



Korpektomi yapılan vertebra modellerinde korpektomi yapılmış vertebranın transpediküler fiksasyonunun stabiliteye etkisi: Biyomekanik çalışma

A biomechanical investigation of the effect of additional transpedicular fixation of the corpectomied vertebrae on stability: a calf spine model

Cem Zeki ESENYEL,¹ Ercan OLCAY,¹ Erdoğan MERİH,¹
Rıdvan YEŞİLTEPE,¹ Turgut GÜLMEZ,² Ayhan Nedim KARA¹

¹Bezm-i Alem Valide Sultan Vakıf Gureba Eğitim Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği,

²İstanbul Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü

Amaç: Posterior stabilizasyona ek olarak vertebranın transpediküler vida ile tespitinin stabiliteye katkısı olup olmadığı araştırıldı.

Çalışma planı: Üç tane hareketli segment içeren 10 adet taze lomber dana vertebraında ortadaki segmente anterior korpektomi yapıldı. Tüm örneklerde, korpektomi yapılan seviyenin bir altındaki ve bir üstündeki vertebraların pediküllerine birer adet transpediküler vida gönderilerek rodlar aracılığı ile posterior stabilizasyon yapıldı. Bir grup örnekte (n=5) ise ek olarak korpektomi yapılan vertebralara da transpediküler vidalar uygulandı. Her iki gruba, aksiyel yükler uygulanarak örneklerin stabilitesi test edildi. Sonuçlar Mann-Whitney U-Wilcoxon rank sum W testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Sonuçlar: Korpektomi yapılan seviyedeki ilave transpediküler vida fiksasyonunun stabiliteye ek bir katkısı olmadığı ve hatta test esnasında anterior kolon desteği olmadığı için bu vertebraların pediküllerinde vidaların manevale etkisi ile kolayca kırık oluştuğu gözlemlendi.

Çıkarımlar: Çalışmamızda örnek sayısı az olduğundan ve tek bir yüklenme kuvvetine bakıldığından dolayı, ilaveten fleksiyon, ekstansiyon, laterale eğilme ve torsiyonel kuvvetlerin de değerlendirilerek sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi yararlı olacaktır.

Anahtar sözcükler: Hayvan; biyomekanik; kemik vidaları; hastalık modelleri, hayvan; internal fiksatorler; lomber vertebra/cerrahi; omurga/fizyoloji; stres, mekanik.

Objectives: To investigate whether an additional transpedicular screw fixation of the injured vertebra would increase the stability of posterior fixation.

Methods: Ten fresh calf spine segments, each containing three motion segments, were obtained and anterior corpectomy was performed at the middle vertebra of each specimen. Posterior spinal instrumentation was performed in all specimens. In one group (n=5), screws were placed into the pedicle one level above and below the corpectomy level. In another group (n=5), additional transpedicular fixations were made at the corpectomy level. Stability of both groups was tested using compressive loads. The results were statistically evaluated using Mann-Whitney U-Wilcoxon rank sum W test.

Results: The model showed not only that additional screw placement at the injury level did not contribute to the stability of the posterior stabilization of the vertebrae but also that screws applied to the corpectomied vertebra gave rise to additional injury to the pedicles.

Conclusion: Due to small sample size and since only compressive forces were studied, further studies are required on flexion, extension, lateral bending, and torsional forces and the results should be supported by clinical studies.

Key words: Animal; biomechanics; bone screws; disease models, animal; internal fixators; lumbar vertebrae/surgery; spine/physiology; stress, mechanical.

Kısmi nörolojik hasar ile sonuçlanan travmatik lezyonların en sık nedenlerinden biri instabil burst kırığıdır. Torakolomber kırıkların tedavisinde posterior spinal enstrümantasyon iyi tanımlanmış ve ortaya konmuş bir tedavi şeklidir. İnstabil omurga kırıkları için Harrington'un posterior spinal enstrümantasyonu tanıtmasından sonra bu teknik stabilizasyon ve füzyon için en sık kullanılan tekniklerden biri olmuştur. Posterior spinal enstrümantasyon için iyi bilinen posterior orta hat insizyonunun kullanılması önde gelen bir avantajdır.^[1-5]

Birçok çalışmada transpediküler vida sisteminin belli torakolomber vertebra kırıklarının tedavisinde klinik olarak etkili bir yöntem olduğu gösterilmiştir.^[5-8] Bu teknik, bilinen posterior yaklaşım ile kırık olan seviyenin bir üstüne ve bir alt seviyelerine transpediküler vida yerleştirilmesine, mümkün olan durumlarda da yaralanan seviyedeki vertebranın pediküllerine birer adet pedikül vidaları yerleştirip stabilizasyon yapmayı içerir.^[5,9] Bu çalışmamızın amacı, bu kırık seviyede uygulanan pedikül vidalarının stabiliteye ilave bir katkısının olup olmadığını test etmektir.

Gereç ve yöntem

Bu çalışma için 10 adet, üç segment içeren taze lomber dana vertebra elde edildi. Ağırlıkları yaklaşık 100 kg civarında olan erkek danaların lomber vertebraları kesildikten hemen sonra çıkartıldı. Hayvanların hepsi batı Karadeniz kıyısında, Zonguldak ili etrafındaki bölgelerde büyütülmüş danalardı.

Çıkartılan lomber vertebralar kesimden hemen sonra çift kat plastik torbaya sarılarak deneyin yapılacağı güne kadar -20° C'da dondurularak saklandı. Testten hemen önce dana vertebra örnekleri oda sıcaklığında çözüldü. Çevre yumuşak dokular ve kaslar temizlendi, kemik ve spinal ligamanların korunmasına özen gösterildi. Tüm dana vertebra örneklerinde, Denis'in üç kolon teorisine göre ortadaki omurun orta ve ön kolonu elektrikli testere ile kesilerek çıkartıldı. Bu esnada, anterior longitudinal ligaman da kesildi ve dolayısıyla spinal instabilite oluşturuldu. Bu model burst kırığının en kötü senaryosu olan korpektomi modelidir ve ayrıca tümörler için de kullanılabilir. Bu dana vertebra örneklerinde bu yüzden, posterior implantlarda maksimum stres oluşturuldu.

İlk gruptaki beş dana vertebraında, korpektomi yapılan seviyenin bir üst ve bir altındaki vertebrala-

ra sağlı sollu birer adet pedikül vidası (316 EVM paslanmaz çelik, ISO 5832-14441LA) konuldu. Uygulanan vidaların hepsi kapalı vida sistemiydi; bu vidalar rodlara tutturuldu.

Diğer gruptaki vertebralarda da, aynı şekilde yine korpektomi yapılan vertebranın bir alt ve bir üstündeki vertebralara da transpediküler vidalar uygulandı. Bu gruptaki vertebra örneklerinde ayrıca korpektomi yapılan vertebraların da pediküllerine vidalar uygulandı. Bu seviyede konan vidalar açık sistem vidalarıdır. Bu vidalar da rodlara tespit edildi.

Daha sonra, her bir dana vertebra örneğinin AP ve lateral grafileri alındı. Herhangi bir anomalinin mevcut olup olmadığı incelendi (Şekil 1a, 1b, 1c ve 1d).

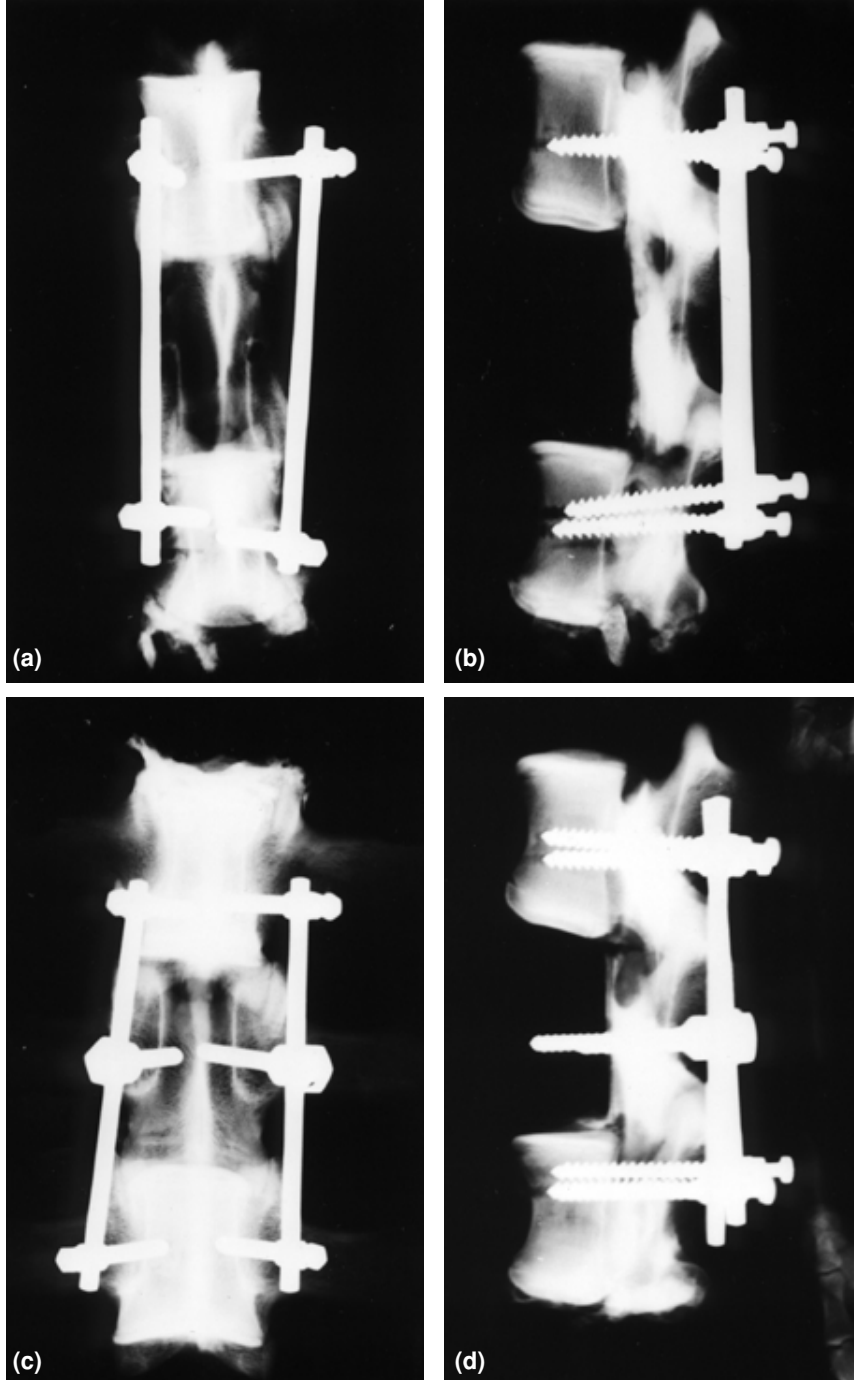
Bu işlemler bittikten sonra, her bir dana vertebra örneği alttan ve üstten dışı çimentosu içine gömüldü. Bu şekilde üstte ve altta birbirine paralel düzgün yüzeyler elde edildi.

Bütün bu çalışmalar sırasında kemiğin ve mevcut ligamanların kurumasını önlemek amacıyla serum fizyolojik püskürtülerek vertebra örneği sürekli nemli tutuldu.

Test, Dartec marka 100 kN Servo-Hidrolik tip Universal Test Cihazı (MC05 C11, İngiltere) kullanılarak İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde yapıldı. Bu test cihazı metal veya metal olmayan materyaller üzerinde germe ve kompresyon güçleri uygulamak için kullanılır. Testler statik veya siklik olabilir. Bu sistemin temel parçaları olan bilgisayar, ilişkili bilgisayar programı ve ekstensometre sayesinde stres karşısında eğilme, dayanıklılığın test edilip onaylanması gibi işlemler yürütülebilir. Vertebra örneğine sadece aksiyel yüklenme uygulandı (Şekil 2a ve 2b). Aletin çeneleri arasındaki hız (uygulanan aksiyel yükün uygulama hızı) 0.05 mm/sn idi. Uygulanan yük ile kompresyon esnasındaki deplasmanın birbiri ile olan ilişkisi grafik olarak elde edildi.

Deneye aşağıdaki durumlarda son verildi: (i) Rodların veya vidaların kırılmaları veya yerlerinden çıkmaları halinde; (ii) yumuşak dokularda görülen veya işitilen bir yırtılmanın olması durumunda veya (iii) grafikte vertebranın kırığı ile birlikte olan ani bir düşmenin oluşması durumunda. Bu durumlarda sistemin yetmezliğinin oluştuğu kabul edildi.

Deney sonrası elde edilen grafikler ve değerler istatistiksel açıdan Mann-Whitney U-Wilcoxon rank sum W testi ile değerlendirildi.



Şekil 1. (a) ve (b) Korpektomi yapılan vertebraya pediküler vida tespiti yapılmadığı, (c) ve (d) yapıldığı gruplarda AP ve lateral grafi.

Sonuçlar

Her iki gruptaki beşer örnek için testler tekrarlandı ve sonuçlar grafik olarak kaydedildi. Her bir grup için ortaya çıkan değerlerin ortalamaları hesaplandı. Her iki grupta aksiyel yük uygulandığında oluşan deplasman miktarı Şekil 3'te gösterildi.

Her iki grup için, 1 kiloNewton (kN), 2 kN, 3 kN ve 4 kN güçte uygulanan aksiyel yüklenmelerde oluşan ortalama deplasman miktarları bulundu (Tablo 1). Yapılan istatistiksel çalışmada 1 kN, 2 kN, 3 kN ve 4 kN aksiyel yüklenmelerde kırık vertebraın transpediküler posterior fiksasyonunun stabiliteye anlamlı bir katkısının olmadığı saptandı ($p>0.05$).

Her iki grup için sistem yetmezliğinin oluştuğu aksiyel yüklerin ortalamaları hesaplandı. Her iki grup arasında stabilite açısından yine anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 2).

Tablo 1. Uygulanan yüklere göre oluşan deplasman miktarları ve p değerleri

	Grup 1* (deplasman miktarı) (mm) (ort.±SD)	Grup 2# (deplasman miktarı) (mm) (ort.±SD)	p
kN1	5.20±1.10	2.85±1.56	0.071
kN2	9.00±1.22	6.00±5.09	0.113
kN3	12.10± 1.65	7.80±5.78	0.116
kN4	13.88± 2.10	9.07±6.20	0.140

*Korpektomi yapılan vertebraya transpediküler vidaların uygulandığı grup; #Korpektomi yapılan vertebraya transpediküler vidaların uygulanmadığı grup.

Tablo 2. Yetmezliğin olduğu esnadaki uygulanan aksiyel yüklerin ortalama değerleri

	Grup 1	Grup 2	p
Yetmezlikteki ortalama yük (kN)	4.62±2.54	5.50±1.16	0.753

Tablo 3. Yetmezliğin olduğu esnadaki deplasman miktarı

	Grup 1	Grup 2	p
Yetmezlikteki ortalama deplasman (mm)	15.19±1.78	11.30±5.07	0.116

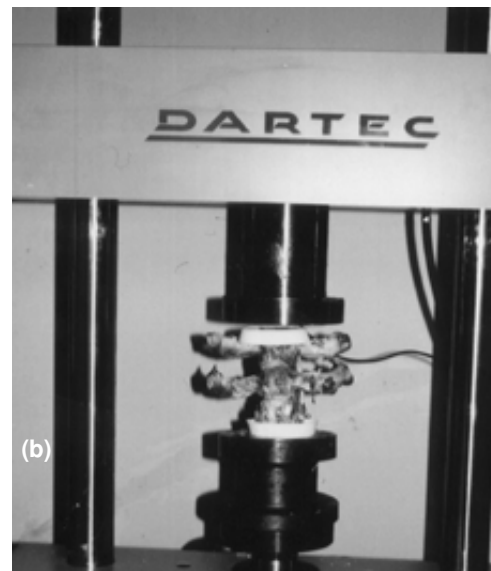
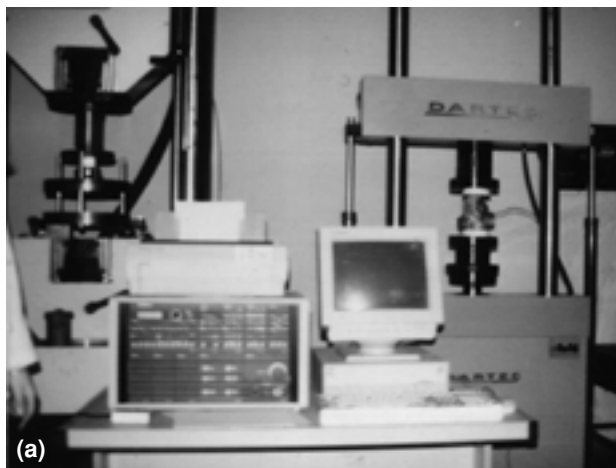
Her iki grup için yetmezliğin oluştuğu aksiyel deplasman miktarlarının ortalamaları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 3).

Posterior stabilizasyon esnasında, kırık vertebranın da pediküler vidalarla rodlara tespit edilmesinin aksiyel yüklenme esnasında stabiliteyi artırmadığı gözlemlendi. Ayrıca, korpektomi yapılan vertebralara yerleştirilen transpediküler vidaların, anteriorda desteği olmadığı için rodların eğilmeleri esnasında pedikülleri kolaylıkla kırdıkları, dolayısıyla medulla spinalise baskı oluşturdukları görüldü (Şekil 4).

Tartışma

Torakolomber vertebra kırıklarının tedavisinde pedikül vidaları kullanılarak uygulanan posterior spinal enstrümantasyon iyi tanımlanmış bir tedavi yöntemidir.^[1,2,4,5] Pedikül vida implantları posterior yaklaşım ile anterior kolonu kontrol edebilme avantajına sahiptir. Vidalar kaldıraç kollarını oluştururlar; redüksiyon manevralarını yapabilmeye olanak verirler ve lordozun devam ettirilmesine izin verirler. Bu durum özellikle alt seviye lomber vertebra kırıkları için geçerlidir; çünkü bu seviyelerde kırık stabilizasyonunu ve füzyonunu sağlamak için az sayıda hareketli segmentin cihazlanması yeterlidir.^[6,10]

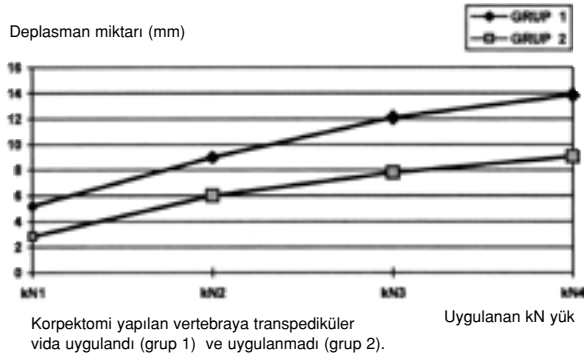
Bu teknik ile başarı, diğer spinal implant tekniklerinde olduğu gibi uzun dönemde artrodez oluşmasına bağlıdır. Füzyondaki başarısızlık sistemde gevşeme, kırılma ve/veya deformitenin yeniden oluşması ile sonuçlanacaktır. İnstabil burst kırıklarında ol-



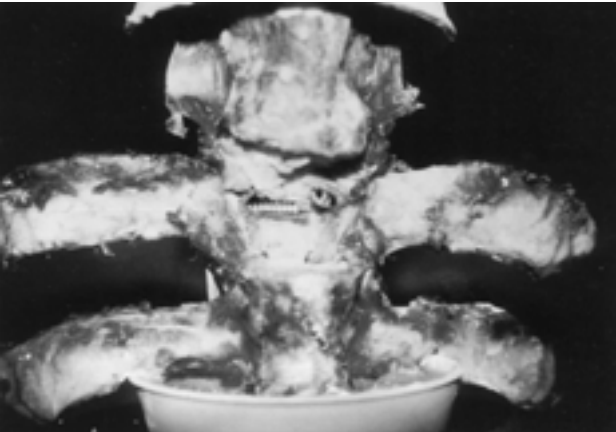
Şekil 2. (a) Dartec marka 100kN Servo-Hidrolik tip üniversal test cihazı. (b) Testin uygulanması esnasındaki görünüm.

duğu gibi, anterior ve orta kolon desteği olmaksızın yapılan posterior kısa segment stabilizasyonun başarsızlığı devamlı bir problem oluşturur.^[5,9,11]

Alt seviye lomber vertebra kırıklarının tedavisinde, kısa segment posterior stabilizasyon farklı bir avantaja sahiptir. Bu yöntem ile az sayıda segment olaya katılarak stabilizasyon mümkündür ve dört nokta fiksasyonu bu seviyelerde sağlanabilir.^[5,6,9] Esas teknik füzyon için rutin posterior spinal yaklaşımı ve hazırlamayı içerir. Vidalar yaralanmış olan vertebranın bir alt ve bir üst seviyesindeki vertebraların pediküllerine yerleştirilir. Eğer mümkünse yaralanma seviyesinde ilave bir fiksasyon noktası sağlanabilir.^[5,9] Bu biyomekanik çalışmada, dana vertebraları kullanarak yaralanma seviyesindeki bu ilave fiksasyonun stabiliteyi artırıp artırmadığını inceledik. Korpektomi yapıldıktan sonraki dana vertebrası modeli çeşitli enstrümanların biyomekanik özelliklerini analiz etmede oldukça kullanışlı bir test sistemidir.^[11-14] Bu-



Şekil 3. Aksiyel yüklenme esnasında oluşan deplasman miktarları.



Şekil 4. Aksiyel yüklenme esnasında vidanın hareketi ile korpektomi yapılan vertebrada pediküle giriş deliğinin genişlediği ve pedikülün kırıldığı görülüyor.

nunla birlikte, dana vertebraları kullanılarak yapılan in vitro biyomekanik testlerde bir takım sınırlanmalar mevcuttur. İnsanın ve dananın lomber omurları arasında anatomik farklılıklar vardır.^[11-14] Dana vertebrası daha az lordoza sahiptir ve üçüncü lomber vertebrada intertransversal uzunluk %23 daha fazladır. Aynı zamanda, superior artiküler fasetlerin düzenlenmesi aynı planda olmasına rağmen, x ekseninde %10.5, y ekseninde %107 fark mevcuttur.^[13] Dananın omurgası, pedikülün tabanı yanında vertebra cisminin posterior 1/3'ünde oblik planda giden bir fiye veya nörosantral sinkondrozise sahiptir. Ek olarak, dananın vertebra cisimlerinin her bir end plate'inde iki transvers ring apofizi vardır ve dana altı lomber vertebraya sahiptir. Bütün bu anatomik farklılıklara rağmen dana-omurga modelleri birçok biyomekanik çalışma için uygun bulunmuştur.^[13] Çünkü, karşılaştırmalı biyomekanik deneylerin yapılabilmesi için yapısal özelliklerin (örneğin osteoporozun yokluğu, metabolik hastalıkların olmaması, neoplastik lezyonların yokluğu gibi) korunması gerekir. Kadavra omuru ile karşılaştırıldığında, dana omurunun kemik ve ligamanları arasındaki bir modelden diğerine olan yapısal özellikler pek fark göstermediğinden bu testler için dana omurgasının kullanılması tatmin edicidir.^[11,15] Matematiksel modeller deneysel sonuçları açıklamak için kullanılabilir; fakat bunların kural olarak uygulanması sınırlıdır, çünkü vertebral kolonun dokularının materyal özellikleri hakkında bilgimiz yetersizdir.

Korpektomi modelleri, fizyolojik olmamasına rağmen, anterior stabilitenin oluşturulmasında en kötü klinik tablonun benzeridir.^[11,16-18] Gurr ve ark.^[13] insan kadvraları kullanarak kırığın instabilitesini araştırdıkları bir çalışmada, deneysel olarak korpektomi yapmışlar ve aynı büyüklükte aksiyel yüklenme kullanılarak enstrümanların dayanıklılıklarını ve aralarındaki farkları göstermişlerdir. Bu çalışmada, kırık veya tümör nedeniyle yapılan korpektominin yol açtığı spinal instabiliteye benzer koşulların sağlanması amacıyla anterior korpektomi uygulandı. Korpektomi modelleri tedavi grupları arasında oldukça fazla duyarlılığa sahiptir; çünkü daha çok kemik rezeke edilmiş ve bunun sonucu olarak spinal kolonda daha büyük bir segmental defekt oluşturulmuştur.^[19,20]

Bu çalışmada, yalnızca oluşturulan akut stabilite test edilmiştir. Bu tip testlerde, cerrahi tedavi ile oluşturulan akut dönem stabilitesi değerlendirilir; ancak bu verilerle aylar boyunca oluşan sıklık yüklenmele-

rin etkisi değerlendirilemez. Bu veriler, korpektomi yapılan seviyenin komşuluğundaki kemiklerin normal olduğu ve hiçbir posterior instabilitenin olmadığı durumlarda en iyi uygulanabilir.^[11]

Bu çalışmada, korpektomi yapılan vertebraya vida uygulanan grupta aksiyel yüklenme esnasında şu bulgular gözlenmiştir:

1. Daha düşük aksiyel yüklenmelerde rodlarda eğilme oluştu ve yetmezlik daha düşük basınçlarda meydana geldi. Fasetlerde oluşan hareketle ve pediküller aracılığı ile aktarılan yük rodta (rodu ortadan iten) üçüncü bir kuvvet oluşturmakta; bunun sonucunda zaten alt ve üstün yük altında olan rod daha az yüklerde eğilmektedir.

2. Korpektomi uygulanan ve vida gönderilen grupta, aksiyel yüklenme esnasında vidaların bu orta segmentin pediküllerini kestiği ve kırdığı gözlemlendi. Vidanın pediküle başarılı bir şekilde yerleştirilmesi ideal vida aksının doğru bir şekilde ortaya konmasını gerektirir.^[21] Yapılan biyomekanik çalışmalar, vidanın yerleştirilmesinde en mükemmel pozisyonun, vida ucunun anterior kortekse en yakın olduğu pozisyon olduğunu göstermiştir.^[21] "Force nucleus" terimi, transvers processin, laminanın, pars ile inferior fasetin ve superior fasetin tümünün güçlerinin vertebra cismindeki noktasını tanımlamak için kullanılır.^[22,23] Her bir vertebranın pedikülünde bu kavşak noktası, omurganın rotasyonunda, yana eğilmesinde ve ekstansiyonunda nakledilen streslerin tümünün geçtiği yerdir. Stresler vertebra cisminde bu noktadan aktarılır. Bundan dolayı, bilateral olarak pediküllerden vida cisminde doğru vidaların yerleştirilmesi ile tüm vertebral kompleksin belirgin olarak kontrolü sağlanabilir. Multip seviyelere uygulanan ve rod ve/veya plaklara bağlanan vidalar oldukça kuvvetli ve rijid fiksasyon sağlar.^[22]

Vida, vertebra cismi içinde ne kadar derine yerleştirilirse, vidalar o kadar sıkı tutunacaktır. Krag ve ark.na^[24] göre, vidanın %50 derinlikte yerleştirilmesi durumunda 6.58 nm yük uygulanmasıyla kemikte yetmezlik oluşurken, %80 derinlikte ortalama 8.72 nm'de oluşmaktadır. Dayanıklılıktaki bu %32.5 artış anlamlıdır (p<0.005). Çalışmamızda, vidanın pedikülleri zayıflattığı; ayrıca vertebra cisminin desteği olmayan vidanın daha düşük yüklerde pediküllerde kırık oluşturduğu ve pedikülleri kestiği görüldü. Sonuç olarak kemikte yetmezliğin arttığı düşünüldü. Vidanın aksında herhangi bir büyük sapma pedikü-

lün veya anterior vertebral korteksin perforasyonuna neden olabilir; bu durum da nörolojik veya vasküler yaralanmaya yol açabilir.^[21]

Bütün bu gözlemlerden sonra, her iki grupta 1 kN, 2 kN, 3 kN ve 4 kN'ye kadar uygulanan kuvvetlerin deplasman değerleri tablo halinde çıkarıldı (Tablo 1) ve standart sapmaları ile p değerleri hesaplandı. Ayrıca Tablo 2 ve 3'te aksiyel yüklenme esnasında yetmezliğin olduğu yük (kN olarak) ve deplasman miktarları gösterildi. Ek olarak, gruplara göre uygulanan yük ile deplasman miktarı grafik olarak elde edildi (Şekil 3). Tüm bu sonuçların istatistiksel analizi Mann-Whitney U testi ile yapıldı. Sonuç olarak, 1 kN, 2 kN, 3 kN ve 4 kN gücünde uygulanan aksiyel yüklenmelerde her iki grup arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı. Ayrıca, bu istatistiksel analizin sonucunda, yetmezliğin olduğu yük ve yetmezliğin olduğu deplasman açısından da her iki grup arasında anlamlı fark bulunmadı. Böylece, kırık vertebranın transpediküler fiksasyonunun aksiyel yüklenme esnasında stabiliteye anlamlı bir katkısının olmadığı sonucuna varıldı.

Çalışmamız az sayıda örnek içermektedir. Bu nedenle, daha büyük grupları içeren çalışmaların yapılması, aksiyel yüklenme kuvvetlerinin uygulanmasının yanında fleksiyon, ekstansiyon, laterale eğilme ve torsiyonel kuvvetlerin de değerlendirilmesi ve bunların klinik çalışmalarla desteklenmesi faydalı olacaktır. Ancak, in vitro biyomekanik davranışlarının in vivo klinik durumları aynen yansıtmayabileceği akıldan çıkarılmamalıdır.

Kaynaklar

1. Acaroğlu RE, Aksoy MC, Surat A, Leblebioğlu G, Yüçetürk SA. Results of transpedicular screw-rod fixation in thoracolumbar vertebra fractures. J Turk Spinal Surg 1994; 5:77-9.
2. Adams MA. Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. Spine 1995;20:2151-6.
3. Bernard TN Jr, Johnston CE 2d, Roberts JM, Burke SW. Late complications due to wire breakage in segmental spinal instrumentation. Report of two cases. J Bone Joint Surg [Am] 1983;65:1339-45.
4. Donovan WH, Dwyer AP. An update on the early management of traumatic paraplegia (nonoperative and operative management). Clin Orthop 1984;(189):12-21.
5. Frymoyer JW, Frymoyer WW, Wilder DG, Pope MH. The mechanical and kinematic analysis of the lumbar spine in normal living human subjects in vivo. J Biomech 1979; 12:165-72.
6. Gaines RW, Breedlove RF, Munson G. Stabilization of thoracic and thoracolumbar fracture-dislocations with Harrington rods and sublaminar wires. Clin Orthop 1984;(189):195-203.

7. Gaines RW, Humphreys WG. A plea for judgment in management of thoracolumbar fractures and fracture-dislocations. A reassessment of surgical indications. *Clin Orthop* 1984;(189):36-42.
8. Gertzbein SD. Spine update. Classification of thoracic and lumbar fractures. *Spine* 1994;19:626-8.
9. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems after decompressive laminectomy. An unstable calf-spine model. *J Bone Joint Surg [Am]* 1988;70:680-91.
10. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model. *J Bone Joint Surg [Am]* 1988;70:1182-91.
11. Hirabayashi S, Kumano K, Kuroki T. Cotrel-Dubousset pedicle screw system for various spinal disorders. Merits and problems. *Spine* 1991;16:1298-304.
12. Jacobs RR, Casey MP. Surgical management of thoracolumbar spinal injuries. General principles and controversial considerations. *Clin Orthop* 1984;(189):22-35.
13. Korkusuz F, Birlık G, Koyuncuoğlu O, Akkaş N. Biomechanical evaluation of transpedicular spinal implants in burst fractures. *J Turk Spinal Surgery*, 1994;5:133-5.
14. Kornblatt MD, Casey MP, Jacobs RR. Internal fixation in lumbosacral spine fusion. A biomechanical and clinical study. *Clin Orthop* 1986;(203):141-50.
15. Kostuik JP, Smith TJ. Pitfalls of biomechanical testing. *Spine* 1991;16:1233-5.
16. Krag MH, Beynon BD, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD, Weaver DL. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. Design and testing. *Clin Orthop* 1986;(203):75-98.
17. Nolte LP, Zamorano LJ, Jiang Z, Wang Q, Langlotz F, Berlemann U. Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up. *Spine* 1995;20:497-500.
18. Panjabi MM, Oxland TR, Lin RM, McGowen TW. Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine* 1994;19:578-85.
19. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop* 1986;(203):7-17.
20. Stambough JL. Posterior instrumentation for thoracolumbar trauma. *Clin Orthop* 1997;(335):73-88.
21. Steffee AD, Sitkowski DJ, Topham LS. Total vertebral body and pedicle arthroplasty. *Clin Orthop* 1986;(203):203-8.
22. Sullivan JA. Sublaminar wiring of Harrington distraction rods for unstable thoracolumbar spine fractures. *Clin Orthop* 1984;(189):178-85.
23. Tezeren G, Bilir G, Gökçe C, Girgin O. Biomechanical analysis of spinal instrumentation for lumbar burst fractures. *J Turk Spinal Surg* 1994;5:136-9.
24. Us K, Bektaş U, Ay Ş, Çiftçi E. Morphometric evaluation of lower thoracic and lumbar vertebrae by CT analysis. *J Turk Spinal Surg* 1993;4:1-2.