

J. Jerosch<sup>1</sup>

# Weichteilbalancierung im Rahmen der Hüftendoprothetik

## *Soft tissue balancing in THR*

**Zusammenfassung:** Die Weichteilbalancierung spielt eine entscheidende Rolle zur Rekonstruktion der individuellen Biomechanik des Patienten. Bei einem Großteil der auf dem Markt befindlichen Prothesen ist es nicht möglich, die individuelle Beinlänge, Offset sowie den CCD-Winkel individuell zu rekonstruieren. Dieses ist jedoch Voraussetzung für eine möglichst normale Hüftfunktion sowie für eine lange Lebensdauer auch bei anspruchsvollen Patienten.

**Schlüsselwörter:** Hüftendoprothetik, Weichteilbalancierung, Offset, Beinlänge, CCD-Winkel

### Zitierweise

Jerosch J: Weichteilbalancierung im Rahmen der Hüftendoprothetik. OUP 2013; 7: 360-366. DOI 10.3238/oup.2013.0360-0366

**Abstract:** Soft tissue balancing is an important factor to reconstruct the individual anatomy of a patient, who needs a total hip replacement. In the majority of the cases the present available implants do not allow an anatomic reconstruction of the individual leg length, offset and CCD-angle. However, this is necessary in order to allow normal hip function and a long survival rate of THR even in demanding patients.

**Keywords:** hip replacement, soft tissue balancing, leg length, offset, CCD-angle

### Citation

Jerosch J: Soft tissue balancing in THR. OUP 7–2013; 7: 360-366. DOI 10.3238/oup.2013.0360-0366

## Einleitung

Veränderungen an der Hüftgelenkgeometrie nehmen in erheblichem Maß Einfluss auf die Kräfteverhältnisse und somit auf die Belastung des Gelenks und insbesondere der hüftstabilisierenden Muskulatur. Diese Veränderung, selbst bei alleiniger Betrachtung der Frontalebene, muss in vielfältigen Aspekten im Prothesendesign und der Operationsdurchführung berücksichtigt werden. Parameter, die auf die Gelenkbelastung einwirken, sind das Offset (Abb. 1), der CCD-Winkel, der Anteversionswinkel, Varus- oder Valguspositionierung der Prothese, Medialisation des Acetabulums und Lateralisation des Trochanters [3].

Schon in den Anfängen der Hüftgelenkendoprothetik ging Charnley [4] davon aus, dass Offsetverkleinerungen zu Instabilität und Subluxation führen, besonders wenn diese in Kombination mit Medialisation der Gelenkpfanne (deep set socket) verwendet wurde. Um einer potenziellen Schwäche des Prothe-

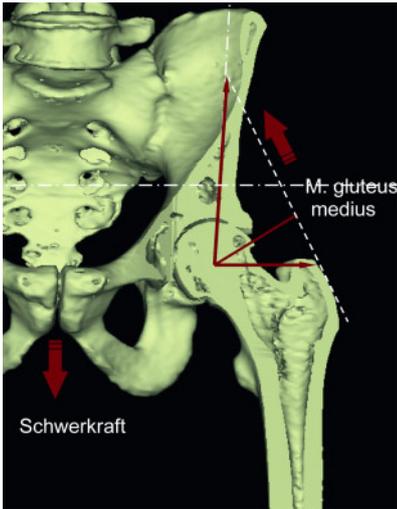
senmaterials bei Offsetvergrößerung entgegenzuwirken, versuchte Charnley, durch Beibehaltung eines langen ossären Stumpfs des femoralen Schenkelhalses, den Hals der Prothese zu unterstützen; schon hier fand somit das Prinzip der schenkelhalsteilerhaltenden Endoprothese Anwendung. In dieser Zeit war es sonst üblich, eine Resektion des femoralen Schenkelhalses fast bis zum kleinen Trochanter durchzuführen. Das Offset rein durch das Implantatmaterial zu erzielen, brachte zu dieser Zeit das Risiko des Materialversagens mit sich. Eine Offsetverkleinerung mit erhöhtem CCD-Winkel war also rein aus materialtechnischen Gründen notwendig.

Aus diesem Grund gestaltete man den Prothesenkonus im oberen Bereich auch dicker. Das Problem der Reduktion des Hebelarms der Adduktoren bei exzessiv kurzem Offset, wodurch mehr Muskelkraft benötigt wird, die Gelenkbelastung zunimmt und so letztendlich der Vorteil der verringerten Biegebelastung verloren geht, wurde jedoch zu-

nehmend evident. Die Lateralisation des Trochanters war die logische Schlussfolgerung, um die normale Länge des Abduktorhebels und den normalen Zugwinkel zu erreichen. Allerdings ist die maximale Versetzungsmöglichkeit wegen des benötigten Knochenkontakts auf etwa einen Zentimeter begrenzt gewesen. Aufgrund der gegebenen anatomischen Verhältnisse verlängert dies aber den Hebel des Abduktors nur um 0,5 cm. Für eine weitere Vergrößerung müssten additive Maßnahmen wie z.B. die Interposition eines Knochentransplantats durchgeführt werden. Auch diese kleinen Verschiebungen des Trochanters haben jedoch große Auswirkungen auf die Biomechanik, weil die Abduktorkraft in dieser Region hoch ist.

Die schon früh von Charnley dargestellten Erkenntnisse zum Einfluss des Offsets auf die Gesamtbiomechanik der Hüfte hat sich leider wenig in den meisten Prothesendesigns niedergeschlagen. Eine eigene Unter-

<sup>1</sup> Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin, Johanna-Etienne-Krankenhaus, Neuss



**Abbildung 1** Der Hebelarm der Abduktoren ist eine wichtige Stellgröße, um die Hüfte zu stabilisieren.



**Abbildung 2** Gut rekonstruierte Anatomie.



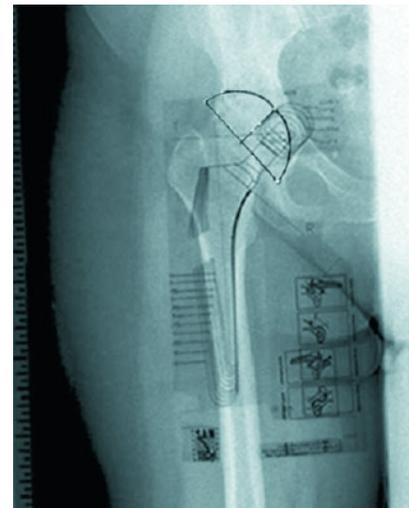
**Abbildung 3** Gute Rekonstruktion des Offsets bei einem CCD-Winkel der Prothese von 126°.



**Abbildung 4** Offsetreduktion von 0,89 cm.



**Abbildung 5** Offsetreduktion von 2,7 cm.



**Abbildung 6** Offsetvergrößerung von 2,7 cm.

suchung, bei welcher bei 50 konsekutiven Patienten, die zur Implantation einer Hüftendoprothese vorgemerkt waren, digital 90 unterschiedliche Hüftendoprothesen geplant wurden, zeigte teilweise überraschende Ergebnisse [10]. Die Ergebnisse zeigten teilweise extreme Änderungen des Offsets bis zu 2,73 cm, sowohl im Sinne der Offsetvergrößerung als auch im Sinne der Offsetverkleinerung (Abb. 2, 3, 4, 5, 6).

Von den 4500 virtuellen Implantationen ließen sich die Prothesen 1502-mal passgenau einsetzen, 2085-mal verkleinerten sie das Offset (im Durchschnitt um 0,69 cm), und

913-mal vergrößerten sie das Offset (im Durchschnitt um 0,7 cm) (Abb. 7).

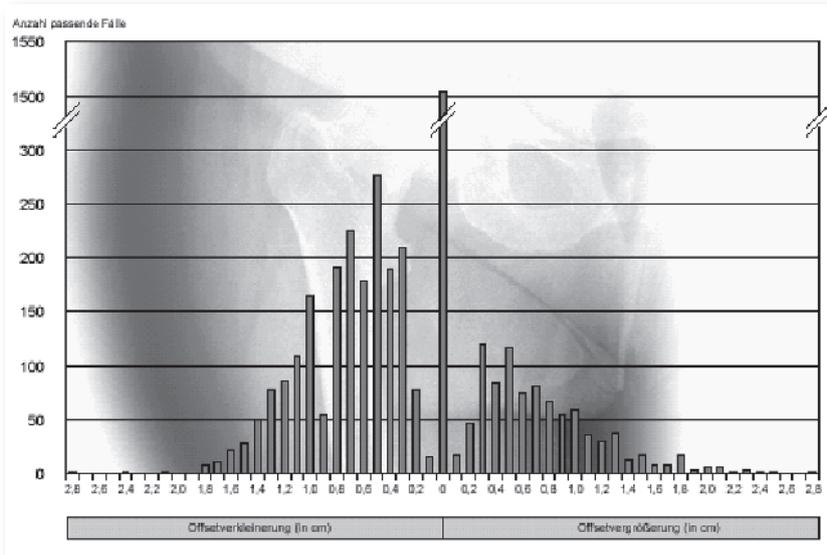
Bei der Analyse der Passgenauigkeit einzelner Prothesen zeigte sich, dass diese sehr variiert. So ließen sich manche Prothesentypen nur bei 2 Patienten passgenau implantieren, andere aber bei bis zu 40 Patienten. Die evaluierten Endoprothesendesigns waren bei durchschnittlich 17 Patienten zu implantieren. Nur 11 Modelle ließen sich bei mehr als der Hälfte der Patienten passend einsetzen, davon 7 bei mindestens 30 Patienten und 3 bei mindestens 35 Patienten. Dagegen ließen sich 18 Modelle bei weniger als 10 Patienten pas-

send einsetzen. Der Mittelwert der Offsetabweichung aller Prothesen betrug  $-0,17$  cm (Range:  $-0,75$  cm bis  $+0,63$  cm).

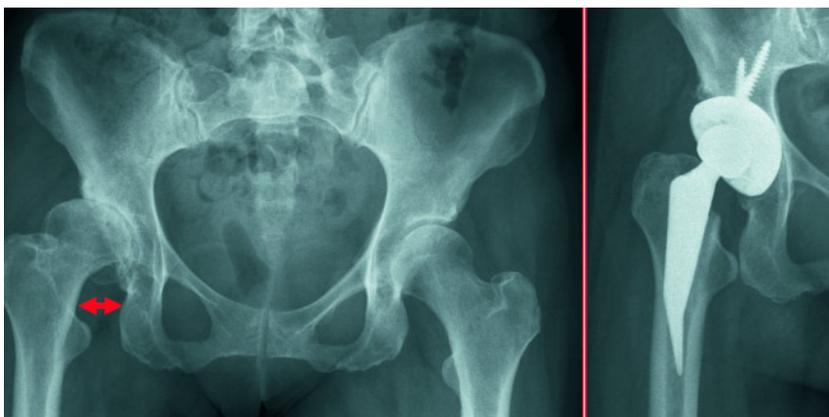
Auch bei Kurzschaftendoprothesen fällt durchaus bei einigen proximal verankerten Prothesen die Reduktion des Offsets auf (Abb. 8).

Selbst oder sogar gerade auch mit einem „anatomischen“ Oberflächenersatz kann man bei Medialisierung der Hüftpfanne die individuelle Biomechanik nicht rekonstruieren (Abb. 9).

Es gibt für den Operateur verschiedene Möglichkeiten, bei einer Hüftprothesenimplantation mit effektiven



**Abbildung 7** Grafische Darstellung aller Messwerte.



**Abbildung 8** Reduktion des Offset nach Implantation einer proximal verankerten Prothese.

Maßnahmen in die Biomechanik der Hüfte einzugreifen. Man erkannte in diesem Zusammenhang schon frühzeitig 3 Lösungsansätze für das Offset-Problem:

- Lateralisation des Trochanters zur Vergrößerung des Hebelarms der Abduktoren,
- Verlängerung des Prothesenhalses mit damit verbundener Beinverlängerung,
- direkte alleinige Veränderung des Offsets.

Die Lateralisation des Trochanters hat im klinischen Alltag keine Relevanz. Die Vergrößerung des Offsets durch eine Prothesenhalsverlängerung hat den erheblichen Nachteil, dass man hierdurch in die Beinlängenverhältnisse eingreift [10] (Abb. 10).

Dieses ist zurzeit ein klinisch und medizinrechtlich relevantes Problem. So berichten Iaguli 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. [28] 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. [8] zeigten, dass 32 % der Patienten einen Beinlängenunterschied wahrnahmen. Diese Beinlängenunterschiede sind nicht selten Gegenstand von juristischen Auseinandersetzungen [23, 24].

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° und das femorale Offset etwa 35 mm beträgt [11]. Zwar versuchen viele Autoren, auf die Relevanz der Schenkelhalsosteotomie für die Biomechanik der Prothese hinzuweisen [21], bei Prothesensystemen mit CCD-Winkel von mehr als 130° ist es jedoch kaum möglich, Patienten mit einem CCD-Winkel von 125° anatomisch zu versorgen [1, 2, 10].

Unterschiedliche Autoren zeigen, dass die Reproduzierbarkeit der individuellen Biomechanik mit Kurzschaftendoprothesen sehr differiert [1, 2, 10, 13]. In einer eigenen Studie untersuchten wir die Rekonstruierbarkeit von 100 Coxarthrosehüften mit 9 Kurzschaftprothesen [13]. Hierbei wurde evaluiert, in wie viel Prozent der Fälle einer Reproduzierbarkeit des Offsets innerhalb von 2 mm und des CCD-Winkels innerhalb von 2° möglich war. Der CCD-Winkel bei den evaluierten Patienten reichte von 117°–149°. Die Ergebnisse variierten zwischen 41 % und 92 % (Abb. 11).

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 Halslängen bei allen Größen gleich bleiben, während diese bei anderen Systemen proportional in der Schaftgröße ansteigen. Dieses führt zu erheblichen Änderungen der Biomechanik bei der Implantation (Abb. 12).

Offensichtlich ist zur Balancierung der Weichteile die Veränderung des Offsets die beste und einfachste Lösung [4, 27]. Bereits Charnley hat darauf hingewiesen, dass ein vergrößertes Offset das Bewegungsausmaß vergrößert und die Gefahr des Impingements verringert. Bei Offsetvergrößerung mit gleichzeitiger Hebelarmverlängerung der Abduktoren werden auch die mechanischen Vorteile und die Stärke der Abduktoren verbessert. Die auf die Hüfte wirkenden Kräfte werden reduziert. Gleichzeitig bewirkt eine Offsetvergrößerung eine erhöhte Weichteilspannung, welche die Stabilität der Hüfte vergrößert. Die Beziehung zwischen Abduktorschwäche und Hinken

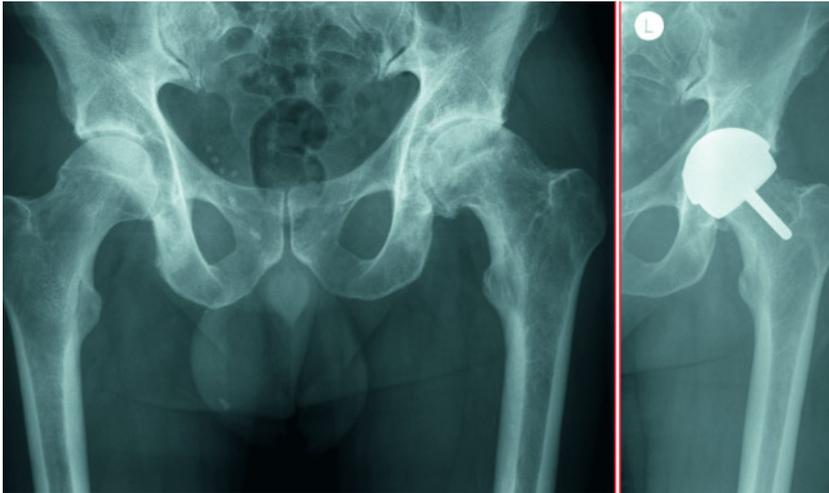


Abbildung 9 Oberflächenersatz mit Reduktion des Offset.

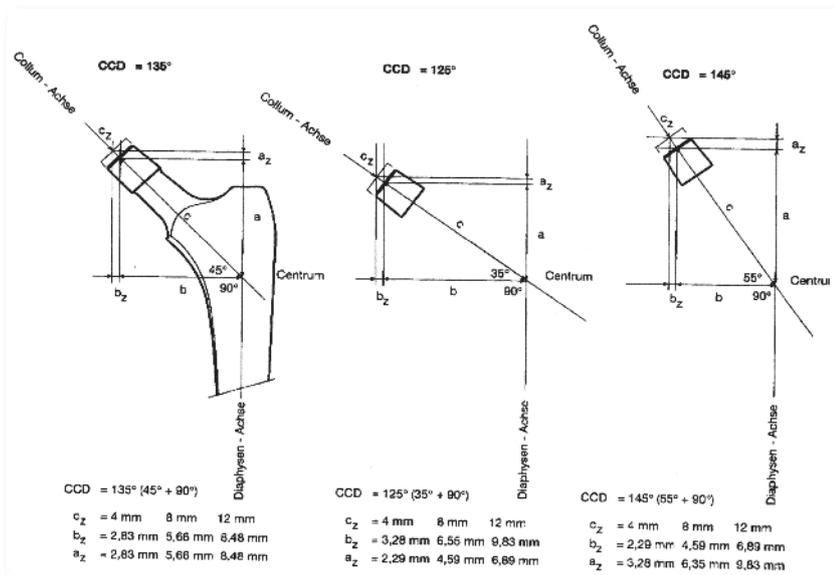


Abbildung 10 Beziehung zwischen Beinlänge und Offset [9].

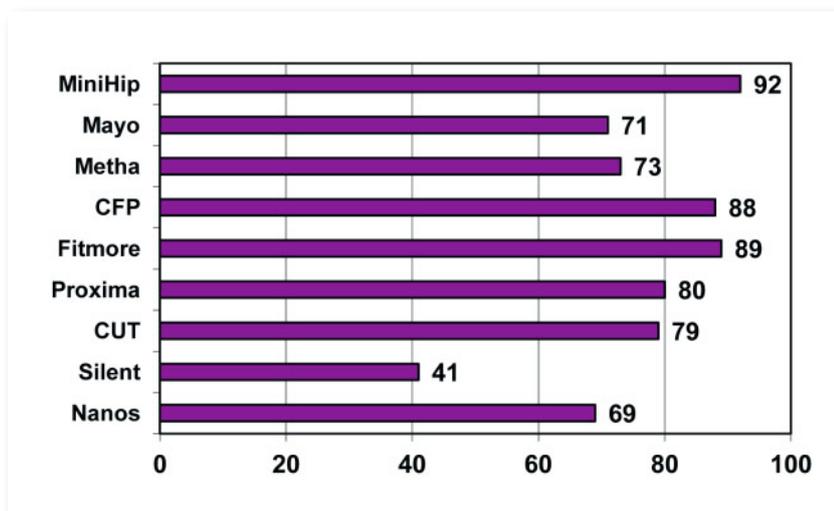


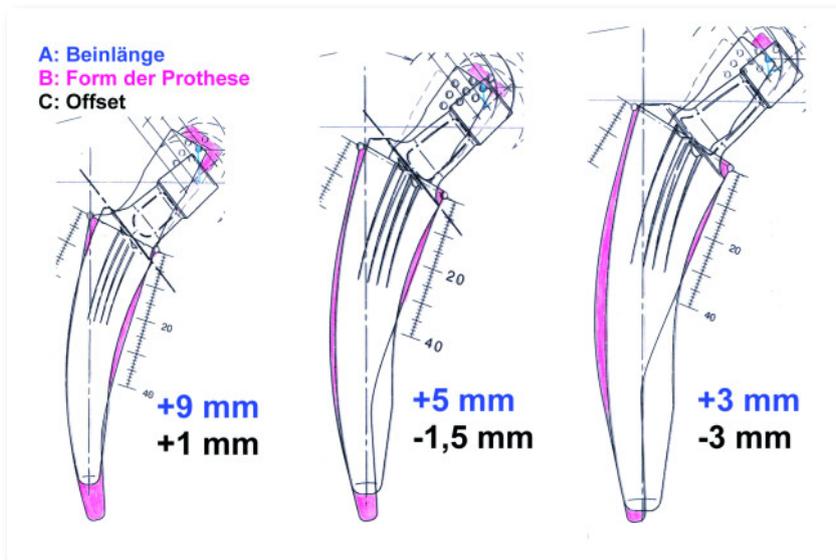
Abbildung 11 Reproduzierbarkeit von Offset (innerhalb von 2 mm) und CCD-Winkel (innerhalb von 2°) von 100 Patienten mit Coxarthrose.

bei verringertem Offset ist ebenfalls bekannt.

Mögliche Nebenwirkung ist eine Belastungsvergrößerung der Prothese, aber durch die verwendeten Materialien ist dies heute nicht mehr klinisch relevant [29]. Trotzdem könnte die Belastung im medial-proximalen Femur vergrößert werden. Diese möglichen Nebenwirkungen wurden von Davey et al. [6] und Wong et al. [30] untersucht. Davey et al. führten an Kadaverfemora mit zementierten Prothesen direkte Messungen der Belastungen auf Knochen, Metall und im Zement durch. Offsetvergrößerung resultierte zur Abnahme der auftretenden Kraft und der benötigten Kraft für die Abduktion; die Belastung im medial-proximalen Zement wurde nicht signifikant erhöht. Wong et al. [30] zeigten anhand einer finiten Elementanalyse für unzementierte Hüftprothesen am Kaninchenknochen, dass sowohl die benötigte Abduktorkraft wie auch die resultierende Kraft bei Offsetvergrößerung signifikant reduziert werden. Obwohl die Belastung in der distalen Prothese leicht erhöht wurde, führte dies nicht zu einer beachtenswerten Erhöhung der Belastung im Knochen. Zusätzlich wurde festgestellt, dass der Knochenzuwachs bei der Osteointegration der Prothese durch Offsetvergrößerung nicht beeinflusst wird.

Ein im Vergleich zum ursprünglichen Zustand anatomisch gleiches oder größeres Offset führt zu einem verringerten Polyethylen-Abrieb [26]. Delp et al. [7] weisen besonders auf den Schutz oder die Wiederherstellung der Muskelkapazität hin. Auch Lindgren und Rysavy [18] vertreten die Meinung, dass eine Verkürzung des Hebels der Abduktoren durch Offsetverkleinerung Trendelenburg-Hinken und/oder seitliche Hüftschmerzen verursacht; die vertikale Belastung des Acetabulums wird vergrößert, dadurch steigt die Impingementgefahr mit Risiko zur Dislokation und Schmerz. Eine Beinverlängerung sollte auch vermieden werden, da sie oft Probleme mit sich bringt.

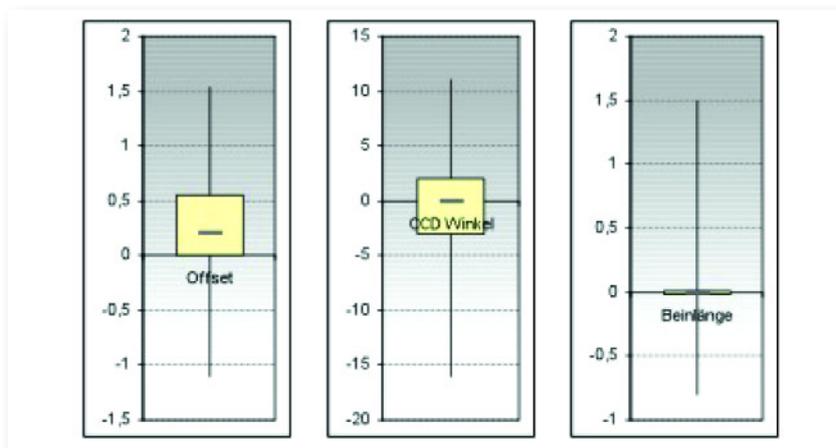
Viele der momentan auf dem Markt befindlichen Hüftprothesen bewirken durch die vorgegebene Geometrie mit zu großem CCD-Winkel und zu geringem Offset eine Überbelastung und Insuffizienz der glutealen Muskeln [22,



**Abbildung 12** Vergleich zwischen einem Kurzschachtsystem mit konstanter Halslänge (rot) mit einem Kurzschachtsystem mit proportional ansteigenden Halslänge (weiß) (Quelle: Thomas Jahnel). Diese führt dazu, dass es bei kleinen Schaftgrößen zu einer deutlichen Beinverlängerung kommt. Bei großen Schäften reduziert sich die relative Schaftverlängerung; gleichzeitig reduziert sich jedoch das Offset.



**Abbildung 13** Rekonstruktion von Offset und Beinlänge auch bei Medialisation des Pfannenrotationszentrums durch das Prinzip des schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese (Mini-Hip, Corin Deutschland).



**Abbildung 14** Vergleich von prä- zu postoperativem Offset, Beinlänge und CCD-Winkel im Rahmen einer multizentrischen Studie an 250 Patienten nach Versorgung mit einer schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese [14].

27]. Auf diese Problematik haben auch Massin et al. [19] hingewiesen. Obwohl der normale CCD-Winkel im Mittel 125° beträgt [10, 20], haben Hüftprothesensysteme im Durchschnitt einen Winkel von 135° sowie ein zu geringes Offset.

Wegen großer Variationsbreite der proximalen Knochengometrie passen aber viele Systeme nur in normal geformte Knochen [22]. Auch Sakai et al. [25] zeigten, dass viele Prothesen die ursprünglichen anatomischen Verhältnisse nicht wiederherstellen können.

Mit dem Prinzip der schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese ist dieses Problem durchaus lösbar (Abb. 13).

Im Rahmen einer Multicenterstudie konnten diese Zusammenhänge auch deutlich dargestellt werden (Abb. 14) [13].

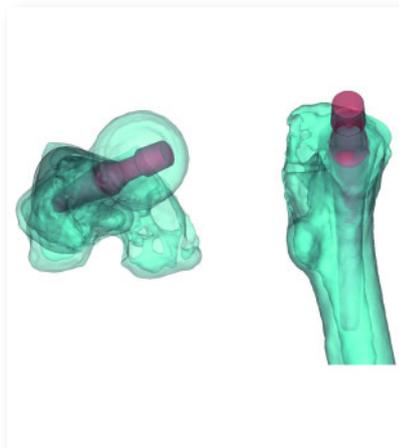
Betrachtet man jetzt zusätzlich die 3. Raumebene, die Torsion des Schenkelhalses, so wird man auch hier mit einer schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese der Anatomie am ehesten gerecht. Mit diesem Prothesentyp wird man in aller Regel der individuellen Patientenantetorsion folgen (Abb. 15).

Computersimulationen von schenkelhalsteilerhaltenden und -resezieren Prothesen machen die Unterschiede deutlich, die für den Patienten resultieren (Abb. 16).

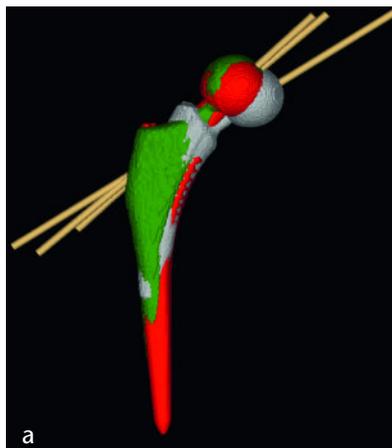
Zusammenfassend ist somit festzuhalten:

**Vorteile von Offsetvergrößerung:** Offsetvergrößerung führt zu Verlängerung des Abduktorhebelarms und einer Abduktorwinkelvergrößerung, wodurch die benötigte Kraft reduziert wird, was wiederum zur Abnahme der resultierenden Belastung der Hüfte führt. Die Reduktion des Impingementrisikos und die Zunahme der Gewebespannung führen zu Abnahme der Instabilität. Weiter wird eine Vergrößerung des freien Bewegungsspiels erreicht. Im Einbeinstand konnten bei Offsetvergrößerung keine nachteiligen Mikrobewegungen nachgewiesen werden.

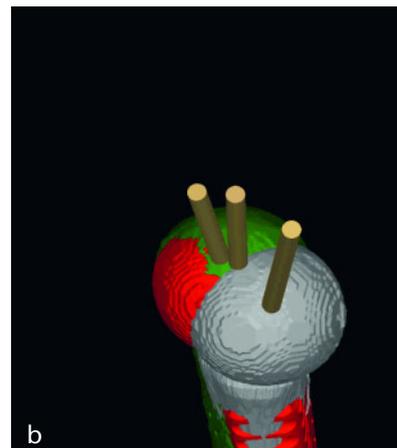
**Nachteile von Offsetvergrößerung:** Offsetvergrößerung führt zu Zunahme der Biegebelastungen, was als Nebeneffekt die Belastung im medialen Zementmantel vergrößert. Diese Belas-



**Abbildung 15** Virtuelle Implantation einer schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschafthprothese mit Beibehaltung der vorgegebenen Antetorsion.



**Abbildung 16a–b** Vergleich von schenkelhalsteilerhaltenden (grau) und -resezierenden Prothesen (grün und rot). Die schenkelhalsresezierenden Prothesen erhöhen den CCD-Winkel, reduzieren das Offset (a) und reduzieren die Antetorsion (b) im Vergleich zur schenkelhalsteilerhaltenden Prothese.



tungszunahme ist aber nur geringfügig, da sie durch die Gesamtgelenkbelastungsabnahme ausgeglichen wird.

Zur Optimierung der eigenen Ergebnisse ist jeder Operateur aufgerufen, bei der Auswahl seines Prothesensystems und seiner Operationstechnik

in Zukunft auch hier ein besonderes Augenmerk auf die Rekonstruktionsmöglichkeit der individuellen Patientenanatomie zu legen. **OUP**

**Interessenkonflikt:** Der Autor gibt an, Royalties zu Implantaten der Firma Corin zu erhalten.

#### Korrespondenzadresse

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

## Literatur

- 1) Babisch J. Kurzschafthprothesen – ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik Orthopädie im Profil 2011; 7: 6–8
- 2) Babisch J. Möglichkeiten der patientenindividuellen Hüftgelenkrekonstruktion und Knochenresektion bei Kurzschafthprothesen. In: Jerosch, J Kurzschafthendoprothesen. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2013: 193–225
- 3) Buddenbrock B, Wissing H. Radiologic determination of rotation deformity of the femur: Computed tomography, optimized measurement accuracy an radiation exposure. Z.Orthop 1997; 135: 9–16
- 4) Charnley J. Low Friction Arthroplasty of the Hip. Berlin: Springer Verlag, 1979, pp. 332–344
- 5) Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA. A biomechanical investigation of the human hip. Journal of Biomechanics 1978; 11: 75–85
- 6) Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. J. Arthroplasty 1993; 8: 23–26
- 7) Delp SL, Komattu AV, Wixson RL. Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. J. Orthop. Res. 1994; 12: 860–870
- 8) 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
- 9) Effenberger H, Imhof M. Primäre Hüftendoprothetik. In: Wirth CA, Zichner L (Hrsg.) Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Tschauner C (Hrsg.) Becken, Hüfte. Stuttgart: Thieme, 2004: 330–382
- 10) Jerosch J, Funken S. Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken. Unfallchirurg 2004; 107: 475–482
- 11) Jerosch J, Glameyer H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschafthsystem (Mini-Hip). Orthopädische Praxis 2009; 45: 74–81
- 12) Jerosch J, Grasselli C, Kothny C. Frühe und mittelfristige klinische Ergebnisse nach Versorgung mit einer MiniHip-Kurzschafthprothese. OUP 2012; 1: 202–207
- 13) Jerosch J. Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschafthendoprothesen. Der Orthopäde 2011; 40: 1075–1083
- 14) Jerosch J, Grasselli C, Kothny C, Litzkow D, Hennecke T. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metaphysär fixierten Kurzschafthprothese – eine radiologische Untersuchung. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie; im Druck
- 15) Jerosch J. Kurzschafthendoprothesen. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2012
- 16) Jerosch J. Kurzschafth ist nicht gleich Kurzschafth – eine Klassifikation der Kurzschafthprothesen OUP 2012; 1: 304–311
- 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) Lindgren JU, Rysavy J. Restoration of femoral offset during hip replacement. Acta Orthopaedica Scandinavica 1992; 63: 407–410
- 19) Massin P, Geais L, Astoin E. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. J. Arthroplasty 2000; 15: 93–101

- 20) McGrory BJ, Morrey BFC, Cahalan TD. Effect of femoral offset on range and motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg* 1995; 77-B: 865–871
- 21) 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: 18–21
- 22) Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ. The anatomic basis of femoral component design. *Clin. Orthop.* 1988; 235: 148–165
- 23) 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
- 24) Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* 2001; 16: 715–720
- 25) Sakai T, Sugano N, Nishii T. Optimizing femoral anteversion and offset after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system: an experimental study. *J. Orthop. Sci.* 2000; 5: 489–494
- 26) Sakalkale DP, Rothman RJ. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 2001; 388: 125–134
- 27) Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J. Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z. Orthop* 1999; 137: 259–264
- 28) 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.
- 29) Steinberg B, Harris WH. The offset problem in total hip arthroplasty. *Cont. Orthop.* 1992; 24: 556–562
- 30) Wong PKC, Otsuka NY, Davey JR, Fornasier BL, Binnington AG. The effect of femoral component offset in uncemented total hip arthroplasty. *Procs. Canadian Orthop. Soc. 48th Annual Meet., Montreal, 1993*