



Ters omuz protezi tasarım farklılıkları ve etkileri

Design differences and effects of reverse shoulder prosthesis

Süleyman Semih Dedeoğlu¹, Ahmet Keskin²

¹Liv Hospital Vadistanbul, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

²Metin Sabancı Baltalimanı Kemik Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

Rotator manşetin masif, tamir edilemeyen yırtıkları ve buna bağlı glenohumeral eklemde dejeneratif artrit, ağrılı ve psö-doparalize bir omuz eklemine neden olabilir. Bu gibi hastalıklarda uygulanacak anatomik omuz protezi ile elde edilebilecek maksimum fonksiyonel kapasite sınırlıdır, hatta bazı hastalıklarda kontrendikasyon mevcuttur. Ters omuz protezi (TOP), ciddi omuz eklemi kırıkta hasarı ve rotator manşet yırtıkları gibi durumlarda ağrının giderilmesi ve omuz eklem fonksiyonlarının iyileştirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemidir. Ters omuz protezi ilk olarak 1985 yılında Fransız cerrah Paul Grammont tarafından tasarlanmıştır. Grammont ters protezi, deltoid kasın hareketiyle yeni bir biyomekanik ortam oluşturarak, yetersiz rotator manşet kaslarının fonksiyonlarını telafi etmesine olanak tanır. Bu tasarım günümüzdeki TOP prensiplerinin temelini oluşturmakla birlikte yıllar içinde çeşitli değişimler geçirerek modern yapısına ulaşmıştır. Ters omuz protezi uygulamasında başarılı sonuçlar almak için, doğru cerrahi tekniğin uygulanması kadar kullanılan tasarımın biyomekaniğinin ve mantığının anlaşılması, çeşitli TOP tasarımlarının avantajları ve dezavantajlarının değerlendirilerek, hastaların spesifik ihtiyaçlarına göre en uygun tasarımın seçilmesi de önemli bir faktördür. Bu derlemede, farklı TOP tasarımlarının biyomekanik etkileri, klinik sonuçları ve komplikasyon oranları incelenecek; glenof-fer çapı ve şekli, humeral komponentin açısı ve yerleştirme şekli, *base plate* ve sabitleme yöntemleri gibi faktörlerin klinik sonuçlar üzerindeki etkileri, farklı TOP tasarımlarının deltoid kası, hareket kabiliyeti, stabilize ve ameliyat sonrası sonuçlar üzerindeki rolü tartışılacaktır.

Anahtar sözcükler: eklem biyomekaniği; eklem rotasyon merkezi; ters omuz protezi; protez tasarımları; glenof-fer; endikasyonlar

Massive, irreparable tears of the rotator cuff, and the associated degenerative arthritis of the glenohumeral joint, can lead to a painful and pseudoparalyzed shoulder. In such cases, the functional outcome of a non-restricted anatomical shoulder prosthesis is limited and may even be contraindicated. Reverse shoulder arthroplasty (RSA) is widely used for relieving pain and improving shoulder joint functions in cases of severe shoulder joint cartilage damage and rotator cuff tears. Reverse shoulder arthroplasty was first designed in 1985 by the French surgeon Paul Grammont. The Grammont reverse prosthesis creates a new biomechanical environment through the action of the deltoid muscle, compensating for the insufficient rotator cuff muscles. This design has laid the foundation for current RSA principles and has undergone various modifications over the years to reach its modern form. For successful outcomes in RSA, it is as crucial to apply the correct surgical technique as it is to understand the biomechanics and rationale of the used design, and to choose the most suitable design for the specific needs of patients by evaluating the advantages and disadvantages of various RSA designs. This review will examine the biomechanical effects, clinical outcomes, and complication rates of different RSA designs; discuss the roles of factors such as the diameter and shape of the glenosphere, the angle and placement of the humeral component, the base plate, and fixation methods on clinical outcomes, and the impact of different RSA designs on the deltoid muscle, mobility, stability, and postoperative results.

Key words: joint biomechanics; joint rotation center; reverse shoulder prosthesis; prosthesis designs; glenosphere; indications

GLENOHUMERAL EKLEM BİYOMEKANIĞİ

Glenohumeral eklem, vücutta hareket açıklığı en fazla olan eklem olup stabilitesini büyük ölçüde dinamik ve statik yapılar sayesinde korur. Glenoid ve humerus başı benzer şekillerde olsa da boyutları fark-

lıdır; glenoid yüzeyinin alanı 8-9 cm² iken, humerus başının yüzeyi 21-22 cm²'dir.^[1] Glenohumeral eklem statik stabilizasyonu, eklem kapsülündeki negatif basınç, glenoid labrumun derinliği, çevredeki bağlar, tendonlar ve kaslar tarafından sağlanır. Rotator man-

İletişim / Contact: Prof. Dr. Süleyman Semih Dedeoğlu • E-posta / E-mail: s.semihdedeoglu@gmail.com

ORCID ID: Süleyman Semih Dedeoğlu, 0000-0002-7441-5028 • Ahmet Keskin, 0000-0001-8627-5651

Geliş / Received: 3 Eylül 2024 • **Revizyon / Revised:** 5 Ekim 2024 • **Kabul / Accepted:** 8 Ekim 2024

şet kasları, omuz eklem hareketi esnasında glenoid fossada ekstrinsik omuz kaslarıyla koordinasyon kurarak kompresif bir kuvvet yaratıp eklem dinamik stabilizasyonunu sağlar ve deltoid kasıyla dengeli bir kuvvet çiftini oluşturur.^[2] Glenohumeral eklem aksiyel plandaki stabilitesi, kuvvet çifti adı verilen bu mekanizmayla sağlanır. Bu mekanizmada, omzun ön tarafında subskapularis kası, arka tarafında ise infraspinatus ve teres minör kaslarının kasılması önemli rol oynar. Rotator manşetin yırtık olduğu ve fonksiyonel olmadığı durumlarda, bu kuvvet çifti mekanizması bozulur ve deltoid kasının yukarı çekici vektörel etkisini dengelenemez.^[3] Deltoid kası omza elevasyon yaptırdığı sırada rotator manşet kasları humerus başını glenoid boşlukta tutma kuvveti uygulayarak eklem fizyolojisini sağlamaktadır. Ancak rotator manşet yırtıklarında bu sınırlayıcı basamak yapılamadığı için deltoid hareketiyle humerus başı yukarıya doğru yer değiştirir ve zamanla akromiyonla eklenir. Bu da eklem fonksiyonlarında bozulma ve sonrasında da psödoparaliziye sebep olur. Rotator manşetin masif tamir edilemeyen yırtıklarına bağlı olarak gelişen bu dejeneratif süreç rotator manşet yırtığı artropatisi olarak adlandırılır. İlk olarak 1983'te Neer ve ark. tarafından tanımlanmıştır.^[4]

OMUZ PROTEZ UYGULAMALARININ BİYOMEKANİĞİ

Total anatomik omuz protezi (TAOP), glenohumeral eklem doğal biyomekaniğini restore etmeyi amaçlar. Total anatomik omuz protezi biyomekaniği, humerus başının glenoid çukurunda serbestçe hareketini sağlamak üzerine kuruludur. Bu prosedürde, humerus başı ve glenoid bileşenleri, doğal anatomik eklem yüzeylerini taklit edecek şekilde yerleştirilirken rotasyon merkezi glenoid eklem yüzeyinin daha lateralinde lokalize olmaktadır. Rotator manşet kasları, humerus başını glenoid yüzeyine doğru bastırarak eklem stabilitesini sağlar ve deltoid kası, humerus üzerinde oluşturduğu moment koluyla kolun abdüksiyon ve elevasyonunu gerçekleştirir. Eklem yüzeylerinin düzgün hizalanması ve uygun protez bileşenlerinin kullanımı, eklem hareketleri sırasında minimum sürtünme ve aşınma sağlar. Ancak rotator manşetin fonksiyonel olmadığı durumlarda, TAOP uygulaması başarısızlıkla sonuçlanabilir. Çünkü bu protezler, rotator manşetin sağladığı dinamik kompresyon sonucu elde edilen stabilizeye bağımlı olduğu için humerusta kontrolsüz şekilde yukarı doğru kayma ve glenoid komponentte de egzantrik yüklenme ve buna bağlı gevşeme meydana gelir.^[5] Ayrıca geçmişte masif tamir edilemeyen rotator manşet yırtığı durumlarında parsiyel protez tercih edilmekteydi ancak klinik sonuçlar hem tutarsız hem de tatmin edici düzeyde değildi.^[6]

Ters omuz protezi (TOP) tasarım ve omuz kinematiği açısından TAOP'tan farklıdır. Ters omuz protezi, rotator

manşet yetmezliği olan hastalarda artrit cerrahi tedavisi için geliştirilmiştir.^[7]

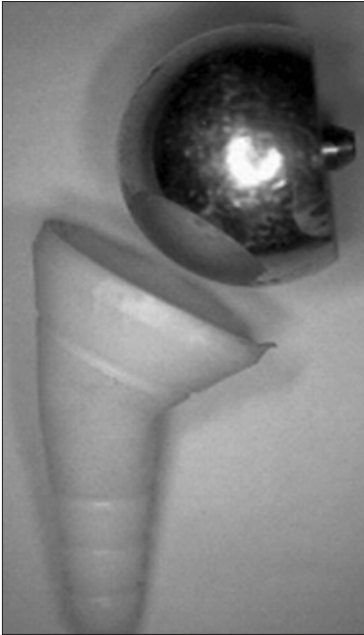
TERS OMUZ PROTEZ TARİHÇESİ

Ters omuz protez kavramı, ilk olarak 1974 yılında Charles Neer tarafından ortaya atılmış ve o zamandan günümüze önemli gelişmeler göstermiştir.^[8] Charles Neer'ın glenohumeral artritli hastalara uyguladığı küre ve yuva geometrisi ilk ters omuz protez tasarımı olan "Neer II" sonuçları tatmin edici olmamıştır.^[9] Ters omuz protezindeki en büyük yenilik yalnızca glenohumeral artiriti değil, aynı zamanda rotator manşet yetersizliğini de tedavi edebilmesiydi. Bununla birlikte, Neer'in ilk tasarımı, glenoid bileşen gevşemesi ve implant kırılması gibi kullanımını kısıtlayan sorunlar barındırıyordu. Bu sorunlar, tasarımların sınırlı olması ve rotasyon merkezinin lateralize olmasından kaynaklanmaktaydı.^[9]

1980'li yıllarda Paul Grammont, omuz protezi ameliyatlarının kaderini etkileyen en önemli faktörlerden birinin eklem çevresi yumuşak dokular olduğunu vurgulamış, yırtık manşeti onarmadan etkili bir anatomik protezle başarılı olunamayacağı gözleminde yola çıkarak, anatomik dizayndan ayrılmayı önermiş ve yeni bir tasarım yoluyla fonksiyonun yeniden geri kazanılmasının yollarını aramıştır.^[7] 1985'lere kadar birçok protez tasarlanmış ve çalışmalar yapılmış ancak neredeyse hiçbirisi tatmin edici olmamıştır. Grammont, *glenoid-base plate* arayüzünde meydana gelen ve önceki ters tasarımların başarısız olmasına neden olan torku azaltmak için protez glenoid boyun bileşenini ortadan kaldırmış ve eklem rotasyon merkezini (ERM) medialize etmiştir. Ayrıca, implantı daha inferiora yerleştirerek işlevsel bir rotator manşet yokluğunda deltoid kasın moment kolunu arttırmıştır. 1985'te tanıtılan ilk Grammont TOP tasarımı trompet protez tasarımı adıyla ortaya çıkmıştır (Şekil 1). Bu glenoid komponent; 42 mm çapında metal veya seramik bir glenoid bileşeni içermektedir. Glenoid komponent bir küre çapının üçte ikisi büyüklüğünde olup çimentolu uygulanmıştır. Tamamen polietilenden yapılan humeral komponent ise, bir küre çapının üçte biri şeklinde proksimal konkav bir uca sahiptir ve stem kısmı medüller kanal içerisine çimentoyla sabitlenmiştir.^[10]

Grammont'un konseptine göre bu ters protez dizaynının dört ana biyomekanik avantajı mevcuttur:^[11]

1. Çapın artması hareket açıklığının artışına ve daha fazla stabilizeye katkı sunar.
2. Kısa lateral ofset (boynun olmaması) rotasyon merkezini doğrudan glenoid yüzeyle temas hâline getirir ve glenoid komponentin tespit noktasındaki torku azaltır.



Şekil 1. Grammont'un polietilen humerus bileşeni ve 44 mm'lik bir kürenin 2/3'üne eş değer bir hacme sahip alümina seramik glenoid bileşeni içeren trompet protez tasarımı. (Emmanuel Baulot'un kişisel arşivinden görüntü).^[10]

3. Rotasyon merkezinin mediale alınması, deltoid liflerinin elevasyon veya abduksiyon için daha efektif kullanılmasını sağlar.
4. Humerusun aşağı indirilmesi deltoid üzerindeki gerilimi artırır.

Bu biyomekanik özellikler, işlevsel bir rotator manşetin eksikliğini telafi ederek, kaldıraç kolunun ve hareket momentinin artırılmasıyla deltoidin daha iyi çalışmasını sağlayabilir.

Sonraki yıllarda, yapılan biyomekanik çalışmalar; çimentolu tasarımlarda daha yüksek subkondral stres reaksiyonları göstermesi nedeniyle çimentosuz bir tasarıma geçilmesine yol açmıştır.^[12] İkinci nesil protezlerde glenosfer; ERM'yi daha da medialize etmek amacıyla yarım küre tasarımına dönüştürülmüştür. Glenoid komponent; *base plate* ve glenoid kemik yüzeyler arasındaki makaslama kuvvetlerine karşı koymak için merkezi bir peg ve farklı yönlerde bakan vidalarla çimentosuz olarak sabitlenmiştir. Grammont, deltoidin işlev ve stabilizasyonundaki kritik rolü nedeniyle bu tasarımı Delta olarak adlandırmıştır. Daha sonraki geliştirmelerle, mevcut günümüz protezleri Delta III protezi (Depuy Inc., Warsaw, Indiana) geliştirilmiştir (Şekil 2). Bu protez, *glenoid base plate*, krom-kobalt glenosfer, polietilen humeral liner, humeral boyun ve humeral sap olmak üzere beş bileşenden oluşmaktadır.^[11] Otuz altı milimetre (mm) ve 42



Şekil 2. 1991'de piyasaya sürülen ve bugün hâlâ kullanımda olan Grammont'un Delta III TOP.^[12]

mm çapındaki glenosfer seçenekleri merkezi bir vidayla fiksasyonu güçlendirilir. Humeral boyun ve humeral sap birlikte humeral *stemi* oluşturur. Humeral boyun, humeral sapa eklenmiş olup, rotasyonel kontrol için bir kanat yapısına sahiptir ve hem boyun hem de sap, çimentosuz sabitleme için hidroksiapatit kaplıdır. Eklem rotasyon merkezini aşağıya çekmek ve deltoid gerilimini arttırmak için humeral bileşen 155° boyun-sap açısına sahiptir. Polietilen liner, humeral boyun ebadında glenosfere uygun şekilde yerleştirilmiştir. Ters omuz protezi tasarımları sürekli gelişmiş ve çeşitli üreticiler tarafından farklı modeller piyasaya sürülmüştür. Kullanımda olan, 30'dan fazla TOP tasarımı mevcuttur ve her biri farklı geometrik ve biyomekanik özelliklere sahiptir.^[12] Ters omuz protezleri, glenoid ve humerus komponentlerinin çeşitli tasarımlarını içerir. Glenoid tarafında medialize ve lateralize tasarımlar bulunur. Medialize tasarımlar, ERM'yi glenoid yüzeyine yaklaştırarak daha iyi stabilite sağlar, ancak skapular çentiklenme (*skapular notching*) ve adduksiyon kısıtlılığına yol açabilir.^[10] Humeral tarafta ise farklı boyun açılarına sahip komponentler ve komponentin boyutu gibi farklı alternatifler bulunur. Bu tasarımlar, deltoid kasının moment kolunu arttırarak daha etkili bir kas fonksiyonu sağlar.^[11] Onlay-inlay dizaynlar, modüler, monoblok dizaynlar gibi farklı tasarımlar mevcuttur. Stabilite açısı; protezin konkav bileşenine uygulanan bir kuvvetin, çıkık oluşturamayacağı maksimum açı olarak tanımlanır. Protezin yerinde kalabilmesi için eklem reaksiyon kuvvetinin konkav bileşenin içinde kalması gerekir. Bu durum, glenosferin ve polietilenin eğrilik yarı

çaplarıyla polietilenin derinliğine bağlıdır.^[13] Hastanın anatomik ve fizyolojik özelliklerine uygun protez tasarımının seçilmesi TOP'un stabilitesinde en önemli etkindir.

TERS OMUZ PROTEZ TASARIMLARI

Protez tasarımlarında kritik öneme sahip bazı parametreler mevcuttur. Bunlar protezin uzun dönem prognozunu etkilemektedir. *Base plate* seçimi ve vida tasarımları, protezin ömrünü uzatmada ve klinik sonuçları iyileştirmede kritik rol oynar. Humeral boyun açısı ve farklı liner tipleri gibi özellikler, protezin humerus üzerindeki yerleşimini ve hareket aralığını belirler. Glenosferin kalınlığı ve çapı, eklem hareket açıklığını ve stabilitesini doğrudan etkilerken, bu özellikler aynı zamanda eklemdeki atlama mesafesini de belirler. Atlama mesafesi; glenosferle humeral liner arasındaki boşluk olarak tanımlanır ve humeral linerin glenosfer dışına çıkabilmesi için gereken mesafeyi ifade eder. Bu mesafe ne kadar büyükse, çıkık riski o kadar azdır. Bu protezin stabilitesini belirleyen bir faktördür. İnferior glenoid ofset ise, glenoidin alt kenarının yerleşim derinliğini ayarlayarak skapular çentiklenmeyi en aza indirir ve optimal hareket aralığını sağlar. Bu parametrelerin her biri, protezin başarılı bir şekilde işlev görmesinde hayati rol oynar.

Base Plate ve Vida Tasarımları

Günümüz *base plate* seçenekleri dairesel ya da oval şekillerde olup çapları ise 25 mm ile 34 mm arasında değişmektedir. Yapılan in-vitro çalışmalarda, siklik yüklemeler sonucu *base plate*lerde yer değiştirme ölçülmüş ve oval *base plate*lerin dairesel *base plate*lere göre daha üstün olduğu gösterilmiştir.^[14] Dairesel *base plate*ler ise daha küçük çaplı oyuncu ile oyma işlemi öncesi uzunlaşmasına glenoid eksenlerinin belirlenmesini gerektirmeme gibi teknik avantajlara sahiptir.

Glenoid Fiksasyonu

Glenoid *base plate*'in vidalı, çıkıntılı (peg) veya keelli fiksasyon yöntemleri arasında hangisinin üstün olduğunu belirten bir çalışma bulunmamakla birlikte hidroksiapatit kaplamalı çıkıntı (peg) ile fiksasyonun stabilizeye katkı sağladığı ancak bunun yanında revizyon cerrahisini zorlaştırdığı gösterilmiştir.^[15]

Yapılan biyomekanik çalışmalarda, uzun merkezi çıkıntıların (peglerin) (23.5 mm), daha uzun vidaların (36 mm) ve yüksek glenoid kemik yoğunluğunun başlangıçta daha iyi glenoid komponent fiksasyonu sağladığını ancak 2 ya da 4 vidalı sistemlerin ve vidaların farklı açılarda ya da paralel gönderilmesinin arasında önemli bir fark bulunmadığını gösterilmiştir.^[16]

Base Plate Yerleşim Yeri ve Açısı

Inferior yerleşimli *base plate* veya eksantrik bir glenosfer, glenoidin alt kısmında çıkıntı oluşturarak korakakromiyal ark-tuberkülüm majus arasında ve glenosfer ile skapular boyun arasında daha fazla boşluk oluşmasını sağlamakta ve bu da hareket arkında sıkışmayı, skapular çentiklenmeyi önlemeye yardımcı olmaktadır.^[17] Altmış hastanın değerlendirildiği prospektif bir çalışmada 31 hastaya konsantrik, 29 hastaya eksantrik glenosfer kullanılarak TOP uygulanmış ve iki yıllık takip süresinde konsantrik glenosfer kullanılan 31 hastanın %42'sinde skapular çentiklenme olduğu görülmüş olup eksantrik glenosfer kullanılan 29 hastanın hiçbirinde çentiklenme görülmemiştir.^[18]

Glenosfer

Farklı tipte glenosfer komponentleri mevcuttur. Glenosfer, çeşitli boyutlarda, çeşitli çaplardadır ve protez lateralizasyonuna olanak tanır. Klinik açıdan, daha büyük çaplı glenosferler, ameliyat sonrası hareket açıklığını arttırabilir.^[19] Lateral ofsetli glenosferler ise eklem hareket açıklığını ve stabilizeyi arttırırken, skapular çentiklenmeyi de azaltır.

Humeral Komponent

Grammont'un ilk TOP humeral komponent tasarımı monoblok şeklinde, 155° boyun şaft açısına sahip, glenosferin yaklaşık üçte biri büyüklüğünde ve konkav eklem yüzeyine sahipti. Humerus anatomik boyun şaft açısı ortalama 130°-140°'dir. Ters omuz protezi humeral komponentte arttırılan bu boyun-şaft açısının eklem stabilitesini arttırdığı ve deltoid moment kolunu uzatarak öne elevasyonu iyileştirdiği düşünülmekteydi.^[20] Sonraki dönemlerde yapılan biyomekanik çalışmalarda artmış boyun şaft açısının polietilen lineri daha yatay ve medial konuma getirdiği, skapula boynunun inferior kısmıyla anormal temasa neden olduğu ve bu faktörlere bağlı olarak da adduksiyonu kısıtlayıp skapular çentiklenmeye neden olduğu gösterilmiştir.^[21]

Günümüzde kullanılan pek çok farklı tasarıma sahip değişken boyun şaft açılı, uzun ve kısa *stemli*, çimentolu veya çimentosuz humeral komponent seçenekleri mevcuttur. Humeral bileşen uzun saplı, kısa saplı veya sapsız olabilir. Son dönemde yapılan çalışmalarda kısa saplı ve sapsız humeral komponentlerin omuz fonksiyonları, radyografik bulgular ve revizyon oranlarının standart uzunluktaki *stem*lerle karşılaştırıldığında eş değer sonuçlar verdiği gösterilmiştir.^[22] Bununla birlikte kemik kalitesi düşük, osteoporotik hastalarda, çok parçalı proksimal humerus kırıklarında, metafizyal kistlere ve metabolik kemik hastalıklarına sahip hastalarda uzun sap daha iyi

fiksasyon stabilitesi sağlarken kısa saplı ve sapsız komponentler dikkatle kullanılmalıdır.^[23]

Çimentolu-çimentosuz humeral stem tasarımları arasında seçim hastanın kemik kalitesi göz önünde bulundurularak yapılmalıdır. Çimentosuz *stem*ler, ameliyat süresini kısaltma, biyolojik fiksasyonu sağlama ve revizyon cerrahilerinin kemik stokunun korunarak yapılabilmesi gibi potansiyel avantajlara sahiptir.^[24] Fakat osteoporotik hastalarda çimentolu komponentler gerekli olabilmektedir.

TERS OMUZ PROTEZİ SINIFLANDIRMASI

Ters omuz protezi farklı tasarım özelliklerine sahiptir ve bu tasarım farklılıkları, protezin biyomekanik etkileri ve klinik sonuçları üzerinde önemli rol oynar. Ters omuz protezi tasarım parametrelerindeki küçük farkların, uygulama sırasında çıkarılan kemik miktarını, glenoid fiksasyonunu, eklem kinematiğini, kas moment kollarını, rezidüel kas uzunluğunu önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir.^[25-28] Biyomekanikteki bu tür değişiklikler skapular çentiklenme insidansının yanı sıra bazı komplikasyonların oluşma riskini artırabilir veya azaltabilir. Ters omuz protezi tasarım parametrelerinin sınıflandırılması, ortopedi ve travmatoloji uzmanlarının klinik senaryoya en uygun tasarım kombinasyonunu belirlemelerine yardımcı olmak için standardize edilmiştir.

Glenoid Komponent Özellikleri

Glenoid komponent sınıflandırmasında, glenosferin glenoid yüzeyine göre yerleşimi, ERM ile belirlenir. Glenosfer ERM glenoid yüzeyine göre 5 mm veya daha az lateral yerleştirildiğinde medialize glenoid (MG) olarak, ERM glenoid yüzeyine göre 5 mm'den fazla lateral yerleştirildiğinde lateralize glenoid (LG) olarak adlandırılır.

Medialize glenoid

Medialize glenoid tasarımlar, ERM'yi doğal anatomik eklem göre daha mediale kaydırarak deltoid kasının abdükör moment kolunu uzatır. Bu sayede öne elevasyon daha az kas gücüyle yapılabilir.^[27] Diğer avantajı ise ERM'nin glenoid eklem yüzeyine taşınmasıyla (glenoid kemik yüzey ve glenoid komponent arasındaki makaslama kuvvetleri azalır, kemik-implant yüzeyleri arasındaki tork, kompresif kuvvetlere döner ve bu sayede) implant stabilitesini ve integrasyonunu artırmasıdır.^[29] İnfraspinatus, teres minör gibi omuz dış rotator kasları ve subskapularis kası omuz eklemine medialinden köken alır. Eklem rotasyon merkezinin medialize edilmesi rotator manşet kaslarının mekanik kaldıraç kolunu kısaltarak cerrahi sonrası omuz eklemine içe ve dışa dönmesinde kısıtlanmalara neden olabilir.^[30] Medialize glenoid

tasarımları deltoid gerilimini azaltır ve bu durum, yatay stabilizasyonu azaltarak çıkık riskini arttırabilir. Ayrıca ERM'nin medializasyonu sonrası, adduksiyonda humeral komponentin inferomedial, skapula boynunun inferioruna temas eder. Bu temas skapular çentiklenmeye ve polietilen aşınmasına sebep olabilir.^[31]

Lateralize glenoid

Lateralize glenoid tasarımları da ERM'yi doğal anatomik eklem göre medialize eder, ancak glenosfer kalınlığı küresel yarıçapından en az 5 mm daha fazla olduğu için, ERM glenoid yüzeyinden kalınlık ve yarıçap arasındaki fark kadar laterale kaymaktadır. Lateralize glenoid tasarımları, deltoid gerilimini arttırarak yatay stabilizasyonu iyileştirir ve çıkık riskini azaltır. Glenosferin lateralizasyonu ile tüberküllerin iç ve dış rotasyonda mekanik sıkışmaya maruz kalması engellenmiş olur ve bu sayede hareket açıklığı artar. Yapılan çalışmalarda hareket açıklığını arttırmada en etkili yöntemin ERM'nin lateralizasyonu olduğu gösterilmiş ancak bu etkinin glenosferin inferior pozisyona getirilmesiyle azaldığı da belirtilmiştir.^[17] Eklem rotasyon merkezinin lateralize edilmesi sonucu glenoid kemik yüzeyle glenoid implantının birleşme yüzeyinde makaslama kuvvetleri artar ve bu glenoid komponentte gevşemeye neden olabilir.^[32]

Özetle; MG, kemik stoğun korumasını arttırır ve glenoid kenarına uygulanan kuvvetleri azaltır, bu da implantın gevşeme riskini azaltır. Buna karşın çıkık riskini arttırabilir, skapular çentiklenmeye, polietilen aşınmasına omuz eklem hareket açıklığında kısıtlamalara neden olabilir. Lateralize glenoid; deltoid gerilimini arttırır, omuz eklemde stabilizeyi arttırır, omuz eklem hareket açıklığını arttırmada çok etkilidir ancak makaslama kuvvetlerini arttırarak komponentte gevşemeye neden olabilir. Her iki teknik de hastanın anatomik ve klinik gereksinimlerine göre dikkatlice seçilmelidir.

Humeral Komponent Özellikleri

Humeral ofset; intramedüller kanal ve humerus stem uzunluğuna eksenine ile humeral liner merkezi arasındaki yatay mesafeye tanımlanır. Ofset 15 mm veya daha az olan humeral komponentler medialize humerus (MH) olarak, 15 mm'den fazla olanlar ise lateralize humerus (LH) olarak sınıflandırılır. Ofset; humeral boyun açısı, humeral osteotomi ve *inlay* veya *onlay* humeral liner gibi faktörlerden etkilenir.

Medialize humerus

Medialize humerus (MH), humeral komponentin; kemiğin içine daha derinlemesine yerleştirilerek intramedüller kanal eksenine göre daha medial

konumlandırılması anlamına gelir. Humerusun medialize edilmesi, humerusu doğal anatomik eklemine göre daha mediale ve distale kaydırarak deltoid kasın gerilmesini artırır ancak omuz eklemine sarmasını (*deltoid wrapping*) azaltır.^[28] Bu durum deltoid kasının daha etkin çalışmasını sağlar, ancak aşırı gerginlik kas yorgunluğuna ve fonksiyonel kayıplara yol açarken deltoid kasının eklemi sarmasının azalmasıyla çıkık riski artabilir. Medialize humerus, rotator manşet kaslarının orijinal yerlerine göre daha mediale kaymasına neden olur, bu da bu kasların boyunu kısaltıp ameliyat sonrası iç ve dış rotasyonda kısıtlılığa yol açabilir.^[28]

Medialize humerus tasarımı, özellikle kemik kalitesi düşük, kemik stoğu az olan hastalarda ve deltoid kasının daha fazla gerilmesi gereken durumlarda tercih edilebilir.

Lateralize humerus

Lateralize humerus, humeral komponentin intramedüller kanal eksenine göre daha lateral konumda yerleştirilmesi anlamına gelir. Humerusun lateralize edilmesi, deltoid kasının daha geniş bir açıyla eklemi sarmasını sağlar, bu da omuz eklemine stabilitesini ve işlevini artırır, çıkık riskini azaltır.^[33] Lateralize humerus, rotator manşet kaslarının doğal boylarını korur. Bu, kasların optimal gerilimde kalmasını sağlar ve ameliyat sonrası iç ve dış rotasyon hareketlerinin iyileşmesini destekler.^[33]

Inlay humeral tasarım

Genellikle medialize humerusla aynı anlama gelir. Her ikisi de humeral bileşenin kemiğe daha derinlemesine yerleştirildiği ve humeral *stem*in proksimal kısmının humeral metafiz içine gömüldüğü bir konfigürasyonu ifade eder.^[34] Deltoid kasının gerginliğini arttırarak omuz eklemine stabilitesini arttırmak ve omuz hareket açıklığını iyileştirmek amacıyla kullanılır. Rotator manşet kaslarının boyunu kısaltabilir ve bu durum, ameliyat sonrası iç ve dış rotasyonda olumsuz sonuçlara yol açabilir.^[35]

Onlay humeral tasarım

Onlay humeral tasarım, humeral liner veya humeral bileşenin kemiğin dış yüzeyine yerleştirilmesiyle, humerus gövdesinin humeral metafizin üstünde konumlanmasını ifade eder. Bu da protezin daha fazla lateralizasyon ve distalizasyon sağlamasına olanak tanır. Onlay tasarım; özellikle lateralize glenosferle kullanıldığında, rotator manşet gerginliğini arttırarak daha iyi biyomekanik sonuçlar elde edilmesine yardımcı olabilir. Ayrıca onlay tasarım, subskapularis tendonunun onarımına olan ihtiyacı azaltabilir, bu da bazı klinik durumlarda implantın stabilitesi için avantaj sağlar.^[36] Ancak, bu tasarımın kullanımı bazı potansiyel dezavantajlarla da ilişkilendirilmiştir.^[37] Onlay tasarım kullanıldığında, humeral kom-

ponentin yerleşiminde zorluklar yaşandığı ve skapular çentikleşme riskinde artış bildirilmiştir.^[37]

Kahraman ve ark. inlay humeral tasarımları ile onlay tasarımları karşılaştırdıkları çalışmalarında; inlay tasarımların daha iyi fonksiyonel sonuçlar gösterdiğini, artmış eklem hareket açıklığı sağladığını ve daha düşük periprotetik kırık insidansı taşıdığını; bununla birlikte onlay tasarımların ise instabilite oranlarını azaltmada potansiyel avantajlar gösterdiğini belirtmişlerdir.^[38]

Kombine Glenoid ve Humerus Tasarım Farklılıklarının Etkileri

Glenoid ve humerus komponentlerinin kendine özgü tasarım özellikleri önemli olsa da bu implantların birlikte kullanılması en kritik basamaktır. Glenoid ve humerus protezlerinin kombinasyonları, TOP uygulamalarında farklı biyomekanik ve klinik sonuçlar doğurabilir. Aşağıda, farklı glenoid ve humerus protezi kombinasyonlarının etkileri detaylandırılmıştır.

Medialize glenoid/medialize humerus kombinasyonu (Grammont tipi)

Bu kombinasyon, eklemi medialize ederek deltoid abdüktör moment kolunu uzatır. Bu özellik, öne fleksiyon ve abduksiyon hareketlerinde iyileşme sağlar. Bununla birlikte, bu kombinasyon skapular çentikleşme riskini artırır ve rotator manşet kaslarını kısaltarak iç ve dış rotasyon hareketlerini sınırlayabilir. Ayrıca, deltoidin eklemi daha az kavraması nedeniyle, stabiliteyi arttırmak için subskapularis tamirinin gerekliliği ortaya çıkabilir.^[36]

Lateralize glenoid/medialize humerus kombinasyonu

Lateralize glenoid/MH protezi genellikle, lateralize edilmiş bir glenosfer ile inlay bir humeral komponentin kombine tasarımına sahip olup rotator manşet kaslarının daha iyi gerilmesini sağlayarak iç ve dış rotasyonu arttırmak amacıyla tasarlanmıştır. Glenoid komponentin lateralizasyonu; glenosferin kalınlığı artırılarak ya da *base plate*in altına humerus başı otogrefti koyularak (BIO-RSA) sağlanır. Bu kombinasyon, deltoidin omuz eklemine kavrama kuvvetini arttırarak stabiliteyi artırır ve çıkık riskini azaltır. Ayrıca, bu kombinasyon, skapular çentikleşme oranını azaltır. Lateralize glenoid/MH kombinasyonu, subskapularis tamirine gerek kalmadan daha stabil olabilir. Ancak çalışmalarda bu tasarımın, glenoid komponentte gevşeme riskini nispeten arttırdığı gösterilmiştir.^[39]

Medialize glenoid/lateralize humerus kombinasyonu

Medialize glenoid/LH protezleri teorik olarak, medialize ERM'nin (yani arttırılmış deltoid moment kolu) ve

lateralize humerusun (yani arttırılmış rotator manşet gerinliği) avantajlarını birleştirir. Roche ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada; deltoidin eklemi en iyi kavrayabildiği ve rotator manşet kaslarının geriminin en iyi olduğu kombinasyonun MG/LH kombinasyonu olduğu gösterilmiştir.^[28] Humerus daha lateral olduğu için subskapularis onarımına ihtiyaç duyulmamaktadır.

Lateralize glenoid/lateralize humerus kombinasyonu

Bu kombinasyonda implantlara bağlı akromiyal stres kırığı gelişme riski çok yüksektir. Bu tür komplikasyonların yüksek riski nedeniyle, bu tasarımın kullanımı çok sınırlanmıştır.^[40]

Ters omuz protezi uygulamasında başarılı sonuçlar almak için, doğru cerrahi tekniğin uygulanması kadar kullanılan tasarımın biyomekaniğinin ve mantığının anlaşılması, çeşitli TOP tasarımlarının avantajları ve dezavantajlarının değerlendirilerek, hastaların spesifik ihtiyaçlarına göre en uygun tasarımın seçilmesi başarılı sonuçların elde edilmesinde en önemli faktörlerdir.

KAYNAKLAR

1. Strauss EJ, Roche C, Flurin PH, Wright T, Zuckerman JD. The glenoid in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2009;18(5):819-33. [Crossref](#)
2. Lee SB, Kim KJ, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN. Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82(6):849-57. [Crossref](#)
3. Burkhart SS, Lo IK. Arthroscopic rotator cuff repair. *J Am Acad Orthop Surg* 2006;14(6):333-46. [Crossref](#)
4. Neer CS 2nd, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65(9):1232-44. [Crossref](#)
5. Young AA, Walch G, Pape G, Gohlke F, Favard L. Secondary rotator cuff dysfunction following total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis: Results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2012;94(8):685-93. [Crossref](#)
6. Zuckerman JD, Scott AJ, Gallagher MA. Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 2000;9(3):169-72. [Crossref](#)
7. Mahony GT, Werner BC, Chang B, Grawe BM, Taylor SA, Craig EV, et al. Risk factors for failing to achieve improvement after anatomic total shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg* 2018;27(6):968-75. [Crossref](#)
8. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. Grammont's idea: The story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(9):2425-31. [Crossref](#)
9. Neer CS 2nd. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56(1):1-13. [Crossref](#)
10. Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(9):2432-9. [Crossref](#)
11. Grammont P, Trouilloud P, Laffay J, Deries X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie* 1987;39:407-18.
12. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1 Suppl S):147S-61S. [Crossref](#)
13. Middernacht B, Van Tongel A, De Wilde L. A critical review on prosthetic features available for reversed total shoulder arthroplasty. *Biomed Res Int* 2016;2016:3256931. [Crossref](#)
14. Gutiérrez S, Keller TS, Levy JC, Lee WE 3rd, Luo ZP. Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466(3):670-6. <https://doi.org/10.1007/s11999-007-0096-0> [Crossref](#)
15. Roche CP, Stroud NJ, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, DiPaola MJ. Reverse shoulder glenoid baseplate fixation: A comparison of flat-back versus curved-back designs and oval versus circular designs with 2 different offset glenospheres. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23(9):1388-94. [Crossref](#)
16. Hopkins AR, Hansen UN. Primary stability in reversed-anatomy glenoid components. *Proc Inst Mech Eng H* 2009;223(7):805-12. [Crossref](#)
17. Valenti P, Sekri J, Kany J, Nidtahar I, Werthel JD. Benefits of a metallic lateralized baseplate prolonged by a long metallic post in reverse shoulder arthroplasty to address glenoid bone loss. *Int Orthop* 2019;43(9):2131-9. [Crossref](#)
18. Gutiérrez S, Levy JC, Frankle MA, Cuff D, Keller TS, Pupello DR, Lee WE 3rd. Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17(4):608-15. [Crossref](#)
19. De Biase CF, Ziveri G, Delcogliano M, de Caro F, Gumina S, Borroni M, et al. The use of an eccentric glenosphere compared with a concentric glenosphere in reverse total shoulder arthroplasty: Two-year minimum follow-up results. *Int Orthop* 2013;37(10):1949-55. [Crossref](#)
20. Mollon B, Mahure SA, Roche CP, Zuckerman JD. Impact of glenosphere size on clinical outcomes after reverse total shoulder arthroplasty: An analysis of 297 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2016;25(5):763-71. [Crossref](#)
21. de Wilde LF, Poncet D, Middernacht B, Ekelund A. Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop* 2010;81(6):719-26. [Crossref](#)
22. Erickson BJ, Denard PJ, Griffin JW, Wittman T, Raiss P, Gobezie R, et al. A 135° short inlay humeral stem leads to comparable radiographic and clinical outcomes compared with a standard-length stem for reverse shoulder arthroplasty. *JSES Int* 2022;6(5):802-8. [Crossref](#)
23. Hawi N, Tauber M, Messina MJ, Habermeyer P, Martetschläger F. Anatomic stemless shoulder arthroplasty and related outcomes: A systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* 2016;17(1):376. [Crossref](#)

24. Lo EY, Rizkalla J, Montemaggi P, Majekodunmi T, Krishnan SG. Clinical and radiographic outcomes of cementless reverse total shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2021;30(8):1949-56. [Crossref](#)
25. Roche CP, Diep P, Hamilton MA, Flurin PH, Routman HD. Comparison of bone removed with reverse total shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis* 2013;71 Suppl 2.
26. Stroud N, DiPaola MJ, Flurin PH, Roche CP. Reverse shoulder glenoid loosening: An evaluation of the initial fixation associated with six different reverse shoulder designs. *Bull Hosp Jt Dis* 2013;71 Suppl 2.
27. Hamilton MA, Diep P, Roche C, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, et al. Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms. *J Orthop Res* 2015;33(4):605-13. [Crossref](#)
28. Roche CP, Diep P, Hamilton M, Crosby LA, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Routman HD. Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis* 2013;71(4):284-93.
29. Harman M, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in "reverse" total shoulder arthroplasty: A biomechanical evaluation. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1 Suppl S):162S-7S. [Crossref](#)
30. Grassi FA, Murena L, Valli F, Alberio R. Six-year experience with the Delta III reverse shoulder prosthesis. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2009;17(2):151-6. [Crossref](#)
31. Simovitch RW, Zumstein MA, Lohri E, Helmy N, Gerber C. Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89(3):588-600. [Crossref](#)
32. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87(8):1697-705. [Crossref](#)
33. Roche CP. Reverse Shoulder arthroplasty biomechanics. *J Funct Morphol Kinesiol* 2022;7(1):13. [Crossref](#)
34. Jackson GR, Meade J, Young BL, Trofa DP, Schiffert SC, Hamid N, Saltzman BM. Onlay versus inlay humeral components in reverse shoulder arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Shoulder Elbow* 2023;15(1):4-13. [Crossref](#)
35. Lee HJ, Yoon CY, Kim YS. Comparison of clinical performance of inlay versus onlay humerus implants in reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Surg* 2023;15(1):135-44. [Crossref](#)
36. Cogan CJ, Griffin JW, Inoue K, Bennett M, Vail TP. The influence of reverse total shoulder arthroplasty implant design on biomechanics. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2023;16(3):95-102. [Crossref](#)
37. Ascione F, Schiavone Panni A, Braile A, Corona K, Toro G, Capuano N, et al. Problems, complications, and reinterventions in 4893 onlay humeral lateralized reverse shoulder arthroplasties: A systematic review (part I-complications). *J Orthop Traumatol* 2021;22(1):27. [Crossref](#)
38. Kahrman S, Karslıoğlu B, İmren Y, Keskin A, Bilsel K, Dedeoğlu SS. Comparison of functional outcomes and complications of inlay and onlay reverse shoulder arthroplasty in neer type 4 proximal humerus fractures and cuff tear arthropathy: A multicentric study. *Indian J Orthop* 2024;58(3):263-70. [Crossref](#)
39. Lädermann A, Schwitzgubel AJ, Edwards TB, Godeneche A, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and migration in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Joint J* 2019;101-B(4):461-9. [Crossref](#)
40. Ascione F, Kilian CM, Laughlin MS, Bugelli G, Domos P, Neyton L, et al. Increased scapular spine fractures after reverse shoulder arthroplasty with a humeral onlay short stem: An analysis of 485 consecutive cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2018;27(12):2183-90. [Crossref](#)