

Omuz endoprotez tasarımları: Kinematik uyum ve reverse omuz protezlerinin evrimi

Shoulder endoprosthesis designs: Kinematic compatibility and the evolution of reverse shoulder arthroplasty

Süleyman Semih Dedeoğlu¹, Mustafa Buğra Ayaz²

¹İstinye Üniversitesi, Liv Hospital Vadistanbul, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

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

Omuz eklemine geniş hareket açıklığı, düşük intrinsik stabilite ve rotator manşet-deltoid kuvvet dengesi ile sürdürülen hassas bir biyomekanik düzene dayanır. Rotator manşet yetmezliğinde humerus başının süperior migrasyonu; deltoid etkinliğinde azalma, psödo paralizi ve manşet yırtığı artropatisi geliştirerek anatomik omuz artroplastisinin biyomekanik sınırlarını belirginleştirir. Reverse total omuz artroplastisi, dönme merkezini mediale ve inferiore taşıyıp humerusu distalize ederek deltoid moment kolunu artıran yeni bir mekanik düzen oluşturmuş ve bu hasta grubunda tedavi yaklaşımını kökten değiştirmiştir. Bu gelişim sürecinde erken dönem başarısız reverse tasarımlar, Grammont konsepti ve güncel implant sistemleri; stabilite, hareket açıklığı, deltoid gerilimi, rotasyonel fonksiyon ve implant ömrü arasındaki dengeyi yeniden tanımlayan ardışık tasarım basamakları olarak öne çıkmıştır. Glenoid ve humeral komponentlerde yapılan modern değişiklikler; skapula çentiklenmesinin azaltılması, rezidüel rotasyonların iyileştirilmesi, fiksasyon kalitesinin artırılması ve komplikasyonların sınırlandırılması açısından belirleyici hâle gelmiştir. Endikasyonların genişlemesiyle birlikte hasta seçimi, kontrendikasyonların dikkatle değerlendirilmesi ve üç boyutlu ameliyat öncesi planlama da başarının temel bileşenleri arasına girmiştir. Güncel reverse omuz artroplastisi, tek tip bir implant yaklaşımından ziyade hastaya özgü biyomekanik gereksinimlere göre şekillendirilen modüler bir rekonstrüksiyon platformu olarak değerlendirilmelidir.

Anahtar sözcükler: reverse omuz artroplastisi; omuz kinematiği; protez tasarımı; manşet yırtığı artropatisi

The shoulder joint depends on a delicate biomechanical balance characterized by a wide range of motion, low intrinsic stability, and coordinated force coupling between the rotator cuff and the deltoid. In rotator cuff insufficiency, superior migration of the humeral head, reduced deltoid efficiency, pseudoparalysis, and cuff tear arthropathy develop, thereby exposing the biomechanical limitations of anatomic shoulder arthroplasty. Reverse total shoulder arthroplasty created a new mechanical construct by medializing and inferiorizing the center of rotation and distalizing the humerus, which increased the deltoid moment arm and fundamentally changed treatment in this patient population. Within this developmental process, early failed reverse designs, the Grammont concept, and contemporary implant systems have represented successive design stages that redefined the balance among stability, range of motion, deltoid tension, rotational function, and implant longevity. Modern modifications in glenoid and humeral components have become crucial for reducing scapular notching, improving residual rotation, enhancing fixation quality, and limiting complications. With the expansion of indications, patient selection, careful evaluation of contraindications, and three-dimensional preoperative planning have also become essential determinants of success. Contemporary reverse shoulder arthroplasty should therefore be regarded not as a uniform implant concept, but as a modular reconstructive platform tailored to patient-specific biomechanical demands.

Key words: reverse shoulder arthroplasty; shoulder kinematics; prosthetic design; cuff tear arthropathy

Omuz eklemi, insan vücudundaki en geniş hareket açıklığına sahip eklemlerden biri olmasına karşın bu üstün mobilite, düşük intrinsik stabilite pahasına sağlanır. Glenoidin humerus başına göre küçük ve

sığ yapısı nedeniyle omzun fizyolojik dengesi büyük ölçüde rotator manşetin oluşturduğu dinamik merkezleme ve deltoid ile arasındaki kuvvet dengesi üzerine kuruludur. Bu nedenle rotator manşet yetmezliği geliştiğinde

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

ORCID ID: Süleyman Semih Dedeoğlu, 0000-0002-7441-5028 • Mustafa Buğra Ayaz, 0000-0002-1428-7570

Geliş / Received: 4 Mayıs 2026 • **Revizyon / Revised:** 25 Haziran 2026 • **Kabul / Accepted:** 25 Haziran 2026

yalnızca ağrı ve güç kaybı ortaya çıkmaz; aynı zamanda humerus başının süperior migrasyonu, deltoid etkinliğinde azalma, psödoparaliziye ilerleyen bir biyomekanik çöküş gelişir.^[1] Reverse total omuz artroplastisi, rotator manşet yetmezliği olan omuzda deltoidi primer motor güç hâline getirerek gerçek bir “oyun değiştirici” olmuştur. Başlangıçta esas olarak manşet yırtığı artropatisi ve tamir edilemez masif rotator manşet yırtıkları için geliştirilmiş olsa da implant tasarımındaki ilerlemeler ve biyomekanik daha iyi anlaşılması ile birlikte endikasyonları; proksimal humerus kırıkları, revizyon artroplastileri, glenoid kemik kaybı ve seçilmiş primer osteoartrit olgularına kadar genişlemiştir. Bu genişleme reverse omuz protezinin, 2003 yılında Food and Drug Administration onayı almasının ardından tasarım parametreleri hastaya göre uyarlanabilen biyomekanik bir rekonstrüksiyon aracı hâline geldiğini göstermektedir.^[2]

Glenohumeral Eklem Anatomisi

Glenohumeral eklem, insan vücudundaki en geniş hareket açıklığına sahip eklemlerden biridir. Bu geniş hareket açıklığı, aynı zamanda eklem intrinsik stabilitesinin sınırlı olmasının da temel nedenidir. Glenoid yüzey, humerus başına kıyasla belirgin olarak daha küçük ve sığdır; humerus başının glenoid ile temas eden bölümü hareket sırasında yalnızca yaklaşık %20–30 düzeyindedir.^[2] Bu belirgin boyut uyumsuzluğu omuza yüksek mobilite kazandırırken stabilitenin yalnızca kemik morfolojisi ile sağlanmasını imkânsız hâle getirir. Bu nedenle glenohumeral stabilite; labrum, kapsül, bağlar gibi statik yapılara ek olarak başta rotator manşet olmak üzere dinamik stabilizatörlerin koordineli çalışmasına bağlıdır. Rotator manşet; supraspinatus, infraspinatus, teres minör, subskapularis kaslarından oluşur ve humerus başını glenoid üzerinde, merkezde tutan temel dinamik yapıdır. Deltoid ise omzun ana motor gücünü oluşturur ancak etkili bir abdüksiyon için tek başına yeterli değildir çünkü oluşturduğu süperior yönlü kuvvetin rotator manşet tarafından dengelenmesi gerekir.^[2]

Normal Omuz Hareket Biyomekanikliği

Normal omuz fonksiyonu, mobilite ile stabilite arasındaki hassas dengenin korunmasına dayanır. Bu dengenin temel biyomekanik açıklaması “konkavite-kompresyon” kavramıdır. Bu modelde rotator manşet kasları, humerus başını glenoid konkavitesine doğru bastırarak eklem yüzeyleri arasında kompresif bir kuvvet oluşturur; böylece humerus başı, hareket boyunca glenoid merkezinde tutulur. Eklem stabilitesinin özellikle orta hareket açıklıklarında büyük ölçüde bu mekanizmaya bağlı olduğu gösterilmiştir. Buna ek olarak, omzun fizyolojik kinematikliği koronal

ve transvers düzlemde çalışan kuvvet çiftlerinin dengesi ile sürdürülür. Koronal planda deltoidin süperior çekme kuvveti, rotator manşetin inferior ve kompresif etkisi ile dengelenir. Transvers planda subskapularis anterior tarafta; infraspinatus ve teres minör ise posterior tarafta karşılıklı moment oluşturarak humerus başının merkezlenmesine katkı sağlar. Sonuç olarak deltoid ana elevasyon kuvvetini üretirken rotator manşet bu hareket için gerekli stabil kaldiraç kolu sağlar. Fizyolojik omuz hareketi, bu iki sistemin eş zamanlı ve dengeli işleyişine bağlıdır.^[3]

Rotator manşet yetmezliğinde kinematik bozulma

Masif ve tam kat rotator manşet yırtıklarında bu denge bozulur. Rotator manşetin humerus başı üzerindeki inferiorlaştırıcı ve merkezleyici etkisi kaybolduğunda deltoidin yukarı yönlü kayma kuvveti karşılanamaz ve humerus başı progresif olarak süperiora göç eder. Bu durum yalnızca eklem merkezlenmesini bozmakla kalmaz aynı zamanda glenohumeral temas paternlerini değiştirerek süperior glenoidin aşınmasına, akromiyon alt yüzünde remodelinge ve zamanla manşet yırtığı artropatisi tablosuna zemin hazırlar. İleri olgularda proksimal humerusta femoralizasyon, akromiyonda ise asetabularizasyon olarak tanımlanan yapısal değişiklikler gelişebilir. Rotator manşet yetmezliğinin ilerlemesiyle omzun normal kuvvet çiftleri çöker, deltoidin mekanik avantajı azalır ve aktif elevasyon kapasitesi belirgin şekilde bozulur. Özellikle humerus başının süperior migrasyonu, deltoidin optimal gerilim uzunluğunu kaybetmesine neden olur; böylece kas etkin kasılsa bile kolu etkili biçimde kaldıramaz hâle gelir. Klinik olarak bunun karşılığı, pasif hareket açıklığı korunmasına rağmen aktif elevasyonun kaybolduğu psödoparalizi tablosudur.^[1]

Omuz Artroplastisinin Tarihsel Gelişimi

Omuz artroplastisinin tarihsel gelişimi, ileri derecede ağrılı ve fonksiyonunu kaybetmiş eklemler için başlangıçta bir kurtarma girişimi olarak ortaya çıkmış; zamanla karşılaşılan biyomekanik sorunlara yanıt veren daha sofistike tasarımlara evrilmiştir. İlk omuz protezi 1893 yılında Jules Emile Péan tarafından tüberküloz artritle bir hastada uygulanmış olsa da enfeksiyon nedeniyle uzun süreli başarı sağlanamamıştır.^[4] Modern omuz artroplastisinin asıl başlangıcı ise 1950’lerde Charles Neer’in proksimal humerus kırıkları ve avasküler nekroz için geliştirdiği anatomik hemiarthroplasti ile olmuştur. Neer daha sonra bu yaklaşımı glenohumeral osteoartrit tedavisine genişleterek anatomik total omuz artroplastisinin temelini atmıştır.^[5] Bununla birlikte anatomik protezler, yalnızca kemik morfolojisini yeniden oluşturmaları nedeniyle, sağlam bir rotator manşetin bulunmadığı omuzlarda beklenen

başarıyı gösterememiştir. Rotator manşet yetmezliğinde humerus başının süperior migrasyonu, glenoid komponent üzerinde eksantrik yüklenmeye yol açmış, bu durum “sallanan at” fenomeni üzerinden erken gevşeme ve başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Bu nedenle anatomik total omuz protezi rotator manşeti sağlam hastalarda etkili olurken manşet yırtığı artropatisi gibi olgularda ciddi sınırlılıklar göstermiştir.^[3]

Rotator manşet eksikliğinin yarattığı bu biyomekanik açmazı aşmak amacıyla 1970’lerde normal anatomiyi tersine çeviren çok sayıda kısıtlı ve yarı-kısıtlı tasarım geliştirilmiştir. Neer’in Mark I-III protezleri ile birlikte Leeds-Reeves, Kölbl, Kessel, Fenlin ve benzeri erken reverse sistemler, topu glenoid ve yuvayı humerusa taşıyan sabit kaldıraç kolu çözümler sunmuş ancak klinik olarak kalıcı başarı sağlayamamıştır.^[2,6] Bu ilk reverse tasarımların ortak problemi, dönme merkezini skapulanın lateralinde bırakmaları ve böylece glenoid kemik-implant arayüzünde yüksek tork ile makaslama kuvvetleri oluşturmalarıydı (Şekil 1). Sonuç olarak instabilite, komponent kırılması, kısıtlı hareket açıklığı ve özellikle erken glenoid gevşemesi bu sistemlerin terk edilmesine neden olmuştur. Esasen bu dönem, yalnızca kısıtlılığı artırmanın manşet yetmezliğini çözmeye yetmediğini, asıl belirleyici unsurun dönme merkezi ve yük aktarımı olduğunu göstermesi bakımından önemlidir.^[6]

Omuz artroplastisindeki asıl kırılma noktası, Paul Grammont’un 1985 yılında geliştirdiği reverse protez konsepti olmuştur. Grammont, önceki tasarımların başarısızlığını yalnızca ters geometriyle değil bunu destekleyen yeni bir biyomekanik mantıkla çözmüştür. Bu yaklaşımda dön-



Şekil 1. Erken dönem reverse omuz protezi tasarımlarında doğal rotasyon merkezinin korunduğu konseptin, temsili rekonstrüksiyonu.

me merkezi mediale ve glenoid yüzeyine yaklaştırılmış, humerus distalize edilerek deltoid gerilimi artırılmış eklem yarı kısıtlı ama doğal olarak stabil hâle getirilmiş ve deltoidin elevasyondaki mekanik etkinliği yükseltilmiştir.^[7] İlk Trompette prototipinde dönme merkezi hâlen bir miktar lateral kalmakta ve sementli glenoid tespiti gevşeme sorunu doğurmaktaydı (Şekil 2).^[8]

Ancak 1991’de geliştirilen Delta III ile glenosfer tam hemisferik hâle getirilmiş, dönme merkezi doğrudan glenoid yüzeyine taşınmış, glenoid tespiti ise merkezi peg ve iki diverjan vida ile güçlendirilmiştir. Ayrıca 155° boyun-gövde açılı inlay humeral tasarım, humerusu mediale ve distale alarak deltoidin eksik rotator manşeti kısmen kompanse etmesini mümkün kılmıştır. Böylece Delta III, modern reverse total omuz artroplastisinin atası hâline gelmiş ve sonraki tüm sistemlerin temel prensiplerini belirlemiştir.^[9]

Anatomik omuz artroplastisinin klinik yeri ve sınırları

Reverse omuz protezinin yaygınlaşmasından önce omuz artroplastisinde temel çözümler hemiarthroplasti ve anatomik total omuz artroplastisiydi. Hemiarthroplasti, humerus başının protez ile değiştirilip glenoidin korunmasına dayanan en eski modern omuz artroplastisi seçeneklerinden biri olup özellikle kompleks proksimal humerus kırıkları, humerus başı osteonekrozu ve seçilmiş glenoid kemik stoku yetersiz olgularda klinik kullanım alanı bulmuştur. Bununla birlikte hemiarthroplastinin



Şekil 2. Grammont’un erken dönem reverse omuz protezi tasarımlarından biri olan Trompette protezinin temsili görünümü.

başarısı yalnızca ağrı kontrolüne değil omzun dinamik dengesinin korunmasına da bağlıdır. Özellikle kırık ve tüberküllerin iyileşmediği olgularda ve rotator manşetin fonksiyonel bütünlüğü sağlanamadığında, aktif elevasyonun ve omuz fonksiyonunun istenen düzeyde geri kazanılması güçleşmektedir.^[10] Bu nedenle hemiarthroplasti, uygun hasta grubunda hâlen değerini korusa da manşet yetmezliği bulunan veya tüberkül iyileşmesinin öngörülemediği olgularda belirgin sınırlılıklar göstermektedir.

Anatomik total omuz artroplastisi ise humeral komponentin karşısına glenoid bileşenin eklenmesi, eklem yüzeylerinin anatomik olarak yeniden oluşturulmasını hedefler ve özellikle rotator manşeti sağlam, yeterli glenoid kemik stokuna sahip primer glenohumeral osteoartrit hastalarında başarılı sonuçlar verir. Bu nedenle günümüzde de uygun endikasyonda ağrı kontrolü, hareket açıklığı ve fonksiyonel sonuçlar açısından temel tedavi seçeneklerinden biri olmaya devam etmektedir. Ancak anatomik total omuz protezinin başarısı, biyomekanik olarak sağlam bir rotator manşetin varlığına bağlıdır. Rotator manşet yetmezliğinde humerus başını glenoid üzerinde merkezde tutan konkavite-kompresyon mekanizması ortadan kalkar; deltoidin süperior yönlü çekişi baskın hâle gelir ve humeral baş protezli omuzda süperior migrasyona uğrar. Bunun sonucunda glenoid komponent üzerinde eksantrik yüklenme gelişir ve “sallanan at” fenomeni olarak tanımlanan tahterevallli etkisi ortaya çıkar. Zamanla bu yüklenme paterni mikromobilitiyi artırır, glenoid komponent gevşemesine yol açar ve anatomik protezin biyomekanik başarısını ortadan kaldırır.^[2] Bu nedenle hem hemiarthroplasti hem de anatomik total omuz artroplastisi, rotator manşeti yetersiz omuzlarda sınırlı kalmış; özellikle manşet yırtığı artropatisi ve psödoparalizi ile seyreden olgularda reverse total omuz artroplastisinin geliştirilmesini zorunlu kılan biyomekanik boşluğu dolduramamıştır.

Grammont konsepti ve reverse omuz artroplastisinin biyomekanik temeli

Reverse total omuz artroplastisinin modern başarısı büyük ölçüde Paul Grammont'un tanımladığı biyomekanik prensiplere dayanır. Bu konsept, manşet yetmezlikli omuzda anatomiye yeniden üretmeye değil, bozulan kuvvet dengesini yeni bir mekanik düzen ile telafi etmeye yöneliktir. Grammont tasarım özellikleri dört temel ilkeye sahiptir.^[11]

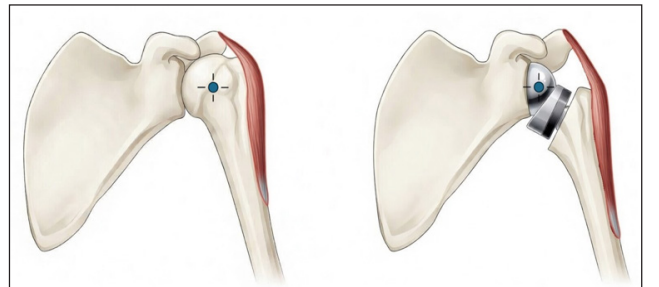
- Dönme merkezinin mediale ve inferiore alınması
- Humerusun distalizasyonu ile deltoidin yeniden gerilmesi
- Protezin sabit kaldıraç kolu ve doğası gereği stabil hâle getirilmesi

- Geniş glenosfer, küçük humeral kap kombinasyonu ile yarı kısıtlı bir eklemleşme oluşturulması

Bu yaklaşım, önceki lateralize reverse tasarımlarda görülen yüksek glenoid torkunu azaltmış ve kemik-implant arayüzündeki yüklenmeyi daha kompresif bir vektöre dönüştürerek glenoid gevşemesi riskini anlamlı biçimde düşürmüştür. Aynı zamanda mediyalizasyon ve distalizasyon, deltoid abdüktör moment kolunu artırıp kasın daha hareketin başlangıcından itibaren etkili hâle gelmesini sağlayarak rotator manşeti olmayan omuzda aktif elevasyonu mümkün kılmıştır. Bu sayede deltoid, özellikle elevasyonun erken fazlarında daha etkili hâle gelir. Bazı biyomekanik çalışmalarda bu değişimin deltoid moment kolunda %42'ye varan artış sağladığı bildirilmiştir (Şekil 3).^[12]

Grammont konseptinin en güçlü yönü, omzu dinamik rotator manşet stabilizasyonuna bağımlı olmaktan çıkartıp sabit bir mekanik kaldıraç kolu etrafında çalışan daha öngörülebilir bir sisteme dönüştürmesidir. Doğal omuzda humerus başının merkezlenmesi rotator manşetin oluşturduğu konkavite-kompresyon mekanizmasına bağlı olarak reverse tasarımda bu işlev büyük ölçüde glenosfer ve humeral kap arasındaki uyumlu, daha kısıtlı eklemleşme tarafından üstlenilir. Böylece deltoidin süperior çekişi, humerus başının kaçışına yol açmak yerine elevasyon hareketine çevrilebilir. Özellikle Delta III ile standartlaşan 155° inlay humeral yapı ve medialize dönme merkezi, manşet yırtığı artropatisi ve psödoparalizi bulunan hastalarda reverse artroplastinin klinik başarısının temelini oluşturmuştur.^[11]

Bununla birlikte Grammont tasarımı biyomekanik açıdan kusursuz değildir; glenoid gevşemesini azaltma ve deltoid etkinliğini artırma pahasına yeni sorunlar doğurmuştur. Aşırı mediyalizasyon, humerusu da mediale taşıyarak kalan rotator manşet kaslarının uzunluk-gerilim ilişkisini bozmakta, özellikle dış rotasyon gücü ve rotasyonel fonksiyonda yetersizliğe yol açabilmektedir.^[9] Benzer biçimde 155° humeral açı ile birleşen medialize geometri,



Şekil 3. Doğal omuz ile reverse omuz protezi uygulanmış omuzun karşılaştırmalı gösterimi; reverse tasarım sonrası deltoid kasındaki gerilim artışı ve liflerin katlanma paternindeki değişimin görselleştirilmesi.

adduksiyon ve rotasyon sırasında humeral komponentin inferior skapula boynu ile çarpışmasını kolaylaştırarak skapula çentiklenmesinin gelişimine zemin hazırlar. Bu komplikasyon yalnızca radyografik bir bulgu olmayıp ilerleyen olgularda polietilen aşınması, kemik kaybı, hareket açıklığında azalma ve hatta glenoid baz plak fiksasyonunda bozulma ile ilişkilendirilebilir. Bu nedenle sonraki nesil reverse tasarımlar Grammont'un sabit kaldıraç kolu ve deltoid odaklı temel felsefesini korurken daha az mediyalizasyon, daha fazla inferior yerleşim, glenoid veya humeral lateralizasyon ve daha düşük boyun gövde açıları ile sıkışmasız hareket açıklığını ve rotasyonel fonksiyonu iyileştirmeye yönelmiştir.^[5]

Glenoid komponent tasarımındaki gelişmeler

Reverse omuz protezinde glenoid tarafındaki evrim, esas olarak iki hedef etrafında şekillenmiştir; glenoid gevşemesini azaltmak ve medialize Grammont tasarımının yol açtığı skapula çentiklenmesi ve sıkışma sorunlarını sınırlamaktır. Bu nedenle modern glenoid tasarımı, yalnızca glenosferin yerini değil; *baseplate* fiksasyonunu, santral destek elemanını, periferik vidaların kalitesini ve glenoid yerleşim açısını birlikte ele alan çok bileşenli bir optimizasyon alanına dönüşmüştür. Güncel sistemlerde glenoid fiksasyonu çoğunlukla çimentosuz metal bir *baseplate*, santral peg veya vida benzeri bir merkezi eleman ve periferik kilitli/kompresyon vidaları ile sağlanır. Temel amaç, kemik içine büyümeyi mümkün kılacak kadar düşük mikromobilité elde etmek ve yükleri olabildiğince yüksek kaliteli skapula kemik sütunlarına aktarmaktır. Bu nedenle santral elemanın, şekli kadar periferik vidaların korakoid tabanı, skapula çıkıntısı ve skapula sütunları gibi yoğun kemik alanlarına yönlendirilmesi belirleyici görünmektedir. Kilitli vidaların kilitsiz vidalara göre daha az mikromobilité sağladığı, vida uzunluğunun artmasının fiksasyonu iyileştirdiği ve zayıf kemik stokunda mikromobilitéyi arttırdığı gösterilmiştir. Ayrıca daha yeni deneysel veriler iki vidalı konstrüksiyonlara kıyasla dört vidalı fiksasyonun daha stabil olduğunu, ancak dörtten fazla vidanın ek bir biyomekanik kazanç sağlamadığını düşündürmektedir.^[13] Buna karşılık paralel ve diverjan vida yerleşimi arasında, en azından dairesel *baseplate* ve standardize test koşullarında, anlamlı bir üstünlük gösterilememiştir.^[14]

Glenosferin konumu ve ofseti glenoid, gelişimin ikinci büyük basamağını oluşturur. Glenoid *baseplate* yerleştirilmesinde glenoid konsantrik, ekzantrik veya eksen dışı oyulabilir. Bununla birlikte glenosfer, *baseplate* üzerinde çeşitli ofsetlerde konumlandırılabilir.^[15] Grammont tasarımı glenoid tarafında belirgin mediyalizasyon ile gevşemeyi azaltmış ancak bunun bedeli olarak skapu-

la çentiklenmesi ve rotasyonel kısıtlılık ortaya çıkmıştır. Bu nedenle modern tasarımlar glenosferi göreceli olarak daha lateral, daha inferior ve çoğu zaman eksen dışı yerleştirerek sıkışmasız hareket açıklığını artırmaya yönelmiştir.^[16] Glenoid lateralizasyonu, metalik lateralize *baseplate*/glenosfer ile veya kemik grefti kullanılarak yapılan *bony increased offset-reversed shoulder arthroplasty* (BIO-RSA) ile elde edilebilir; her iki yaklaşım da çentiklenmeyi azaltma, yumuşak doku gerilimini iyileştirme ve özellikle dış rotasyonu destekleme potansiyeline sahiptir.^[17] Ancak lateralizasyonun glenoid-kemik arayüzü üzerinde daha yüksek kayma ve tork oluşturduğu, bu nedenle fiksasyon gereksinimini artırdığı unutulmamalıdır. BIO-RSA bu soruna biyolojik lateralizasyon ile çözüm üretmeye çalışır; greft ile eklem hattını laterale taşıyıp humeral komponentin skapulaya çarpmasını geciktirir ve bazı serilerde yüksek greft kaynama oranları ile düşük çentiklenme oranları bildirilmiştir.^[18] Bununla birlikte greft rezorpsiyonu, kaynamama ve artmış tork gibi teorik ve pratik riskler tamamen ortadan kalkmış değildir.

Glenosferin inferior konumlandırılması ve inferior sarkıtma sağlanması, glenoid tarafında çentiklenmeyi azaltmak için en tutarlı tekniklerden biridir; özellikle 3,5 milimetre (mm)'den fazla inferior sarkıtmanın çentiklenmeyi önlemede yararlı olduğu bildirilmiştir.^[19] Glenoid eğim konusunda ise biyomekanik veriler 10°-15° inferior eğimin, özellikle konsantrik veya lateralize glenosferlerde yükleri daha homojen dağıttığını ve sallanan at etkisini azalttığını göstermektedir.^[3] Ancak 10°'lik bir inferior eğim elde etmek için cerrahın glenoid yüzeyinin alt yarısını üst yarısına göre daha derin ve asimetric olarak oynaması gerekir. Bunu önlemek amaçlı bazı modern glenosferlerde tasarıma kendiliğinden entegre edilmiş 10°'lik bir inferior eğim bulunmaktadır.^[20] Buna karşın inferior eğimin, inferior ofset (eksantrik) bir glenosfer pozisyonu ile birleştirilmesi humerusun aşırı derecede distalizasyonuna yol açabilir. Biyomekanik olarak deltoidi gereğinden fazla gerdiren bu durum, brakial plexus ve özellikle aksiller sinir üzerinde aşırı gerilme ve kalıcı hasar riski yaratabilir.^[21] Son olarak, daha büyük glenosferler stabiliteyi ve sıkışmasız eklem hareket açıklığını artırabilir, çentiklenmeyi azaltabilir ve bazı serilerde dış rotasyona katkı sağlayabilir; ancak bu her hastada klinik üstünlük anlamına gelmez ve küçük anatomili hastalarda uygulanabilirlik ile polietilen aşınması gibi karşı maliyetler göz önünde bulundurulmalıdır.^[17,19]

Humeral komponent tasarımındaki gelişmeler

Geleneksel inlay sistemler, humeral kapı kesilen metafizin içine gömerek daha mediyal bir humeral yapı oluştururken modern onlay sistemler, humeral kabı

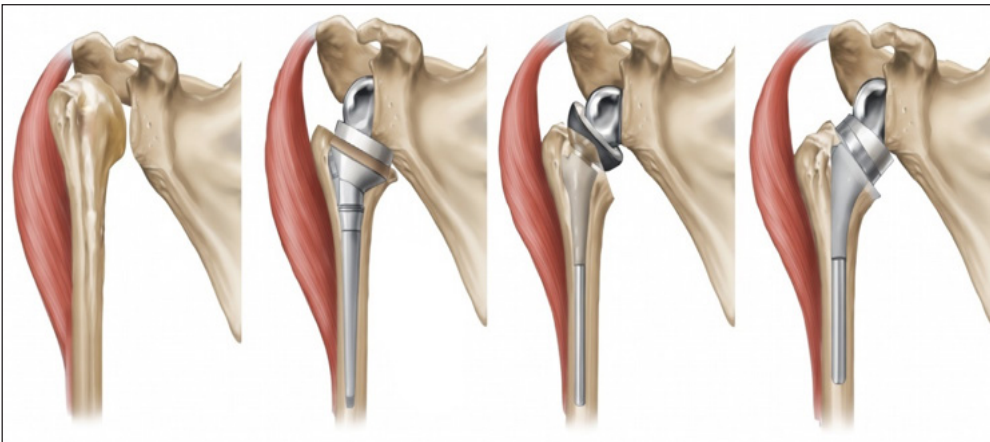
kemik kesisi üzerinde konumlandırılarak humerusu laterale taşır. Bu humeral lateralizasyonun en önemli biyomekanik sonucu deltoid katlanmanın artmasıdır. Ayrıca onlay tasarımda proksimal humerus kemik stoku korunmuş genellikle daha varus bir kesime sahiptir. Bu da kalan rotator manşetine verilen hasarı en aza indirir. Ayrıca, onlay tasarımlar hemiarthroplastisi ve anatomik total omuz artroplastisine dönüştürülebilir modüler özelliklere sahiptir.^[11] Tüberkulum majus ve humeral komponentin daha lateral konumlanması deltoidin yalnızca moment kolunu değil, glenoidde doğru olan kompresif vektörünü de iyileştirir; bu da eklem merkezlenmesini destekleyerek instabilite riskini azaltabilir. Aynı zamanda posterior deltoid ve kalan posterior manşet dokuları için daha uygun bir uzunluk-eğim ilişkisi sağlayarak dış rotasyonu destekleyebilir.^[19]

Orijinal 155° humeral açı, deltoid etkinliği ve elevasyon açısından güçlü bir zemin sağlamış olsa da polietilen *insert*'ün daha yatay bir pozisyonda yer alması nedeniyle inferior skapula boynu ile erken mekanik çarpışmaya ve addüksiyon defisitine yatkınlık yaratmıştır. Bu nedenle 145° ve özellikle 135° eğilimli açılar humerusu göreceli olarak lateralize ederek addüksiyon, ekstansiyon ve dış rotasyonda sıkışmasız hareket açıklığını artırmıştır.^[22] Buna rağmen meta-analitik veriler, daha düşük boyun cisim açısı ile çentiklenme oranlarının azaldığını ve bazı düzlemlerde rotasyonel kazanım sağlandığını gösterse de bunun her zaman klinik skorlar veya total fonksiyon üzerinde belirgin bir üstünlüğe dönüşmediği görülmektedir.^[17]

Ayrıca 135°'lik modern onlay tasarıma göre 155°'lik klasik inlay tasarımın addüksiyon kapasitesinden verdiği tavizi, abduksiyon üzerine sağladığı 9°'ye kadar hareket açıklığı telafi eder.^[23] Bununla beraber 155° inlay tasarım, özellikle kolun iç rotasyonda olduğu riskli pozisyonlarda ekleme daha fazla kompresif güç uygulayarak teoride

daha iyi mekanik stabilite sağlayabilmektedir.^[22] Bununla birlikte 135°'lik onlay tasarımların humerusu aşırı lateralize etmesi, özellikle yumuşak doku ile ilgili problemleri mevcut hastalarda komplikasyonlara yol açabilmektedir. Aşırı humeral lateralizasyon; aşırı doldurma, deltoid ağrısı, akromiyon veya skapula çıkıntısı stres kırıkları ve yumuşak doku gerginliğinde aşırılık gibi sorunlara yol açabilir.^[21] Bu nedenle, bazı güncel çalışmalarda daha medialize konumlanan inlay tasarımlara dönüş eğilimi olduğu da rapor edilmiştir.^[21] Nitekim güncel derlemeler, onlay tasarımların yaygınlaştığını ancak kısa dönem fonksiyonel üstünlüğün tek başına tasarım biçiminden değil glenosfer çapı, glenoid yerleşimi ve toplam global ofset kombinasyonundan da etkilendiğini vurgulamaktadır (Şekil 4).^[22]

Humeral sap tasarımında ise uzun ve çimentolu tasarımlardan; kısa saplı, poröz kaplamalı, çimentosuz ve hatta sapsız sistemlere doğru belirgin bir geçiş vardır. Bunun ana nedeni, uzun saplı tasarımların; stres kalkınma, proksimal kemik rezorpsiyonu, revizyon zorluğu ve periprostetik kırık riskini artırabilmesidir. Kısa saplı veya sapsız sistemler kemik stokunu daha iyi koruyabilir, proksimal yük paylaşımını artırabilir ve özellikle ileride revizyon gereksinimi olduğunda cerrahi esneklik sağlayabilir. Erken klinik sonuçlar, kısa saplı veya sapsız implantların standart saplar ile benzer fonksiyonel sonuçlara sahip olduğunu ve aseptik gevşeme oranlarının düşük kaldığını göstermektedir ancak sapsız tasarımlar özellikle osteoporotik kemikte ilk fiksasyon açısından daha dikkatli endikasyon gerektirir ve uzun dönem verileri hâlen sınırlıdır.^[24] Humeral versiyon da modern evrimin önemli fakat çoğu zaman daha az vurgulanan bir parçasıdır. Retroversiyon arttıkça dış rotasyon artma, iç rotasyon azalma eğilimi göstermektedir; nötr veya düşük retroversiyon ise bunun tersini yapar. Kadavra üzerinde yapılan biyomekanik çalışmalar 20°-40° arası retroversiyonun daha dengeli bir iç rotasyon/



Şekil 4. Soldan sağa: doğal omuz anatomisi, 155° inlay humeral tasarım, 155° inlay tasarımla birlikte lateralize glenoid ofset ve 135° onlay lateralize humeral konsept.

dış rotasyon profili sağlayabileceğini bildirmişlerdir. Klinik çalışmalar ise 0° - 20° arası verilen retroversiyon incelendiğinde dahi tutarlı bir üstünlük ortaya koyamamıştır. Bu nedenle humeral versiyon seçiminde de sabit tek bir açıdan ziyade hastanın günlük yaşam gereksinimleri, teres minör ve subskapularis bütünlüğü ile hedeflenen fonksiyonel rotasyon paterni dikkate alınmalıdır.^[12]

Tasarımın Kas Dengesi ve Fonksiyonel Kinematik Üzerine Etkisi

Reverse total omuz artroplastisinde deltoid yalnızca “güçlü bir abdüktör” hâline gelmez; farklı lif demetlerinin fonksiyonları da yeniden dağıtılır. Orta deltoid daha güçlü bir abdüktör hâline gelirken anterior deltoid fleksiyon ve dengeli abdüksiyon için kritik önem kazanır; anterior deltoid yetersizliğinde omuz, orta deltoid ve canlı ise subskapularis üzerinden kompensasyon geliştirmek zorunda kalır. Buna karşılık klasik medialize tasarımda posterior deltoidin aksiyel rotasyona katkısı azalabilir. Bu nedenle reverse protez, elevasyonu iyileştirirken rotasyonu aynı ölçüde geri kazandırmayabilir.^[2]

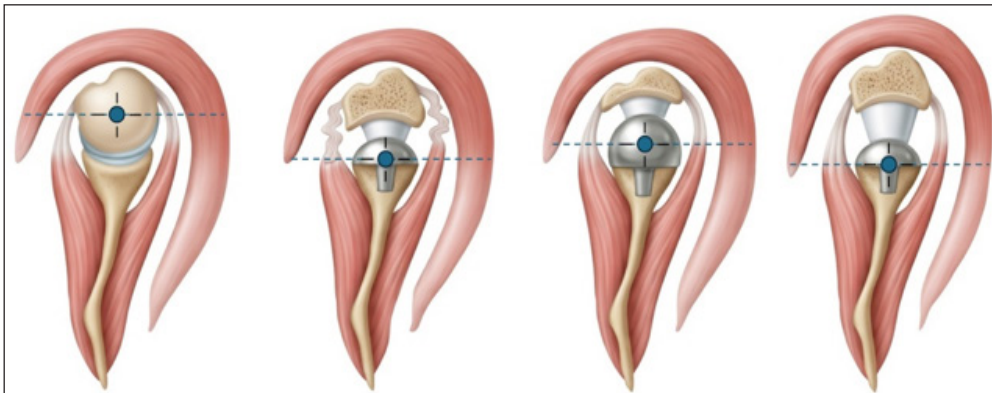
Nitekim dış rotasyonun geri kazanımı büyük ölçüde kalan rotator manşetin, özellikle infraspinatus ve teres minörün, ne ölçüde korunabildiğine bağlıdır. Klasik medialize tasarım humerusu da mediale taşıyarak bu kasların uzunluk-gerilim ilişkisini bozabilir ve moment kollarını azaltabilir; bu durum ameliyat sonrası dış rotasyon yetersizliğinin önemli nedenlerinden biridir. Güncel araştırmalar teres minör yağlı dejenerasyonunun, reverse total omuz protezi sonrası dış rotasyon sonucunu olumsuz etkilediğini göstermiştir; bu nedenle teres minör ve infraspinatus bütünlüğü, özellikle aktif dış rotasyon beklentisi yüksek hastalarda önemlidir.^[12] Lateralizasyonun teorik üstünlüğü de burada ortaya çıkar; gerek glenoid gerek humeral tarafta kontrolü lateralizasyon, kalan rotator manşeti yeniden gerekerek ve deltoid katlanmayı artırarak dış rotasyon ile addüksiyon

açıklığını iyileştirebilir. Özellikle humeral ofset artışı, dönme merkezini değiştirmeden deltoid katlanma etkisini artırır; bu da hem kompresif stabiliteyi hem de posterior deltoidin dış rotasyona katkısını destekler (Şekil 5).^[11]

Subskapularisin reverse omuz protezindeki rolü tasarıma göre değişmektedir. Klasik biyomekanik yaklaşım, subskapularisin ön stabilite ve iç rotasyon açısından katkı sağladığını kabul ederken daha lateralize modern sistemlerde bu yapının onarımının her zaman zorunlu olmadığı ileri sürülmektedir. Yine de özellikle 135° medialize tasarımlarda ve anterior yumuşak doku desteği yetersizliği gibi instabilite riski yüksek omuzlarda subskapularis bütünlüğü anterior stabilite açısından önemini koruyabilir.^[5] Humerusun distalizasyonu da çift yönlü bir etkindir; yeterli deltoid gerilimi ve hareket açıklığı sağlar ancak aşırı distalizasyon aksiller sinir gerilmesi sonrası nöropraksiye ve paradoksal deltoid fonksiyon kaybına yol açabilir. Benzer şekilde akromiyon, skapula çıkıntısının stres kırıkları ve aşırı yumuşak doku gerginliği gibi sorunlara yol açabilir.^[21]

Endoprotez Başarısını Etkileyen Faktörler ve Kontrendikasyonlar

Reverse total omuz protezinin başarısı, implantın yalnızca kemik içine yerleştirilmesine değil, deltoid temelli yeni biyomekanik gerçekten çalışabilmesine bağlıdır. Bu nedenle kalıcı aksiller sinir disfonksiyonu ve global deltoid yetmezliği en önemli kontrendikasyonlar arasında kabul edilir. Aksiller sinir etkilenmesinde geçici nörolojik hasar ile kalıcı denervasyonun mutlaka ayırt edilmesi gerekir çünkü geçici disfonksiyon düzelebilirken kalıcı hasarda deltoid fonksiyonu geri kazanılamaz ve reverse total omuz protezinin temel çalışma prensibi ortadan kalkar. Benzer şekilde, global deltoid yetmezliği mutlak kontrendikasyon kabul edilirken parsiyel deltoid yetmezliği daha çok relatif kontrendikasyon olarak değerlendirilir ve seçilmiş hastalarda kabul edilebilir sonuçlar elde edilebilir.^[25]



Şekil 5. Rotasyon merkezinin modülasyonu sonucunda eklem hareketine katkıda bulunan deltoid liflerinin dağılımındaki değişimin şematik gösterimi.

Bunlara ek olarak aktif enfeksiyon, implant sağkalımı ve güvenli rekonstrüksiyon açısından kesin kontrendikasyonlardan biridir. Akromiyal yetersizlik ve belirgin glenoid kemik kaybı ya da osteoporozu ise deltoid etkinliğini ve glenoid fiksasyon güvenilirliğini azaltarak reverse total omuz protezinin başarısını sınırlandıran önemli durumlardır. Bu olgularda cerrahi karar; kemik kalitesi, beklenen implant stabilitesi ve yumuşak doku fonksiyonu birlikte değerlendirilerek verilmelidir.^[26]

Endikasyonların genişlemesi ve zorlu olguların yönetimi

Modern reverse protez, artık yalnızca manşet yetmezlikli omzun değil aynı zamanda kemik kaybı, deformite ve başarısız önceki cerrahiler gibi karmaşık yapısal problemlerin de çözüm araçlarından biri hâline gelmiştir. Bu alanda en önemli örneklerden biri yaşlı hastalardaki kompleks proksimal humerus kırıklarıdır. Özellikle üç ve dört parçalı, deplase, kemik kalitesi zayıf ve tüberkül iyileşme olasılığı düşük kırıklarda reverse protez birçok merkezde hemiarthroplastiyeye göre daha öngörülebilir bir seçenek olarak öne çıkmıştır. Bunun başlıca nedeni, hemiarthroplastinin fonksiyonel başarısının tüberküle kaynamasına ve rotator manşet bütünlüğüne bağımlı olmasına karşın reverse protezin bu koşullar sağlanmasa bile daha güvenilir elevasyon ve ağrı kontrolü sunabilmesidir. Yine de bu üstünlük her çalışmada mutlak değildir; bazı serilerde konservatif tedavi ile farkın sınırlı olduğu ve komplikasyon oranlarının göz ardı edilmemesi gerektiği gösterilmiştir. Bu nedenle yaşlı ve kırığı olan hastalarda reverse protez güçlü bir seçenek olmakla birlikte hasta frajilitesi, beklenti düzeyi ve tüberkül durumu dikkate alınarak seçilmelidir.^[11]

Reverse protezin güncel kullanım alanlarından biri de revizyon cerrahisidir. Başarısız anatomik total omuz protezi, hemiarthroplastisi, kırık sekeli, tüberkül rezorpsiyonu, nonunion veya malunion varlığında reverse protez çoğu zaman en gerçekçi kurtarma seçeneğidir; çünkü bu olgularda eşlik eden rotator manşet yetersizliği, instabilite, anterosüperior kaçış veya glenoid komponent yetmezliği, yeniden anatomik rekonstrüksiyonu çoğu kez güvensiz hâle getirir. Reverse protez bu ortamda rotator manşete daha az bağımlı çalıştığı ve zayıf glenoid kemik stokunda dahi gelişmiş *baseplate* fiksasyonu ile rekonstrüksiyon olanağı sunduğu için avantaj sağlar. Bununla birlikte revizyon reverse total protezinin primer olgulara kıyasla daha yüksek komplikasyon oranlarına sahip olduğu unutulmamalıdır; dolayısıyla bu grup, deneyimli cerrah, dikkatli ameliyat öncesi planlama ve çoğu zaman modüler ya da dönüştürülebilir platform sistemler gerektirir.^[11]

Bir diğer önemli genişleyen endikasyon alanı glenoid kemik kaybı ve seçilmiş primer osteoartrit olgularıdır. Özellikle Walch B2/B3 ve C tipi glenoidlerde belirgin retroversiyon, posterior kemik kaybı ve humerus başı sublüksasyonu bulunan hastalarda anatomik protez ile glenoid gevşemesi riski artmaktadır. Reverse protez, bu olgularda daha güçlü glenoid fiksasyonu ve manşet bağımsız stabilite avantajı nedeniyle giderek daha sık tercih edilmektedir. Ancak burada asıl mesele protezi koymak değil, glenoid fiksasyonunu güvenli biçimde sağlamaktır. Hafif ve orta düzey kemik kayıplarında uzun santral peg, daha uzun periferik vidalar ve metal augmentli *baseplate*ler yeterli olabilirken daha belirgin retroversiyon veya kemik kaybında yapısal kemik grefti ya da BIO-RSA gibi biyolojik lateralizasyon teknikleri devreye girebilir.^[27]

Tümör cerrahisi ve ileri segmental kemik kayıpları reverse protezin en zor fakat en anlamlı kullanım alanlarından biridir. Proksimal humerus tümör rezeksiyonlarında tüberositenin ve rotator manşetin kaybedildiği durumlarda reverse konstrüksiyon, eklem stabilitesi ile kabul edilebilir fonksiyon arasında en uygulanabilir rekonstrüksiyon biçimlerinden biri olabilir. Bu olgularda uzun saplı, modüler ve yumuşak doku geriliminin dikkatle ayarlanabildiği sistemler öne çıkar.^[11] Benzer şekilde ciddi glenoid kemik stok kaybı bulunan revizyonlarda veya kompleks tümör rekonstrüksiyonlarında standart augment ve greft seçeneklerinin yetersiz kaldığı hastalarda kişiselleştirilmiş implantların önemi artmaktadır. Kişiselleştirilmiş implantlar, özellikle ileri vault kaybı, düzensiz defekt geometrisi veya klasik *baseplate* ile yeterli temas yüzeyinin sağlanamadığı olgularda fiksasyonu artırmak ve eklem hattını daha kontrollü biçimde yeniden kurmak açısından giderek daha değerli hâle gelmektedir.^[28]

Başlıca komplikasyonlar ve çözüm stratejileri

Reverse total omuz artroplastisinin gelişimi büyük ölçüde skapula çentiklenmesi gibi komplikasyonları azaltma çabası üzerinden şekillenmiştir. Buna karşın glenoid gevşeme reverse artroplastisinde mekanik yetmezliklerin en sık nedenidir. Erken kısıtlı ve lateralize reverse protezlerde yüksek kayma ve bükülme momenti nedeniyle gevşeme sık görülmüş, Grammont'un medialize dönme merkezi bu riski azaltmıştır. Ancak çentiklenme ve rotasyon kısıtlılığı sorunlarını azaltmak amacıyla modern implantlarda lateralizasyon sıklıkla humeral taraftan sağlanmaktadır.^[5] Bugün için herhangi bir santral peg, çift peg, fin ya da vida tasarımının diğerine kesin üstünlüğü net olarak gösterilememiştir; asıl belirleyici unsur, *baseplate*in yeterli kemik üzerinde oturması ve periferik fiksasyonun kalitesidir.^[29]

İnstabilite ve çıkık, tasarım ile yumuşak doku gerilimi arasındaki dengenin bozulduğu durumlarda ortaya çıkar. Reverse protez doğası gereği stabil bir eklem kurmayı hedeflese de yeterli deltoid gerilimi sağlanmadığında, komponent pozisyonu uygun olmadığında veya yumuşak doku desteği yetersiz olduğunda anterior ya da posterior instabilite gelişebilir. Eklem stabilitesinde en belirleyici unsurun kompresif kuvvet ve deltoid gerilimi olduğu; inferior ofsetin stabiliteyi artırabildiği, buna karşılık glenoid komponentin retroversiyonunun 10° 'yi aşmasının özellikle anterior stabiliteyi azalttığı gösterilmiştir.^[23] Glenosfer çapının 38 mm'den 42 mm'ye çıkarılmasının eklem yükünü ve deltoid kuvvetini artırarak stabiliteyi %32 oranında artırdığı bildirilmiştir. Glenosferin pozisyonu stabiliteyi etkilemekte olup 2 mm'lik bir inferior ofset stabiliteyi %17 oranında artırmaktadır. Biyomekanik veriler ayrıca, süperior eğim verilmesinin hastaları daha yüksek bir instabilite riskine maruz bıraktığını göstermektedir.^[2] Bu nedenle modern tasarımlar bir yandan daha iyi sıkışmasız eklem hareket açıklığı ararken, diğer yandan artmış hareket açıklığının instabilite pahasına sağlanmamasına dikkat etmektedir.

Akromiyon, skapula çıkıntısının stres kırıkları ise reverse total omuz protezinin daha geç fark edilen ama fonksiyonel sonucu ciddi etkileyen komplikasyonlarından biridir. Bu kırıkların patogenezi multifaktöriyel olsa da aşırı distalizasyon ve lateralizasyon ile deltoid geriliminin fazla artırılması en sık suçlanan gerekçedir. Özellikle kalın insertler, büyük eksenrik glenosferler ve bazı onlay kısa saplı kombinasyonları deltoid yükünü artırarak akromion ya da skapula çıkıntısının üzerinde stres kırıklarına zemin hazırlayabilir.^[22] Bu nedenle güncel yaklaşım, mümkün olan en küçük ve en ince implant-insert kombinasyonu ile yeterli stabilite sağlamak, aşırı kol uzatımından kaçınmak ve süperior vidayı skapula çıkıntısına yönlendirmemektir.^[25]

Humeral tarafta ise uzun saplı geleneksel tasarımlar, proksimal kemik rezorpsiyonu ve *stress shielding* ile ilişkilendirilmiş, bunun sonucunda kısa saplı veya sapsız sistemlere yönelim artmıştır. Bu yeni tasarımlar kemik stokunu daha iyi koruma ve revizyonu kolaylaştırma potansiyeli taşımaktadır ancak periprostetik kırık, komponent migrasyonu, gevşeme ve seçilmiş olgularda aksiller sinir gerilmesine bağlı nörolojik sorunlar tamamen ortadan kalkmış değildir.^[30]

Ameliyat öncesi 3 boyutlu planlama ve kişiselleştirilmiş enstrümantasyon

Modern reverse total omuz protezde başarı yalnızca implant tasarımına değil, implantın planlanan biyomekanik hedefe ne kadar doğru yerleştirildiğine de bağlıdır. Bu nedenle üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tabanlı ameliyat

öncesi planlama günümüzde glenoid morfolojisinin değerlendirilmesinde altın standart hâline gelmiş; özellikle glenoid versiyonu, inklinasyonu, kemik kaybı ve paleoglenoidin tanımlanmasında iki boyutlu görüntülemeye göre belirgin üstünlük sağlamıştır. Güncel yazılımlar yalnızca kemik anatomisini tanımlamakla kalmaz; farklı glenosfer çapı, ofset, lateralizasyon ve *baseplate* konfigürasyonlarının sıkışmasız hareket açıklığı üzerindeki etkisini sanal olarak simüle ederek hangi implant kombinasyonunun daha uygun kinematik uyum sağlayacağını ameliyat öncesinde öngörmeye yardımcı olur. Özellikle ileri glenoid deformitesi, kemik kaybı ve augment gerektiren olgularda bu planlama, yalnızca implant seçiminde değil aynı zamanda eklem hattının restorasyonu, uygun fiksasyon koridorlarının belirlenmesi ve gerektiğinde greft boyutunun hesaplanması açısından da kritik önem taşır. Ancak ameliyat öncesi planın değeri, ameliyathanede ne ölçüde doğru uygulanabildiği ile sınırlıdır; nitekim serbest el tekniklerinde planlanan pozisyondan anlamlı sapmalar görülebildiği ve yalnız planlama yapmanın tek başına yeterli olmadığı gösterilmiştir.^[26]

Bu noktada kişiselleştirilmiş enstrümantasyon ve navigasyon sistemleri planın icrasını iyileştiren araçlar olarak öne çıkmıştır. Kişiselleştirilmiş enstrümantasyon, hastanın glenoid yüzeyine birebir oturan üç boyutlu baskı kılavuzlar aracılığıyla merkezi kılavuz telinin giriş noktasını ve yönelimini planlanan versiyon ve inklinasyonda uygulamayı hedefler. Meta-analitik veriler, 10° veya 4 mm'den fazla sapma gösteren yerleşim oranının standart enstrümanlarda %69 iken kişiselleştirilmiş enstrümantasyon ile %15'e kadar düştüğünü göstermektedir. Benzer şekilde bilgisayar destekli navigasyon sistemleri de cerraha intraoperatif gerçek zamanlı geri bildirim sağlayarak glenoid komponent yerleşiminin doğruluğunu artırmaktadır.^[25] Bununla birlikte güncel literatürde kişiselleştirilmiş enstrümantasyon ve navigasyonun radyolojik doğruluğu artırdığı net olsa da bunun uzun dönem klinik skorlar veya implant sağkalımı üzerine üstünlüğü henüz kesin olarak kanıtlanmış değildir.

SONUÇ

Reverse total omuz artroplastisi, rotator manşet yetmezliğinde omuz biyomekaniğini deltoid temelli yeni bir düzene taşıyan; endikasyonları, implant tasarımları ve ameliyat öncesi planlama yaklaşımları giderek genişleyen bir rekonstrüksiyon seçeneğidir. Güncel başarı yalnızca implant seçimine değil; dönme merkezi, glenoid ve humeral lateralizasyon, deltoid gerilimi, kemik stoğu, yumuşak doku dengesi ve hasta beklentisinin birlikte değerlendirilmesine bağlıdır. Bu nedenle modern reverse omuz protezi, standart bir tasarımdan ziyade

hasta anatomisine ve fonksiyonel gereksinimlerine göre kişiselleştirilen modüler bir tedavi platformu olarak ele alınmalıdır.”

KAYNAKLAR

1. Lee DH, Choi YS, Potter HG, Endo Y, Sivakumaran T, Lim TK, et al. Reverse total shoulder arthroplasty: An imaging overview. *Skeletal Radiol* 2020;49(1):19-30. [Crossref](#)
2. Goetti P, Denard PJ, Collin P, Ibrahim M, Mazzolari A, Lädermann A. Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Rev* 2021;6(10):918-31. [Crossref](#)
3. Walker M, Brooks J, Willis M, Frankle M. How reverse shoulder arthroplasty works. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(9):2440-51. [Crossref](#)
4. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I. Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: Results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15(5):527-40. [Crossref](#)
5. Cogan CJ, Ho JC, Entezari V, Iannotti JP, Ricchetti ET. The influence of reverse total shoulder arthroplasty implant design on biomechanics. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2023;16(3):95-102. [Crossref](#)
6. Hoenecke HR, Flores-Hernandez C, D’Lima DD. Reverse total shoulder arthroplasty component center of rotation affects muscle function. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23(8):1128-35. [Crossref](#)
7. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1 Suppl S):147-61. [Crossref](#)
8. Fama G, Pozzuoli A. History of reverse shoulder arthroplasty. In: Gumina S, Grassi FA, Paladini P, editors. *Reverse Shoulder Arthroplasty: Current Techniques and Complications*. Cham: Springer International Publishing 2019.3-23. [Crossref](#)
9. Roche CP. Reverse shoulder arthroplasty biomechanics. *J Funct Morphol Kinesiol* 2022;7(1):13. [Crossref](#)
10. Cuff DJ, Pupello DR. Comparison of hemiarthroplasty and reverse shoulder arthroplasty for the treatment of proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95(22):2050-5. [Crossref](#)
11. Rugg CM, Coughlan MJ, Lansdown DA. Reverse total shoulder arthroplasty: Biomechanics and indications. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2019;12(4):542-53. [Crossref](#)
12. Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2015;24(1):150-60. [Crossref](#)
13. 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](#)
14. Abdic S, Lockhart J, Alnusif N, Johnson JA, Athwal GS. Glenoid baseplate screw fixation in reverse shoulder arthroplasty: Does locking screw position and orientation matter? *J Shoulder Elbow Surg* 2021;30(5):1207-13. [Crossref](#)
15. Flurin PH, Roche CP. Design optimization and prosthesis classification. In: Frankle M, Marberry S, Pupello D, editors. *Reverse Shoulder Arthroplasty: Biomechanics, Clinical Techniques, and Current Technologies*. Cham: Springer International Publishing; 2016;61-72. [Crossref](#)
16. Kalouche I, Sevivas N, Wahegaonker A, Sauzieres P, Katz D, Valenti P. Reverse shoulder arthroplasty: Does reduced medialisation improve radiological and clinical results? *Acta Orthop Belg* 2009;75(2):158-66. PMID:19492554
17. Sheth U, Saltzman M. Reverse total shoulder arthroplasty: Implant design considerations. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2019;12(4):554-61. [Crossref](#)
18. 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](#)
19. Russo R, Ciccarelli M, Della Rotonda G. Biomechanic principles of reverse shoulder prosthesis. In: Gumina S, Grassi FA, Paladini P, editors. *Reverse Shoulder Arthroplasty: Current Techniques and Complications*. Cham: Springer International Publishing 2019;49-58. [Crossref](#)
20. Frank JK, Siegert P, Plachel F, Heuberger PR, Huber S, Schanda JE. The evolution of reverse total shoulder arthroplasty-from the first steps to novel implant designs and surgical techniques. *J Clin Med* 2022;11(6):1512. [Crossref](#)
21. Werthel JD, Valenti P. What is the best design for reverse total shoulder arthroplasty in 2022? *Obere Extremität* 2021;16(4):255-64. [Crossref](#)
22. Lehman AC, Su F, Feeley BT. Humeral stem design in reverse total shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2024;17(12):616-24. [Crossref](#)
23. Fernández-González J, Del Olmo-Galeano A, Del Rio-Hortelano J, Martínez-Vélez D. Controversies in shoulder arthroplasty. In: Rodríguez-Merchán EC, Moreno-García A, editors. *Controversies in Orthopedic Surgery of The Upper Limb*. Cham: Springer International Publishing 2022;47-67. [Crossref](#)
24. Weber SC, Meshram P, McFarland EG. Humeral stem length in glenohumeral arthroplasty: Long-stem, short-stem, or stemless. In: Mazzocca AD, Calvo E, Di Giacomo G, editors. *Shoulder Arthritis across the Life Span: From Joint Preservation to Arthroplasty*. Cham: Springer International Publishing 2023.119-26. [Crossref](#)
25. Parsons M, Papandrea RF, Greene AT. Preoperative planning and plan execution in shoulder arthroplasty. In: Mazzocca AD, Calvo E, Di Giacomo G, editors. *Shoulder Arthritis across the Life Span: From Joint Preservation to Arthroplasty*. Cham: Springer International Publishing 2023;367-76. [Crossref](#)
26. Toussaint B, Kling A, Bahurel J. Reverse total shoulder arthroplasty. In: Sampaio Gomes N, Kovačić L, Martetschläger F, Milano G, editors. *Massive and Irreparable Rotator Cuff Tears: From Basic Science to Advanced Treatments*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2020;257-66. [Crossref](#)

27. Saccomanno MF, Scaini A, Milano G. Management of bone loss in rotator cuff tear arthropathy. In: Sampaio Gomes N, Kovačić L, Martetschläger F, Milano G, editors. *Massive and Irreparable Rotator Cuff Tears: From Basic Science to Advanced Treatments*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2020;315-28. [Crossref](#)
28. Mehta N, Nicholson GP. Management of glenoid bone loss in primary reverse total shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2023;16(8):358-70. [Crossref](#)
29. Hopkins AR, Hansen UN. Primary stability in reversed-anatomy glenoid components. *Proc Inst Mech Eng H* 2009;223(7):805-12. [Crossref](#)
30. Kostretzis L, Konstantinou P, Pinto I, Shahin M, Ditsios K, Papadopoulos P. Stemless reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review of contemporary literature. *Musculoskelet Surg* 2021;105(3):209-24. [Crossref](#)