konische Verbindungen gewährleisten zusammen mit Befestigungsschrauben die sichere Verbindung der modularen Schaftkomponenten.

Mit Hilfe von proximalen Zwischenstücken (Verlängerungshülsen) (■ Abb. 23) kann die Beinlänge korrigiert werden. Mittelstücke bzw. Verlängerungshülsen erleichtern auch das Auffüllen des proximalen Femurdefekts. Kurze Segmente werden bei noch erhaltenem metaphysärem Knochen verwendet, lange Segmente kommen bei großen proximalen Defekten bzw. zur Längenkorrektur zum Einsatz. Dazu muss der diaphysäre Stiel in der Position nicht verändert werden. Die Schaftkomponenten werden im proximalen Femur zusammengesetzt. Das Verspannen der einzelnen Komponenten durch eine definierte Axialkraft muss in situ möglich sein.

Einige Prothesen haben einen Kragen (■ Abb. 8) zur zusätzlichen proximalen Krafteinleitung. Er ist nur wirksam, wenn er am koxalen Femurende aufliegt und sich keine distale Fixierung ausbildet.

Die ►**Trochanterrefixation** ist durch modulare aufsteckbare oder anschraubbare Elemente (■ Abb. 23) möglich. Um den unterschiedlichen anatomischen Verhältnissen zu

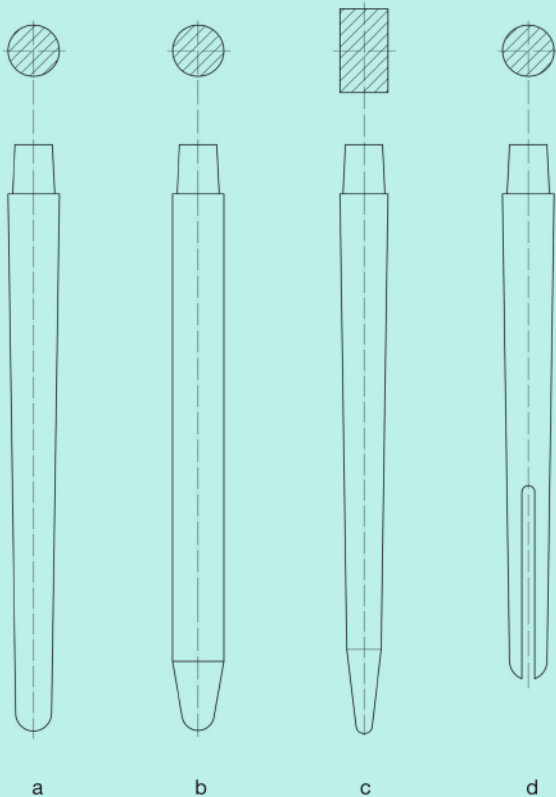


Abb. 24 ▲ Diaphysäre Verankerung, modulare Stiele, Querschnittformen: a keilförmig, b zylindrisch, c beidseitig keilförmig, d keilförmig, distal geschlitzt

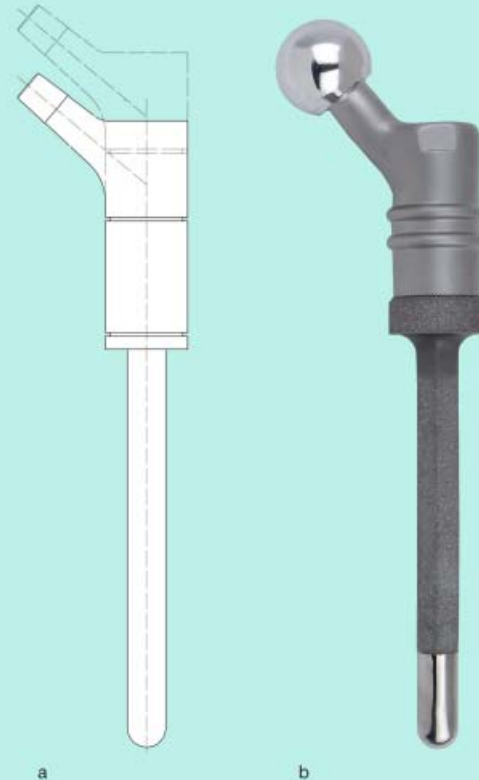


Abb. 25 ▲ Diaphysäre Verankerung, a proximaler Femurersatz, b Mutars, Fa. Implant cast

entsprechen, weisen Monoblockimplantate und proximale Komponenten CCD-Winkel von etwa 130° bzw. 145° auf (■ Abb. 12).

Der Wechsel oder Ausbau einer Prothese ohne wesentliche Knochendefekte bzw. Femurspaltung ist nur bei kurzem und distal nicht integriertem Stiel möglich. Bei Implantaten müssen für die ► **Revisionsmöglichkeit** zugängliche Bohrungen (■ Abb. 13, 15, 17, 20) oder Gewinde (■ Abb. 11) für Ausziehvorrichtungen vorhanden sein und die Vermeidung von Hinterschneidungen konstruktiv berücksichtigt werden.

Zu Beginn der Entwicklung (1. Generation) waren die Stiele zusammen mit dem Kugelkopf aus einem Stück gefertigt. Diese Implantate bedingten umfangreiche, größenbezogene Sortimente, da der Kugelkopfdurchmesser und die Halslänge des Stiels variabel waren. Dieses Handicap führte zur Einführung des modularen Halsteils (■ Abb. 27) zwischen Kugelkopf und Stiel und dadurch zur Modularität der Hüftstielsysteme. Dadurch wird eine Einstellung der Länge, von Varus oder Valgus, Ante- oder Retrotorsion bzw. des Offsets erreicht. Mit der Verwendung dieser Teile können eine gelenkunabhängige Stielposition, eine ► **anatomiegerechte Gelenkgeometrie** und ein entsprechender Spannungszustand erreicht werden, sodass die Luxationshäufigkeit verringert wird. Für diese Konstruktion sind metaphysär breite Konstruktionen erforderlich. Doppelkeilförmige Implantate eignen sich dazu nicht.

Durch die modulare Steckverbindung zwischen Kopf und Stiel ist die Verwendung unterschiedlicher Gleitpaarungen möglich geworden. Um eine Verbesserung des Bewegungsumfangs zu erreichen, wird die Halsform anstelle in Vollprofilform nunmehr tailliert gefertigt (■ Abb. 3, 27d).

Der Konus (■ Abb. 3, 27) hat, bedingt durch die Festigkeitsanforderungen an die Keramik-kugelköpfe, beinahe einen einheitlichen Standard bezüglich Länge und Durchmesser erreicht. Der Steckkonus 12/14 hat sich gegenüber dem Konus 14/16 mit zu geringer Wandstärke bei 28-mm-Keramik-kugelköpfen in Europa durchgesetzt. Ebenso standardi-

► Revisionsmöglichkeit

► Anatomiegerechte Gelenkgeometrie

Die Halsform ist heute zur Verbesserung des Bewegungsumfangs tailliert

Länge und Durchmesser des Konus sind heutzutage bei allen Systemen nahezu einheitlich

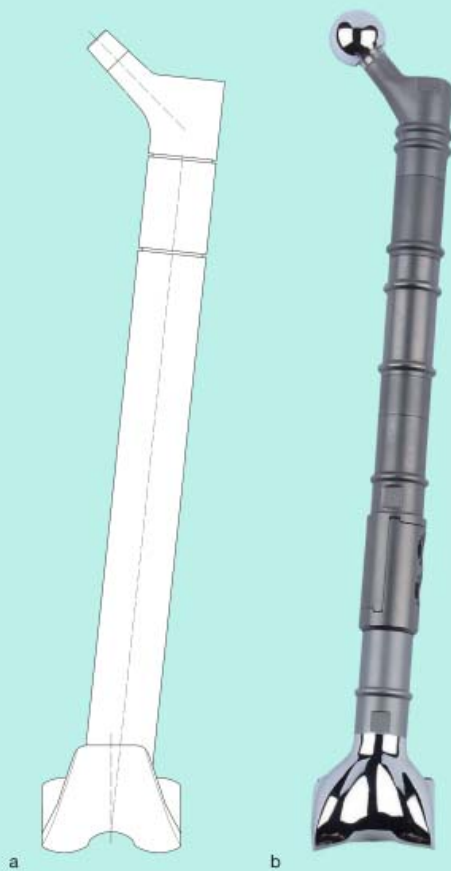


Abb. 26 ▲ a Kompletter Femurersatz, b Mutars, Fa. Implant cast

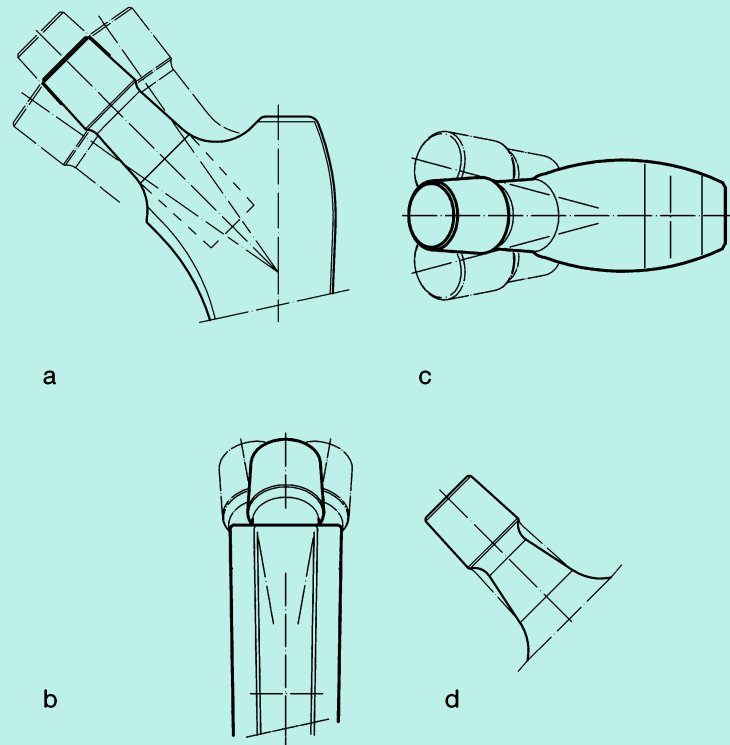


Abb. 27 ▲ Halsteil, a variable Halslänge, Varus-, Valgusposition, b, c Ante-, Retrotorsion, d taillierter Hals

► Steckkonusoberfläche

Die Halsachsenlänge ist für das Impingement eine wichtige Größe

► Impingement

Mit Hilfe von modularen Stielen und Konen kann der epimetaphysäre Teil an die anatomischen Verhältnisse angepasst werden

► Korrosion

Überlange Kugelköpfe schränken das Bewegungsmaß ein

siert ist die ►**Steckkonusoberfläche**, die mit zirkulären Rillen versehen ist [53]. Die Konuslänge sollte hinsichtlich ROM („range of motion“) nicht die Kugelkopfoberfläche überragen, um den Vorteil der Halstaillierung nicht aufzuheben.

Die Korrektur der Antetorsion ist in Abhängigkeit von der Konstruktionstechnik stufenlos oder in 5 Grad- bzw. 10 Grad-Schritten möglich (■ **Abb. 23**).

Die Halsachsenlänge (■ **Abb. 3, 28, 29**) ist bezüglich ROM und dadurch zwangsläufig auch für das Impingement eine wichtige Größe. Damit der Bewegungsumfang voll zum Tragen kommt, muss die Halslänge mindestens so groß sein, dass zwischen Pfanne und Trochanterspitze, aber auch zwischen den Implantaten (Kragen und Pfannenschale bzw. Einsatz) kein ►**Impingement** möglich ist. Eine darüber hinaus reichende Halslänge verbessert den Bewegungsumfang nicht. Die Halslängen werden meist kürzer konstruiert als anatomisch vorgegeben. Die fehlende Länge kann durch die verschiedenen Halslängen der Kugelköpfe korrigiert werden. Bei zu lang konstruierten Halslängen können kurze anatomische Verhältnisse nicht mehr kompensiert werden.

Modulare Stiele und Konen optimieren die Variabilität vorhandener Stiele bei der Implantation. Dabei kann der epimetaphysäre Teil hinsichtlich Inklination, Ante- und Retrotorsion, Hals- und Schaftlänge an die anatomischen Verhältnisse angepasst werden. Dem Vorteil der Modularität können Probleme der mechanischen Festigkeit und ►**Korrosion** gegenüberstehen.

Überlange Kugelköpfe (XL, XXL, XXXL) mit eigenen Halsansätzen und deshalb großen Halsdurchmessern schränken das Bewegungsmaß durch eine schlechte Kopf-Hals-Durchmesserrelation ein. Eine zunehmende Kopf-Hals-Durchmesserrelation verbessert den Bewegungsumfang und vermindert die Gefahr eines Impingements. Die Kopf-Hals-Durchmesserrelation sollte zumindest 2:1 (z. B. 28/14) betragen, 22-mm-Kugelköpfe bedingen somit einen 10/11er Konus.

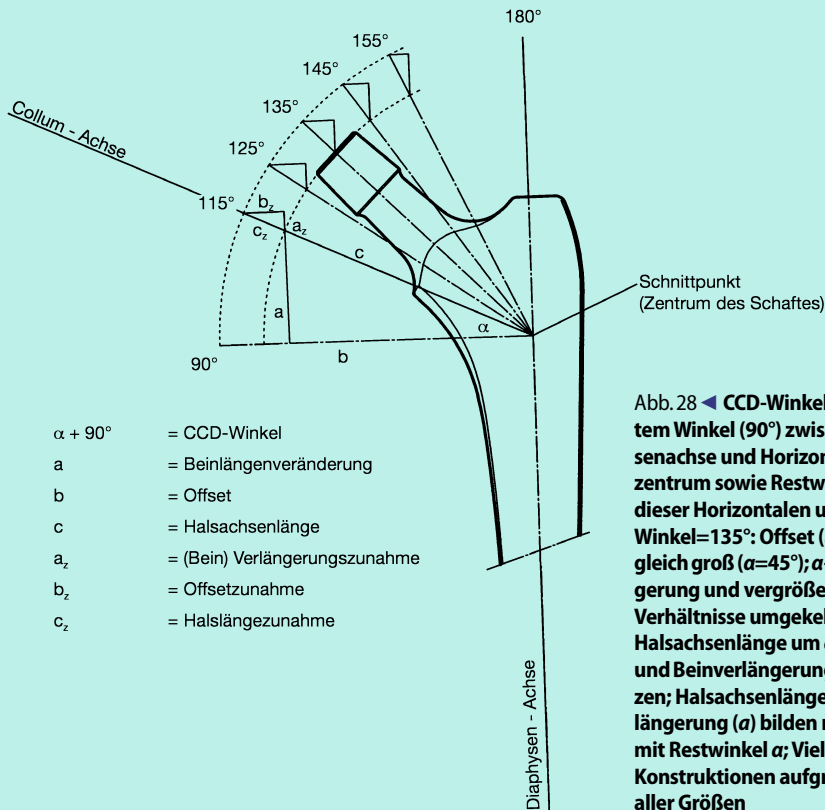


Abb. 28 ◀ **CCD-Winkel, bestehend aus rechtem Winkel (90°) zwischen vertikaler Diaphysenachse und Horizontalen durch das Schaftzentrum sowie Restwinkel (a) zwischen dieser Horizontalen und Halsachse, CCD-Winkel= 135° : Offset (b) und Verlängerung (a) gleich groß ($\alpha=45^\circ$); $\alpha<45^\circ$: verringerte Verlängerung und vergrößerter Offset; $\alpha>45^\circ$: Verhältnisse umgekehrt. Vergrößerung der Halsachsenlänge um c_z ; Offsetzunahme b_z und Beinverlängerung a_z nach gleichen Gesetzen; Halsachsenlänge (c), Offset (b) und Verlängerung (a) bilden rechtwinkeliges Dreieck mit Restwinkel α ; Vielzahl an Lösungen und Konstruktionen aufgrund der Variabilität aller Größen**

Stabilisatoren

In Erkenntnis der Bedeutung der Primärstabilität der Hüftstiele wurde laufend an neuen Konstruktionen als Unterstützung der bereits bekannten und angewandten Techniken gearbeitet.

Zur Ableitung der axialen Kräfte und aus Gründen der Rotationsstabilität werden Stiele mit Längsrippen (▣ **Abb. 12, 13, 22, 30**) versehen. Diese werden meist nicht vorgeraspelt, verdichten die Spongiosa, verbessern die proximale Krafterleitung und dienen auch zur Verbesserung der Kippstabilität. Die sternförmige Anordnung dieser **Schaftrippen** und die konusförmige Gestalt der Verankerungsstiele sollen eine sichere rotationsstabile und axiale Verankerung gewährleisten.

Die ► **Finne** (▣ **Abb. 23**) entspricht einer lateralen Rippe und führt zu einer Rotationsicherung. Alle diese Maßnahmen sind zusätzliche Stabilisatoren zur Optimierung der primären Stabilität.

Die ► **Rotationsstabilität** wird bei der epiphysären Verankerung durch die Oberflächengestaltung der Kappeninnenfläche, ggf. durch zusätzlich Rippen oder Finnen, bei der metaphysären Verankerung durch den erhaltenen Schenkelhals und den Prothesenquerschnitt, bei der diaphysären Verankerung durch den Prothesenquerschnitt (rechteckig, quadratisch), die Oberflächenrauigkeit (korundgestrahlt, porous-coated) und die Stabilisatoren erreicht.

Die axiale Stabilität ist bei der epiphysären Verankerung durch den großflächigen Kontakt zur Femurkopfoberfläche und einen zentralen Führungzapfen gegeben. Bei der metaphysären Verankerung wird sie durch die Abstützung am Schenkelhals und bei der diaphysären Verankerung durch die Konus- bzw. Keilform des Stiels bzw. der Stabilisatoren unterstützt.

Längsrippen an Stielen dienen der Ableitung der axialen Kräfte und der Rotationsstabilität

► **Finne**

► **Rotationsstabilität**

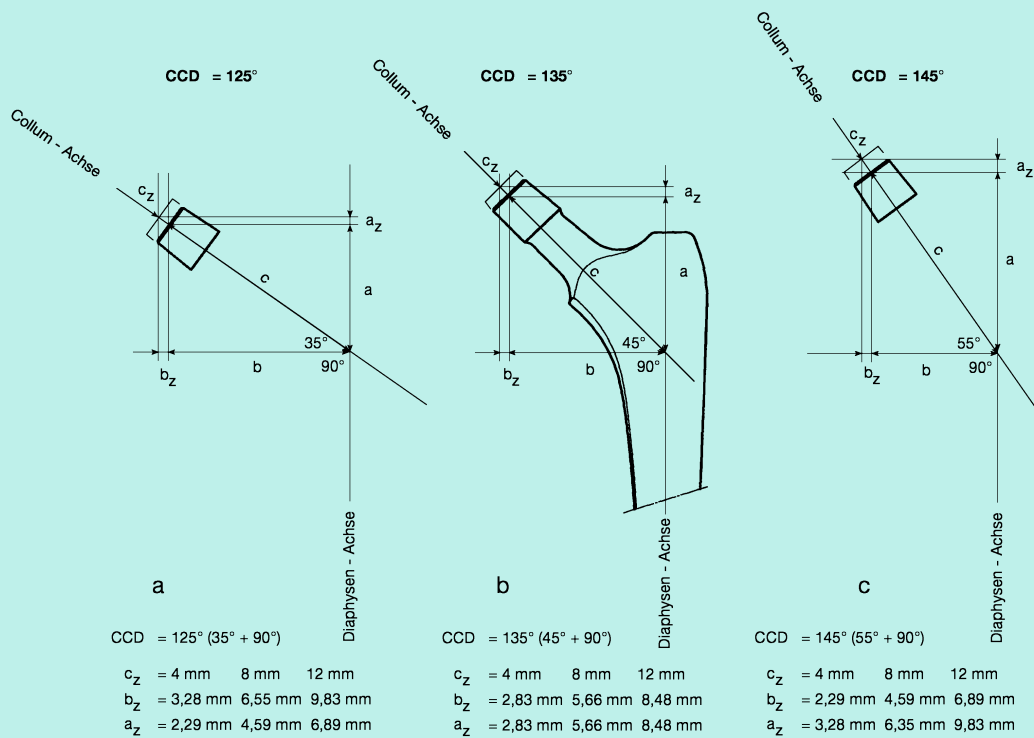


Abb. 29 ◀ a CCD-Winkel=125°, Offsetzunahme 3,28 mm, Verlängerung von 2,29 mm, b CCD-Winkel=135° ($\alpha=45^\circ$), Halsachsenverlängerung=4 mm: Offsetzunahme und Verlängerung von etwa 2,83 mm, 4 mm Halsverlängerung entsprechen Kugelkopfwechsel von z. B. 32 M auf 32 L; c CCD-Winkel=145°: Offsetzunahme von 2,29 mm und Verlängerung von 3,28 mm (umgekehrte Veränderung als von b nach a)

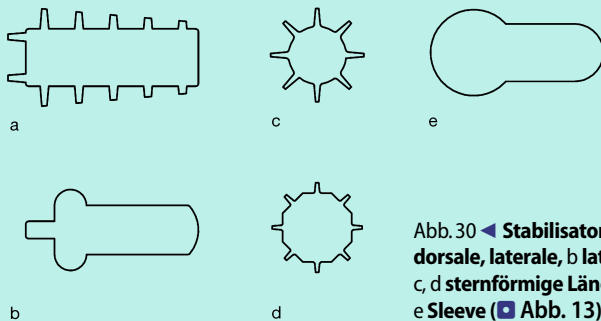


Abb. 30 ◀ Stabilisatoren, a ventrale, dorsale, laterale, b laterale, c, d sternförmige Längsrippen, e Sleeve (▣ Abb. 13)

► Titanschmiedelegerung

Die strukturierte Oberfläche der Titanlegierungen soll die Osseointegration bzw. die Regeneration des Femurs stimulieren

Die Rauheit der Oberfläche des Schafts ist für die primäre axiale Stabilität wichtig

► Porous-coated

Material und Oberflächen

Als Material für den zementfreien Stiel haben sich die beiden ►**Titanschmiedelegerungen** Ti 6Al 4V (ISO 5832-3) und Ti 6Al 7Nb (ISO 5832-11) durchgesetzt, einige Prothesen werden auch aus Kobalt-Chrom gefertigt [45].

Da bei der zementfreien Fixation die Struktur der Implantatoberfläche für das An- bzw. Einwachsen von wesentlicher Bedeutung ist, werden Implantate mit strukturierter Oberfläche verwendet. Dabei muss das Porous-coating in ausreichendem Maß und v. a. an Stellen mit kortikalem Kontakt bei gleichzeitig entsprechender Festigkeit von Material und Knochen vorhanden sein. Die strukturierte Oberfläche der Titanlegierungen soll die Osseointegration bzw. die nach proximal gerichtete Regeneration des Femurs stimulieren.

Da die primäre axiale Stabilität der zementfreien Stiele durch einen Kraft-Reib-Schluss erzeugt wird, ist auch die Rauheit der Oberfläche des Schafts wichtig. Die aufzubringende Einschlagkraft zur Überwindung der Gleitreibung hängt direkt von ihr ab, ebenso die Haftreibung, die es beim Ausschlagen des Schaftes zu überwinden gilt. Distal verankerte Stiele mit direktem kortikalem Kontakt haben eine korundgestrahlte oder eine ►**Porous-coated**-Oberfläche. Für den proximalen Teil des Stiels werden auch rauere Beschichtungen, teilweise mit bioaktiven Materialien, verwendet. Die Rauheit der Oberfläche ist insbesondere für die sekundäre Stabilisierung durch die Osseointegration mit direktem

Zellverbund zur Implantatoberfläche von Bedeutung. Viele Implantatoberflächen sind korngestrahlt [43] und haben eine Mittenrauigkeit (Ra) von 4–8 µm. Eine rauere Oberfläche wird durch die Titanplasmaspraybeschichtung, Titannetze, Titankugeln oder Trabekelstrukturen erreicht. Implantate mit ► **makrostrukturierter Oberfläche** wurden bereits frühzeitig (Lord) verwendet, die unzureichenden Resultate der gleichzeitig verwendeten Schraubpfannen sowie Implantatbrüche haben die Ergebnisse jedoch entscheidend beeinträchtigt [23].

Minimalinvasive Techniken (MIS)

Um den operativen Eingriff zu verkleinern, wurden minimalinvasive Techniken eingeführt. Ziele dabei sind,

- die Verringerung der operativen Läsion,
- die Verkürzung der Operationsdauer und
- eine frühzeitige Mobilisierung.

Die operativen Modifikationen ergaben einen insgesamt kleineren Hautschnitt [4]. Bei der ► **Two-incision-Technik** [5] erfolgen die Hautschnitte parallel über dem Schenkelhals bzw. entsprechend der Linea intertrochanterica und unmittelbar proximal der Trochanter Spitze im Glutaealbereich. Die Pfannen- und Schaftpräparation über diese Zugänge erfordern zudem die Verwendung modifizierter Instrumente und eine ► **intraoperative Bildwandlerkontrolle**. Eine Optimierung der Stielposition ist mit der Navigation möglich. Alle diese Entwicklungen sind derzeit in Fluss.

Die Verwendung der geeigneten Implantate und die Umsetzung der geplanten Revisions- bzw. Rekonstruktionstechnik sind von der vorhandenen anatomischen Situation bzw. den vorliegenden Defekten [20, 32, 39] abhängig. Ziel der Rekonstruktion sind

- die Wiederherstellung anatomischer Verhältnisse mit Erhalt der vorhandenen Knochensubstanz,
- die Schonung von Sehnenansätzen sowie von Gefäßen und Nerven, sodass ein Wiederaufbau und der Funktionserhalt möglich werden.

Bewegungsumfang

Junge und aktive Patienten fordern eine große Beweglichkeit des Hüftgelenks. Der Bewegungsumfang lässt sich durch die Wahl eines größeren Kugelkopfs, eines kleinen Konus, eines schlanken (taillierten) Halsdurchmessers, einer Pfanne, die den Kopf weniger als 180° umfasst, und die Modifikation des Einsatzes (► **Einlauffacette**) verbessern.

Große Kugelköpfe (32 mm) haben einen größeren ROM und dadurch ein geringeres Impingementrisiko [12]. Durch die im Vergleich mit dem 28-mm-Kugelkopf tiefere Position in der Pfanne wird die Luxationsgefahr vermindert. Berücksichtigt werden muss dabei, dass die Dicke des Polyethyleneinsatzes reduziert wird. Für Keramik-Kugelköpfe sind zur Vermeidung eines Impingements und von Randabplatzern ► **32-mm-Kugelköpfe** gegenüber 28 mm vorteilhafter.

Mit einem großen (32 mm) Kopf kann bei korrekter Pfannen- und Stielposition ein optimales Bewegungsausmaß erreicht werden.

Ergebnisse

Die von den Erstautoren nach Verwendung der epiphysären (► **Abb. 6**) und metaphysären Prothesen (► **Abb. 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14**) angeführten mittelfristigen Ergebnisse (► **Tabelle 1**) sind viel versprechend, wenngleich ► **prothesenspezifische Komplikationen** (Femurhalsfrakturen, Nachsinken) beschrieben wurden.

Für gerade (► **Abb. 15, 16, 17, 18, 19**) und anatomische (► **Abb. 20, 21**) metadiaphysäre Monoblockstiele, die sich in Material, Form und Oberfläche langfristig bewährt ha-

► Makrostrukturierte Oberfläche

► Two-incision-Technik

► Intraoperative Bildwandlerkontrolle

Die Wahl des Implantats sowie der Revisions- bzw. Rekonstruktionstechnik ist von der vorhandenen anatomischen Situation bzw. den Defekten abhängig

► Einlauffacette

Große Kugelköpfe haben ein geringeres Impingementrisiko

► 32-mm-Kugelkopf

Mit einem großen Kugelkopf kann bei korrekter Pfannen- und Stielposition ein optimales Bewegungsausmaß erreicht werden

► Prothesenspezifische Komplikationen

Tabelle 1

Zementfreie Hüftschäfte, metaphysäre Verankerung

Prothesentyp	Autor	Jahr	Nachuntersuchungen/Operationen	Alter [Jahre]	Erstoperation/Wechsel	FU [Jahre]	Revisionsrate [%]	Überlebensrate [%]	Bemerkungen
Druckscheibe	Buegi	2005	102/102	54	E	4,8	3,9	98	<ul style="list-style-type: none"> • 6 Jahre • 4 Revisionen (2 Infektionen, 2 Lockerungen)
Bio-dynamic	Pipino	2000	44/56	62,5	E	13–17			Keine Lockerung
Mayo	Morrey	2000	159/162	50,8	E	6,2		98,2	<ul style="list-style-type: none"> • 10 Jahre • 3 Wechsel wegen Nachsinkens • 9 Wechsel wegen Osteolyse • 5% Nachsinken <2 mm • 7% Nachsinken >2 mm
CUT	Thomas	2004	133/136	52 w 57 m	E	3,5	2,9	97	4 Wechsel (Lockerung)
CLS	Grappiolo	2002	300	58	E	12,6	7	95 90	<ul style="list-style-type: none"> • 10 Jahre • 14 Jahre • 2 aseptische, 5 septische Wechsel • 12 Osteolysen
	Aldinger	2003	262/354	57	E	12	7	92 95	<ul style="list-style-type: none"> • 25 Stielwechsel • 13 Jahre – aseptischer Wechsel
Harris Galante	Clohisy	1999	77/88	54	E	10,7	19	82	<ul style="list-style-type: none"> • 15 Wechsel • 52% Osteolysen
Bicontact	Eingartner	2003	221/250	58,2	E	8,9	3,1	97,1	<ul style="list-style-type: none"> • 11 Jahre • 7 Stielwechsel (2 Infektionen, 1 Wechsel zusammen mit Pfannenwechsel) • 1 aseptische Lockerung • 1 Luxation • 2 nachgesunkenen Implantate
	Volkman	2003	109/109	68	W	5,2	12,8	85,3	<ul style="list-style-type: none"> • 14 Revisionen

Bei Revisionsoperationen eingesetzte langstielige Monoblockschäfte erreichen sehr gute Ergebnisse

► Finanzielle Ressourcen

Bei den neuen Operationstechniken sind neben den bekannten Komplikationen vermehrt Fehlpositionen und Luxationen zu erwarten

ben und zuletzt weitgehend unverändert geblieben sind, liegen Ergebnisse (▣ Tabelle 2) vor, die die Voraussetzungen haben, die Langzeitergebnisse der zementierten Hüftendoprothetik zumindest zu erreichen.

Mehrere zementfreie Standardschäfte mit unterschiedlichem Material und Design, verschiedenen Oberflächen und Verankerungstechniken erfüllen diese Forderung bereits langfristig (▣ Tabelle 2). Die Ergebnisse der bei Revisionen eingesetzten langstieligen Monoblockschäfte erreichen in Abhängigkeit vom Defektyp nahezu die von Erstoperationen (▣ Tabelle 3).

Komplikationen

Die in geringerem Maß zur Verfügung stehenden ► **finanziellen Ressourcen** forcieren neue Operationstechniken und Implantatentwicklungen. Ob die klinisch-radiologischen Ergebnisse der bisher mit Standardzugängen und -techniken implantierten Schäfte erreicht werden, bleibt abzuwarten.

Insbesondere bei der Anwendung neuer Operationstechniken (MIS, vordere und mediale Zugänge) sind zusätzlich zu den bei den bisher verwendeten Techniken aufgetretenen Gefäß-, Nervenverletzungen, Luxationen, Thrombosen und Ossifikationen [38, 40], vermehrt Fehlpositionen und Luxationen zu erwarten [3, 57, 58]. Außerdem kann der Schenkelhalszugang für Kurzschaftprothesen zu Komplikationen führen. Bei zu vari-

Tabelle 2

Zementfreie Hüftschäfte, metadiaphysäre Verankerung

Prothesen- typ	Autor	Jahr	Nachunter- suchungen/ Operationen	Alter [Jahre]	Erst- operation/ Wechsel	FU [Jahre]	Revisions- rate [%]	Überlebens- rate [%]	Bemerkungen
Lord	Grant	2004	70/116	62	E	17,5	2,8	98	<ul style="list-style-type: none"> • 1 Wechsel • (1 Lockerung, 1 Stielfraktur) • 1 Schaft radiologisch locker
AML	Engh	2002	2854 460	61,1 54	E	15 15	1,1 2,8	>95 >95	<ul style="list-style-type: none"> • Extensively coated stems • Proximally coated stems
	Della Valle	2002	348/372	45–65	E	14,2	0,6	99,4	<ul style="list-style-type: none"> • 2 Revisionen, 95% Osseointegration
Trilock	Teloken	2002	49/67	50,4	E	15	14		<ul style="list-style-type: none"> • 7 Stielwechsel bei Pfannenwechsel • 2 Stiele locker • 2% Oberschenkel Schmerzen
Mallory- Head	Mallory	2001	120/120	49,3	E	12,2	2,5	97,5	<ul style="list-style-type: none"> • 3 Revisionen • 3,4% Oberschenkel Schmerzen
Taperlock	McLaughlin	2000	100/108	37	E	10,2	2	98	<ul style="list-style-type: none"> • Wechsel wegen Beinlängen- differenz und Infektion • 7% Osteolysen
Zwey- müller SL	Grübl	2002	123/208	61	E	10	1,4	99	<ul style="list-style-type: none"> • 3 Stielwechsel (Infektion, Fehlposition, Pfannenwechsel) • 3% Oberschenkel Schmerzen
	Effenberger	2001	134	65	E	8,3	1,5	97	<ul style="list-style-type: none"> • 10 Jahre
SBG	Effenberger	2004	151/194	61	E	10	0,5	99,5	<ul style="list-style-type: none"> • 10 Jahre
CL„GHE“ (MCCL)	Matsui	1998	49/51	50	E	6,3	3,9		<ul style="list-style-type: none"> • Hüftdysplasien • 2 Revisionen wegen Infektion und Prothesenbruch
S-ROM	Bolognesi	2004	43/53	70	W	4	4,6	96	<ul style="list-style-type: none"> • 2 Revisionen wegen aseptischer Lockerung und Schmerzen • 96% Osseointegration Typ I/II Paprosky
Rippen- schaft	Schill	2000	165	51,2	E	5,1		95,3	<ul style="list-style-type: none"> • 8 Jahre • 1 Infekt

scher Position treten ► **Schaftperforationen** auf [25]. Kleine Hautinzisionen und Zugänge mit unzureichender Sicht können unerwünschte Ergebnisse hinsichtlich der Schaftposition ergeben. Bei Wechseloperationen ist die Komplikationsrate ebenfalls höher, wobei Implantate mit großflächigen Beschichtungen, Makrostrukturen und Rippen größere Defekte verursachen können.

Ein ► **persistierender Hüftschmerz** nach einer Totalendoprothese ist ein unbefriedigendes Ergebnis. Die häufigsten Ursachen für ► **intraartikuläre Schmerzen** einer stabilen Hüfte sind Impingement, Abrieb und Infektion [27].

Bei einer unzureichenden Implantatposition muss mit einem Impingement gerechnet werden. Dabei kann der Kopf aus der Pfanne gehebelt werden und Subluxationen bzw. Luxationen verursachen, wodurch ein sofortiger (Keramik) oder rezidivierender Materialschaden (Polyethylen, Metall) mit vermehrtem Abrieb hervorgerufen wird. Insbesondere bei Keramik ist aufgrund der Werkstoffeigenschaften ein Impingement zu verhindern. Zur Vermeidung des dorsalen Impingements wird die Antetorsion z. T. konstruktiv berücksichtigt (■ **Abb. 20**) oder kann intraoperativ eingestellt werden (z. B. modularer Konus, Schwenkhülse).

Abrieb und Osteolysen sind zum Hauptproblem der zementfreien Endoprothetik geworden. Eine unvollständige zirkuläre Beschichtung bietet keine ausreichende Abdich-

► **Schaftperforation**► **Persistierender Hüftschmerz**► **Intraartikuläre Schmerzen**

Ein Impingement kann Subluxationen bzw. Luxationen verursachen

Abrieb und Osteolysen sind das Hauptproblem der zementfreien Endoprothetik

Tabelle 3

Zementfreie Hüftschäfte									
Prothesen- typ	Autor	Jahr	Nachunter- suchungen/ Operationen	Alter [Jahre]	Erst- operation/ Wechsel	FU [Jahre]	Revisions- rate [%]	Überlebens- rate [%]	Bemerkungen
Diaphysäre Verankerung									
Wagner	Böhm	2004	128/129	64,9	W	8,1	4,6		6 Revisionen (3 Infektionen, 1 Luxation, 1 periprothetische Fraktur, 1 Nachsinken) 7 postoperative Luxationen 6 periprothetische Frakturen 14 Jahre
	Bircher	2001	69/99	71	W	1–6	6	95,2	92
MRP	Wirtz	2004	424	67,7	W	3,2	2,2	94	10 Jahre
	Schuh	2004	79/120	67	W	4	3,8		
SLR	Löhr	2001	112/115	67	W	3	3		
Solution	Sporer	2003	51/51		W	6	13,7		7 Revisionen
								0	III A
								0	III B<19 mm
								18	III B>19 mm
							37,5	IV	
MP	Kwong	2003	143	67	W	3,3		97,2	7 Infektionen
Kompletter Fermurersatz									
MML	Böhling	2000	1	48	E	10			Case report

► **Lockerungsrate**

► **Oberschenkschmerzen**

► **Kompaktaverbreiterung**

Die periartikulären Ursachen für Hüftschmerzen sind zahlreich

tung des intramedullären Kanals zum Gelenk. Bei diesen Stielen zeigt sich Polyethylenabrieb bis an die Schaftspitze. Vollständig osseointegrierte Stiele bilden dagegen eine Barriere gegen Abriebpartikel [16].

Hohe ► **Lockerungsraten** in proximal nur partiell beschichteten Porous-coated-Stielen [13] stehen minimalen Lockerungsraten bei vollständigem Porous-coating gegenüber [21].

► **Oberschenkschmerzen** [16, 31] hängen mit der Art bzw. Qualität des zementfrei fixierten Stiels zusammen und sind oftmals Ausdruck der Instabilität. Kleine proximale Fiber-mesh-Flächen sind für eine ausreichende Osseointegration und Stabilität zu gering, sodass es zu Schmerzen kommt. Bei Schaftlockerungen finden sich vermehrt Oberschenkschmerzen, die nach Revision der gelockerten Schäfte verschwinden. Diese Schmerzen zeigen sich ebenso bei nur proximal beschichteten Stielen sowie bei großen [31] und steifen Stielen. Vor allem bei großen Stielen und Durchmessern kommt es zu einem erheblichen Knochenabbau. Zu einer deutlichen Reduktion der Schaftschmerzen kam es durch Verbesserung der anatomischen Formgebung, größere Beschichtungsflächen und mehr Schaftgrößen. Oberschenkschmerzen treten aber auch vermehrt bei ausgeprägtem Remodelling auf. Die bei der zementfreien Implantation oftmals als unerwünschte Knochenreaktion beschriebenen ► **Kompaktaverbreiterungen** müssen jedoch keineswegs mit der klinischen Symptomatik korrelieren [18]. Weitere Ursachen eines Oberschenkschmerzes sind Muskelhernien und Stressfrakturen.

Periartikuläre Ursachen für Hüftschmerzen [16, 27] können stress- oder osteolytisch bedingte Beckenfrakturen mit Schmerzausstrahlung in den Leisten- und Adduktorenbereich, heterotope Ossifikationen, Zustand nach Trochanterosteotomien, Bursitiden, Muskel- und Sehnenimpingement, Tumoren, Nervenkompressionssymptome, muskuläre Dysbalance, Offsetdifferenzen, Impingement der Weichteile und arterielle Verschlüsse im Becken- oder Oberschenkelbereich sein.

Fazit

Schmerzfreiheit, Bewegungsumfang und Überlebensraten sind wesentliche Kriterien für den Erfolg zementfreier Endoprothesen. Die Forderung nach Funktionsverbesserung, Schmerzfreiheit und Langzeitstabilität stellt Ansprüche an das Implantat und an die Operationstechnik. Viele Prothesen werden eingesetzt, ohne dass es dazu entsprechende Untersuchungen und Ergebnisse gibt. Finite-Elemente-Analysen, sorgfältige vorklinische Studien mit Migrationsanalysen und die stufenweise Einführung sind notwendig, um unerwartete Nebenwirkungen zu erkennen und das Risiko für Patienten zu minimieren. Das Ziel von Neuentwicklungen muss es sein, den Abrieb zu minimieren und die Stabilität der Implantate und der Einsätze zu optimieren. Neuentwicklungen müssen zumindest die gleichen Ergebnisse wie die bisher erfolgreich verwendeten Standardimplantate erbringen. Die Modifikation der Zugänge, eine geringe Knochenresektion sowie eine biologische Fixation und die Abriebminimierung sind dazu Voraussetzung.

Danksagung

Die Autoren danken Ing. Peter Kaelin, SQ Products, Steinhausen, Schweiz, für die Anfertigung der Grafiken und den angeführten Firmen für die Bereitstellung der Implantate.

Die Röntgenbilder wurden dankenswerterweise von Prof. Dr. J. Koebke (Abb. 2), Prof. Dr. J. Jerosch (Abb. 7), Dr. G. von Förster (Abb. 8), Prof. Dr. W. Hein (Abb. 9), Prof. Dr. W. Thomas (Abb. 10), Prof. Dr. G. von Gekeler (Abb. 11), PD Dr. G. Scheller (Abb. 12), Prof. Dr. G. Aldinger (Abb. 14), Prof. Dr. P. Bösch (Abb. 17), Dr. HC. Doets (Abb. 18), Prof. Dr. R. Graf (Abb. 20), PD Dr. R. Brückl (Abb. 21), Dr. Ramsauer (Abb. 22) und PD Dr. A. Schuh (Abb. 23) zur Verfügung gestellt.

Korrespondierender Autor

PD Dr. H. Effenberger



Rossmarkt 25, A-4710 Grieskirchen, Österreich
E-Mail: Effenberger@implantat-atlas.com

Interessenkonflikt: Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

Literatur

- Aldinger G (2004) Aktueller Stand der konventionellen Hüfttotalendoprothese (Hüftstiel). *Orthop Praxis* 40: 629–636
- Aldinger PR, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ (2003) Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10–15-year survival in 141 young patients. *Acta Orthop Scand* 74: 253–258
- Archibeck MJ, White RE Jr (2004) Learning curve for the two-incision total hip replacement. *Clin Orthop* 429: 232–238
- Berger RA (2004) Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results. *Orthop Clin North Am* 35: 143–151
- Berger RA, Duwelius PJ (2004) The two-incision minimally invasive total hip arthroplasty: technique and results. *Orthop Clin North Am* 35: 163–172
- Bergmann G (2004) Biomechanik. In: Wirth CA, Zichner L (Hrsg) *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*. In: Tschauner C (Hrsg) *Becken, Hüfte*. Thieme, Stuttgart New York, S 18–28
- Bircher HP, Riede U, Luem M, Ochsner PE (2001) The value of the Wagner SL revision prosthesis for bridging large femoral defects. *Orthopäde* 30: 294–303
- Böhling U, Makris V, Röttger M, Martin P (2000) Femurtotalersatz mit metall-spongiöser Tumorendoprothese bei Non-Hodgkin-Lymphom – 10 Jahre Verlaufskontrolle nach interdisziplinärer Therapie. *Orthop Praxis* 36: 442–447
- Böhm P, Bischel O (2004) The use of tapered stems for femoral revision surgery. *Clin Orthop* 420: 148–59
- Bolognesi MP, Pietrobon R, Clifford PE, Vail TP (2004) Comparison of a hydroxyapatite-coated sleeve and a porous-coated sleeve with a modular revision hip stem. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 2720–2725
- Buerger ML, Stiffel KK, Jacob HA, Bereiter HH (2005) Radiological findings and clinical results of 102 thrust-plate femoral hip prostheses. *J Arthroplasty* 20: 108–117
- Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH (2005) Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty* 20: 11–19
- Clohisey JC, Harris WH (1999) The Harris-Galante uncemented femoral component in primary total hip replacement at 10 years. *J Arthroplasty* 14: 915–917
- Della Valle CJ, Paprosky WG (2002) The middle-aged patient with hip arthritis: the case for extensively coated stems. *Clin Orthop* 405: 101–107
- Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognner B, Malluche HH (1993) Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 14: 231–242
- Effenberger H, Imhof M (2004) Primäre Hüftendoprothetik. In: Wirth CA, Zichner L (Hrsg) *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*. In: Tschauner C (Hrsg) *Becken, Hüfte*. Thieme, Stuttgart New York, S 330–382
- Effenberger H, Heiland A, Ramsauer T, Plitz W, Dorn U (2001) A model for assessing the rotational stability of uncemented femoral implants. *Arch Orthop Trauma Surg* 121: 60–64
- Effenberger H, Graf R, May M, Lojpur M, Imhof M, Lintner F (2004) Anatomically adapted, HA coated SBG stem – ten years of successful implantation. *Biomed Tech (Berl)* 49: 290–294

Neuentwicklungen müssen zumindest gleiche Ergebnisse wie die bisher erfolgreich verwendeten Standardimplantate ergeben

19. Eingartner C, Heigele T, Dieter J, Winter E, Weise K (2003) Long-term results with the BiCONTACT system – aspects to investigate and to learn from. *Int Orthop [Suppl 1]* 27: S11–S15
20. Elke R (2001) Die Schaftrevision. *Orthopäde* 30: 280–286
21. Engh CA, Hopper RH Jr (2002) The odyssey of porous-coated fixation. *J Arthroplasty [Suppl 1]* 17: 102–107
22. Grappiolo G, Blaha JD, Guen TA, Burastero G, Spotorno L (2002) Primary total hip arthroplasty using a grit-blasted, press-fit femoral prosthesis. Long-term results with survivorship analysis. *Hip Int* 12: 55–72
23. Grant P, Nordsletten L (2004) Total hip arthroplasty with the Lord prosthesis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 2636–2641
24. Gröbl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolff F (2002) Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am* 84-A: 425–431
25. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H (2004) Early functional results with the Mayo-hip, a short stem system with metaphyseal-intertrochanteric fixation. *Orthopäde* 33: 1249–1258
26. Jerosch J, Wetzel R, Aldinger G, Weipert A, Hanusek S, Filler TJ, Peuker ET (2000) Virtuelle Simulation zur Optimierung des Bewegungsspiels einer Hüftalloarthroplastik am Beispiel der adaptierten Druckscheibenprothese. *Orthopäde* 29: 605–613
27. Knahr K, Schneider W, Krugluger J, Kasperek M (2001) The painful hip in a well-fixed total hip replacement. *European instructional course lectures. EFORT* 5: 172–182
28. Knecht A, Witzleb WC, Gunther KP (2005) Oberflächenersatz der Hüfte. *Orthopäde* 34: 79–90
29. Koebeke J, Xepulias P, Thomas W (2002) Schenkelsprothese Typ Cut – eine funktionell-morphologische Analyse. *Biomed Techn* 45: 135–140
30. Kwong LM, Miller AJ, Lubinus P (2003) A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study. *J Arthroplasty [3 Suppl 1]* 18: 94–97
31. Lavernia C, D'Apuzzo M, Hernandez V, Lee D (2004) Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli. *J Arthroplasty [7 Suppl 2]* 19: 10–16
32. Löhr JF, Schütz U, Zünd T, Drobny T, Munzinger U (2001) Mittelfristige Ergebnisse mit einem Hüftschaftrevisionssystem. *Orthopäde* 30: 304–309
33. Mallory TH, Lombardi AV Jr, Leith JR, Fujita H, Hartmann JF, Capps SG, Kefauver CA, Adams JB, Vorys GC (2001) Minimum 10-year results of a tapered cementless femoral component in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty [8 Suppl 1]* 16: 49–54
34. Matsui M, Nakata K, Masuhara K, Ohzono K, Sugano N, Ochi T (1998) The metal-cancellous cementless Lübeck total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 80-B: 404–410
35. McLaughlin JR, Lee KR (2000) Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13 year results using an uncemented stem. *Clin Orthop* 373: 153–163
36. Morrey BF, Adams RA, Kesler MA (2000) Conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 82-B: 952–958
37. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS (1998) The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 235: 148–310
38. Ochsner PE (2002) Die Hüfttotalprothese. Indikationstechnik und lokale Komplikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York
39. Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J (1999) Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop* 369: 230–242
40. Perka C, Fischer U, Taylor WR, Matziolis G (2004) Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 312–319
41. Pipino F, Molfetta L, Grandino M (2000) Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13- to 17-year follow-up. *J Orthop Traumatol* 1: 31–39
42. Schill S, Thabe H (2000) Lang- und mittelfristige Ergebnisse mit dem zementfreien Link-Hüftprothesensystem in der Kombination Rippenschaft und Schraubpfanne Typ „V“. *Orthop Praxis* 2000: 160–167
43. Schmotzer H, Ulrich S (2004) Technische Grundlagen zu Oberflächen und Beschichtungen orthopädischer Implantate. In: Effenberger H (Hrsg) Schraubpfannen. Effenberger, Grieskirchen, S 21–26
44. Schuh A, Werber S, Holzwarth U, Zeiler G (2004) Cementless modular hip revision arthroplasty using the MRP titan revision stem: outcome of 79 hips after an average of 4 years' follow up. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 306–309
45. Semlitsch M (1987) Titanium alloys for hip joint replacement. *Clin Mater* 2: 1–13
46. Sporer SM, Paprosky WG (2003) Revision total hip arthroplasty: the limits of fully coated stems. *Clin Orthop* 417: 203–209
47. Sporer SM, Paprosky WG (2005) Biologic fixation and bone ingrowth. *Orthop Clin North Am* 36: 105–111
48. Starker M, Thümler P, Weipert A, Hanusek S (2000) Computergestützte Prothesenauswahl und Implantationskontrolle. *Orthopäde* 29: 627–635
49. Teloken MA, Bissett G, Hozak WJ, Sharkey PF, Rothman RH (2002) Ten to fifteen-year follow-up after total hip arthroplasty with a tapered cobalt-chromium femoral component (tri-lock) inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 84-A: 240–244
50. Thomas W, Lucente L, Mantegna N, Grundei H (2004) Die ESKA-(CUT)Endoprothese. *Orthopäde* 33: 1243–1248
51. Volkmann R, Bretschneider C, Eingartner C, Wellser S (2003) Revision arthroplasty – femoral aspect: the concept to solve high grade defects. *Int Orthop [Suppl 1]* 27: S24–S28
52. Wagner M (2002) Umgang mit femoralen Deformitäten. In: Perka C, Zippel H (Hrsg) Pro Standardprothese und simultane Korrekturosteotomie. Einhorn, Reinbek, S 60–64
53. Willmann G (1993) Das Prinzip der Konus-Steckverbindung für keramische Kugelköpfe bei Hüftendoprothesen. *Mat Wiss Werkstofftech* 24: 315–319
54. Wirtz DC (2004) Modulare Ergebnisse der MRP-Titanprothese. In: Thümler P, Forst R, Zeiler G (Hrsg) Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 271–281
55. Witzel U (1988) Zur Biomechanik der Hüftendoprothetik unter besonderer Berücksichtigung der Gleitlagerprothese. In: Maaz B, Gierese H (Hrsg) Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. 2. Kaiserswerther Symposium. Thieme, Stuttgart New York, S 21–24
56. Witzleb WC, Knecht A, Beichler T, Köhler T, Günther KP (2004) Hüftgelenk-Oberflächenersatzendoprothesen. *Orthopäde* 33: 1236–1242
57. Wohlrab D, Hagel A, Hein W (2004) Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 142: 685–690
58. Woolson ST, Mow CS, Syquia JF, Lannin JV, Schurman DJ (2004) Comparison of primary total hip replacement with a standard incision or a mini-incision. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 1353–1358
59. Zweymüller K, Lintner FK, Semlitsch MF (1988) Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop* 235: 195–206

Bitte beachten sie:
 Antwortmöglichkeit nur online unter: cme.springer.de
 Die Frage-Antwort-Kombinationen werden online
 individuell zusammengestellt.
 Es ist immer nur eine Antwort möglich.

Fragen zur Zertifizierung

Wodurch wird die Primärstabilität (primäre Festigkeit) von zementfreien Hüftschäften im Wesentlichen erreicht?

- Kraft-/Reibschluss und Druckvorspannung
- Form
- Material
- Rauigkeit
- Länge

Welche Vorteile haben modulare Implantate nicht?

- sie sind billiger
- individuelle Angleichung an unterschiedliche Femurformen
- individuelle Antetorsionseinstellung
- Ausgleich einer Beinlängendifferenz
- optimale Anpassung an den jeweiligen Markraum

Welche Ursachen hat der intra-artikuläre Schmerz bei stabil implantierten Hüftprothesen?

- Impingement
- Abrieb
- Infektion
- Luxationen
- alle sind richtig

Welche Indikation hat eine Prothese mit diaphysärer Verankerung?

- Primärimplantation
- Dysplasiecoxarthrosen
- Schaftlockerung
- posttraumatische Coxarthrosen
- Coxa profunda

Wie groß ist der CCD-Winkel bei den am meisten verwendeten zementfreien Hüftschäften?

- <110°
- 110–119°
- 120–129°
- 125–145°
- >145°

Welche Konusform wird derzeit in den deutschsprachigen Ländern am häufigsten verwendet?

- 9/11
- 10/12
- 12/14
- 14/16
- 16/18

Aus welchem Material sind die meisten zementfreien Hüftschäfte hergestellt?

- Titan- oder Titanlegierungen
- Kobalt-Chrom-Molybdän
- Polyethylen
- Keramik
- Stahl

Wie groß ist der durchschnittliche Mittenrauheitswert (Ra) von korundgestrahlten Hüftschäften?

- etwa 1–4 µm
- etwa 4–8 µm
- etwa 10–15 µm
- etwa 15–20 µm
- >20 µm

Welcher wesentliche Unterschied besteht zwischen den zementfreien Hüftschäften der 1. und 2. Generation?

- Form
- Material
- Oberflächenrauigkeit
- Modularität
- Größen

Die 15-Jahresüberlebens-Resultate von metadiaphysär verankerten Hüftschäften der 2. Generation sind

- 100%
- 93–99%
- 80–92%
- 70–79%
- <70%

Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate auf cme.springer.de verfügbar. Den genauen Einsendeschluss erfahren Sie unter cme.springer.de.



Hier steht eine Anzeige.

