

Jürgen Babisch

Kann man mit Kurzschaftprothesen besser planen und rekonstruieren?

Sonderdruck aus Jerosch:
Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte

Herausgeber
Jörg Jerosch
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Johanna-Etienne-Hospital
Neuss
Deutschland

ISBN 978-3-662-52743-6 ISBN 978-3-662-52744-3 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-662-52744-3

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

© Springer-Verlag GmbH Deutschland 2017
Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.
Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.
Der Verlag, die Autoren und die Herausgeber gehen davon aus, dass die Angaben und Informationen in diesem Werk zum Zeitpunkt der Veröffentlichung vollständig und korrekt sind. Weder der Verlag, noch die Autoren oder die Herausgeber übernehmen, ausdrücklich oder implizit, Gewähr für den Inhalt des Werkes, etwaige Fehler oder Äußerungen.

Umschlaggestaltung: deblik, Berlin
Umschlagbild: © Corin Ltd (www.coringroup.com)

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier

Springer ist Teil von Springer Nature
Die eingetragene Gesellschaft ist Springer-Verlag GmbH Germany
Die Anschrift der Gesellschaft ist: Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany

Allgemeine Aspekte

*Jörg Jerosch, Timm Filler, Franz Walter Koch, Thomas Kälicke,
Jürgen Babisch, Bernd Ishaque, Gabriele Lewinski, Thorsten Plaumann,
Frank Horst, Henning Windhagen, Philipp Rehbein, Michael Schneider,
Karl Philipp Kutzner, Joachim Pfeil*

1.4 Kann man mit Kurzschafprothesen besser planen und rekonstruieren? – 32

- 1.4.1 Konzeptionelle Besonderheiten der Kurzschafprothesen – 33
- 1.4.2 Indikation und Kontraindikationen – 34
- 1.4.3 Erweiterte Klassifikation der Kurzschafprothesen – 35
- 1.4.4 Planungsstudie zur Gelenkrekonstruktion mit Kurzschafprothesen – 36

1.4 Kann man mit Kurzschaftprothesen besser planen und rekonstruieren?

Jürgen Babisch

Kurzschaftprothesen gehören zu den vielversprechendsten Innovationen der Gelenkendoprothetik, deren Entwicklung auf eine im Vergleich zu Standardprothesen noch knochenschonendere Implantation bei erhoffter gleichwertiger oder sogar besserer Haltbarkeit ausgerichtet ist. Im dennoch eintretenden Versagensfall durch Lockerung oder Infektion soll die Revision zum Standardschaft anstatt zum noch längeren Revisionsimplantat eine zusätzliche Behandlungsoption bieten. Da es bisher keine einheitliche Definition der Kurzschaftprothesen mit klarer Abgrenzung zum Standardschaft gibt, werden derzeit unter dem Begriff „Kurzschaft“ unterschiedliche Prothesentypen subsummiert, die sich sowohl hinsichtlich der Verankerung im proximalen Femur als auch der Rekonstruktion der extra-medullären Gelenkgeometrie und damit in der biomechanischen Umsetzung des Prothesenkonzepts unterscheiden. Im folgenden Beitrag werden die Möglichkeiten der Hüftgelenkrekonstruktion bei der Implantation von 38 Kurzschaften im Vergleich zu 4 bewährten Standardschäften dargestellt. Aus zweidimensionalen digitalen Operationsplanungen und den digitalen Auswertungen der Schaftgeometrie wird eine mögliche erweiterte Klassifikation der Kurzschaftprothesen mit Bezug zur Schenkelhalsresektionshöhe, zur Schaftlänge und zur Art der Femur-Offset-Rekonstruktion vorgesellt.

1.4.1 Konzeptionelle Besonderheiten der Kurzschaftprothesen

Im Bereich der Hüftendoprothetik sind Kurzschaftprothesen von zunehmendem Interesse. Nachdem mit den „Klassikern“ dieses Prothesentyps, der Mayo-Prothese und dem CFP-Schaft, mittelfristig gute klinische Ergebnisse erreicht wurden, ist es besonders in den letzten 10 Jahren zu zahlreichen Neuentwicklungen, aber auch zu Modifikationen und Marktrücknahmen bei insgesamt steigenden Implantationszahlen dieses Prothesentyps

gekommen. Als Vorteigen des Prothesenkonzeptes werden vor allem genannt:

- die metaphysäre Knochenverankerung mit partieller Schonung der proximalen Femurknochenstruktur
- die proximale Kraftübertragung und damit Vermeidung einer periprosthetischen Knochenatrophie
- die Möglichkeit einer minimalinvasiven, weichteilschonende Implantationstechnik
- die optimale Rekonstruktion der Gelenkgeometrie

Das Konzept der Kurzschaftprothese soll eine Alternative zum Oberflächenersatz auf der einen und zur modernen Standardprothese auf der anderen Seite bieten, indem es die Vorteile dieser beiden Prothesentypen, das knochensparende Prothesendesign und die Anwendbarkeit bewährter, verschleißsamer Gleitpaarungen, auf sich vereint. Bisherige Erfahrungen unterstützen wie bei keinem anderen Prothesenmodell die Option einer vergleichsweise wenig invasiven, muskelschonenden Implantationstechnik. In der aktuellen Literatur wird über Erfolg versprechende Frühergebnisse und inzwischen auch längerfristige, revisionsfreie Überlebensraten berichtet, sodass die Implantation von Kurzschaftprothesen besonders für junge Patienten mit guter Knochenqualität und längerer Lebenserwartung favorisiert wird (Ettinger et al. 2011, Morrey et al. 2000, Nowak et al. 2011). Im Fall einer dennoch notwendigen Revision wegen Lockerung oder Infektion besteht bei Kurzschaftprothesen die Aussicht auf einen möglichen Wechsel zum Standardschaft anstatt zum längeren Revisionsschaft.

Den erhofften Vorteilen der Kurzschaftprothesen stehen dennoch auch Bedenken gegenüber, die sich aus der kurzen Verankerungsstrecke und den damit verbundenen besonders hohen Anforderungen an die intramedulläre (intraossäre) Fixation ergeben. Mit der optimalen intramedullären Ausrichtung soll langfristig eine weit proximale metaphysäre Verankerung und Krafteinleitung im Femur erreicht und die bei Standard- und Langschläften teilweise beobachtete Knochenatrophie verhindert werden. Voraussetzung ist eine bereits bei der Implantation hergestellte hohe Primärstabilität, eine sichere Knochenfixation und optimale Prothesengrößeauswahl.

Implantationstechnisch sind Kurzsäfte „weniger fehlerverzeihend“ (Bishop et al. 2010).

Die zum Standardschaft vergleichsweise kurzstreckige metaphysäre Verankerung bedarf hierfür einer individuell flexiblen Anpassung des Kurzprothesendesigns an die Geometrie der intertrochantären Region, besonders des Schenkelhalses und des Calcar femoris. Je nach Philosophie des Herstellers wird dies bei den Kurzsäften durch ein markraumfüllendes „form fit“ (Proxima, MiniMAX, Revalation microMAX) oder eine mehrpunktuelle Verklemmung und Press-fit-Verankerung erreicht. Wird der Schenkelhals zumindest partiell erhalten, wird eine höhere Rotationsstabilität erwartet (Whiteside et al. 1995).

Zugleich sind Anforderungen an die extramedulläre (extraossäre) Ausrichtung der Kurzschaftprothese zu stellen. Unter dieser Forderung ist eine biomechanisch sinnvolle individuelle Rekonstruktion der Gelenkgeometrie zu verstehen, welche möglichst optimale Hebelverhältnisse der hüftübergreifenden Muskulatur herstellt und somit auf die Muskelfunktion, die gelenkresultierenden Kräfte, die Luxationssicherheit, das Gangbild und die Langzeitfunktion Einfluss nimmt (Lecerf et al. 2009, Pagnano et al. 1996)

Untersuchungen der proximalen Femuranatomie haben das Problem des metaphysär und diaphysär stark variierenden Markraumdurchmessers zwischen „Sektglasform“, Standard- und „Ofenrohrform“ aufgezeigt (Noble et al. 1988). Analoge Untersuchungen zur Femurgeometrie und Knochenqualität wurden von Dorr et al. (1993) fortgeführt und eine Klassifikation der Femuranatomie in Dorr-Typ A, B und C vorgeschlagen. Die variierende Femuranatomie mit unterschiedlichen Markraumdurchmessern korreliert oft nicht mit der Größe der extramedullären Parameter, so ist die Gelenkrekonstruktion mit nur einem Schafttyp schwierig und bei Standardprothesen nur durch eine Variabilität des Offsets für jede Schaftgröße zu erreichen (Jerosch und Funken 2004, Lecerf et al. 2009, Massin et al. 2000).

Bedingt durch die vorwiegend metaphysäre, kurzstreckige Verankerung sollten bei Kurzsäften individuell große Abweichungen zwischen dem proximalen und distalen Markraumdurchmesser eine untergeordnete Rolle spielen. Dennoch muss

das Implantat besonders proximal die individuelle Markraumgeometrie respektieren und gleichzeitig eine Gelenkrekonstruktion ermöglichen. Je nach Prothesendesign wird dies unterschiedlich berücksichtigt, und eine Unterteilung in 4 Offset-Typen ist möglich (Babisch 2013). Bei einigen Kurzsäften kann die Gelenkgeometrie analog zu den bekannten Standardprothesen durch Standard- und Lateralsäfte oder modulare Hälse variiert werden. Bedingt durch die kurze Schaftlänge und die oft dem Calcar femoris angepasste Form bieten einige wenige Kurzsäfte die zusätzliche Option einer variablen Schaftausrichtung in der Frontalebene im Sinne einer Varus- oder Valgusposition, um Variationen des femoralen Offsets zu erzielen. Verkippungen des Kurzschafts werden aber auch in den axialen Hüftaufnahmen in der Sagittalebene beobachtet, besonders bei schenkelhalsteilresezierenden Säften. Die Kippwinkel sind bezüglich ihrer Ausprägung schwer vorhersehbar, aber typisch für den Verklemmungsmechanismus schenkelhalsteilresezierender Prothesen.

1.4.2 Indikation und Kontraindikationen

Erwartungen und Ergebnisse von Kurzschaftprothesen müssen sich in der Zukunft an den Langzeitergebnissen von bewährten Standardprothesen messen. Die genannten Forderungen an die intraossäre Fixation und extraossäre Ausrichtung beeinflussen die knöcherne Integration und sind bei Prothesen mit partiellem Erhalt der Schenkelhalsregion besonders schwer umsetzbar, wenn steile, flache und stark torquierte Schenkelhälse oder andere anatomische Besonderheiten die korrekte Implantation erschweren und zu einer ungewünschten, nur schwer vorhersehbaren Verkippung in der horizontalen oder auch sagittalen Richtung führen. So empfehlen die verschiedenen Entwickler von Kurzschaftprothesen derzeit eine teilweise unterschiedliche, im Vergleich zum Standardschaft aber übereinstimmend eingeschränkte Indikation, welche anatomische Extreme ausschließt. Die Indikationsgrenzen sind bei fehlenden Langzeitergebnissen noch nicht exakt definiert, Hoffnungen für eine Ausweitung in Bezug auf Körbergewicht und Alter werden beschrieben

1 und sind teilweise in die Indikationsempfehlung eingegangen.

■ Indikationen

- primäre und sekundäre Koxarthrosen (CCD-Winkel 120–145°, normale Schenkelhalsantetorsion)
- Kopffrakturen, Arthrosen und Hüftkopfnekrosen ohne Destruktion des Schenkelhalses
- Revision des Oberflächenersatzes

■ Kontraindikationen

- CCD-Winkel <120° und >145°
- erhöhte Antetorsion des Schenkelhalses
- manifeste Osteoporose und andere Einschränkungen der Knochenqualität
- Knochendefekte
- Fehlformen des proximalen Femurs (posttraumatisch, andere Voroperationen)
- BMI >35

1.4.3 Erweiterte Klassifikation der Kurzschafiprothesen

Unter dem Begriff „Kurzschafiprothesen“ werden bis heute verschiedene Prothesenschäfte subsummiert, ohne dass bisher eine per Definition klare Abgrenzung und Zugehörigkeit zu diesem Prothesenkonzept möglich ist. Inzwischen wurden verschiedene Möglichkeiten einer Klassifikation beschrieben.

Eine eigene Einteilung der Prothesenschäfte nach der Länge der Verankerungsstrecke in epiphysäre, metaphysäre, metadiaphysäre und diaphysäre Verankerung mit einer Unterklassifikation der Kurzschäfte in schenkelhalserhaltende, schenkelhalsteilresezierende und schenkelhalsresezierende Systeme wurde von uns bereits im Jahr 2011 vorgeschlagen (Babisch 2011). Die Einteilung und Philosophie von Kurzschäften nach der Höhe der Resektionslinie wurde später von Jerosch weiter präzisiert (Jerosch 2011). McTighe und Mitarbeiter (2012 und 2013) analysierten die auf dem Markt befindlichen Prothesensysteme und beschrieben eine Klassifikation nach der Schaft- und Verankerungsstreckenlänge. In dieser von der Joint Implant Surgery & Research Foundation (JISRF) empfohlenen Typisierung wird zwischen folgenden Prothesen unterschieden:

- Gruppe 1: kopfstabilisierte Prothesen (1a: Oberflächenersatz, 1b: Mid-head-Prothese)
- Gruppe 2: schenkelhalsstabilisierte Prothesen (2a: kurz kurvierte Schäfte, 2b: kurze anatomische, trochanterfüllende Schäfte, 2c: Schenkelhals-Plug-Prothesen)
- Gruppe 3: metaphysär stabilisierte Prothesen (3a: konusförmige Schäfte, 3b: anatomische Fit-and-fill-Prothesen)
- Gruppe 4: konventionelle metaphysär bis diaphysär stabilisierte Schäfte

Eine weitere Präzisierung der eigenen Klassifikation untergliedert 4 Klassen von Kurzschäften (Babisch 2013) mit einer je nach Art der Rekonstruktion des Femur-Offsets zusätzlichen Unterteilung in 4 verschiedene Offset-Typen:

- Klasse A: schenkelhalserhaltende Kurzschäfte (Schenkelhalsprothesen)
- Klasse B: metaphysär und metadiaphysär verankerte Kurzschäfte
 - Klasse B1: Kurzschäfte mit partiellem Schenkelhalserhalt (Resektion oberhalb der Schenkelhalsschulter/Fossa piriformis)
 - Klasse B2: schenkelhalsresezierende Kurzschäfte (Resektionshöhe an der Schenkelhalsschulter)
- Klasse C: kurze und gekürzte Standardschäfte (trochanterschonende Resektion an oder unter der Schenkelhalsschulter)

Die Definition der 4 Offset-Typen der Schaftlängen wird in ▶ Abschn. 1.4.4 („Bewertung und Diskussion der Planungsergebnisse“) dargestellt.

Mit dieser eigenen Unterteilung in A-, B1-, B2- und C-Kurzschäfte nahezu identisch ist die sich ebenso auf das Kriterium des Knochenerhalts stützende Unterteilung von Falez et al. (2015):

- Gruppe 1: schenkelhalserhaltende Schäfte
- Gruppe 2: partiell schenkelhalserhaltende Schäfte
- Gruppe 3: trochanterschonende Schäfte (schenkelhalsresezierend, Schonung der Fossa piriformis)
- Gruppe 4: trochanterteilresezierende Prothesen („trochanter harming“, Resektionslinie unterhalb der Fossa piriformis)

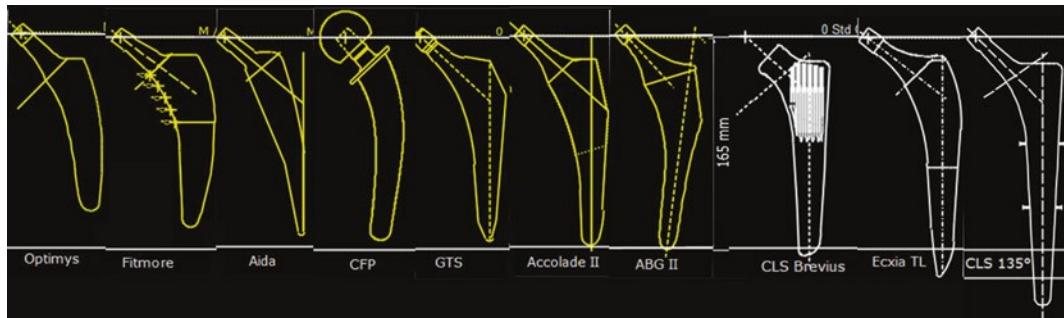


Abb. 1.31 Vergleich der Schaftlänge verschiedener Kurzschafiprothesen bis 165 mm und von Standardschäften über 165 mm Schaftlänge (Messung am jeweils längsten Schaft des Modells vom mittleren Kopf bis zur Schaftspitze)

Weniger bekannt und komplexer erscheint die Typisierung der Schaftlänge von Feyen und Shimmin (2014). Zu den Kurzschäften werden nur Prothesen gezählt, deren endostale Schaftlänge die doppelte Distanz der Strecke von der Trochanter-major-Spitze zur Tochanter-minor-Basis überschreitet, womit ein individueller anatomischer Bezug zur femoralen Verankerungsstrecke hergestellt wird. Je nach Anatomie kann aber nach dieser Einteilung ein Schaft bei dem einen Patienten als Kurzschacht, bei einem anderen als Standardschaft gelten, was die Übersicht etwas erschwert.

Alle genannten Klassifikationen erlauben leider keine eindeutige Zuordnung einzelner Prothesensysteme zur Kategorie Kurzschacht, da die Grenze zum Standardschaft unscharf und bisher nicht beschrieben ist. Eine klarere **erweiterte Definition des Kurzschaftrbegiffes** erscheint darum sinnvoll.

Ein Vergleich des Designs verschiedener Prothesenschäfte in Abb. 1.31 verdeutlicht, dass besonders die Unterscheidung zwischen einem schenkelhalsresezierenden Kurzschacht (Klasse B2), einem schenkelhalsresezierenden Standardschaft und einem etwas tiefer, unter dem Schenkelhalsring und der Fossa piriformis resezierender Schaft (Klasse C) nicht ohne Längendefinition möglich ist.

Kurze und gekürzte Standardschäfte wie ABG II Monoblock oder Accolade II sind tatsächlich nicht länger als der CFP-Schaft, der „Klassiker“ der Kurzschäfte, zeichnen sich aber mit ihrer tiefen Resektionslinie durch etwas weniger Kontaktfläche zum Calcar femoris und zum Schenkelhals aus. Das daraus resultierende modifizierte Verankerungskonzept verlässt aber noch nicht

die kurzschaftspezifische Philosophie der knochensparenden Fixation. So sollte und kann man die Prothesen der Klasse C der eigenen Klassifikation und analog der Gruppe 4 der Falez-Einteilung wegen ihrer kurzen Verankerungsstrecke noch als „Kurzschäfte“ bezeichnen, obwohl sie teilweise nur gekürzte Modifikationen eines vorbestehenden Standardschafts sind (Tri-Lock BPS, Taperloc Microplasty) oder zumindest dem Design „kurzer Standardschäfte“ gleichen (GTS). Es ist jedoch zur Abgrenzung gegenüber klassischen Standardschäften eine Analyse der auf dem Markt einschlägig bekannten Prothesen erforderlich.

Eigene Auswertungen der aktuellen Schaftgrößen anhand des jeweils längsten Schafts je Prothesentyp, gemessen vom mittleren Kopfzentrum bis zur Schaftspitze, ergaben eine willkürlich getroffene, aber sinnvoll erscheinende Grenze bei 165 mm Schaftlänge. Damit werden Prothesen wie Fitmore, CFP und GTS gerade noch in die Kategorie Kurzschacht eingeschlossen, es müssen dann aber gekürzte und kurze Standardschäfte wie Accolade II oder ABG II genauso wie Privelop oder Taperloc Microplasty zu den Kurzschäften hinzugezählt werden, während neuere Prothesen wie CLS Brevius oder Excia T mit in die Gruppe der klassischen „Standardschäfte“ wie CLS, SL Plus, Corail und Bicontract einzustufen sind (Abb. 1.31).

1.4.4 Planungsstudie zur Gelenkrekonstruktion mit Kurzschafprothesen

Material und Methoden

Nach Präzision des Kurzschafbegriffs mittels der vorgestellten erweiterten Klassifikation der Kurzschafprothesen mit Unterteilung in die Schaftklasse A, B1, B2 und C, der Begrenzung auf eine maximale Länge von 165 mm vom Kopf bis zur Schaftspitze sowie der Berücksichtigung von 4 Offset-Typen führten wir Untersuchungen zur Gelenkgeometrie bei Prothesenschäften durch, deren Prothesendesign diese Kriterien erfüllt. Um eine Abgrenzung zu Spezialprothesen wie Dysplasieschäften (Wagner-Konusprothese), zu Spezialanfertigungen für den asiatischen Markt und zu zementierten Prothesenmodellen (Exeter-Kurzschaf) einzuhalten, werden auch diese Prothesen trotz Unterschreitung der 165-mm-Schaflänge nicht zu den Kurzschafprothesen hinzugezählt.

Obwohl einige Prothesen inzwischen nicht mehr auf dem Markt angeboten werden (Mayo, CUT, Silent, Proxima) und einige Prothesen nach eigener Kenntnis bisher nicht in Europa zur Anwendung gekommen sind (Alteon NPS, Profemur Preserve, Profemur AM, I-Hip GT, Revaluation microMAX, ARC Monoblock, Apex ARC modular), wurden sie in dieser Studie mit berücksichtigt.

Insgesamt ermittelten wir 38 Prothesenmodelle, welche den genannten Klassifikationskriterien entsprechen und für die uns digitale Röntgenschablonen aller Größenvarianten zur Verfügung standen. In Anbetracht der Flut von Neuentwicklungen verschiedener Hersteller in den letzten Jahren erscheinen eine Analyse und eine Beurteilung des Designs einzelner Kurzschäfte bezüglich der Gelenkrekonstruktion und der Vergleich zu klassischen Standardschäften sinnvoll. Dabei sind die folgenden Parameter der Gelenkgeometrie von Bedeutung:

- Position des Hüftrotationszentrum (HRZ)
- Femur-Offset (FO) als Abstand der Femurlängsachse zum Hüftkopfmittelpunkt (FOprä) oder zum postoperativ erreichten Prothesenkopfmittelpunkt (FOpo)

- azetabularer Offset (AO) als Abstand des HRZ zur Mittellinie des Beckens
- Gesamt-Offset (GO) als Abstand der Femurachse zur Mittellinie des Beckens ($GO=FO+AO$) und Maß für die Femurlateralisation
- Korrektur von Beinlängendifferenzen (BLDiff)

Bei gewünschten Veränderungen des HRZ ist eine Rekonstruktion des FOpri nicht immer ausreichend. Bedeutender ist das FOpo, welches eine für die Funktion der Abdiktoren bedeutsame Rekonstruktion des Gesamt-Offsets und damit der Femurposition erreicht, eine Medialisierung des Femurs aber verhindern soll (Bonnin et al. 2011, Kamada et al. 2011). Postoperative Veränderungen des Gesamt-Offsets im Sinne einer Medialisierung des Femurs zum Becken können die muskelbedingte Gelenkstabilität kompromittieren, eine postoperative Lateralisierung des Femurs kann dagegen zu Trochanter-schmerzen führen. Für die Gelenkrekonstruktion benötigt der Operateur darum intraoperative Optionen zur Korrektur mit Anpassung des FOpo und der Beinlänge, was mit verschiedenen Kurzschaf-Offset-Typen unterschiedlich umgesetzt werden kann (Babisch 2013)

In einer digitalen Planungsstudie untersuchten wir die Möglichkeit der Gelenkrekonstruktion für jedes Prothesenmodell unter Verwendung der Planungssoftware mediCAD (Fa. Hectec) an jeweils den gleichen skalierten a.-p.-Beckenübersichtsaufnahmen. Um die in der täglichen Praxis oft breite Variabilität der Ausgangsanatomie zwischen einer Coxa valga und Coxa vara abzubilden, wählten wir präoperative Röntgenbilder von 3 verschiedenen, inzwischen operierten Koxarthrosepatienten mit präoperativ unterschiedlichem CCD-Winkel aus (Abb. 1.32).

Abb. 1.32a–c Präoperative a.-p.-Beckenübersichtsaufnahmen mit Planung der Pfannenposition links bei Coxa valga (a), Coxa norma (b) und Coxa vara (c) mit Medialisierung des Hüftrotationszentrums gegenüber der präoperativen Position des Hüftrotationszentrums und Spiegelung zur rechten Gegenseite. Die Patientenlagerung auf dem Röntgentisch war durch eine vorgegebene 10°-Innenrotation des Beins und die Positionierung einer 25-mm-Metallkalibrierungskugel auf Höhe des Trochanter majors gekennzeichnet. Aus den Operationsberichten und axialen

1.4 • Kann man mit Kurzschafiprothesen besser planen und rekonstruieren?

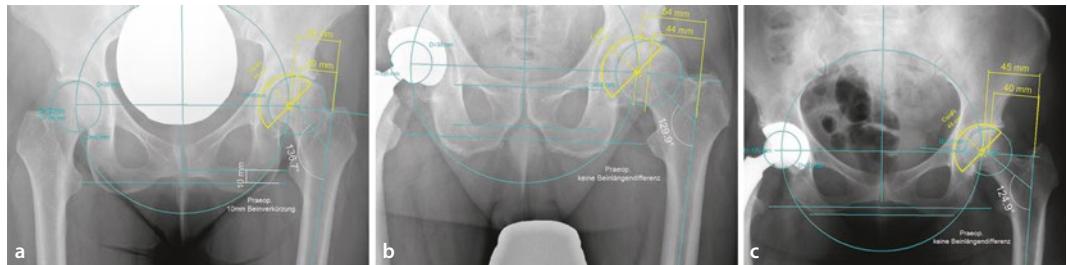


Abb. 1.32a–c Präoperative a.-p.-Beckenübersichtsaufnahmen mit Planung der Pfannenposition links bei Coxa valga (a), Coxa norma (b) und Coxa vara (c) mit Medialisierung des Hüftrotationszentrums gegenüber der präoperativen Position des Hüftrotationszentrums und Spiegelung zur rechten Gegenseite

Röntgenaufnahmen war bekannt, dass keine auffällig erhöhten Antetorsionswinkel des Schenkelhalses vorlagen.

Die Planung und damit die „virtuelle Implantation“ erfolgten bei den 3 Patienten mit jeweils konstanter Pfannenposition, welche sich aus der symmetrischen Spiegelung des gegenseitigen HRZ und zusätzlich aus einer biomechanischen Analyse mittels der mediCAD Biometricssoftware (Babisch 2002) ergab. So resultierte bei allen 3 Patienten eine

geringe Medialisierung des HRZ gegenüber dem präoperativen Hüftkopfzentrum (Abb. 1.32). Aus biomechanischen Analysen mit dem mediCAD Biometrieplanungsmodul ist bekannt, dass eine Pfannenmedialisierung häufig zu einer Optimierung der Hebelverhältnisse und zur Reduktion der präoperativ erhöhten gelenkresultierenden Kraft R beiträgt. Positionsänderungen des HRZ sollten jedoch mit der Schaftimplantation kompensiert werden, indem sowohl eine wesentliche Reduktion als auch

Tab. 1.1 Ergebnisse der Operationsplanung für Kurzschafiprothesen mit guter Gelenkrekonstruktion bei allen 3 Ausgangsanatomien (OffsetDiff und BLDiff zum Idealwert ≤ 5 mm)

Typ	Coxa valga		Coxa norma		Coxa vara	
Metha-/Diaphyse (Klasse B1, B2 und C)	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff
A2	0	0	-5	3	-5	2
CFP	2	3	-2	2	0	0
Furlong Evolution	1	-1	-4	-3	0	0
MiniHip	1	-1	-1	0	-3	-2
Minima S	1	0	-5	-1	-4	4
MiniMIS	0	0	-5	1	-5	3
Optimys	-1	3	-2	0	-1	3
Profemur Preserve	-2	-1	0	0	-2	4
Proxima	4	-1	-3	1	-1	1
SMF	-2	2	-4	0	1	-1
Fitmore	0	0	-2	0	-2	1
GTS	4	1	-2	0	-3	0
Profemur AM	-1	0	-3	3	-1	4
Taperloc Microplasty Complete	-2	3	-3	2	-5	5

Tab. 1.2 Ergebnisse der Operationsplanung für Kurzschaftprothesen mit Abweichungen von der gewünschten Gelenkrekonstruktion bei mindestens einer der 3 Ausgangsanatomien (OffsetDiff und/oder BLDiff zum Idealwert >5 mm)

Typ	Coxa valga		Coxa norma		Coxa vara	
	Metha-/Diaphyse Klassifikation B1, B2, C	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff
Accolade II	0	0	-10	0	-9	-1
Aida	0	0	-1	7	-5	5
Alteon NPS	1	-1	-10	4	-6	5
ANA.NOVA proxy	2	0	-7	5	-5	5
ARC Monoblock	0	0	-12	-1	-4	1
Apex ARC modular	2	-2	-10	-1	-3	1
BreXis	-5	2	-4	3	-7	2
Collo-MIS	0	0	-11	3	-11	2
Mayo	0	0	-8	7	-12	4
Metha	1	3	-7	-1	-5	7
MiniFit	3	0	-9	-1	-6	2
Nanos	-5	2	-2	2	-7	2
Promise	0	0	-6	7	-8	4
ABG II	4	2	-7	1	-8	2
AMI Schaft	8	-1	-4	-1	-1	0
I-Hip GT	2	0	-6	2	-5	3
MiniMAX	7	-1	-8	3	-6	1
Privelop	5	1	-11	1	-7	1
Revalation microMAX	4	2	-4	5	-8	2
Tri-Loc BPS	1	-1	-6	0	-5	1
Schenkelhalsprothesen Klassifikation A	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff
Silent	-1	6	-3	6	-1	6
Spiron	-1	6	-5	9	-1	6
CUT	4	3	-5	4	-7	1
Just	-3	0	-14	2	-8	2

die Vergrößerung des Gesamt-Offsets vermieden wird, insbesondere wenn gleichzeitig keine wesentliche Beinverlängerung vorgesehen ist. Ein Ausgleich von Beinlängendifferenzen ist simultan mit dieser Offset-Rekonstruktion anzustreben.

In den Planungen mit den einzelnen Prothesenmodellen wurde die größtmögliche Annäherung an das Rotationszentrum der konstant implantierten Pfanne unter Ausnutzung eventuell vorhandener

Designbesonderheiten (unterschiedliche Schaftkrümmungsradien, Offset-Typen) und Beachtung oben genannter Planungsprinzipien angestrebt. Als Maß für die Gelenkrekonstruktion konnten Abweichungen zur geplanten Position des HRZ am kalibrierten Röntgenbild gemessen werden. Die Offset-Differenz (OffsetDiff) bestimmt dabei die Abweichung zum gewünschten FOpo, die Beinlängendifferenz (BLDiff) die Abweichung

1.4 • Kann man mit Kurzschafiprothesen besser planen und rekonstruieren?

■ **Tab. 1.3** Ergebnisse der Operationsplanung für ausgewählte Standardschäfte und deren Abweichungen von der gewünschten Gelenkrekonstruktion bei 3 differenten Ausgangsanatomien (OffsetDiff und BLDiff)

Typ	Coxa valga		Coxa norma		Coxa vara	
	Standardschaft	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff	BLDiff	OffsetDiff
Bicontact	0	0	-7	-2	-7	4
Corail	3	-2	-10	-2	-4	2
CLS	0	0	-5	-4	-5	-1
SL Plus	2	-9	-10	-2	-3	-1

zum gewünschten Beinlängenausgleich (■ **Tab. 1.1** und ■ **Tab. 1.2**). Um möglichst vergleichbare Daten zwischen den Prothesenmodellen zu garantieren, wählten wir bei der Planung der Schaftposition immer die vom Hersteller angebotene zweitkürzeste Prothesenkopflänge aus, was vorwiegend der Kopflänge „M“ entsprach. Nach möglichst optimaler Größenauswahl und Prothesenpositionierung jedes Prothesenmodells bewerteten wir die genannten verbliebenen Abweichungen des Prothesenkopfes zum postoperativ gewünschten HRZ (OffsetDiff und BLDiff) von über 5 mm als unzureichend.

Um zumindest einen tendenziellen Vergleich zwischen den Kurzschäften und langjährig bewährten Standardschäften zu ermöglichen, führten wir die Planung in gleicher Weise auch für die Prothesenmodelle Bicontact, Corail, CLS und SL Plus durch (■ **Tab. 1.3**).

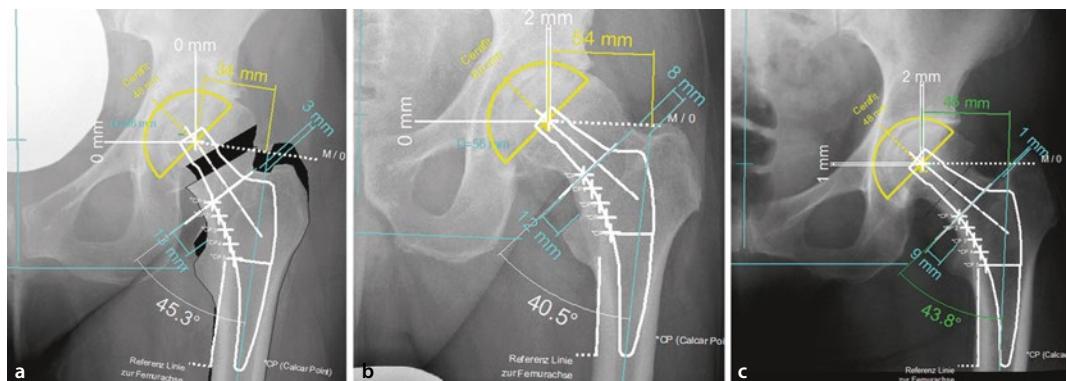
Ergebnisse

Mit den Kurzschafiprothesen wurden insgesamt 114, mit den Standardprothesen 12 digitale Operationsplanungen erstellt und analysiert. Die gemessenen Werte sind in den ■ **Tab. 1.1**, ■ **Tab. 1.2** und ■ **Tab. 1.3** und stellvertretend für einige Prothesenmodelle in den ■ **Abb. 1.33**, ■ **Abb. 1.34**, ■ **Abb. 1.35**, ■ **Abb. 1.36**, ■ **Abb. 1.37**, ■ **Abb. 1.38** und ■ **Abb. 1.39** dargestellt.

■ **Abb. 1.37a,b** Präoperative Planung mit den Kurzschäften Taperloc Microplasty Complete High Offset (Fa. Biomet) bei Coxa norma (a) und GTS lateral (Fa. Biomet) bei Coxa vara (b)

Bewertung und Diskussion der Planungsergebnisse

Von 38 Kurzschäften war es nur bei 14 Prothesen möglich, für alle 3 Ausgangsanatomien eine gelenkgeometrisch ideale Planung durchzuführen (■ **Tab. 1.1**, ■ **Abb. 1.33** und ■ **Abb. 1.34**). Die



■ **Abb. 1.33a-c** Präoperative Planung einer Fitmore-Kurzschafiprothese (Fa. Zimmer) bei Coxa valga (a), Coxa norma (b) und Coxa vara (c)

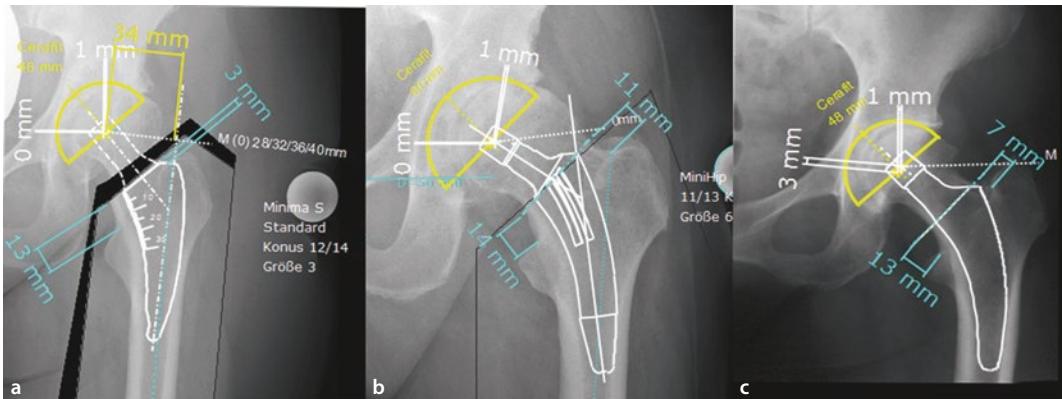


Abb. 1.34a–c Präoperative Planung mit den Kurzschafiprothesen Minima Standard (Fa. Lima) bei Coxa valga (a), MiniHip (Fa. Corin) bei Coxa noma (b), Optimys lateral (Fa. Mathys) bei Coxa vara (c)

restlichen 24 Kurzschafmodelle zeigten bei mindestens einem der 3 Ausgangsbilder eine Offset- oder Beinlängendifferenz von mehr als 5 mm (Tab. 1.2). In dieser Gruppe überzeugte die virtuelle Implantation in nur 32 von 72 Fällen mit einer guten Gelenkrekonstruktion. Bei den Planungen konnte damit bei 74 von insgesamt 114 virtuellen Implantationen das Ziel einer biomechanisch günstigen Rekonstruktion erreicht werden, was einer „Erfüllungsrate“ bei Kurzschafprothesen von 65 % entspricht.

Problematisch ist das Ergebnis der Gelenkrekonstruktion besonders dann, wenn

- das mit dem Implantat erreichte Femur-Offset zu klein ist (OffsetDiff mit negativem Wert in Tab. 1.1, Tab. 1.2 und Tab. 1.3) und
- sich die Beinlänge mit dem gewählten Prothesenkopf zur Offset-Differenz „gegensätzlich“ verändert, in diesem Fall also verlängert (BLDiff mit positivem Wert in Tab. 1.1, Tab. 1.2 und Tab. 1.3),

In dieser „gegensätzlichen“ Kombination käme es mit der Reposition zur Verringerung des Gesamt-Offsets mit Femurmedialisierung und prinzipiell möglicher Instabilität bei gleichzeitiger Beinverlängerung. Je nach Muskelbefund und Prothesenausrichtung müsste eine instabile Situation durch einen längeren Kopf kompensiert werden, was die ohnehin resultierende Beinverlängerung weiter vergrößern würde. Das Problem wäre also auch mit einer anderen Prothesenkopflänge nicht zu

korrigieren. Sind dagegen die erreichten Werte für OffsetDiff und BLDiff „gleichgerichtet“, also beide zu groß oder zu klein, ist eine intraoperative Optimierung beider Größen über eine Änderung der Kopflänge möglich.

Bezüglich der Resektionshöhe am Schenkelhals bieten schenkelhalserhaltende Kurzschäfte der Klasse A (Schenkelhalsprothesen) die theoretisch besten Voraussetzungen für eine knochenschonende Operationstechnik. Fixation und Lastübertragung finden nur im Schenkelhals statt, sofern kein Kontakt zur lateralen Femurkortikalis besteht. Schwierigkeiten der exakten Implantation, bisherige Erfahrungen und vereinzelt gute Anfangsergebnisse konnten jedoch Rücknahmen vom Markt nicht verhindern. Aus den Planungszeichnungen bei Schenkelhalsprothesen war in fast allen Planungen ein Trend zur Beinverlängerung abzuleiten (Tab. 1.2).

Besonders bei der **Coxa valga** waren die Planungen mit virtueller Implantation gut umsetzbar. Sie sind eine gute Indikation für die Mehrzahl der Kurzschäfte, jedoch nur, wenn keine vermehrte Schenkelhalsantetorsion besteht und eine gute Verklemmung die Gefahr eines Einsinkens der Prothese verhindert. Probleme bereiteten hier die kurzen Schäfte der Klasse C (AMI und MiniMAX), die unerwartet für die Valgussituation ein zu großes FO aufwiesen (Abb. 1.35), bei der Coxa norma und Coxa vara aber oft unterdimensioniert sind. Generell war bei Prothesen der Klasse C der Trend zu einer ungenügenden Gelenkrekonstruktion mit Überschreitung

1.4 • Kann man mit Kurzschäften prothesen besser planen und rekonstruieren?

Abb. 1.35a,b Präoperative Planung mit den Kurzschäften AMI Standard (Fa. Medacta) bei Coxa valga (a) und MiniMAX (Fa. Medacta) bei Coxa valga (b)

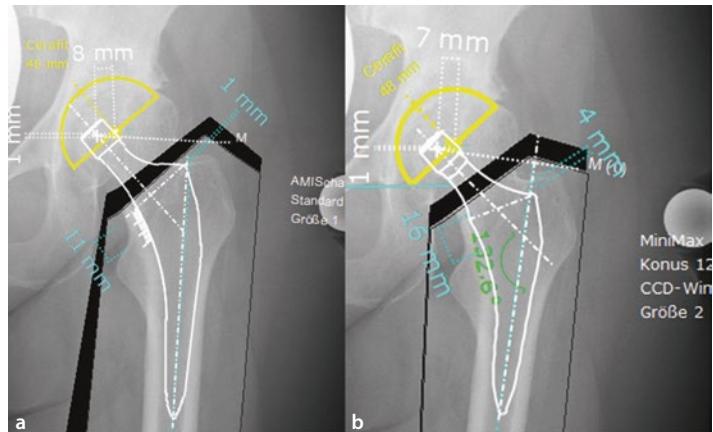
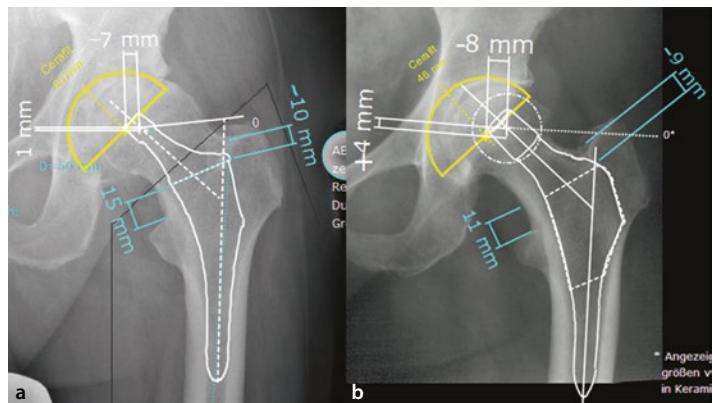


Abb. 1.36a,b Präoperative Planung mit den Kurzschäften ABG II Monoblock (Fa. Stryker) bei Coxa norma (a) und Revalation microMAX (Fa. DJO) bei Coxa vara (b)



der 5-mm-Abweichung zum Idealwert festzustellen (AMI, MiniMAX, ABG II, Accolade II, Revelation microMAX, Privelop). Als Ursache muss die Kombination aus einer tiefen Resektionslinie und einem unzureichendem Offset der Prothese bei wenig Toleranz für eine individuelle Varus-/Valgusposition genannt werden (Abb. 1.36). In dieser Klasse C stellen nur die Schäfte GTS, Taperloc Microplasty Complete und Profemur AM eine positive Alternative mit ausgewogenem Design für alle 3 Ausgangs- anatomen dar (Abb. 1.37).

Für die Coxa valga ist somit weniger die Rekonstruktion des Femur-Offsets und des CCD-Winkels, sondern die bei diesen Patienten häufig vorkommende vermehrte Antetorsion des Schenkelhalses der limitierende Faktor. Dies gilt besonders für Prothesen der Klasse B1 mit hoher Resektionslinie. Bedingt durch die verbleibende Schenkelhalslänge

ist mit einer vermehrten Rotation und zugleich einer besonders erhöhten, bei Kurzschäften ohnehin typischen Verkipfung des Prothesenschafts in der axialen Ebene zu rechnen, deren nachteilige Folgen für die dreidimensionale Prothesenausrichtung nicht immer vorhersehbar sind. Für die Indikationsstellung sollten darum generell bei allen Eingriffsplanungen durch Kontrolle der präoperativen Hüftaxialaufnahmen erhöhte Antetorsionswinkel ausgeschlossen werden.

Die Rekonstruktion der **Coxa norma** und **Coxa vara** war auch bei den Kurzschäften der Klasse B überraschend schwierig. Bei der Coxa norma handelte es sich um einen männlichen Patienten mit athletischem Konstitutionstyp, was die so nicht erwartete Zahl der „Ausreißer“ erklären könnte, bei der Coxa vara dagegen um eine normgewichtige weibliche Patientin. In den Planungsergebnissen der

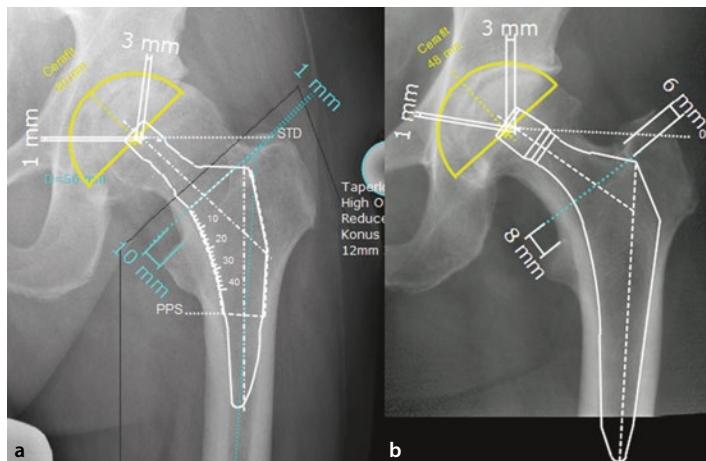


Abb. 1.37a, b Präoperative Planung mit den Kurzschäften Taperloc Microplasty Complete High Offset (Fa. Biomet) bei Coxa norma (a) und GTS lateral (Fa. Biomet) bei Coxa vara (b)

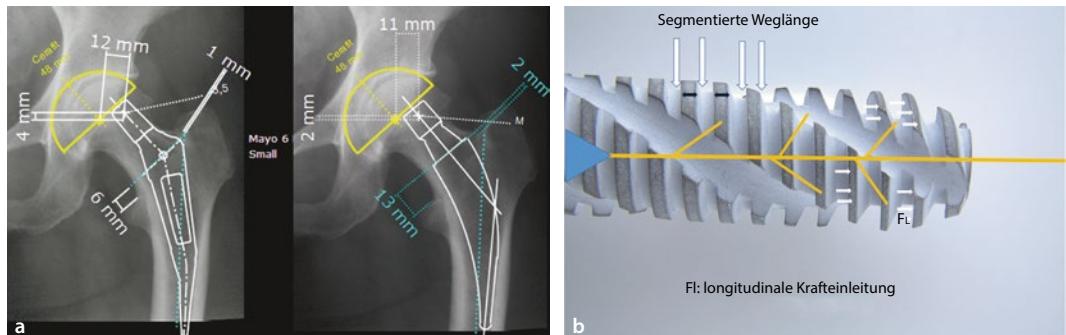


Abb. 1.38a, b Präoperative Planung mit den Kurzschäften Mayo small (Fa. Zimmer) bei Coxa vara (a) und Collo-MIS (Fa. Lima) bei Coxa vara (b)

Varusdeformität wurden die numerisch größten Abweichungen zum idealen Offset gemessen (Abb. 1.38). Die Offsetrekonstruktion ist bei der Coxa vara der limitierende Faktor. Neben dem hohen Femur-Offset zeichnet sich die Varusposition oft durch eine tiefe Position des Hüfkopfzentrums in Relation zur Trochanter-major-Spitze aus. Daraus resultiert entweder eine tiefe Resektionslinie oder eine normale Resektion mit dem Kompromiss einer unerwünschten Beinverlängerung.

Aus den Werten in Tab. 1.1 und Tab. 1.2 mit den Abweichungen von Offset und Beinlänge ist abzuleiten, dass es bezüglich der Gelenkrekonstruktion bei 14 von 38 Kurzschäften möglich war, für alle 3 Ausgangssituationen (CCD-Winkel 137°, 130° und 125°) gleichermaßen eine gute Rekonstruktion von Offset und Beinlänge zu erreichen.

Aus Herstellerinformationen und den digitalen Planungsanalysen konnten erneut verschiedene Lösungsvarianten zur Rekonstruktion des Offsets abgeleitet werden. Sie sind die Grundlage für eine zusätzliche Einteilung der Kurzschäfte in 4 Offset-Typen:

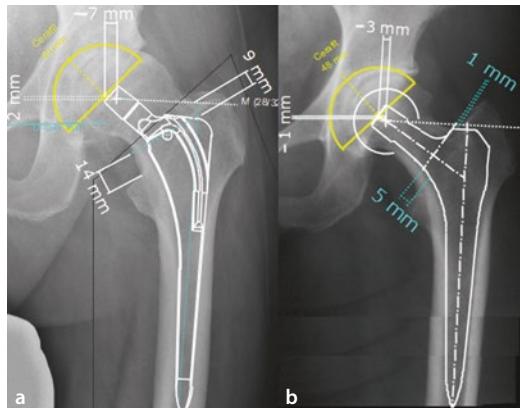
- **Offset-Typ 1:** Offset und Beinlänge werden wie bei den modernen Standardprothesen ausschließlich mit der Offset-Variabilität im Design (Lateralschäfte, verschiedene CCD-Winkel) rekonstruiert (Beispiele: GTS, Aida).
- **Offset-Typ 2:** Das Offset-Problem kann durch eine Offset-Variabilität im Design des Prothesenschafts und zusätzlich durch patientenindividuelle Variabilität der Resektionshöhe mit Änderungen der Varus-/Valgusposition gelöst werden (Beispiele: A2, Optimys, CFP, Fitmore).

- **Offset-Typ 3:** Die Gelenkrekonstruktion wird mit einem dem Calcar femoris angepassten, kurvierten Schaftdesign nur durch die patientenindividuelle Variabilität der Schenkelhalsresektionshöhe mit Änderungen der Varus-/Valgusposition gelöst (Beispiele: BreXis, MiniHip, Nanos, ANA.NOVA, Collo-MIS).
- **Offset-Typ 4:** Der medial wenig oder nicht kurvierte Kurzschäfte verfügt bisher über keine Offsetvariabilität im Design. Eine Varus-/Valgusvariabilität der Schaftposition ist nicht vorgesehen (Beispiele: Privelop, MiniMAX).

Bei den 4 Standardschäften entsprach die Gelenkrekonstruktion in 7 von 12 Planungsanalysen dem gewünschten Zielkriterium, die „Erfüllungsrate“ liegt damit bei 58 % (Tab. 1.3 und Abb. 1.39). Hervorzuheben ist die Besonderheit, dass bei den verbleibenden 5 unzureichend rekonstruierten Gelenken in 3 Fällen die Unterdimensionierung von Offset und Beinlängenausgleich „gleichgerichtet“ und immer bei der Coxa norma auftrat, durch einen langen Prothesenkopf also hätte optimiert werden können. Eine solche günstige Konstellation war bei den Kurzschäften mit unzureichendem Rekonstruktionsergebnis in keinem Fall vorzufinden.

Zusammenfassend erscheint die Indikations einschränkung bei Kurzschäften auf präoperative CCD-Winkel zwischen 120 und 145° berechtigt, im Einzelfall ist die virtuelle Gelenkrekonstruktion auch bei anatomischen Grenzfällen nach sorgfältiger Prüfung möglich.

Der Vergleich zwischen der Gelenkrekonstruktion bei Kurzschäften und den bewährten Standard schäften kann in Anbetracht der kleinen Fallzahl nur einen ersten Eindruck liefern. Die vorgestellte **erweiterte Klassifikation der Kurzschäfte** mit den Klassen A, B1, B2 und C, der Begrenzung auf eine Kopf-Schaftspitzen-Länge von 165 mm sowie der Berücksichtigung von 4 Offset-Typen erlaubt eine genauere Definition und Zuordnung einzelner Prothesenmodelle mit Abgrenzung zum klassischen Standardschaft. Das Konzept einer Variabilität im Femur-Offset der Prothese ist inzwischen bei zahlreichen klassischen Standardschäften verwirklicht. Mit den Offset-Typen 2 und 3 verfügen einige Kurzschäftsprothesen der Klasse B1 und B2 jedoch über zusätzliche Optionen, sodass wir eine biomechanisch



■ Abb. 1.39a,b Präoperative Planung mit den Standardschäften Bicontact H (Fa. Aesculap) bei Coxa norma (a) und SL Plus (Fa. Smith & Nephew) bei Coxa vara (b)

sinnvolle Gelenkgeometrie hier in vielen Fällen tatsächlich besser, zumindest aber genauso gut wie bei Standardschäften rekonstruieren können.

Eine Planung des Eingriffs ist heute bei jeder Operation zu fordern. Bei den Kurzschäften ist die Operationsplanung besonders anspruchsvoll, da neben der Prothesengröße, den anatomischen Besonderheiten bezüglich CCD-Winkel, Markraumgeometrie und Knochenqualität die Position der Resektionslinie in Relation zur Fossa piriformis genau bestimmt und intraoperativ entsprechend umgesetzt werden muss (Mihalko et al. 2009). Wenn mit einem Prothesenmodell die patientenindividuelle, ideale Gelenkgeometrie als Zielgröße schon in der Planung nicht abzubilden ist, können auch intraoperative Hilfsmittel wie intraoperative Röntgenkontrollaufnahmen oder ein Navigationssystem ein solches Defizit in der Regel nicht kompensieren. Die präoperative Akzeptanz von Indikationsgrenzen erscheint dann ratsam.

Die Rekonstruktion einer biomechanisch guten Gelenkgeometrie ist für die Funktion einer Hüftprothese unerlässlich, jedoch spielen zahlreiche weitere Faktoren wie die Tribologie der Gleitpartner, Knochenqualität, Primärstabilität, eine muskelschonende Operationstechnik, die Erfahrung des Operateurs und die Beanspruchungen des Patienten für den Langzeiterfolg eine Rolle; sie sind darum bei der Indikationsstellung, der präoperativen Aufklärung und operativen Umsetzung zu berücksichtigen. Die getroffenen Aussagen zur Gelenkrekonstruktion

mit einzelnen Prothesenmodellen können ferner nur einen Trend widerspiegeln, da sie sich stellvertretend aus nur 3 prinzipiell unterschiedlichen Hüftausgangsanatomien ergeben haben und nicht die wirkliche individuell anatomische Vielfalt abbilden. In dem hier verwendeten digitalen mediCAD-Planungssystem waren alle Prothesenmodelle integriert und die Planungen zuverlässig ausführbar.

Erste Langzeitergebnisse und Kalkulationen mittelfristiger Revisionsraten nach Implantation von Kurzschafiprothesen sind ermutigend (Ettinger et al. 2011, Nowak et al. 2011, Oldenrijk et al. 2014) und decken sich mit bisherigen eigenen Erfahrungen. Künftige Untersuchungen müssen zeigen, ob sich für alle neuen Kurzschafiprothesen gleichermaßen die Erwartungen auf ein knochensparendes, für den Patienten funktionell erfolgreiches und zugleich langzeitstables Prothesenkonzept erfüllen, welches im Versagensfall einen Wechsel zum Standardschaft zulässt und damit besonders für junge Patienten eine neue Option darstellt.

Literatur zu ▶ Abschn. 1.4

- Babisch J, Layher f, Venbrocks RA, Rose I (2002) Biomechanically based surgical planning with the help of the EndoMap software module. *Electromedica* 70 (Suppl): 9–16. www.management-krankenhaus.de/file/track/5028/1
- Babisch J (2011) Kurzschafiprothesen – ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik. *Orthopädie im Profil* 7: 6–8
- Babisch J (2013) Möglichkeiten der patientenindividuellen Hüftgelenkrekonstruktion und Knochenresektion bei Kurzschafiprothesen. In: Jerosch J (Hrsg.) *Kurzschafendoprothesen. Wo liegen die Unterschiede?* Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, S 193–227
- Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM (2010) Biomechanics of short hip endoprostheses – the risk of bone failure increases with decreasing implant size. *Clin Biomech* 25 (7): 666–674
- Bonnin MP, Archbold PH, Basiglini L, Selmi TA, Beverland DE (2011) Should the acetabular cup be medialised in total hip arthroplasty. *Hip Int* 21 (4): 428–435
- Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH (1993) Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 4: 231–242
- Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechiel M, Becher C, Thorey F (2011) The Nanos short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip Int* 21 (5): 583–586
- Falez F, Casella F, Papalia M (2015) Current concepts, classification and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics* 38 (Suppl): 6–13
- Feyen H, Shimmin AJ (2014) Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Joint J* 96-B (4): 442–448
- Jerosch J (2011) Ist kürzer wirklich besser? *Philosophie der Kurzschafendoprothesen.* *Orthopäde* 12: 172–1082
- Jerosch J, Funken S (2004) Veränderung des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken. *Unfallchirurg* 107 (6): 475–82
- Kamada S, Naito M, Nakamura Y, Kiyama T (2011) Hip abductor muscle strength after total hip arthroplasty with short stems. *Arch Orthop Trauma Surg* 131 (12): 1723–1729
- Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard, J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E (2009) Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(3): 210–219
- Massin P, Geais L, Astoin E, Simondi M, Lavaste F (2000) The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. *J Arthroplasty* 15: 93–101
- McTighe T, Stulberg SD, Keppler L, Keggi J, Kennon R, Brazil D, Aram T, McPherson E (2012) JISRF classification for short stem uncemented THA. *JISRF Publication, www.jisrf.org*
- McTighe T, Stulberg SD, Keppler L et al (2013) Classification system for short stem uncemented total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 95B (Suppl): 260
- Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO, Molland B, König C, Kammerzell S (2009) Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant. *Orthopedics* 32(Suppl):18–21
- Morrey BF, Adams RA, Kessler M (2000) A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg* 82-B: 952–958
- Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ et al (1988) The anatomic base of femoral component design. *Clin Orthop* 235: 148–165
- Nowak M, Nowak TE, Schmidt R, Forst R, Kress AM, Mueller LA (2011) Prospective study of a cementless total hip arthroplasty with a collum femoris preserving stem and a trabeculae oriented pressfit cup: minimum 6-year follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 131 (4): 549–555
- Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D (2014) Revision rate after short-stem total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica* 85 (3): 250–258
- Pagnano W, Hannsen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ (1996) The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 78: 1004–1014
- Whiteside LA, White SE, McCarthy DS (1995) Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement. *Am J Orthop* 24: 766–770

