

## Total kalça protezlerinde femoral komponent geometrik özelliklerinin davranışları (insan kadavra femurları üzerinde deneysel çalışma)

Bener Şen<sup>(1)</sup>, Mişel Kokino<sup>(2)</sup>, Sabri Altıntaş<sup>(3)</sup>

*Bu çalışmada, total kalça protezlerinin biomekanik davranışları ile ilgili deneyler yapıldı. Toplam 16 adet insan kadavra femuruna, yakalıklı ve yakalıksız, 3 değişik sap uzunluğundaki total kalça protezi femoral komponentleri adepote edildi. Temas periyodu ortasına uygun olarak hazırlanan düzenekte, Instron-1186 cihazı ile kompresyon anlamında bazı deneyler yapıldı.*

*Akut yüklenme modelinde, yakalıklı protez uygulanan femurlarda proksimal medial femoral kortekste parçalı kırıklar, yakalıksız grupta ise distal intramedüller migrasyon ön planda görüldü. Ayrıca sap uzunluğu arttıkça, akut instabilite için gerekli Kg-kuvvet değerlerinin de doğru orantılı olarak arttığı saptandı.*

*Sonuçta deney grupları içerisindeki, yakalıksız ve 14 cm sap uzunluğuna sahip femoral komponentlerin daha avantajlı olabileceği düşünüldü.*

**Anahtar kelimeler:** total kalça protezi, biomekanik

### **Biomechanic behaviors of geometric properties of femoral components in total hip prostheses (experimental study of human cadaver femurs)**

*In this experimental study, femoral components of total hip prostheses had been taken in two groups, one is collared and the other one is collarless, which are designed at three different stem length (100-120-140 cm). Each femoral component was inserted to 16 human cadaver femur using bone cement. During the midstance phase, according to prepared system, compression experiments are performed with Instron-1186 apparatus. In the acute compression model, partial fractures were observed in proximal medial femoral cortex of femurs which the collared prostheses were applied. On the other hand majority of distal intramedullary migration is observed in the collarless group. Direct proportional increase in the Kg-force values which is necessary for acute instability were observed, whenever the stem length increased.*

*At the end, it is decided that the collarless and 14 cm. stem length femoral components have more advantages than the other experimental groups.*

**Key words:** total hip prostheses, biomechanics

Günümüzde yaygın olarak karşılaşılan eklem dejenerasyonları sonucu gelişen patolojik durumların tedavilerinde prostetik replasman cerrahisinin önemi giderek artmaktadır. Kalça eklemi de en çok zorlanan ve yüklenen eklemlerden biri olması nedeniyle sıklıkla uygulama alanına girmektedir. Genel olarak kalça total protezlerinde implantasyondan sonra gelişen geç, ancak ciddi komplikasyonlar arasında gevşeme ve kırılma ön planda yer almaktadır (2, 7, 18).

Bu tür komplikasyonları minimize indirmek, hatta yok etmek düşüncesi, bu sektörde femoral komponent tasarımı üzerine çeşitli biomekanik çalışmalar yapılmasına neden olmuştur (2, 7, 17).

Bütün bu çalışmalara rağmen femoral komponent dizaynı üzerinde kesin bir fikir birliğine varılmış değildir. En uygun femoral komponent geometrisine ulaşılabilmesi için, bu sektörde üretilmiş olan çeşitli örneklerin,

diğer yapı özelliklerinin yanında, biomekanik davranışlarının da araştırılması gereği duyulmaktadır.

### **Gereç ve yöntem**

Bu deneysel araştırma İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi Kliniği Biomekanik Laboratuvarı ile Boğaziçi Üniversitesi Makine Fakültesi Malzeme Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Deneylerde yaşları 40-60 arasında değişen ve insan kadvralarından alınan toplam 16 adet (8 çift) femur kemiği kullanıldı. Kadvralar formaldehit havuzlarında 8-18 ay bekletildiler. Femurların beraberindeki adeleler insersiyon yerlerinden itibaren uzaklaştırıldı. 4 femur (2 çift) protez uygulanmaksızın, orijinal haliyle denemeye alındı. Kalan 12 femura (6 kadvranın her iki femurları) protez uygulanarak deneyler yapıldı. Fe-

(1) Dicle Üniv. Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Uzmanı

(2) İstanbul Üniv. İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Profesörü

(3) Boğaziçi Üniv. Makine Müh. Bölümü Profesörü

murların alt ve üst uçlarına polyester malzeme ile ağaç takozlar içerisinde spesifik kalıplar hazırlandı. Üst takoz içerisine polietilen asetabular kap uygun konumda (45° inklınasyon, 12° anteversiyonda ) monte edildi. Alt takoz içerisine femur alt ucu orijinal kondiler inklınasyonları ile yerleştirildi ve polyester ile tesbit edildi. Ağaç takozların cihaza tatbik edilen yüzeyleri horizontal eksene uygun planda hazırlandı (Resim1).



Resim 1: Femurların alt ve üst uçlarına konan polyester malzemeyle ağaç takozların görünümü

Deneylerde ekonomik şartların yetersizliği nedeniyle Müller tipi protezler kullanıldı. Protezler 3 ayrı sap uzunluğuna sahipti. Değişik sap uzunluğundaki her bir protez grubu yakalıklı ve yakalıksız olmak üzere 2 alt gruba ayrıldılar. Orijinal protezlerin femoral komponent dizaynlarının değiştirilmesi işlemi torna ile yapıldı. Protez gruplarına ait özellikler Tablo 1'de sunulmuştur. Böylece hazırlanan femoral komponentler femurlara, usulüne uygun tekniklerle, kemik çimentosu kullanılarak adapte edildiler.

SAP UZUNLUĞU	100 mm	120 mm	140 mm	Toplam
Yakalıklı	2 adet	2 adet	2 adet	6 adet
Yakalıksız	2 adet	2 adet	2 adet	6 adet
Toplam	4 adet	4 adet	4 adet	12 adet

Tablo 1: Protez grupları

Bütün femurların anatomik yapıları incelendi ve geometrik ölçümleri yapıldı. (Tablo 2, 3).

Protez uygulanan deney gruplarında, herbir kadavranın sağ femurlarına yakalıklı, sol femurlarına ise yakalıksız protezler adapte edildiler. Protez çiftlerinin yakaları dışında tüm özellikleri birbirlerinin aynı idi. Deney düzeneği, normal yürüyüşün temas periodunun tam ortasına uyan faza (Fischer'e göre 16. faz) uygun olarak hazırlandı (7). Bu şekilde hazırlanan düzenek Instron-1186 cihazına yerleştirilerek, kompresyon an-

Taraf	R		L		
Femur No	1	3	2	4	ortalama
anteversiyon açısı (derece)	10	16	10	16	13
kollum/şaft açısı (derece)	133	137	133	137	135
dialfizer angülasyon (derece)	8	10	8	10	9
kondiler inklınasyon (derece)	6	8	6	8	7

(X) 1 ve 2 ile 3 ve 4. femurlar aynı kadavraya aittir

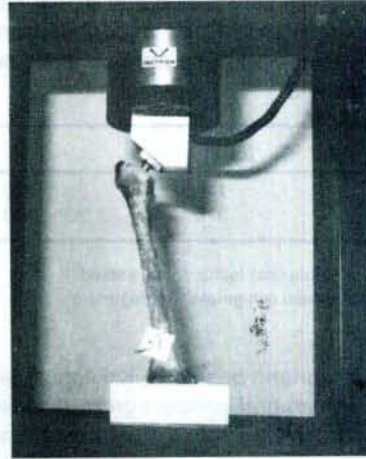
Tablo 2: Protezsiz femurların geometrik özellikleri

taraf	femur No	anteversiyon açısı	dialfizer angulasyon	kondiler inklınasyon	kollum/şaft açısı
Sağ	5	10	6	8	129
	6	16	7	7	140
	7	16	7	9	143
	8	15	9	12	135
	9	8	7	12	140
	10	16	7	7	129
Ort.		13.5	7.1	9.1	136.0
Sol	12	10	6	7	128
	13	16	8	8	142
	14	16	7	9	143
	15	14	9	12	135
	16	8	7	11	141
	17	16	7	7	130
	Ort.		13.3	7.3	9.0

X Bütün değerlerin birimi "derecedir"

XX 5 ve 12, 6 ve 13, 7 ve 14, 8 ve 15, 9 ve 16, 10 ve 17 no'lu femurlar aynı kadavraya aittirler.

Tablo 3: Protezli femurların geometrik özellikleri



Resim 2: Femurların instron-1186 cihazına yürüyüşün 16. fazına uygun olarak yerleştirilmesi

lamında bası deneylerine tabi tutuldu. Bası hızı 2 mm/dk, yazdırıcı hızı 10 mm/dk idi (Resim 2).

Değerlendirmeler anatomopatolojik, radyolojik ve mühendislik bilimi ışığında yapıldı.

## Bulgular ve değerlendirme

Protezsiz, normal femur bası deneylerinde;

Aynı kadavraya ait sağ ve sol femurlarda, 740 ve

800 Kgf değerinde Pauwels-III tipinde bazoservikal kırık oluştu. Kırık hattı trokanter minör hizasında yaklaşık 90° medialize olarak ve t. minörün bir kısmını da içine alarak kollumun infero-medialinde tamamlandı. Kırık hattı uygulanan kuvvet vektörüne paralel yönde meydana geldi (Resim 3).



Resim 3: Protessiz normal femur bası deneyinde kırık hattının görünümü

Diğer kadavraya ait her iki femurda, 370 ve 400 Kgf değerlerinde ve aynı özelliklerde kırıklar oluştu. Kırılmalar tüm kemiklerde P-III tipinde, bazoservikal ve uygulanan kuvvet vektörüne paralel istikamette idi (Tablo 4) (Resim 3).

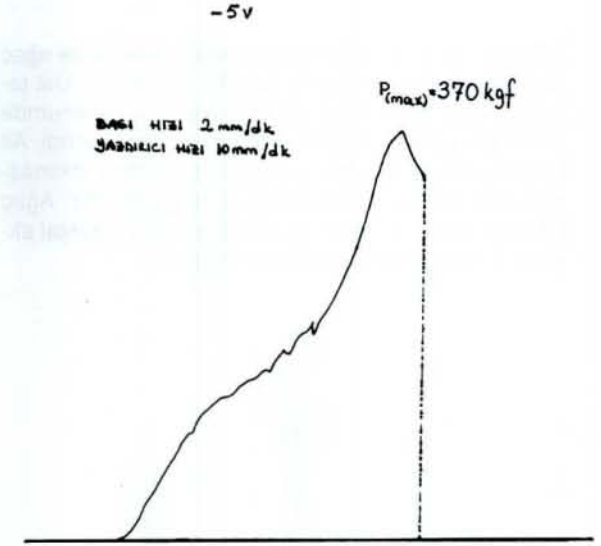
Taraf	R	L
1. kadavra	740	800
2. kadavra	370	400

Tablo 4: Normal (protezsiz) femur deney verileri (kırık oluşması için gerekli Kgf değerleri)

Normal femurların bası deneyleri sonucu elde edilen yük/deplasman grafiplerinde; eğri karakterleri genel olarak birbirlerinin benzeridir. Başlangıçta meydana gelen yüklenmeyi takiben (elestik deformasyon) meydana gelen plastik deformasyon dönemi bitiminde instabilite başlamıştır. Instabilite değerleri her kemikte farklılık göstermiştir. Bu farklılık özellikle değişik kadavra kemiklerinde daha belirgindir (Şekil 4).

Protezli femur bası deneylerinde;

Yakalıklı protez grubu: Akut yüklenme esnasında 300-520 Kgf değerlerinde instabilite gelişmiştir. Sap uzunluğu arttıkça instabilite için gerekli kuvvet (Kgf) değeri de artmaktadır. Hiç bir modelde distal intramedüller migrasyon anlamlı şekilde olmamıştır. Protezin varus anlamında deplasmanı sonucunda proksimal medial femoral kortekste parçalı kırıklar meydana gelmiştir.



Şekil 4: Normal femur bası deneyi yük deplasman eğrisi

Tüm kemiklerde, sement/kemik ara mesafesinde de taşman olmuş, bir kemikte ilaveten protez/sement ara mesafesinde de de taşman meydana gelmiştir (Tablo 5, 6) (Resim 5a-5b).

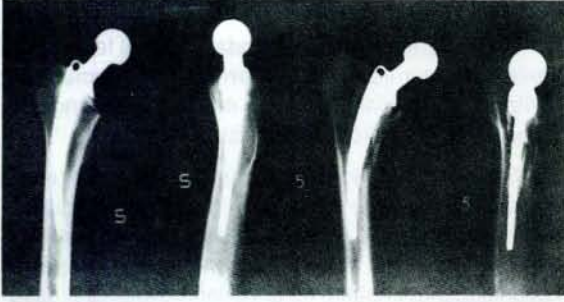
Protez sap uzunluk (mm)	Yakalıklı ortalama P max	Yakalıksız ortalama P max
100	310	305
120	467.5	400
140	510	435

Tablo 5: Protezli femurlarda instabilite değerleri (Kgf)

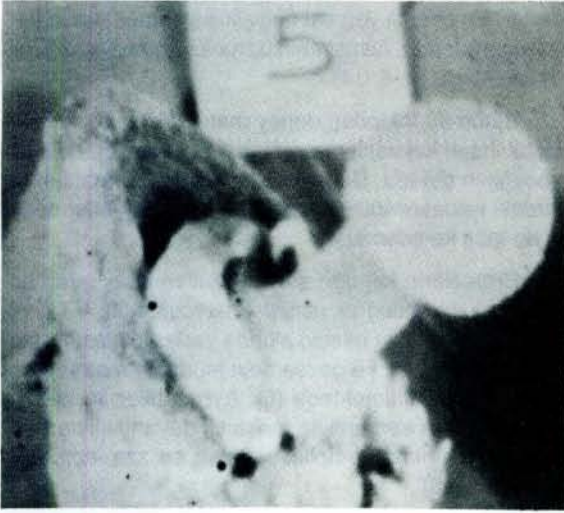
Protez sap uzunluğu (mm)	Yakalıklı protez grubu	yakalıksız protez grubu
100	-5-7 mm varusa deplasman -3-4 mm distal migrasyon - instabilite sement/kemik ara mesafesinde - proksimal medial femoral kortekste parçalı kırık	-4-5 mm varusa deplasman -5-7 mm distal migrasyon -instabilite/protez/sement kemik ara mesafesinde - subtrokanterik fissür (longitudinal)
120	-6-8 mm varusa deplasman -2-10 mm distal migrasyon - detaşman sement/kemik ara mesafesinde - proksimal medial femoral kortekste parçalı kırık	-3-4 mm varusa deplasman -7-10 distal intramedüller migrasyon - detaşman protez/sement kemik ara mesafesinde eşit - subtrokanterik fissür
140	-4-5 mm varusa deplasman -2-3 mm distal migrasyon - detaşman, sement/kemik ara mesafesinde - proksimal medial femoral kortekste uzunlamasına parçalı kırık	-3-4 varusa deplasman -15-20 mm distal intramedüller migrasyon - detaşman, protez/sement kemik ara mesafesinde eşit - subtrokanterik fissür (longitudinal)

Tablo 6: Protezli femurlarda instabilite özellikleri

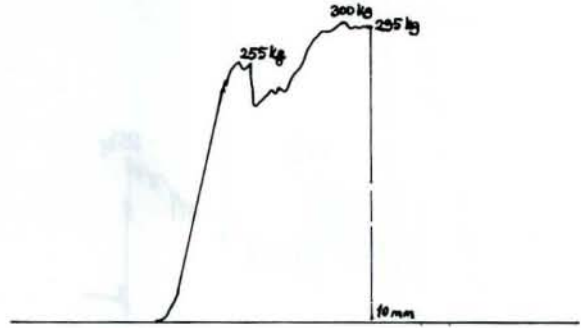
Yük deplasman grafiplerinde, başlangıç yüklenmesinden sonra gelişen instabilitenin arkasından, yeniden



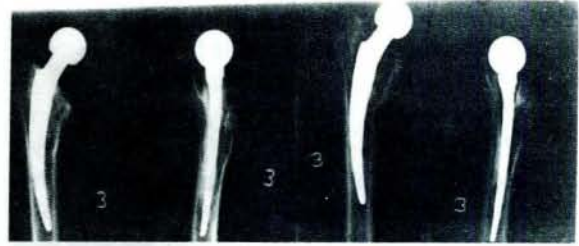
Resim 5 a: Yakalıklı protez grubunda bası deneyinden sonraki görünüm



Resim 5 b: Bası deneyinden sonra protez-sement ara mesafesinde delişim oluşumu



Şekil 6: Yakalıklı femur protezi yük deplasman eğrisi



Resim 7 a



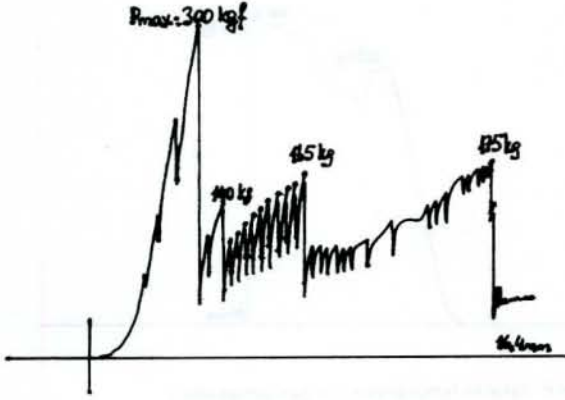
Resim 7 a.b: Yakalıksız protezli femurların bası deneylerinden sonraki görünümü

yüklenme anlamlı şekilde olmamıştır (Şekil 6).

**Yakalıksız protez grubu:** 300-450 Kgf değerleri arasında ilk instabilite oluşmuştur. Protez sap uzunluğu arttıkça, instabilite için gerekli Kgf değerleri de artmaktadır. Tüm modellerde ortak karakter, distale intramedüller migrasyon mevcudiyetidir. Migrasyon 5-20 mm arasında saptanmıştır. 3 kemikte subtrokanterik fissür gelişmiş, ayrıca 3 kemikte de 4-5 mm varusa deplasman görülmüştür. Instabilite gelişimi, sement/kemik ve protez/sement ara mesafelerinde genelde eşit anlamda olmuştur (Tablo 5, 6) (Resim 7 a-7b).

Yük deplasman grafilerinde, meydana gelen ilk instabiliteden sonra 100-300 Kgf değerlerinde, çakılma anlamında (yüklenme-yüklenme kaybı-yeniden yüklenme) eğriler elde edilmiştir (Şekil 8).

Her iki cins protezli grupta, başlangıç yüklenmesi sonunda (elastik deformasyon dönemi sonunda), muhtemelen sement kırılmasına bağlı, minimal bir yüklenme kaybı meydana gelmektedir. Her iki major grup arasında (yakalıklı ve yakalıksız) deney süresi, çakılma olayı nedeniyle yakalıksız grupta daha uzun olmaktadır. Her iki grupta maksimum yüklenme değerlerinin en düşük olanları kısa saplı (100 mm) protez uygulamala-



Şekil 8: Yakalıksız protez yük deplasman eğrisi

rında, en yüksek Kgf değerleri de uzun saplı protez uygulamalarında görülmüştür (Tablo 5).

### Tartışma

İnsan organizmasında, femur üst ucuna uygulanan kuvvetler ile ilgili olarak değişik araştırmacılar tarafından çalışmalar yapılmıştır (3, 7, 12, 13). Bununla beraber kalça eklemi karakteristik yüklenmenin temas periodu ortasında olabileceği Pauwels tarafından bildirilmiştir (7, 12). Temas periodu ortasında kalça eklemi maruz kaldığı yük vektörü "posterosuperiordan anteroinferiora" doğrudur. Temas periodu ortasında bu açının değeri (frontal planda) Diehl'e göre 12-14°, Pauwels'e göre ise 14° olmaktadır. Sagittal planda düşey hatta uygundur (7, 12).

Deneyimizde aynı kadvraya ait femurlar ayrı gruplara alınıp karşılaştırılmalı olarak incelendiğinden, yapısal farklılıkların asgariye indirildiği düşünülmüştür. Hazırladığımız düzende femurların pozisyonu, temas periodu ortasına uymaktadır. Uygulanan kuvvet vektörü düşey karakterdedir. Temas periodu baş ve sonundaki torsiyon kuvvetleri ile periferik adale ve yumuşak dokulara ait etkileyici kuvvetler göz ardı edilmiştir.

Pauwels (12), temas periodu ortasında femur üst ucunun maruz kaldığı kuvvetleri; varus anlamında bükülme, iç içe geçmeye zorlanma ve laterale itilme olarak tarif etmiştir. Buna göre uygulanan kuvvetlerin bileşkesi paralelogramda ikiye ayrılır. Femur kemiğinde basınç ve bükülme, boyunda ise bükülme ve itme momentleri. Sonuçta, lateralde çekme, medialde basınç yüklenmeleri ve femur boynu içerisinde ek bir itme kuvveti ortaya çıkar. Böylece kalça eklemi maruz kaldığı maksimal yüklenme, vücut ağırlığının 3 katından 8 katı-

na kadar değişebilmektedir (7, 9, 10, 11, 12).

Çalışmamızın 1. aşamasındaki normal femur grup verileri literatür ile uyum göstermektedir. Femur başı epifizinden aktarılan kuvvetler, metafizden spongiozaya geçerler, diafiz korteksi ile distale iletilirler (6, 7, 12).

Scholten ve arkadaşları "finite elements" (sonlu elemanlar) analizi ile femur başı içindeki spongiozanın, gelen kuvvetlerin % 80'ini absorbe ettiğini bildirmişlerdir (15). Proksimal femoral bölgenin trabeküler yapısı kaybolduğunu, impakte edici yüklenmelere karşı dayanıklılık oldukça düşmektedir (8). Yaşa bağlı değişiklikler, farklı mekanik stresler ve yorulmalar farklı özellik arzeder. En önemli yapısal değişiklik geometri ve materyal özellikleridir. Dansitenin daha az önem taşıdığı bildirilmektedir (4, 6, 14).

Bütün bu faktörler, deney materyeli olarak kullanılacak insan kaynaklı malzemenin standardize edilemeyeceğinin delilidir. Deney verilerimizde, normal femurlardaki yaklaşık 400 Kgf farklılık benzer faktörler nedeniyle tabii karşılanmıştır.

Protezlerin kemiğe sement kullanılarak adaptasyonu hakkında değişik görüşler mevcuttur (1, 7, 13, 16, 19). Sıvı sementin basınç altında yerleştirilmesinin stabiliteyi arttıracığı ve gevşemeyi mümkün mertebe geciktireceği bildirilmektedir (5). Ayrıca fiber ile takviye edilmiş kemik sementi ile mekanik dayanıklılık artırılmakta ve kırılma komplikasyonları en aza indirilebilmektedir (16).

Deneyimizde protezler "CMW bone cement" ile normal basınç altında (ilave bir teknik uygulanmadan) tatbik edilmişlerdir. Elastisite modülü ve dayanıklılığının farklı olması nedeniyle, akut yüklenme esnasında öncelikle sement kırılması meydana gelmiş, ve instabiliteye geçişte ilk adımı oluşturmuştur.

Yakalıksız protezlerde, yakanın kalkar femoral teması, stresin longitudinal komponentini kalkara aktarır. Varusta uygulamalar, medial desteğin kalitesiz oluşu patolojik stresler oluşturmada, invivo olarak geç dönemde kalkarda atrofi ile metafizleşme, stem ucunda ise hipertrofi meydana getirmektedir. Ayrıca medialdeki streslerde, protez boyun/şaft açısı değerlerinin önemi üzerinde durulmaktadır (1, 2, 7). Yakalıksız protez implantasyonlarından sonra kalkarda meydana gelen rezorbsiyon, yüklenme azalmasına ve sirkülasyon bozulmasına bağlanmaktadır. Bu rezorbsiyon genellikle 1-2 mm olmakta ve gevşeme ile olan ilişkisi tartışılmaktadır (3, 9).

Yakalıksız protez savunucuları gevşemeyi kalkar rezorbsiyonu ile ilgili görmektedir. Kalkar femoral, medialde iyi bir destek oluşturarak, protezin varusa deplasmanını engellemektedir. Ayrıca kalkara daha fazla yük bindiği, böylece rezorbsiyonun durduğu savunulmaktadır (2). Öte yandan kalkar femoralin maruz kaldığı aşırı yüklenme ile sementte mikro kırıklar oluşabilmekte, bu da femoral komponentde varus anlamında gev-

şemenin başlangıcı olabilmektedir (2).

Yakalısız protez savunucuları ise, kalkardaki rezorbsiyonun hafif olması ve bir derecede durmasını gevşeme ile ilgisiz olduğuna delil olarak göstermektedir. Gerçekte remodelasyon olan rezorbsiyonun durması, yeni yapı biriminde kuvvetler ve bunları karşılayan dokular arasında bir dengenin oluştuğunu gösterir (2). Deneyimizde, kalkar özelliğinin korunmasına ve protezlerin valgusta yerleştirilmesine özen gösterilmiştir. Ancak yakalıklı protez uygulamalarında, valgus hali arttırıldığında yakaların kalkar femorale oturmadığı dikkati çekmiştir. Bu durumun protezin valgusta yerleştirilmesine dezavantaj oluşturduğu belirtilmiştir (5).

Yakalıklı protez uygulamalarımızda, asetabuler bölgeden protez başına uygulanan yüklerin yakalıklı ile kalkar femorale aktararak, protezin varusa deplasmanı ile birlikte, kalkar bölgesinde parçalı kırıklara yol açtığı saptandı. Protezin sap uzunluğu artışına paralel olarak, instabilite için gerekli bası kuvvetlerinin de arttığını saptadık.

Yakalısız protez uygulanan grupta ise, protezin varusa deplasmanı ikinci planda görüldü. Buna karşın protezin distale intramedüller migrasyonu ön planda oldu. Instabilite değerleri, yakalıklı gruba oranla, benzer veya daha düşüktü. Protez sap uzunluğu arttıkça, instabilite gelişmesi için gerekli Kgf değerleri de artmakta idi.

Rohlmann (13), yaptığı çalışmalarda implantlı femurların streslere karşı dayanıklılığının arttığını saptamış ve bunu da implantın streslerden koruyucu özelliğine bağlamıştır. Protez sapı çap değişikliklerinin, önemli stres komponentlerine yol açtığını ve bükülme yüklenmelerini etkilediğini bildirmiştir. Öte yandan Crowninshield ve arkadaşlarına göre ise (1), protez sap kalınlığının artması ile sap ve sement stresleri azalmakta, elastisite modülü azalırsa saptaki stresler de azalmaktadır. Buna karşın sementdeki stresler artar. Aynı yazarlar, sap uzunluğunun artması ile bulundurduğu streslerin de arttığını belirtmektedir (1).

Bizim verilerimize göre de, protez sap uzunluğu arttıkça femurları instabil hale getirmek için gerekli Kg-kuvvet değerleri de artmakta, aynı zamanda sap uzunluğuna paralel olarak kırık bölgeleri de distale doğru yer değiştirmektedir.

## Sonuç

1. Pauwels'in önerdiği şekilde, temas periodu ortasına uygun olarak hazırlanmış deney modelimiz amacına uygun hizmet etmiştir.

2. Normal femurların bası deneylerinde, akut instabilite açısından farklı sonuçlar elde edilmiştir. Biyolojik materyellerin kendine özgü yapılarının olduğu, standardizasyonunun mümkün olmadığı ve orijinaline uygun laboratuvar şartlarının günümüz koşullarında sağ-

lanamayacağı kanaati edinilmiştir.

3. Femoral komponent sap uzunluğu arttıkça, akut instabilite için gerekli Kg-kuvvet değerleri de doğru orantılı olarak artmaktadır.

4. Asetabulumdan alınan yüklerin, femur proksimal bölgesine homojen olarak dağıtılabilmesi için, yakalısız modellerin daha avantajlı olabileceği düşünülmektedir. Ancak intramedüller migrasyonu engellemek amacıyla, kemik/semant/protez elamanlarının adaptasyonunun iyi derecede sağlanması ile semantleme tekniğinin çok iyi uygulanması gerekmektedir.

5. Femur üst uç anatomik yapısı da göz önüne alınarak, 14 cm sap uzunluğundaki yakalısız protez uygulamaları, bu deneydeki en iyi sonucu veren grup olarak yorumlanmıştır.

6. Ayrıca bir cismi oluşturan malzemenin kuvvetleri tutma yeteneği, elastik modülü, zorlanmalara karşı hakiki direnci gibi stabiliteyi belirleyen faktörlerin gözönüne alınması ve başarısızlık riskini minimize indirmek için prostetik stres analizlerinin çok iyi yapılması sayesinde amaca daha fazla yaklaşılabilecektir.

## Kaynaklar

1. Crowninshield, R. D.: An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg., 62-A, 68-78, 1980.
2. Crowninshield, R. D.: An analysis of collar function and the use of titanium in femoral prostheses. Clin. Orthop. 158: 270-277, 1981.
3. Diehl, K.: Zur biomechanik der intramedullaren prothesen verankerung am coxalen femurende, Habilitationsschrift. Hamburg, 1976.
4. Frost, H. M.: A determinant of bone architecture. Clin. Orthop., 175: 286-292, 1983.
5. Göksan, M. A., Prof. Dr.: Kişisel görüşmeler, İstanbul, 1989.
6. Kimura, T.: Distribution of mechanical robustness in the human femoral shaft. J. Biomechanics, 1: 41-46, 1984.
7. Kokino, M.: Endoprotezlerde sap uzunluğunun proksimal femurun biomekanik yüklemi üzerine etkisi. Doçentlik tezi, İstanbul, 1978.
8. Martens, M., et al.: The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. J. Biomechanics, 12: 971-983, 1983.
9. Morrison, J. B.: Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. Biomed. Engng., 3: 164, 1968.
10. Paul, J. P.: Load actions on the human femur in walking. Experimental Mechanics, 11: 121, 1970.
11. Paul, J. P.: Design aspects of endoprostheses for the lower limb. "Perspectives in Biomedical Engineering". Editor: Kenedy, R. M., London, 1973.
12. Pauwels, F.: Gessamalte Abhandlungen Zur Funktionellen Anatomie des Bowegungsapparates. Springer, Berlin, Heidelberg, NewYork, 1965.
13. Rohlmann, A., et al.: Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. J. Biomechanics, 9: 727-742, 1983.
14. Ruff, C. B., Hayes, W. C.: Age changes in geometry and mineral content of the lower limb bones. Annals of Biomed. Engng., 12: 573-584, 1984.
15. Scholten, R.: Über die Berechnung der Mechanischen Beanspruchung ir Knochenstrukturen mittels für den Flugzeugbau Entwickelter Rechenverfahren, MOT, 6: 130, 1975.

16. Saha, S., Pal, S.: Improvement of mechanical properties acrylic bone cement by fiber reinforcement. J. Biomechanics, 7: 467-478, 1984.

17. Şen, B., Daldal, F., Kokino, M., Altıntaş, S.: Kalça protezi uygulamasında yakalık mevcudiyetinin femur üst uç stabilitesi ile olan ilişkisinin incelenmesi (Deneyisel araştırma). XI. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, Kongre Kitabı, Ankara, 27-30 Eylül, 1989.

18. Şen, B., Kokino, M., Altıntaş, S., Şahinoğlu, K.: Normal ve protez uygulanmış insan femur kemiklerinde kuvvet yüklenmesi esnasındaki stabilitenin sap uzunluğu ile olan ilişkilerinin incelenmesi. II. Ortopedik Biomekanik Kongresi ve Türk Ortopedi ve Travmatolojisinin Uluslararası Dostları Cemiyetinin III. Kongresi, Kongre kitabı, sayfa: 118, Silivri, 12-16 Mayıs, 1989.

19. Willert, H. G.: Die reaktion des Knochenen Implantatlagers auf Methylmelacrylat knochenement. "Cotta, H., Schulitz, K P.: Der totale Hüftersatz, thieme, Stuttgart", 1973.

**Yazışma adresi**

**Dr. Bener Şen**

**Dicle Üniv. Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji  
Anabilim Dalı Diyarbakır**