



İnstabil femur boyun kırıklarının internal tespitinde vida sayısı ve yöneliminin stabiliteye etkisi

Seyit Ali GÜMÜŞTAŞ¹, Hacı Bayram TOSUN¹, İsmail AĞIR¹,
Mehmet Müfit ORAK², Tolga ONAY³, Güvenir OKÇU⁴

¹Adıyaman Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Adıyaman;

²Fatih Sultan Mehmet Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul;

³Marmara Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul;

⁴Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi, Hafsa Sultan Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Manisa

Amaç: Bu çalışmada instabil femur boyun kırıklarının tedavisinde 3 farklı kanüllü vida konfigürasyonu kullanılarak yapılan internal tespitin biyomekanik olarak karşılaştırılması amaçlandı.

Çalışma planı: Çalışmada 28 adet sentetik sol femur rastgele olarak 4 eşit gruba ayrıldı. İlk üç gruptaki örnekler Pauwels Tip 3 kırık oluşturacak şekilde bazoservikal bölgeden osteotomize edildi. Tespit kanüllü vidalarla yapıldı. Birinci gruba 4 adet vida, 3'ü boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda, dördüncüsü ise kalkara çapraz şekilde; ikinci gruba 3 adet vida, 2'si boyuna paralel konfigürasyonda, üçüncüsü ise kalkara çapraz şekilde; üçüncü gruba ise 3 adet vida, 3'ü de boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda olacak şekilde kanüle vida ile fiksasyon uygulandı. Dördüncü gruba ise osteotomi veya tespit uygulanmadı. Tüm gruplara yüklenme testi yapıldı ve vida tespitlerinin aksiyel yüklenmeye dayanma gücü ve yer değişimi miktarı ölçüldü.

Bulgular: Grup 1'de ortalama maksimum dayanım 36.1 ± 3.2 N/mm², Grup 2'de 27.3 ± 4.1 N/mm² ve Grup 3'te 21.9 ± 3.2 N/mm² olarak saptandı. Grup 3'teki ortalama maksimum dayanım anındaki (21.9 ± 3.2 N/mm²) osteotomi hattındaki ortalama yer değişimi 11.5 ± 2.1 mm iken, Grup 2'de aynı değerlerde yer değişimi 6 ± 1.3 mm, Grup 1'de 5.8 ± 1.1 mm olarak bulundu ($p < 0.05$). Ayrıca Grup 2'deki ortalama maksimum dayanım (27.3 ± 4.1 N/mm²) anındaki yer değişimi 9.1 ± 1.7 mm iken, aynı stres değeri altında Grup 1'deki şekil değişiminin 9 ± 1.7 mm olduğu gözlemlendi ($p > 0.05$).

Çıkarımlar: İnstabil femur boyun kırıklarının tedavisinde boyuna paralel gönderilen kanüllü vidalara ek olarak kalkara gönderilen çapraz vidanın stabiliteye olumlu katkı sağlayacağı görüşündeyiz.

Anahtar sözcükler: Femur boyun kırıkları; instabil; kanüllü vida; tespit.

Femur boyun kırıkları gençlerde nadir görülür ve sıklığı yaş ilerledikçe artar.^[1] Bu kırıkların tedavisinde en çok kullanılan tedavi seçeneği internal tespit ve primer artroplastidir. Tedavi seçiminde hastanın yaşı belirleyici olmaktadır. Yaşlılarda genellikle artroplastisi tercih

edilirken, gençlerde internal tespit uygulanmaktadır.^[2-4] Femur boyun kırıklarının tedavisinde, boyun aksına paralel yerleştirilen çok sayıda vida ile tespit yöntemi sık kullanılan internal tespit yöntemlerinden biridir. Bununla birlikte, vidanın konumu ve sayısı cerrahın terci-

Yazışma adresi: Dr. İsmail Ağır, Adıyaman Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Turgut Reis Mh., 02200 Merkez, Adıyaman.

Tel: +90 416 – 216 10 15 e-posta: iagir@hotmail.com

Başvuru tarihi: 10.03.2014 **Kabul tarihi:** 06.07.2014

©2014 Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği

Bu yazının çevrimiçi İngilizce versiyonu

www.aott.org.tr adresinde

doi: 10.3944/AOTT.2014.14.0088

Karekod (Quick Response Code)



hine bağlı olarak değişebilmekte,^[5] uygulanan vidaların yönelimi, sayısı ve hastanın kemik yoğunluğu vidanın tespit gücünü ve tedavinin başarısını etkilemektedir.^[6,7]

Günümüzde femur boyun kırıklarının tedavisinde ters üçgen pozisyonda yerleştirilmiş, boyuna paralel 3 adet kanüllü vida ile tespit tavsiye edilmektedir.^[4,8-9] Bu tespit yöntemi kırık parçalar üzerinde sıkıştırma oluşturarak kırığın iyileşmesine katkıda bulunur.^[8]

Pauwels tarafından femur boyun kırıkları 3 kategoriye incelenmiştir.^[10] Kırık hattının yönelimine göre şekillenen sınıflandırmada Tip 3 kırık sıklıkla yüksek enerjili travma sonrası genç erişkinlerde görülür. Bu tip kırıklar dikey yönde mekanik olarak daha az stabil oldukları için ameliyat sonrasında sıklıkla tespit ile ilgili sorunlar gözlenir.^[11] İnternal tespit sonrası redüksiyon kaybı (varus çöküşü) kan akımının bozulmasına yol açarak kaynama sorunlarına ve femur başı avasküler nekrozuna neden olabilir. Literatürde femur boyun kırıklarının 3 adet paralel, kanüllü vida ile tespiti sonrası %20 ila 48 oranında değişen kötü sonuçlar bildirilmiştir.^[12]

Bu çalışmanın amacı, instabil femur boyun kırıklarının tedavisinde 3 farklı kanüllü vida konfigürasyonunu biyomekanik olarak karşılaştırmaktır.

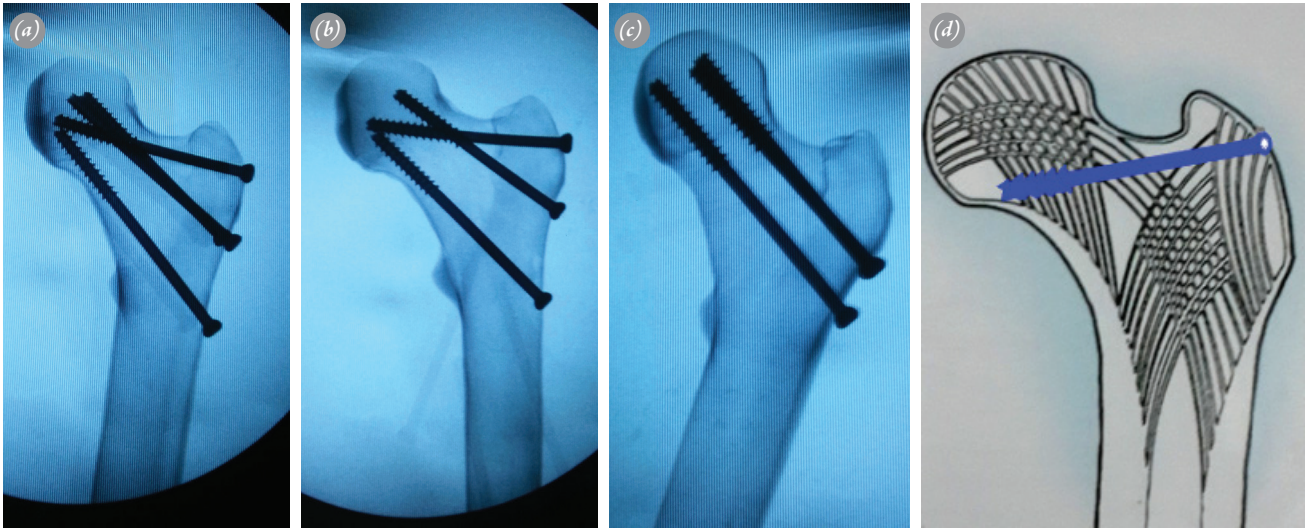
Gereç ve yöntem

Çalışma protokolü önceki benzer çalışmalar referans alınarak planlandı.^[5,6,13-15] Çalışmamızda 28 adet güçlendirilmiş (mekanik testlerde 1530 N'a kadar dayanabilen) üçüncü kuşak kompozit sentetik sol femur modelleri (Model: FMR-01 Yeni 3. Kuşak Kompozit Sol Femur;

Selbones Araştırma Laboratuvarı, Kayseri, Türkiye) kullanıldı. İşlem öncesinde sentetik femur modelleri rastgele 7'şerli 4 eşit gruba ayrıldı.

Tespit tek hekim tarafından (S.A.G.) 6.5 mm'lik yarım yivli (32 mm) kanüllü vida (TST Ortopedi, Pendik, Türkiye) kullanılarak yapıldı. Her bir femur modeli için ayrı ayrı vidalar kullanıldı. Çalışma protokolüne uygun olarak, skopi kontrolünde kılavuz telleri istenen açılarda ve sayıda yerleştirildikten sonra tellerin üzerinden drilleme yapıldı. Kılavuz teller çıkarıldıktan sonra düşük salınımlı motorlu testere ile femur boynu bazoservikal bölgeden Pauwels Tip 3 kırık oluşturacak (femur longitudinal aksını dik kesen hayali çizgi ile 70 derecelik açı yapacak) şekilde tam olarak kesildi.^[13]

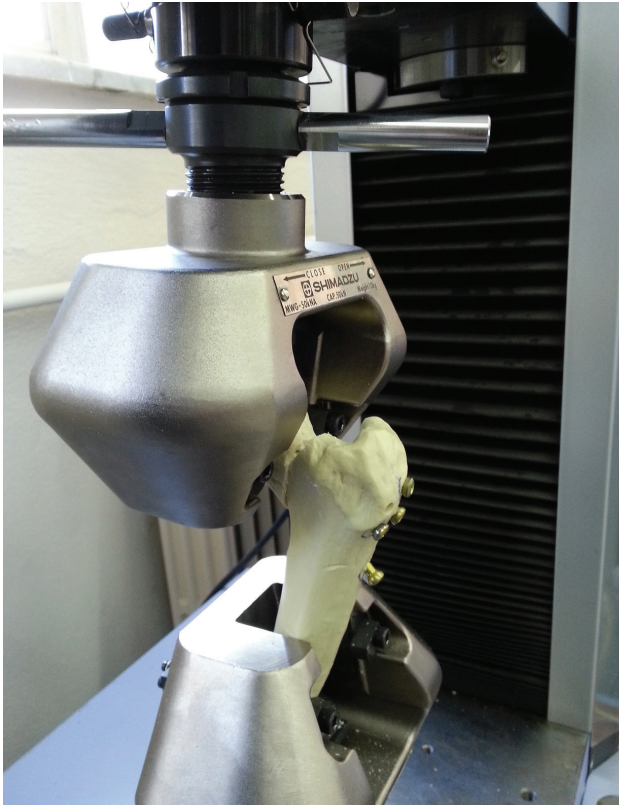
Osteotomi hattı redükte edilip, kılavuz teller tekrar yerleştirildikten sonra torklu tornavida kullanılarak kanüllü vida ile tespit uygulandı. Birinci gruba 4 adet vida (3'ü boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda, dördüncüsü ise kalkara çapraz şekilde) (Şekil 1a), ikinci gruba 3 adet vida (2'si boyuna paralel konfigürasyonda üst üste, üçüncüsü ise kalkara çapraz şekilde) (Şekil 1b), üçüncü gruba ise 3 adet vida (3'ü de boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda) (Şekil 1c) gönderildi. Kontrol grubu olarak seçilen dördüncü grup osteotomi ve tespit yapılmadan teste tabi tutuldu. İlk olarak paralel, daha sonra kalkara çapraz gönderilen vidalar tespit edildi. Kompresyon amaçlı son sıkıştırmalar da aynı sıralama ile yapıldı. Kalkara çapraz gönderilen vidalar büyük trokanterin superiorundan boynun posteromedialine doğru primer kompresif trabeküllere daha yüksek açıda gönderildi (Şekil 1d). Vidaların yerleşimi skopi ile kontrol edildi.



Şekil 1. (a) Dört adet vida ile (3'ü boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda, dördüncüsü ise kalkara çapraz şekilde) tespit yapılan birinci grup. (b) Üç adet vida ile (2'si boyuna paralel konfigürasyonda üst üste, üçüncüsü ise kalkara çapraz şekilde) tespit yapılan ikinci grup. (c) Üç adet vida ile (3'ü de boyuna paralel, ters üçgen konfigürasyonda) tespit yapılan üçüncü grup. (d) Kalkara çapraz gönderilen vidanın şema olarak gösterimi. [Bu şekil, derginin www.aott.org.tr adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

Tüm sentetik femur modelleri orta diyafiz bölgeden dik açıyla kesildikten sonra yürümenin terminal duruş fazına uygun şekilde (koronal düzlemde 25° addüksiyonda ve sagittal düzlemde nötral pozisyonda) cihaz içinde konumlandırıldı^[16] (Şekil 2). Biyomekanik testler Fırat Üniversitesi, Teknoloji Mühendisliği Malzeme-Mekanik Laboratuvarında Shimadzu Autograph AG-X/50 kN (Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) cihazı kullanılarak yapıldı. Tüm örnekler metal iki klemp arasına yerleştirildi ve 5 N/mm² ön yük ile dakikada 10 mm kompresif deformasyon oluşturacak oranda dayanıma (strese) tabi tutuldu.^[5,14,15] Ölçümler Trapezium 2.0 Sürüm 2.23 (Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) programı ile kayıt edildi. Nihai kompresif dayanımı ve nihai şekil değişimi belirlendi. Basınçla (N/mm²) ilişkili olarak yer değiştirme eğrileri bilgisayar tabanlı veri toplama sistemi ile kaydedildi.

İstatistiksel analizler SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programında yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu tek örnek Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Sonuçlar ortalama±SS olarak bildirildi. Gruplar tek yönlü varyans analizi kullanılarak değerlendirildi. Grup farklılıkları için Tukey testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi p<0.05 olarak kabul edildi.

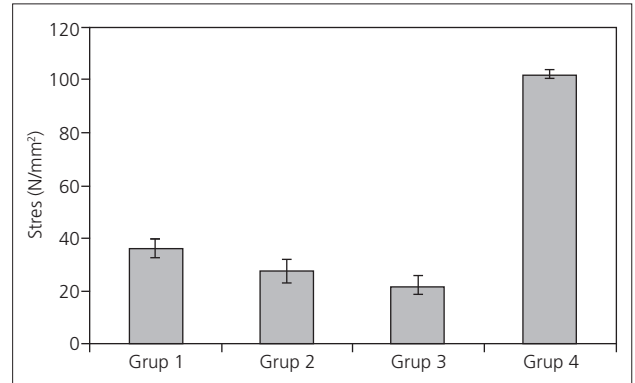


Şekil 2. Sentetik femur örneklerin cihaz içinde konumlandırılması. [Bu şekil, derginin www.aott.org.tr adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

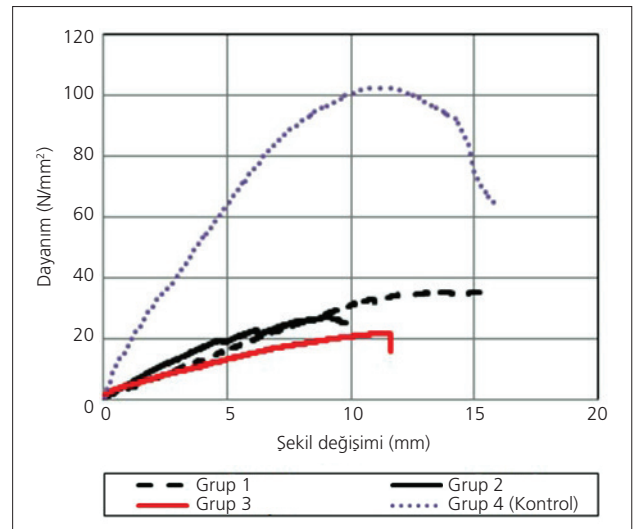
Bulgular

Grupların kendi içinde maksimum dayanım değerlerinin normal dağıldığı gözlemlendi (p>0.05). Yapılan biyomekanik deneyler sonucunda, ortalama maksimum dayanım (stres= kuvvet/alan) kontrol grubunda (Grup 4) 102±1.4 N/mm² olarak belirlendi. Grup 1'de ortalama maksimum dayanım 36.1±3.2 N/mm², Grup 2'de 27.3±4.1 N/mm² ve Grup 3'de 21.9±3.2 N/mm² olarak kaydedildi. Üç grup arasında maksimum dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı (tüm gruplar için p<0.001) (Şekil 3).

Osteotomi yapılan gruplardan stabilitesi en zayıf olan 3. grubun ortalama maksimum dayanım kuvveti, osteotomi sahasındaki yer değişimi miktarının karşılaştırma değeri olarak kabul edildi. Böylelikle, 5 N/mm² ön yük ile dakikada 10 mm kompresyon stresi oluşturulacak şekilde teste tabi tutulan sentetik kemik modellerinde Grup 3'teki ortalama maksimum dayanım anındaki



Şekil 3. Ortalama maksimum dayanım ve standart sapma grafiği.



Şekil 4. Dayanım/yer değiştirme eğrisi. [Bu şekil, derginin www.aott.org.tr adresindeki çevrimiçi versiyonunda renkli görülebilir.]

(21.9 ± 3.2 N/mm²) osteotomi hattındaki ortalama yer değişimi 11.5 ± 2.1 mm iken, Grup 2'de aynı stres değeri altında şekil değişimi 6 ± 1.3 mm, Grup 1'de 5.8 ± 1.1 mm olarak kaydedildi ($p < 0.05$). Ayrıca Grup 2'deki ortalama maksimum dayanım (27.3 ± 4.1 N/mm²) anındaki yer değişimi 9.1 ± 1.7 mm iken, aynı stres değeri altında grup 1'deki yer değişiminin 9 ± 1.8 mm olduğu gözlemlendi ($p > 0.05$) (Şekil 4).

Tartışma

İnstabil femur boyun kırıklarının cerrahi tedavisinde stabil bir tespit elde etmek için birçok biyomekanik çalışma yapılmış olmasına rağmen, en ideal tespit nasıl olacağına dair tartışmalar halen devam etmektedir.^[5,6,14,15,17,18] Çalışmamızda, Pauwels Tip 3 femur boyun kırıklarının tedavisinde 3 farklı kanüllü vida konfigürasyonu biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır. Tedavi grupları arasında en yüksek ortalama maksimum dayanımı Grup 1'de (boyuna paralel ters üçgen konfigürasyonda gönderilen 3 vidaya ek olarak kalkara çapraz gönderilen vida) elde edilmiştir. Üçer vida gönderilen gruplar arasında ise Grup 2 (2'si boyuna dikey olarak paralel, üçüncüsü ise kalkara çapraz gönderilen) Grup 1'e (ters üçgen pozisyonunda paralel gönderilen) göre daha yüksek maksimum dayanıma sahiptir.

Pauwels femur boyun kırıklarını kırık çizgisinin yatay eğim derecesinin yönelimine göre sınıflandırmıştır.^[10] Pauwels Tip 3 kırıklarda daha az kompresif yüklenme, daha yüksek kayma stresi ve varus yüklenmesi hakimdir.^[10,19] Kırık hattı ne kadar dikey ve lateral ise, o kadar instabildir.^[13] Bu tip kararsız kırıkların internal tespiti yüksek komplikasyon oranları ile birliktedir.^[4,10,13] Çalışmamızda, sentetik femur boyun osteotomisi bazoservikal bölgeden Pauwels sınıflandırmasına göre Tip 3 olarak standardize edilmiştir.

Pauwels Tip 3 femur boyun kırıklarının internal tespitinde sıklıkla dinamik kalça vidası (dynamic hip screw, DHS) ve kanüllü vida tercih edilir. Osteoporotik kırıklarda DHS ile daha stabil bir tespit elde edilebilirken, bu teknik daha büyük yumuşak doku diseksiyonu gerektirir.^[2,20] Literatürde kanüllü vidaya göre DHS ile daha stabil tespit elde edildiğini bildiren çalışmaların^[16,17,21,22] yanı sıra, fark olmadığını,^[2,14,23] hatta kanüllü vida ile daha iyi sonuçların elde edildiğini bildiren çalışmalar da^[24] mevcuttur.

Femur boyun kırıklarında internal tespit için kullanılan yöntemlerden biri de çoklu kanüllü vida kullanımıdır.^[4,7-9,12] Yapılan tespit stabilitesinde vida sayısının ve yöneliminin oldukça etkili olduğu bildirilmişse de,^[6] birçok çalışmada farklı sonuçlar elde edilmiştir.^[5,6,15,18,25] Walker ve ark., 135°, 145° ve 150° açıyla gönderilen 2

veya 3 adet kanüllü vida ile tespit ettikleri kadavra femur boyun kırığı çalışmalarında, aksiyel yüklenme testlerinde gruplar arasında fark olmamakla beraber, eğilme testlerinde özellikle yüksek açıda (150°) gönderilen vida ile daha stabil bir tespit elde ettiklerini ve 2 vida ile tespit yeterli olduğunu belirtmişlerdir.^[25] Zdero ve ark.'nın çalışmasında, kortikal duvarlara yakın gönderilen ters üçgen konfigürasyonundaki vida gönderiminin birbirlerine yakın gönderilen ters üçgen konfigürasyonuna göre daha stabil olduğu bulunmuştur.^[5] Tan ve ark. ise, yatay olarak paralel gönderilen 2 vidanın dikey olarak paralel gönderilen 2 vidaya göre daha stabil tespit sağladığını belirtmişlerdir.^[6] Alves ve ark. ise, hidroksiapatit ile güçlendirilmiş parsiyel yivli paralel üçgen konfigürasyonlu 3 vida tespiti ile hidroksiapatit kullanılmayan paralel tam yivli üçgen konfigürasyonlu 3 vida ve paralel olmayan parsiyel yivli 3 vida tespitini karşılaştırmışlar ve stabilite açısından hidroksiapatit ile güçlendirilmiş paralel vidaların daha stabil olduğunu, ancak hidroksiapatit kullanılmadan yapılan tespitlerde paralel olmayan vidaların tam yivli paralel vidalara göre daha zayıf olduğunu ifade etmişlerdir.^[15] Çalışmamızda, farklı vidaların (ikisi boyuna paralel, üçüncüsü kalkara çapraz) gönderildiği grupta (Grup 2), paralel (standart ters üçgen) vida gönderilen gruba (Grup 3) göre daha stabil tespit elde edilmiştir.

Bu tip kırıkların kanüllü vida ile tespitinde vida yönelimi ile ilgili tartışmalar devam etmektedir. Klinik çalışmalarda Huang ve ark.^[26] paralel vida gönderiminin üstün olduğunu belirtirken, Probe ve Ward,^[27] Filipov^[12] ile Papanastassiou ve ark.^[28] ise değişik konfigürasyonda gönderilen vida sonuçlarının daha üstün olduğunu rapor etmişlerdir. Önceki çalışmalarda, ters üçgen oluşturacak şekilde paralel kanüllü vida yerleştirilmesi biyomekanik açıdan stabil tespite olanak sağlarken,^[29] bu yöntem ile %20 ila 48 oranında kötü sonuçlar bildirilmiştir.^[12] Bu yüksek başarısızlık oranları biyomekanik kusurlar ile açıklanabilir.^[30]

Parker ve Blundell,^[31] meta analizlerinde vidaların yeterli sayısını ve türünü saptamanın imkansız olduğunu ifade etmişlerdir. Spangler ve ark.^[32] ise vidaların açısı ile komplikasyonların ortaya çıkması arasında bir ilişki bulmadıklarını aktarmışlardır.

Femur boyun kırıklarının internal tespitinde, dördüncü vidanın stabiliteye katkısına dair literatürde bir görüş birliği yoktur. Uygulanan tespite dördüncü bir vidanın ilave edilmesinin mekanik bir avantaj sağlamayacağını bildiren çalışmaların^[30,33] yanı sıra, dördüncü vidanın kullanımının stabiliteyi arttırdığını bildiren çalışmalar da mevcuttur.^[7] Kauffman ve ark.^[18] ise, posterior parçalı femur boyun kırıklarında 4 vida ile tespit 3 vidaya göre daha stabil olduğunu belirtmişlerdir. Ç-

lişmamızda 4 vidanın kullanıldığı gruptaki stabilizasyon (Grup 1), 3 vidanın kullanıldığı gruplara (Grup 1 ve 2) göre daha iyi idi ($p < 0.05$).

Çalışmanın kısıtlılıkları; kompozit sentetik femur modeli kullanılması ve biyomekanik testlerde yalnızca aksiyel kompresif yüklenme uygulanmasıdır. Laboratuvar testlerinde insan kadavra femurlarının kullanımı hala çoğu araştırmacılar tarafından altın standart kabul edilmektedir. Bununla birlikte, donör elde edilmesindeki kısıt ve etik düzenlemeler femur kompozit analoglarının sık kullanımına neden olmuştur.^[34] Ayrıca, osteoporotik femur boyun kırığından ziyade sağlıklı genç kemikler için modellenen kompozit femurlar, deneylerdeki değişkenliği büyük ölçüde azaltmak ve kemiğin fiziksel özelliklerini taklit etmek için tasarlanmıştır.^[15] Bu nedenlerle, kemik çapının farklı olması, kemik yoğunluğunun kişisel farklılık göstermesi nedeniyle kadavra kemiğinin vida konfigürasyonlarının stabiliteye etkisi açısından kullanılmasının objektif değerlendirmeye izin veremeyeceğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak, instabil femur boyun kırıklarının tedavisinde boyuna paralel gönderilen kanüllü vidalara ek olarak kalkara çapraz gönderilen vidanın tespit stabilitesine olumlu katkı sağlayacağı görüşündeyiz. Bununla birlikte, elde ettiğimiz bu biyomekanik sonuçların yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Çıkar örtüşmesi: Çıkar örtüşmesi bulunmadığı belirtilmiştir.

Kaynaklar

- Christodoulou NA, Dretakis EK. Significance of muscular disturbances in the localization of fractures of the proximal femur. *Clin Orthop Relat Res* 1984;187:215-7.
- Parker MJ. The management of intracapsular fractures of the proximal femur. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:937-41.
- Frihagen F, Nordsletten L, Madsen JE. Hemiarthroplasty or internal fixation for intracapsular displaced femoral neck fractures: randomised controlled trial. *BMJ* 2007;335:1251-4.
- Ly TV, Swiontkowski MF. Management of femoral neck fractures in young adults. *Indian J Orthop*. 2008;42:3-12.
- Zdero R, Keast-Butler O, Schemitsch EH. A biomechanical comparison of two triple-screw methods for femoral neck fracture fixation in a synthetic bone model. *J Trauma* 2010;69:1537-44.
- Tan V, Wong KL, Born CT, Harten R, DeLong WG Jr. Two-screw femoral neck fracture fixation: a biomechanical analysis of 2 different configurations. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2007;36:481-5.
- Satish BR, Ranganadham AV, Ramalingam K, Tripathy SK. Four quadrant parallel peripheral screw fixation for displaced femoral neck fractures in elderly patients. *Indian J Orthop* 2013;47:174-81.
- Gurusamy K, Parker MJ, Rowlands TK. The complications of displaced intracapsular fractures of the hip: the effect of screw positioning and angulation on fracture healing. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:632-4.
- Yang JJ, Lin LC, Chao KH, Chuang SY, Wu CC, Yeh TT, et al. Risk factors for nonunion in patients with intracapsular femoral neck fractures treated with three cannulated screws placed in either a triangle or an inverted triangle configuration. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95:61-9.
- Bartonicek J. Pauwels' classification of femoral neck fractures: correct interpretation of the original. *J Orthop Trauma* 2001;15:358-60.
- Scolaro JA, Mehta S, Chip Routt ML. Femoral neck fractures in the physiologically young. *University of Pennsylvania Orthopaedic Journal* 2010;20:5-10.
- Filipov O. Biplane double-supported screw fixation (F-technique): a method of screw fixation at osteoporotic fractures of the femoral neck. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2011;21:539-43.
- LePine MS, Barfield WR, DesJardins JD, Hartssock LA. The effect of moment arm length on high angled femoral neck fractures (Pauwels' III). *J Biomed Sci Eng* 2010;3:448-53.
- Clark DI, Crofts CE, Saleh M. Femoral neck fracture fixation. Comparison of a sliding screw with lag screws. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72:797-800.
- Alves T, Neal JW, Weinhold PS, Dahners LE. Biomechanical comparison of 3 possible fixation strategies to resist femoral neck shortening after fracture. *Orthopedics* 2010;33.
- Baitner AC, Maurer SG, Hickey DG, Jazrawi LM, Kummer FJ, Jamal J, et al. Vertical shear fractures of the femoral neck. A biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367:300-5.
- Aminian A, Gao F, Fedoriw WW, Zhang LQ, Kalainov DM, Merk BR. Vertically oriented femoral neck fractures: mechanical analysis of four fixation techniques. *J Orthop Trauma* 2007;21:544-8.
- Kauffman JI, Simon JA, Kummer FJ, Pearlman CJ, Zuckerman JD, Koval KJ. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 1999;13:155-9.
- Parker MJ, Dynan Y. Is Pauwels classification still valid? *Injury* 1998;29:521-3.
- Jewell DP, Gheduzzi S, Mitchell MS, Miles AW. Locking plates increase the strength of dynamic hip screws. *Injury* 2008;39:209-12.
- Blair B, Koval KJ, Kummer F, Zuckerman JD. Basicervical fractures of the proximal femur. A biomechanical study of 3 internal fixation techniques. *Clin Orthop Relat Res* 1994;306:256-63.
- Deneka DA, Simonian PT, Stankewich CJ, Eckert D, Chapman JR, Tencer AF. Biomechanical comparison of

- internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures. *J Orthop Trauma* 1997;11:337-43.
23. Van Audekercke R, Martens M, Mulier JC, Stuyck J. Experimental study on internal fixation of femoral neck fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1979;141:203-12.
24. Madsen F, Linde F, Andersen E, Birke H, Hvass I, Poulsen TD. Fixation of displaced femoral neck fractures. A comparison between sliding screw plate and four cancellous bone screws. *Acta Orthop Scand* 1987;58:212-6.
25. Walker E, Mukherjee DP, Ogden AL, Sadasivan KK, Albright JA. A biomechanical study of simulated femoral neck fracture fixation by cannulated screws: effects of placement angle and number of screws. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2007;36:680-4.
26. Huang HK, Su YP, Chen CM, Chiu FY, Liu CL. Displaced femoral neck fractures in young adults treated with closed reduction and internal fixation. *Orthopedics* 2010;33:873.
27. Probe R, Ward R. Internal fixation of femoral neck fractures. *J Am Acad Orthop Surg* 2006;14:565-71.
28. Papanastassiou ID, Mavrogenis AF, Kokkalis ZT, Nikolopoulos K, Skourtas K, Papagelopoulos PJ. Fixation of femoral neck fractures using divergent versus parallel cannulated screws. *J Long Term Eff Med Implants* 2011;21:63-9.
29. Wu CC. Using biomechanics to improve the surgical technique for internal fixation of intracapsular femoral neck fractures. *Chang Gung Med J* 2010;33:241-51.
30. Asnis SE, Wanek-Sgaglione L. Intracapsular fractures of the femoral neck. Results of cannulated screw fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76:1793-803.
31. Parker MJ, Blundell C. Choice of implant for internal fixation of femoral neck fractures. Meta-analysis of 25 randomised trials including 4,925 patients. *Acta Orthop Scand* 1998;69:138-43.
32. Spangler L, Cummings P, Tencer AF, Mueller BA, Mock C. Biomechanical factors and failure of transcervical hip fracture repair. *Injury* 2001;32:223-8.
33. Swiontkowski MF, Harrington RM, Keller TS, Van Patten PK. Torsion and bending analysis of internal fixation techniques for femoral neck fractures: the role of implant design and bone density. *J Orthop Res* 1987;5:433-44.
34. Basso T, Klaksvik J, Syversen U, Foss OA. Biomechanical femoral neck fracture experiments--a narrative review. *Injury* 2012;43:1633-9.