

# Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulterendoprothetik

## Zusammenfassung

Ausgangspunkt der modernen Schulterimplantate ist das Neer-II-System, eine kraftschlüssige, nicht verblockte Totalendoprothese mit konformen Krümmungsradien und verbessertem Luxationsschutz. Die 2. Generation von Schulterprothesen basiert auf der Neer-II-Schaftgeometrie und bietet neben modularen Kopf- und Schaftgrößen durch Änderung der Radien einen Roll-Gleit-Mechanismus. Die 3. Generation von Humeruskopfprothesen ermöglicht durch ein 3-fach modulares System die anatomische Wiederherstellung des Kopfdrehzentrums bei Berücksichtigung der Inklination und des exzentrisch angeordneten Offsets. Die jüngste Entwicklung der Humerusschaftprothesen bringt die stufenfreie Modularität um 3 Achsen, wobei die Schaftgeometrie von der Kopfposition unabhängig eingestellt werden kann. Damit ist eine dreidimensionale Verstellung des Prothesenkopfes um die Schaftachse in der Koronarebene und in der Sagittalebene möglich. Neben den Humerusschaftprothesen hat sich als alternatives Konzept der humerale Oberflächenersatz etabliert. Unter Vermeidung einer Humeruskopfresektion und der damit verbundenen Eröffnung des Markraums wird ein hemisphärischer Oberflächenersatz im Sinne eines Cups auf dem belassenen Humeruskopf verankert. Bipolarprothesen sind kraftschlüssige Humerusschaftprothesen mit birotationalem Duokopfsystem. Ihr Indikationsbereich beschränkt sich auf Defektzustände der Rotatorenmanschette und der Glenoidfläche. Bei der kraftschlüssigen inversen Schultertotalprothese kommt es zu einer Umkehrfunktion von Kopf und Pfanne. Die sphärisch ausgeformte Glenoidkomponente dient als Drehzentrum für eine humerale epiphysäre Pfanne, die einem humeralen Schaftsystem auf-

sitzt. Auch dieses Implantat ist für den Rotatorenmanschettendefektzustand reserviert. Die Verankerung des kraftschlüssigen Gelenkersatzes kann zementiert, nicht zementiert oder in Hybridform erfolgen. Die Frakturprothetik nimmt eine Sonderstellung beim Schultergelenkersatz ein. Die akute Frakturprothetik muß die Wiederherstellung der exakten Humeruslänge, die Rekonstruktion des Rotationszentrum und die Retrorotation berücksichtigen. Die Positionierung der Tuberkula und ihre Osteosynthese ist kritisch hinsichtlich der Einheilung. Eine ausbleibende Konsolidierung der Tuberkula läßt kein befriedigendes Endresultat erwarten. Die Verankerung des kraftschlüssigen Gelenkersatzes kann zementiert, nicht zementiert oder in Hybridform erfolgen. Die zementierten Pfannensysteme unterscheiden sich hinsichtlich ihres Verankerungsdesigns. Verschiedene Kielvarianten konkurrieren mit zapfenförmigen Ausformungen, die eine größere Stabilität gegen Scherbelastungen garantieren sollen. Zementfreie Glenoidkomponenten bestehen aus einem Polyäthyleneinsatz, einem oberflächenbearbeiteten Metallträger und einem Verankerungssystem im Knochen. Auch hier ist das Verankerungssystem Gegenstand der Forschung und existiert in Varianten als Schraubenverankerung, Konussystem oder Hohlschraubenprinzip. Der kritische Bereich für zementfreie Pfannen ist der Übergang zwischen PE-Inlay und Metallpfanne als Zone hoher Streßbelastung. Die Frage Hemi- vs. Totalprothese basiert auf der morphologischen Beschaffenheit der Pfanne, d. h. dem Ausmaß der Pfannenschädigung und auf der zugrunde liegenden Ätiologie der Schultergelenkerkrankung. Die Operationsplanung muß radiologisch, computertomographisch oder kernspintomographisch eine exakte Beurteilung der Pfannenbeschaffenheit ermöglichen. Walch hat hierfür eine

wichtige Klassifikation des Pfannenschadens erarbeitet. Das 2. Beurteilungskriterium zur Pfannenimplantation ist die der Arthrose zugrunde liegende Ätiologie. Auch das Alter des Patienten und die zu erwartende Standzeit muß hierbei Berücksichtigung finden. Die Operationsergebnisse lassen sich nicht global darstellen, sondern müssen hinsichtlich des verwendeten Implantates sowie vor dem Hintergrund eines Totalflächen- oder hemiendoprothetischen Ersatzes beantwortet werden. Hinsichtlich der Implantslockerungs- und Überlebensraten unterscheidet man die Ergebnisse nach Implantattyp und nach entsprechender Pathologie. Für die Neer-Totalendoprothese besteht eine 15-Jahres-Überlebensrate von 87 %, für die Hemiendoprothese von 73 %. Perspektivisch muß die weitere Entwicklung der Schulterimplantate, besonders bezüglich der Frakturversorgung vorangetrieben werden. Ein weiterer Entwicklungsschwerpunkt wird im Bereich der Pfannenverankerung gelegt werden, um die noch bestehenden hohen Lockerungsraten zu reduzieren. Die computergesteuerte Navigation präzisiert die humerale Resektion und erleichtert die Zielführung der Retrotorsionswinkel. Die Bearbeitung des Pfannenlagers könnte mit Hilfe eines Operationsroboters zur Erzielung einer besseren Oberflächenkonformität verbessert werden.

## Schlüsselwörter

Schultergelenk · Endoprothetik · Entwicklungsstand · Perspektiven

---

Prof. Dr. P. Habermeyer  
ATOS-Klinik Heidelberg, Bismarckstraße 9–15,  
D-69115 Heidelberg

P. Habermeyer · T. Ebert

## Current status and perspectives of shoulder replacement

### Summary

Basis of the modern shoulder implants is the Neer II-system, a non constrained total shoulder prosthesis with conforming radii of curvature and improved protection against dislocation. The second generation of shoulder prosthesis is based on the geometric shaft design of the Neer II prosthesis and offers not only a variety of modular head- and shaft-sizes but also through different radii a physiologic rotation-translation-mechanism. The third generation of humeral head prosthesis carries the concept of an anatomic reconstruction one step further and enables the surgeon to adjust the inclination and the eccentric offset of the humeral head to restore the centre of rotation. The latest development in shoulder arthroplasty are humeral head prosthesis with a fully variable 3-dimensional modularity to independently adjust the prosthetic head position regardless of the individual shaft geometry. This achieves a 3-dimensional adaptability of the prosthetic head about the stem axis in the coronary and in the sagittal plane. Besides of the humeral shaft prosthesis an alternative concept of shoulder joint replacement is established – the replacement of the humeral head articular surface. A hemispheric surface prosthesis – cup arthroplasty – is cemented onto the residual humeral head, which eliminates the obligatory humeral head resection and the reaming of the medullary canal. Bipolar shoulder prosthesis are humeral shaft prosthesis with a bi-rotational head system. Their indication is limited to pre-existing lesions of the rotator cuff and/or the glenoid surface. The inverse total shoulder prosthesis reverses the articular surface morphology of the humeral head and the glenoid. The hemispheric glenoid component serves as the centre of rotation for the concave epiphyseal proximal humerus component. This implant is especially used in cases of massive rotator cuff deficiencies. The role of shoulder prosthesis in treating acute humeral head fractures needs special consideration. A fracture prosthesis has to restore the exact length of the humerus, the centre of rotation, and the anatomical retroversion. Positioning of the tubercula and their adequate osteosynthesis is most critical and fundamental to ensure a correct healing process. A failed consolidation of the tubercula does not lead to a

satisfying result. The shoulder joint replacement can be sufficiently fixated in cemented, cementless or hybrid techniques. Today several component design variations of cemented glenoid implants exist. Their main distinction is the fixation system which can be divided into two main groups – the keel – and the peg-shaped glenoid components. The peg-shaped anchorage system shall guarantee a greater stability against shear-forces. Cementless glenoid components consist of a polyethylen inlay and a surface treated metal-back with an integrated fixation system. These fixation systems are object of intensive biomechanical research and range from conventional screw fixation to specialised cone systems and self-cutting cage-screw-systems. The critical area of cementless glenoid components is the transition zone of the PE-inlay and the metal-back because of high force development. The question of implanting a hemi- or total shoulder prosthesis is answered by the morphologic changes of the glenoid articular surface, which includes the size of the subchondral defect and the underlying etiology of the shoulder joint disease, and the age of the patient. Preoperative planning must consist of an adequate radiologic work-up – X-ray, CT or MRI – to accurately assess the glenoid morphology. G. Walch categorised the different glenoid lesions and developed a very important classification of possible glenoid deformations. To compare and evaluate the operative results one must consider the different shoulder prosthesis and the discrepancies between a hemi- and a total shoulder prosthetic replacement. Looking at the loosening and survival rate of the implant the results are related to the type of prosthesis and the preoperative diagnosis. The Neer total shoulder prosthesis has a 15 year survival rate of 87 %, compared to 74 % of the hemi-prosthesis. The objective for the future has to be to further advance the development of prosthetic components, especially for primary joint replacement in acute humeral head fractures. Another point of interest is how to reduce the still existing high loosening rates of the glenoid components. A fairly new research field is the computer-assisted surgery, e. g. navigation systems and robotics. The computer-assisted navigation could be of great advantage to accurately find the individual resection plane (inclination and retroversion) of the humeral head. The use of a surgery-robot could be very helpful to reproducibly achieve the desired conformity of the articular surface when preparing the glenoid.

### Key words

Shoulder joint · arthroplasty · design rationale · perspectives

Die Schultergelenkprothetik tritt aus dem Schatten der Hüft- und Kniegelenkarthroplastik hervor. Nicht, was ihre zahlenmäßige Bedeutung anbelangt, sondern aufgrund der stetig anwachsenden Forschungsergebnisse und damit verbunden der Neuentwicklung von Implantaten. Nicht nur Schmerzbe-freeiung, sondern auch gute funktionelle Ergebnisse sind bei versierter Operationstechnik langfristig erzielbar. Vorbei sind die Zeiten, da der Schultergelenkersatz als palliativer Eingriff verstanden wurde. Gute Resultate setzen aber eine exakte Indikationsstellung und Operationsplanung voraus. Besondere Bedeutung kommt dabei der Beschaffenheit des Glenoids zu, letztlich mit der Fragestellung Hemi- vs. Totalprothese. Die Verwendung des neuesten Implantattyps allein garantiert aber noch lange keinen automatischen Erfolg und mit der klassischen Neer-Prothese sind auch gute Erfolge möglich gewesen. Die operative Beherrschung der Weichteilsituation im Sinne der Arthrolyse und Rekonstruktion bleibt unberührt vom verwendeten Prothesentyp.

Ziel dieses Beitrags ist es, eine Übersicht über den Entwicklungsstand im Implantatbereich und zu deren Differentialindikation zu geben. Wie gut sind die Ergebnisse für den einzelnen Indikationsbereich? Wo liegen die Grenzen im Hinblick auf Lockerung, Komplikation und Revision? Und schließlich: wohin geht die weitere Entwicklung, wie sind die Perspektiven?

### Prävalenz

Die primäre Schultergelenksarthrose oder Omarthrose weist mit 3 % eine niedrige Prävalenz auf [96]. Sekundäre Arthrosen als Instabilitätsfolge, bei chronischen Rotatorenmanschettendefekten (Defektarthropathie), posttraumatisch oder nach operativen Eingriffen, sowie postinfektiös weisen im eigenen Krankengut etwa dieselbe Häufigkeit wie der primäre arthrotische Befall auf.

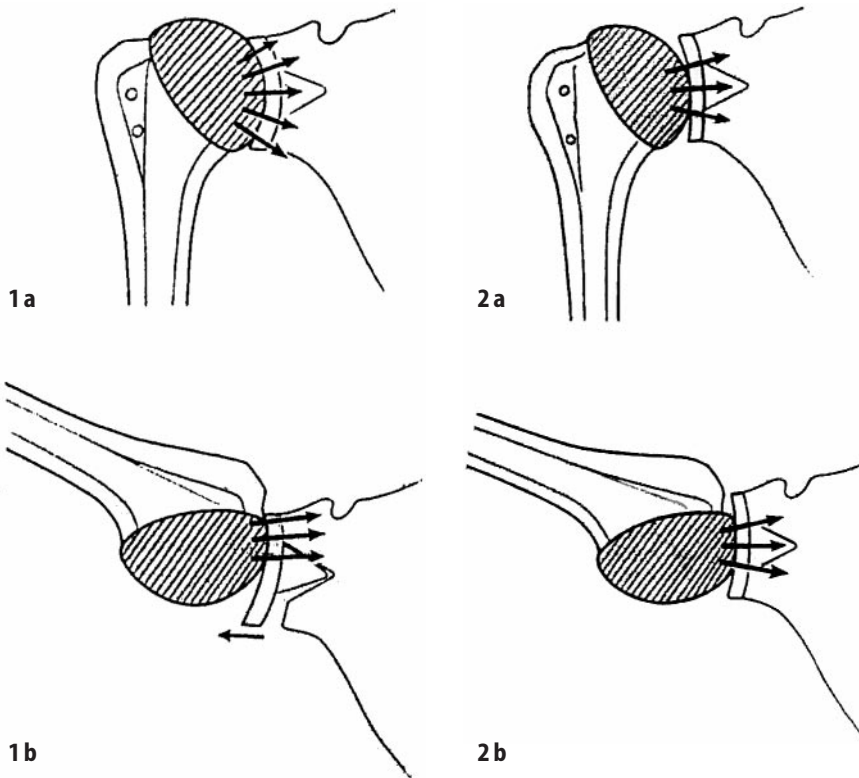


Abb. 1 ▲ a, b Auf die Pfannenfläche einwirkende Kräfte bei identischen Krümmungsradien von Kopf- und Glenoidkomponente

Abb. 2 ▲ a, b Auf die Pfannenfläche einwirkende Kräfte bei unterschiedlichen Krümmungsradien von Kopf- und Glenoidkomponente; durch gleichzeitigen Roll- und Gleitmechanismus gelingt eine gute Zentrierung in der Pfanne

Die atraumatische avaskuläre Nekrose des Erwachsenen findet sich insgesamt in einer Häufigkeit von 1:1000 [45] für die gesamten Epiphysenbereiche. Im Vergleich zur Femurnekrose tritt die avaskuläre Humeruskopfnekrose in einer Häufigkeit von 19:1 auf [79]. Bei alter Population über 70 Jahre steigt die Prävalenz der glenohumeralen Arthritiden auf 20% an [22, 49]. Bei der rheumatoiden Arthritis kommt es hingegen zwischen 50 und 90% zur klinischen Beteiligung des Schultergelenks [21, 29].

Die jährliche Inzidenzrate von Oberarmkopffrakturen liegt etwa bei 1‰, es betrifft zu 75% das weibliche Geschlecht, das im Durchschnitt älter als 50 Jahre ist [46, 56, 78]; 5–10% davon stellen Indikationen für die frakturprothetische Versorgung dar. Dies bedeutet für die BRD einen jährlichen Bedarf von etwa 4000 Frakturprothesen.

Die Gesamtprävalenzrate liegt somit in einer Größenordnung, die eine

intensive Beschäftigung mit der Schultergelenksarthroplastik erzwingt.

## Kraftschlüssige unverblockte Humeruskopfprothesen

### Standardschaftprothesen

#### 1. Generation

Die Neer-II-Humeruskomponente war 1973 konzeptioniert und nach klinischer Erprobung offiziell 1982 in den Verkauf gebracht worden [71]. Noch heute gilt dieses Modell als Klassiker und wird unter anderem wegen des günstigen Verkaufspreises weiter eingesetzt. Aber mit nur einem Kopfradius von 44 mm und nur 2 verschiedenen Kalottenhöhen von 15 und 22 mm kann es weder in der Koronar- noch in der Axialebene die Geometrie des proximalen Humerus für jeden Fall identisch nachbilden [13]. Da sich die Größe des Humeruskopfes aus einem konstanten Längenverhältnis von Kopfradius und Kalottenhöhe in

der Koronarebene definiert [48], ist mit der Standard-Neer-Prothese keine komplette Replikation der individuellen Kalottenanatomie zu erreichen [73]. Iannotti [48] hat nachgewiesen, daß es notwendig ist, das Glenohumeralgelenk bis auf mindestens 2–3 mm genau dem anatomischen Kurvenradius und der Kalottenhöhe entsprechend zu rekonstruieren. Bei Verwendung eines nicht-anatomischen zu großen Prothesenkopfes werden alle Bewegungsrichtungen des Arms im Bewegungsumfang erheblich eingeschränkt [43]. Sowohl bei einer kineradiographischen Studie von Boileau [14], als auch von Friedman [35] zeigte sich nach totalem Gelenkflächenersatz vom Neer-Typ in einem hohen Prozentsatz eine Umkehr des skapulohumeralen Bewegungsrhythmus. Dies ist im weiteren darauf zurückzuführen, daß es mit dem Neer-Implantat nicht gelingt, den variablen Inklinationswinkel (Winkel zwischen Kopf und Schaft in der Koronarebene) und das Kopfzentrum, das gegenüber dem Schaftzentrum nach medial und dorsal versetzt ist, anatomisch zu reproduzieren [13]. Schon bei einer Abweichung von 20% vom Zentrum der Krümmung der humeralen Gelenkfläche findet sich eine Änderung der Hebelverhältnisse an der Rotatorenmanschette von 20% [32]. Da überdies beim Neer-II-System der Krümmungsradius der Kopfkalotte und der Glenoidkomponente identisch konstruiert sind, erkaufte man sich einen verbesserten, aber unphysiologischen Gelenkschluß mit einer erhöhten Pfannenlockerung [10] (Abb.1). Als nicht-modulare Monoblockprothese der 1. Generation sind neben der Neer-Prothese (Fa. 3 M) Versionen von Cofield (Fa. Richards), Fenlin (Fa. Zimmer) und Engelbrecht (Fa. Link) noch erhältlich.

#### 2. Generation

Die 2. Generation von Schulterprothesen, die aber weiterhin auf der Neer-II Kopf-Schaft-Geometrie basiert, bietet die Möglichkeit der Auswahl von verschieden dimensionierten modularen Kopf- und Schaftgrößen. Das modulare Konzept bietet neben dem Vorteil operationstechnischer Vereinfachung bei der Implantation und der Revision die Möglichkeit einer der Weichteilsituation angepassten Kalottenauswahl unter

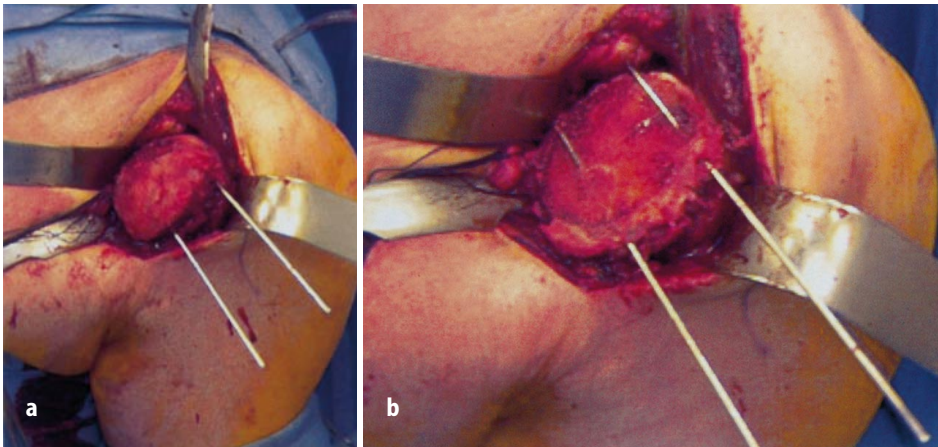


Abb. 3 a, b ◀ **Anatomische Resektion des Humeruskopfes: a** Nach Abtragung osteophytärer Ausziehungen kann über die vorgelegten Kirschner-Drähte in Höhe des anatomischen Halses reseziert werden. **b** Die K-Drähte orientieren sich exakt an der Epiphysenlinie und determinieren den Inklinations- und Reklinationswinkel

besonderer Berücksichtigung des lateralen humeralen Offset [77]. Durch Änderung der korrespondierenden Radien von Kopf und Glenoid wurde ein Roll-Gleit-Mechanismus freigegeben (Abb. 2). Der Vorteil modularer Schäfte mit verschiedenen Schaftdurchmessern wird jedoch insbesondere bei zementfreier Verankerung durch den Nachteil erkauft, daß man die Position der Prothesenköpfe nicht mehr exzentrisch auf der humeralen Resektionsfläche ausrichten kann. Denn die Richtung und Position des eröffneten Markraums bestimmt im wesentlichen die Positionierung des Kopfteils [3]. Resch (persönliche Mitteilung) trägt dem Rechnung, indem er die Kalottenresektionsfläche an den implantierten Schaft durch Fräsung des anatomischen Halses anpaßt (HAS-Schulterprothese, Howmedica). Erst jüngste Modifikationen erlauben auch eine exzentrische Positionierung der Kopfkalotte (Global Shoulder, DePuy; Biomodular, Biomet; HAS, Howmedica; Epoca, Argomed). Zur Orientierung des Implantates ist jedoch weiterhin, wie auch bei der 1. Generation, eine Resektionsschablone notwendig, da keine Möglichkeit zur variablen Einstellung des Inklinationswinkels besteht. Somit wird mit diesen Implantaten eine anatomische Kopfresektion auf Höhe des anatomischen epiphysären Halses nicht zwangsläufig erreicht.

### 3. Generation

Die von Walch und Boileau [11] konzipierte 3. Generation von Humeruskopfprothesen (Hersteller: Tornier) ver-

folgt mit einem dreifach modularen System das Ziel, die Prothese der Kopfanatomie anzupassen und nicht durch Resektion den proximalen Humerus der Prothese anzugleichen. Somit ist der anatomische Hals die wesentliche und kritische Landmarke, die allein als Resektionslinie die Richtung der Kopfresektion bestimmt. Da der zirkulär darstellbare anatomische Hals die Inklination und Retrotorsion (Winkel zwischen Kopf und Schaft in der Sagittalebene) determiniert, kann bei Resektion planar zum anatomischen Hals der individuellen Anatomie jedes einzelnen Patienten Rechnung getragen werden. Den individuellen Inklinationswinkel rekonstruiert man mit einem modularen Winkeladapter in Schritten von jeweils 5° zwischen 125° und 140°. Durch die Möglichkeit, die Kopfkalotte exzentrisch auf dem Winkeladapter zu verankern, kann man das nach medial und dorsal versetzte Drehzentrum prothetisch rekonstruieren [92]. Die Wiederherstellung des Originalrotationszentrums gewährleistet eine anatomische Kinematik, verhindert eine erhöhte Spannung an der Rotatorenmanschette und vermindert eine exzentrische Pfannenüberlastung.

### 4. Generation

Handelte es sich bei der Walch Prothese um ein Implantat mit 2-achsiger Verstellbarkeit (variable Inklination und Kopfxentrität), so ermöglicht die 4. Generation der Schulterprothesen eine stufenfreie Modularität um 3 Achsen im Sinne einer dreidimensionalen Verstellbarkeit. Sowohl von Gerber (Anatomi-

ca/Protek) als auch vom Autor (Univers/Arthrex) wurden 1997 bzw. 1998 Systeme vorgestellt, die neben einer variablen Adjustierung des Inklinationswinkels und der Kopfxentrität die starre Verbindung zwischen Prothesenschaft und Kalotte mit einer Drehmöglichkeit im Kopf-Hals-Bereich freigeben. Dadurch wird die Schaftgeometrie von der Kopfposition unabhängig, der Schaft erlaubt die korrekte Positionierung der Kalotte auf der humeralen Resektionsfläche (Abb. 3). Verstellungen des Prothesenkopfes sind damit in 3 Ebenen, um die Schaftachse, in der Koronarebene (Inklinationswinkel) und in der Sagittalebene möglich. Die freie Verstellbarkeit zwischen Schaft und Kalotte in der Sagittalebene erlaubt es, daß eine Torsionsänderung im Sinne einer Ante- und Retrotorsion um die Kopf-Hals-Achse zwischen Schaft und Kalotte möglich wird. Dies ist deswegen von Bedeutung, da der Prothesenschaft der Richtung des Markraumkanals folgt und somit die Position des Prothesenkopfes determiniert [3, 13, 73]. Da eine exakte chirurgische Kontrolle der Einbringsrichtung des Schafts bei der Markraumpräparation nicht definitiv möglich ist, bleibt bei allen bisherigen Systemen die Möglichkeit offen, daß die Schaftachse nicht senkrecht zur Retrotorsionsachse steht, was eine plane Auflage der Kopfprothese auf der resezierten Humerusfläche verhindert. Bei zementfreier Implantation wäre dies eine Ursache für Schaftlockerung. Die freie Kopf-Hals-Verbindung der vom Autor entwickelten Prothesengeneration erlaubt es, daß sich die Prothese automatisch auf die richtige Resektions-

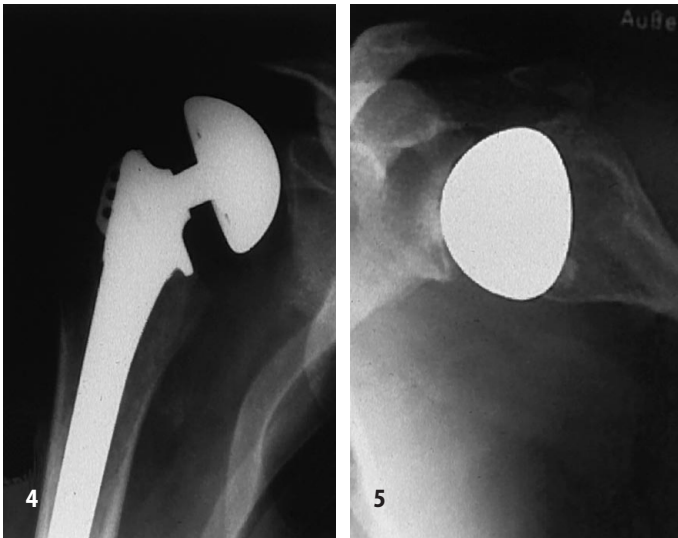


Abb. 4 ▲ Bipolarprothese. Duokopfsystem mit erweitertem lateralen Offset

Abb. 5 ▲ Humeraler Oberflächenersatz

ebene einstellt und somit Achsabweichungen des Schaftes verzeiht. Dies gewinnt besonders bei schweren arthrotischen Kopfveränderungen an Gewicht.

### Bipolarprothesen

Von den verschiedenen Bipolarprothesen haben sich die von Worland (Biomet) und Thabe (MVS-System, Tschiren, Muri/Schweiz) im deutschsprachigen Bereich für spezielle Indikationen verbreitet. Ihr Indikationsbereich wird unter den Abschnitten Defekarthropathie und rheumatoide Arthritis besprochen. Das Konzept der bipolaren Schulterarthroplastik geht auf Swanson zurück [89]. Worland hat das birotationale Duokopfsystem modifiziert [101]. Die Bipolarprothesen sind kraftschlüssige Systeme, erreicht durch Verbesserung der deltoidalen Vorspannung bei Verschiebung des humeralen offset nach lateral (Abb. 4).

Biomechanisch kommt es zu einer humeralen Lateralisierung bei Medialisierung des Drehzentrums. Dies wird durch Vergrößerung der Prothesenhalslänge erlangt. Der Verlust der Rotatorenmanschette kann damit z. T. ausgeglichen werden, da der M. deltoideus durch die Lateralisierung einen besseren Hebelarm erhält. Thabe verwendet ein Variokopfsystem aus Keramik. Je nach Defektzustand der Rotatorenmanschette und der Glenoidfläche kommen

verschiedene Keramikköpfe mit veränderter Schalenhöhe und verändertem Radius zur Anwendung [90].

Der konzeptionelle Schwachpunkt der Bipolarprothese liegt im geringen Kopfradius des Innenkopfes – des primären Rotationszentrums – begründet, der nur einen kleinen Kreisradius zulässt und somit den glenohumeralen Bewegungsumfang einengt. Das Duokopfprinzip erlaubt keinen physiologischen Roll-Gleit-Mechanismus. Hinzukommt ein instabiles Rotationszentrum, das zumindest in der Startposition der Abduktion den kranial gerichteten Scherkräften nicht entgegenwirkt.

### Oberflächenersatz

Seit 1981 kommt der in Lund, Schweden entwickelte humerale Oberflächenersatz zur Anwendung (Scan Shoulder, MITAB, Sjöbo Schweden). Dabei handelt es sich um eine hemisphärische und 1,7 mm dicke Kappe, die nach Oberflächenbearbeitung auf den belassenen Humerkopf zementiert wird (Abb. 5). Der für die rheumatische Schulter entwickelte Gelenkflächenersatz sollte den Eingriff am proximalen Humerus minimieren und die Anatomie möglichst erhalten [50]. Steffee und Moore [87] hatten bereits 1984 über ihre Ergebnisse mit einem Cupsystem bei der rheumatoiden Arthritis der Schulter berichtet. Zum Durchbruch verholfen hat diesem

System Copeland in England, der die Indikationen auch auf Omarthrosen ausgedehnt hat. Mit einem modifizierten Cupdesign mit zentralem, zylindrischen Konus, der im Kopf zementfrei verankert wird, kann Copeland über 11-Jahres-Ergebnisse berichten [28]. In Deutschland wird jüngst ein ähnliches Cupsystem mit zentral zylindrischem Zapfen von Rüther (Durom Schultercup, Sulzer, Schweiz) inauguriert. Der prinzipielle Vorteil bei diesen Cupimplantaten ist darin zu sehen, daß gerade beim jüngeren Patienten nach langen Standzeiten der Cupprothese eine einfache Rückzugsmöglichkeit gegeben ist. Der Indikationsbereich für dieses Implantat besteht bei der unkomplizierten Omarthrose, Omarthritis (chronische Polyarthrit) und der Humerkopfnekrose.

Einwände gegen dieses Systeme ergeben sich daraus, daß dieses Verfahren konzeptionsbedingt einen allfälligen Pfannenersatz durch Belassen der Kopfkalotte deutlich erschwert und aufgrund der operationstechnischen Schwierigkeit der Pfannenexposition eine notwendige Pfannenversorgung unterbleibt. Dies ist besonders zu beachten, wenn keine verschiedenen Implantationssysteme vorrätig sind und das jeweilige Implantat nur für den Eingriff ausgeliehen wird. Der Operationsplanung kommt dabei besondere Bedeutung zu. Als „Monoprothesensystem“ scheidet dieser Prothesentyp somit aus.

### Kraftschlüssige inverse Schultertotalprothese

Der M. deltoideus ist aus funktioneller Sicht alleine in der Lage, den Arm vollständig zu elevieren, wenn folgende Voraussetzungen erfüllt sind [40]:

- ▶ Beginnend aus der 0°-Stellung des Armes muß ein ausreichender Hebelarm für die Starterfunktion des Deltamuskels zur Verfügung stehen.
- ▶ Ein fixiertes und medialisiertes Rotationszentrum unterstützt die Abduktorfunktion des Deltoideus. Durch Medialisieren des Rotationszentrums um 10 mm wird experimentell der Momentarm um 20 % und durch Distalisierung von 10 mm um 30 % gesteigert.
- ▶ Durch inverse Prothesenkonstruktion mit einer Glenosphäre medialisei-

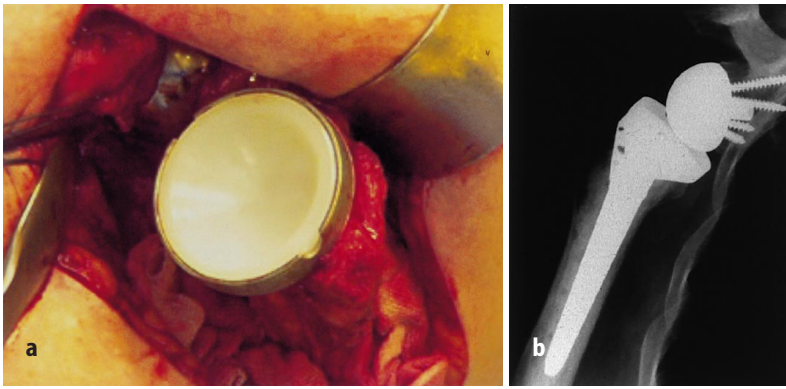


Abb. 6 a, b ▲ Inverse Totalendoprothese nach Grammont. Zustand nach Prothesenwechsel bei Massenruptur der Rotatorenmanschette. a Humeralseitige konkave PE-Pfanne. b Artikulation mit konvexer Glensphäre

tig und einer humeralen, epiphysären Pfanne wird der deltoideale Kraftvektor in eine zentripetale Richtung auf das Zentrum der Glensphäre umgekehrt, was letztlich zu einem glenohumeralen Kraftschluß führt.

Das 1986 von Grammont in Dijon entwickelte Konzept besteht aus der zementfrei gegen die medialisierte – plan gefräste – Pfannenfläche verschraubte Glensphäre und der humeralen konkaven Polyäthylenpfanne, die epiphysär im Humerus durch eine Schaftfixierung gehalten wird. Die Fläche der humeralen Pfanne macht ein Drittel der Glensphärenoberfläche aus. Dies garantiert den großen Bewegungsumfang (Abb. 6). Das Rotationszentrum liegt im Zentrum der Glensphäre und ist damit weit medialisiert. Dies reduziert die zur Implantatlockerung führenden Kräfte. Durch Resektion der humeralen Gelenkfläche noch oberhalb des anatomischen Halses wird der Humerus deutlich kaudalisiert und die Vorspannung für den Deltamuskel verbessert. Seit 1989 ist dieses Implantat in der Klinik eingeführt [40] und wurde 1994 nochmals überarbeitet. Eine französische prospektive Sammelstudie wertet die Ergebnisse mit dem modifizierten Design aus [83].

Das Implantat ist ein wertvoller Gewinn bei der Defektarthropathie, d. h. bei lang bestehenden, irreparablen Rotatorenmanschettendefekten mit eingetretener Humeruskopfhochstand und schmerzhaftem subakromialen und glenohumeralen Gelenkflächenverbrauch. Auch bei weiteren Indikationen

mit kombinierten Rotatorenmanschetenverlust und humeraler Gelenkzerstörung, z. B. postinfektiös sowie als Revisionsprothese bei kranial subluxierter Hemiprothese kommt dieses Implantat in Betracht. Die eigene Erfahrung über 2 Jahre mit 25 Implantationen muß optimistisch eingeschätzt werden.

Letztlich liegen aber noch keine Langzeitergebnisse vor, insbesondere was die Lockerungsraten anbelangt. Die Indikation sollte auf den betagten Patienten über 70 Jahre beschränkt bleiben, da hier erwartungsgemäß keine größeren Belastungen für den operierten Arm mehr anfallen.

### Ungeeignete Implantate

Veraltete, ungeeignete Humerusprothesen unterliegen der Kritik oder überleben sich mit dem Alter ihrer Autoren. Eine unrühmliche Ausnahme davon macht im deutschen Sprachraum die 1970 von Mathys entwickelte Schulterprothese aus Polyacetalharz [20]. Das als isoelastische Prothese bekannte Implantat ist als Standard- und Tumorprothese erhältlich. Immer noch gibt es Fälle, daß bei nicht rekonstruierbaren Humeruskopfrückerfrakturen die Kocher-Kopfresektion [54] in Kombination mit der Implantation einer isoelastischen Prothese vergesellschaftet wird. Für die nachfolgend meistens notwendige Revision bleibt kein anderer Ausweg als der Prothesenausbau und Ersatz mit einer semifirmschlüssigen inversen Totalprothese (s. unten).

### Press-fit-Design

Besteht die Notwendigkeit, eine zementierte Schaftprothese wechseln zu müssen, so ist es nahezu unmöglich, den Schaft zu entfernen, ohne den proximalen Humerus zu osteotomieren [23]. Dies hat Folgen für die Verankerung des Revisionschafts. Unter dem Gesichtspunkt der Langzeitergebnisse spielt auch an der Schulter der zementfreie Einbau von Schulterprothesen eine Rolle. Voraussetzung für eine Primärstabilität ist ein modulares, möglichst dreidimensional verstellbares Implantat, weil die Korrekturmöglichkeit durch Verändern der Schaftposition entfällt.

Der exakt gefräste Markraum erlaubt nur noch die Verstellung der Prothesenhöhe [3]. Somit kommt der Markraumbearbeitung eine zentrale Bedeutung zu, da nur durch eine ideale Abstimmung der Fräsgeometrie zur Schaftgeometrie der Pressfit erzielt wird. Die Rotationsstabilität kann durch Profilgebung im proximalen Schaftbereich und durch die Finne erreicht werden. Für die Osteointegration spielt dabei auch die Oberflächenbeschaffenheit eine wichtige Rolle. Welche Formen der Oberflächenbearbeitung, wie Raustrahlung, Hydroxylapatitbeschichtung etc., die größere Primärstabilität aufweisen, darüber gibt es für die Schulterprothetik noch keine Daten. Speziell bis zur Schaftspitze oberflächenbearbeitete Schäfte, welche auch in der Diaphyse ossär eingebaut werden, verhalten sich beim Prothesenwechsel wie eine zementierte Prothese und sind kaum zu entfernen [23]. Neer's einstiger Optimismus, nicht oberflächenbearbeitete Schäfte press fit implantieren zu können [69], hat sich nicht bewährt [70, 85].

### Materialeigenschaften

Der Reibungskoeffizient prothetischer Gelenkflächen ist etwa 10fach größer als bei gesundem Gelenkknorpel [64], jedoch ein vielfaches geringer, als wenn arthrotische Gelenkflächen aufeinander gleiten. Die häufigst verwendeten Prothesenköpfe bestehen wegen des besseren tribologischen Verhaltens aus einer polierten Cr-Co-Legierung. Titanlegierungen für die Gleitfläche weisen einen höheren Abrieb auf. Durch Sauerstoff-

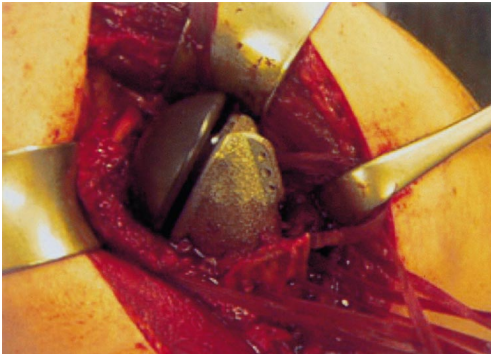


Abb. 7 ◀ **Intraoperativer Situs einer Prothesenimplantation mit korrektem Längenausgleich bei Humeruskopffraktur**

diffusion gehärtetes Protasul (Sulzer, Schweiz) sorgt für einen niedrigen Reibungskoeffizienten. Keramik als Werkstoff wird bei der MVS-Prothese von Thabe (Tschirren, Schweiz) im Verbund mit Titan verwendet. Die jüngste Entwicklung von abriebfreiem Polyäthylen scheint die Diskussion um die Verwendung von Keramik zu erübrigen.

### Frakturprothetik

Die schwierigen operationstechnischen Bedingungen, insbesondere bei der veralteten, aber auch bei der frischen Fraktur und die damit in Zusammenhang stehenden verbesserungswürdigen Resultate, machen eine eigene Betrachtung der endoprothetischen Frakturversorgung erforderlich. Die Qualität der anatomischen Rekonstruktion korreliert dabei mit dem funktionellen Ergebnis [47].

Für die akute Frakturprothetik sind 4 wichtige Kriterien zu beachten:

- ▶ Wiederherstellung der exakten Humeruslänge (Abb. 7),
- ▶ Rekonstruktion des Rotationszentrums und des humeralen Offsets,
- ▶ anatomische Positionierung der Retrotorsion der Prothese (Abb. 8),
- ▶ Einheilung der Tuberkula.

Zur korrekten Höhenpositionierung der Schaftprothese und damit zur Wiederherstellung der Oberarmlänge müssen mehrere Kriterien erfüllt werden:

- ▶ Die Dimension der Prothesenkalotte muß mit dem frakturierten Kopfsegment im Durchmesser und in der Höhe übereinstimmen.
- ▶ Das frakturierte Tuberculum majus muß lückenlos zwischen der Prothe-

senkalotte und dem Frakturschaft eingepaßt werden (Abb. 9).

- ▶ Unter leichtem Zug am Arm muß das Tuberculum supraglenoidale mit dem höchsten Punkt der Kalotte übereinstimmen.
- ▶ Der höchste Punkt der Kalotte überragt das Tuberculum majus um 5 mm (Abb. 10).

Um diese Bedingungen zu erfüllen, muß obligatorisch intraoperativ geröntgt werden, andernfalls ist kein anatomisch korrektes Resultat zu erzielen. Als Alternative bietet sich die von Boileau entwickelte Positionierhilfe (Aequalis, Tornier) an [12].

Die Rekonstruktion des Rotationszentrums gelingt, wenn die korrekte

Schaftstärke und die identische Kalotengröße verwendet werden. Das vermeidet ein Medialisieren des Kopfzentrums mit entsprechender Schwächung des Deltamuskels und der Rotatorenmanschette.

Die Retrotorsion der Kopfprothese soll nicht größer als  $20^\circ$  zur transepi-kondylären Humerusachse bzw. nicht größer als  $30^\circ$  zur Unterarmachse sein [12]. Bei Neutralstellung des Unterarms muß die Prothesenfläche mit der Glenoidfläche korrespondieren und die Finne der Prothese 5–10 mm hinter dem Sulcus bicipitalis liegen. Bei zu großer Retrotorsionsstellung der Humerusprothese hebelt die Prothese in Innenrotation das refixierte Tuberculum majus aus, das Fragment disloziert nach dorsal [8] (Abb. 11).

Die Osteointegration der Tuberkula erfolgt nur bei stabiler Osteosynthese der Fragmente. Osteoporose, Mehrfragmentbildung und Weichteiltraumatisierung gefährden die Frakturheilung. Restliche Periostbrücken zwischen Tuberkulum und Schaft müssen erhalten bleiben, da diese die einzigen direkt erhaltenen, vaskulären Zuflüsse für das Knochenfragment sind. Zur stabilen Verankerung soll das Fragment nicht nur gegen die Finne, sondern auch mit dem Prothesenhals vernäht werden. Eine dritte Nahtsicherung erfolgt gegen

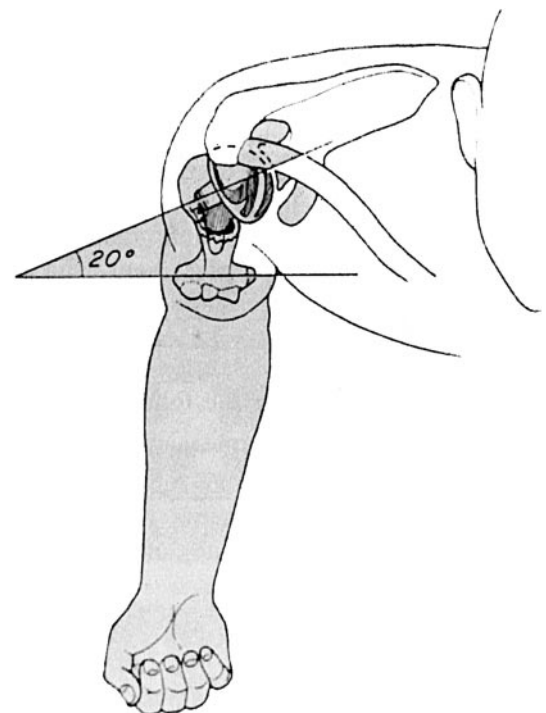


Abb. 8 ▶ **Retrotorsionsstellung der Prothese (ca.  $20^\circ$  zur Kondylenachse; diese weicht nochmals um  $10^\circ$  von der Unterarmachse ab)**

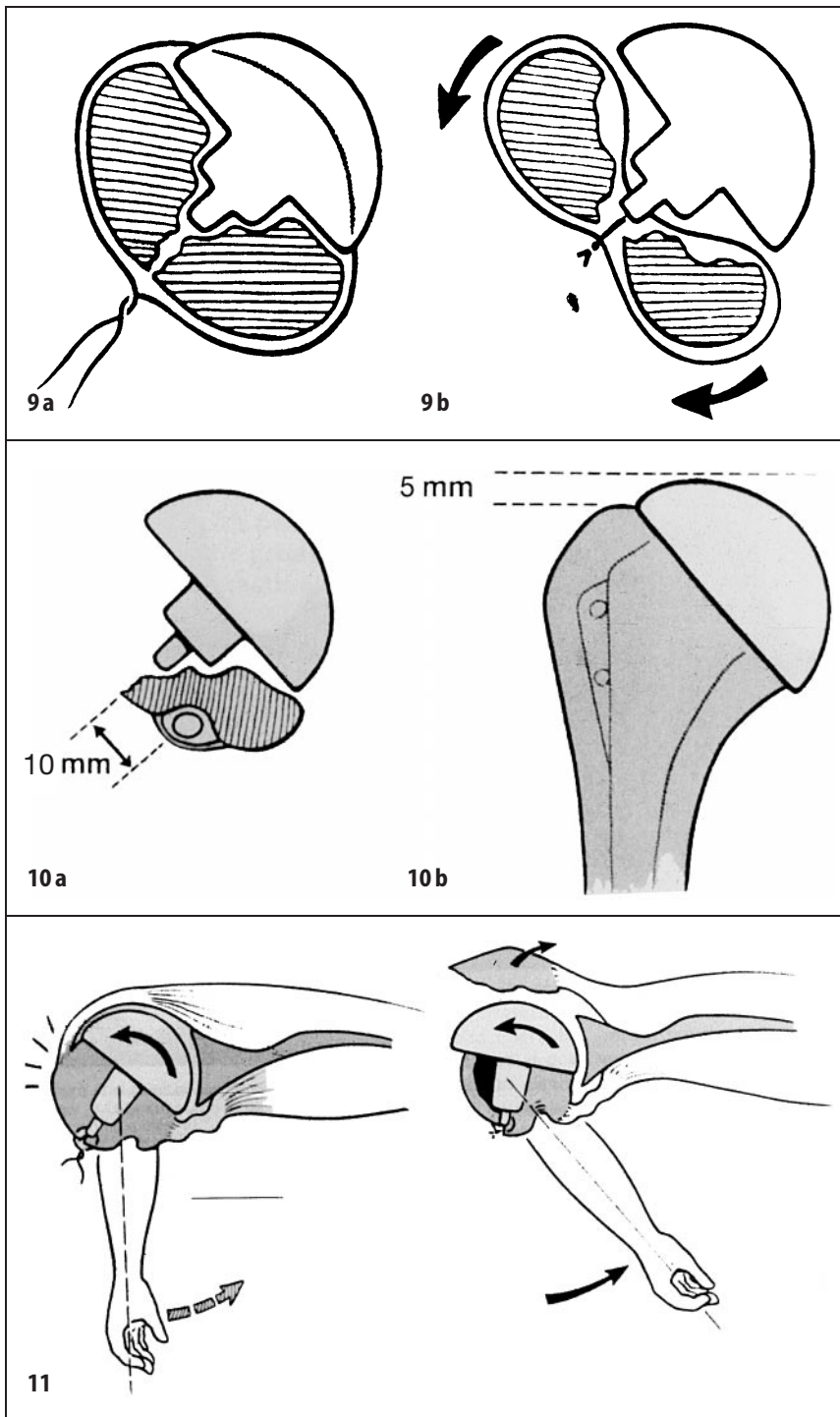


Abb. 9 ▲ a Möglichst exakte Anpassung der Tuberkula, wobei Nähte auch am medialen Prothesenhals vorbeigeführt werden sollten. b Durch zu starkes Straffen der Nähte durch die Finne können die Tuberkula aus ihrer Position gedrängt werden

Abb. 10 ▲ Richtlinien zur Positionierung der Prothese

Abb. 11 ▲ Durch zu starke Retrotorsionsstellung der Frakturprothese kann es bei Innenrotation zur Aussprengung des Tuberculum majus kommen

den Humerusschaft [12] (Abb. 12). Das Fragment soll eine ausreichende Abstützung am proximalen Prothesenende erhalten, damit die Frakturstabilität gewährleistet ist.

Gegenwärtig finden für die Frakturversorgung modulare Schaftprothesen vom Neer-Typ die häufigste Anwendung. Unabhängig vom Prothesenmodell weisen die Implantate für die Frakturversorgung konstruktive Mängel auf, die eine zuverlässige Rekonstruktion erschweren. Nach erfolgter Zementierung ist eine Höhen- oder Torsionskorrektur nicht mehr möglich. Zudem unterbindet das Zementieren die Blutzufuhr aus dem Markraum. Die meist in Schaftmitte unter der Kalotte angeordnete Finne behindert eine anatomische Einpassung des Tuberculum majus und schädigt den Ansatz der Supraspinatussehne. Die epiphysäre Formgestaltung ist der Fraktursituation nicht angepaßt und bietet für die Tuberkula keine ausreichende Abstützung.

Bei Frakturfolge entscheidet das Ausmaß der Verschiebung der 4 Hauptsegmente über die zu planende Resektion. Durch die Veränderung der Kopfgeometrie werden die für die Implantation wesentlichen Referenzlinien – metaphysäre, d.h. orthopädische Achse, Inklinationswinkel und Retrotorsionsachse – gegeneinander verschoben. Um dem Rechnung zu tragen muß entweder eine dreidimensionale Anpassung der Prothese an die Frakturfehlstellung vorgenommen werden, was nur mit den neuen Prothesengenerationen möglich ist, oder es muß bei feststehendem Implantat durch Korrekturosteotomie die Fraktur der Prothese angepaßt werden. Korrekturosteotomien des Tuberculum majus führen aufgrund der meist eingetretenen Atrophie der Mm. supra- und infraspinatus zu schlechten Resultaten [9, 15], da es zu keiner sicheren Einheilung des osteotomierten Fragments kommt.

## Glenoidaler Gelenkflächenersatz

Die Schultergelenkspfanne ist konzentrischen und exzentrischen Belastungen im Sinne von Kompressions- und Scherkräften ausgesetzt, die aufgrund der kleinen Belastungsfläche und dem langen Hebelarm unter statischen unbelasteten Bedingungen bereits 89% des

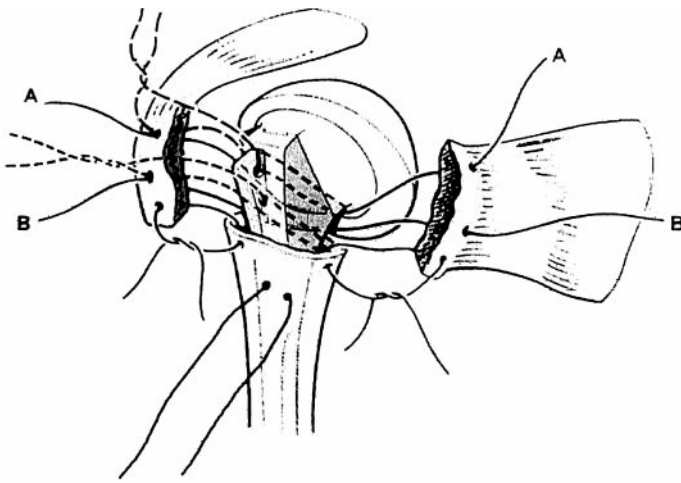


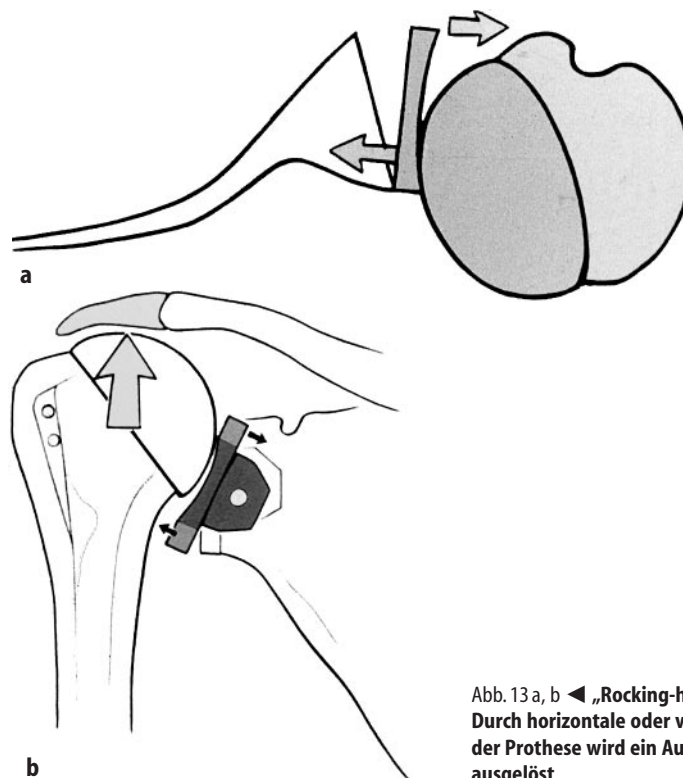
Abb. 12 ▲ Nahttechnik zur Refixation der Tuberkula; da die Nähte auch die Diaphyse einbeziehen, sollten sie vor der Zementierung vorgelegt werden. Mit A und B markierte Fäden verlaufen um den Prothesenhals zur Verbesserung der Nahtstabilität

Körpergewichts betragen [75] und unter Belastung bei gleichzeitiger Bewegung des Arms weit über das Körpergewicht hinausgehen [41]. Neben der axialen kompressiven Pfannenbelastung kommt den exzentrischen Scherkräften in der Anfangsphase der Abduktion dann besondere Bedeutung zu, wenn die Rotatorenmanschette gerissen ist. Der kranialwärts gerichtete Schermechanismus des Humeruskopfes stellt insbesondere im Hinblick auf die Pfannenverankerung eine Extremlast dar. Eine ungleichförmige Lastverteilung auf die Gelenkfläche, wie sie postarthrotische Pathomechanismen nach sich ziehen, stellt ein zusätzliches exzentrisches Kraftmoment dar. Der glenoidale Pfannenersatz muß in seinen konstruktiven Elementen der geringen räumlichen Dimension und den Kräfteinflüssen Rechnung tragen. Schließlich verfügt die Schultergelenkpfanne nur über eine fragile Knochenarchitektur mit einer durchschnittlich nur 1,9 mm dicken Subchondralplatte [34], deren zur Pfanne radikulär ausgerichteten Trabekelstruktur mit der des gewichtsbelasteten Tibiaplateaus verglichen werden kann.

### Allgemeine Konstruktionsmerkmale

Die Konformität der Gelenkpfanne mit dem Kopfradius, d. h. die Übereinstimmung von Kopf- und Pfannenradius verbessert den Gelenkkontakt und erhöht somit die Stabilität, verschlechtert aber im Gegenzug die glenohumerale

Beweglichkeit [14] und führt zum Polyäthylen (PE-)abrieb [4]. Unter dynamischen Verhältnissen führt jede Translation des Humeruskopfes zu einer exzentrischen Belastung der Gelenkpfanne, mit hohem Kontaktdruck am Pfannenrand, asymmetrischen PE-Verbrauch und PE-Kaltfluß. Es entsteht das sog. „Rocking horse-Phänomen“, das Matsen zuerst beschrieb [4] (Abb.13).



An der gegenüberliegenden Seite des maximal exzentrisch belasteten Pfannenrandes beginnt die Lockerung, was am radiologisch sichtbaren Lockerungssaum erkennbar wird. Exzentrische Dysbalancen entstehen nicht nur durch vertikal-kranial gerichtete Scherkräfte beim Rotatorenmanschettendefekt, wie z. B. im Rahmen der rheumatoiden Arthritis, sondern auch bei exzentrisch horizontaler Belastung, wie sie bei Instabilitäten auftreten können.

Der Vorteil einer flacheren Gelenkspfanne mit bis zu 6 mm größerem Kurvenradius ist in einer verbesserten Translation ohne „overbacking“ des Pfannenrandes und vermindertem PE-Verbrauch zu sehen [33, 42]. Unter dynamischen Gesichtspunkten bleibt die Hauptbelastungszone mehr im Pfannenzentrum konzentriert, da der Prothesenkopf eine verbesserte Translation aufweist. Dies reduziert die exzentrische Belastung des Pfannenrandes und verbessert die Pfannenverankerung (Abb.1).

Die Ausformung der Pfannenrückseite ist Gegenstand unterschiedlicher Betrachtung. Die meisten Hersteller verwenden der natürlichen Pfannenform angepaßte konvexe Formen. Konvexe

Abb. 13 a, b ◀ „Rocking-horse-Phänomen“. Durch horizontale oder vertikale Subluxation der Prothese wird ein Auslockern der Pfanne ausgelöst

Formgestaltung ist knochensparend, läßt sich mit entsprechenden Fräsen im Pfannenlager einfach einfräsen und besitzt im Vergleich zur planaren Rückseite eine größere Auflagefläche. Einer exzentrischen Scherbelastung wirkt eine konkave Pfannenaufgabe durch relativ größere Auflagefläche und den größeren Widerstand entgegen. Plane Rückflächen (Aequalis, Tornier; Select Shoulder, Sulzer) werden unter der Überlegung konzipiert, daß beim dorsalen Gelenkflächenverbrauch für die Pfannenpräparation nur ventral der knöchernen Pfannenrand abgetragen werden muß.

Wichtiger als die Formgebung der Pfannenträgerfläche ist die paßgenaue Bearbeitung der Glenoidpfanne mit größtmöglicher Kongruenz von Pfannenimplantat und Pfannenlager. Je paßgenauer die Pfannenpräparation desto höher die Formstabilität und damit geringer das Lockerungsrisiko [26]. Aufgrund der räumlichen Enge ist es insbesondere bei ungleichmäßigem Pfannenverbrauch mit dorsaler Pfannenabflachung technisch schwierig eine absolut kongruente Auflagefläche zu präparieren. Das setzt ein geeignetes Instrumentarium für die Pfannenbearbeitung voraus. Alleiniges Präparieren mit scharfen Löffeln oder mit handgehaltenen Mini-fräsen führt zu unzureichender Paßform. Spezielle Pfannenfräsen müssen im Pfannenzentrum gesichert sein oder einen selbstzentrierenden Schliff aufweisen.

### Zementierte Pfannensysteme

1973 entwickelte Neer [68] eine PE-Pfanne, nachdem Zippel [103] und Kenmore [53] eigene PE-Glenoidkomponenten mit der Original Neer-Kopfprothese kombiniert und als Totalprothesen implantiert hatten. Gleichzeitig veränderte Neer die Schaft- und insbesondere die Kopfgeometrie (Neer-II-System), um sie auf die PE-Komponente abzustimmen. Die Pfanne wies den gleichen Krümmungsradius von 44 mm wie die Kopfkalotte auf und wurde mit Methylmetacrylat einzementiert. Bis zur Markteinführung 1982 wurde das Design insgesamt fünfmal geändert [69]. Die Konformität der Krümmungsradien war eine der Ursachen für das häufige Auftreten von Lockerungssäumen an den Pfannen. Heutige Pfannenkomponenten weisen alle nonkonforme Krüm-

mungsradien auf, um einen verbesserten Roll-Gleit-Mechanismus zu gewährleisten.

Als Werkstoff für die Pfanneneinsätze steht hochmolekulares UHMW-PE zur Verfügung, das z. Z. von 90% aller Produzenten verwendet wird.

Das von Neer eingeführte trianguläre Kieldesign zur Pfannenverankerung, bleibt das weitverbreitetste und gilt als „Goldstandard“. Es besteht eine Vielzahl von Kielvarianten mit gering unterschiedlichem Streßverteilungsmuster [37]. Resch konzipiert ein Modell, bei dem die Kielposition exzentrisch nach vorn vor die Mittellinie versetzt wird, um eine bessere Knochenverankerung zu erlangen (unveröffentlichte Mitteilung). Alternativ werden Pfannensysteme mit Verankerungszapfen statt eines Kiels bereitgehalten (Global Shoulder-DePuy, Anatomica-Protek). Theoretisch ist dabei von Vorteil, daß weniger Knochen entfernt werden muß und mehr Oberflächenkontakt für den Zement bei jedoch geringerer Zementmasse zur Verfügung steht [100]. Mehrere kleinere Pegs bieten eine größere Stabilität gegen Scherbelastung und gleichmäßigere Streßverteilung als wenige und größere Zapfen [38]. Potentiell besteht die Gefahr, bei der Bohrung der Zapfenlöcher das Glenoid zu fragmentieren. Auch bei der Pfannenbearbeitung für die Kielaufnahme kommt es zur potentiellen Schwächung der Pfanne, insbesondere durch Knochenverlust. Bleibt bei der Pfannenpräparation der subchondrale Knochen unbeschädigt, besteht experimentell jedoch nach einer finiten Elementanalyse kein Unterschied zwischen Kiel- und Zapfendesign [37]. Insgesamt kommt es bei Verwendung der zementierten PE-Pfannen zu einem trabekulären Streßverteilungsmuster, das dem eines intakten Glenoids entspricht [88]. Eine frühere Untersuchung, daß bei zementierten PE-Pfannen die Krafteinleitung im zentralen Pfannenbereich konzentriert ist [72], ist somit widerlegt.

Unabhängig von den Designcharakteristika ist allen zementierten Varianten der Nachteil des Zementierens gemein. Hitzeentwicklung und zu große Substanzverluste beim Auffräsen führen zur Schädigung des Knochenlagers. Fehlerhafte Zementiertechnik bei unterbleibender Bluttrockenheit und Zementieren der PE-Auflagefläche führen zur Zementlockerung.

### Zementfreie Glenoidkomponenten

1976 wurde von English und Macnab [66] erstmals eine unzementierte Schulterpfanne entwickelt, die aus einem PE-Einsatz und einem oberflächenbearbeiteten Metallträger mit Schraubenfixierung bestand. Cofield [23] verfügt seit 1981 über die längste Erfahrung mit zementfreien Schraubpfannen. Sein Konzept besteht aus einem Metallträger mit einem zentralen Zapfen, der in das Pfannenlager gefräst und mit zwei zusätzlichen Schrauben im Glenoid stabilisiert wird. Mit dem „metal back“ wird eine PE-Komponente verbunden. Die Verschraubung des Pfannenträgers wird auch von weiteren Herstellern favorisiert (Biomet, Kirschner). Eine neuere Variante (Aequalis, Tornier) stellt die Verwendung von Spreizschrauben dar, die wie bei der Dübeltechnik zum Aufspreizen im Knochen führen und eine bessere Primärstabilität aufweisen sollen [57, 96]. Copeland verzichtet auf eine Schraubenfixation des Metallträgers und versieht den Metallträger mit einem zentralen Konus, welcher im Glenoid „press fit“ arretiert wird [28]. Mit dem Ziel ohne Auffräsen oder Setzen von Bohrkanälen eine intakte Subchondralschicht zu belassen wird von Habermeyer zur Verankerung des „metal back“ eine selbstschneidende 13 mm starke Hohlschraube angewandt, die in den spongiösen Knochenkanal des Glenoids eingedreht wird und somit die Pfanne fixiert. Der zentrale Knochenzylinder im Kern der Hohlschraube bleibt dabei erhalten und kann als Kompressionsfläche dienen (Univers, Arthrex). Die Hinterschneidungen der Hohlschraube bieten nicht nur ein Maximum an Verankerungsfläche für die Osteointegration, sondern sichern auch gegen exzentrische Belastungen entgegen der Zugrichtung.

Unzementierte Pfannensysteme mit metal backing haben den theoretischen Vorzug, eine Osteointegration zu ermöglichen und damit längere Standzeiten zu erzielen. Eine neue finite Elementanalyse aus der Mayo-Klinik konnte zeigen, daß die Gesamtstreßbelastung im subchondralen Knochen mit unzementierten Metal-backed-Komponenten viel geringer als mit zementierten PE-Pfannen ist [88], und dies besonders bei exzentrischer Belastung. Damit bestätigt sich die finite Elementuntersu-

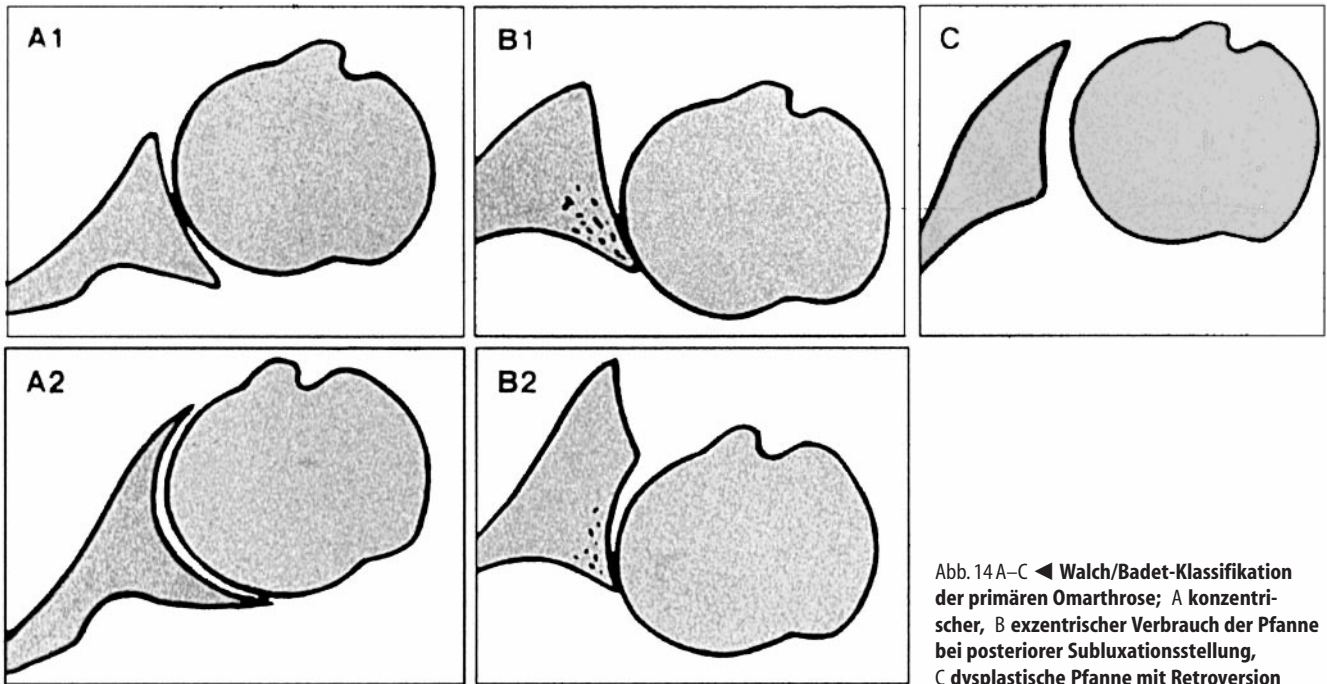


Abb. 14A-C ◀ Walch/Badet-Klassifikation der primären Omarthrose; A konzentrischer, B exzentrischer Verbrauch der Pfanne bei posteriorer Subluxationsstellung, C dysplastische Pfanne mit Retroversion

chung von Friedman [37], der mit zementfreien Systemen eine physiologischere, d. h. gleichmäßigere Streßverteilung nicht axialer Kräfte gefunden hatte. Zudem führen unzementierte im Vergleich zu zementierten Komponenten zu einer stabileren Fixation im Knochen [88].

Der kritische Bereich für zementfreie Pfannen ist der Übergang zwischen PE-Inlay und Metallpfanne. Hier kommt es zu hohen Streßbelastungen, dies ist der Ausgangspunkt für das Versagen des PE. Wie hoch die Belastung sein muß, um eine definitive PE-Schädigung auszulösen, läßt sich bisher mit zweidimensionalen mathematischen Modellen noch nicht berechnen [88]. Ein anderer Einwand betrifft die Bauhöhe von bis zu 10 mm für den zementfreien Pfannenersatz, was nicht nur zu einer Lateralisierung mit zu hoher Vorspannung für den Weichteilver-schluß und damit zur Bewegungseinschränkung führt, sondern auch mit einer höheren Exzenterbelastung verbunden ist. Die neueren Systeme warten jedoch nur noch mit Stärken von 7 mm (Aequalis, Tornier) und 6 mm (Univers, Arthrex) auf, wobei die Dicke des Inlays aber noch 4 mm beträgt. Ein weiterer Nachteil besteht in der Möglichkeit der Dissoziation des PE-Einsatzes. Bisher gibt es darüber nur wenige Einzelfallbe-

richte, so daß dies klinisch bisher nicht relevant geworden ist [98].

### Hemi- versus Totalprothese

Die Entscheidung, auch die Pfanne ersetzen zu müssen, ergibt sich aus der Beschaffenheit der Pfanne und aus der Ätiologie [95].

### Kriterien zur Beurteilung der Pfanne

Die radiologische Evaluation im Rahmen der präoperativen Prothesenplanung ist Basis für die Indikationsstellung für hemiprothetischen oder totalen Gelenkflächenersatz:

- ▶ Röntgen „true a.-p.-Projektion“ in Innenrotation, Neutralstellung und Außenrotation: Wenn in allen drei Projektionen der Gelenkspalt erhalten ist, ergibt sich die Indikation zur Hemiprothetik [95].

Als Beurteilungskriterium für die Gelenkspaltverschmälerung gilt folgende Maßangabe:

- ▶ normal bis 5 mm;
- ▶ partieller Knorpelverbrauch: 5–2 mm;
- ▶ kompletter Knorpelverbrauch und manifeste Arthrose: < 2 mm;

- ▶ Röntgen „axillary view“: Wenn der hintere Pfannenrand erhalten ist und keine posteriore Subluxation vorliegt, Verzicht auf Totalprothese. Bestimmung der Schaftstärke anhand der axialen Aufnahme [36].
- ▶ Nativ-CT: Beurteilung der posterioren Subluxation, Pfannen-neigung und -verbrauch, Knochenqualität.
- ▶ NMR: Alternativ zur CT-Untersuchung, die durch das NMR ersetzt werden kann [39], wichtige Untersuchungstechnik zur Beurteilung des Rotatorenmanschetten-defekts, des Atrophiezustandes und der Operabilität des Defekts. Bei irreversiblen Cuff-Defekt besteht die Indikation zur Hemiarthroplastik.

Walch hat die Glenoidfläche bei der Beurteilung der glenohumeralen Osteoarthritis morphologisch in drei Klassen eingeteilt [97] (Abb. 14):

**TYP A.** Zentrische Kopfposition in der Pfanne

- ▶ A 1: geringfügiger zentraler Pfannenverbrauch
- ▶ A 2: zentrale Kopfprotrusion mit kon-kaver Pfannenvertiefung

**TYP B.** Exzentrisch posteriore Kopfposition bei posteriorer Subluxation

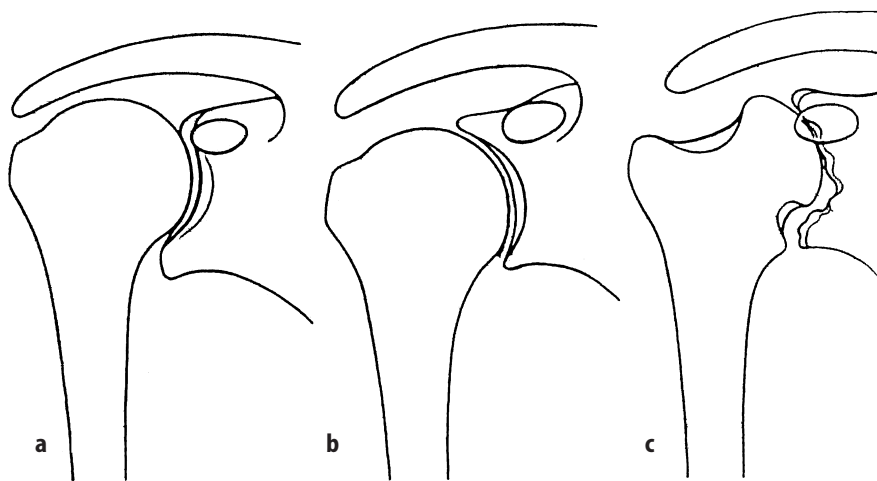


Abb. 15 a–c ▲ **Morphologische Unterscheidung der rheumatoiden Arthritis.**  
 a **aszendierend**, b **zentriert**, c **destruktiv** (in der Einteilung nach LeVigne [59])

- ▶ B 1: posteriorer Pfannenverbrauch mit subchondraler Sklerosierung und Abflachung
- ▶ B 2: bikonkave posteriorere Pfannendeformität

**TYP C.** Primär dysplastische Pfannenretroversion  $> 25^\circ$   
 Der intraoperative makroskopische Aspekt ist somit nicht aussagekräftig hinsichtlich der Indikation zum Pfannenersatz.

Differentialdiagnostisch wird nach Walch [97] unter morphologischen Gesichtspunkten der konkave, aber gleichmäßige Pfannenverbrauch mit der Hemiarthroplastik, der asymmetrische oder bikonkave Pfannendefekt mit der Totalprothese versorgt.

Kontraindikationen zum Pfanneneinbau ergeben sich bei:

- ▶ schwerem Pfannenverbrauch mit fehlender Pfannenabstützung, Osteolyse, Osteoporose,
- ▶ nicht korrigierbarer pathologischer Pfannenretroversion  $> 25^\circ$ ,
- ▶ fixiertem Humerkopfhochstand bei Rotatorenmanschettenpathologie,
- ▶ zu engen Gelenkverhältnissen und Gefahr des „overstuffing“ mit Verlust der physiologischen Gelenktranslation und Bewegungsverlust.

### Ätiologie-assoziierte Indikationen zur Pfannenimplantation

#### Primäre Omarthrose

Diese ist durch drei pathomechanische Veränderungen gekennzeichnet, welche die Implantation einer Totalprothese bedingen [84]:

- ▶ Verlust der posterioren Glenoidkonkavität,
- ▶ durch Abflachung der Pfanne Verlust der Zenterposition für den Kopf,
- ▶ persistierende humerale posteriore Subluxationsstellung.

Bei meist intakter Rotatorenmanschette und ausreichender Möglichkeit eines Kapselrelease besteht keine Kontraindikation zum Einbau der Totalprothese.

Wird trotzdem nur eine Hemiarthroplastik durchgeführt, muß mit 51 % subjektiv unbefriedigenden Ergebnissen und einer Revisionsrate von 18 % gerechnet werden [25]. Vergleicht man die Ergebnisse der Hemiarthroplastik bei konzentrisch intakter mit dorsal verbrauchter Pfanne, so kommt man nur bei konzentrisch erhaltener Pfanne auf zuverlässig gute Ergebnisse [60]. Die schlechtesten Ergebnisse bei der Omarthrose erzielt man bei Implantation einer Hemiprothese in Kombination mit hinterer Pfannenerosion [52]. Zudem besteht nach 5 Jahren Standzeit einer Hemiprothese das Risiko einer Verschlechterung des Ergebnisses auf-

grund eines progressiven Pfannenverbrauchs [17].

#### Rheumatoide Arthritis

Unabhängig von der klassischen radiologischen Einteilung der Gelenkflächenzerstörung bei der rheumatoiden Arthritis nach Larsen, Dale, Eek [58], gibt es 3 radiologisch, morphologisch unterschiedliche rheumatoide Formen am Glenohumeralgelenk, welche hinsichtlich der Prothetik eine differente Prognose besitzen [59] (Abb. 15):

- ▶ **Zentrierte („trockene“)** Form: Für die zentrierte Form mit kongruentem Gelenkflächenverbrauch besteht die Indikation zum totalen Gelenkflächenersatz, soweit ein „overstuffing“ vermieden werden kann.
- ▶ **Destruktive („feuchte“)** Form: Die zystische Zerstörung der Gelenkflächen erlaubt nur den prothetischen Ersatz humeral, eine Pfanne läßt sich nicht sicher verankern, zudem ist die Rotatorenmanschette verbraucht.
- ▶ **Aszendierende Form mit superiorem Glenoidverbrauch:** Die Besonderheit besteht in der Kombination aus Rotatorenmanschettenzerstörung und proximaler Pfannenabflachung durch irreversibel eingetretenen Humerkopfhochstand. Damit wäre eine Glenoidkomponente hohen exzentrischen Belastungen mit der Gefahr frühzeitiger Lockerung ausgesetzt.

#### Avaskuläre Nekrose

Das Stadium III und IV der AVN ist die klassische Indikation für den humeralen Gelenkersatz. Hier hat die Hemiarthroplastik ihr klassisches Indikationsgebiet. Neer berichtet, nie sekundär eine Pfanne eingepflanzt zu haben [69]. Im Stadium V nach Ficat [1] kommt es zum sekundären glenoidalen Gelenkflächenverbrauch und damit zur Notwendigkeit der kompletten prothetischen Versorgung.

#### Posttraumatische Arthrose

Hier gibt es a priori keine Empfehlung zur Hemi- oder Totalprothese. Der Pfanneneinbau hängt vom Schädigungsgrad der glenoidalen Gelenkfläche ab, aber auch vom Ausmaß der Weichteilkontraktur, dem Rotatoren-

manschettenschaden und der Fehlstellung der Tuberkula. Das prothetische Verfahren muß „customized“ der Einzelsituation angepaßt werden [84]. Als allgemeine Empfehlung sprechen sich sowohl Cofield [24] als auch Walch [95] für den totalprothetischen Ersatz aus.

### Defektarthropathie

Die fixierte Kranialisierung des arthrotischen Humeruskopfes bei nicht rekonstruierbarem Rotatorenmanschettendefekt verbietet bei inhärenter ektopischer Belastung die Implantation einer Glenoidkomponente. Dies gilt jedoch nicht für die inverse Schulterprothese nach Grammont. Hierbei muß eine glenoidale Fixierung zur Schaffung eines Rotationszentrums geschaffen werden.

### Instabilitätsarthrose

Ist sie Folge einer chronischen anterioren oder posterioren Dislokation besteht prinzipiell als primäre Pathologie ein anteriorer oder posteriorer Pfannenrandschaden, der die glenoidale Konkavität außer Kraft setzt. Somit ist kausal eine prothetische Pfannenrekonstruktion zur Wiederherstellung der Stabilität zwingend [84]. Geht die Instabilitätsarthrose auf die Folge einer Stabilisierungsoperation zurück, so ist sie durch eine zu straffe Kapselrekonstruktion zurückzuführen. Dies verursacht in der entgegengesetzten Richtung eine Subluxation und sekundären Pfannenschaden durch die exzentrische Pfannenrandbelastung. Aus diesem Grund muß neben dem Kapselrelease und Korrektur der Subluxationsstellung die geschädigte Pfanne in der Regel ersetzt werden. Beim arthrotischen Schaden im Rahmen einer langbestehenden multidirektionalen Instabilität mit Hyperlaxität kann die Implantation einer Totalprothese eine kausale Therapie darstellen, da es zur Lateralisierung des humeralen Offset mit verbesserter Vorspannung der Rotatorenmanschette kommt.

### Operationsergebnisse

Durch die zunehmende Zahl an Studien wird der Gewinn an Lebensqualität durch die Schulterprothetik immer deutlicher. So werden nach endoprothetischer Versorgung einer primären Om-

arthrose bereits in der frühen postoperativen Phase signifikante Verbesserungen des allgemeinen (SF 36) wie schulter-spezifischen (Simple-shoulder-Test) Gesundheitsstatus erreicht [63]. Hinsichtlich der Sportfähigkeit mit Schulterprothese gaben in einer Untersuchung 16% der Patienten volle Sportfähigkeit und 42% leichtere Einschränkungen an, bei 26% bestand eine deutlich eingeschränkte und bei 16% eine völlig aufgehobene Sportfähigkeit [82]. Ohne auf Einzelergebnisse eingehen zu wollen, soll im folgenden repräsentative Resultate dargestellt werden, die auf großen Fallzahlen oder auf Langzeituntersuchungen beruhen.

### Totalendoprothese

Walch et al. [95] konnten nach Implantation von 225 Totalendoprothesen (TEP) einen mittleren, diagnoseunabhängigen Constant-Score von 89% erheben. Eine weitere französische Studie [52] hatte nach TEP-Implantation bei primärer Omarthrose sogar einen Constant-Score von 97% zu berichten (Follow up: 19 Monate,  $n = 155$ ).

### Hemiendoprothese

In den beiden französischen Studien ließ sich nach Implantation einer Hemiendoprothese (HEP) ein mittlerer, diagnoseunabhängiger Constant-Score von 71% [95], im Fall der primären Omarthrose ein mittlerer Score mit 81% feststellen [52]. In der Differenzierung ihrer Daten nach HEP konnten Levine et al. [60] bessere Ergebnisse bei konzentrischer im Vergleich zu einer nicht konzentrischen Pfannenschädigung erheben, so daß auch hier die Wichtigkeit der präoperativen Pfannenevaluation zutage tritt. Cofield [25] konnte nur bei der Hälfte seine Patienten ein zufriedenstellendes Ergebnis (Bewertung sehr gut und gut) erzielen und berichtet nach HEP 18% an Revisionen (FUP 9 Jahre,  $n = 77$ ).

### Inverse Schultertotalprothese

Die Studiengruppe um Grammont [6] hatte nach inverser Prothesenimplantation bei Defektarthropathie einen für das Patientenalter ermutigenden Constant-Score von 69% aufzuweisen (FUP 27 Monate,  $\bar{X}$  Alter 67 Jahre). Eine ande-

re französische Studie [83] konnte sogar einen Nachuntersuchungswert von 79% erreichen (FUP 25 Monate,  $n = 42$ ).

### Bipolare Schulterarthroplastik

Als Reserveimplantat bei Rotatorendefektzustand mit primär schlechter Ausgangssituation kann die Bipolarprothese nicht mit den Resultaten bei unkomplizierter Omarthrose verglichen werden. Immerhin waren in der Untersuchung von Worland die Patienten subjektiv verbessert, wenn auch kein bedeutender Funktionsgewinn zu verzeichnen war [102].

Die rekonstruktive Versorgung der rheumatischen Schulter mit bipolarer Prothese zeigte bei Thabe einen Constant-Score von 60 Punkten bei rekonstruierbarer Rotatorenmanschette und einen von 48 Punkten bei irreversibel geschädigter Rotatorenmanschette [7].

### Humeraler Oberflächenersatz

In seinem Paradegebiet, der rheumatoiden Arthritis, ließ sich durch die Implantation eines Cups in 94% der Fälle eine Schmerzreduktion erzielen [80].

Copeland [28] verbindet einen „press-fit“ verankerten Cup mit einer Glenoidkomponente und erreicht hiermit bei primärer Omarthrose einen postoperativen, alterskorrelierten Constant-Score von 94% (FUP 11,  $\bar{X}$  Alter 70 Jahre). Ohne Pfannenersatz lag sein erhobener Constant-Score bei 80%.

### Indikationsspezifische Ergebnisse

Nach der gegenüberstellenden Analyse von 324 Schulterprothesen [95] weisen die objektiven klinischen Daten in Richtung der totalendoprothetischen Versorgung (Tabelle 1). Die Unterschiede treten vor allem bei der primären Omarthrose deutlicher hervor. Hier konnten Walch et al. [95] im Vergleich zur HEP signifikante bessere Werte im postoperativen Schmerzempfinden, im Aktivitätslevel, wie auch im Gesamt-Constant-Score für die TEP feststellen.

Hingegen unterschieden sich die Gesamtscores bei posttraumatischen Arthrosen nur um 4%. Bei dieser Ätiologie ließ sich aber hinsichtlich der postoperativen Elevation ein signifikant besseres Ergebnis erzielen [95].

Tabelle 1

**Objektive Ergebnisse (Constant-Score) nach TEP und HEP [95]**

Ätiologie	Constant-Score bei TEP (n = 225)	Constant-Score bei HEP (n = 99)
Primäre Omarthrose	96,8	81
Posttraumatische Arthrose	69	65
Avaskuläre Nekrose	82,1	82,8
Defektarthropathie	60	65
Rheumatoide Arthritis	79	70

Mit der primären, hemiendoprosthetischen Versorgung dislozierter 4-Fragment-Frakturen konnte eine schweizer Multicenterstudie [81] einen um 20 Punkte besseren Constant-Score gegenüber der konservativen wie konventionell-operativen Therapie erzielen (FUP 9 Jahre,  $n = 77$ ). Auch eine Vergleichsstudie [16] zwischen primärer und sekundärer Versorgung bei 3- und 4-Fragment-Frakturen wies in diesen Fällen aufgrund eines deutlich besseren Outcomes in Richtung nach endoprosthetischer Akutversorgung.

HEP-Implantation nach Defektarthropathie wurden in einer neueren Studie [30] in 62,5 % mit und in den restlichen 37,5 % ohne Erfolg durchgeführt. Postel et al. [76] berichten, daß durch HEP-Implantation zwar ein Anstieg des Constant-Scores von präoperativ 16 auf postoperativ 34 Punkte erreichbar war, doch gleichzeitig klagte die Hälfte der Patienten weiterhin über Schmerzen. Williams und Rockwood [99] konnten durch eine HEP-Implantation zwar insgesamt den Schmerz deutlich senken, doch auch bei ihnen hatte fast die Hälfte der Patienten weiterhin Schmerzen. In beiden Studien war jedoch eine deutliche Verbesserung der aktiven Flexion festzustellen, bei letzterer sogar von durchschnittlich 70 auf 120°. Arntz et al. [2] berichten nach konventioneller Prothesenimplantation 50% über posteriore Subluxationen.

Die Prothesenimplantation nach atraumatischer avaskulärer Kopfnekrose konnte naturgemäß in den Stadien II–IV nach Arlet/Ficat bessere Ergebnisse als im Stadium V erzielen [5]. Auch zeigen atraumatische gegenüber post-traumatischen Nekrosen bessere Endergebnisse [44].

Bei rheumatoider Arthritis konnten Walch et al. [95] mit HEP-Implanta-

tion einen Constant-Score von 70 % erzielen. Nach Implantation einer Bipolarprothese erhielten Biehl et al. [7] bei intaktem Glenoid und intakter Rotatormanschette einen Score von 73. Dagegen wußten Koorevar et al. [55] nach 8 Jahren FUP ein gutes Outcome von nur 37 % zu berichten und beschrieben in über der Hälfte der Fälle ein Fortschreiten der Pfannenerosion.

### Implantatlockerungs- und Überlebensraten

Eine symptomatische Implantatlockerung nach Prothesenimplantation an der Schulter wird für 1/3 aller postoperativen Komplikationen verantwortlich gemacht [101]. Die häufigsten Lockerungen zeigten sich hierbei an der Glenoidkomponente.

#### Neer-TEP

Die Standzeiten der Neer-Prothese sind aufgrund der längsten Marktpräsenz am aussagekräftigsten für die Schulterprothetik. So konnten Torchia et al. [92] bei einem Follow-up von über 12 Jahren eine 93%ige 10-Jahres-Überlebensraten und eine 15-Jahres-Rate

von 87 % erheben (FUP Range 5–17 Jahre,  $n = 113$ ). Hierbei ließ sich bei 83 % eine zufriedenstellende Schmerzreduktion erzielen.

An Patienten im Alter bis 50 Jahre konnten diese 10-Jahres- und 15-Jahres-Ergebnisse nach TEP-Ersatz im wesentlichen bestätigt werden [85].

Revisionen aufgrund einer aseptischen Lockerung der Pfanne werden nach Implantation einer Neer-Prothese in 5,6 % der Fälle beschrieben [92]. Jedoch weisen 84 % einen Saum um die Glenoidkomponente auf [92] und fast 1/4 der Pfannenimplantate hatten nach einem FUP von über 12 Jahren eine veränderte Position eingenommen [85].

Ein „Shifting“ kann auch an nicht zementierten Weer-Standard-Schäften in einem Drittel bis der Hälfte der Fälle erkannt werden, soll jedoch nicht mit Schmerzen verbunden sein [85, 92]. Ein revidierender Eingriff wird an der Kopfkomponente nur selten notwendig [92].

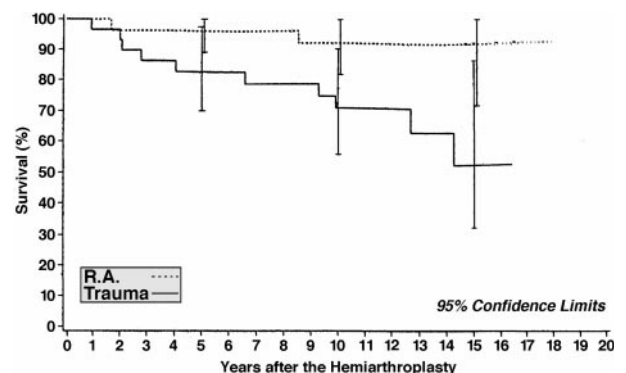
#### Neer-Hemiendoprothese

Die bereits erwähnte, vergleichend durchgeführte Langzeitstudie, HEP vs. TEP bei unter 50-jährigen, erbrachte für die HEP deutlich kürzere Standzeiten. So lag die 10-Jahres-Survival-Rate bei 83 %, die 15-Jahres-Rate bei 73 % [85] (Abb. 16, 17).

#### Zementfrei – zementiert

Obgleich die zementierten Pfannen den „Goldstandard“ darstellen, werden z. T. relativ hohe Zahlen an radiologischen Lockerungszeichen berichtet. Die Angaben über das radiologische „Loosening“ reichen bis 84 % (Typ Neer), doch sind die bisher entsprechend publizierten Revisionsrate mit 2,9 % bzw. 5,6 %

Abb. 16 ► Gegenüberstellung der Überlebensraten einer Hemiendoprothese nach Implantationen bei rheumatoider Arthritis (RA) und bei Frakturfolge nach Trauma [85]



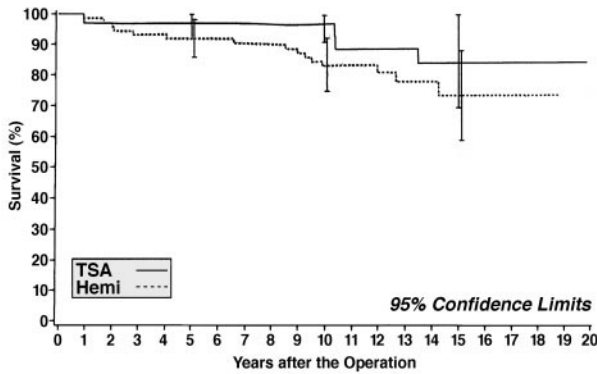


Abb. 17 ◀ Gegenüberstellung der Standzeiten bei Neer-Hemi- und TEP, (TSA) [85]

(Typ Neer, FUP 12 Jahre) [18, 92] als niedrig einzustufen.

Brems et al. [19] sahen in 69 % der unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbilder bereits einen Saum um das Implantat. Dies unterstreicht die Wichtigkeit einer sauberen Pfannenpräparation. Als weitere Quintessenz aus dieser Erfahrung wird aber nicht jeder strahlentransparenten Linie zwangsläufig eine klinisch relevante Lockerung zugeschrieben [4].

So kann man zwischen einem nicht progressiven radiologischen Loosening (Saum < 2 mm), das keine klinische Relevanz besitzt und einem progressiven radiologischen Loosening (Saum > 2 mm) (Abb.18), das signifikant mit einem Schmerzgeschehen verbunden ist [92], unterscheiden. Letzteres ist insgesamt häufiger bei Männern zu erkennen.

Radiologische Lockerungszeichen werden an unzementierten Pfannen in 9–10 % der Fälle berichtet, hatten jedoch in einem FUP von über 4 Jahren keine bzw. in 1,5 % klinische Auswirkungen [67, 86].

Nach Schaftzementierung traten bei 730 gesichteten Fällen einer Literaturübersicht in nur 0,08 % radiologische Lockerungszeichen auf, Beschwerden waren trotz radiologischer Lockerungszeichen nicht zu vermerken [23].

Hingegen zeigten unzementierte, press-fit-implantierte Schäfte in über 12 % radiologische und in 0,04 % klinische Lockerungszeichen ( $n = 530$ ) [23].

Nach unzementierter, oberflächenbeschichteter TEP-Implantation ließ sich am Schaft das radiologische Loosening in 6–7,3 % und das klinische in 0–1,5 % beschreiben [23, 86].

### Inverse Totalprothese

Auch bei der inversen Grammont-Prothese läßt sich ein Loosening feststellen. So wird ein nicht progressives radiologisches Loosening in 50 % und ein progressives radiologisches Loosening in 24 % der Fälle beschrieben, wobei dies nach Ansicht der Autoren keinen Einfluß auf das funktionelle Ergebnis hatte [83]. Weiter berichten sie, daß die 1. unverschraubte Glenosphärenversion ein Loosening in 21 % aufwies, die 2. verschraubte Ausführung jedoch nur noch in 9 %.

### Humeraler Oberflächenersatz

Rydholm und Sjögren [80] und auch Copeland [27] berichten in ihrer Studie über 25 bzw. 60 % nicht progressive radiologische Lockerungszeichen, die in der schwedischen Studie kein klinische Korrelat fanden und bei Copland in nur 3,6 % der Fälle zur Revision führten.

### Komplikationen

Perioperative Komplikationen werden in einer Gesamthäufigkeit von 16 % berichtet [4]. Klinisch relevante Lockerungen eingeschlossen, mußten Sperling et al. in 15 % der Fälle Revisionen vornehmen [86]. Bei einem Beobachtungszeitraum von 2 Jahren betrug im eigenen Krankengut von 181 Schulterprothesen die Revisionsrate 8,8 %.

Nach einem Beitrag von Cofield [24], der auf eine fast 2 Jahrzehnte lange Erfahrung in der Schulterendoprothetik zurückblicken kann, stand hinter 34 % der Mißerfolge nach TEP ein Pfannenproblem. Jedoch führte er nach hemiendoprothetischer Versorgung 81 % seiner Mißerfolge auf Probleme an der unbehandelt gebliebenen Pfanne zurück.

Die Angaben über eine glenohumeroale Instabilität nach TEP-Implantation reichen von 0 [31, 65, 74] – 29 % [91]. Entsprechend der zugrundeliegenden Pathologie, neurogener, muskulärer, kapsulärer oder implantatbedingter Natur, kann die Kopfkompone in alle Richtungen luxieren [61].

Neurologische Komplikationen werden in über 4 % beschreiben, wovon fast 2/3 der Fälle reversibel [62] sind.

Die Häufigkeit intraoperativ gesetzter Humerusfrakturen liegt bei 2 % [52]. Frühinfekte sind in unter 1 % der Fälle als Komplikation zu beschreiben [51]. Hingegen waren Defekte an der Rotatorenmanschette in 1–13 % Anlaß der Komplikation [51]. Kleinere heterotope Ossifikationen ließen sich in 12,3 %, größere in 0,6 % erkennen ( $n = 155$ ) [52].

### Inverse Schulterprothese

Die bereits erwähnte Studiengruppe um Grammont [6] hat in ihrem Kollektiv nur eine inkomplette Glenosphärenlockerung sowie zwei unrelevante Schraubenlockerungen am Glenoid zu berichten.

### Perspektiven

Die weitere Entwicklung der Schulterprothetik hat auf verschiedenen Ebenen anzusetzen. Dies beginnt bei der Überprüfung der Indikationsstellung. Der Indikationszeitpunkt muß neben der

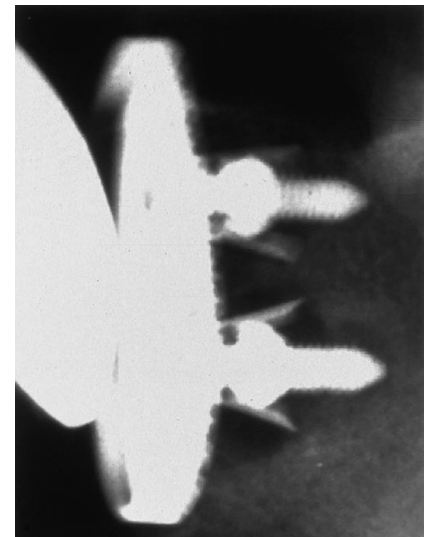


Abb. 18 ▲ Progressives radiologisches Loosening (> 2 mm) an einer zementfreien Glenoidkomponente

Schmerzsituation den Schädigungsgrad der Glenoidfläche berücksichtigen, um der Notwendigkeit einer Totalprothese evtl. vorzubeugen. Dabei gilt es auch, die Weichteilproblematik einzukalkulieren, da bei Sarkomverlust, myostatischer Kontraktur und fettiger Degeneration der Rotatoren keine Erholung der Schulterfunktion mehr möglich ist. Die noch häufig verbreitete Meinung, den Implantationszeitpunkt so weit zu verschieben, bis ein intolerabler Schmerzzustand erreicht wird, entspricht nicht mehr der heutigen Auffassung.

Künftige Veränderungen im Bereich der Humeruskopfprothesen werden sich an den klinischen Ergebnissen der neuentwickelten, dreidimensional verstellbaren anatomischen Prothesen ausrichten. Die Möglichkeit, die Kopfprothese sowohl in der koronaren als auch in der axialen Ebene hinsichtlich Inklination, Retrotorsion sowie Offset anatomisch zu rekonstruieren, erleichtert die Wiederherstellung eines optimalen „joint play“.

Ein großer Entwicklungsbedarf besteht bei der prothetischen Frakturversorgung im Humeruskopfbereich. Die Schwierigkeit ist gekennzeichnet durch ungeeignetes Implantatdesign, fehlende

Längen- und Rotationskorrekturmöglichkeiten sowie unsichere Einheilung der Tuberkula. Durch Veränderung der Finnenposition und geänderter proximaler Schaftgeometrie muß es gelingen, eine zuverlässige und stabile Fixierung der Tuberkula zu gewährleisten. Eine sekundäre Höhenverstellung nach erfolgter Schaftfixierung bietet die Möglichkeit, eine exakte Höhenpositionierung der Kopfkalotte bei korrekter Weichteilspannung auf die Rotatorenmanschette zu erzielen.

Ein weiterer Diskussionspunkt ist die Bearbeitung der Schulterpfanne zur Vorbereitung für die Implantataufnahme. Die Kongruenz zwischen Pfannlager und Glenoidkomponente entscheidet über die Lockerung. Hier kann durch verbessertes Instrumentarium, z. B. durch oszillierende Pfannenfräsen, die Passgenauigkeit verbessert werden.

Ein weiterer Forschungs- und Entwicklungsschwerpunkt liegt im Bereich der Pfannenverankerung. Ziel ist es, bei langer Standzeit Revisions- und Rückzugsmöglichkeit zu ermöglichen. Die Streßverteilung zwischen PE- und Metallträger sowie das trabekuläre Streßshielding der zementfreien Glenoidkomponenten wird Gegenstand weiterer Untersuchungen sein müssen.

Zuletzt muß die Frage nach computergestützter Roboterchirurgie am Schultergelenk erörtert werden. Ähnlich wie am Hüftgelenk bietet die präoperative Computerplanung die Möglichkeit, die Resektionslinien und die

Lage des Implantats 3D- zu bestimmen. Hierzu muß von der Industrie noch die prothesenspezifische Software zur Verfügung gestellt werden. Eine wesentliche Verbesserung ließe sich intraoperativ für die Bestimmung der humeralen Resektionsfläche durch die computergesteuerte Navigation erreichen. Die dreidimensionale Orientierung im Raum, unter Berücksichtigung der metaphysären Achse, des Inklinations- und des Retrotorsionswinkels, ist insbesondere bei veränderter Kopfgeometrie nach Frakturen extrem erschwert. Hier liegt sicherlich ein zukünftiges Aufgabengebiet für Navigationshilfen.

Die Vorbereitung des Pfannlagers erfordert ebenfalls eine 3D-Orientierung. Besonders unter dem Diktat der Oberflächenkonformität machte die Anwendung eines Operationsroboters für die Pfannenpräparation Sinn.

## Literatur im Internet und beim Autor

<http://link.springer.de/link/service/journals/00113/index.htm>