

J. Jerosch<sup>1</sup>

# Kurzschafft ist nicht gleich Kurzschafft – Eine Klassifikation der Kurzschafftprothesen

*Short stems are different –  
A classification of short stem designs*

**Zusammenfassung:** Die zurzeit auf dem Markt befindlichen Hüftkurzschäfte unterscheiden sich erheblich und lassen sich differenzieren in Schenkelhals-erhaltende, teilerhaltende und resezierende Systeme. Hierdurch ergeben sich erhebliche Unterschiede in der Indikationsbreite, dem Anwendungsbereich und der OP-Technik. Schenkelhals-resezierende Systeme erlauben eine Rekonstruktion der patientenspezifischen Biomechanik über die Modularität oder eine große Zahl von Prothesenkonfigurationen. Schenkelhals-erhaltende Systeme sind sehr eingeschränkt in der Indikationsbreite. Schenkelhals-teilerhaltende Systeme benötigen eine angepasste OP-Technik, sind dann jedoch in der Lage, ein erhebliches Spektrum abzudecken.

**Abstract:** The presently available short stem designs show significant differences and can be differentiated in neck containing, partial containing and neck resection designs. This has an influence on the indication, the use as well as on the surgical technique. Neck resecting systems allow the reconstruction of patient specific anatomy with modular designs or a huge number of different implant configurations. Neck retaining systems only have a limited indication. Neck partial retaining systems need an adopted surgical technique, however, they can cover a huge spectrum of patients.

*Keywords:* hip, shorts stem designs, classification

*Schlüsselwörter:* Hüfte, Kurzschafftprothesen, Klassifikation

## Einleitung

Die Indikationsstellung zum endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenkes wird zunehmend erweitert. Da die Baby-Boomer Generation zunehmend in das Endoprothesenalter kommt, wird die Zahl der Endoprothesen noch steigen (Abb.1).

Man geht von einem Anteil von etwa 20% Patienten aus, die jünger als 60 Jahre alt sind. Für diese Patienten, bei denen unter Umständen mehrerer Revisionsoperationen erwartet werden, sind sogenannte Kurzschafftprothesen primär entwickelt worden. Die Nachfrage bei diesem Prothesentyp steigt erheblich; gleichzeitig sinkt das Interesse am Oberflächenersatz er-

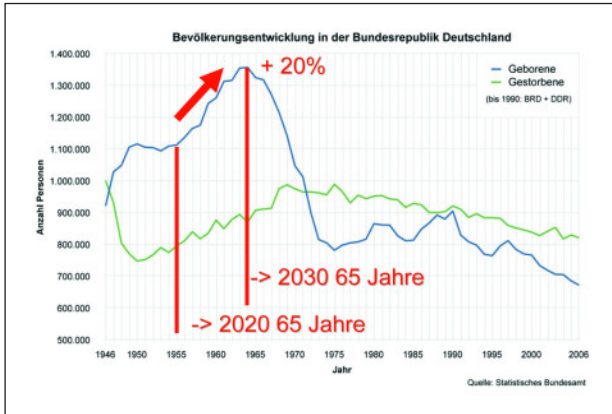
heblich, insbesondere auch wegen der Diskussion der Metall-Metall Gleitpaarung.

Es werden eine Vielzahl von Systemen unter dem Begriff Kurzschafftprothesen subsummiert; die Unterschiede sind jedoch zum Teil erheblich hinsichtlich der Verankerungsprinzipien, der anatomischen Orientierung sowie des Ausmaßes der Knochenresektion. Es gibt unterschiedliche Versuche, die Kurzschafftssysteme zu kategorisieren. So wird versucht, kurze anatomische Systeme von kurzen gebogenen oder kurzen Gradschafftssystemen zu unterscheiden. Im Folgenden wird eine Klassifikation vorgestellt, die sich an der Resektionsebene orientiert.

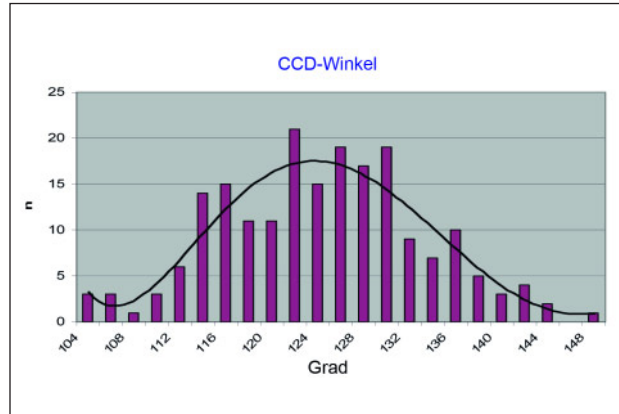
## Schenkelhals-erhaltende Systeme

Bei Schenkelhals-erhaltenden Systemen erfolgt eine unmittelbar subkapitale Resektion. Das Implantat wird mit unterschiedlichen Verankerungstechniken im Schenkelhals platziert. Dieses hat den Vorteil, dass noch mehr Knochen am proximalen Femur erhalten bleibt. Hierdurch erkaufte man sich jedoch einige Einschränkungen. Die Versorgung von Patienten mit einem CCD-Winkel unter 125° ist kaum möglich. Da jedoch der mittlere CCD-Winkel bei Patienten, die eine Hüftendoprothese benötigen, nur etwa 125° beträgt, fallen viele Patienten schon durch diese Limitierung heraus [1]. (Abb. 2).

<sup>1</sup>Abteilung für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin, Johanna-Etienne-Krankenhaus, Neuss  
DOI 10.3238/oup.2012.0304-0312



**Abbildung 1** Bevölkerungsentwicklung in der BRD



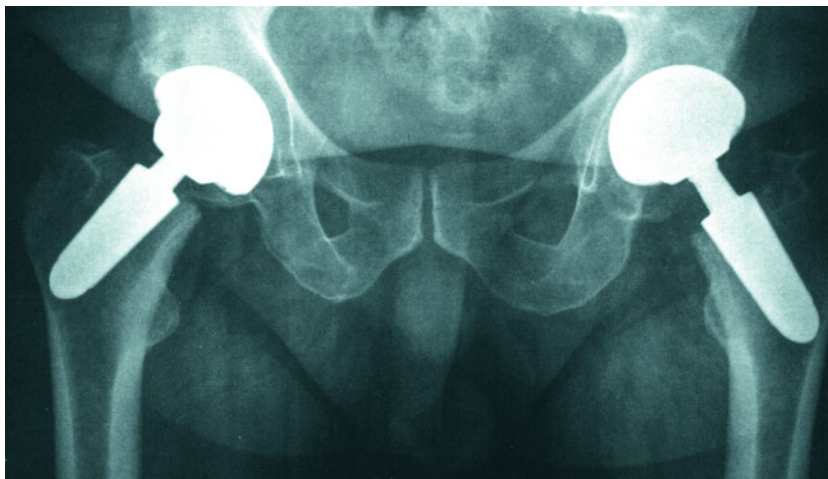
**Abbildung 2** Der CCD-Winkel (MW: 124.9° +/- 8.2° bei Patienten, die eine Endoprothese erhalten [1])



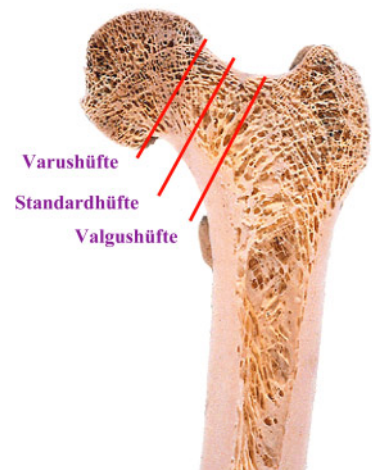
**Abbildung 3** Cut-Prothese



**Abbildung 4** Spiron-Prothese



**Abbildung 5** Implantation der Silentprothese (Quelle: DePuy)



**Abbildung 6** Resektionshöhe

Daneben spielt die Knochenqualität bei Schenkelhals-erhaltenden Systemen auch eine entscheidende Rolle. Patienten mit schlechter Knochenqualität scheiden hier ebenfalls aus.

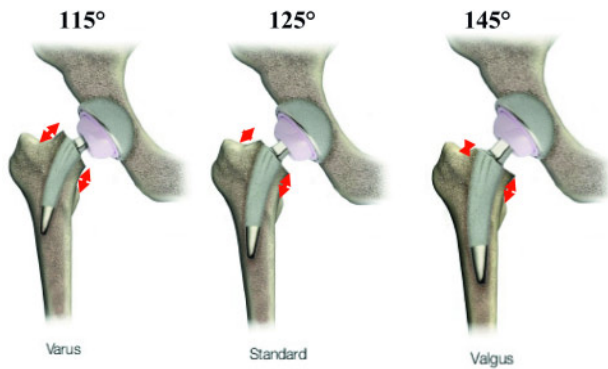
Auch können Antetorsion oder femorales Offset kaum beeinflusst wer-

den. Dies ist bei Dysplasiehöften mit größter Schaftantetorsion ein Problem, da bei diesen Höften die Antetorsion nicht reduziert werden kann. Bei Patienten mit einer Lateralisation des Pfannenrotationszentrums kann der Verlust des Offsets bei Medialisation des Rotati-

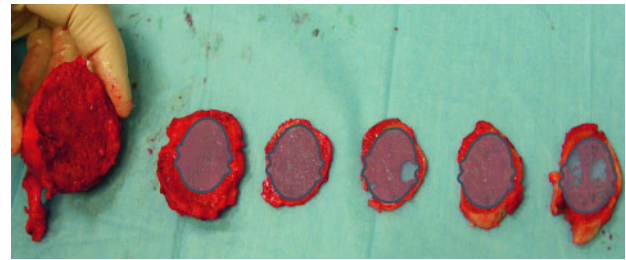
onszentrums der Pfanne nicht kompensiert werden.

Im Folgenden einige typische Beispiele für Schenkelhals-erhaltende Systeme:

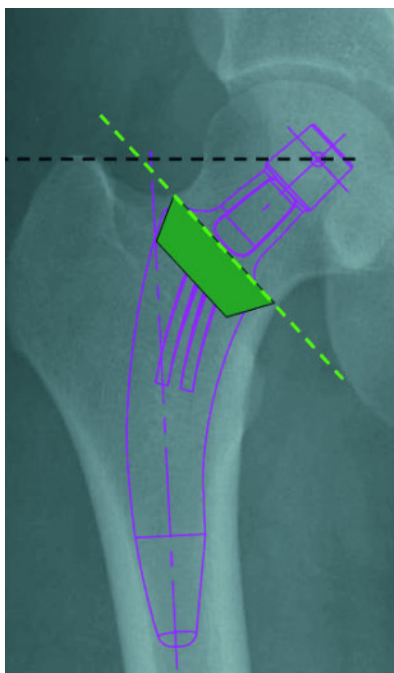
Die CUT-Schenkelhalsprothese wird rein im Schenkelhals verankert



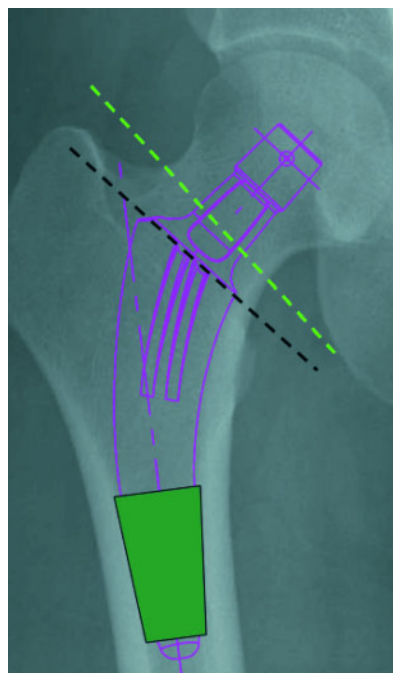
**Abbildung 7** Resektionsprinzipien bei varischen, normalen und valgischen Hüften



**Abbildung 8** Durchmesser des Schenkelhalses in unterschiedlichen Resektionshöhen



**Abbildung 9** Isthmus-Wedge Verankerung im Schenkelhals



**Abbildung 10** Diaphysäre Verankerung

(Abb. 3). Die Spongiosa sowie der Trochanter major bleiben zur Krafteinleitung und Kraftübertragung erhalten. Der Prothesenkörper stützt sich medial an die Kortikalis und der distal gebogene Prothesenteil lateral an der Kortikalis ab [2].

Auch bei der Spiron Schenkelhals-Schraubenprothese bleibt der Schenkelhals vollständig erhalten (Abb. 4). 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.

Das Silent Implantat (DePuy) wurde in einer kleinen Serie ab 2003 implantiert (Abb.5). Von Seiten des Herstellers wird Wert darauf gelegt, dass es sich um eine Prothese für ein ausgewähltes Patientenklientel handelt (Indikationen, Knochenqualität, biologisch junge Patienten), die OP-Technik anspruchsvoll ist (Positionierung) und dass es ein dezidiertes Ausbildungsprogramm für Anwender gibt.

### Schenkelhals-teilerhaltende Systeme

Die Schenkelhals-teilerhaltenden Systeme zeichnen sich durch eine variable

Resektionshöhe aus. Je nach CCD-Winkel erfolgt dann eine hohe subkapitale, mittlere oder tiefe Resektion (Abb. 6). Dieses hat den großen Vorteil, dass man über das Ausmaß des Knochenverlustes Offset und Beinlage rekonstruieren und die Modularität des Implantates selber gering halten kann.

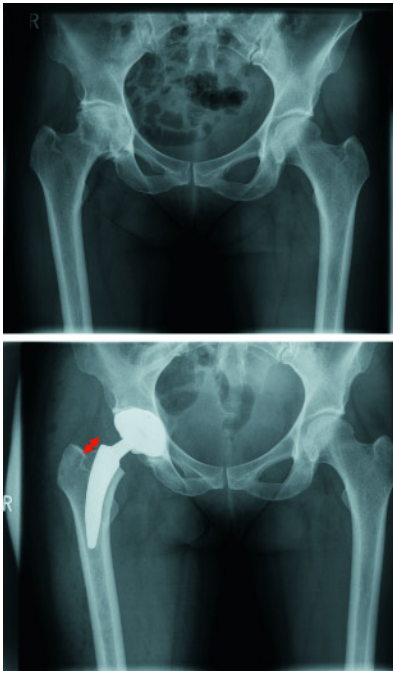
Bei einer normalen Hüfte erfolgt eine Resektion in etwa in der Mitte des Schenkelhalses parallel zur Kopf-Hals-Ebene (Abb. 7, 11).

Bei der valgischen Hüfte erfolgt tiefe Resektion in Relation zur Fossa piriformis, was zu einem valgischen CCD Winkel und einem geringen Offset führt (Abb. 7, 12). Bei der varischen Hüfte ist eine hohe subkapitale Resektion notwendig, um das bei diesen Hüften in der Regel hohe Offset rekonstruieren zu können (Abb. 7, 13).

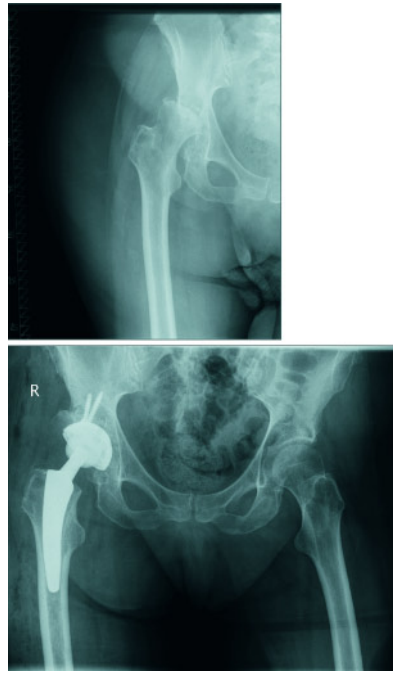
Anders als bei der konventionellen Technik, bei der der Trochanter minor die Referenz darstellt, ist bei Schenkelhals-teilerhaltenden Prothesen, die Fossa piriformis der Referenzpunkt. Dies aus 2 Gründen:

1. Bei den meisten minimal-invasiven Operationszugangstechniken ist der Trochanter minor gar nicht mehr visuell oder palpatorisch erreichbar.
2. Bei Einhaltung der Operationstechnik mit der 90/90 Resektion und der hohen subkapitalen Resektion bei varischen Hüften, der Mid-Neck-Resektion bei Standardhüften und der tiefen Resektion in der Fossa piriformis bei valgischen Hüften, ist die Distanz zum Trochanter minor nahezu immer konstant (Abb. 7).

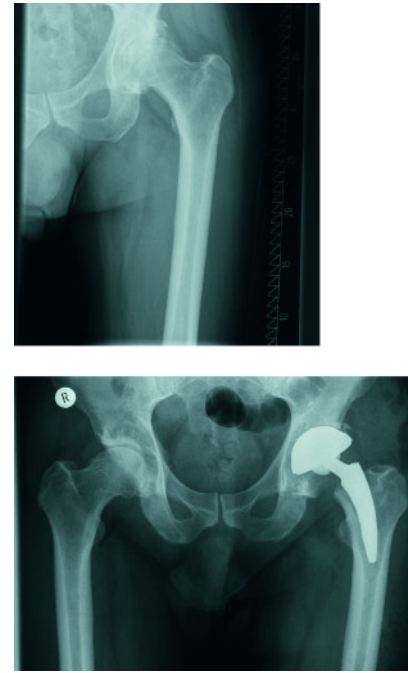
Ein weiteres Charakteristikum der empfohlenen Operationstechnik ist, dass bei varischen Hüften die Prothese in der Regel deutlich kleiner ist als bei



**Abbildung 11** Resektion des Schenkelhalses einer normalen Hüfte prä- zu postoperativ



**Abbildung 12** Resektion des Schenkelhalses einer valgischen Hüfte prä- zu postoperativ



**Abbildung 13** Resektion des Schenkelhalses einer varischen Hüfte prä- zu postoperativ

valgischen Hüften. Dieses liegt daran, dass bei varischen Hüften die Resektion deutlich oberhalb des Isthmus des Schenkelhalses erfolgt und der Isthmus der limitierende Durchmesser für die Prothesengröße ist (Abb. 8).

Ziel ist es also, einen sogenannten Isthmus-Wedge in „Fit and Fill“-Technik im Schenkelhals zu erreichen. Dieses erlaubt dann auch die gute Rekonstruktion von Offset und Beinlänge. Bei einer zu tiefen Resektion oder bei einer gewollt tiefen Resektion bei einer valgischen Hüfte, wird ein metaphysialer/diaphysialer „Fit and Fill“ erreicht, was bei valgischen Hüften durchaus gewünscht wird, bei Standardhüften jedoch zu einer Reduktion des Offsets und des CCD-Winkels führt (Abb. 9, 10).

Um nach der 90/90 Osteotomie dieses Verankerungsprinzip zu erreichen, erfolgt die Eröffnung des Schenkelhalsmarkraumes im posterolateralen Quadranten (Abb. 14).

Wird die Eröffnung zentral oder sogar medial durchgeführt, stößt die Prothese lateral an der Kortikalis an und es wird kein ausreichender „Fit and Fill“ erreicht. Die Eröffnung des Markraums mit einem ausreichend langen Löffel, der mit der stumpfen Seite zur lateralen Kortikalis geneigt ist (Abb. 15), verhin-

dert das Anlegen einer Via falsa. Anschließend wird der Markraum mit einer Ahle über diesen bereits eröffneten Bereich vorbereitet (Abb. 16).

Es erfolgt dann das graduelle Erweitern des Prothesenbettes im Schenkelhals mit den Impaktoren. Hierbei ist darauf zu achten, dass ein Aufraspeln des Schaftes für ein zementfreies Standardsystem ein völlig anderes Vorgehen ist als das Impaktieren des spongiösen Schenkelhalsanteils. Wenn man mit einer Raspel den Femurmarkkanal eröffnet, erreicht man in der Regel die auch vorher vorgesehene Prothesengröße. Dieses spürt man u.a. am Klang der Raspel. Ein weiteres Aufraspeln ist dann in der Regel nicht mehr möglich.

Dies ist anders bei der Impaktion der Spongiosa des Schenkelhalses. Hier hat man durchaus auch schon einmal das Gefühl, dass auch ein Impaktor, der eine Größe kleiner ist als ausgemessen, schon stabil verankert ist. In dieser Phase der Operation muss man sich ein wenig Zeit lassen, um den spongiösen Knochen die Möglichkeit zu geben, nachzugeben. Falls es nicht möglich ist, die vorher gewählte Prothesengröße als Impaktor einzubringen, dann sollte man intraoperativ röntgen. In der Regel ist man dann deutlich zu varisch eingegangen. Ist der definitive

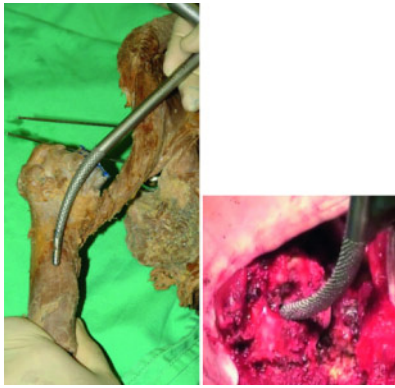
Impaktor bis zur entsprechenden Tiefe eingebracht, erfolgt eine Probereposition. Hier werden dann nochmal Beinlänge und Offset sowie Stabilität überprüft.

### Fixationsprinzip bei Schenkelhals-teilerhaltenden Kurzschaften

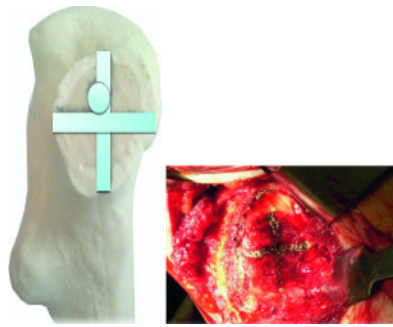
Häufig wird bei den Kurzschaftprothesen lediglich auf eine 2-dimensionale Fixation im ap-Röntgenbild abgehoben. Hier wird festgehalten, dass die Prothese am medialen Kalkar und an der lateralen Femurkortikalis abstützt. Dieses ist nicht das Konstruktionsprinzip bei den Schenkelhals-teilerhaltenden Prothesen. Hierbei ist es das Prinzip, dass primär eine Fixation, wie bei Standard-Langschaftprothesen (posterior-anterior-posterior) die Stabilität sichert (Abb. 17,18). Dies führte dazu, dass auch bei völlig falscher, deutlich zu tiefer Resektion, aber einem ausreichenden „Fit and Fill“, die Stabilität gegeben ist (Abb. 19).

Im Folgenden einige Beispiele für schenkelhals-teilerhaltende Prothesen

Bei dem C.F.P.- (Collum Femoris Preserving) Schaft handelt es sich um den ursprünglich von Francesco Pipino in Italien 1978 entwickelten Schaft. Dieser



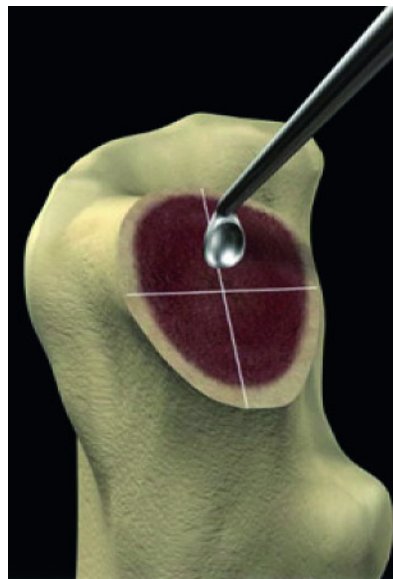
**Abbildung 14** Markraumöffnung postero-lateral



**Abbildung 17** PAP-Fixation im CT



**Abbildung 15** Markraumöffnung mit einem Löffel

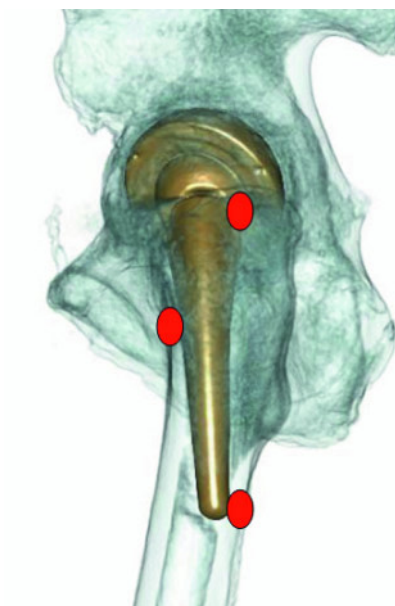


**Abbildung 18** PAP-Fixation im 3D-CT

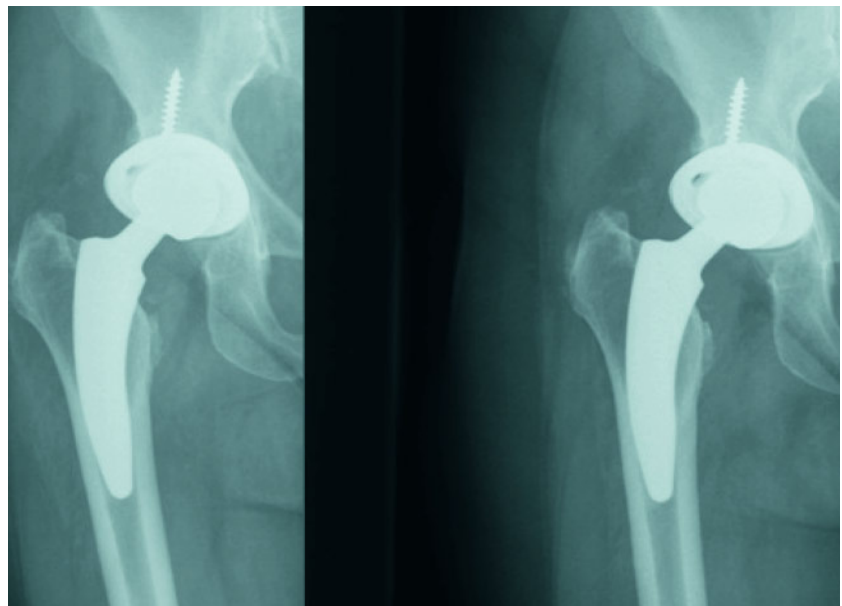
ist seit 1999 in Deutschland im Einsatz und wird von der Firma Link vertrieben (Abb. 20). Der Schaft ist ein metadiaphysär verankerter zementfreier Hüftschaft, wahlweise mit und ohne Kragen. Die Prothese ist aus Titan gefertigt. Aufgrund der reduzierten Knochenresektion werden der Schenkelhals und die proximale Spongiosa erhalten. Der C.F.P.-Schaft ist anatomisch geformt.

Die Nanos-Hüftprothese (S&N) ist seit 2004 im Einsatz (Abb. 21). Es handelt sich ebenfalls um einen knochen-erhaltenden, metaphysär verankerten, zementfreien Hüftschaft 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.

Der Minihip-Schaft (Corin) ist seit 2007 im Einsatz (Abb. 22). Bei der Prothesenentwicklung wurde aufgrund von CT-Daten von Patienten, die eine Hüftendoprothese erhalten haben, ein Kurzschaftdesign mit Erhalt des Schenkelhalses konzipiert [1]. Das vor allem im medialen Bereich abgerundete Design soll die femursprengende Wirkung anderer Doppelkonusprothesen (langer Setzpunkt) reduzieren. Ziel des Designs war eine metaphysäre Schenkelhals-füllende Verankerung mit möglichst optimaler Krafteinleitung und -übertragung bei gleichzeitiger Rekonstruktion der individuellen Anato-



**Abbildung 16** Eröffnung mit der Starterahle



**Abbildung 19** 1- und 2-Jahres-Nachuntersuchung nach zu tiefer Resektion, jedoch mit gutem „Fit and Fill“



**Abbildung 20** CFP (Fa. Waldemar Link)



**Abbildung 21** Nanos Prothese



**Abbildung 22** Der MiniHip-Schafft

mie des Patienten, ohne dass ein modulares System notwendig wird.

Die COLLO-MIS ist eine Neuentwicklung der Firma LIMA (Abb. 23). Der CCD-Winkel liegt bei  $135^\circ$ . Dieses führt zu einer begrenzten Reproduzierbarkeit der anatomischen Verhältnisse. Es gibt 9 Größen und die Halslänge nimmt proportional zur Schaftlänge zu. Der Schaft ist als Konus ( $8^\circ$ ) geformt.

### Schenkelhals-resezierendes System

Die Proxima-Prothese (Depuy) ist eine Weiterentwicklung der Stanmore-Prothese, bei welcher intraoperativ der proximale Femur ausgemessen wird und dann eine individuelle proximale Markraum-füllende Prothese erstellt wurde (Abb. 24). 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.

Die Zuganker-Prothese wurde von Nguyen entwickelt (Abb. 25). Sie hat ähnliche Nachteile wie die Proxima-Prothese. Der Mayo-Schafft (Fa. Zimmer) ist der „Klassiker“ unter den metadiaphysär verankerten Systemen und seit 1985 im Einsatz. Langzeitergebnisse liegen bereits vor (Abb. 26). Die Mayo-Prothese ist ein knochen-erhaltender, proximal verankerter, zementfreier Hüftschafft ohne Kragen. Die Prothese ist aus Titan gefertigt. Der Schaft hat eine doppelte

Keilform (konisches Design in 2 Ebenen) sowohl in anterior/posteriorer Richtung als auch in medial/lateraler Richtung. Die leicht abgewinkelte Schaftspitze dient der Ausrichtung der Prothese und nicht der Fixierung. Die Multi-Punkt-Verankerung 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 gegenteilige Erfahrungen.

Eine weitere Anpassung an die vorliegende anatomische Situation soll durch einen CCD-Winkel von  $132^\circ$ , 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 [3, 4].

Der Metha-Schafft (Aesculap) ist seit 2004 im Einsatz (Abb. 27). Es handelt sich um einen Knochen-erhaltenden, proximal verankerten, zementfreien Hüftschafft ohne Kragen [5, 6, 7, 8, 9, 10]. Der Titanschafft hat ein 3fach keilförmiges Design (konisches Design in 3 Ebenen). Die konische Form unterstützt die Primärstabilität und die proximale Krafteinleitung.

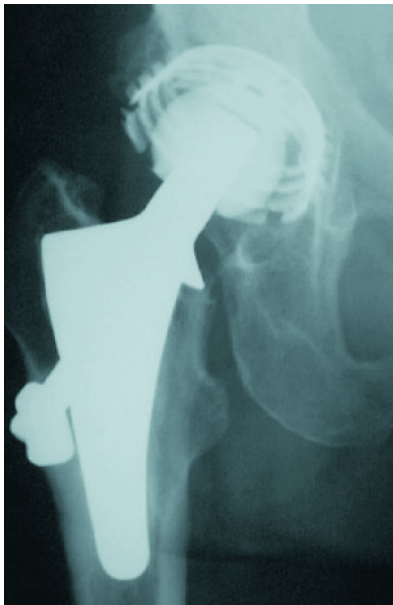
Die Fitmore-Prothese (Abb. 28) ist eine Schenkelhals-resezierende Prothese, die jedoch auch auf die Rekonstruktion der anatomischen Parameter Wert legt. Während die Nanos- [11] und Minihip-Prothese [12] dieses Ziel bei neuen Prothesengrößen durch eine Patienten-adaptierte Resektionsebene und entsprechende individualisierte Varus-Valgus-Einstellung der Prothesen erreicht, 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 es wurden 3 unterschiedliche mediale Schaftkurvaturen entworfen. Durch das gebogene Schaft-Design ist der Erhalt des Knochens im Bereich des Trochanter major sowie im Bereich der



**Abbildung 23** COLLO-MIS-Schafft



**Abbildung 24** Proxima-Prothese



**Abbildung 25** Zuganker-Prothese



**Abbildung 26** Mayo-Prothese



**Abbildung 27** Metha-Kurzschaft



**Abbildung 28** Die Fitmore Familie

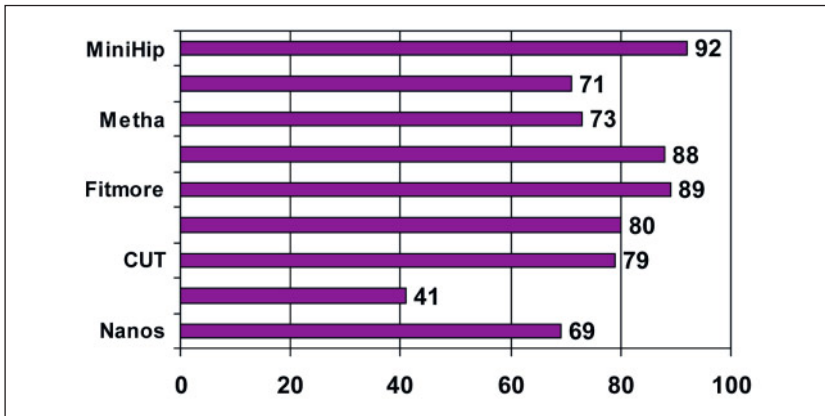
Ansätze der Glutealmuskulatur gut möglich. Die Fixierung erfolgt wie bei den meisten metadiaphysären Kurzschaften über eine 3-Punkt-Fixation in der ap-Ebene und eine Anlage an eine mediale Krümmung und der lateralen Kortikalis in der ml-Ebene [13].

### Wo liegen Unterschiede zwischen den Schaft-Systemen

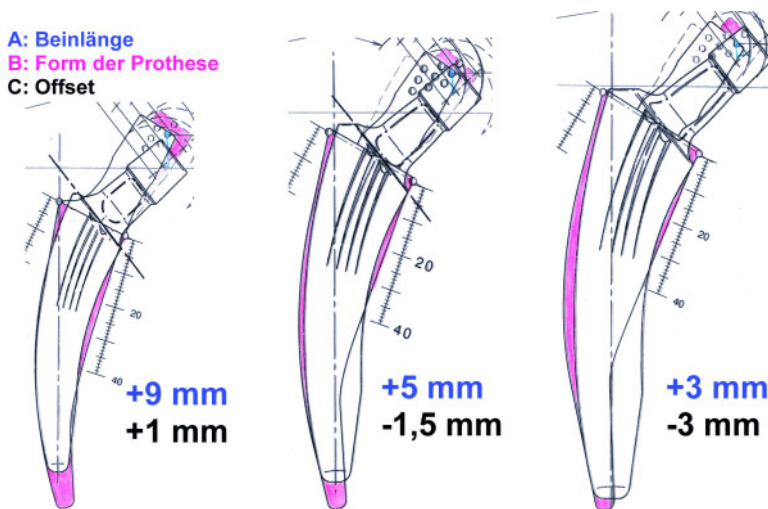
Ein Vergleich der unterschiedlichen Kurzschaftprothesen hinsichtlich der anatomischen Rekonstruierbarkeit der individuellen Hüftgeometrie (Offset/CCD-Winkel/Beinlänge) zeigt deutliche Unterschiede. Hierbei gilt zu berücksichtigen, dass der mittlere CCD-Winkel bei Patienten, die eine Hüftendoprothese erhalten, etwa  $125^\circ$  und das femurale Offset etwa 35 mm beträgt [1]. Zwar versuchen viele Autoren auf die Relevanz der Schenkelhalsosteotomie für die Biomechanik der Prothese hinzuweisen [11]; bei Prothesensystemen mit CCD-Winkeln von mehr als  $130^\circ$  ist es jedoch kaum möglich, Patienten mit einem CCD-Winkel von  $125^\circ$  anatomisch zu versorgen [14, 15].

Unterschiedliche Autoren zeigten, dass die Reproduzierbarkeit der individuellen Biomechanik mit Kurzschaftendoprothesen sehr differieren [14, 12]. In einer eigenen Studie untersuchten wir die Rekonstruierbarkeit von 100 Coxarthrosehöften mit 9 Kurzschaftprothesen [16]. Hierbei wurde evaluiert, in wie viel Prozent der Fälle einer Reproduzierbarkeit des Offsets innerhalb von 2 mm und des CCD-Winkels innerhalb von  $2^\circ$  möglich war. Der CCD-Winkel bei den evaluierten Patienten reichte von  $117^\circ$  bis  $149^\circ$ . Die Ergebnisse variierten zwischen 41% und 92% (Abb. 29).

Auch der detaillierte Vergleich unterschiedlicher Kurzschaftsysteme 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 zur Schaftgröße ansteigen. Dieses führt zu erheblichen Änderungen der Biomechanik bei der Implantation (Abb. 30). Diese Designunterschiede führen auch zu völlig anderen Resektionssebenen.



**Abbildung 29** Reproduzierbarkeit von Offset (innerhalb von 2 mm) und CCD-Winkel (innerhalb von 2°) von 100 Patienten mit Coxarthrose.



**Abbildung 30** Vergleich zwischen einem Kurzschafftsystem mit konstanter Halslänge (rot) mit einem Kurzschafftsystem mit proportional ansteigenden Halslänge (weiß) (Quelle: Thomas Jähnel). Diese führt dazu, dass es bei kleinen Schaftgrößen zu einer deutlichen Beinverlängerung kommt. Bei großen Schaften reduziert sich die relative Schaftverlängerung; gleichzeitig reduziert sich jedoch das Offset.

Die Reduktion des Prothesen-Offsets 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 Jaguli et al. [17], dass selbst bei

erfahrenen Operateuren bei 410 Patienten nach Hüft-TEP eine mittlere Beinverlängerung von 3,9 mm resultierte. Shiramizu et al. [18] berichten über eine mittlere Beinverlängerung von 3,4 mm, eine Verlängerung von mehr als 12 mm in 5% der Fälle und in 7% der Patienten

über eine symptomatische Beinverlängerung, die eine Absatzerhöhung notwendig machte. Edeen et al. [19] zeigten, dass 32% der Patienten einen Beinlängenunterschied wahrnahmen. Diese Beinlängenunterschiede sind nicht selten Gegenstand von juristischen Auseinandersetzungen [20,21].

### Fazit und klinische Relevanz

Die zurzeit auf dem Markt befindlichen Hüftkurzschäfte unterscheiden sich erheblich und lassen sich differenzieren in Schenkelhals-erhaltende, teilerhaltende und resezierende Systeme. Hierdurch ergeben sich erhebliche Unterschiede in der Indikationsbreite, dem Anwendungsbereich und der OP-Technik. Schenkelhalsresezierende-Systeme erlauben eine Rekonstruktion der patientenspezifischen Biomechanik über die Modularität oder eine große Zahl von Prothesenkonfigurationen. Schenkelhals-erhaltende Systeme sind sehr eingeschränkt in der Indikationsbreite. Schenkelhals-teilerhaltende Systeme benötigen eine angepasste OP-Technik, sind dann jedoch in der Lage, ein erhebliches Spektrum abzudecken. OUP

**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.

#### Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. Dr. h. c. Jörg Jerosch  
Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie  
und Sportmedizin  
Johanna-Etienne-Krankenhaus  
Am Hasenberg 46  
41462 Neuss  
E-Mail: j.jerosch@ak-neuss.de

### Literatur

- Jerosch J, Glameyer H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschafftsystem (Mini-Hip). Orthopädische Praxis 2009; 45: 74–81
- Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. Short-stemmed endoprothesen in total hip arthroplasty. Orthopäde 2007; 36: 353–359
- Hagel A, Hein W, Wohlrab D. Experience with the Mayo conservative hip system. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 2008; 75: 288–292
- Meldrum RD, Willie BM, Bloebaum RD. An Assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. Iowa Orthop J 2003; 23: 103–107
- Braun A, Sabah A. Two-Year Results of a Modular Short Hip Stem Prosthesis – A



- Prospective Study. *Z Orthop Unfall* 2009; 147: 700–706
6. Synder M, Drobniewski M, Pruszczyński B, Sibiński M., Initial Experience with Short Metha Stem Implantation, *Ortop Traumatol Rehabil* 2009; 11: 317–323
  7. Confalonieri N, Manzotti A, Montironi F, Pullen C. Leg length discrepancy, dislocation rate and offset in total hip replacement using a short modular stem: navigation vs conventional freehand. *Orthopedics* 2008; 31, No. 10: 35–39 Sup
  8. Milecki M, Kowalczewski J, Wielopolski A, Obrebski M, Okoń T, Marczak D. Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty-preliminary report, *Chir Narzadwo Ruchu Ortop Po* 2008; 73: 244–247
  9. Boucher HR, Falez F, Hamden D, Housden P, Milecki M, Steffen R, Wittenberg R. Redefining Total Hip Replacement for Active Patients. *Orthopedics Today, International Supplement* Sept/Oct 2007
  10. Bücking, PK, Feldmann PH, Wittenberg RH. Metha Modular Short Stem Prosthesis. *Orthopädische Praxis* 2006; 42: 474–478
  11. Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO, Mollard B, König C, Kammerzell S. Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant, *Orthopedics* 2009; 32, No. 10: 18–21 Sup
  12. Jerosch J, Grasselli C, Kothny C, Litzkow D, Hennecke T. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metaphysär fixierten Kurzschaftprothese – eine radiologische Untersuchung. *Z f Orthop und Unfallchir; im Druck*
  13. Yerasimides JG. 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)*. 2010; 39 No. 10: 13–16 Sup.
  14. Babisch J. Kurzschaftprothesen – ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik. *Orthopädie im Profil*. 2011; 7: 6–8
  15. Jerosch J, Funken S. Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken? *Unfallchirurg* 2004; 107: 475–482
  16. Grasselli Ch, Jerosch J. Die Rekonstruierbarkeit der individuellen Hüftanatomie mit unterschiedlichen Kurzschaftsystemen – eine radiologische Analyse. 59. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, 28.04.– 01.05.2011, Baden-Baden
  17. Iagulli ND, Mallory TH, Berend KR, Lombardi AV Jr, Russell JH, Adams JB, Roseth KL. A simple and accurate method for determining leg length in primary total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2006; 35: 455–457.
  18. Shiramizu K, Naito M, Shitama T, Nakamura Y, Shitama H. L-shaped caliper for limb length measurement during total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2004; 86: 966–969.
  19. Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 1995; 24: 347–351.
  20. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothmann RH, Hozack WJ. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85: 2310–2317.
  21. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001;16: 715–720.