



İkinci nesil omuz protezlerinin orijinal omuz başı rotasyon merkezi anatomisini sağlamadaki etkinlikleri

Mustafa KILIÇ, Steffen END, Ulrich IRLENBUSCH

Mariienstift Arnstadt, Ortopedi Bölümü, Arnstadt, Almanya

Amaç: Omuz protezlerinde humerus üst uç anatomisinin orijinale yakın şekilde rekonstrükte edilmesi uzun dönemde stabilite ve iyi klinik sonuç elde edilmesi açısından önemli bir önkoşuldur. Ayarlanabilir, modern protezlerin boyun eğimleri, rotasyonları ve ofsetleri eski protezlere göre daha uygun bir rekonstrüksiyon şansı sağlar. Çalışmamızda ikinci nesil protezlerle birincil ve ikincil rotasyon merkezlerinin orijinale yakın olarak oluşturulup oluşturulamayacağını değerlendirmeyi amaçladık.

Çalışma planı: Kırksekiz ikinci nesil omuz protezinde humerus başı rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu incelendi. Rekonstrüksiyonun etkinliği ameliyat sonrası radyografik ölçütlerin, ameliyat öncesi ve karşı omuz radyografik ölçütleriyle karşılaştırması sonucunda değerlendirildi.

Bulgular: Ameliyat sonrası yeni rotasyon merkezlerinin ameliyat öncesi ve karşı omuz rotasyon merkezlerinden belirgin olarak farklı olduğu görüldü. Omuz başının ve rotasyon merkezinin değişiminin tutarsız ve rastgele olduğu gözlemlendi.

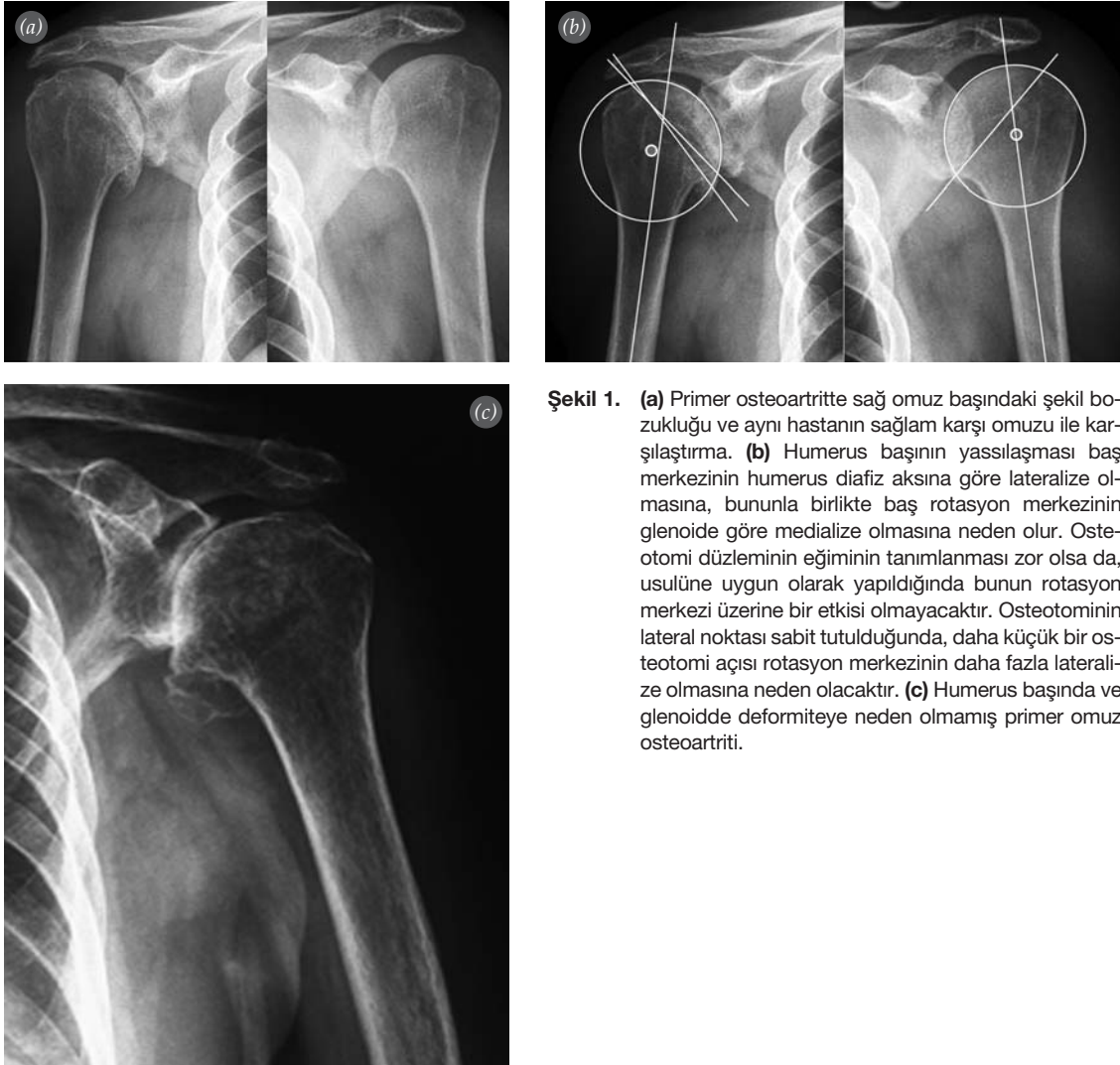
Çıkarımlar: Omuz hemiarthroplastisinde ikinci nesil protezlerle orijinal anatomiye tam olarak rekonstrükte etme şansı modern protezlere göre daha azdır. Buna karşın ayarlanabilir, modern üçüncü ve dördüncü nesil protezlerle omuz anatomisinin birincil ve ikincil rotasyon merkezlerinin oluşturulması daha kolaydır.

Anahtar sözcükler: Anatomik rotasyon merkezi; omuz protezi; omuz rekonstrüksiyonu.

Proksimal humerusun anatomik değişkenliği omuz protezlerinin uygun bir dizilimde implantasyonunu güçlendirmektedir. İnklinasyon, retrotorsiyon ve medial ve dorsal ofsetler (rotasyon merkezi ile humerus shaft aksı arasındaki ofset) yönünden çok büyük farklılıklar görülebilir.^[1-6] Bundan dolayı, yazarların çoğu omuz protezi sonrası optimum bir eklem fonksiyonu kazanılması için anatominin tam olarak düzeltilmesinin önemini vurgulamaktadır.^[1,7-15] Nadir vakalarda, bu ihtiyaçlar daha özgündür ve temel amaç normal rotasyon merkezinin sağlanmasıdır.^[5]

Bununla birlikte literatürde orijinal anatominin (primer rotasyon merkezinin) mi restore edilmesi

yoksa protezin değişmiş olan anatomiye mi uyarlanmasının (sekonder rotasyon merkezi) amaçlanması gerektiği konusunda kesin bir görüş yoktur. İki yaklaşım arasında belirgin bir farklılık söz konusudur. Örneğin, humerus başının yassılaşması sonrasında humerus başı merkezi humerus shaftı aksına göre laterale, fonksiyonel açıdan rotasyon merkezi ise mediale kayabilir (Şekil 1a ve b). Omuz artroplastisinde deformitenin düzeltilmesine ya da rekonstrüksiyonunun patolojik deformiteye uyarlanarak yapılmasına karar verilebilir. Yukarıdaki örneğin aksine Şekil 1c'de humerus başında belirgin bir şekil bozukluğuna neden olmayan primer bir osteoartrit görülmektedir.



Şekil 1. (a) Primer osteoartritte sağ omuz başındaki şekil bozukluğu ve aynı hastanın sağlam karşı omuzu ile karşılaştırma. (b) Humerus başının yassılaşması baş merkezinin humerus diafiz aksına göre lateralize olmasına, bununla birlikte baş rotasyon merkezinin glenoidde göre medialize olmasına neden olur. Osteotomi düzleminin eğiminin tanımlanması zor olsa da, usulüne uygun olarak yapıldığında bunun rotasyon merkezi üzerine bir etkisi olmayacaktır. Osteotominin lateral noktası sabit tutulduğunda, daha küçük bir osteotomi açısı rotasyon merkezinin daha fazla lateralize olmasına neden olacaktır. (c) Humerus başında ve glenoidde deformiteye neden olmamış primer omuz osteoartriti.

Modern üçüncü ve dördüncü nesil protezler hem orijinal, hem de patolojik değişiklik gösteren anatomilerde kullanılabilirler. Bu protezler orijinal anatomik varyasyonlar yanında edinsel deformitelere de uyarlanabilirler. Buna karşın eski, ayarlanabilir olmayan, ikinci nesil protezlerde bu ayarlama yapılamaz (Şekil 2). Bu protezlerde ayarlama ancak protezin dar bir shaft içinde varus veya valgusta, lateralize veya medialize veya yüksekte veya alçakta yerleştirilmesi ile sağlanabilir. Ayrıca, ikinci nesil protezler baş boyunun değiştirilmesine olanak sağlar. Sonuçta ayarlama daha zordur ve yeni nesil protezlerdeki kadar doğrulukta yapılamaz.

Çalışmamızda bu ayarlama zorluklarının ameliyat sonucunda rotasyon merkezinin yerini ameliyat öncesine ve karşı tarafa göre değiştireceği varsayımını kurduk. Varsayımımıza göre (humerus başının

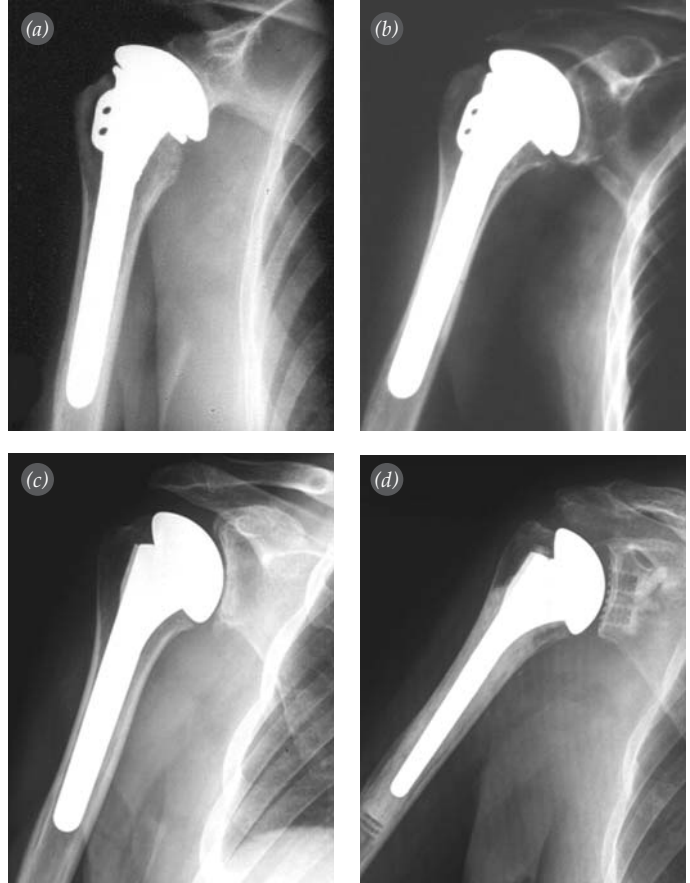
inklinasyon ve egzantrikliğinin ayarlanma şansı olmayan) konvansiyonel birinci ve ikinci nesil protezlerin rotasyon merkezi ameliyat öncesine veya karşı tarafa göre yakın konumda olmayacaktır.

Hastalar ve yöntem

Çalışma “Marienstift Arnstadt, Almanya” etik kurulu tarafından onaylanmıştır.

Kırksekiz ardışık hastanın radyografileri geriye dönük olarak değerlendirilmiştir. Vakaların tümüne 1994 – 2001 yılları arasında ikinci nesil omuz protezi ameliyatı yapılmıştır. Onbir hastada primer osteoartrit, 10 hastada travmaya bağlı osteoartrit, 16 hastada kötü kaynama, 9 hastada romatoid artrit ve 2 hastada ise avasküler nekroz nedeniyle protez uygulanmıştır. Bu 48 hastanın 44’ünde Neer II (Kirschner), ikisinde Bio-Modular (Biomet), diğer ikisinde

Şekil 2. İkinci (Neer II, Kirschner) ve dördüncü (Affinis, Mathys Ltd, Bettlach, Schweiz) nesil omuz protezlerinin adaptasyonlarının karşılaştırması: **(a, b)** İkinci nesil implantlarda optimal adaptasyon her zaman mümkün değildir. **(c, d)** Dördüncü nesil protezler olguların çoğunda tama yakın bir ayarlama imkanı sağlar.



ise Cofield (Smith and Nephew) protezi kullanılmıştır.

Ameliyat öncesinde hem ameliyat edilecek, hem de karşı tarafın radyografileri çekilmiştir. Sadece araştırma amacıyla hiçbir hastada ek bir radyografi çekilmemiştir. Geriye dönük olarak yapılan bu çalışmada ancak çok az sayıda hastanın aksiller radyografileri bulunabilmiştir. Bundan dolayı rotasyon merkezi ancak frontal planda değerlendirilebilmiştir.

Tüm protezler aynı cerrah tarafından uygulanmıştır. Değerlendirmeler ise bağımsız biri tarafından yapılmıştır.

Çeşitli yazarlar tarafından önerilen humerus anatomisi parametreleri Şekil 3a-c'de görülmektedir.^[2,4,12,13,16-20] Humerus başı merkezi farklı çaplarda çemberler içeren şeffaf şablonlar yardımıyla belirlenmiştir. Bazı parametreler diğerlerine bağımlıdır. Bazı referans noktaları her radyografide açık olmadığından, bazen istemli olarak korakoid - rotasyon merkezi mesafesi (DCR) ve glenoid - rotasyon merkezi mesafesi (DGR) gibi bağımlı parametreler ter-

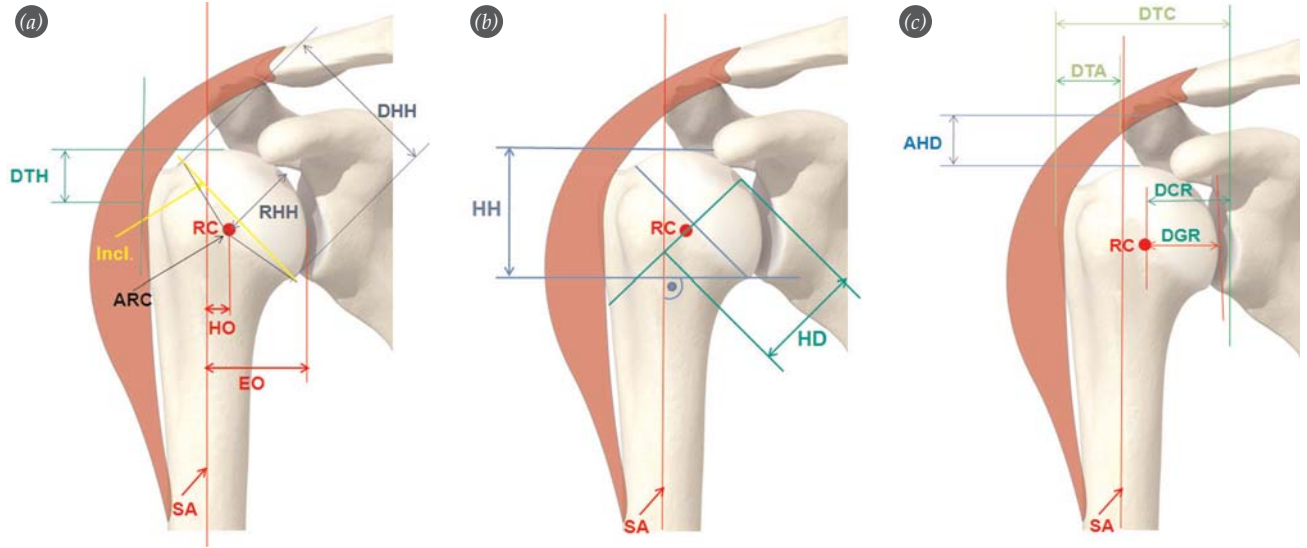
cih edilmiştir (Şekil 3c). DCR mesafesini tanımlamak için korakoid çıkıntısı açıkça belirlenip üzerinden dikey bir hat çizilir. DGR mesafesi için ise glenoidin üst ve alt kutupları kesin olarak belirlenip bunları kesen bir referans çizgisi çizilir. Bazı hastalarda her iki parametrenin de saptanması mümkün olmasa da, çoğunda en az biri ölçülebilmıştır.

İstatistiksel değerlendirme

Tüm parametreler metrik birimlerle ölçülmüştür. Konvansiyonel olarak alfa hatası seviyesi %5 olarak belirlenmiştir. Ameliyat öncesi ve sonrası değerlerin ve karşı tarafla ameliyat sonrası değerlerin karşılaştırması sırasıyla tek ve çift taraflı eşleştirilmiş t-testi ile yapılmıştır.

Bulgular

Ameliyat sonrasında hem humerus geometrisinin rekonstrüksiyonunu gösteren ölçütlerde, hem de humerus başı merkezinin glenoidine göre pozisyon tanımlayan ölçütlerde özgün olmayan değişiklikler saptanmıştır.



Şekil 3. Radyografik parametreler: **(a, b)** Humerus başının kemik geometrisini tanımlayan parametreler. **(c)** Humerus başı merkezinin özelliklerini (santralizasyon) tanımlayan parametreler. AHD: Akromiyohumeral mesafe, ARC: Eklem yüzeyi kavisi, DCR: Korakoid - rotasyon merkezi mesafesi, DGR: Glenoid - rotasyon merkezi mesafesi, DHH: Humerus başı çapı, DTA: Tuberkulum majus – akromiyon mesafesi, DTC: Tuberkulum majus – korakoid mesafesi, DTH: Tuberkulum majus – humerus başı tepesi mesafesi, EO: Etkin ofset, HD: Humerus başı derinliği, HH: Humerus başı yüksekliği, HO: Humerus ofseti, Incl: Eğim açısı, RC: Rotasyon merkezi, RHH: Humerus başı yarıçapı, SA: Şaft aksı. [Bu şekil, derginin www.aott.org.tr adresindeki online versiyonunda renkli görülebilir]

Humerus geometrisi ile ilgili ölçütlerde ameliyat sonrasında karakteristik bir değişiklik saptanmamıştır (Tablo 1). Bununla birlikte, değerler ameliyat öncesi ve karşı sağlam taraf değerlerinden belirgin farklılık göstermektedir (Şekil 4). Örneğin, ameliyat sonrası etkin ofset (EO) değeri ameliyat öncesi başlangıç değeriyle karşı tarafın değerinin ortasında yer almakta; humerus başı derinliği (HD) değeri karşı tarafına yaklaşmakla beraber ameliyat öncesi değerine göre ciddi şekilde değişiklik göstermekte, eklem yüzeyi kavisi (ARC) ise her iki değerden uzaklaş-

maktadır. Tuberkulum majus ile humerus başı yüksekliği arasındaki mesafenin (DTH) değeri hem ameliyat öncesi taraf, hem de sağlıklı tarafın değerlerinden farklılık gösterir.

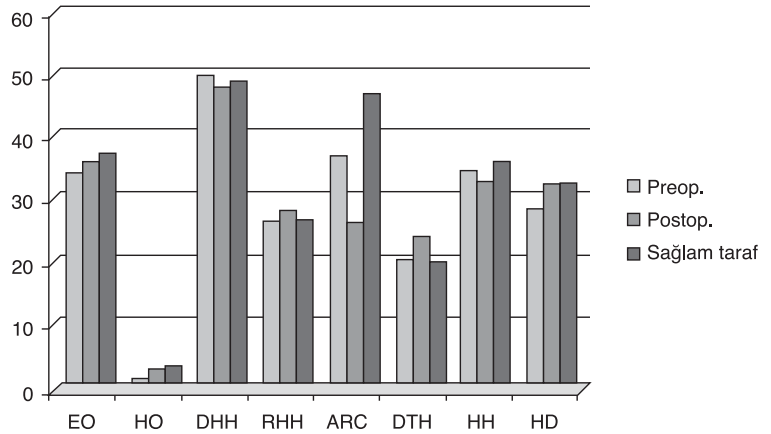
Glenoide göre humerus başının santralizasyonu da aynı yatkınlığı göstermiştir (Tablo 2). Taraflardan birine açık şekilde bir yatkınlık görülmediğinden bu değişimler tipik olarak nitelendirilemez (Şekil 5). Tuberkulum majus – korakoid mesafesi (DTC) parametresi, ameliyat öncesi ve sonrası durumları arasın-

Tablo 1. Humerus geometrisine ait radyolojik parametreler.

Parametre	Ameliyat öncesi (mm)	SD	Ameliyat sonrası (mm)	SD	Karşı taraf (mm)	SD	P (Ameliyat öncesi/sonrası)	P (Ameliyat sonrası/karşı taraf)
EO	34.83	12.71	36.68	10.91	38.14	8.63	0.5050	0.2210
HO	1.62	4.24	3.53	3.43	4.14	2.62	0.0001	0.2800
DHH	50.38	6.29	48.51	5.80	49.64	8.36	0.2000	0.1780
RHH	27.28	3.49	28.81	5.29	27.25	3.51	0.0380	0.3550
ARC	137.55	18.17	127.04	16.36	147.64	14.00	0.1360	0.0001
DTH	20.93	3.81	24.74	6.98	20.67	6.06	0.0001	0.0360
HH	35.24	5.02	33.19	5.93	36.68	5.03	0.1300	0.0000
HD	29.00	6.18	33.02	6.47	33.14	6.27	0.0000	0.2170

Toplam 48 ikinci nesil omuz protezinde saptanan, humerus geometrisini gösteren radyolojik parametreler. EO: Etkin ofset, HO: Humerus ofseti, DHH: Humerus başı çapı, RHH: Humerus başı yarıçapı, ARC: Eklem yüzeyi kavisi, DTH: Tuberkulum majus – humerus başı tepesi mesafesi, HH: Humerus başı yüksekliği, HD: Humerus başı derinliği.

Şekil 4. Humerus başının geometrisini tanımlayan radyolojik parametreler (İkinci nesil protezler, n= 48, kısaltmalar için bkz Şekil 3).



da değişiklik arz etmediği halde, karşı tarafa göre, belirgin olmamakla beraber, fark göstermiştir. DGR parametresi de benzer bir sonuç vermiştir. Ameliyat öncesi ve sonrası durumlarda belirgin şekilde farklı sonuçlar ise akromiyohumeral mesafe (AHD) ve tuberkulum majus – akromiyon mesafesi (DTA) parametrelerinde gözlemlenmiş, geriye kalan parametreler ise ameliyat öncesi değerlere göre kayda değer farklılıklar göstermemiştir.

Tartışma

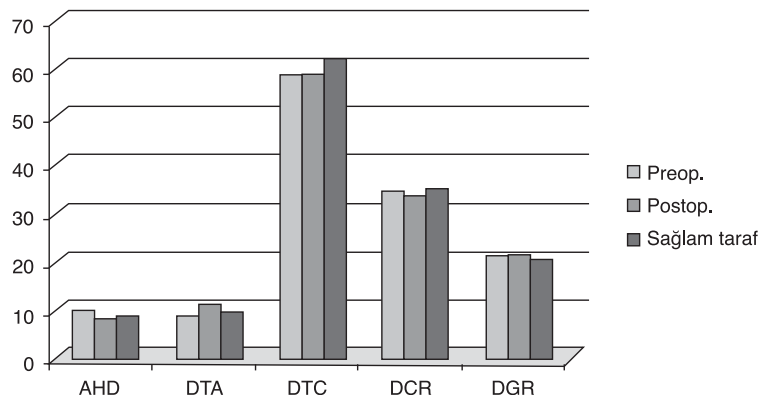
Pek çok yazar tarafınca da savunulduğu gibi, bir omuz endoprotezinin implantasyonundaki amaç eklem geometrisini mümkün olduğunca kusursuz şekilde restore etmektir.^[1,7-14] Bununla birlikte, proksimal humerusun geometrik değişkenliğinden dolayı bu restorasyonu sağlamak zor olabilir. İdealde, bu parametreler ameliyat sonrası sağlıklı tarafın değerlerine, ya da, amaçlandığı halde, ameliyat öncesi du-

Tablo 2. Humerus başının santralizasyonunu gösteren radyolojik parametreler.

Parametre	Ameliyat öncesi (mm)	SD	Ameliyat sonrası (mm)	SD	Karşı taraf (mm)	SD	P (Ameliyat öncesi/sonrası)	P (Ameliyat sonrası/karşı taraf)
AHD	10.20	5.36	8.49	5.58	9.18	2.76	0.013	0.956
DTA	9.07	10.60	11.46	10.74	9.71	6.36	0.037	0.316
DTC	59.00	11.91	59.00	11.55	62.93	8.80	0.467	0.064
DCR	35.17	9.49	33.91	8.93	35.50	5.24	0.289	0.314
DGR	21.53	6.36	21.57	5.52	20.64	4.75	0.978	0.422

Toplam 48 ikinci nesil omuz protezinde saptanan, humerus geometrisini gösteren radyolojik parametreler. AHD: Akromiyohumeral mesafe, DTA: Tuberkulum majus – akromiyon mesafesi, DTC: Tuberkulum majus – korakoid mesafesi, DCR: Korakoid – rotasyon merkezi mesafesi, DGR: Glenoid – rotasyon merkezi mesafesi.

Şekil 5. Humerus başının santralizasyonunu tanımlayan radyolojik parametreler (İkinci nesil protezler, n= 48, kısaltmalar için Şekil 3'e bkz).



rumdaki değerlere yaklaşmalıdır. Giriş bölümünde bu hedefin belli bir noktaya kadar gerçekleştirilebileceği, daha eski ve ayarlanamaz protez modellerinde ise başarıya ulaşılmayacağı varsayılmıştı. Aksine, ikinci nesil protezlerin implantasyonunu takiben, değerlerin karakteristik şekilde farklılık göstermemelerini bekleyebiliriz; bir başka deyişle, ya sağlıklı tarafın ya da ameliyat öncesi durumun değerlerine yaklaşacaklardır. Hatta, parametrelerin iki yönden birine doğru tutarsız şekilde değişmesi gayet olasıdır.

Ameliyat sonrası humerus başı geometrisinde meydana gelen değişiklikler bu hipotezi kuvvetlice desteklemektedir. Ameliyat sonrası her bir parametre tipik olmayan ve tutarsız farklılıklar göstermektedir. Bunların da ameliyat öncesi başlangıç değerlerine mi karşılık geldiğine, yoksa karşı tarafın değerlerine mi yaklaştığına karar verilemez. EO, HD ve humerus ofseti (HO) gibi durumlarda karşı tarafla olan farkın azaldığı, ARC ve Humerus başı yüksekliği (HH) gibi durumlarda ise arttığı bile gözlenebilir. Belirgin değişimlerin normal bir dağılım göstermesi de bunun ayrı bir kanıtıdır.

Bu yüzden, ameliyat sonrası EO değerinin ameliyat öncesi tarafa göre sadece 1.85 mm ve sağlıklı tarafa göre 1.46 mm farklı olduğunu belirtmek gerekir. HO için karşılık gelen farklar ise ameliyat öncesi tarafa göre 1.91 mm ve sağlıklı tarafa göre 0.61 mm olacaktır (Tablo 1 ve Şekil 4). Böylelikle, rotasyon merkezi çeşitli yazarlar tarafından maksimum tolerans menzili olarak tanımlanan 4 mm'lik mesafe içinde kalmaktadır.^[5,21] Çalışmamızdaki bulguların tersine, Pearl ve ark., ikinci nesil protezlerde rotasyon merkezinin orijinalden 14.7 mm saptığını bulmuşlardır.^[12,13] Üçüncü nesil protezlerde ise bu sapma sadece 2.1 mm idi.^[5,13,22] Bununla birlikte, bu çalışmada sonuçların ameliyat öncesi değerlerle mi, yoksa karşı taraf değerleriyle mi karşılaştırıldığı açık değildir. ARC gibi diğer parametrelerde de açık farklılıklar saptadık. Ameliyat öncesi değerlerin karşı omuz değerleriyle karşılaştırmasında, 10.51 ve 20.6 derecelik farklar bulunmuştur. Pearl ve ark., sapmanın orijinal değerden 30 dereceden fazla olduğunda sonuçların olumsuz etkilenebileceğini bildirmişlerdir.^[5,12,13] Sonuçlarımız bu sınır içinde kalmıştır. Pearl ve ark., çalışmada yine ameliyat sonrası durumun ameliyat öncesi durumla mı, yoksa karşı tarafla mı karşılaştırılmış olduğu açık değildir. Çalışmamızda karşı tarafla yapılan karşılaştırmada 20.6 derecelik

nispeten önemli bir farklılık saptanmıştır. Çalışma grubumuzdan End ve ark.'nın 2009 yılında dördüncü nesil protezlerle yaptığı benzer bir çalışmada ancak 4.64 derecelik bir sapma bulunmuştur.^[23]

Humerus başının glenoidine göre olan santralizasyonunda da çalışmamızın hipotezinde öngörülen değişimler gözlenmiştir. Humerus başı rekonstrüksiyonu dışında bu parametreyi değiştirecek bir faktör öngörülüyordu. Aslında rotator kafın durumu ve eklemler kapsülü kontraktürü gibi humerus başının glenoidine göre pozisyonunu etkileyen çeşitli başka faktörler de vardır. Benzer şekilde AHD ve DTA parametrelerinde ameliyat öncesi değerlere göre anlamlı bir farklılık görülse de (Tablo 2 ve Şekil 5) farklılığın ne yönde olacağı konusunda bir yatkınlık saptanmamıştır.

Saptanan tutarsız değişimlere rağmen, değişimlerin ortalaması küçüktü (özellikle EO ve HO). Şu halde, konvansiyonel protezlerle anatominin restorasyonu da büyük oranda sağlanabilir. İanotti ve ark.'nın 36 kadavra humerusunda, konvansiyonel ve ayarlanabilir açılı protezleri karşılaştırdıkları 3 boyutlu rekonstrüksiyonlu bilgisayarlı tomografi çalışması da bunu desteklemektedir.^[18] Çalışmada farklı osteotomi düzlemleri (uygun varus ve valgus kesileri) ve farklı baş boyları kullanılarak konvansiyonel protezlerle de yeterli bir rekonstrüksiyon sağlanabileceği gösterilmiştir. Bununla birlikte baş ve boyun anatomileri ayarlanabilir, modern protezlerle daha iyi bir rekonstrüksiyon daha kolay bir şekilde sağlanabilir.^[3,9,15] Restorasyonu en zor olan parametrelerin medial ve dorsal ofsetler olduğu görülmüştür.

Sonuçlarımız 3. ve 4. nesil protezlerin 1. ve 2. nesil protezlere göre daha iyi adaptasyon gösterdiğini bildiren çeşitli çalışmalarla uyumludur. Daha iyi adaptasyon sağlayan protezlerin ömrünün de daha uzun olup olmayacağı henüz bilinmemektedir.^[5,12] Bununla birlikte iyi adaptasyonun hareket açıklığını artırıp, subakromiyal sıkışma riskini azalttığı gösterilmiştir.^[10,11,20,21] Rotasyon merkezinin doğru bir şekilde rekonstrükte edilmesi rotator kasların normal fonksiyonlarını koruması için de önemlidir.^[10,11] Bu glenoidin egzantrik yüklenmesini de azaltacaktır.^[7] Adaptasyonda kombine ofsetin rekonstrüksiyonu üzerinde yoğunlaşılmalıdır. Çift egzantrik baş ayarlamalı protezler bu süreci kolaylaştırırlar.^[2,3,9] Erken klinik sonuçlar ve deneysel çalışmalar modern 3. ve 4. nesil protezlerin daha fonksiyonel olduklarını göstermektedir.^[24]

Bazı yazarlar modüler protezlerin daha anatomik bir rekonstrüksiyon sağlama açısından konvansiyonel protezlerden daha avantajlı olmadığını düşünmektedir.^[25-27] Bununla birlikte, bu çalışmalarda modüler başlığı altında 2., 3. ve 4. nesil çeşitli protez modelleri değerlendirilmiş ve ayarlama olasılıkları çok geniş bir yelpazede incelenmiştir. Çalışmalarında aralarında farklı baş seçenekleri olan basit protezler (2. nesil), farklı eğim açılı ve basit egzantrik baş ayarlı protezler ve sabit eğim açılı ve çift egzantrik baş ayarlamalı (3. ve 4. nesil) protezler kullanılmıştır. Bundan dolayı, yazarların sonuçları dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir.

Çalışmamız 2. nesil protezlerle orijinal anatomiye rekonstrükte etme ve anatomik duruma uyum sağlama konusunda sonuçların öngörülemediğini göstermiştir. Değerlendirilen parametrelerdeki ortalama sapmalar kabul edilebilir düzeyde olmasına rağmen, zaman zaman aşırı sapmalar gözlenebilmektedir. Tüm bu veriler çalışma hipotezimizi desteklemektedir.

Bunun tersine, ayarlanabilir modern protezler anatomik duruma daha uygun bir rekonstrüksiyon şansı sağlar. Osteotomi açısı ayarlanabilir protezlerle sekonder anatomik değişikliklere uyum sağlanabilir. Buna karşın, kılavuzlu testere ve açılı protezlerle primer anatomiye adaptasyon sağlanabilir. Birinci ve ikinci nesil protezlerde oluşabilen aşırı sapmalar yeni nesil modern protezlerde görülmemektedir.

Hareket açıklığı, rotator kaf fonksiyonu, glenoid yüklenmesi ve protez ömrü açısından anatomi tam olarak restore edilmeli ve bu amaçla her türlü teknik imkandan faydalanılmalıdır.

Çıkar Örtüşmesi: Çıkar örtüşmesi bulunmadığı belirtilmiştir.

Kaynaklar

- Boileau P, Walch G. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. In: Walch G, Boileau P, editors. *Shoulder arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer; 1999. p. 69-82.
- Hertel R, Knothe U, Ballmer FT. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:331-8.
- Irlenbusch U, Gebhardt K, Rott O, Werner A. Reconstruction of the rotational centre of the humeral head depending on the prosthetic design. [Article in German] *Z Orthop Unfall* 2008;146:211-7.
- McPherson EJ, Friedman RJ, An YH, Chokesi R, Dooley RL. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg* 1997;6:105-12.
- Pearl ML, Kurutz S, Postachini R. Geometric variables in anatomic replacement of the proximal humerus: How much prosthetic geometry is necessary? *J Shoulder Elbow Surg* 2009;18:366-70.
- Roberts SNJ, Foley APJ, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. The geometry of the humeral head and the design of the prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:647-50.
- Favre P, Moor B, Snedeker JG, Gerber C. Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech* 2008;23:175-83.
- Gerber A, Ghalambor N, Warner JJ. Instability of shoulder arthroplasty: balancing mobility and stability. *Orthop Clin North Am* 2001;32:661-70.
- Irlenbusch U, Irlenbusch L. Update in shoulder prosthetics. [Article in German] *Orthopadie und Unfallchirurgie* up2date 2007;4:289-312.
- Nyffeler WR, Sheikh R, Jacob HAC, Gerber C. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:575-80.
- Nyffeler WR, Gerber C. The relevance of anatomical reconstruction. *Nice shoulder course: Shoulder arthroscopy and arthroplasty. Current concepts*. Montpellier: Sauramps Medical; 2004. p. 315-16.
- Pearl ML. Proximal humeral anatomy in shoulder arthroplasty: Implications for prosthetic design and surgical technique. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14:99S-104S.
- Pearl ML, Kurutz S. Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:660-71.
- Thomas SR, Sforza G, Levy O, Copeland SA. Geometrical analysis of Copeland surface replacement shoulder arthroplasty in relation to normal anatomy. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14:186-92.
- Walch G, Boileau P. Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:443-51.
- Duparc F, Duparc J. Shoulder endorosthetics. Common principles and important characteristics. [Text in German]. In: Duparc F, editor. *Techniques in orthopaedics and traumatology*. München, Jena: Urban und Fischer; 2005. p.65-73.
- Ianotti JP, Norris TR. Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2003;84:251-8.
- Jeong J, Bryan J, Ianotti JP. Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:1932-41.
- Jerosch J, Moursi MG, Schunck J. Der Oberflächenersatz bei der degenerativen Omarthrose – klinische und radiologische Ergebnisse. *Orthop Praxis* 2007;43:635-41.

20. Wirth MA, Ondrla J, Southworth C, Kaar K, Anderson BC, Rockwood CA. Replicating proximal humeral articular geometry with a third-generation implant: a radiographic study in cadaveric shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:111S-6S.
21. Williams GR, Wong KL, Pepe MD, Tan V, Silverberg D, Ramsey ML, Karduna A, Ianotti JP. The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on Glenohumeral translations, range of motion and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:399-409.
22. Pearl ML, Kurutz S, Robertson DD, Yamaguchi K. Geometric analysis of selected press fit prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Orthop Res* 2002;20:192-7.
23. Irlenbusch U, End S, Kılıç M. Differences in reconstruction of the anatomy with modern adjustable compared with second-generation shoulder prosthesis. *Int Orthop* 2010, Epub ahead of print. doi:10.1007/s00264-010-1084-7
24. Buchler P, Farron A. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech* 2004;19:16-23.
25. Churchill RS, Kopjar B, Fehring EV, Boormann RS, Matsen FA 3rd. Humeral component modularity may not be an important factor in the outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *Am J Orthop* 2005;4:173-6.
26. Copeland S. The continuing development of shoulder replacement: "reaching the surface". *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:900-5.
27. Mileti J, Sperling JW, Cofield RH, Harrington JR, Hoskin TL. Monoblock and modular total shoulder arthroplasty for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:496-500.