



Ters omuz protezi tarihsel gelişimi

Historical development of reverse shoulder prosthesis

M. Kerem Canbora¹, Tolga Keçeci²

¹Özel Muayenehane, İstanbul

²Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, Ordu

Osteoartrit için omuz protezinin tarihi, cerrahi tekniklerdeki, implant tasarımındaki ve hasta sonuçlarındaki gelişmeleri yansıtarak başlangıcından bu yana önemli ölçüde ilerlemiştir. Eklem protezi kavramı ilk olarak 19. yüzyılın sonlarına doğru şekillenmeye başlamış; ilk girişimlerde yumuşak dokular, hayvan kaynaklı membranlar ve hatta fildişi gibi materyaller ağrıyı azaltmak amacıyla interpozisyon artroplastisinde kullanılmıştır. İlk belgelenen omuz protezi 1893 yılında Fransız cerrah Jules Emile Péan tarafından platin ve kauçuk materyaller kullanılarak gerçekleştirildi. Çığır açan bu girişimin ardından daha fazla yapay madde protez amacıyla denemeye ve kullanılmaya başlandı. Düşük fonksiyonel sonuçlar ve yüksek komplikasyonlar çok sonraları Neer ve Grammont'un protez tasarımlarıyla aşıldı ve bu tasarımlar sayesinde günümüz modern omuz protezlerinin daha da geliştirilmesine olanak tanındı.

Anahtar sözcükler: ters omuz protezi; implant tasarımı; manşet yırtığı artropatisi; omuz artrit; proksimal humerus kırıkları

The history of shoulder prosthesis for osteoarthritis has significantly evolved from its inception, reflecting advancements in surgical techniques, implant design, and patient outcomes. The concept of prosthesis began to take shape in the late 19th century, with early attempts using materials like soft tissues, animal-derived membranes, and even ivory in interpositional arthroplasty to alleviate pain. The first documented shoulder arthroplasty was performed in 1893 by French surgeon Jules Emile Péan, using platinum and rubber materials. This groundbreaking procedure paved the way for the exploration and use of more artificial materials for prosthetic purposes. The challenges of low expectations and high complication rates were later overcome by the prosthetic designs of Neer and Grammont, which laid the groundwork for the further development of modern shoulder prostheses.

Key words: reverse shoulder prosthesis; implant design; cuff tear arthropaty; shoulder arthritis; proximal humerus fractures

Fransız cerrah Jules-Emile Pean 1893 yılında, bilinen ilk omuz protezi ameliyatını gerçekleştirerek tıp dünyasında çığır açtı.^[1-4] O dönemin kısıtlı imkânlarıyla gerçekleştirilen bu operasyon, ortopedi ve travmatoloji alanında büyük bir devrim niteliğindeydi. Yirminci yüzyılın ortalarından itibaren, omuz protezi cerrahisinde büyük gelişmeler yaşandı. 1970'lerde, Dr. Charles Neer, modern omuz protez cerrahisinin öncülerinden biri olarak kabul edilir. Neer, omuz protezi için yeni teknikler ve implantlar geliştirerek bu alanda devrim niteliğinde ilerlemeler kaydetti. Onun çalışmaları, omuz protezi ameliyatlarının başarı oranını ve hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde arttırdı. 1985 yılında Paul Grammont yeni bir tasarım olarak ters omuz protezini geliştirdi. Günümüz protez tasarımlarının babası sayılabilecek bu konseptin getirdiği temel prensipler hâlâ geçerliliğini korumaktadır.

TARİHSEL GELİŞİM

Tarihte bilinen ilk eklem metal protezinin bir total omuz protezi olduğu tahmin edilmektedir. Bu işlem, Fransız bir cerrah Jules-Émile Péan (1830-1898) tarafından Paris'te, omuz tüberkülozunun tedavisi amacıyla gerçekleştirildi (Şekil 1).^[1] Daha öncesinde, Alman cerrah Themistocles Gluck tüberküloz tedavisi için diz, kalça, ayak bileği, el bileği ve dirsek gibi bölgelerde fildişinden imal ettiği protezleri denedi.^[2] Pean bu çalışmalara dayanarak fildişinden bir omuz implantı geliştirdi. Ancak, Péan bu fildişi protezi mekanik özelliklerinden dolayı hiç kullanmadı.^[3]

Tarihte bilinen ilk metal omuz protezi Jules Emile Péan tarafından uygulanmıştır. 1893 yılında omuz tüberküloz artrit hastasına platinyum ve kauçuktan yapılmış kısıtlayıcı total omuz protezi yerleştirildi.^[1]

İletişim / Contact: Prof. Dr. M. Kerem Canbora • **E-posta / E-mail:** kerem.canbora@gmail.com

ORCID ID: M. Kerem Canbora, 0000-0002-8527-0960 • Tolga Keçeci, 0000-0001-7313-0920

Geliş / Received: 8 Eylül 2024 • **Revizyon / Revised:** 3 Ekim 2024, 4 Ekim 2024 • **Kabul / Accepted:** 8 Ekim 2024



Şekil 1. Dr. Péan tarafından 1893 yılında kullanılan belgelenmiş ilk omuz protezi.^[3]

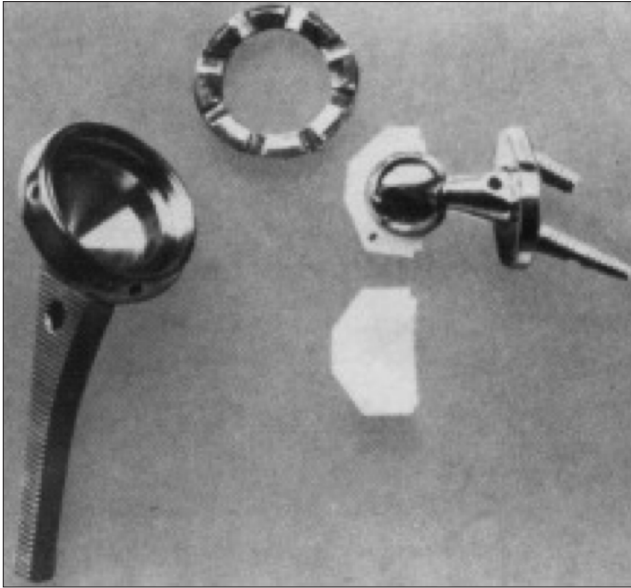
Ancak ters omuz protezi (TOP) fikri ve gelişmesi; rotator manşet yetmezliğinin ortaya konulmasıyla birlikte daha geç dönemlerde ortaya çıkmıştır.^[4] Péan'ın protezini daha sonraları boyun üzerinde anatomik veya lateralize bir

rotasyon merkezini yeniden oluşturan küçük bir glenosfere sahip protez sistemleri takip etti. Neer'in anatomik ve Grammont'un ters omuz protez tasarımları altın standart hâline gelene kadar farklı omuz protez tasarımları denenmiş ve değişen düzeyde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ters omuz protez tasarımlarında da yıllar içerisinde farklı gelişmeler olmuştur (Tablo 1). Ters omuz protezi tasarımlarındaki başlıca değişiklikleri şu şekilde sıralayabiliriz:

- Avrupa'da ters omuz protezi ilk olarak 1972'de Reeves tarafından tanımlandı.^[5] Çimentoyla uygulanan, diverjan yerleşimli peglere sahip bir glenoid bileşenden oluşuyordu. Anatomik bir dönme merkezine sahipti (Şekil 2).
- Neer, rotator manşetin işlevsel olmadığı durumlarda protez sonuçlarının daha kötü olduğunu kabul etti. 1970-73 yılları arasında rotator manşet yetersizliği olan hastalarda total anatomik protezin yüksek başarısızlık oranını azaltmak amacıyla üç tip ters protez geliştirdi.^[3] Mark I isimli ilk protez, daha fazla hareket sağlamak için büyük bir küreye sahipti, ancak manşetin yeniden tespit edilmesini kısıtlıyordu. Mark II, rotator manşetin tamiri için daha küçük bir küreye sahipti. Ne yazık ki, kürenin küçültülmesi eklem hareket genişliğinin azalmasına neden oldu. Hareketi iyileştirmek için Mark III tasarlandı. Yine rotator manşet onarımına izin vermek için daha küçük bir küre ve daha iyi hareket sağlamak için humeral steme aksiyel rotasyon eklendi. Glenoid komponenti skapulaya çimentoyla yerleştiriliyordu. Bu tasarımdaki glenoid bileşenin tespit güvensizliği ve yüksek çıkık oranları endişe kaynağı olmaya devam etti.^[6,7]

Tablo 1. Ters omuz protez gelişimindeki tarihsel temel basamaklar

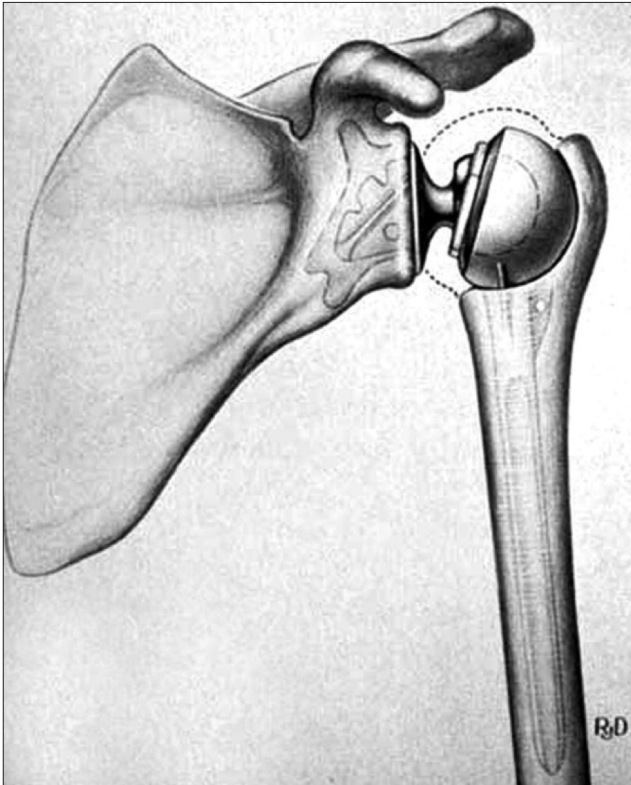
Protez Adı/Tasarımcısı	Yıl	Temel Tasarım Özellikleri
Leeds Omuz/Reeves ve ark. ^[5]	1972	Diverjan dişli pegi olan glenoid komponent dizayn edildi. Anatomik bir rotasyon merkezine sahipti.
Kessel ^[10]	1973	Glenoidde tek merkezi vida; rotasyon merkezi laterale yerleştirildi.
Kölbel ve Friedebold ^[9]	1973	Flanşlı glenoid komponenti skapular gövdeye vidalandı; daha düşük kuvvetlerde dislokasyona izin verecek şekilde tasarlandı.
Bayley-Walker ^[11]	1973	Büyük hidroksiapatit kaplı vida; rotasyon merkezi mediale ve distale doğru kaydırdı.
Fenlin ^[15]	1975	Glenosfer deltoid kaldıraç kolunu artıracak şekilde genişletildi.
Liverpool/Beddow ve Elloy ^[14]	1975	Glenoid komponenti, glenoid fiksasyonunu iyileştirmek için skapular pillara sabitlenmiş bir stem içeriyordu.
Buechel ve ark. ^[16]	1978	Yüzen destek noktası; omuz hareketini arttırmak için glenosferin boyutu küçültüldü.
Gristina ve Webb ^[17]	1978	Her ikisi de büyük, merkezi bir polietilen küre ile eklemelenen küçük bir humerus metal küre ve küçük bir glenoid metal küre içeriyordu.
Grammont Versiyon 1 ^[18]	1985	Rotasyon merkezi medialde fakat doğal glenoid yüzeyin lateralinde kalmıştır; glenoid komponentinin <i>press-fit</i> bir central pegi bulunuyordu.
Delta III/Grammont	1991	Rotasyon merkezi medializedir ancak doğal glenoidin lateralinde kalmıştır, fiksasyonu iyileştirmek için glenoid komponent hidroksiapatitle kaplanmıştır.



Şekil 2. Dr. Reeves tarafından uygulanan ilk ters omuz protezi.^[9]

Bu nedenle Neer, Mark III protezini terk etti ancak diğerleri ters omuz konseptini araştırmaya devam etti (Şekil 3).

- Kölbl protezi tümör rezeksiyonu sonrası omuz rekonstrüksiyonu için tasarlandı.^[9] Glenoid fiksasyonu, skapular gövdenin tabanına veya skapula-gövdeye vidalanan bir yakalıla güçlendirildi.



Şekil 3. Dr. Neer'in tasarladığı Mark III ters omuz protezi.^[8]

- 1979'da Kessel ve Bayley, oldukça kısıtlı bir sistem içinde glenoid implant tasarlamasının zorluğunu fark ettiler ve skapular kemiğin akrilik çimentolu bir protezi sabit tutmak için uygun olmadığını vurguladılar.^[10] Kessel protezinde tek bir büyük merkezi glenoid vida kullanıldı.^[10] Kölbl protezinde olduğu gibi humeral stem de polietilenden yapılmıştır. Tasarımı Bayley ve Walker tarafından geliştirilerek glenoid vida hidroksiapatit ile kaplandı. Rotasyon merkezi mediale ve distale kaydırıldı.^[11] Humeral komponent metal bir stem ve ona tutunan polietilen bir liner ile değiştirildi.
- Bu sistemlerde glenoid bileşenlerin gevşediğini bildiren çalışmaların sayısı arttıkça, omuz protez flaşlara, dübellere ve vidalara dayanarak çimento olmadan sabitlenen glenoid bileşenlere doğru evrildi. Glenoid fiksasyonundaki belirgin artışla birlikte glenoid ve skapula kırıkları büyük bir endişe kaynağı hâline geldi. Bu katastrofik komplikasyon riskini azaltmak, skapula kırığı için gerekenden daha az bir kuvvetle çıkarılabilen kısıtlı protezler tasarlandı.^[12]
- Kısıtlı omuz protezinin sorunları göz önüne alındığında, birçok yazar farklı omuz protezleri üzerinde çalışmaya başladılar. Protezlerde glenoid-implant ara yüzde oluşan yüksek stresi azaltmak için ters bilye ve soket şeklinde olan yeni tasarımlar üzerinde araştırmalar yoğunlaşmıştır. Ters bilye-soket tasarımını destekleyenler, bu değişikliğin skapular fiksasyonla ilgili endişeleri gidereceğini ve protez tasarımındaki büyük bir değişikliğe dayanarak hasta fonksiyonunu iyileştireceğini öne sürdüler.^[8]
- 1973 yılında Gerard skapulaya iki vidayla sabitlenmiş metal glenoid plaklı ters omuz protezinin uygulandığı altı vakalık çalışma sonuçlarını yayınladı. Ortasında bir delik bulunan plağa 20 milimetre (mm)'lik bir metal küre vidala niyordu.^[13] Humeral komponent, metal bir stem üzerine sabitlenmiş bir polietilen insertten oluşuyordu. Tüm hastalarda omuz stabilitesinde artış ve ağrı azalma sağlandı. Ancak protez tasarımı rotator manşeti telafi etmediği için aktif harekette iyileşme olmadı.
- Liverpool protezi ilk olarak 1969'da Beddow ve Elloy tarafından tasarlandı ve tasarım olarak ters kalça protezine benziyordu. Tasarımda skapular pillara sementle yerleştirilen glenoid bileşen ve proksimal humerusa sementle uygulanan polietilen bir humeral bileşen bulunuyordu.^[14] Ancak bu tasarımda yüksek başarısızlık oranı bildirildi.

- Büyük glenoid kürenin kullanıma sunulmasıyla deltoid fonksiyonunda iyileşme sağlandı. Fenlin protezi metalik humerus stemi üzerinde büyük bir kap ile eklemlenen büyük bir polietilen glenoid küreden oluşuyordu.^[15] Buechel, omuz eklemi fizyolojik hareketinden daha fazla harekete izin vermek için humeral metal kap ve stemle eklemlenen büyük bir polietilen küreye adapte küçük metal glenosferli çift hareketli bir kap tanıttı.^[16] Gristina üç küresel sistemi aynı zamanda mobiliteyi optimize etmek için tasarlanmıştır.^[17] Bu kısıtlı sistem, her ikisi de büyük, merkezi bir polietilen küreyle eklemlenen küçük bir humeral metal küre ve küçük bir glenoid metal küre içeriyordu.
- 1985 yılında Paul Grammont ters omuz protezi için yeni bir konsept geliştirdi. Grammont'un getirdiği başlıca yenilik, deltoid fonksiyonunu arttırmak için glenohumeral eklem rotasyon merkezini mediale etmekte böylece kendiliğinden stabil bir protez elde edecekti. Protezin ilk versiyonu, kürenin 2/3'ünü oluşturan çimentolu metal glenosferden oluşuyordu. Glenosfer, tam polietilen çimentolu humeral stem ve 1/3 küreden oluşan insert ile eklemlenmişti. Glenoid bileşende gevşeme ve kırılmayla karşılaşıldığında, glenos-



Şekil 4. Dr. Grammont'un yeni ters omuz protez konseptiyle tasarladığı ilk medialize ters omuz protezi-trompeti.^[3]

ferin 2/3 küreden, 1/2 küreye dönüştürülmesiyle rotasyon merkezi doğal glenoid yüzeye göre mediale alındı (Şekil 4).^[18] Rotasyon merkezinin medialleştirilmesinin ayrıca glenoid kemik-implant arayüzündeki torku da azaltması ve böylece aseptik glenoid gevşemesi riskini azaltması açısından ek bir faydası vardı.^[19] Çimentosuz tespit için hem glenoid hem de humerus bileşeni hidroksiapatit ile kaplandı. 1990'lı yıllardan itibaren Grammont sistemi, diğer tüm sistemlerden üstün olduğu için birçok omuz cerrahı tarafından rotator manşet eksikliği tedavisinde benimsendi.^[18]

1991 yılında piyasaya sürülmesinden bu yana Delta III, daha önce çözümü bulunamayan çok sayıda son aşamadaki dejeneratif omuz hastalıklarını başarıyla tedavi etmek için kullanıldı (Şekil 5). Bu felsefenin temel iki problemi aşmak için kapsamlı araştırmalar yapılmıştır; skapular çentiklenme ve omuz rotasyon kısıtlılığıdır. Daha lateralize dönme merkezi olan tasarımlar bu sorunları çözmeyi amaçlamaktadır. Günümüzde tüm dünya pazarında 25'ten fazla varyasyon mevcuttur.^[3] Literatür farklı TOP'lerin bazı değişkenlerle ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu değişkenler;

- 1) implantasyon sırasında çıkarılan humerus ve glenoid kemik miktarı,^[20]
- 2) genel glenoid tespiti ve tespit yöntemlerindeki farklılıklar,^[21]



Şekil 5. Dr. Grammont'un konseptinin sonraki yıllarda geliştirilmiş tasarımı Delta III.^[24]

3) infraglenoid sıkışma ve skapular çentiklenme oranlarını etkileyen hareket açıklığı,^[22]

4) doğal omza göre rotasyon merkezi ve humerusun konumu olarak sayılabilir.^[23] Bu değişkenler kas momenti kolları, kas uzunlukları ve çeşitli kol pozisyonlarında büyük tüberkül etrafındaki deltooid örtüm miktarı dâhil olmak üzere çeşitli biyomekanik parametreleri doğrudan etkiler.^[19,20] Ters omuz protezlerine bağlı komplikasyon insidansı başarılı bir şekilde azalırken, aynı zamanda klinik sonuçlarda iyileşmeler olmuş, hareket açıklığında artış olmuş, sonuçların öngörülebilirliği artmış ve ters omuz protezinin kullanımı önemli glenoid ve humeral kemik kaybı gibi yeni endikasyonları kapsayacak şekilde genişletilmiştir.^[19]

Yapılan bilgisayar modeli analizinde, humerus 31° adduksiyondayken Grammont Delta III protezinin inferior skapular boyuna çarptığını gösterdiler.^[25,26] Bunun yanında Delta III'te kullanılan spesifik tasarım parametresi kombinasyonlarının optimize edilmediği sonucuna vardılar. Glenosfer kalınlığı ile ilgili olduğundan, rotasyon merkezinin lateralize olduğu her 1 mm, çarpma öncesinde ~5° daha fazla humerus adduksiyonu sağladı ancak atlama mesafesi üzerinde hiçbir etkisi yoktu. Rotasyon merkezinin konumunu değiştirmeden glenosfer çapını değiştirmek (buna karşılık kalınlığı değiştirerek) genel hareket açıklığını değiştirmedi; ancak glenosfer çapının 2 mm artırılması atlama mesafesini 0,5 mm arttırdı. Glenosfer inferior *offseti* ile ilgili olduğundan, pozisyonadaki her 1 mm inferior kayma, sıkışmadan önce ~4° daha fazla humerus adduksiyonu sağladı. Humerus tarafında ise, humerus boyun açısındaki her 5°'lik azalma 155°'ye göre, inferior ve süperior skapular sıkışma noktalarını 5° kaydırdı. Açıklığa kavuşturmak gerekirse, humerus boynu açısının azaltılması atlama mesafesini veya genel hareket aralığını arttırmadı; ancak, humerusun daha az addüksiyonu pahasına adduksiyon sırasında inferior sıkışmayı azalttı. Son olarak, humerus liner kısıtlamasını 0,0125 oranında azaltmak, genel hareket açıklığını 4° arttırdı ancak aynı zamanda atlama mesafesini de 0,5 mm azalttı. Bu bulgulara dayanarak Roche ve ark. Grammont Delta III için birkaç tasarım değişikliği önerdi ve bunu yaparken, her biriyle ilişkili feragat edilecek olumlu noktaları en aza indirmek için her parametrede çok sayıda ince tasarım değişikliği yapılmasını teşvik etti.^[25,26]

Omuz protezinin yaşı artık 120 yıldan fazladır. Birçok tasarım yinelemesinden sonra anatomik protez için Neer ve ters protez için Grammont konseptleri iki altın standart hâline geldi. Yeni implantlar, aynı humerus stemine veya *resurfacing* humerus tabanına anatomik veya ters bir tasarım adapte etme olanağı sunmaktadır. Yeni teknolojiler, navigasyon veya alternatif olarak hasta özelinde ens-

trümantasyon gibi, protezin implantasyon doğruluğunu arttırmıştır.

KAYNAKLAR

1. Pean JE. Des moyens prothétiques destinés à obtenir la réparation des parties osseuses. Gaz Hop Paris 1894;67:297.
2. Wessinghage D. Themistocles Gluck. 100 years artificial joint replacement. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1991;129(5):383-8. **Crossref**
3. Willems WJ. History of shoulder arthroplasty. J Arthroscopy Joint Surg 2021;8(1):2-6. **Crossref**
4. Zilber S. Shoulder arthroplasty: historical considerations. Open Orthop J 2017;11:1100. **Crossref**
5. Reeves B, Jobbins B, Flowers F, Dowson D, Wright V. Some problems in the development of a total shoulder endo-prosthesis. Ann Rheum Dis 1972;31(5):425-6. **Crossref**
6. Neer CS 2nd, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. J Bone Joint Surg Am 1982;64(3):319-37. **Crossref**
7. Neer CS 2nd, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. J Bone Joint Surg Am 1983;65(9):1232-44. **Crossref**
8. Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2011;469(9):2432-9. **Crossref**
9. Kolbel R, Friedebold G. Shoulder joint replacement. Arch Orthop Unfallchir 1973;76(1):31-9. **Crossref**
10. Kessel L, Bayley I. Prosthetic replacement of shoulder joint: Preliminary communication. J R Soc Med 1979;72(10):748-52. **Crossref**
11. Ahir SP, Walker PS, Squire-Taylor CJ, Blunn GW, Bayley JI. Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement. J Biomech 2004;37(11):1699-708. **Crossref**
12. Post M, Jablon M, Miller H, Singh M. Constrained total shoulder joint replacement: A critical review. Clin Orthop Relat Res 1979;(144):135-50. **Crossref**
13. Gerard Y, Leblanc JP, Rousseau B. A complete shoulder prosthesis. Chirurgie 1973;99(9):655-63.
14. Blauth W, Donner K. Notes on the history of arthroplasty. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1979;117(6):997-1006.
15. Fenlin JM Jr. Total glenohumeral joint replacement. Orthop Clin North Am 1975;6(2):565-83. **Crossref**
16. Buechel FF, Pappas MJ, DePalma AF. Floating-socket total shoulder replacement: Anatomical, biomechanical, and surgical rationale. J Biomed Mater Res 1978;12(1):89-114. **Crossref**
17. Ungethüm M, Blömer W. Endoprosthetic replacement of the shoulder joint. Possibilities and their analysis. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1986;124(1):50-6. **Crossref**
18. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. Orthopedics 1993;16(1):65-8. **Crossref**
19. Roche CP. Reverse Shoulder arthroplasty biomechanics. J Funct Morphol Kinesiol 2022;7(1):13. **Crossref**

20. Roche CP, Diep P, Flurin PH, Routman HD. Comparison of bone removed with reverse total shoulder arthroplasty. *Bull NYU Hosp Joint Dis* 2013;71 Suppl 2:S36-40.
21. Friedman R, Stroud N, Glatkne K, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, et al. The impact of posterior wear on reverse shoulder glenoid fixation. *Bull Hosp Jt Dis* 2015;73 Suppl 1:S15-20.
22. Chou J, Malak SF, Anderson IA, Astley T, Poon PC. Biomechanical evaluation of different designs of glenospheres in the SMR reverse total shoulder prosthesis: Range of motion and risk of scapular notching. *J Shoulder Elbow Surg* 2009;18(3):354-9. **Crossref**
23. 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**
24. 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**
25. Roche C, Flurin PH, Wright T, Crosby LA, Mauldin M, Zuckerman JD. An evaluation of the relationships between reverse shoulder design parameters and range of motion, impingement, and stability. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(5):734-41. **Crossref**
26. Roche C, Flurin P, Wright T, Zuckerman J. Geometric analysis of the Grammont reverse shoulder prosthesis: An evaluation of the relationship between prosthetic design parameters and clinical failure modes. 2006.