

Jörg Jerosch, Lars Victor von Engelhardt

Schaftfreie inverse Schulterendoprothetik – eine interessante Ergänzung

Zusammenfassung:

Die Schulterendoprothetik kann mittlerweile auf mehrere Generationen zurückblicken. Im letzten Jahrzehnt kommen auch zunehmend schaftfreie Systeme zur Verwendung. Hiermit wird zum einen Knochensubstanz für weitere Eingriffe geschont. Zum anderen werden typische Probleme der Schaftprothesen vermieden, das Stress-Shielding wird reduziert. Selbst für den Bereich der inversen Schulterendoprothetik sind inzwischen schaftfreie Systeme auf dem Markt, die jedoch noch mit Zurückhaltung betrachtet werden. In diesem Review werden die Möglichkeiten der schaftfreien inversen Schulterendoprothetik anhand der eigenen Erfahrung und der aktuellen Studienlage beschrieben.

Schlüsselwörter:

inverse Schulterprothese, schaftfreier Schultergelenkersatz, Defektarthropathie

Zitierweise:

Jerosch J, von Engelhardt LV: Schaftfreie inverse Schulterendoprothetik – eine interessante Ergänzung. OUP 2019; 8: 341–352

DOI 10.3238/oup.2019.0341-0352

Einführung

Das Ziel der Schulterendoprothetik ist es, die Schmerzen der Patienten zu reduzieren und die Funktion zu verbessern, um wieder mehr Lebensqualität zu gewinnen. Mit einer 4-Jahres-Überlebensrate von 90 % und einer 20-Jahres-Überlebensrate von 70–80 % hat die Schulterendoprothetik ihre klinische Relevanz schon lange bewiesen, obwohl dies nach wie vor von Laien und Ärzten nicht immer so kommuniziert wird [22, 45, 46]. Dennoch bleiben naturgemäß Patienten, bei denen Revisionen aus unterschiedlichen Ursachen notwendig sind. Aus diesem Grunde stellt sich konsequenterweise die Frage wie beim Hüftgelenk [30], ob nicht auch an der Schulter der Einsatz von Kurzschaftprothesen oder sogar schaftfreien Prothesen gerechtfertigt oder sogar überlegen ist.

Warum schaftfreie Schulterendoprothetik?

Auch am Humerus gibt es – wie am Femur – das Problem des Stress-Shieldings zu beachten. Es betrifft die Tubercula, die Kortikalis und den medialen Kalkarbereich. Auch hier folgt das Remodelling dem Wolf'schen Gesetz. Die Ursache ist zum einen, dass wie auch bei anderen Gelenken das Elastizitätsmodul zwischen Implantat und Knochen unterschiedlich ist, was zu einer Veränderung der Krafteinleitung auf den Knochen führt. Das Ausmaß des Stress-Shieldings hängt aber von vielen Faktoren ab. Hierzu zählen die Lokalisation am Knochen, der Prothesentyp, das Design und das Prothesenmaterial.

Bei der Frage der proximalen Osteolyse ist vor allem zu bedenken, dass am Tuberculum majus und am medialen Kalkar ein Knochenabbau

bedingt durch Polyethylenpartikel erfolgen kann. So ist beispielsweise eine Osteolyse am Tuberculum majus und am Kalkar bei 43 % der Patienten bei einem lockeren Glenoid deutlich häufiger ausgeprägt [45, 46].

Eine Klassifikation für die Länge des humeralen Schafts ist bisher noch nicht publiziert. In unserer Institution wird die Klassifikation in Typ A bis D verwendet (Tab. 1).

In einer Finite-Element-Analyse verglichen Razfar et al. [47] die proximale Knochenbelastung zwischen einer schaftlosen Prothese, einer Kurzschaftprothese und einer Standardprothese. Sie konnten zeigen, dass die Reduktion der Schaftlänge zu einer besseren Verteilung des kortikalen Stresses des nativen Humerus führt. Die kortikale Belastung im proximalen Humerus im Vergleich zur normalen Belastung betrug 48 % bei

Stemless reversed shoulder arthroplasty – an interesting concept

Summary: Shoulder endoprosthetics can now look back on several generations. In the last decade, shaft-free systems have been increasingly used. On the one hand, this preserves bone substance for further procedures. On the other hand, typical problems with shaft prostheses are avoided and stress shielding is reduced. There are now shaft-free systems on the market even for inverse shoulder endoprosthetics, but these are still viewed with caution. In this review, the possibilities of shaft-free inverse shoulder endoprosthetics are described on the basis of the own experience and the current study situation.

Keywords: reversed shoulder replacement, stemless shoulder arthroplasty, cuff tear arthropathy

Citation: Jerosch J, von Engelhardt LV: Stemless reversed shoulder arthroplasty – an interesting concept. OUP 2019; 8: 341–352 DOI 10.3238/oup.2019.0341–0352

einem Standardschaft, 78 % bei einem Kurzschaft und 101 % bei einem schaftlosen System. Dieses lässt erwarten, dass das Stress-Shielding des proximalen Humerus durch die Verwendung von Kurzschaften oder gar schaftlosen Systemen deutlich reduziert sein wird.

Der Frage des Stress-Shieldings wurde bei anatomischen schaftlosen Prothesen schon nachgegangen. So berichten Churchill et al. [16] beispielsweise über die Simpliciti-Prothese der Firma Wright Medical in einer prospektiven Studie mit 49 Patienten nach 2 Jahren keine Osteolysezonen im proximalen Humerus.

Huguet et al. [29] berichten 3 Jahre nach einer anatomischen schaftfreien TESS-Prothese kein Stress-Shielding oder irgendwelche Lockerungszeichen. Hawi et al. [28] berichten über die Eclipse-Prothese der Firma Arthrex und fanden nach 9 Jahren keine Evidenz einer Lockerung. Nur ein Fall von Tuberculum-majus-Osteolyse mit demselben Implantat berichten Habermeyer et al. [26] nach einem 5-Jahres-Follow-up bei 39 Pa-

tienten, bei einem Patienten gab es eine Lockerungslinie und bei 3 Patienten eine partielle proximale Osteolyse.

Prinzipien bei der inversen Schulterprothetik

Bei der typischen Defektarthropathie mit dezentrierten Humerus und pseudoparalytischer Schulterfunktion ermöglicht die inverse Schulterendoprothese eine Funktionsverbesserung mit Schmerzreduktion [51]. Hierbei führt die Implantation einer inversen Prothese zu einer Umkehrung der Gelenkflächen, die eine weitere Dezentrierung des Humeruskopfs entlang des Glenoides nach oben verhindert. Dies bewirkt typische Änderungen der Gelenkgeometrie mit einer Absenkung des Humerus sowie einer Medialisierung des Rotationszentrums. Diese Medialisierung ermöglicht bei der aktiven Bewegung des Schultergelenks die Rekrutierung zusätzlicher Segmente des Deltamuskels. Die Absenkung des Humerus erhöht die Vorspannung des Deltamuskels. Diese veränderte

Biomechanik kann bei der Defektarthropathie das Fehlen der Rotatorenmanschette effektiv kompensieren [10, 25] (Abb. 1).

Distalisation des Drehzentrums:

- Verbesserung des Momentarms für den M. deltoideus um 25 %.

Medialisierung des Drehzentrums:

- Rotationszentrum in Projektion auf den glenoidalen Knochen reduziert die Implantat-Knochen-Be- lastung
- erhöhtes Risiko für eine Scapula-Notching
- Verlust der Deltoidkontur
- reduziert den Momentarm für den M. infraspinatus und damit die Kraft für die Außenrotation.

Somit ist die irreparable Rotatorenmanschettenruptur mit bestehender Defektarthropathie sicherlich die Hauptindikation zur Implantation einer inversen Schulterendoprothese [10, 51]. Nachdem eine Vielzahl an Erkrankungen der Schulter mit Pathologien der Rotatorenmanschette einhergehen, werden heute neben der klassischen Defektarthropathie [10, 25] inverse Schulterprothesen auch bei massiven, irreparablen Rotatorenmanschettenrupturen ohne relevante Arthrosen [61], rheumatoider Arthritis in Kombination mit Manschettendefekten [49], bei schlechten klinischen Ergebnissen nach Hemi- und Totalendoprothesenimplantation [9, 19, 60], bei Tumorleiden [19], bei posttraumatischen Folgezuständen mit schlechtem klinischen Outcome [9] sowie bei frischen proxima-

Typ A	Typ B	Typ C	Typ D
schaftlos	Kurzschaft	Standardschaft	Langschaft
< 50 mm, mit isolierter dia-metaphysärer Fixation	50–100 mm Schaftlänge	100–150 mm Schaftlänge	> 150 mm Schaftlänge (i.d.R. für Revisionen)

Tabelle 1 Klassifikation der humeralen Schaftlänge

len Humerusfrakturen des eher älteren Menschen [15] mit guten Ergebnissen eingesetzt. Entsprechend werden in einigen Zentren, wie auch in unserer Klinik, anteilmäßig inzwischen mehr inverse Prothesen als anatomische Schulterarthroplastiken implantiert.

Biomechanik der inversen Prothese

Bei den ersten inversen Prothesen, die in den 1970er-Jahren entwickelt wurden, lag das Rotationszentrum (Center of Rotation: CoR) relativ nah an dem ursprünglichen anatomischen Rotationszentrum. Dieses führte zu großen Belastungen der glenoidalen Fixation mit nachfolgenden Lockerungen.

Paul Grammont entwickelte eine inverse Prothese mit medialisiertem Rotationszentrum, welches 2 signifikante Vorteile hatte. Zum einen kam es zu einer Reduktion der glenoidalen Implantatbelastung am Knochenimplantat-Interface. Zum zweiten konnte der M. deltoideus die Kraft mit einem besseren Momentarm auf den Humerus übertragen.

Diese Medialisation des Rotationszentrums führte ebenfalls zu einer Medialisation des Humerus und einer horizontaleren Humerus-Osteotomie mit einem 155°-Osteotomiewinkel. Die grundlegende Idee dahinter war, die Stabilität des humeralen Implantats zu verbessern.

Dieses Design hatte jedoch auch einige Nachteile. Hierzu zählten zum einen das Scapula-Notching und zum anderen die Instabilität aufgrund eines Impingement-Effekts zwischen humeralem Pfannenanteil und Scapula. Zusätzlich kam es zu einer reduzierten Stabilität wegen eines schlechteren Winkels des M.-deltoideus-Umlenkungswinkels um das Tuberculum majus herum. Die noch vorhandenen Rotatorenmanschettenanteile hatten ebenfalls aufgrund der deutlichen muskulären Verkürzung einen geringeren stabilisierenden Effekt.

Bei der Weiterentwicklung dieses Konzepts wurde darauf geachtet, dass man zwar die Vorteile der ursprünglichen Grammont-Prothese erhält, deren Nachteile jedoch kompensiert.

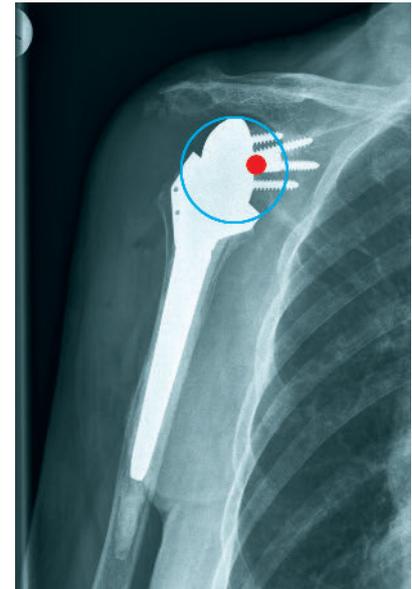
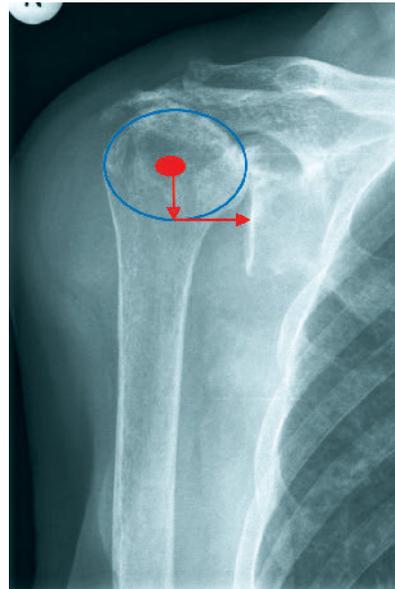


Abbildung 1 Biomechanik der inversen Prothese nach Grammont



Abbildung 2 Inverse Schulterprothese vom MGMH-Typ (Grammont-Prothese)

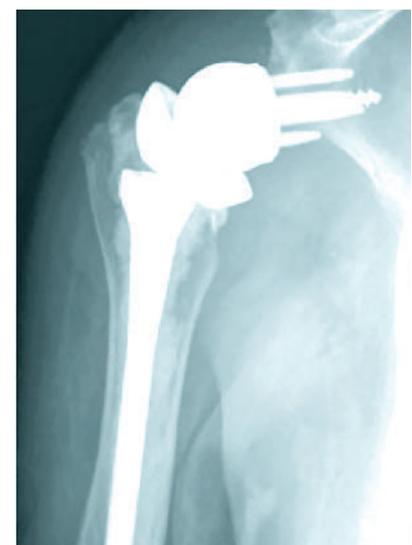


Abbildung 3 Inverse Schulterprothese vom LGMH-Typ (Frankle Prothese)



Abbildung 4 Inverse Schulterprothesen vom MGLH-Typ



Dieses bedeutet im Einzelnen:

- eine Medialisierung des Rotationszentrums
- eine Lateralisierung des Humerus
- eine vermehrte Inklinierung der humeralen Osteotomie bzw. der humeralen Gelenkpartner.

Medialisierung des Rotationszentrums und Durchmesser der Glenosphäre

Die Kinematik und Fixierung der inversen Implantate hängen ganz entscheidend von der Position des Rotationszentrums ab. Wenn das Rotationszentrum nah am Knochenimplantat-Interface der glenoidalen Fixation ist, reduziert das die Belastung und erhöht den Momentarm des M. deltoideus. Die Medialisierung des Rotationszentrums führt jedoch zum Impingement zwischen humeraler Komponente und Scapula bei der Adduktion. Hierdurch entsteht das Scapula-Notching. Die Medialisierung des Rotationszentrums hängt auch zusammen mit dem Glenosphären-Durchmesser. Das Grammont-Design war hierauf nicht optimiert. Es zeigt sich, dass die Zunahme der Glenosphären-Dicke um ca. 1 mm zu einem um 5° erhöhten Bewegungsausmaß führt. Darin liegt natürlich die Versuchung, die Glenosphären-Dicke zu erhöhen. Eine Zunahme der Glenosphären-Dicke reduziert auf der anderen Seite jedoch den Medialisierungseffekt und erhöht die Implantatknochen-Interface-Belastung, was zu einer höheren Lockerungsrate führen kann.

Humorale Lateralisierung

Eine Lateralisierung des Humerus führt zu einer höheren Spannung der Sehnen der noch vorhandenen Rotatorenmanschette und zu einer Verbesserung des Deltoid-Umlenkungswinkels. Die Lateralisierung des Humerus hängt ab von der humeralen Inklinierung und der humeralen konkaven Pfannenfixation. Hierbei kann man entweder, wie bei der Grammont-Prothese, die humerale Pfanne direkt auf den Schaft setzen oder über eine zusätzliche separate Basisplatte außerhalb davon.

Schafftfreie inverse Systeme bieten hier besondere Vorteile, da hier vor allem bei Onlay-Prothesen das Ankersystem für die epiphysäre Fixation

auf dem Humerus medialisiert platziert werden kann, was zu einer Lateralisierung des Humerus führt.

Humorale Inklinierung

Die klassische Grammont-Inklinierung mit einem Winkel von 155° führt zu einem relativ horizontalen Humerusschnitt; hieraus resultiert mit dem oben schon erwähnten Nachteil der Medialisierung des Humerusschafts eine Reduktion der Muskelkraft der verbliebenen Rotatorenmanschette (insbesondere hinsichtlich der Außenrotation) sowie eine erhöhte Rate für ein scapulares Notching.

Eine geringere Inklinierung, beispielsweise von 145°, führt zu einem erhöhten Bewegungsausmaß bei nach wie vor guter Stabilität. Basierend auf diese Überlegungen kann man die inversen Prothesen in 4 Gruppen klassifizieren:

- MGMH: Medial Glenoid/Medial Humerus
- LGMH: Lateral Glenoid/Medial Humerus
- MGLH: Medial Glenoid/Lateral Humerus
- LGLH: Lateral Glenoid/Lateral Humerus.

MGMH (Medial Glenoid/Medial Humerus)

In dieser Kategorie ist das Rotationszentrum nahe am anatomischen Glenoid positioniert. Die humerale Gelenkpfanne ist nahe zum intermedulären Kanal positioniert. Die Grammont-Prothese passt typisch in diese Kategorie (Abb. 2). Diese Prothese zeigt folgende Merkmale:

- reduziertes Risiko für eine glenoidale Lockerung
- gute Wiedererlangung der aktiven Armabduktion aufgrund des großen Deltoid-Momentarms
- relativ hohe Rate des Scapula-Notchings
- eingeschränkte aktive Innen- und Außenrotation wegen der Verkürzung der Rotatorenmuskeln.

LGMH: Lateral Glenoid/Medial Humerus

Bei dieser Kategorie ist das Rotationszentrum lateral der glenoidalen Verankerung. Dieses wird beispielsweise bei der Frankle-Prothese erreicht durch eine dickere Glenosphäre

(Abb. 3). Dieses kann auch erreicht werden durch eine Bio-RSA, wie von Boileau inauguriert. Die humerale Komponente bleibt nach wie vor in der Achse des Humerus, sodass es zu einer leichten Medialisierung kommt. Dieser Prothesentyp zeichnet sich durch folgende Merkmale aus:

- geringeres Scapula-Notching
- bessere Wiedererlangung der aktiven Innen- und Außenrotation aufgrund der erhöhten Spannung der Rotatorenmanschette
- gering erhöhtes Risiko für eine glenoidale Lockerung aufgrund der erhöhten Belastung am Glenoid-Implantat-Interface.

MGLH: Medial Glenoid/Lateral Humerus

In dieser Kategorie ist das Rotationszentrum weiter medial im Bereich des anatomischen Glenoids. Der Humerusschaft ist lateralisiert, und die humerale Gelenkkomponente sitzt exzentrisch zum Humerusschaft (Abb. 4). Dieses Prinzip ist mit schafftfreien inversen Onlay-Prothesen (s. unten) zu erreichen. Dieser Prothesentyp zeichnet sich durch die folgenden Merkmale aus:

- reduziertes Risiko der glenoidalen Lockerung
- reduziertes Risiko für Scapula-Notching
- bessere Wiedererlangung der aktiven Arm-Elevation aufgrund eines längeren Deltoid-Momentarms
- verbesserte aktive Innen- und Außenrotation wegen einer besseren Spannung der Rotatorenmanschette.

LGLH: Lateral Glenoid/Lateral Humerus

Bei dieser Kategorie ist das Rotationszentrum wiederum lateral der glenoidalen Verankerung, was beispielsweise durch eine Bio-RSA im Prinzip von Boileau zu erreichen ist. Der Humerusschaft ist zusätzlich lateralisiert oder die humerale Gelenkkomponente sitzt exzentrisch zum Humerusschaft. Dieses Prinzip ist mit schafftfreien inversen Onlay-Prothesen (s. unten) zu erreichen. Dieser Prothesentyp zeichnet sich durch folgende Merkmale aus:

- noch geringeres Risiko für eine Scapula-Notching

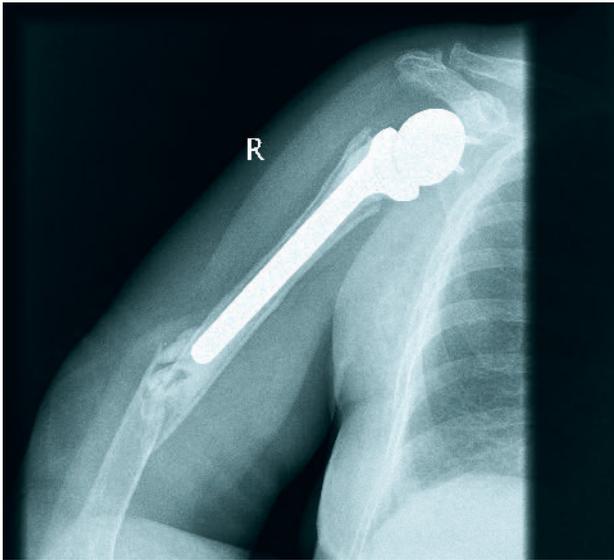


Abbildung 5 Typische Frakturlokalisation beim Einliegen einer inversen schaftgeführten Prothese in Höhe des N. radialis

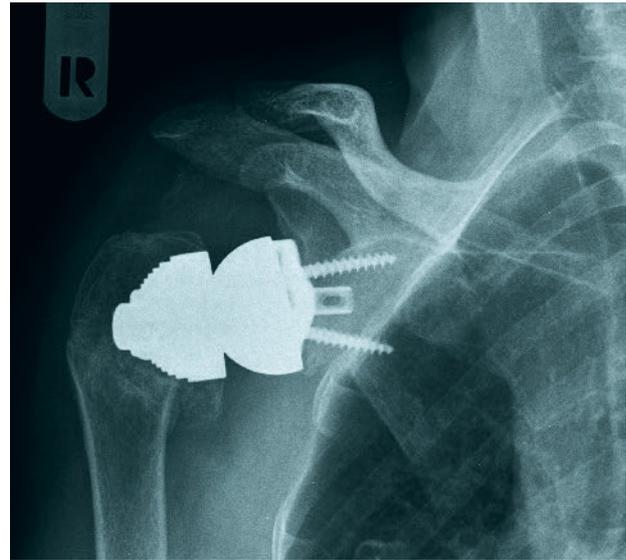


Abbildung 6 Typische Frakturlokalisation einer periprothetischen Fraktur bei einer schaftfreien inversen Prothese

- bessere Wiedererlangung der aktiven Innen- und Außenrotation aufgrund der erhöhten Spannung der Rotatorenmanschette
- gering erhöhtes Risiko für eine glenoidale Lockerung aufgrund der erhöhten Belastung am Glenoid-Implantat-Interface
- bessere Wiedererlangung der aktiven Arm-Elevation aufgrund eines längeren Deltoid-Momentarms und eines verbesserten Deltoid-Umlenkungswinkels.

Warum auch schaftfreie inverse Schulterprothesen?

Neben der durchaus schon etablierten schaftfreien anatomischen Schulterprothetik findet auch die schaftfreie inverse Schulterendoprothetik eine zunehmende Verbreitung in den letzten Jahren. Die Prinzipien der konventionellen inversen Prothetik sind auch durch schaftfreie Systeme zu erreichen.

Betrachtet man sowohl bei den Primärversorgungen als auch bei den Revisionen die enorm zunehmende Zahl an inversen Schulterprothesen [35], so sind sicherlich auch hier aus den o.g. Gründen knochensparende Konzepte von Interesse.

Einen weiteren Vorteil stellen Situationen mit erneuter Fraktur nach endoprothetischer Versorgung dar. Bei periprothetischen Frakturen nach konventioneller inverser Prothese kommt es oftmals zu Frakturen im

Bereich des N. radialis (Abb. 5). Bei schaftfreien inversen Prothesen hingegen liegen die periprothetischen Frakturen in anatomisch deutlich günstigeren Bereichen (Abb. 6).

Bei den schaftfreien inversen Systemen sind zusätzlich Inlay-Systeme von Onlay-Systemen zu differenzieren. Bei den Inlay-Systemen (z.B. TESS-System) ist die Resektionsebene höher, was noch mehr Knochen-erhalt ermöglicht. Bei den Onlay-Systemen (z.B. Easy-Tech) liegt die Resektionsebene am Humeruskopf tiefer; das gibt dem Operateur andererseits jedoch mehr Raum für die Glenoidpräparation.

Obwohl dieses Konzept aufgrund der eher geringen Studienlage noch als Neuland erscheint, sind im Bereich der inversen Schulterendoprothetik bereits 4 verschiedene schaftfreie Modelle in den Markt eingeführt worden. Diese sind:

- Total Evolutive Shoulder System (TESS, Zimmer Biomet)
- Easytech-System (FX-SOLUTIONS)
- SMR-Prothese (Lima)
- Comprehensive Nano (Zimmer Biomet) (nicht mehr verfügbar).

Total Evolutive Shoulder System (TESS)

Im Bereich der inversen Schulterendoprothetik ist das Total Evolutive Shoulder System das erste und am besten untersuchte schaftfreie System

[4, 5, 29, 32, 58], das wir sowohl in der inversen und auch in der anatomischen Versorgung seit vielen Jahren zur endoprothetischen Versorgung selbst verwenden.

Charakteristisch für das TESS-System ist die sogenannte Corolla, die sich innerhalb der präparierten Spongiosa verankert, aber auch peripher, nahe dem kortikalen Knochen (Abb. 7). Somit wird die Corolla in der Regel press-fit in die Metaphyse eingeschlagen.

Dabei besteht die inverse Corolla gegenüber der anatomischen Variante aus einem schalenähnlichen Metallblock, in dem das inverse Polyethylen als Inlay-System in verschiedenen Höhen aufgenommen werden kann (Abb. 8). Aufgrund des „Inlay-Prinzips“ ist die Resektionsebene am Humerus höher, und es verbleibt mehr Knochen am proximalen Humerus; dieses erschwert jedoch die Präparation des Glenoids im Vergleich zu Onlay-Systemen (s. unten).

Diese Art der metaphysären peripheren Verankerung unterscheidet sich deutlich von zentralen Verankerungskonzepten, wie z.B. bei der zentralen Hohlschraube bei der Eclipse-Prothese (Arthrex) oder der Simpliciti-Prothese (Tornier) mit dem sich eher zentral verankernden 3-schenkligen Kreuz [2].

Bei nicht ausreichender proximaler Knochenqualität kann die inverse



Abbildung 7 Humerale Corolla zur Implantation einer anatomischen TESS-Prothese



Abbildung 8 Humerale Corolla für die inverse TESS-Prothese

Corolla beim TESS-System mit einem Stiel verlängert und distal sogar einzementiert werden. Diese Möglichkeit der Stielverlängerung ist für die TESS-Prothese aufgrund von patentrechtlichen Aspekten einzigartig und bei anderen schafftfreien Prothesen nicht verfügbar. Ähnlich wie bei anderen Systemen auch kann der zentrale Zapfen am Glenoid verlängert werden.

Im Vergleich zu anderen Systemen ist das TESS-System modular aufgebaut. So kann der Operateur sich je nach Bedarf für eine anatomische Hemi-, Totalprothese oder für eine inverse Prothese entscheiden. Alternativ zu den zementierten Polyethylen-Glenoiden kann innerhalb der Versorgung mit einer anatomischen TESS-Endoprothese auch ein Metal-back-Glenoid gewählt werden. Hierbei zeichnet sich die Basisplatte neben dem zentralen Zapfen zur Knochenverankerung durch winkelt stabile Schrauben oder optionale Spikes zur optimierten Befestigung aus. Zudem besitzt das TESS-System eine Doppelbeschichtung, die neben einer porösen Titanlegierung (Ti6AL4V) aus einer Hydroxylapatitbeschichtung besteht (Abb. 9).

Das Metal-back-Glenoid der TESS-Prothese hat Eigenschaften, die sich trotz der in früheren Studien bekanntermaßen kritischen Datenlage [7, 56] in aktuelleren Studien durch ver-

gleichsweise lange Überlebenszeiten auszeichnet [14, 17]. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Basisplatte sowohl für die anatomische als auch für die inverse Prothese verwendet werden kann. Dies macht im Revisionsfall einen Wechsel von einer anatomischen auf eine inverse Prothese ohne Wechsel der Basisplatte möglich.

Gelenkgeometrie nach Versorgung mit der inversen TESS-Prothese?

Ziel der inversen Versorgung ist es, mittels Distalisierung und Medialisierung von Humerus und Rotationszentrum die funktionell günstigen Änderungen von Hebelarm sowie Vorspannung des Deltamuskels zu ermöglichen.

Bei 75 mit einer inversen TESS versorgten Patienten haben wir für die Auswertung der Gelenkgeometrie die prä- und postoperativen Röntgenbilder der betroffenen Schultern mit dem Programm MediCAD vermessen. Bei den präoperativen Röntgenbildern wurden Maßstabkugeln und bei den postoperativen Röntgenbildern die Prothesengrößen zur Skalierung verwendet. Gemessen wurde die akromiohumorale Distanz als kürzeste Verbindung von Akromion und Humeruskopf; das humerale Offset als Abstand von der lateralen Grenze des Tuberculum majus zum Rotationszentrum; das laterale glenohume-

rale Offset als Abstand von der Basis des Korakoids zur lateralen Grenze des Tuberculum majus und die Höhe des Rotationszentrums in Beziehung zur unteren Kante des Glenoides. Zudem wurde der Hals-Schaft-Winkel gemessen, der als medialer Winkel zwischen der Schaftachse und einer Senkrechten zum anatomischen Hals bzw. der humeralen Osteotomie definiert ist (Abb. 11).

Wir konnten für alle Parameter die erwarteten Veränderungen der Gelenkgeometrie nachweisen. In der Literatur findet sich zur Medialisierung des Rotationszentrums nach inverser Prothese eine Streuweite zwischen 8 und 20 mm [1, 10, 31, 48]. Bei den mittels inverser TESS versorgten Patienten betrug die Medialisierung im Mittel knapp 20 mm, sie errechnet sich aus der Summe der humeralen Offsetzunahme (im Mittel 13,8 mm) und der Abnahme des lateralen glenohumeralen Offset (im Mittel 5,9 mm). Unsere Daten zeigen somit eine ausreichende Erweiterung des Hebelarms des Deltamuskels. Eine Erweiterung des Hebelarms ist mit einer signifikanten Besserung der aktiven Beweglichkeit der Schulter vergesellschaftet [10, 17]. Eine Medialisierung des Humerus führt zu einer Reduktion der Vorspannung und damit zu einer geringeren Effektivität des Deltamuskels u.a. aufgrund der Reduktion des Delta-Umlenkwinkels. Um dieses Problem und



Abbildung 9 Schaftfreie inverse TESS-Prothese mit glenoidaler Komponente



Abbildung 10 Postoperatives Röntgenbild nach Versorgung mit einer schaftfreien inversen TESS-Prothese

auch mögliche Instabilitäten zu vermeiden, benötigt diese Art der inversen Versorgung (MGMH: Medial Glenoid/Medial Humerus) eine ausreichende Distalisierung des Humerus. Diese Distalisierung lässt sich durch eine Erhöhung der akromiohumeralen Distanz beschreiben. Die Erhöhung der akromiohumeralen Distanz betrug in unserer Serie im Mittel 16,1 mm. Dies liegt wiederum im oberen Bereich der Literaturangaben [10, 32, 37, 38, 39], sodass eine erfolgreiche Erhöhung der Deltavorspannung mit einer entsprechenden Funktionsverbesserung der Schulter und eine gute Stabilität der medialisierten Schulter zu erwarten sind.

Ein Teil dieser Distalisierung sollte hierbei durch eine möglichst distale Positionierung der Basisplatte am Glenoid erreicht werden. Dies entspricht der Höhe des Rotationszentrums über der Unterkante des Glenoids. In unserer Serie verringerte sich dieser Wert nach Prothesenimplantation signifikant um im Mittel 4,3 mm. Dies entspricht in etwa den Messungen von Boileau et al. [10], die im Mittel eine ähnliche Distalisierung von etwa 4 mm beschrieben haben.

Klinische Ergebnisse mit dem TESS-System

In bisherigen Studien mit unterschiedlichen gestielten inversen Schulterprothesen zeigte der postoperative absolute Constant Score einen

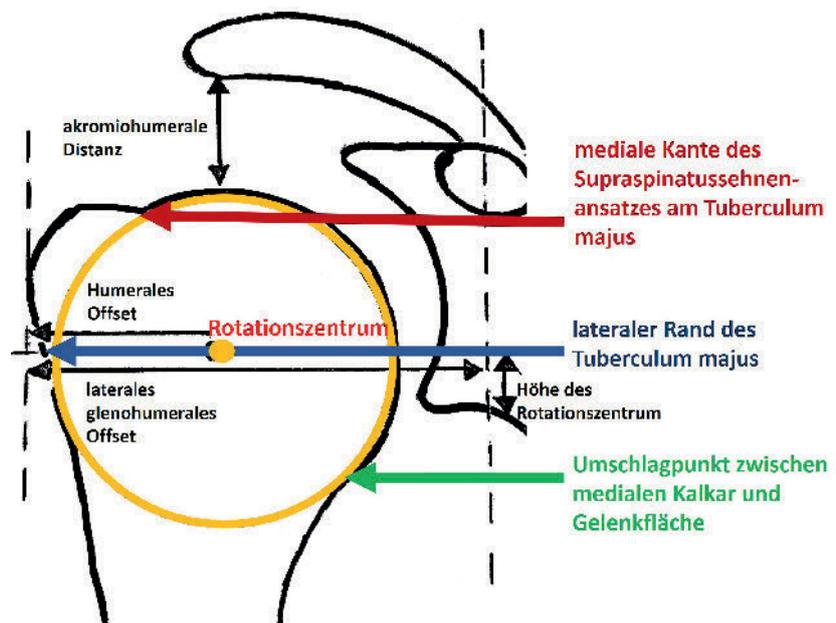


Abbildung 11 Radiologische Parameter vor und nach Implantation von Prothesen

weiten Bereich zwischen 40 und 60 Punkten [10, 13, 20, 41, 59]. Bei unseren mit der inversen TESS-Prothese versorgten Patienten mit unterschiedlichen Indikationsgruppen lag der absolute Constant Score nach einem mittleren Follow-up von etwa 17 Monaten mit 55 Punkten im oberen Bereich dieser Studien.

Interessant waren hierbei die Unterschiede in den einzelnen Indikationsgruppen. So zeigten die Patienten mit der Indikation Defektarthro-

pathie einen relativen Constant Score von 79,7 %. Revisionsfälle mit einer vorangegangenen prothetischen Versorgung zeigten einen relativen Constant Score von 73,5 %. Patienten, die aufgrund von Frakturen mit oder ohne vorheriger Osteosynthese mit dem inversen TESS-System versorgt wurden, zeigten einen relativen Constant Score von nur 67,3 %.

Diese Ergebnisse sind so zu erwarten. So zeigte bereits eine Reihe an

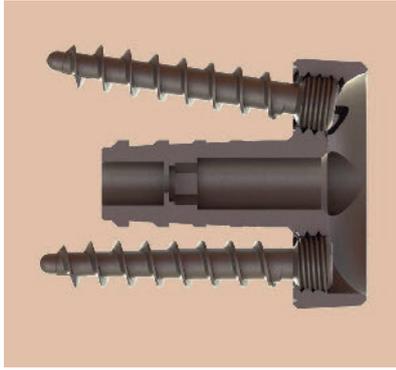


Abbildung 12 Die Glenoid-Basisplatte der Easytech-Prothese



Abbildung 13 Der humerale Anker der Easytech-Prothese

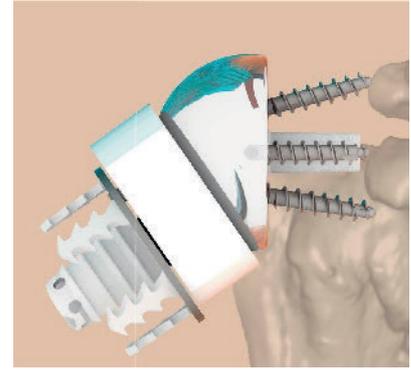


Abbildung 14 Schaftfreie inverse Easytech-Prothese



Abbildung 15a-b Vor und nach Implantation einer Easytech inversen Prothese bei einem dysplastischen Humerus



Abbildung 16 Schaftfreie inverse SMR-Prothese

Studien bei einer Defektarthropathie bessere Ergebnisse als bei Frakturfolgen [10, 61] bzw. Revisionsendoprothesen [60, 61].

Inverse TESS und inferiores Notching

Ein Anschlagen des inversen Inlay-einsatzes am Scapula-Hals wird als inferiores Notching bezeichnet. In der Literatur wird ein solches Notching mit Häufigkeiten von 0 % bis hin zu 88 % der Fälle beschrieben [10, 41, 42, 50, 52, 55, 59, 60]. Im Zumstein-Review, der bislang größten Metaanalyse zu unterschiedlichen inversen Schaftprothesen mit insgesamt 782 ausgewerteten Fällen, lag die Gesamthäufigkeit eines Notching bei immerhin 35,4 % [62].

Bedenkt man die potenziellen Probleme dieses Notching, wie z.B. Schäden am Polyethylen oder gar eine Glenoid-Lockerung, so erscheint es logisch, dass in der Literatur verschiedene Möglichkeiten zur Vermeidung eines solchen Notching dis-

kutiert werden. Neben einer Offset-Erweiterung [8] und der Verwendung exzentrischer Glenosphären [21] kann auch der Inklinationswinkel der humeralen Komponente ein Notching signifikant verringern [34].

Die meistverwendeten inversen Schulter-systeme wie die Delta X-tend (De Puy Synthes), die Aequalis Reversed (Tornier) und die Affinis Inverse (Mathys) haben einen Schaft-Hals-Winkel von 155°. Kempton et al. [34] beschrieben bei der Verwendung eines inversen Schaftdesigns mit einem Hals-Schaft-Winkel von 145° anstelle des üblichen 155° eine signifikant niedrigere Notchingrate. Demnach senkt die steilere Einstellung der inversen Pfanne das Risiko eines Notching und verbessert die Rotationsamplitude bei adduziertem Arm [34]. Das Besondere an dem metaphysär verankerten TESS-System ist, dass wir im Gegensatz zu einem Schaftsystem während der Operation sehr gute Möglichkeiten haben, den Winkel individuell zu gestalten und an die je-

weilige Situation anzupassen. In unseren Fallserien haben wir diese chirurgische Möglichkeit auch genutzt und so in unseren Nachuntersuchungen einen mittleren Schaft-Hals-Winkel von 147° nachgewiesen [58].

Vor allem dieser Inklinationswinkel kann sehr gut die deutlich erniedrigten Notching-Raten von 12 % in unseren Fallserien mit der inversen TESS erklären. Ebenso in den TESS-Studien von Kadum (12 %) [32] und Ballas et al. (9,5 %) [4].

Humorale Lockerungen

Auch mit konventionellen Schaftsystemen ist die Rate von humeralen Lockerungen leider nicht ganz zu vernachlässigen. So zeigte eine Multicenteranalyse eine Rate von aseptischen Schaftlockerungen von immerhin 6 % [24]. Weitere Arbeiten zu inversen, gestielten Schulter-systemen zeigen humorale Lockerungs-raten von 1,3 % [62], 2 % sowie 3 % [36].

Bei unserer Serie von 58 inversen TESS-Endoprothesen in der Patienten-

gruppe mit einer Defektarthropathie und 19 anatomisch implantierten TESS-Endoprothesen (15 primäre Omarthrosen, eine Humerkopfnekrose, eine Kappenversorgung mit schmerzhafter Glenoiderosion, 2 posttraumatische Omarthrosen) hatten wir in keinen Fall eine humerale Lockerung. Dies entspricht vorangegangenen Studien. So wurde in einer Fallserie von 72 anatomisch implantierten TESS-Endoprothesen in keinem Fall eine humerale Lockerung festgestellt [29]. Zudem wurden in einer Fallserie von 56 inversen TESS-Implantationen, in der Patienten mit Frakturfolgen sowie Revisionsfälle für eine schafftfreie Versorgung ausgeschlossen wurden, wiederum keine humeralen Lockerungen festgestellt [4].

In Anbetracht unserer kurzen bis mittelfristigen Ergebnisse und der Studienlage können wir hinsichtlich humeraler Lockerungen die Verwendung der schafftfreien Version der TESS-Prothese sowohl in der anatomischen Situation als auch bei der inversen Versorgung bei Patienten mit einer Defektarthropathie durchaus als knochensparende Alternative zur Schafftfreie Versorgung empfehlen.

Bei den beiden anderen, mit einer inversen TESS versorgten Ätiologiegruppen mussten wir allerdings in 3 Fällen eine humerale Lockerung verzeichnen. Von 8 Patienten aus der Gruppe mit Frakturfolgezuständen (4 schafftfreie inverse TESS und 4 TESS mit zementierten Stiel) hatte ein Patient eine humerale Lockerung. Unter 9 Revisionsfällen nach vorangegangener Prothesenimplantation (4 schafftfreie inverse TESS und 5 TESS mit zementierten Stiel) kam es in 2 Fällen zu einer humeralen Lockerung. Zwei Patienten entschieden sich für eine Revision mit einem Wechsel auf eine TESS mit zementierten Stiel. Im weiteren Verlauf waren beide Patienten schließlich zufrieden mit dem Ergebnis. Die dritte Patientin litt an einer zunehmenden Sturzneigung, die auch zu wiederholten Stürzen auf die operierte Schulter führte. Diese Patientin lehnte weitere operative Maßnahmen ab.

Ballas und Béguin [4] haben in ihrer Studie zur TESS-Prothese entsprechend ihrem Studienprotokoll alle solche Fälle mit Revisionen oder

Frakturen ausschließlich mit gestielten TESS-Prothesen versorgt. Retrospektiv betrachtet war dieses sicherlich eine gute Entscheidung, da sie hiermit eine humerale Lockerungsrate von 0 % nachweisen konnten.

Easytech-System (FX-Solutions)

Das schafftfreie Easytech-System der Firma FX-Solutions, die 2011 gegründet wurde, ist in der anatomischen Version seit Dezember 2012 im Handel und in der inversen Version seit September 2015 erhältlich. In der inversen Version sind etwa 1000 Systeme implantiert worden. In Frankreich sind im Jahr 2018 insgesamt 3000 Schulterprothesen verkauft worden. Die Prothese ist seit September 2012 CE-zertifiziert. Bei der FDA in den USA läuft seit Dezember 2018 ein Zulassungsverfahren nach 510k (Investigational Device Exemption – IDE).

Glenoid: Die Basisplatte hat einen Durchmesser von 24 mm und ist damit bewusst sehr klein gehalten, was jedoch dem allgemeinen Trend auch bei anderen Herstellern folgt. Der zentrale Stiel hat eine Länge von 17 mm und einen Durchmesser von 7,5 mm. Dieser kann verlängert werden mit entsprechenden Adaptern um 6 und 10 mm. Die 4 winkelstabilen Schrauben erlauben eine Angulation von $\pm 12^\circ$ (Abb. 12). Für die Lokalisation des zentralen Lochs im Glenoid wird eine Distanz von 12 mm von der unteren Begrenzung des Glenoids empfohlen. Hierbei wird die Empfehlung von Kelly et al. [33] aufgegriffen, die anhand von Kadaveruntersuchungen festgestellt haben, dass mit dieser Position die beste Positionierung der Basisplatte möglich ist. Nach Säuberung des Glenoids von umgebenden Weichteilen (insbesondere auch inferior) und exakter Einstellung mit den entsprechenden Hohmann-Haken ist bei Anlage des „Matsen-Kreuzes“ mit dem Elektrokauter die 12-mm-Regel gut zu berücksichtigen. Für den weniger erfahrenen Operateur bietet die Firma hierzu auch ein entsprechendes Instrument an, um die Distanz von 12 mm abzumessen.

Die Glenosphäre ist in 36 mm und 40 mm Durchmesser erhältlich

und leicht lateralisiert (3,5 mm). Gleichzeitig ist eine geringe Inklination von 10° implementiert. Die Glenosphäre ist mit einer zentralen Sicherungsschraube auf die Basisplatte fixiert (vergleichbar zur Delta-Extend-Prothese der Firma DePuy-Johnson), was die sichere Platzierung der Glenosphäre auf die Basisplatte und die Überprüfung der korrekten Platzierung erleichtert.

Die Glenosphäre ist zentriert oder exzentrisch erhältlich. Eine Titan-Nitrit-Komponente für Allergiker ist ebenfalls verfügbar.

Humerus: Die Osteotomie am Humerus beträgt standardmäßig 145° . Das epiphysiale Anker-Implantat bei der Easytech-Prothese ist in 3 Durchmessern verfügbar (30, 34 und 38 mm). Die Länge beträgt immer 22 mm. Es verhakt sich in der Peripherie der Epiphyse kortikalisnah mit 5 sägeblattförmigen Verankerungszapfen (Abb. 13).

Die Onlay-PE-Komponenten sind fest mit dem Metallsteckkonus-Modul verbunden, sodass hier kein Risiko für eine Dissoziation oder eine fehlerhafte Passung intraoperativ besteht. Die PE-Komponenten sind verfügbar in 36 und 40 mm mit Höhen von +3, +6 und +9 mm. Diese können mit jeder epiphysialen Implantat-Komponente kombiniert werden, sodass hier eine große Variabilität besteht.

Vom Grund der Konkavität bis zur Lippe des Polyethylens beträgt die Distanz 8 mm (jumping distance). Ein retentives konkaves Inlay mit höherer Konformität, wie es bei der schafftfreie Delta Extend (DePuy Johnson) zur Verfügung steht, wird von keinem Anbieter von schafftfreien inversen Prothesen vertrieben.

Das Onlay-Prinzip erlaubt eine tiefere humerale Resektion und somit mehr Raum für die glenoidale Präparation. Für die Konversion der anatomischen auf die inverse Prothese gibt es bei der Easytech-Prothese einen asymmetrischen Liner, da die humerale Resektionsebene für die anatomische Prothese 135° beträgt. Durch den asymmetrischen Liner wird eine 10° -Korrektur durchgeführt, sodass auf Artikulationshöhe zur Glenosphäre ein Winkel von

145° resultiert (Abb. 14). Ergebnisse zu dieser Prothese sind bisher nicht publiziert.

Die persönlichen Erfahrungen mit diesem System zeigen zum einen, dass aufgrund des Onlay-Prinzips die Glenoidpräparation und Implantation einfacher ist als bei Inlay-Systemen. Das ephiphyseale Ankersystem ergibt eine hohe Stabilität und kann deshalb bei schwierigen anatomischen Verhältnissen Anwendung finden (Abb. 15). Wenn genügend Raum zur Verfügung steht, tendieren wir zur Implantation der 40 mm Glenosphäre, was theoretisch eine höhere Stabilität ergibt.

SMR (Lima)

Die SMR-stemless-Prothese ist CE-zertifiziert seit 2014 (Abb. 16).

Humerus: Der humerale Osteotomie beträgt 145° für die inverse Versorgung (ebenso für die anatomische Versorgung). Es handelt sich bei der SMR-stemless-Prothese um ein Inlay-Design. Ähnlich wie bei der TESS-Prothese wird nach Durchführung der Osteotomie die proximale Humerusmetaphyse mit entsprechenden Instrumenten ausgehöhlt. Anschließend wird ein Metaphysenimplantat implantiert, welches in 8 verschiedenen Größen zur Verfügung steht. Die Höhe des Implantats reicht von 20,5–29 mm. Der Innendurchmesser beträgt immer 27,7 mm. Der Außendurchmesser variiert von 31–38 mm.

Glenoid: Die Glenoidbasisplatte ist mit einem zentralen Zapfen und 2 Schrauben fixiert. Erwähnenswert ist, dass die Glenosphäre aus Polyethylen ist und die korrespondierende Gleitfläche am Humerus aus Chrom-Kobalt. An Durchmessern sind 40 und 44 mm verfügbar.

Ergebnisse zu dieser Prothese sind momentan noch nicht publiziert.

Comprehensive Nano (Zimmer Biomet)

Die Prothese wurde 2013 in Deutschland eingeführt. Durch eine Änderung der Indikationsstellung ab dem Jahr 2017 war die Prothese im deutschen Markt nicht mehr für die inverse Versorgung verfügbar. Die Firma aktualisierte die Gebrauchsanweisung der Implantate durch Strei-

chung der Indikation für die inverse Konfiguration.

Humerus: Der humerale Resektionswinkel beträgt 135°. Durch das asymmetrische PE beträgt der Artikulationswinkel 147°. Für die humerale Implantation waren Komponenten von 30, 32, 34, 36, 38 und 40 mm verfügbar (Comprehensive Nano Humeral Component PPS). Es handelte sich bei der stemless-inversen Version um ein Onlay-Design, wobei der Metaphysenanteil ähnlich aussah wie der Metaphysenanteil der anatomischen TESS-Prothese (Corolla).

Glenoid: Die glenoidale Basisplatte hat einen Durchmesser von 28 mm; daneben wird auch eine Minibasisplatte mit 25 mm Durchmesser angeboten.

Studienergebnisse zur Comprehensive Nano stemless inversen Prothese liegen nicht vor.

Fazit

Zusammenfassend zeigt sich, dass der Wunsch nach einer knochensparenden, schafftfreien inversen Schulterendoprothetik mit dem Wunsch nach mehr Einstellbarkeit und Modularität der Prothesenkomponenten im Alltag durchaus realisierbar ist.

Bei der inversen Variante ermöglicht das TESS-System eine suffiziente Distalisierung und Medialisierung. Somit finden sich die für die inversen Prothesen funktionell günstigen Änderungen von Hebelarm und Vorspannung. Auch dies passt zu den guten klinischen Ergebnissen. Die geringen Notching-Raten lassen sich anhand der individuellen Einstellbarkeit der inversen Corolla mit vergleichsweise niedrigen Schaft-Hals-Winkeln erklären.

Hinsichtlich der humeralen Lockerungen zeigen unsere Erfahrungen, dass die schafftfreie Press-fit-Fixierung bei der anatomischen Versorgung und auch die inverse schafftfreie Variante bei der Indikationsgruppe Defekarthropathie zuverlässig funktioniert. Zurückhaltung ist jedoch geboten vor der schafftfreien inversen Versorgung bei Frakturfolgezuständen sowie Revisionen bei einliegenden anatomischen schafftfreien Prothesen oder Oberflächenersatzprothesen [57]. Je nach Knochenqualität sollte die Möglichkeit der bei dem

TESS-System einfach durchführbaren Montage eines distal zementierten Stiels großzügig genutzt werden. Mit dieser erweiterten humeralen Fixierung lassen sich auch in diesen Fällen humerale Lockerungen zuverlässig vermeiden.

Die anderen im Markt eingeführten Prothesen erweisen sich als interessante Erweiterungen zum TESS-Konzept. Insbesondere die Onlay-Prothesen scheinen deshalb interessant, da hierbei zum einen mehr Platz für die glenoidale Präparation zur Verfügung steht und zum anderen das humerale Offset erhöht werden kann. Klinische Ergebnisse bei diesen Prothesen sind jedoch unbedingt notwendig.

Interessenkonflikte:

Keine angegeben.

Literatur

1. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandey MG: Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92: 1221–30
2. Ambacher T: [Options and limits of stemless shoulder prostheses]. *Orthopäde*. 2013; 42: 495–500
3. Athwal GS, Sperling JW, Rispoli DM, Cofield RH: Periprosthetic humeral fractures during shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91: 594–603
4. Ballas R, Beguin L: Results of a stemless reverse shoulder prosthesis at more than 58 months mean without loosening. *J Shoulder Elbow Surg* 2013; 22: 1–6
5. Berth A, Pap, G: Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis: a comparison of the functional outcome after a minimum of two years follow-up. *J Orthop Traumatol* 2012; 14: 31–7
6. Bishop JY, Flatow EL: Humeral head replacement versus total shoulder arthroplasty: clinical outcomes – a review. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14: 141–6
7. Boileau P, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf JF, Mole D: Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a pro-

- spective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: 351–9
8. Boileau P, O'Shea K, Moineau G, Roussanne Y: Bony Increased-Offset Reverse Shoulder Arthroplasty (BIO-RSA) for Cuff Tear Arthropathy. *Oper Tech Orthop* 2011; 21: 69–78
 9. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I: Neer Award 2005: the Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2006; 15: 527–40
 10. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F: Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14: 147–61
 11. Brunner UH, Fruth M, Ruckl K et al.: Die schafffreie Eclipse Prothese – Indikation und mittelfristige Ergebnisse. *Obere Extremität* 2012; 7: 22–8
 12. Büchler P, Farron A: Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech* 2004; 19: 16–23
 13. Bufquin T, Hersan A, Hubert L, Massin P: Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89: 516–20
 14. Castagna A, Randelli M, Garofalo R, Maradei L, Giardella A, Borroni M: Mid-term results of a metal-backed glenoid component in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2010; 92: 1410–5
 15. Cazeneuve JF, Cristofari D: [Grammont reversed prosthesis for acute complex fracture of the proximal humerus in an elderly population with 5–12 years follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2006; 92: 543–48
 16. Churchill RS, Chuinard C, Wiater JM et al.: Clinical and Radiographic Outcomes of the Simpliciti Canal-Sparing Shoulder Arthroplasty System: A Prospective Two-Year Multicenter Study. *J Bone Joint Surg Am* 2016; 98: 552–60
 17. Clement ND, Mathur K, Colling R, Stirrat AN: The metal-backed glenoid component in rheumatoid disease: eight- to fourteen-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 749–56
 18. De Wilde L, Mombert M, Van Petegem P, Verdonk R: [Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): report of five cases]. *Acta Orthop Belg* 2001; 67: 348–53
 19. De Wilde LF, Van Ovost E, Uyttendaele D, Verdonk R: [Results of an inverted shoulder prosthesis after resection for tumor of the proximal humerus]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88: 373–8
 20. Delloye C, Joris D, Colette A, Eudier A, Dubuc JE: [Mechanical complications of total shoulder inverted prosthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88: 410–4
 21. Edwards TB, Trappey GJ, Riley C, O'Connor DP, Elkousy HA, Gartsman GM: Inferior tilt of the glenoid component does not decrease scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 641–6
 22. Fox TJ, Foruria AM, Klika BJ, Sperling JW, Schleck CD, Cofield RH: Radiographic survival in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2013; 22: 1221–7
 23. Gohlke F, Rolf O: Revision of failed fracture hemiarthroplasties to reverse total shoulder prosthesis through the transhumeral approach: method incorporating a pectoralis-major-pedicled bone window. *Oper Orthop Traumatol* 2007; 19: 185–208
 24. Gonzalez JF, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P: Complications of unconstrained shoulder prostheses. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 666–82
 25. Grammont PM, Baulot E: Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics* 1993; 16: 65–8
 26. Habermeyer P, Lichtenberg S, Tauber M, Magosch P: Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study. *J Shoulder Elbow Surg* 2015; 24: 1463–72
 27. Hammond G, Tibone JE, McGarry MH, Jun BJ, Lee TQ: Biomechanical comparison of anatomic humeral head resurfacing and hemiarthroplasty in functional glenohumeral positions. *J Bone Joint Surg* 2012; 94: 68–76
 28. Hawi N, Magosch P, Tauber M, Lichtenberg S, Habermeyer P: Nine-year outcome after anatomic stemless shoulder prosthesis: clinical and radiologic results. *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26: 1609–15
 29. Huguet D, DeClercq G, Rio B, Teissier J, Zipoli B: TESS Group. Results of a new stemless shoulder prosthesis: radiologic proof of maintained fixation and stability after a minimum of three years' follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 847–52
 30. Jerosch J: Kurzschaftprothesen an der Hüfte. Heidelberg: Springer, 2017
 31. Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ et al.: Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 1269–77
 32. Kadum B, Mukka S, Englund E, Sayed-Noor A, Sjoden G: Clinical and radiological outcome of the Total Evolutive Shoulder System (TESS) reverse shoulder arthroplasty: a prospective comparative non-randomised study. *Int Orthop* 2014; 38: 1001–6
 33. Kelly JD, Humphrey CS, Norris TR: Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part one: the 12mm rule. *Journal of Shoulder and Elbow surgery* 2008; 17: 589–94
 34. Kempton LB, Balasubramaniam M, Ankerson E, Wiater JM: A radiographic analysis of the effects of prosthesis design on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 571–76
 35. Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM: Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93: 2249–54
 36. King JJ, Farmer KW, Struk AM, Wright TW: Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop* 2015; 39: 291–8
 37. Lädermann A, Edwards TB, Walch G: Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. *Int Orthop* 2014; 38: 991–1000
 38. Lädermann A, Walch G, Lubbeke A et al.: Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 336–41
 39. Lädermann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G: Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18: 588–95
 40. Levy O, Copeland SA: Cementless surface replacement arthroplasty (Copeland CSRA) for osteoarthritis of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2004; 13: 266–71
 41. Melis B, DeFranco M, Lädermann A et al.: An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Br* 2011; 93: 1240–6

42. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G: The clinical and radiographical results of reverse total shoulder arthroplasty with eccentric glenosphere. *Int Orthop* 2012; 36: 1647–53
43. Pape G, Raiss P, Aldinger PR, Loew M: Die Cup-Prothese mit einer zementierten Schultergelenkpfanne im Vergleich zur konventionellen anatomischen Totalendoprothese – eine Matched-Pair-Analyse. *Z Orthop Unfall* 2010; 148: 674–9
44. Pfahler M, Jena F, Neyton L, Sirveaux F, Mole D: Hemiarthroplasty versus total shoulder prosthesis: results of cemented glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg* 2006; 15: 154–63
45. Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Walch G: Longitudinal observational study of total shoulder replacements with cement: fifteen to twenty-year follow up. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96: 198–205
46. Raiss P, Edwards TB, Deutsch A et al.: Radiographic changes around humeral components in shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96: e54
47. Razfar N, Reeves JM, Langohr DG, Willing R, Athwal GS, Johnson JA: Comparison of proximal humeral bone stresses between stemless, short stem and standard stem length; a finite element analysis. *J Shoulder Elbow Surg* 2016; 25: 1076–83
48. Rettig O, Maier MW, Gantz S, Raiss P, Zeifang F, Wolf SI: Does the reverse shoulder prosthesis medialize the center of rotation in the glenohumeral joint? *Gait Posture* 2013; 37: 29–31
49. Rittmeister M, Kerschbaumer F: Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 17–22
50. Scarlat MM: Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. *Int Orthop* 2013; 37: 843–51
51. Seebauer L, Walter W, Keyl W: Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of defect arthropathy. *Oper Orthop Traumatol* 2005; 17: 1–24
52. Simovitch RW, Zumstein MA, Lohri E, Helmy N, Gerber C: Predictors of Scapular Notching in Patients Managed with the Delta III Reverse Total Shoulder Replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 588–600
53. Singh JA, Sperling J, Schleck C, Harnsen W, Cofield R: Periprosthetic fractures associated with primary total shoulder arthroplasty and primary humeral head replacement: a thirty-three-year study. *J Bone Joint Surg Am* 2012; 94: 1777–85
54. Singh JA, Sperling J, Buchbinder R, McMaken K: Surgery for shoulder osteoarthritis: a Cochrane systematic review. *J Rheumatol* 2011; 38: 598–605
55. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Mole D: Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 388–95
56. Taunton MJ, McIntosh AL, Sperling JW, Cofield RH: Total shoulder arthroplasty with a metal-backed, bone-in-growth glenoid component. Medium to long-term results. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90: 2180–8
57. von Engelhardt LV, Hahn M, Schulz T, Peikenkamp K, Jerosch J: Changes of the bone structure after cap resurfacing arthroplasty of the humeral head. *Orthop Traumatol Surg Res* 2017; www.doi.org/10.1016/j.otsr.2017.02.005
58. von Engelhardt LV, Manzke M, Filler TJ, Jerosch J: Short-term results of the reverse Total Evolutive Shoulder System (TESS) in cuff tear arthropathy and revision arthroplasty cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015; 135: 897–904
59. Wall B, Nove-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G: Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 1476–85
60. Wellmann M, Struck M, Pastor MF, Gettmann A, Windhagen H, Smith T: Short and midterm results of reverse shoulder arthroplasty according to the preoperative etiology. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013; 133: 463–71
61. Werner CM, Steinmann PA, Gilbert M, Gerber C: Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87: 1476–86
62. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P: Problems, complications, reoperations and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 146–57



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