



## Periprostetik femur kırıklarına uygulanan tespit yöntemlerinin biyomekanik değerlendirilmesi

Mehmet GÜLŞEN,<sup>1</sup> Vasfi KARATOSUN<sup>1</sup>, Bahadır UYULGAN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İzmir;

<sup>2</sup>Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, İzmir

**Amaç:** Çalışmamızın amacı periprostetik femur kırıklarında kullanılan farklı tespit yöntemlerinin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmaktır.

**Çalışma planı:** Mallory Tip 2 periprostetik femur kırıklarıyla *sawbone* modelleri oluşturduk. Periprostetik kırıklar kablo, kablo ve strut greft, ya da kablo ve plaklarla ile tespit edildi. Bu üç farklı tespit yönteminin biyomekanik özellikleri sağlam femur, protez uygulanmış sağlam femur, tespit yapılmamış kırıklı femur ile karşılaştırılarak değerlendirildi.

**Bulgular:** Karşılaştırmada tespit yapılmamış periprostetik kırığın akma noktası değerinin tespit yapılan kırıklara göre anlamlı şekilde daha düşük olduğu görüldü ( $p<0.05$ ). Periprostetik kırıkların bu üç farklı tespit yöntemi arasında ise anlamlı bir fark bulunmadı. Protez uygulanan sağlam femurun periprostetik kırıklara uygulanan üç tespit yöntemi arasında istatistiksel olarak en yüksek değeri veren yöntem olduğu saptandı.

**Çıkarımlar:** Mallory Tip 2 periprostetik kırıklar tespit edilmelidir. Çalışmada yararlanılan üç tespit yöntemi arasında fark yoktur ve hiçbiri protez uygulanmış sağlam femurun stabilitesine yakın bir sonuç vermemiştir.

**Anahtar sözcükler:** Artroplasti; biyomekanik; femur; kalça; kırık; kompozit; periprostetik.

Toplumun ortalama yaşındaki artışa paralel olarak primer ve revizyon artroplasti ameliyatlarının giderek artması, periprostetik kırık sıklığında da artma olacağına işaret etmektedir.<sup>[1]</sup>

Literatürde periprostetik kırıkların tedavisi için çeşitli yöntemler önerilmişse de en uygun tespit yöntemi hakkında bir fikir birliği yoktur.<sup>[2,3]</sup> Seçenekler tek başına veya kombine halde kullanılan pek çok kablo ve plak sistemini içerir.<sup>[4,5]</sup> Literatürde Mallory Tip 2 periprostetik kırıkların (trokanter minörün 4 cm distaline dek lineer ya da spiral kırık) tespit modellerini karşılaştıran biyomekanik çalışma bulunmamaktadır.<sup>[6]</sup> Çalışmamızda bu tip kırıklarda yay-

gın kullanılan tespit tekniklerini değerlendirmek amaçlanmıştır.

### Gereç ve yöntem

Aksiyel yük altındaki proksimal femurun akma noktası ve sertlik değerlerini saptamak amacıyla sentetik 8 kompozit femur (no: 3303, Sawbones®, Malmö, İsveç) biyomekanik olarak test edildi. İlk olarak sağlam 8 femur doğrudan test edildi (Grup 1). Daha sonra, femurların baş ve boyun bölümleri rezeke edilerek 1/3 hidroksiapatit kaplı Versys protez (Zimmer®, Warsaw, IN, ABD) yerleştirildi ve test edildi (Grup 2). Grup 2 testi tamamlandıktan sonra, 8 fe-

murda, elektrikli testere ile trokanter minörün 4 cm distaline doğru Mallory Tip 2 periprostetik bir kırık hattı oluşturuldu ve test edildi (Grup 3). Sonrasında, bu modeller aralarında 35 mm boşluk olan 2 adet Cable-Ready® kablo (Zimmer®, Warsaw, IN, ABD) ile tespitlenerek (Şekil 1) test edildi (Grup 4). İki Cable-Ready® kablo ile yapılan tespit 20x85 mm boyutlarında ve kompozit kemikten alınan kortikal strut greft ile güçlendirildi (Şekil 1) ve test edildi (Grup 5). Son olarak, 23x121 mm boyutlarında titanyum plaka ve 4 kablodan oluşan Cable-Ready® Cable Grip System (Zimmer®, Warsaw, IN, ABD) ile test tekrarlandı (Şekil 2) (Grup 6). Son üç gruptaki kablolar bir germe aleti ile (Zimmer®, Warsaw, IN, USA) 400 N gerildi.

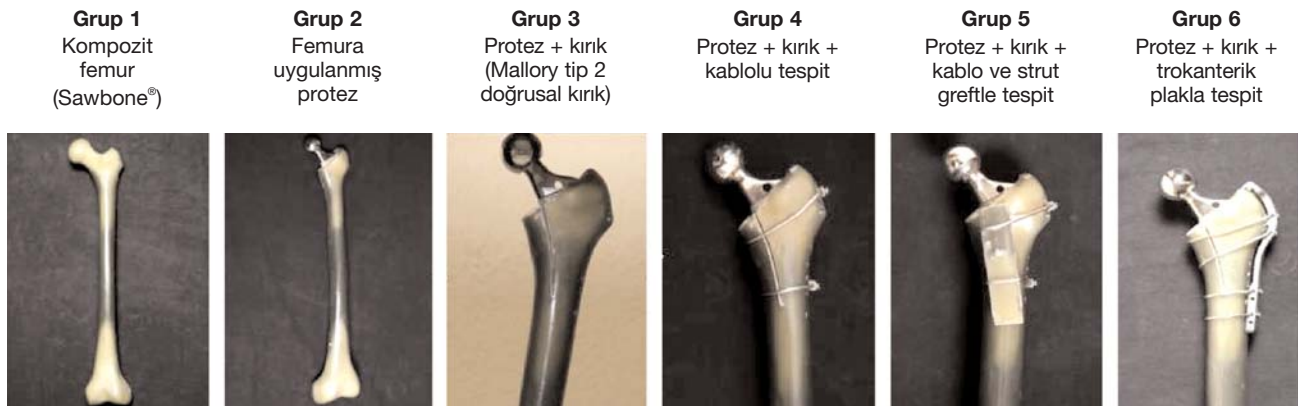
Kullanılan modeller, son nokta gerilme gücü, son nokta kompresyon gücü ve kırığa dayanıklılık açısından insan kemiğine benzerlik gösteren 3. nesil kortikal analoglardı. Her femur her grupta kullanıldı, böylece altı yükleme testi her bir femura uygulandı. Her femur, femoral kanala girerek kanalı dolduran 14 santimetrelik kilitli intramedüller çivi ile metal bir tabana yerleştirildi ve ve kortikal bir vida ile sabitlendi. Femoral kondiller, taban üzerinde ayakta durma pozisyonunu taklit ederek oturacak şekilde, test makinesinin kompresyon plağına ve yere paralel şekilde konumlandırıldı.

Yükleme testleri Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nün Mekanik Deneyler Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Testler için bir Simadzu Autograph AG-50kNG test makinesi (Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) kullanıldı. Numunelere protez başına doğru

1 mm/dk. hızında aksiyel yükleme yapıldı. Veriler 50 milisaniyelik aralıklarla toplandı ve kaydedildi. Örneklerde oluşabilecek başarısızlıklar veya kırılma yükleri eş zamanlı grafiklerle izlendi. Ölçümlerden oluşan yük (N) – kayma (mm) eğrilerinin yardımıyla örneklerin akma noktaları ve sertlik değerleri tanımlandı. Yük (N) – yer değiştirme (mm) eğrilerine bir örnek Şekil 2'de verilmiştir. Eğrilerin lineer kısmına paralel ve örneğin boyunun %0.2'si kadar uzağından geçen ikinci doğrunun eğriyi kestiği nokta akma noktasıdır. Test düzeneği Şekil 3'te gösterilmiştir.

Örnekler farklı konfigürasyonlar için kullanıldığından, örneklerin harabiyetini veya plastik deformasyonunu engellemek ve örneklerin elastik deformasyon aralığında kaldığından emin olmak için, %0.2 oranı %0.02'ye düşürüldü ve akma noktası, eğrinin lineer kısmına paralel doğru ile eğrinin kesişme noktası olarak alındı. Eğrinin lineer kısmı ile, buna paralel doğrunun arasındaki x-ekseni mesafesi 0.1 mm'dir. Test makinesi tarafından tanımlanan bu nokta yükleme testlerinde aşılmasına rağmen, %0.2 paralel doğrusunun kesişim noktasına erişilemedi. Böylece, test makinesi gerçek akma noktasına (%0.2 uzunluk deformasyonu) ulaşılmadan yüklemeyi otomatik olarak durdurduğundan, ne harabiyet, ne de plastik deformasyon oluştu.

Tüm sonuç grafiklerinde yük (N) – kayma (mm) eğrilerinin doğrusallığı 300-600 N arasında gözlemlendi. Bu değerler arasında deformasyonun derecesi (mm) her örnek için tanımlandı. Katılık değerleri (N/mm), eğrilerin lineer kısımları ve x-eksenindeki deformasyon uzantısı arasındaki açıların tanjantları ile belirlendi.



Şekil 1. Grupların detayları. [Bu şekil, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki online versiyonunda renkli görülebilir.]

**Tablo 1.** Ortalama akma noktası ve sertlik değerleri.

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Akma noktası (N)	1,436.4	1,941.4	936.7	1,302.8	1,281.7	1,401.3
SS	186.1	465.9	152.5	177.7	230.3	248.1
Sertlik (N/mm)	630.1	846.9	753.0	820.1	825.9	780.1
SS	123.9	117.9	70.1	85.6	59.3	79.1

İstatistik analizleri SPSS (Release 11 for Windows, SPSS Inc., IL, ABD) programı ile yapıldı. Gecektiğinde Kruscall-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. 0.05'den küçük p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

### Bulgular

Bulgular Tablo 1'de gösterilmiştir. En düşük akma noktaları Grup 3'te elde edildi ki, bu tespit edilmiş kırığın deformasyona daha yatkın olduğunu göstermektedir. Her tür tespit sertliği geliştirmiş olsa da, Grup 2'nin (protez uygulanan kırıksız femur) sertlik değerleri tümünden daha yüksekti. Tespit yöntemlerinin hiç biri diğerlerinden daha üstün değildi. Grup 3'ün akma noktası diğer tüm gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı idi ( $p<0.05$ ). Grup 2, Grup 3, 4, 5 ve 6'dan istatistiksel olarak daha yüksek değerler gösterdi (Tablo 1).

Ayrıca, Grup 1 ile diğerlerinin sertlik değerleri arasında anlamlı bir farklılık vardı ( $p<0.05$ ) (Tablo 1). Protez uygulandığında sertlik anlamlı olarak arttı. Bununla birlikte, kablo, strut greft veya plaklarla yapılan tespit yöntemleri arasında anlamlı fark görülmedi.

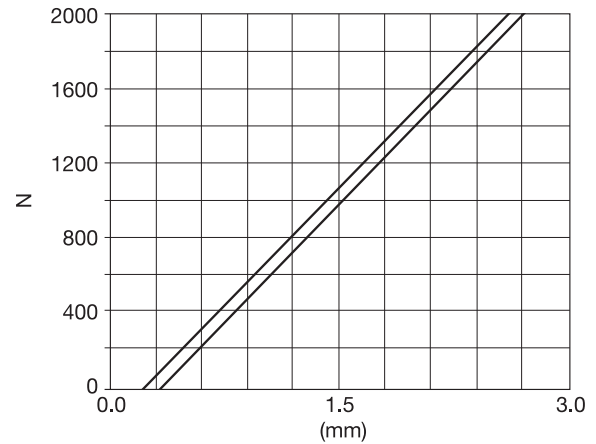
### Tartışma

Periprotetik kırıklar halen kalça artroplastisinin önemli sorunlarından biridir. Berry'ye göre çimentolu primer total kalça artroplastisinde periprotetik kırık oranı %0.03 ve çimentosuzlarda %5.4'tür. Bu oranlar revizyonlarda, sırasıyla, %3.6 ve %20.9'a çıkmıştır.<sup>[6]</sup> Bu gibi kırıklarda hangi tespit yönteminin uygulanacağı hala açık değildir. Çalışmamızın hedefi optimal tespit yöntemini bulmaktır.

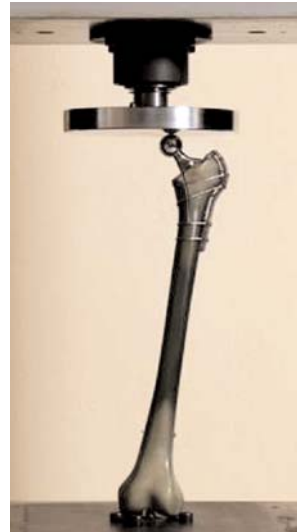
Doğal olarak çalışmamızın bazı sınırlamaları vardır. Örneğin kompozit kemikler harap edici testler için uygun değildir; bu yüzden çalışmamızda sınırlandırılmış yükler uyguladık. Ek olarak, bu çalışma-

ların ameliyat sonrası erken dönemi taklit edebilmesinden dolayı, kemik iyileşmesinin etkileri muğlak kalmaktadır. Son olarak, çalışmamızda sadece aksiyel yük uyguladık.

Deneysel çalışmalar her zaman klinik çalışmalarla doğrudan uyumlu olmamasına rağmen, kompozit



**Şekil 2.** Grup 5'e ait yük (N) - yer değiştirme (mm) eğrilerine örnek. [Bu resim, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki online versiyonunda renkli görülebilir]



**Şekil 3.** Grup 6 test düzeneği. [Bu resim, derginin [www.aott.org.tr](http://www.aott.org.tr) adresindeki online versiyonunda renkli görülebilir]

femurlar bu duruma bir istisna olarak gözükmektedir. Cristofoloni ve ark., çalışmalarında kompozit femurların biyomekanik çalışmalarda kadavra örneklerine benzerliğini göstermişlerdir. Ayrıca, kompozit femurlarda, femurlar arası değişkenlik, kadavra örneklerinden 20-200 kez daha azdır. Böylece, kompozit femurlar aynı örnekleme büyüklüğünde daha küçük farkların istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmesine izin verir.<sup>[7]</sup> Dennis ve ark.'nın işaret ettiği üzere, laboratuvar örneklerinin yumuşak doku içermemesi, dikkatlice uygulanan osteotomilerin bile her zaman bir doğal kırık şeklini taklit edememesi ve sentetik femurların daha iyi vida çeşitlerine sahip olması gibi zayıf noktalar taşımaktadır.<sup>[8]</sup> Bu yüzden deneysel sonuçlarımızın diğer deneysel çalışmalarla kanıtlanması gerektiğini düşünüyoruz.

Schwartz ve ark., klinik çalışmalarında ameliyat sırasında oluşan femur kırıklarının tedavisindeki amacın implantın stabilizasyonunu sağlamak olduğunu vurgulamışlardır. Özellikle, kırığın ameliyat sırasında fark edilmesi durumunda, ya femur başına rotasyonel yük verilerek ya da implantın daha fazla sıkıştırılması ile kemik-implant arayüzüne stres uygulayarak implant stabilitesi tüm hastalarda cerrahi sırasında test edilmiştir.<sup>[9]</sup> Yazarlar, kemik-implant arayüzünde hareket gözlenmediği durumda bileşenin stabil olduğunu kabul etmişlerdir. Çalışmamızda, Grup 3'te (tespit edilmemiş, protezli kırık) görülen akma noktalarının diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı fark göstermesi sebebiyle (Tablo 1) sonuçlarımız bu klinik izlenimle çelişmektedir. Başka bir deyişle, periprostetik kırık tespit edilmezse aksiyel yüklemeye sistemin stabilitesini zayıflatır.

Periprostetik kırık tespiti için ekstramedüller tekniklerin biyomekanik etkinliğine dair sınırlı bilgi mevcuttur.<sup>[8]</sup> Maozen ve ark., belirli kırık tipleri için optimum tespit yöntemlerini bulmak amacıyla bilgisayar modellemesi kullanılabileceğini vurgulamışlardır.<sup>[10]</sup> Mallory ve ark.'na göre periprostetik kırıkların serkraj telleri ile tespiti tatmin edici klinik sonuçlar için yeterli olmakla beraber, Greidanus ve ark. ameliyat sırasında proksimal femurda meydana gelen periprostetik kırıkların çoğunun tabiatında zaten stabil olduğunu ve konservatif tedavinin iyileşme için yeterli olduğunu belirtmiştir.<sup>[11]</sup> Bizim görüşümüze göre, çalışmamızın sonuçları Grup 3'ün tespit gruplarına (Grup 4-6) kıyasla belirgin düşük değer-

leri olduğunu gösterdiğinden (Tablo 1), Mallory Tip 2 periprostetik kırıkların tespiti zorunludur. Bir strut greft veya plak eklenmesi ile stabilitede artış beklenebilir, ancak tespit yöntemi sonuçları iyileştirmemiştir ve Grup 4, 5, 6 arasında aksiyel stabilite fark yoktur.

Çalışmamızın sonuçları Mallory Tip 2 periprostetik kırıklarının tespitinin gerekliliğini göstermiş olsa da, test edilen tespit yöntemlerinin bir diğerine üstünlüğü kanıtlanmamıştır.

**Çıkar Örtüşmesi:** Çıkar örtüşmesi bulunmadığı belirtilmiştir.

### Kaynaklar

1. Campbell P, McWilliams TG. Periprosthetic femoral fractures. *Current Orthopaedics*; 2002;16:126-32.
2. Fink B, Fuerst M, Singer J. Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005;125:433-42.
3. de Ridder VA, de Lange S, Koomen AR, Heatley FW. Partridge osteosynthesis: a prospective clinical study on the use of nylon cerclage bands and plates in the treatment of periprosthetic femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma* 2001;15:61-5.
4. Zenni EJ Jr, Pomeroy DL, Claude JR. Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1988;(231):83-90.
5. Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Intraoperative femoral fractures associated with cementless total hip arthroplasty. *Orthopedics* 1989;12:231-9.
6. Berry DJ. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am* 1999;30:183-90.
7. Cristofolini L, Viceconti M, Capello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996;29:525-35.
8. Schwartz JT, Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1989;71:1135-42.
9. Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, Di Cesare PE. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: a biomechanical study of 5 techniques. *J Arthroplasty* 2000;15:523-8.
10. Maozen M, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E. Periprosthetic fracture fixation of femur following total hip arthroplasty: A review of biomechanical testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;30.
11. Greidanus NV, Mitchell PA, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Principles of management and results of treating the fractured femur during and after total hip arthroplasty. *Instr Course Lect* 2003;52:309-22.