

G. Heers¹ · J. Grifka¹ · K.-N. An²

¹ Orthopädische Universitätsklinik Regensburg

² Mayo Clinic/Mayo Foundation, Orthopedic Biomechanics Laboratory Rochester

Biomechanische Überlegungen zur Schultergelenkendoprothetik

Zusammenfassung

Ein endoprothetischer Ersatz des Schultergelenkes sollte die normalen anatomischen Verhältnisse, das physiologische Bewegungsmaß, sowie die natürliche Balance zwischen den statischen und dynamischen Stabilisatoren des Schultergelenkes wiederherstellen. Eine nicht gekoppelte Endoprothese erfüllt am ehesten diese Anforderungen. Es liegen keine genauen Anhaltspunkte vor, wie exakt die Rekonstruktion des Oberarmkopfes sein muß. Biomechanische und klinische Studien geben allerdings Hinweise darauf, dass Differenzen zwischen dem anatomischen und prothetischen Oberarmkopf zu einer veränderten Gelenkmechanik führen können mit konsekutiver Funktionseinschränkung.

Neue Oberarmkopfprothesen (Endoprothesen der dritten Generation) erlauben eine Berücksichtigung der individuell unterschiedlichen Anatomie des proximalen Humeruskopfes. Weitere biomechanische Studien sind jedoch notwendig, um die Überlegenheit dieses Konzeptes nachzuweisen.

Die Entwicklung der optimalen Gelenkpfanne bleibt eine Herausforderung für die Zukunft. Die verschiedenen Biomaterialien, die optimale Form und Krümmung, die Oberflächenbeschaffenheit, die Tiefe, sowie das Verankerungssystem der Pfanne bedürfen weiterer experimenteller Untersuchungen.

Das Endoprothesendesign ist zwar ein wichtiger Faktor im Gesamtkonzept der endoprothetischen Versorgung, das funktionelle Endergebnis wird aber weiterhin durch die Technik der chirurgischen Weichteilrekonstruktion und die nachfolgende Rehabilitation bestimmt.

Schlüsselwörter

Endoprothetischer Gelenkersatz · Biomechanik · Schultergelenk · Schulterpfanne · Oberarmkopf

Glenohumerale Anatomie

Die Anatomie des proximalen Humerus und des Glenoids

Die geometrische Form des Humeruskopfes entspricht am ehesten einer Kugel [5], wobei die Gelenkfläche als Kreisbogenausschnitt etwa 1/3 der Oberfläche einnimmt [Abb. 1], [28, 42]. Der maximale Durchmesser der Gelenkfläche beträgt 37 bis 58 mm [5], bei einem dazugehörigen Kugelradius von etwa 20 bis 30 mm [5, 25, 37]. Die Höhe des artikulären Kreisbogenausschnitts liegt zwischen 12 und 24 mm [5, 25]. Der Neigungswinkel der Gelenkfläche (Schaft-Hals), definiert als Winkel zwischen der zentralen intramedullären Längsachse des Humerusschaftes und der Basis der Gelenksegments, variiert zwischen 30 und 55 Grad [5, 25, 37]. Der Mittelpunkt des Humeruskopfes liegt dabei nicht auf einer Geraden mit der zentralen intramedullären Längsachse des Humerusschaftes.

In der koronaren Ebene ist der Oberarmkopfmittelpunkt durchschnittlich um etwa 7 mm nach medial (Variationsbreite: 3 bis 11 mm) und in der axialen Ebene um ca. 2 mm (Variationsbreite: -1 bis 6 mm) nach dorsal gegen-

über der intramedullären Schaftachse versetzt (sog. humeraler Offset), [5, 41, 46] (Abb. 2).

Die Gelenkfläche ist gegenüber der transepicondylären Achse um durchschnittlich etwa 18 Grad retrovertiert. Nimmt man dagegen eine Tangente an Trochlea und Kondylus des distalen Humerus als Bezugspunkt, entspricht dieser Winkel durchschnittlich etwa 22 Grad [5], (Abb. 3). Insbesondere die Retroversion der Gelenkfläche unterliegt mit -7 bis 48 Grad bzw. -10 bis 57 Grad einer erheblichen Variationsbreite [5]. Diese Variationsbreite der anatomischen Parameter war für das Prothesendesign der sog. 3. Generation von großer Bedeutung.

Das Glenoid ist in der a.-p.-Projektion birnenförmig konfiguriert, wobei die untere Hälfte größer ist als die obere (Abb. 4). In der kraniocaudalen Orientierung misst die Gelenkfläche des Glenoids 30 bis 48 mm, in der a.-p.-Ebene 20 bis 35 mm (untere Hälfte) [5, 25].

Englische Volltextversion kann unter der folgenden Internetadresse eingesehen werden:

<http://link.springer.de/link/service/journals/00132/fpapers/1030006/1030e354.pdf>

Dr. Guido Heers

Orthopädische Universitätsklinik Regensburg,
Kaiser-Karl V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach,
E-Mail: guido.heers@klinik.uni-regensburg.de

Kai-Nan An PhD

Mayo Clinic/Mayo Foundation, Director,
Orthopedic Biomechanics Laboratory,
200 First Street, S.W., Rochester MN 55905, USA,
E-Mail: an.kainan@mayo.edu

Biomechanical considerations for shoulder arthroplasty

Abstract

The biomechanical goals of prosthetic reconstruction of the shoulder are to restore the normal anatomy and range of motion, and to recreate the normal soft tissue balance of the static and dynamic stabilizers of the glenohumeral joint.

An unconstrained prosthesis design best reproduces the physiological articulation and original anatomy of the shoulder. Humeral head components have been recently developed, which are adaptable to the variable anatomy of the proximal humerus (third generation design). A precise reconstruction of the three dimensional structure of the proximal humerus may lead to an improved functional outcome. However, there is still a lack of biomechanical data to support this concept.

The optimal design of the glenoid component remains a challenge for future research. Specific issues including the choice of biomaterials, the optimum shape, radius of curvature, surface area of the articulation, component height and stem design remain under investigation. Although the prosthetic design represents an important factor in the success of glenohumeral arthroplasty, the surgical reconstruction of the soft tissues to recreate the normal soft tissue balance as well as postoperative rehabilitation determine the functional outcome.

Keywords

Arthroplasty · Biomechanics · Shoulder joint · Glenoid · Proximal humerus

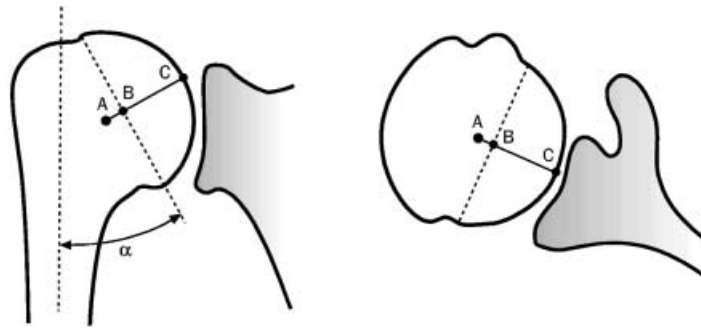


Abb. 1 ▲ Anatomie des proximalen Humerus: A Zentrum des Humeruskopfes; A–C Radius des Humeruskopfes; B, C Höhe des gelenkbildenden Anteils, α Schaft-Hals-Winkel (Modifiziert aus Ianotti JP, Gabriel JP, Scneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg [Am] 1992; mit freundlicher Genehmigung)

Während frühere Untersucher davon ausgingen, dass die Gelenkfläche des Glenoids gegenüber der medialen Kante aufgerichtet steht [2], zeigte dagegen eine jüngere Studie, dass häufig das Gegenteil der Fall war, wobei dieser Winkel von -13 bis $+8$ Grad variierte ($+$ = gegenüber der medialen Scapulakante aufgerichtet). Die Fossa glenoidalis ist relativ zum Schulterblatt im Durchschnitt um etwa 6 Grad retrovertiert, wobei auch hier eine erhebliche Variationsbreite existiert (-2 bis $+13$ Grad) ($+$ = Retroversion) [36].

Biomechanik des normalen Schultergelenks

Das glenohumerale Gelenk ist trotz seines erheblichen Bewegungsumfangs

mit 3 Freiheitsgraden stabil. Die Gelenkflächen sind gemeinsam mit dem Labrum glenoidale und den kapsuloligamentären Strukturen für die statische Stabilität verantwortlich. Die komplexe Koordination der Schultermuskulatur bedingt die dynamische Stabilität insbesondere in den mittleren, aber auch in den endgradigen Bewegungsausschlägen dieses einzigartigen Gelenkes [33].

Glenohumerale Konformität bzw. glenohumerale Führung (constraint)

Der Begriff der Konformität der Gelenkflächen bezieht sich auf den unterschiedlichen Krümmungsradius von von Humerus und Glenoid. Der subchondrale Knochen ist normalerweise

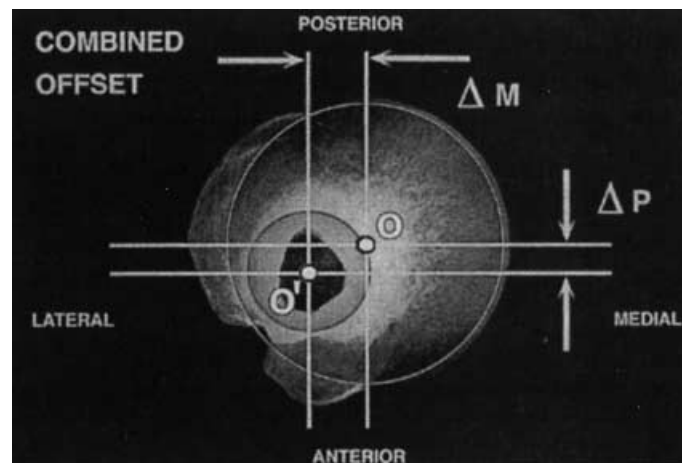


Abb. 2 ▲ Kombiniertes dorsaler und medialer Offset des Humeruskopfes relativ zur zentralen Achse des intramedullären Kanals in der axialen Ansicht (ΔM medialer Offset; ΔP posteriorer Offset. O' zentrale intramedulläre Achse, O Zentrum der Humeruskopfes. (Aus Boileau P, Walch G. The three dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. J Bone and Joint Surg [Br] 1997; mit freundlicher Genehmigung)

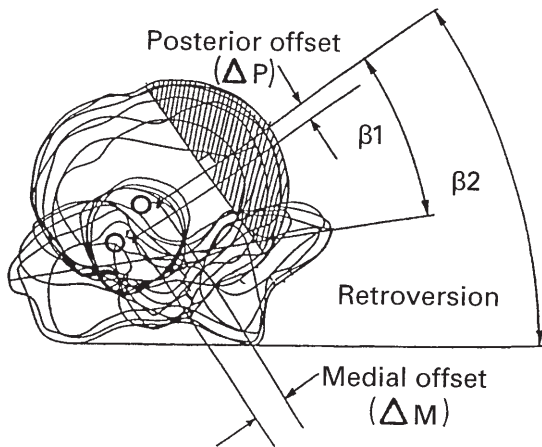


Abb. 3 ▲ Die anatomische Bemaßung in der axialen Ansicht: der Retroversionswinkel im Verhältnis zur transepikondylären Achse (β_1) und zur Tangentenachse (β_2), (ΔM medialer Offset, ΔP posteriorer Offset, O' zentrale intramedulläre Achse, O Zentrum der Humeruskopfes). (Aus Boileau P, Walch G. The three dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. J Bone and Joint Surg [Br] 1997; mit freundlicher Genehmigung)

nahezu flach. Der Radius liegt bei der Mehrzahl der vermessenen Präparate über dem des Humeruskopfes [25, 37]. Die Kongruenz der Gelenkflächen wird durch die nach peripher zunehmende Knorpeldicke und das fibrocartilaginöse Labrum erreicht [49].

Als glenohumerale Führung (engl.: constraint) bezeichnet man die Fähigkeit der Gelenkflächen Translationsbewegungen des Humeruskopfes auf dem Glenoid zu widerstehen. Diese hängt zum einen von der Konkavität, zum anderen aber auch von dem Druckgradienten ab, mit dem der Humeruskopf in die Gelenkpfanne gepreßt wird (Konkavitätskompression) [34].

Labrum, Kapsel und Gelenkfläche

Das Labrum glenoidale vertieft das Glenoid um etwa 5 bis 9 mm (a.-p.- bzw. s.-i.- Ebene) und verbessert dadurch die Gelenkführung [23, 34].

Die Bedeutung der Retroversion des Humeruskopfes für die Schulterstabilität wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einige Untersuchungen zeigen, dass eine unzureichende Retroversion ein wichtiger Faktor für die Entstehung einer vorderen Instabilität ist [47, 48]. Andere Untersucher widersprechen dieser Auffassung [18]. Auch die Neigung der Skapula kann die Stabilität des glenohumeralen Gelenks beeinflussen. Itoi [26] beispielsweise konnte belegen, dass die

Rotation der Skapula um eine sagittale Achse in einer frontalen Ebene (d. h. Abduktion oder Adduktion) einen wesentlichen Beitrag zur inferioren Stabilität des Humeruskopfes leistet. Erklärt wird dies durch einen Nockeneffekt auf den unteren Glenoidrand mit einer Anspannung der Ligg. glenohumerale superius und coracohumerale.

Zur Stabilität des glenohumeralen Gelenks trägt aber auch der negative intraartikuläre Druck bei. Dies betrifft nicht nur die inferiore Stabilität [27], sondern auch alle anderen Bewegungsrichtungen [19]. Tatsächlich kann die Neutralisierung des Unterdruckes, beispielsweise im Rahmen einer Arthrotomie bei Prothesenimplantation, zur kaudalen Subluxation führen. Visköse und intermolekulare Kräfte tragen zur Entstehung eines Adhäsions-Kohäsions-Effekts bei. Dieser ist abhängig vom jeweiligen Viskositätskoeffizienten und Flüssigkeitsvolumen. Diese Kräfte können durch Veränderung der betreffenden Grenzflächen vermindert oder gar neutralisiert werden, beispielsweise durch den Einsatz von Polyäthylen oder Metall beim Schultergelenkersatz [31].

Glenohumerale Bandstrukturen

Der Kapsel-Band-Apparat besteht aus den Ligg. glenohumerale superius, medius und inferius sowie dem Lig. coracohumerale. Diese Bänder halten zunächst den Gelenkkontakt passiv

aufrecht, tragen aber auch zur Aufrechterhaltung des Gelenkkontaktdruckes bei, indem sie die in Richtung einer Luxation wirkenden Zugkräfte neutralisieren. Sie wirken vorwiegend in den endgradigen Bewegungsauslägen.

In Neutral-Null-Stellung limitieren das Lig. glenohumerale superius und coracohumerale die Außenrotation, sowie die Neigung zur inferioren Subluxation [51, 39]. In 45° Abduktion sind die Ligg. glenohumerale inferius und medius bereits angespannt, aber auch das Lig. glenohumerale superius steht unter Zugspannung [39].

In 90° Abduktionsstellung ist der vordere Anteil des Lig. glenohumerale inferius maximal angespannt; zusätzliche Belastung liegt dabei auch auf dem Ligamentum glenohumerale medius [39]. In dieser Stellung spannt sich zudem das Lig. glenohumerale inferius mit zunehmender Innenrotation an [51].

Kontrakte Bandstrukturen sollten chirurgisch angegangen werden [38], da sie zu pathologisch veränderten Translationsbewegungen des Oberarmkopfes auf dem Glenoid führen [20] und damit beispielsweise eine Lockerung der glenoidalen Komponente begünstigen.

Dynamische Stabilisierung

Die dynamische Stabilität des Schultergelenks wird durch die Schultermuskulatur

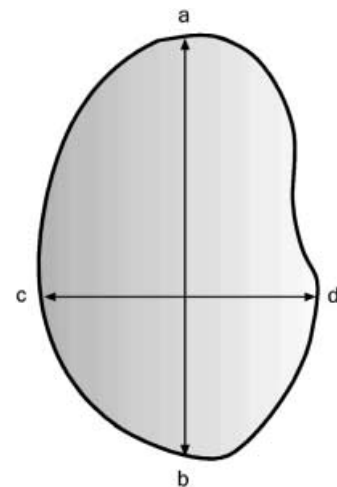


Abb. 4 ▲ Anatomie des Glenoids: (a, b) kranio-kaudaler Durchmesser; (c, d) a.-p.-Durchmesser (untere Hälfte). (Modifiziert aus Iannotti JP, Gabriel JP, Scheck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg [Am] 1992; mit freundlicher Genehmigung)

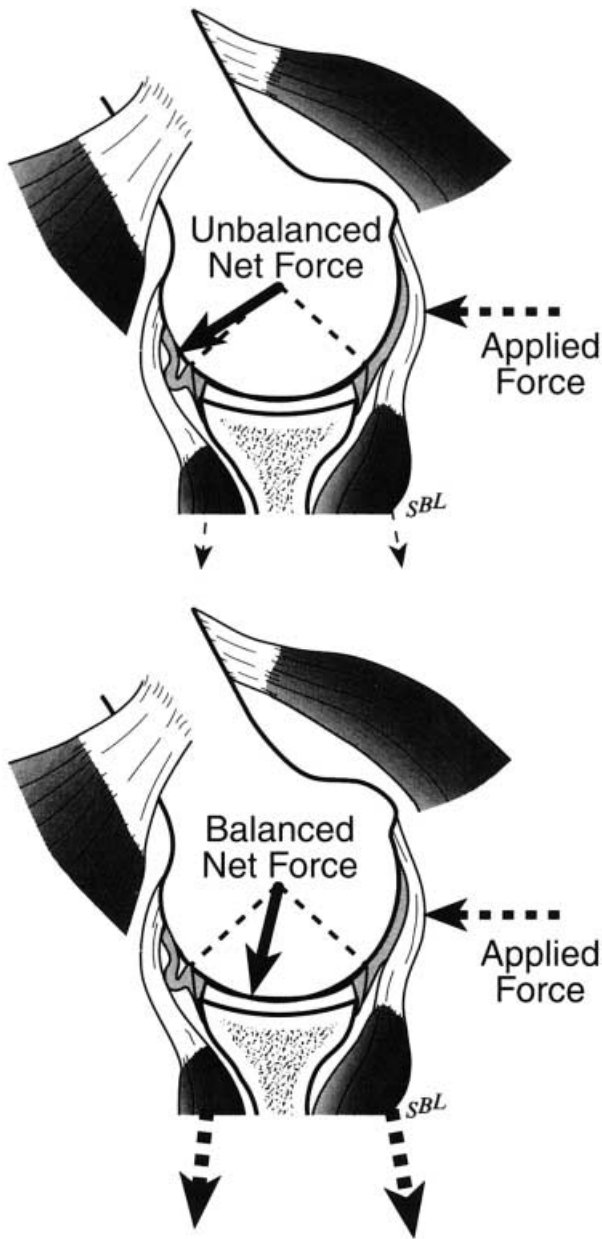


Abb. 5 ◀ Die Muskeln der Rotatorenmanschette wirken als Paare, um den Humeruskopf in der glenoidalen Fassung zu fixieren (Konkavitätskompression). (Aus: Matsen FA III, Rockwood CA Jr., Wirth MA, Lippitt SB. Glenohumeral arthritis and its management. In: Rockwood CA, Matsen FA III, The shoulder, WB Saunders, Philadelphia, 1998)

latur gewährleistet. Im Allgemeinen werden die Mm. supraspinatus und deltoideus als die primären Abduktoren des Schultergelenks betrachtet. Diese Wirkung wird allerdings erst möglich durch die stabilisierenden Einflüsse von M. subscapularis, teres minor und infraspinatus, die auch als sog. „transverse force couple“ bezeichnet werden [8].

Lippitt [34] weist auf die Bedeutung der Konkavitätskompression hin. Damit bezeichnet er einen wichtigen Stabilitätsfaktor, der durch die Kompression des Humeruskopfes in die Konkavität der Fossa glenoidalis erreicht wird. Die Kompression wird durch eine koordinierte Muskelkontraktion erreicht, die

den Oberarmkopf bewegungsabhängig in die Fossa glenoidalis zentriert. Je größer der Winkel ist, den das Glenoid umfasst, desto größer ist der mögliche Bewegungsumfang, der muskulär stabilisiert werden kann (Abb. 5). Ist das Glenoid andererseits durch Entzündung oder degenerative Vorgänge verkleinert, muss der effektive glenoidale Winkel durch eine Arthroplastik wiederhergestellt werden.

Bei der Armelevation wirken die zentrierenden Muskelkräfte den bei der Bewegung auftretenden Scherkräften entgegen. Kompressions- und Scherkräfte zusammen bilden eine resultierende Kraftgröße, die bei zentraler Ori-

entierung in Bezug auf das Glenoid zu einer gleichmäßigeren Kräfteverteilung am Glenoid führt als bei exzentrischer Krafteinleitung.

Eine Funktionsstörung der Rotatorenmanschette führt in diesem Zusammenhang konsequenterweise zu einer Fehlbelastung der Schulterpfanne. Diese wiederum kann zu den glenoidalen Lockerungsmustern führen, die sich bei einigen Patienten postoperativ nachweisen lassen.

Die normale Kinematik des Schultergelenks

Verschiedene Studien haben sich mit der Analyse des skapulohumeralen Rhythmus befasst. Nach Ansicht der meisten Untersucher findet während der ersten 30 Grad die Bewegung vorwiegend im gleno-humeralen Gelenk statt [3]. Farvad et al. [12] konnten dagegen in dieser frühen Phase kein regelmäßiges Muster finden. Jenseits dieser ersten 30° besteht ein Verhältnis von 1:2 für den skapulothorakalen gegenüber dem glenohumeralen Bewegungsanteil [3, 12]. Während der Elevation findet eine geringe Translation des Kopfes auf dem Glenoid von 1 bis 3 mm statt [12, 20, 22, 44]. Allerdings können die Translationsbewegungen bei entsprechender Funktionsstörung der Rotatorenmanschette oder auch bei Kapselkontrakturen stark zunehmen und so die Schulterkinematik verändern.

Vereinfacht kann das Schultergelenk als Kugelgelenk betrachtet werden, das um den Mittelpunkt des Humeruskopfes rotiert.

Der Mittelpunkt der Rotation liegt innerhalb 6 ± 2 mm des geometrischen Zentrums des Humeruskopfes [44]. Eine jüngere Studie [12] etablierte 2 verschiedene Rotationszentren, etwa 5 mm voneinander entfernt. Eines wurde für Bewegungen zwischen 0 und 60°, das 2. für Bewegungen zwischen 60° und maximaler Abduktion definiert.

Prothesendesign

Da kraft- und formschlüssige (gekoppelte) Prothesendesigns – entwickelt um auch bei fehlenden stabilisierenden Muskelkräften ein funktionell befriedigendes Ergebnis zu erhalten – zu hohe glenoidale Lockerungsraten erbrachten, werden heute in der Regel nicht gekoppelte Prothesen verwendet.

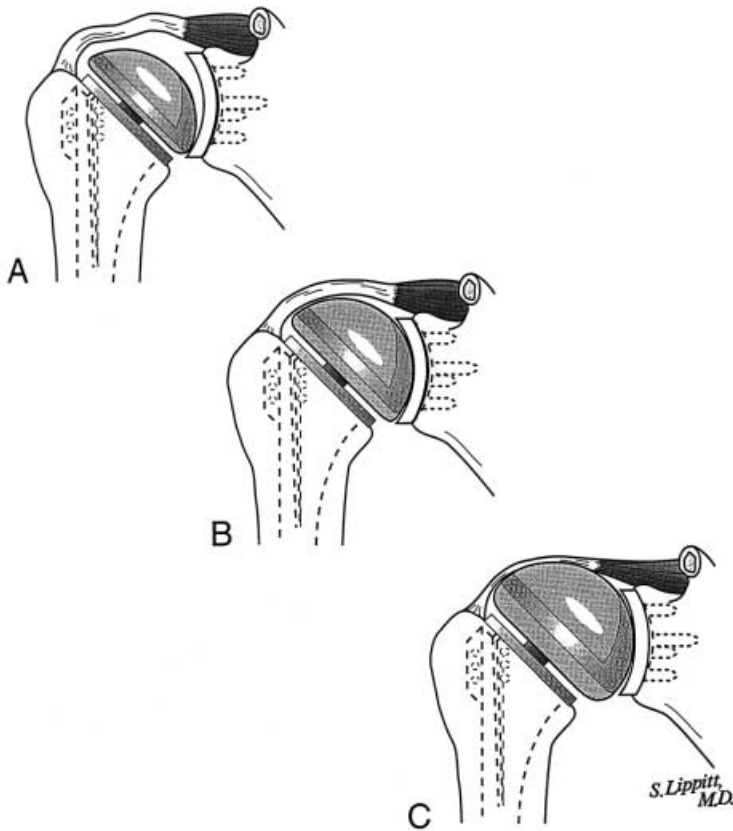


Abb. 6 ▲ Die Wahl einer korrekten Humeruskopfgröße bedarf verschiedener Überlegungen. **A** Ein kleiner Kopf kann durch ein Nachlassen der Spannung im Muskel-Weichteil-Mantel zu einer verstärkten Translation, zu einer Instabilität, zu einem inneren Impingement und zu einem reduzierten Bewegungsumfang führen. **B** Korrekte Größe der Kopf-Komponente. **C** Ein zu großer Kopf erhöht die Spannung im Muskel-Weichteil-Mantel mit einer möglichen Verschiebung des Rotationszentrums. Als Folge kann es zu einer Einschränkung der Beweglichkeit, sowie zu einer Ruptur der Weichteile kommen. (Aus: Matsen FA III, Rockwood CA Jr., Wirth MA, Lippitt SB. Glenohumeral arthritis and its management. In: Rockwood CA, Matsen FA III, The shoulder, WB Saunders, Philadelphia, 1998)

Der Versuch, unter Wiederherstellung der physiologischen Anatomie eine Schultergelenkprothese zu entwickeln, wurde verschiedentlich unternommen. Die sog. 1. Generation von Schulterprothesen, entwickelt von Neer, entsprach einem dem Humeruskopf entsprechenden Kreisflächenausschnitt, verfügbar in verschiedenen Stärken. Die 2. Prothesengeneration nutzte erstmals modulare Bauweisen mit einer erheblich größeren Variabilität für Schaft, Kopf und Glenoid. Zudem wurden hierbei Modelle eingeführt, die einen nicht identischen Pfannen- und Kopfradius hatten (sog. nonkonformes Glenoid, in der angelsächsischen Literatur auch als „mismatch“ bezeichnet). Der Pfannenradius wurde grösser als der Kopfradius gewählt, um die natürliche Translation des Humeruskopfes auf dem Glenoid

imitieren zu können, die bei identischen Kopf- und Pfannenradien nicht möglich ist.

Um die drei-dimensionale Anatomie mit den individuell unterschiedlichen anatomischen Parametern (Retroversion, Inklination, medialem und posteriorem Kopfversatz [Offset]) nachzuempfinden, wurden die Prothesen der 3. Generation kreiert.

Humeruskopfkomponenten

Veränderungen des Rotationszentrums, der Muskel-Weichteilspannungen und Impingement-Phänomene sind denkbar, wenn die Prothesenkomponenten nicht exakt an die physiologischen Parameter angepaßt werden.

Eine zu große Kopfkomponente kann durch Zunahme der Muskel-

Weichteilspannung (sog. „overstuffing“) zu einer Abnahme des Bewegungsumfanges sowie zu Sehenschäden führen [21] (Abb. 6).

Im Allgemeinen führt eine Schulterprothese eher zu einem „overstuffing“ des Gelenks. Der degenerativ veränderte und mitunter kollabierte Humeruskopf wird durch eine relativ große Prothese ersetzt und eine glenoidale Komponente hinzugefügt. Der durch den Prothesenhals geschaffene Spalt kann ebenfalls hierzu beitragen, auch wenn ein Kopf verwendet wird, dessen Volumen dem des ursprünglichen Kopfes entspricht [21].

Andererseits kann aber auch ein zu kleiner Prothesenkopf zu einer Bewegungseinschränkung führen, indem es durch eine Reduktion der zur Verfügung stehenden Artikulationsfläche zu einem frühzeitigen Anschlag des Tuberculum majus an das Glenoid kommt (posteriores, bzw. glenoidales Impingement) [28]. Zusätzlich vermindert ein zu kleiner Kopf die Weichteilspannung und kann so zu einem Kraftverlust und zu Instabilitätsproblemen führen.

Wird der anatomische Inklinationwinkel, bzw. der mediale Offset (koronare Ebene) nicht respektiert, kann ein subacromiales (bei zu hoher Positionierung der Prothese) oder ein glenoidales Impingement (bei zu „tiefem“ medialen Offset) resultieren.

Auch eine Nichtbeachtung von posteriorem Offset oder der anatomischen Retroversion (axiale Ebene) kann zu Impingement-Problemen und auch zu glenohumeralen Instabilitäten (durch eine asymmetrische Weichteilspannung) führen [11].

Grundsätzlich können alle Veränderungen zwischen originärer Anatomie und der Prothese zu Veränderungen des Rotationszentrums des Kopfes führen. Pearl et al. [43] beobachteten eine Verschiebung des Rotationszentrums der Prothesen nach kranial und lateral (in der koronaren Ebene). Zusammen mit damit verbundenen Verschiebungen der muskulären Hebelarme sind exzentrische Belastungen des Glenoides denkbar.

Obgleich die Fehlstellung des Humeruskopfes und Veränderungen im Muskel-Weichteil-Gleichgewicht theoretisch Veränderungen der wirksamen Gelenkkkräfte und der Verteilungsdrücke

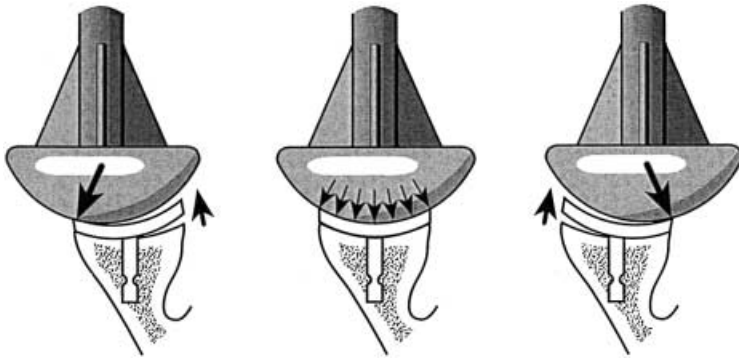


Abb. 7 ▲ **Translationsbewegungen einer kongruenten Schulterendoprothese führen zu einem unmittelbaren Anschlag des Kopfteils an den glenoidalen Ring. Als Folge kommt es zu Polyäthylenabrieb und Deformationen, die ein „Rocking Horse Phenomenon“ hervorrufen.** (Aus Matsen FA III, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT II. *Practical evaluation and management of the shoulder*. Philadelphia, WB Saunders, 1994)

hervorrufen können, fehlen aussagekräftige Studien zu diesem Thema.

Vielleicht sind die Prothesen der 3. Generation besser geeignet, den physiologischen Knochenbelastungen, Muskelkräften und Kontaktdrücken zu entsprechen [7]. Hier sind jedoch weitere biomechanische Studien notwendig, um diese These zu untermauern.

Humerusschaft

Die optimale Schaftlänge sollte dem 6fachen des Schaftdurchmessers entsprechen. Dieser Wert erlaubt die Verteilung der Kraft über eine große Fläche. Andererseits gestattet sie fortgesetzte Knochenumbau- und -aufbauvorgänge an der Prothesen-Knochen-Grenzfläche [17].

Zusätzliche Mikrobewegungen geringen Ausmaßes an der bindegewebigen Grenzfläche von unzementierten Schäften bzw. zum Zementmantel können den Elastizitätssprung zwischen Implantat und Knochen kompensieren [17].

Schulterpfanne

Die Gefahr einer Lockerung der Pfanne stellt eine Herausforderung an das Prothesendesign dar [6, 45]. Material, Geometrie, Kreisbogenradius, gelenkender Oberflächenanteil, Materialstärke und Schaftdesign müssen bei der glenoidalen Komponente einer Schulterendoprothese in besonderem Maße berücksichtigt werden. Trotz anhaltender Bemühungen, die Eigenschaften des verwendeten Polyäthylens zu verbessern,

sind zuverlässige Berichte über entsprechende Qualitätssprünge selten.

Konformes versus nicht-konformes Glenoid

Eine konforme, kongruente glenoidale Komponente wird mit einer besseren Stabilität in Verbindung gebracht. Der verbesserte Kontakt zum Kopf ist sowohl mit einer gleichmäßigeren Kraftverteilung als auch mit einer besseren Zentrierung des Kopfes in der Pfanne verbunden [42].

Wenn allerdings in dieser Konstruktion Translationsbewegungen auftreten, stößt der Kopf unmittelbar an den Ring der glenoidalen Komponente. Dort führt er zu Polyäthylenabrieb und Deformationen, die schließlich das sog. „Rocking horse phenomenon“ hervorrufen (s. Abb. 6), [13]. Dieses Phänomen kann sowohl in der vertikalen (z. B. bei Rotatorenmanschettenläsionen) als auch in der horizontalen Ebene (z. B. bei gleno-humeraler Instabilität) beobachtet werden.

Andererseits führt eine nichtangeformte Prothesenverbindung zu erhöhten Kontaktbelastungen, die die Belastbarkeitsgrenze der verwendeten Materialien übersteigen können [16]. Eine 3–4 mm betragende Inkongruenz in einer Schulterprothese [29, 30] reicht nach gegenwärtigen Erkenntnissen aus, um eine annähernd normale Humeruskopftranslation zu gewährleisten. Allerdings konnte die optimale Differenz des Radius zwischen Humeruskopf- und Glenoidkomponente noch nicht bestimmt werden.

Fixierung der glenoidalen Komponente

Einige Finite-Elemente-Studien befassten sich mit der Lastverteilung beim anatomischen und künstlichen Glenoid. Sie zeigten, dass die Belastungen nach Implantation einer zementierten reinen Polyäthylenpfanne den Verhältnissen am intakten Glenoid am ehesten entsprachen [15, 50]. Orr et al. [40] fanden, dass reine Polyäthylenpfannen den aufgenommenen Druck zentral weitergaben, während Hybridpfannen (Metall-Polyäthylen) den Druck gleichmäßiger an den Knochen abgaben. Stone et al. [50] berichteten darüber hinaus, dass unzementierte Hybridpfannen bei exzentrischer Kraftwirkung zu einer geringeren subchondralen Belastung führen als reine Polyäthylenpfannen. Daher könnten unzementierte Hybridpfannen für eine Schulter mit geschädigter Rotatorenmanschette besser geeignet sein. Allerdings traten größere Belastungsspitzen an den Polyäthylen-Metall-Grenzflächen auf. Diese Belastungsspitzen könnten bereits bei geringeren Belastungen zu einem Implantatversagen führen, als dies bei reinen Polyäthylenpfannen der Fall wäre.

Allerdings ist dieser analytische Ansatz verschiedenen Limitationen unterworfen. Zweidimensionale Entwürfe wurden für die Simulation der komplexen 3D-Struktur der Glenoids verwandt. Zukünftige Ansätze sollten echte 3D-Entwürfe, anisotrope Materialeigenschaften, Interfacelemente und computergestützte Knochenumbausimulationen integrieren.

Auf die Relevanz eines kongruenten subchondralen Kontaktes zwischen der knöchernen Oberfläche des Glenoids und der Prothese im Zusammenhang mit dem „Rocking horse Phenomenon“ wurde hingewiesen [9, 10]. Die ideale Knochenkontaktfläche konnte noch nicht exakt definiert werden. Aktuelle Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine aufgerauhte Unterseite Vorteile gegenüber einem glatten Design bezüglich des Lockerungsverhaltens haben könnte. Darüber hinaus scheint eine konvexe einer flachen Auflagefläche überlegen zu sein [1].

Theoretische Vorteile einer mit Verankerungszapfen (sog. pegs) versehenen glenoidalen Komponente gegenüber eines Kieles beziehen sich auf einen

geringeren Knochenverlust während der Präparation, eine größere Oberfläche für den Zementkontakt und eine geringere Zementmenge [52]. Die bisherigen Laborergebnisse deuten eine Überlegenheit des Kiel-Designs bei normaler Knochenqualität an, während die „pegs“ im Knochen mit Texturstörung (Osteoporose etc.) verwendet werden sollten [1, 32]. Neben dem Design der Glenoid-Komponente wird das postoperative Ergebnis aber auch durch die Technik der chirurgischen Knochenpräparation bestimmt [9, 10].

Postoperative Kinematik

Nach bisherigen Studien zeigen Schulterendoprothesen häufig abnormale glenohumerale Bewegungsmuster [4, 14]. Das mag einerseits an der zugrundeliegenden Pathologie liegen (Schäden der Rotatorenmanschette o. ä.), andererseits aber auch an Schwierigkeiten bei der chirurgischen Handhabung sowie den Eigenschaften der verwendeten Prothese selber liegen [4]. Bei einigen Patienten konnte gar eine inverse skapulohumerale Rhythmik mit einer Minimierung der Bewegung in der Prothese bei unveränderter skapulothorakaler Beweglichkeit beobachtet werden [4]. Die veränderte Kinematik könnte Ausdruck eines Mangels an natürlichen Translationsbewegungen nach angeformter, kongruenter Schulterprothese sein [4, 14], (Abb. 7). Aber auch veränderte Muskelaktivitäten des Deltoideus oder der Rotatorenmanschette nach Gelenkersatz können eine Rolle spielen [24].

Fazit für die Praxis

Eine exakte dreidimensionale Rekonstruktion des proximalen Humerus sollte zu besseren funktionellen Ergebnissen führen. Allerdings fehlen immer noch biomechanische Daten, um diese Vorstellung zu untermauern. Die Gestaltung einer optimalen glenoidalen Komponente ist eine Herausforderung an die zukünftige Forschung. Besondere Fragestellungen wie die Wahl des günstigsten Materials, die optimale Form, der optimale Kurvenflächenradius, die Größe der Komponenten sowie das Design des Verankerungssystems sind Gegenstand aktueller Untersuchungen.

Literatur

1. Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C (2001) Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs Clin Biomech 16: 144–150
2. Basmajian JV, Bazant FJ (1959) Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder. J Bone Joint Surg Am 41: 1182
3. Bergman G (1987) Biomechanics and pathomechanics of the shoulder joint with reference to prosthetic joint replacement. In: Koelbel R (ed) Shoulder replacement. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 42
4. Boileau P, Walch G, Liotard JP (1999) Kinematics of shoulder replacement. In: Walch G, Boileau P (eds) Shoulder arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 29–39
5. Boileau P, Walch G (1997) The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. J Bone Joint Surg Br 79: 857–865
6. Brems J (1993) The glenoid component in total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg 2: 47–54
7. Büchler P, Farron A, Rakotomanana L (2001) Humeral head reconstruction: Neer vs anatomically based prosthesis. Proceedings of the 68th annual meeting, AAOS, San Francisco
8. Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS (1993) The rotator crescent and rotator cable: An anatomic description of the shoulder's „suspension bridge“. Arthroscopy 9: 611–616
9. Collins DN, Harryman DT II, Lippitt SB, Jackins SE, Matsen FA II (1991) The techniques of glenohumeral arthroplasty. Techniques Orthop 6: 43–59
10. Collins D, Tencer A, Sidles J, Matsen FA III (1992) Edge displacement and deformation of glenoid components in response to eccentric loading. The effect of preparation of the glenoid bone. J Bone Joint Surg Am 74: 501–507
11. Dee DT, Yang BY, McMahon PJ, Lee TQ (2001) Effects of malaligning posterior offset of the humerus: A cadaveric study of shoulder hemiarthroplasty. Proceedings of the 68th annual meeting AAOS, San Francisco
12. Favard L, Desperiez M, Alison D (1999) Kinematics of anterior elevation in the normal shoulder. In: Walch G, Boileau P (eds) Shoulder arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio, pp 23–29
13. Franklin JL, Barrett WP, Jackins SE (1988) Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. J Arthroplasty 3: 39–46
14. Friedman RJ (1990) Biomechanics of the shoulder following total shoulder replacement. In: Post M, Morrey BF, Hawkins RJ (eds) Surgery of the shoulder. Mosby-Year Book, St. Louis, pp 263–266
15. Friedman RJ, La Berge M, Dooley RL (1992) Finite element modeling of the glenoid component: effect of design parameters on stress distribution. J Shoulder Elbow Surgery 1: 261–270
16. Friedman RJ (1994) Biomechanics and design of shoulder arthroplasties. In: Friedman RJ (ed) Arthroplasty on the shoulder. Thieme, Stuttgart New York, pp 27–40
17. Friedman RJ (1998) Humeral technique in total shoulder arthroplasty. Orthop Clin North Am 29: 393–402
18. Gerber C (1998) Les instabilités de l'épaule. In L'épaule douloureuse chirurgicale. In: Mansat M (ed) Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT, no 33. Expansion Scientifique Française, Paris, pp 51–74
19. Gibb TD, Sidles JA, Harryman DT 2d, McQuade KJ, Matsen FA III (1991) The effect of capsular venting on glenohumeral laxity. Clin Orthop Relat Res 268: 120–127
20. Harryman DT II, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA III (1995) Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. J Bone Joint Surg Am 72: 1334–1343
21. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA III (1995) The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 77: 555–563
22. Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marcone PJ (1988) Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. J Bone Joint Surg Am 70: 227–232
23. Howell SM, Galinat BJ (1989) The glenoid–labral socket. A constrained articular surface. Clin Orthop Relat Res 243: 122–125
24. Hurschler C, Wülker N, Ebinger N, Windhagen A, Tröger M, Windhagen H (2001) Shoulder muscle activity patterns are changed after glenohumeral arthroplasty. Proceedings of the 68th annual meeting ORS, San Francisco
25. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S (1992) The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg Am 74: 491–500
26. Itoi E, Motzkin NE, Morrey BF, An KN (1992) Scapular inclination and inferior stability of the shoulder. J Shoulder Elbow Surg 1: 131–39
27. Itoi E, Motzkin NE, Browne AO, Hoffmeyer P, Morrey BF, An KN (1993) Intraarticular pressure of the shoulder. Arthroscopy 9: 406–413
28. Jobe CM, Iannotti JP (1995) Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry. J Shoulder Elbow Surg 4: 281–285
29. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP (1997) Joint stability after total shoulder arthroplasty in a cadaver model. J Shoulder Elbow Surg 6: 506–511
30. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP (1997) Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera. J Bone Joint Surg Am 79: 1166–174

31. Kempf JF, Lacaze F, Nerisson D, Bonomet F (1999) Biomechanics of the shoulder. In: Walch G, Boileau P (eds) *Shoulder arthroplasty*. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio, pp 13–23
32. Lacroix D, Murphy LA, Prendergast PJ (2000) Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J Biomech Eng* 122: 430–43–6
33. Lee SB, Kim KJ, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN (2000) Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. *J Bone Joint Surg Am* 82: 849–857
34. Lippitt S, Matsen FA (1993) Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin Orthop Relat Res* 291: 20–28
35. Matsen FA III, Rockwood CA Jr, Wirth MA, Lippitt SB (1998) Glenohumeral arthritis and its management. In: Rockwood CA, Matsen FA III (eds) *The shoulder*, 2nd edn. Saunders, Philadelphia, pp 840–964
36. Mallon WJ, Brown HR, Vogler JB, Martinez S (1992) Radiographic and geometric anatomy of the scapula. *Clin Orthop* 277: 142–154
37. McPherson EJ, Friedman RJ, An YH, Chokesi R, Dooley RL (1997) Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg* 6: 105–112
38. Neer CS II, Watson KC, Stanton FJ (1982) Recent experiences in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 64: 319–337
39. O'Connell PW, Nuber GW, Mileski RA, Lautenschlager E (1990) The contribution of the glenohumeral ligaments to anterior stability of the shoulder joint. *Am J Sports Med* 18: 579–584
40. Orr TE, Carter DR (1985) Stress analyses of joint arthroplasty in the proximal humerus. *J Orthopaedic Res* 3: 360–371
41. Pearl ML, Volk AG (1995) Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 4: 286–289
42. Pearl ML, Volk AG (1996) Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 5: 320–326
43. Pearl ML, Kurutz S (1999) Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg Am* 81: 660–671
44. Poppen NK, Walker PS (1976) Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 58: 195–201
45. Rodsky MW, Bigliani LU (1996) Indication for glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 5: 231–248
46. Robertson DD, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K (2000) Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 82: 1594–1602
47. Saha AK (1971) Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 42: 491
48. Symeonides PP, Hatzokos I, Christoforides J, Pourmaras J (1995) Humeral head torsion in recurrent anterior dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br* 77: 687–6–90
49. Soslowky LJ, Flatow EL, Bigliani LU, Mow VC (1992) Articular geometry of the glenohumeral joint. *Clin Orthop Relat Res* 285: 181–190
50. Stone K, Morrey BF, An KN (1999) Stress analysis of glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg* 9: 121–131
51. Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG (1981) Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 63: 1208
52. Wirth MA, Basamania C, Rockwood CA Jr (1994) Fixation of glenoid component: keel versus pegs. *Oper Tech Orthop* 4: 218–21