

Persönliche PDF-Datei für
U. Irlenbusch, U. Lorenz, L. Forke

Mit den besten Grüßen vom Georg Thieme Verlag

www.thieme.de

**Design folgt Funktion –
Differenzialindikation anato-
mischer, inverser und bipo-
larer Schulterendoprothesen
bei der chronischen
Polyarthritis**

DOI 10.1055/s-0034-1367016
Akt Rheumatol

Nur für den persönlichen Gebrauch bestimmt.
Keine kommerzielle Nutzung, keine Einstellung
in Repositorien.

Verlag und Copyright:
© 2014 by
Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstraße 14
70469 Stuttgart
ISSN 0341-051X

Nachdruck nur
mit Genehmigung
des Verlags

 **Thieme**

Design folgt Funktion – Differenzialindikation anatomischer, inverser und bipolarer Schulterendoprothesen bei der chronischen Polyarthrit

Design Follows Function – Differential Indication for Anatomic, Reversed and Bipolar Shoulder Endoprotheses in Rheumatoid Arthritis

Autoren

U. Irlenbusch, U. Lorenz, L. Forke

Institut

Marienstift Arnstadt, Orthopädische Klinik, Arnstadt

Schlüsselwörter

- anatomische Schulterprothese
- inverse Schulterprothese
- Rheumatoidarthritis
- chronische Polyarthrit
- Osteoarthrit

Key words

- anatomic shoulder prosthesis
- reversed shoulder prosthesis
- inversed prosthesis
- rheumatoid arthritis
- chronic polyarthrit
- glenohumeral osteoarthrit

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1367016>
 Online-Publikation
 Akt Rheumato
 © Georg Thieme
 Verlag KG Stuttgart · New York
 ISSN 0341-051X

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. Ulrich Irlenbusch
 Marienstift Arnstadt
 Orthopädische Klinik
 Arnstadt
 Tel.: +49/3628/720 153
 Fax: +49/3628/720 153
 uirlenbusch@ms-arn.de

Zusammenfassung

Die Implantation einer anatomischen Schulterendoprothese (Oberflächen-, Kurzschaft- oder Schaftprothese) bei c.P. kann nur zu einer guten Funktion führen, wenn die Rotatorenmanschette intakt oder reparabel ist. Anderenfalls ist nur ein begrenztes Ergebnis zu erwarten. Einen Ausweg aus dieser Situation stellt die Implantation einer halbgekoppelten inversen Endoprothese dar. Diese Prothese besitzt einen fixen Drehpunkt, sodass die Rotatorenmanschette zur Stabilisierung nicht erforderlich ist. Die funktionellen Ergebnisse entsprechen trotz der ungünstigeren Ausgangssituation in etwa denen anatomischer Prothesen. Obwohl inverse Prothesen auch in schwersten Fällen eine deutliche Funktionsverbesserung und Schmerzlinderung erlauben, ist ihre Einsatzmöglichkeit begrenzt. Die Destruktion des Glenoids sowie die oft ausgeprägte Osteoporose erlauben gelegentlich keine sichere Verankerung der Glenoidkomponente. Die Prothese sollte deshalb nur bei strenger Indikationsstellung implantiert werden. Ob aktuelle Verbesserungen der Implantate und der Operationstechnik tatsächlich eine Verlängerung der Standzeit bewirken, muss noch abgewartet werden. Ein geeignetes Reserveimplantat ist deshalb in den Bipolarprothesen zu sehen, da sich diese insbesondere für hochgradige Pfannendefekte bei gleichzeitig bestehendem Rotatorendefekt sowie für sekundäre Arthrosen mit hochgradiger Osteoporose des Humeruskopfes eignen.

Text

Die Schulterendoprothetik hat in den letzten 20 Jahren eine enorme Entwicklung durchlaufen. Zum einen wurden die anatomischen Prothesen unterschiedlichen Typs dahingehend weiter entwickelt, dass eine Anpassung an die variable

Abstract

Implantation of an anatomic shoulder prosthesis (surface, short-shaft or shaft prosthesis) in patients with rheumatoid arthritis may lead to a good outcome, provided the rotator cuff is intact or can be repaired. If these prerequisites are not met, only limited results can be expected. Under these circumstances, one viable solution is the implantation of a semi-coupled reverse prosthesis. With a fixed centre of rotation, this prosthesis does not require an intact rotator cuff for stabilisation. Despite the unfavourable preoperative situation, the functional outcomes are very similar to those achieved with anatomic prostheses. While implantation of a reversed shoulder prosthesis can lead to significant functional improvements and pain reduction even in most severe cases, its potential use is limited. Glenoid destruction and frequently associated significant osteoporosis prevent at times the secure anchoring of the glenoid component. Therefore, stringent criteria should be applied when establishing the indication for implantation of this prosthesis. It remains to be seen, whether implant design improvements and more advanced surgical techniques will ultimately lead to a prolonged lifetime of this prosthesis. Consequently, bipolar prostheses should be regarded as suitable alternative implants, as they are especially suited for severe glenoid defects accompanied by pre-existing rotator cuff defects and for cases of secondary osteoarthritis accompanied by severe osteoporosis of the humeral head.

Anatomie des proximalen Humerus möglich wurde. Zwar wurde bis heute kein Nachweis erbracht, dass eine bessere Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse auch zu einer besseren Funktion und längeren Standzeit der Prothese führt, es konnte aber in zahlreichen Studien belegt werden, dass positive Auswirkungen auf

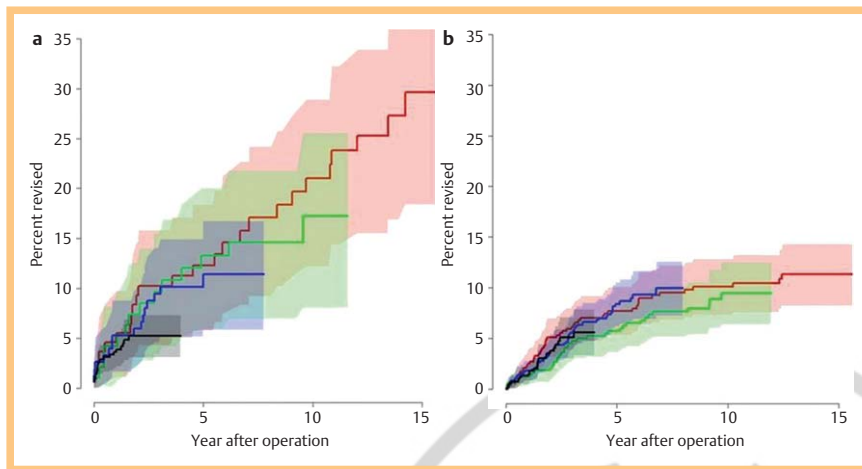


Abb. 1 Kumulative Revisionsrate nach **a** Schulter-Total-Endoprothesen und **b** Hemiprothesen des Norwegischen Prothesenregisters für 4 verschiedene Untersuchungsperioden: rot = 1994–1997, grün = 1998–2001, blau = 2002–2005, schwarz = 2006–2009 (der farbige Bereich entspricht dem 95% Konfidenz-Intervall/CI) [31].

den Bewegungsumfang, die Glenoidbelastung und die Funktion der Rotatorenmanschette/RM bestehen. Die verbesserte Standzeit der Implantate lässt z. B. das Norwegische Prothesenregister (☉ **Abb. 1**) anhand der Revisionsrate in 4 verschiedenen Untersuchungsperioden erkennen [31].

Zum anderen wurden die inversen Endoprothesen neu entwickelt und eingeführt. Sie erlauben eine weitgehende Wiederherstellung der Funktion auch in den Fällen, bei denen nicht nur die Gelenkkomponenten selbst einem arthrotischen oder arthritischen Verschleiß unterliegen, sondern auch eine massive Zerstörung der Rotatorenmanschette vorliegt. Diese ist für die normale Funktion des Gelenkes aber unabdingbar, da das Schultergelenk im Gegensatz z. B. zum Hüftgelenk nicht über einen fixen Drehpunkt als Folge einer formschlüssigen Stabilisierung (große Pfanne umgreift den Kopf) sondern um ein überwiegend dynamisch stabilisiertes Rotationszentrum verfügt. Dies bedeutet, dass der relativ große Humeruskopf gegenüber der relativ kleinen Gelenkpfanne vor allem durch die Wirkung der Rotatorenmanschette stabilisiert und zentriert wird [20]. Bei Ausfall von deren Funktion resultiert ein schmerzhafter und oft ausgeprägter Funktionsverlust. Es ist offensichtlich, dass die Implantation einer anatomischen Endoprothese in diesen Fällen nur zu einem begrenzten Ergebnis führen kann, da auch diese eine intakte RM für ihre Funktion benötigt.

Kombination ungünstiger Faktoren bei der cP

Aus den dargestellten Verhältnissen wird ersichtlich, dass sich beim Rheumatiker die Probleme der Schulterprothetik potenzieren. Die arthritische Destruktion des Gelenkes führt sowohl zu einer hochgradigen Zerstörung der Gelenkkörper als auch zu einem Funktionsverlust der Rotatorenmanschette [22,24]. Zusätzlich wird die Prothesenimplantation durch die regelmäßig vorhandene Osteoporose erschwert. Es stellt sich deshalb die Frage, ob durch den differenzierten Einsatz anatomischer und inverser Endoprothesen eine Verbesserung der Resultate erreicht werden kann.

In diesem Zusammenhang ist auch von Interesse, dass das Schultergelenk wesentlich häufiger von der chronischen Polyarthrit (cP) betroffen ist, als im klinischen Alltag allgemein angenommen wird. Man kann davon ausgehen, dass es bei 57–96% der Patienten im Verlauf der Erkrankung Veränderungen aufweisen wird [40]. Im nationalen schwedischen cP-Register wurden insgesamt 54 579 Patienten erfasst, von denen sich 8 251 einer Ope-



Abb. 2 Modulare Prothese der II. Generation: Eine Einstellung des Offset oder der Inklination ist noch nicht möglich. Oftmals resultierten deshalb die sogenannten Champignonköpfe, wie im vorliegenden Fall.

ration an der oberen Extremität unterziehen mussten. Davon wiederum erfolgten 1 073 (13%) Eingriffe am Schultergelenk, bei denen es sich schließlich um 107 Endoprothesenimplantationen handelte [43]. Die Weiterentwicklung der endoprothetischen Möglichkeiten am Schultergelenk eröffnet deshalb einem nicht unerheblichen Patientenkreis neue Möglichkeiten.

Anatomische Prothesen

Bei den ersten von Charles Neer [27] entwickelten Humeruskopfprothesen handelte es sich um Monoblockimplantate, die zur Versorgung von Humeruskopffrakturen entwickelt worden waren (☉ **Abb. 2**). Später dehnte Neer die Indikationen auf die Omarthrose aus und ermöglichte dadurch eine weite Verbreitung seiner Implantate. Wegen der hohen Variabilität von Form, Größe und Ausrichtung der Gelenkfläche des proximalen Humerus stießen diese aber rasch an ihre Grenzen. Häufig waren deshalb postoperativ die so genannten „Champignonköpfe“ (☉ **Abb. 2**) zu beobachten, mit allen daraus resultierenden Nachteilen. In der Folge wurden deshalb zunächst die Cup-Prothesen (☉ **Abb. 3**) und später verstellbare Schaftprothesen (☉ **Abb. 4**) entwickelt. Diese Implantate erlaubten eine stufenweise Einstellung der In-

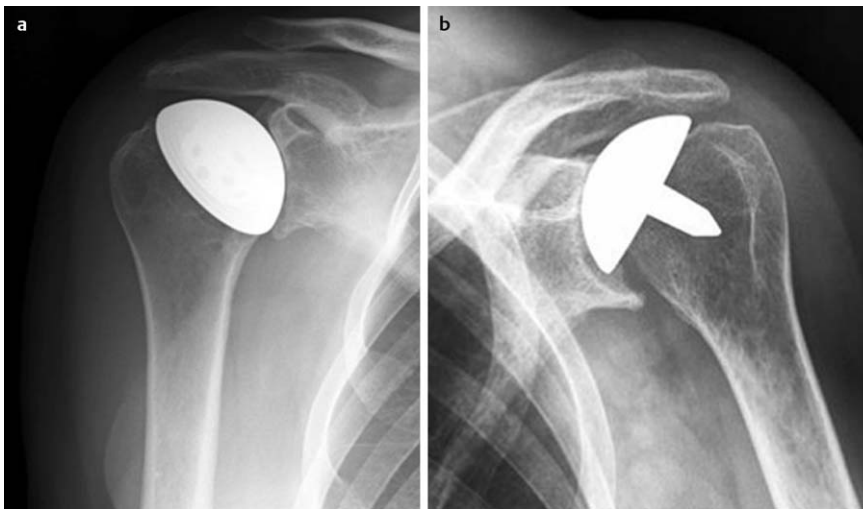


Abb. 3 Oberflächenersatz-/ Cup-Prothese:
a Epoca RH zur zementfreien Implantation;
b deutliches Overstuffing mit sekundärer
 Glenoiderosion.



Abb. 4 Modulare Prothese der III. Generation:
a Die Affinis-Prothese ermöglicht über einen
 verschiebbaren Konus und eine exzentrische
 Konusaufnahme in der Kopfkompone eine
 doppelt exzentrische Verbindung zwischen Schaft
 und Humeruskopf und damit eine freie Positionie-
 rung des Kopfes in Relation zur Schaftachse. **b** Der
 zementierte Prothesenschaft, die Anpassung der
 Kopfkalotte und die mit Knochenzement implanti-
 erte Pfanne mit 2 Pegs sind gut zu erkennen.

klination sowie des medialen und dorsalen Offsets über eine exzentrische Positionierung der Kopfkalotte [1]. Während die modernen justierbaren Schaftprothesen eine exakte Anpassung der Kopfkalotte erlaubten, war dies bei den Cupprothesen oft schwierig. Häufig resultierte ein sogenanntes Overstuffing, d. h. eine zu groß oder in Fehlstellung implantierte Komponente mit der Gefahr der Überspannung der Rotatorenmanschette (mit drohender sekundärer Rotatorenmanschettenruptur) und der sekundären Pfannenerosion. Auch die Glenoidimplantation gestaltet sich bei den Oberflächenersatzprothesen schwierig, sodass sie meist als Hemiprothesen implantiert wurden. Andererseits weist dieser Prothesentyp den Vorteil der guten Revidierbarkeit und damit der leichten Konversion in eine inverse Endoprothese auf.

Die Notwendigkeit einer individuell verstellbaren Prothese ergibt sich aus den variablen anatomischen Verhältnissen des proximalen Humerus. So weist der Oberarmkopf in Bezug auf die Schaftachse und die Achse des Ellenbogengelenkes eine individuell unterschiedliche Inklination und Retrotorsion sowie eine Versetzung des Drehzentrums nach medial und dorsal auf (sogenanntes kombiniertes mediales und dorsales Offset) [1, 10, 11, 18]. Die Angaben in den einzelnen Studien variieren erheblich.

Es ist anzunehmen, dass beim endoprothetischen Ersatz eines derart komplizierten Gelenkes die optimale Beweglichkeit nur erreicht werden kann, wenn es gelingt, die anatomischen Verhältnisse möglichst exakt wieder herzustellen [9, 12, 13, 18, 44]. Mit den früher üblichen starren Prothesenmodellen der I. und II. Generation konnte es nur zufällig gelingen, die anatomischen Verhältnisse zu rekonstruieren. Schlechte funktionelle Ergebnisse seien entweder auf eine Malposition der Komponenten oder auf die Verwendung nicht anatomischer Prothesen zurückzuführen [8, 29]. So könne eine zu hohe Kopfposition eine Rotato-

renmanschettentendinopathie und nachfolgend eine superiore Migration des Kopfes bewirken, die ihrerseits wieder die Lockerung des Glenoids begünstigen würde. Die Wiederherstellung des originären Rotationszentrums schaffe die Voraussetzungen für eine anatomische Kinematik, verhindere eine erhöhte Spannung der Rotatorenmanschette und vermindere eine exzentrische Pfannenbelastung [5, 28]. Die mit modernen Prothesen erreichbare Genauigkeit der Rekonstruktion lässt sich im Vergleich zu älteren Modellen röntgenologisch nachweisen [12].

Die neueste Entwicklung stellen die Kurzschaftprothesen (► **Abb. 5**) dar, die die Vorteile der Cup- und der Schaftprothesen miteinander vereinen: nach Resektion der Kopfkalotte besteht ein freier Zugang zum Glenoid, sodass die Pfannenimplantation leichter möglich ist; die exakte Positionierung der Kopfkalotte ist ohne aufwendigen Justiermechanismus an der Übergangsstelle zwischen Prothesenschaft und Kalotte möglich; eine einfache Revidierbarkeit ist in dem gleichen Maße gegeben, wie bei den Cup-Prothesen.

Allen genannten Prothesentypen gemeinsam ist, dass eine optimale Wiederherstellung der Funktion nur möglich ist, wenn die Schädigung der Rotatorenmanschette noch nicht zu weit fortgeschritten ist [7, 19]. Anderenfalls ist nur ein begrenztes Ergebnis zu erwarten, d. h. vor allem eine Schmerzlinderung bei nur relativ geringer Funktionsverbesserung. Welcher Prothesentyp zum Einsatz kommt, hängt lediglich vom Grad der knöchernen Zerstörung, aber nicht vom Zustand der Rotatorenmanschette ab.

Pfannenimplantation

▼ In zahlreichen Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Ergebnisse nach Implantation einer Totalprothese im Constant-

Score um etwa 10–15 Punkte besser sind als nach Implantation einer Hemiprothese. Allerdings stellt die implantierte Pfanne aufgrund ihrer Lockerungsrate den limitierenden Faktor im Hinblick auf die Standzeit der Prothese dar [9, 36]. So werden radiologisch sichtbare Lysesäume bereits nach kurzer Zeit mit einer Häufigkeit von bis zu 76% beschrieben, etwa 10% davon müssen revidiert werden [13, 15, 19]. Die Ursache ist in der schlechten Verankerungsmöglichkeit der Glenoidkomponente zu sehen, da nur wenig knöcherne Substanz zur Verfügung steht. Beim Rheumatiker ist diese Knochensubstanz durch die gleichzeitig bestehende Osteoporose zusätzlich von schlechter Qualität. Darüber hinaus ist die Glenoidkomponente enormen Scherkräften ausgesetzt, wenn die Rotatorenmanschette nicht mehr in der Lage ist, den Kopf vor der Pfanne zu zentrieren. Bei jeder Bewegung des Armes resultiert dann eine Dezentrierung des Kopfes mit maximaler Randbelastung des Glenoids. Auf diese Weise findet eine rasche Auslockerung der Pfannenkomponente statt. Die Implantation eines Glenoids bei funktionell wirksamer Rotatorenmanschettenruptur ist deshalb kontraindiziert. Die Crux besteht darin, dass die alleinige Implantation einer Kopfprothese auch keinen Ausweg aus der Misere darstellt, da zum einen die Ergebnisse im Vergleich zur Totalprothese schlechter sind und zum anderen langfristig mit einer schmerzhaften Glenoiderosion ge-

rechnet werden muss. Die in der Literatur hierzu angegebenen Werte schwanken zwischen 5,1 und 84% [37, 42].

Die Problematik wird am Fall einer zum Operationszeitpunkt 34-jährigen Patientin deutlich, bei der in kurzem Abstand rechts eine Totalprothese und links eine Kopfprothese implantiert wurden (◉ **Abb. 6**). Bereits 6 Jahre später ist die Glenoidkomponente rechts massiv ausgelockert und verkippt, sodass sie sich bis zur Korakoidbasis eingegraben hat. Auf der linken Seite dagegen hat die Kopfprothese die Pfanne arrodirt und ist gleichfalls bis zur Korakoidbasis vorgedrungen. Auf dieser Seite erfolgte der Wechsel auf eine Bipolarprothese, rechts wünschte die Patientin keine Operation.

Inverse Prothesen

▼ Eine Ausweitung der Indikation zur Implantation einer Schulterendoprothese bei massiven Rotatorenmanschettenrupturen ist nur möglich, wenn eine Prothese implantiert wird, die über ein fixes Drehzentrum verfügt. Heute stellt die Implantation einer inversen Endoprothese ein geeignetes Verfahren dar (◉ **Abb. 7**). Sie wurde ursprünglich zur Behandlung der Rotatorendefektarthropathie (RDA) entwickelt, wird aber auch vielfach bei post-

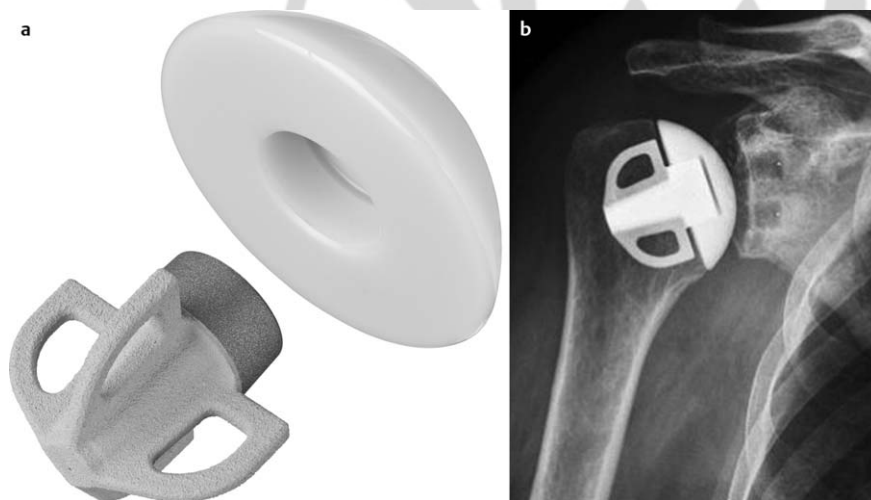


Abb. 5 Kurzschafthprothese (Affinis Short): **a** Die Kopfkalotte besteht aus Keramik, der Schaft aus Titan zur zementfreien Verankerung; **b** optimale Anpassung der Kopfkomponente.

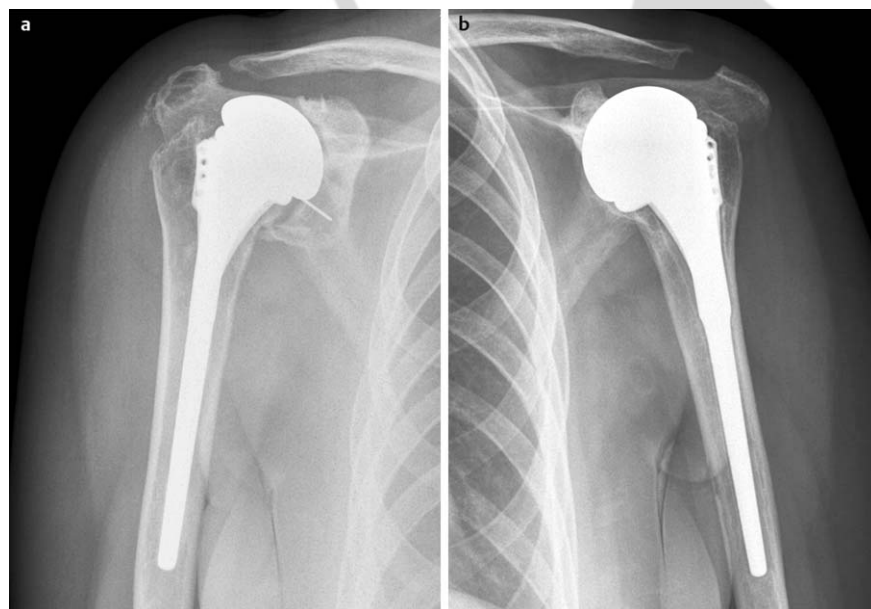


Abb. 6 36-jährige Patienten mit chronischer Polyarthrit: 6 Jahre nach Implantation einer Totalprothese rechts **a** und einer Kopfprothese links **b** sind die Pfannen bis zur Basis des Prozessus korakoideus arrodirt und das Glenoidimplantat rechts gelockert.

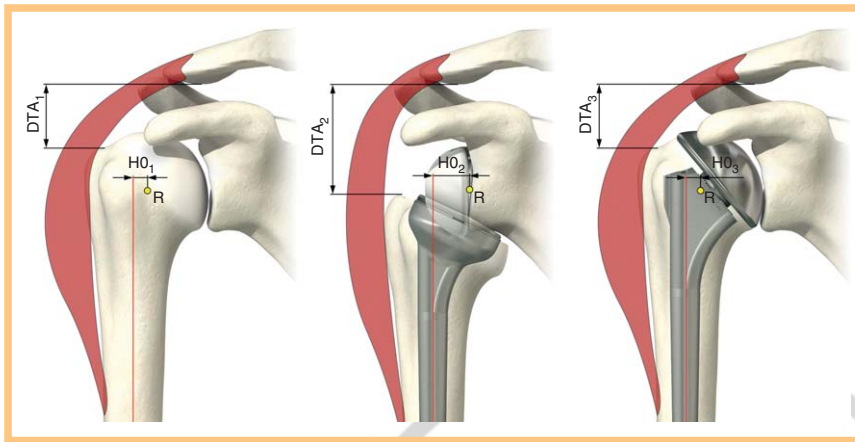


Abb. 7 Inverse Schulterendoprothese (Mitte; R = Rotationszentrum, HO = Humerales Offset, DTA = Distanz Tuberkulum majus/Akromion). Die konvexe Prothesenkomponente wird am Glenoid („Glenosphere“), die konkave Pfanne am Humerus befestigt. Deutliche Medialisierung des Rotationszentrums. Es liegt in der Mitte der Kontaktzone zwischen Knochen und Basisplatte, bei einer anatomischen Prothese dagegen in der Mitte des Humeruskopfes (rechts). Die Vergrößerung der DTA bei der inversen Prothese und die damit verbundene Verlängerung des Armes sind nur begrenzt möglich und bereiten gelegentlich intraoperative Probleme.

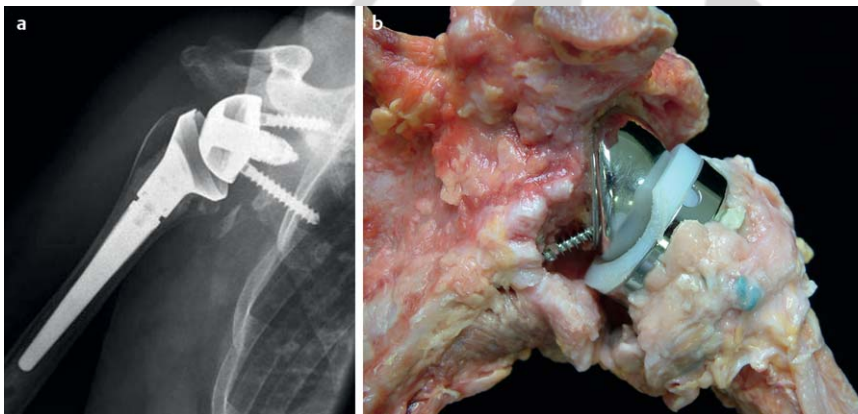


Abb. 8 Skapulanotching nach Sirveaux Grad 4 [34]: **a** Der über die inferiore Schraube hinausgehende Knochenabbau ist nicht mechanisch bedingt zu erklären sondern auf Polyäthylen-induzierte Osteolysen zurückzuführen. **b** Knochenerosion im Bereich des unteren Pfannenpols und der inferioren Schraube am Präparat [aus 29].

traumatischen Zuständen, Endoprothesenwechseln und Tumoren eingesetzt [4, 16, 17]. Es handelt sich um eine teilgekoppelte Prothese, bei der eine halbkugelige „Glenosphere“ am Glenoid befestigt wird. Auf diese Weise ist es möglich, ein stabiles Drehzentrum herzustellen, das die insuffiziente dynamische Stabilisierung ersetzt. Gleichzeitig werden infolge der Medialisierung des Gelenkes die Hebelverhältnisse für den M. deltoideus verbessert sodass dieser danach in der Lage ist, den Arm trotz fehlender Rotatorenmanschette zu erheben.

Ein Problem dieser Prothese besteht in dem konstruktionsbedingt engen Kontakt zwischen medialem Rand der Humeruskomponente und dem lateralen Skapularand, der in einem hohen Prozentsatz zum sogenannten „Notchingphänomen“ führt (◉ **Abb. 8**). Es ist zum einen mechanisch, durch den Kontakt zwischen Humeruskomponente und lateralem Skapularand, bedingt. Zum anderen resultiert es aus der auch von anderen Gelenken bekannten sogenannten PE-Krankheit, die Folge des massiven Polyethylenabriebs bei diesem Prozess ist [28, 34]. Die klinische Bedeutung ist umstritten, trotzdem muss langfristig eine Auslockerung der Pfannenkomponente befürchtet werden, sodass die Prothese nur im höheren Alter bzw. wenn keine alternativen therapeutischen Möglichkeiten mehr bestehen, eingesetzt werden sollte. Durch verschiedene operationstechnische Maßnahmen und Weiterentwicklung der Prothesenmodelle wird versucht, diese Komplikation zu vermeiden. So ist es gelungen die Notchingrate von ursprünglich über 80% [38] auf 10–20% zu reduzieren. Zusätzlich erlaubt ein Austausch der Gleitpartner, d. h. die humerale Komponente besteht aus Metall und die Glenosphere aus PE, die PE-induzierten Osteolysen, zu vermeiden (◉ **Abb. 9**). Beides lässt eine längere Standzeit der Prothesen erwarten.

Bipolarprothesen

Bipolarprothesen stellen heute Reserveimplantate alternativ zur inversen Endoprothese dar. Ursprünglich wurde ihre Indikation weiter gesehen [39]. Da sich der große Bipolarkopf oft am Akromion abstützt, verfügen auch sie über ein (mehr oder weniger) fixes Rotationszentrum, sodass sie für desolote Zustände in Frage kommen, bei denen sowohl ein Verlust der Rotatorenmanschette und gleichzeitig eine massive Pfannenzerstörung vorliegen. Dies ist z. B. nach Entfernung einer inversen Endoprothese der Fall. Da sie im Durchschnitt (von exzellenten Einzelfällen abgesehen) ein geringeres Bewegungsausmaß aufweisen als anatomische und inverse Prothesen [15], ist ihr Einsatz bei Primärimplantationen im Einzelfall abzuwägen, z. B. können schlechte knöcherne Verhältnisse, ein hohes Operationsrisiko oder ein hohes Alter diese Alternative günstiger erscheinen lassen.

Ergebnisse

Nach Implantation einer **anatomischen Schulterprothese** liegen die Ergebnisse meist unter dem Durchschnitt der Gesamtgruppe (◉ **Abb. 10**). Dies liegt daran, dass bei der c.P. ungünstigere Ausgangsverhältnisse vorliegen als z. B. bei primärer Omarthrose oder avikulären Humeruskopfnekrosen, diese Diagnosen aber häufiger vertreten sind. Ähnlich liegen die Verhältnisse nach Implantation einer **inversen Endoprothese**. Auch hier hängen die Ergebnisse von der Grunderkrankung bzw. der Schwere des Ausgangsbefundes ab. Da in dieser Gruppe Endoprothesenwechsel und Folgezustände nach fehlerhaften Frakturen mit zum Teil mehrfachen Voroperationen eine große Rolle

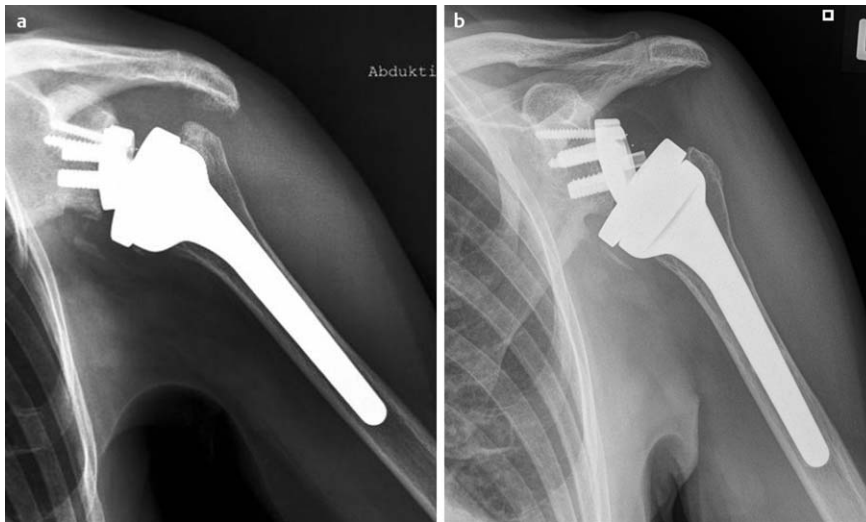


Abb. 9 Affinis Inverse Endoprothese (Glenosphäre aus PE, daher röntgentransparent): **a** initiales Notching (Grad 1) am unteren Rand des Skapulahalses 6 Monate nach Implantation; **b** Grad 1–2 Notch 37 Monate nach Implantation. Die Form und Lokalisation der Notch unterscheiden sich von den durch PE-induzierte Osteolyse hervorgerufenen Erosionen – kein Kontakt zu Basisplatte, scharfe Begrenzung, Erosion entspricht dem Abdruck der humeralen Komponente.

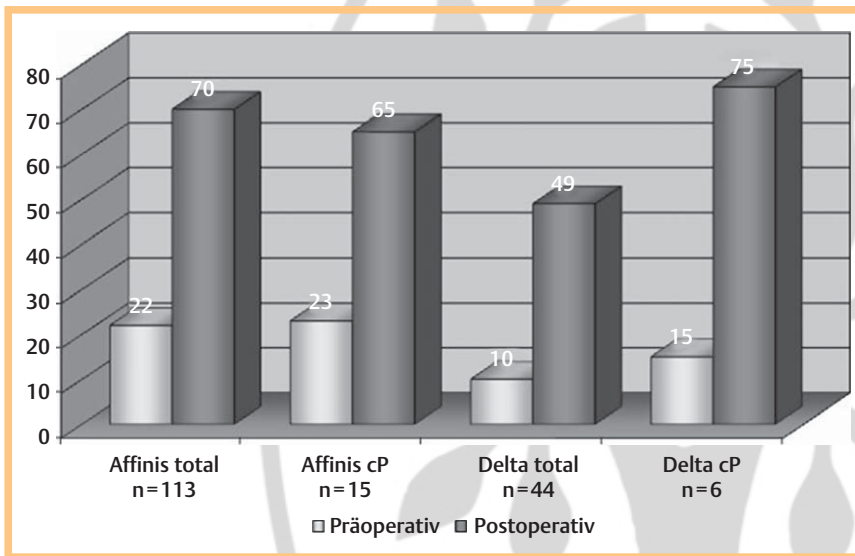


Abb. 10 Prä- und postoperativer Vergleich des nicht korrigierten Constant-Scores nach Implantation anatomischer (Affinis, NU 24 Monate) und inverser (Delta Inverse, NU 24 Monate) Schulterprothesen bei der chronischen Polyarthrit (Medianwerte; cP = chronische Polyarthrit).

spielen, liegen die Ergebnisse diesmal über dem Gruppenschnitt. Die prä-/postoperativen Veränderungen sind sowohl bei den anatomischen als auch inversen Prothesen hochsignifikant ($p \leq 0,0001$).

Allgemein gelten Werte über 60 Punkte im Constant-Score als ausreichend für die wichtigsten Verrichtungen des täglichen Lebens. Wichtiger als der absolute Score-Wert ist aber die erreichte Verbesserung. So stieg der Constant-Score bei der Affinis-Prothese von 23 auf 65 Punkte, d.h. die Verbesserung betrug 42 Punkte. Bei der Delta-Prothese, die bei den weiter fortgeschrittenen Krankheitsbildern zum Einsatz kommt, ist der Effekt noch ausgeprägter. Die Steigerung von 15 auf 75 Punkte bedeutet eine Verbesserung um 60 Punkte.

Die guten Ergebnisse im Constant-Score spiegeln sich auch in der Verbesserung der einzelnen Komponenten des Scores, wie Beweglichkeit, Kraft und Schmerzlinderung wider.

Als wichtigste spezifische **Komplikationen** sind für beide Prothesentypen postoperative Luxationen, Infektionen sowie Probleme mit der Glenoidkomponente zu nennen. Luxationen und Infektionen traten bei den anatomischen Prothesen in dieser Studie nicht auf. Bei den inversen Prothesen lag die Luxationsrate bei 6,5%, in der c.P.-Gruppe bei 0%. Auch radiologische Lysesäume oder manifeste Lockerung der Prothesenkomponenten spielten bei beiden Prothesentypen aufgrund der kurzen Nachunter-

suchungszeit keine Rolle. Die Infektionsrate war bei den Delta-III-Prothesen mit 11,4% (5 von 44 Patienten) relativ hoch, Rheumatiker waren nicht involviert. Alle betroffenen Patienten waren mehrfach voroperiert, in einem Fall 11 mal. Bei 2 dieser Patienten erfolgte die Implantation wegen einer posttraumatischen/postoperativen Infektarthropathie.

Diskussion

▼ Aufgrund der komplizierten Anatomie des Schultergelenkes sind beim endoprothetischen Ersatz sowohl eine sorgfältige Behandlung der Weichteile („soft tissue balancing“) als auch eine exakte Anpassung der Prothese an die knöchernen Situation („bony balancing“) notwendig [18]. Nur auf diese Weise ist eine optimale Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse möglich. Sie verhindert eine erhöhte Spannung der Rotatorenmanschette, vermindert eine exzentrische Pfannenbelastung und schafft die Voraussetzungen für eine anatomische Kinematik.

Diese grundsätzlichen Gesetzmäßigkeiten treffen auf alle Patienten zu, unabhängig von der Grunderkrankung. Beim Rheumatiker potenzieren sich jedoch die Probleme, da in den meisten Fällen sowohl ausgeprägte Destruktionen des Gelenkes als auch hochgradige Defekte der Rotatorenmanschette vorliegen. Es

muss deshalb von vornherein mit ungünstigeren Ergebnissen als z. B. bei Patienten mit einer primären Omarthrose gerechnet werden. Dies zeigt sich auch bei unseren Patienten. So erreichten wir in der cP-Gruppe nach Implantation einer **anatomischen Prothese** 65 Punkte im nicht korrigierten Constant-Score, das entspricht 77,8% im alters- und geschlechtsadaptierten Score. Vergleichsweise registrierten wir bei primärer Arthrose 86,1%. Ähnliche Beobachtungen machten auch zahlreiche andere Autoren. Lévine et al. erzielten bei 50 Schulterendoprothesen mit einem follow-up von 20 Monaten 58,2 Punkte im nicht korrigierten Score [24]. Die Verbesserung betrug 38,4 Punkte. Levy et al. erreichten bei 75 Patienten und einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 6,5 Jahren beim Oberflächenersatz 47,9 Punkte und bei Schaftprothesen (Hemiarthroplastik) 53,4 Punkte [25]. Jolles et al. untersuchten 13 Patienten 9 Jahre postoperativ, denen wegen einer juvenilen RA eine primäre Endoprothese implantiert worden war [21]. Zwar seien die objektiven Ergebnisse oft unbefriedigend, alle Patienten aber subjektiv mit der Operation zufrieden gewesen. Insbesondere wird eine signifikante Schmerzlinderung erwähnt.

Die geringe Komplikationsrate bei den anatomischen Prothesen ist sicher vor allem auf die kurze Nachuntersuchungszeit zurück zu führen. Auch andere Autoren beobachteten erstaunlich wenige radiologische Lysesäume bei der cP [14, 15, 41]. Sneppen et al. dagegen fanden bei einer deutlich längeren Nachuntersuchungszeit von durchschnittlich 92 Monaten 40% Lysesäume am Glenoid [35].

Da die Ergebnisse anatomischer Prothesen im Wesentlichen vom Zustand der Rotatorenmanschette abhängen, resultiert bei deren funktioneller Dekompensation eine Migration des Humeruskopfes nach kranial beim Versuch den Arm zu erheben. Es resultiert ein schmerzhaftes subakromiales Impingement mit einer ausgeprägten Funktionsstörung [9, 19, 26, 35]. Deshalb implantierten Postel et al. Kopfendoprothesen bei massiver Rotatorenmanschettenruptur lediglich mit dem Ziel der Schmerzlinderung und weniger der Funktionsverbesserung. Der Constant-Score habe sich von 15,8 auf 43,3 Punkte verbessert [30]. Edwards et al. kontrollierten in einer Multicenterstudie 555 Schulterendoprothesen nach durchschnittlich 43,1 Monaten. Sie berichten postoperativ über lediglich 56,4 bzw. 57,4 Punkte bei massiven Rupturen des M. infraspinatus bzw. subscapularis [2]. Auch die Schmerzlinderung sei oft nur unzureichend.

Operationszeitpunkt



Es ist deshalb wichtig, dass Patienten mit einer sekundären Omarthrose infolge einer c.P. nicht zu spät operiert werden. Wenn die Rotatorenmanschette erst so weit zerstört ist, dass sie funktionell nicht mehr wirksam ist, kann die Implantation einer anatomischen Prothese nur noch zu einem Teilergebnis führen. So erreichten Schmidt et al. bei einem durchschnittlichen Larsen-Stadium von 4,6 bei Schaftprothesen nur 31,2 Punkte und nach Oberflächenersatz 48,3 Punkte im Constant-Score [33].

Wegen dieser Problematik ist heute bei Vorliegen eines irreparablen Rotatorenmanschettenmassendefektes auch bei der cP die Implantation einer **inversen Prothese** angezeigt, wenn lokale oder allgemeine Faktoren nicht dagegen sprechen [3, 23, 36, 41, 45]. Bis auf die Verbesserung der Außenrotation sind erstaunlich gute Resultate zu erzielen. Woodruff et al. berichten über 17 Patienten mit einer Delta-Endoprothese durchschnittlich 7,3 Jahre nach der Implantation. Sie stellten einen durchschnittlichen

Constant-Score von 59 Punkten fest [45]. Auf etwa gleichem Niveau liegen die Ergebnisse von Rittmeister et al., die 7 Patienten im Larsen-Stadium V nach durchschnittlich 54 (48–73) Monaten nachuntersuchten. Sie fanden im Constant-Score eine Verbesserung von 17 auf 63 Punkte und einen Anstieg der Kraft auf 3,6 kp [32]. LeVigne et al. berichten bei 7 Patienten über eine Verbesserung im Constant-Score von 32 auf 75% bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 49 Monaten [24].

Aufgrund dieser erstaunlich guten Resultate, die ja trotz einer wesentlich schlechteren Ausgangssituation als bei den anatomischen Prothesen erzielt wurden, erlangen die inversen Prothesen eine zunehmende Bedeutung [36]. Vor einer zu großzügigen Indikationsstellung ist aber zu warnen, da die Standzeit inverser Prothesen im Vergleich zu anderen Verfahren begrenzt ist. Die Überlebensrate ist von dem jeweils zu Grunde gelegten Kriterium abhängig. So berichten Guery et al. über 57 Endoprothesen, die sie nach durchschnittlich 69,6 Monaten kontrollierten [6]. Die Kaplan-Meier-Überlebensrate betrug 91% für das Kriterium „Prothesenwechsel“, 84% für „Lockerung“ und 58% für das Kriterium „Constant-Score unter 30 Punkte“. Diese relativ geringe Standzeit ist vor allem auf das Notchingphänomen zurückzuführen. Die Angaben hierzu schwanken in der Literatur in starkem Maße. Favard et al. geben 76%, die meisten anderen Autoren weniger an [4].

Auch ohne Berücksichtigung des Skapulanotchings ergibt sich für unsere Patienten eine Komplikationsrate von 25,8% und eine Revisionsrate von 10,6% (Luxationen, Akromionfrakturen, Hämatomrevisionen, temporäre neurologische Komplikationen, Infektionen, Dekonnektion der Komponenten). Andere Autoren berichten über eine Komplikationsrate bis zu 50%. Es handelt sich folglich um ein sehr risikobehaftetes Verfahren, welches nur den Fällen vorbehalten bleiben sollte, bei denen mit anderen Methoden keine zufrieden stellende Verbesserung erreicht werden kann. Nur in Ausnahmefällen sollte es vor dem 70. Lebensjahr angewandt werden – dies wird aber bei Rheumatikern häufiger der Fall sein. Ob die aktuellen Verbesserungen der Operationstechnik und der Implantate (Abb. 9) hier zu einer grundsätzlichen Änderung führen werden, bleibt abzuwarten.

Wegen der genannten Probleme sind die früher häufig verwendeten **Bipolarprothesen** auch heute noch als Alternative zu den inversen Prothesen zu betrachten. Allerdings kann bei weitem keine derart gute Funktion wie nach Implantation einer inversen Endoprothese erwartet werden, sodass wir die Bipolarprothesen heute lediglich als Reserveimplantat sehen. Wir verwenden sie vor allem, wenn die lokalen Verhältnisse, z. B. eine hochgradige Pfannenerosion, keine Implantation einer inversen Endoprothese zulassen. Sie kommt auch zum Einsatz, wenn eine ausgeprägte Osteoporose des Humeruskopfes die Implantation einer Kurzschaftprothese verbietet, die Implantation einer Schaftprothese wegen des später gegebenenfalls erforderlichen Konversion in eine inverse Endoprothese aber nicht gewollt ist (nicht alle Prothesenmodelle erlauben diesen Wechsel unter Belassung des Prothesenschaftes, sodass ein kompletter Wechsel erforderlich wird). Bei der Indikationsstellung ist auch zu berücksichtigen, dass sich aus dem polyarthritischen Befall ein meist niedrigerer Anspruch der Patienten an das Gelenk ergibt, sodass im Zweifelsfall eher eine bipolare Prothese implantiert werden sollte, um unnötige Risiken zu vermeiden.

Interessenkonflikt: Der Autor ist als Berater für die Firma Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz tätig.

Literatur

- 1 Boileau P, Walch G. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. In: Walch G, Boileau P. (eds.). *Shoulder arthroplasty*. Springer; Berlin, Heidelberg; 1999; p 69–82
- 2 Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A et al. A comparison of hemiarthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12: 207–213
- 3 Ekelund A, Osnes H, Haukeland E. The Reversed Delta Arthroplasty in Rheumatoid Arthritis. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical; Montpellier: 2006; p 163
- 4 Favard L, Le Du C, Bicknell R et al. Reverse prosthesis for cuff tear arthritis (Hamada IV and V) without previous surgery. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical; Montpellier: 2006; p 113–123
- 5 Gerber A, Ghalambor N, Warner JJ. Instability of shoulder arthroplasty: balancing mobility and stability. *Orthop Clin North Am* 2001; 32: 661–670
- 6 Guery J, Favard L, Sirveaux F et al. Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed five to ten years. *J Bone Joint Surg* 2006; 88A: 1742–1747
- 7 Habermeyer P, Engel G. Der endoprothetische Gelenkersatz bei Omarthrose. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 2004; 16: 339–364
- 8 Harryman DT, Sidles JA, Harris SL et al. The effect of articular conformity and the size of the humeral component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A: 555–563
- 9 Hedtmann A, Werner A. Schulterendoprothetik bei rheumatoider Arthritis. *Orthopäde* 2007; 36: 1050–1061
- 10 Hertel R, Knothe U, Ballmer FT. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: 331–338
- 11 Irlenbusch U, Berth A, Blatter G et al. Variability of medial and posterior offset in patients with fourth-generation stemmed shoulder arthroplasty. *Int Orthop* 2012; 36: 587–593
- 12 Irlenbusch U, End S, Kilic M. Differences in reconstruction of the anatomy with modern adjustable compared to second-generation shoulder prosthesis. *Int Orthop* 2011; 35: 705–711
- 13 Irlenbusch U, Blatter G, Gebhardt K et al. Prospective study of double eccentric hemi shoulder arthroplasty in different etiologies – Midterm results. *Int Orthop* 2010; 35: 1015–1023
- 14 Irlenbusch U. Humeruskopfprothese. In: Loew M, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik*. Schulter (Arbeitsgemeinschaft für Endoprothetik). Springer; Heidelberg, Dordrecht, London, New York: 2009; 91–105
- 15 Irlenbusch U. Ergebnisse nach Schulterendoprothesenimplantation im Literaturvergleich. In: Loew M, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik*. Schulter (Arbeitsgemeinschaft für Endoprothetik). Springer; Heidelberg, Dordrecht, London, New York: 2009; 269–295
- 16 Irlenbusch U, Fuhrmann U, Rott O. Ergebnisse der inversen Schulterendoprothese bei Rotatorendefektarthropathie, „chronischer Traumaschulter“ und Endoprothesenwechsel. *Orthop Praxis* 2008; 44: 111–121
- 17 Irlenbusch U, Fuhrmann U, Gebhardt K et al. Zur Differenzialindikation anatomischer und inverser Schulterendoprothesen in der sekundären Frakturprothetik. *Z Orthop* 2008; 146: 478–485
- 18 Irlenbusch U, Gebhardt K, Rott O et al. Rekonstruktion des Humeruskopfdrehpunktes in Abhängigkeit vom Prothesendesign. *Z Orthop* 2008; 146: 211–217
- 19 Irlenbusch U, Irlenbusch L. Aktueller Stand der Schulterendoprothetik. *Z Orthop Unfallchirurgie* up2date 2007; 4: 289–309
- 20 Irlenbusch U. Anatomie und Biomechanik des Schultergelenkes. In: Irlenbusch U, Nitsch S, Uhlemann C, Venbrocks R, Hrsg. *Der Schulterschmerz*. Stuttgart, New York: Thieme; 1999; 1–5
- 21 Jolles BM, Grosso P, Bogoch ER. Shoulder arthroplasty for patients with juvenile idiopathic arthritis. *J Arthroplasty* 2007; 22: 876–883
- 22 Larsen A, Dale E, Eek M. Radiographic evaluation of rheumatoid arthritis and related conditions by standard reference films. *Acta radiol* 1977; 18: 481–492
- 23 Lévine C, Boileau P, Favard L et al. Reverse shoulder arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical; Montpellier: 2006; p 165–177
- 24 Lévine C, Franceschi JP. Rheumatoid arthritis of the shoulder: radiological presentation and results of arthroplasty. In: Walch G, Boileau P. (eds.) *Shoulder arthroplasty*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 1999; 221–230
- 25 Levy O, Funk L, Sforza G et al. Copeland surface replacement arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg* 2004; 86A: 512–518
- 26 Loew M, Rickert M, Schneider S et al. Migration of shoulder prosthesis as a consequence of hemi- or total arthroplasty. *Z Orthop* 2005; 143: 446–452
- 27 Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg* 1982; 64A: 319–337
- 28 Nyffeler RW, Werner CML, Simmen BR et al. Analysis of a retrieved Delta III total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg* 2004; 86B: 1187–1191
- 29 Pearl MI, Kurutz S. Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg* 1999; 81A: 660–671
- 30 Postel JM, Allain L, Favard L et al. Osteoarthritis with massive cuff tear: results of an unconstrained shoulder arthroplasty. In: Walch G, Boileau P. (eds.) *Shoulder arthroplasty*. Springer; Berlin, Heidelberg, New York: 1999; 271–275
- 31 Rasmussen JV, Jakobsen J, Brorson S et al. The Danish Shoulder Arthroplasty Registry: clinical outcome and short term survival of 2137 primary shoulder replacements. *Acta Orthopaedica* 2012; 83: 171–173
- 32 Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 17–22
- 33 Schmidt K, Willburger RE, Grosser S. Endoprothetik der rheumatischen Schulter. *Orthopäde* 2001; 30: 370–378
- 34 Sirveaux F, Favard L, Oudet D et al. 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* 2004; 86B: 388–395
- 35 Snejpen O, Fruensgaard S, Johannsen HV et al. Total shoulder replacement in rheumatoid arthritis: proximal migration and loosening. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5: 47–52
- 36 Sperling JW, Cofield RH, Schleck CD et al. Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for Rheumatoidarthritis of the shoulder: results of 303 consecutive cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2007; 16: 683–690
- 37 Sperling JW, Cofield RH, Rowland CM. Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less: long term results. *J Bone Joint Surg* 1998; 80A: 464–473
- 38 Stechel A, Fuhrmann U, Irlenbusch L et al. Results of reversed shoulder arthroplasty in cuff tear arthritis, fracture sequelae and revision arthroplasty. *Acta Orthop* 2010; 81: 367–372
- 39 Thabe H, Schill S, Dinges H. Die endoprothetische Versorgung des rheumatischen Schultergelenkes. *Akt Rheumatol* 1994; 19: 155–160
- 40 Thomas T, Noël E, Goupille P et al. The rheumatoid shoulder: current consensus on diagnosis and treatment. *Joint Bone Spine* 2006; 73: 139–143
- 41 Trail IA, Nuttall D. The results of shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg* 2002; 84B: 1121–1125
- 42 Walch G, Boileau P. Revision shoulder arthroplasty: lessons learned. In: Boileau P. (eds.) *Shoulder arthroscopy and arthroplasty*. Current Concepts. *Nice Shoulder Course*. 2004; Sauramps medical; Montpellier: pp 417–424
- 43 Weiss RJ, Ehlin A, Montgomery SM et al. Decrease of RA-related orthopaedic surgery of the upper limbs between 1998 and 2004: data from 54579 swedish RA inpatients. *Rheumatology (Oxford)* 2008; 47: 491–494
- 44 Wirth MA, Ondrla J, Southworth C et al. Replicating proximal humeral articular geometry with a third-generation implant: A radiographic study in cadaveric shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2007; 16: 111–115
- 45 Woodruff MJ, Cohen AP, Bradles JG. Arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis with rotator cuff dysfunction. *Int Orthop* 2003; 27: 7–10