



## Transpediküler vida revizyonunda vida kalınlığı ve derinliğinin sıyırma kuvveti üzerine etkisi: Biyomekanik çalışma

### *Pedicle screw salvage: the effect of depth and diameter on pull-out strength: a biomechanical study*

Ufuk TALU, İbrahim KAYA, Fatih DİKİCİ, Cüneyt ŞAR

*İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı*

**Amaç:** Pedikül vida revizyonunda, açılmış olan vida yuvasına aynı pedikül vidasının veya kalınlık ve uzunluk açısından farklı vidaların gönderilmesinin, aksiyal sıyırma kuvvetini nasıl etkileyeceği araştırıldı.

**Çalışma planı:** Çalışmada kantitatif bilgisayarlı tomografi ölçümleriyle, kadavraların lomber omurga cisimlerinin ortalama mineral yoğunluğuna eşdeğer yoğunlukta ( $185 \pm 12.3$  mg/cm<sup>3</sup>) hazırlanan pedilen (rigid foam) ve Synergy sisteminde ait, yiv derinliği 1.8 mm olan pedikül vidaları kullanıldı. Vida göndermede, vida kalınlığı ve boyu dışında tüm etken ve değişkenler sabit tutuldu. Sıyırma testleri beş ayrı grupta ölçüldü. Birinci grupta referans değerleri için 6.5 mm x 40 mm boyutlarındaki vidalar kullanıldı. Diğer gruplarda 6.5 mm x 40 mm vida gönderilip çıkarıldıktan sonra sırasıyla 6.5 mm x 40 mm (aynı), 6.5 mm x 45 mm (5 mm uzun), 7.0 mm x 40 mm (0.5 mm kalın) ve 7.0 mm x 45 mm (uzun ve kalın) vidalar gönderildi ve Instron 1195 Universal test cihazı ile, her grup için 10 ayrı sıyırma testi ölçümü yapıldı ve yük-zaman eğrileri kaydedildi. Sonuçlar SPSS programı ve Student-t testi ile istatistiksel açıdan değerlendirildi.

**Sonuçlar:** Çıkarıldıktan sonra aynı vidanın gönderildiği ikinci grupta ortalama sıyırma kuvvetinde %26 kayıp, bir uzun vidanın gönderildiği 3. grupta %15 artış, bir kalın vidanın gönderildiği 4. grupta %33 artış, bir uzun ve bir kalın vidanın gönderildiği 5. grupta ise %49 oranında artış görüldü. Gruplar arasında karşılaşılan sıyırma kuvveti farkı ileri düzeyde anlamlı ( $p < 0.0001$ ) bulundu.

**Çıkarımlar:** Pedikül vidası revizyonunda yapılacak en önemli hata, açılmış vida yuvasına aynı boy ve kalınlıkta vida gönderilmesidir. Pedikül vidasının uygun anatomik pozisyonda daha kalın ve uzun bir pedikül vidasıyla revizyonu, yerli stabiliteyi sağlayan en uygun yaklaşımdır.

**Anahtar sözcükler:** Biyomekanik; kemik vidaları/standartlar; spinal füzyon/enstrümantasyon; omurga/cerrahi; stres, mekanik.

**Objectives:** To investigate the effects of change in length, diameter, length and diameter on axial pull-out strengths of revisional pedicle screws and determine the best method of salvage for failed pedicle screws.

**Methods:** We used pedilen rigid foam (equivalent to the average bone mineral density of lumbar vertebrae in cadavers as measured by quantitative computerized tomography) and Synergy pedicle screws with 1.8 mm threads. All variables but the length and diameter were kept constant during insertion of the pedicle screws. Ten different pull-out tests were performed in each of the five groups, using an Instron Model 1195 universal test machine. In the first group, screws 6.5 mm x 40 mm in size were used to draw reference values. In the remaining groups, insertion and removal of 6.5 mm x 40 mm screws was succeeded by insertion of pedicle screws of (i) the same size (6.5 mm x 40 mm), (ii) increased length (6.5 mm x 45 mm), (iii) increased diameter (7.0 mm x 40 mm), and (iv) increased length and diameter (7.0 mm x 45 mm), respectively. Pull-out strengths and load versus time curves were recorded. Results were evaluated using SPSS program and Student's t-test.

**Results:** The average pull-out strength decreased by 26% after substitution of the pedicle screw for one of the same size. Conversely, pull-out strengths increased by 15%, 33%, and 49% as the length, the diameter, and the length and diameter of the salvage screws increased, respectively. Differences in pull-out strengths between groups were highly significant ( $p < 0.0001$ ).

**Conclusion:** Substitution of the previous pedicle screw for one of the same size would be a major mistake. Pedicle salvage using screws with increased length and diameter seems to be the most appropriate solution in restoring the strength of mechanical fixation.

**Key words:** Biomechanics; bone screws/standards; spinal fusion/instrumentation; spine/surgery; stress, mechanical.

Deformite, kırık, spondilolistezis, tümör veya disk dejenerasyonu gibi geniş bir dağılım gösteren omurga problemlerinin cerrahi tedavisinde ana ilke, patolojik omurga segmentinin stabilizasyonu ve füzyonudur. 1944 yılında King'in omurgada faset eklem tesbitini amaçlayan vida kullanımını bildirmesinden sonra, Boucher 1959 yılında ilk transpediküler vida kullanımını tanımlamıştır.<sup>[1-3]</sup> Günümüzde posterior transpediküler vida tespiti, özellikle lomber ve lumbosakral bölgenin enstrümantasyonunda standart yöntem haline almıştır.<sup>[4]</sup> Bu teknik, biyomekanik ve klinik açıdan bölgede kullanılan diğer tesbit yöntemlerinden üstündür.<sup>[5-7]</sup> Steffee ve ark.na<sup>[8]</sup> göre pedikül, omurun kuvvet merkezidir ve pedikül aracılığıyla uygulanan tüm kuvvetler omur cisminde yansımaktadır. Bu şekilde pedikül tesbiti tüm cismin kontrolünü sağlar ve Harrington veya Luque enstrümantasyonu gibi klasik yöntemlerin sağladığı stabiliteye, daha az sayıda omurga segmenti kullanarak erişmek mümkün olur. Enstrümantasyonun stabilitesi ve gücü arttıkça düzeltme etkisinin ve füzyon oranının da artacağı düşüncesi, pedikül vidalarının kullanımını yaygınlaştırmıştır.<sup>[9]</sup> Stabiliteye verilen bu önem çerçevesinde araştırmalar yapılmış ve değişik pedikül vida şekilleri ve uygulama teknikleri geliştirilmiştir. Vida şekline,<sup>[10,11]</sup> vidanın yerleştirilme derinliğine,<sup>[7,12]</sup> ön korteks geçilmesine,<sup>[12]</sup> kemik mineral yoğunluğuna<sup>[13-15]</sup> ve vida yerleştirme tekniğine<sup>[5,16,17]</sup> ilişkin birçok biyomekanik çalışma yapılmıştır.

Enstrümantasyon uygulanmış omurga segmentinin primer stabilitesini en üst düzeye ulaştırabilmek için, stabiliteyi etkileyebilecek faktörlerin iyi bilinmesi gerekir. Özellikle skolyoz gibi karmaşık deformitelerde, anatomik ve biyomekanik açıdan ideal konumda pedikül vidası yerleştirmek her zaman mümkün olmayabilir; yetersiz stabilite geç kaynama, kaynamama veya deformitede artışla sonuçlanabilir.<sup>[9]</sup>

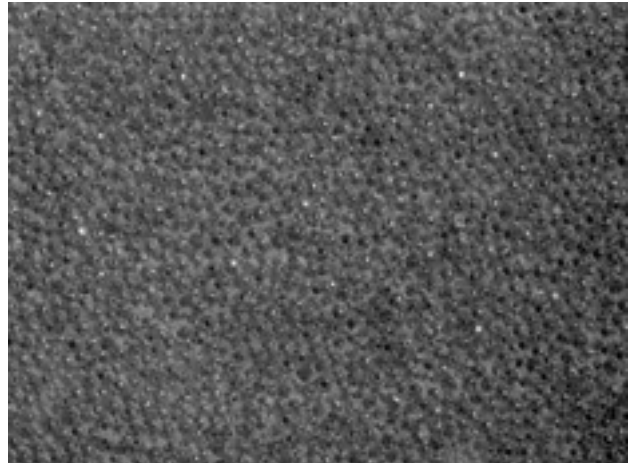
Ameliyat sırasında yerleştirilen bir pedikül vidasının herhangi bir sebeple çıkarılması veya yetersizliğe uğraması durumunda veya revizyon cerrahisi sırasında ideal çözüm ne olmalıdır? Metilmetakrilat ve karbone apatit çimento (carbonated apatite cement) kullanımıyla pedikül vidasının stabilitesini ve sıyırma kuvvetini artırmaya yönelik çalışmalar yapılmıştır.<sup>[14,18,19]</sup>

Çalışmamızda vida boyutu dışında tüm değişkenleri kontrol edebilmemizi sağlayan bir deneysel düzene ile, pedikül vidası gönderildikten sonra, aynı

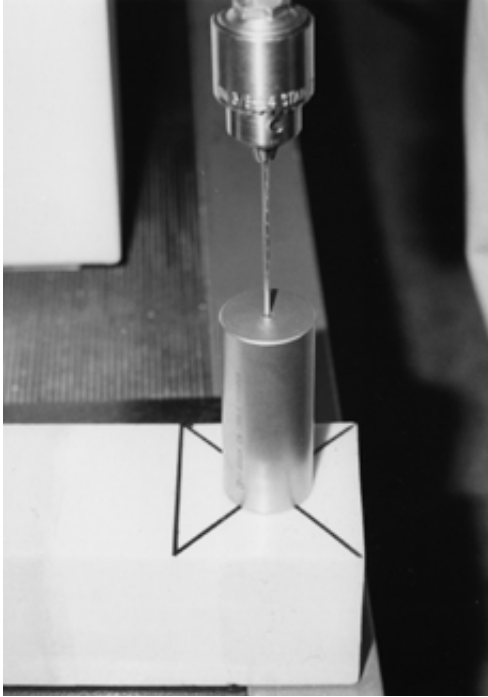
yatağa aynı pedikül vidasının veya kalınlık ve derinlik açısından farklı vidaların gönderilmesinin, sıyırma kuvvetini ve stabiliteyi nasıl etkileyeceği araştırılmıştır.

## Gereç ve yöntem

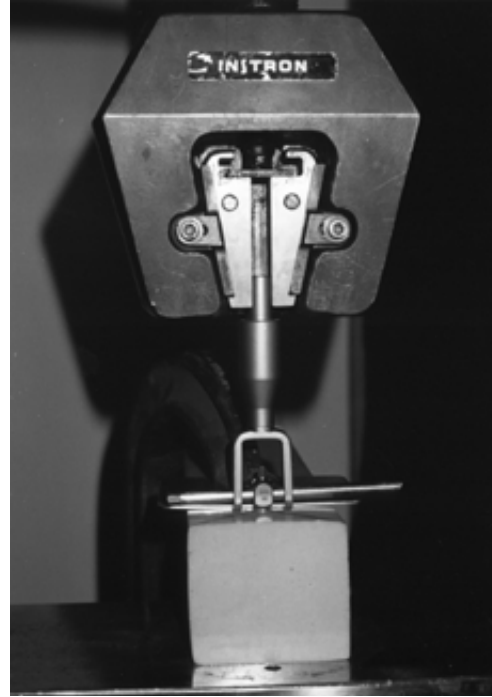
Çalışmamızda insan kemiğinin trabeküler yapısına benzer özellikler taşıyan ve protez teknolojisinde kullanılan pedilen (Pedilen rigid foam, 617 H48) adlı madde kullanılmıştır (Şekil 1). Diphenylmethan-4,4-diisocyanat içeren sertleştirici madde (617 P21) ile karıştırılarak istenilen hacim ve yoğunlukta pedilen elde edilmektedir. Çalışmada kullandığımız pedilen, Myers ve ark.nın<sup>[3]</sup> kantitatif bilgisayarlı tomografi (QCT) ölçümleriyle, kadavraların lomber omurga cisimlerinde ortalama eşdeğer mineral yoğunluğu (equivalent mineral density) olarak belirledikleri,  $185 \pm 54 \text{ mg/cm}^3$  yoğunlukta hazırlandı. Benzer ve homojen yapıda,  $5 \times 5 \times 7 \text{ cm}$ 'lik pedilen bloklar oluşturuldu. Pedilen bloklara ait yoğunluk, QCT (GE 9800 scanner, GE Medical Systems) ile ölçüldü ve  $185 \pm 12.3 \text{ mg/cm}^3$  bulundu. Her vida ve bu vidaya ait sıyırma testi için ayrı bir blok kullanıldı. Vida giriş noktası, gönderiliş şekli, açısı vb. değişkenleri ortadan kaldırmak amacıyla, vidaları gönderme yöntemi standardize edildi. Her blok üzerinde, köşelerden iki diagonal doğru çizildi ve her iki diagonalin kesiştiği orta nokta vida giriş noktası olarak belirlendi. Bu noktada yüzeye tam dik ve sabit açıda delik açılabilmesi için silindirik şekilde, ortası kanüllü metal blok kullanıldı ve kanül içinden gönderilen 2 mm'lik Kirschner teli ile, 5 cm derinliğinde delik



Şekil 1. Kullandığımız materyelin yatay kesiti. Trabeküler kemiğe benzer gözenekli yapı.



**Şekil 2.** Vida giriş noktasını ve gönderiliş açısını standardize etmek amacıyla kullandığımız kanüllü metal silindir.

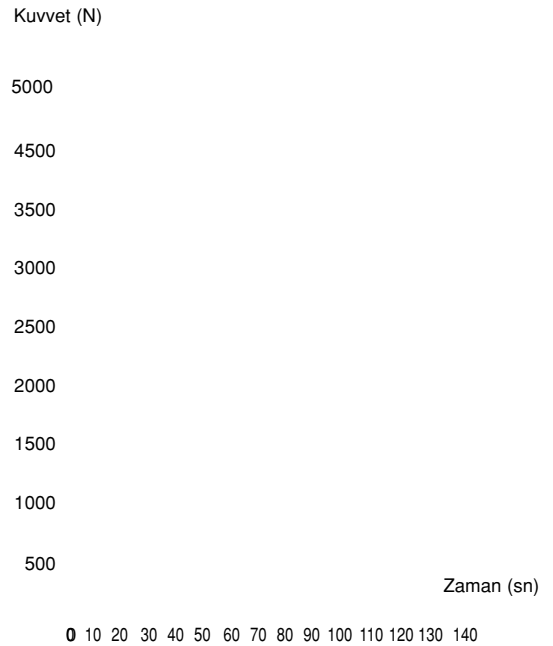


**Şekil 3.** Pedilen blok, vida ve Instron cihazının sıyırma testi aşamasındaki konumu.

açıldı (Şekil 2). Her vida için bu şekilde hazırlanan standart delik kullanılarak, yine 5 cm derinliğinde drilleme ve referans vidanın (6.5 mm kalınlık x 40 mm uzunluk) boyu kadar tepleme işlemi yapıldı. Tepleme işlemi sonrasında vidalar yerleştirildi. Pedilen blok, instron cihazının sabit çenesine, kapalı pedikül vidası ise üzerindeki rod parçası aracılığıyla, özel olarak imal edilen bir çeneye oturtuldu ve instron cihazının çekim yönü ile vidanın eksenine paralel olacak şekilde yerleştirildi. Pedilen blok üzerindeki vidaya Instron Universal Test Cihazı (Instron 1195) ile aksiyel sıyırma testi uygulandı (Şekil 3). Aksiyel çekme testi 5 mm/dk hızla uygulandı. Dene-me ölçümleri yapılarak, skaladaki maksimum sıyırma kuvveti 5000 N'ye ayarlandı ve yük-zaman eğri-

leri kaydedildi (Şekil 4). Test sırasında ulaşılan maksimum yük, sıyırma kuvveti olarak kabul edildi.

Sıyırma testleri için beş ayrı grup oluşturuldu (Tablo 1). Her grupta 10 vida kullanıldı ve 10 sıyır-



**Şekil 4.** Sıyırma testine ait tipik kuvvet zaman eğrisi.

**Tablo 1.** Sıyırma testi uygulanan farklı vida grupları

Grup	Kalınlık x boy (mm)					
1	6.5 x 40	↓	↑			
2	6.5 x 40	↓	↑	6.5 x 40	↓	↑
3	6.5 x 40	↓	↑	6.5 x 45	↓	↑
4	6.5 x 40	↓	↑	7 x 40	↓	↑
5	6.5 x 40	↓	↑	7 x 45	↓	↑

Vidanın (↓) gönderilmesi, (↑) çıkarılması ve (↑) sıyırma testinin uygulanması



**Şekil 5.** Synergy sistemine ait, yiv derinliği 1.8 mm olan pedikül vidası.

ma testi yapıldı. Referans değerleri oluşturan birinci grupta 6.5 mm x 40 mm'lik (kalınlık x uzunluk) vida gönderildi ve çıkarılmadan primer sıyırma testi uygulandı. İkinci grupta 6.5 mm x 40 mm'lik vidalar gönderildi. Daha sonra bu vidalar tamamen çıkarıldı ve yerlerine yine aynı boy ve kalınlıkta vida gönderilerek sıyırma testi uygulandı. Üçüncü grupta 6.5 mm x 40 mm'lik vida gönderildi; çıkarıldı ve yerine 6.5 mm x 45 mm'lik bir uzun vida gönderildi ve sıyırma testi yapıldı. Dördüncü grupta 6.5 mm x 40 mm'lik vida gönderildi, çıkarıldı ve yerine 7.0 mm x 40 mm'lik bir kalın vida gönderilerek sıyırma testi yapıldı. Beşinci grupta 6.5 mm x 40 mm vida gönde-

**Tablo 2.** Vida ve uygulama gruplarına göre sıyırma kuvvetlerinin dağılımı (p<0.05 anlamlı)

Sıyırma testi	Gruplar ve sıyırma kuvvetleri (N)				
	1	2	3	4	5
1	2200	1666	2254	2528	3087
2	2009	1568	2401	2744	2989
3	2009	1568	2303	2842	2548
4	2058	1372	2303	2646	3136
5	2009	1470	2401	2744	3136
6	2058	1372	235	2695	2989
7	1960	1470	2401	2842	3038
8	1960	1660	2352	2744	3087
9	2009	1568	2303	2548	3136
10	2058	1372	2254	2744	3087
Ortalama	2033	1509	2332	2708	3023
1. grupta fark		%26↓	%15↑	%33↑	%49↑
p		<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001

rildi, çıkarıldı ve yerine 7.0 mm x 45 mm'lik bir kalın ve uzun vida gönderilerek sıyırma testi yapıldı. Tüm gruplarda Synergy sistemine ait ve yiv derinliği eşit (1.8 mm) vidalar kullanıldı; gruplar arasındaki tek değişken vidaların çap ve uzunlukları idi (Şekil 5). Tüm gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı, sonuçlardaki farklılık SPSS (version 9.0) programı kullanılarak, unpaired Student t-testi ile değerlendirildi; p<0.05 anlamlı değer kabul edildi.

## Sonuçlar

Her gruba uygulanan sıyırma testinin sonuçları Tablo 2'de görülmektedir. Referans alınan birinci grupta primer sıyırma kuvveti ortalama 2033 N bulundu. İkinci grupta, vidanın çıkarılmasından sonra

**Tablo 3.** İstatistiksel verilerin özeti

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Ölçüm sayısı	10	10	10	10	10
Ortalama (N)	2033.0	1508.6	2332.4	2707.7	3023.3
Standart sapma	68.901	114.13	57.516	107.03	175.99
Ortalama standart hata	21.788	36.093	18.188	33.847	55.653
Median	2009.0	1519.0	2327.5	2744.0	3087.0
Minimum	1960.0	1372.0	2254.0	2528.0	2548.0
Maksimum	2200.0	1666.0	2401.0	2842.0	3136.0
%95 güvenilirlik alt sınır	1983.7	1427.0	2291.3	2631.1	2897.4
%95 güvenilirlik üst sınır	2082.3	1590.2	2373.5	2784.3	3149.2

aynı vida gönderildiğinde, ortalama sıyırma kuvveti %26 kayıpla 1509 N'ye düştü. Bir uzun vidanın gönderildiği üçüncü grupta ortalama sıyırma kuvveti %15 kazançla 2332 N'ye yükseldi. Bir kalın vida ile revizyonun yapıldığı dördüncü grupta ise sıyırma kuvveti %33 oranında arttı; bir uzun vidaya göre %16 oranında kazanç sağlandı. Daha kalın ve uzun vidaların gönderildiği beşinci grupta ise sıyırma kuvvetinde %49 oranında belirgin bir artış sağlandı. Çıkarılan vidanın tekrar gönderildiği ikinci grup ile karşılaştırıldığında, üç, dört ve beşinci grupta sağlanan sıyırma kuvveti artışı çok daha büyük (sırasıyla %55, %79 ve %100) oldu. Vida grupları arasındaki sıyırma kuvveti farkları istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ( $p<0.0001$ ) bulundu (Tablo 3).

## Tartışma

Omurga cerrahisinde pedikül vidaları gibi rijid ve kuvvetli fiksasyon yöntemlerinin kullanılmasının amacı, füzyon veya artrodezden bağımsız olarak stabiliteyi artırmak ve yeterli iyileşme sağlanana kadar bunu korumaktır.<sup>[9]</sup> Cerrahi girişim öncesinde veya sırasında pedikül vidasının kuvvetine ilişkin bilgiler klinik yaklaşımımızı etkileyebilir. Bu bilgiler, füzyon için enstrümantasyonun gerekli olup olmadığı, gerekliyse ne tip bir enstrümantasyonun kullanılacağı, füzyon veya enstrümantasyon yapılacak ideal seviye sayısı, alternatif tesbit yöntemlerine (destek amaçlı sublaminer tel veya infralaminer hook gibi) veya kullanılan tesbit yönteminin kuvvetlendirilmesine (pedikül vidasının sementlenmesi gibi) ihtiyaç olup olmadığı gibi konularda karar verilmesine yardımcı olabilir. Aynı şekilde, cerrahi tedavi sonrasında erken mobilizasyonun sakıncaları, korse veya alçı desteğine ihtiyaç olup olmadığı gibi noktalar da cerrahin, uyguladığı fiksasyon yönteminin kuvvetine olan inancına bağlıdır.<sup>[3]</sup> Bu nedenle, pedikül vidalarının performanslarını ve kuvvetlerini etkileyen faktörlere yönelik birçok araştırma yapılmıştır. Bu çalışmaların bir bölümü şekil ve boyut gibi, pedikül vidasının yapısal farklılıklarına,<sup>[1,7,10]</sup> bir bölümü de gönderiliş tekniğine ait farklılıklara<sup>[5,16,20]</sup> yöneliktir.

Kwok ve ark.<sup>[10]</sup> aynı derinliklere gönderdikleri konik ve silindirik yapıdaki pedikül vidalarını karşılaştırmışlardır. Teorilerine göre, gittikçe incelen, konik yapıdaki vida, pedikül içindeki spongiöz kemiği sıkıştıracağı için daha büyük bir gönderme torku (insertion torque) ve kavrama kuvvetine sahip olacaktır. Bu araştırmacılar, konik yapıdaki vidanın daha

büyük bir torkla gönderildiğini; ancak bu farkın sıyırma kuvvetlerine aynı derecede anlamlı oranda yansımadağını saptamışlardır. Skinner ve ark.<sup>[11]</sup> dört ayrı tip vida üzerinde çalışarak, vida yapısına ait geometrik değişkenlerin vida performansına olan etkilerini araştırmışlardır. Vida çapının artmasıyla sıyırma kuvvetinin de arttığını, vidaların konverjan açıyla gönderilmesinin sıyırma kuvveti üzerine az etki gösterdiğini; yivler arasındaki mesafenin artması durumunda sıyırılmaya karşı direncin arttığını saptamışlardır. Krag ve ark.<sup>[7]</sup> ise vidaların gönderilme derinliği arttıkça fleksiyona ve torsiyona karşı dirençlerinin ve ayrıca sıyırma kuvvetlerinin arttığını saptamışlardır. Yiv derinliğinin az olmasının ise sıyırma gücünde çok az bir azalmaya yol açtığını; buna karşılık eğilme (bending) gücünde artış sağladığını ortaya koymuşlardır. Vidaların gönderilme tekniğine ilişkin çalışma yapan George ve ark.<sup>[16]</sup> ise, lomber omurgada açılan deliğin teplenmesinin vidaların sıyırma kuvvetini anlamlı ölçüde azalttığını saptamışlardır. Şar ve ark.<sup>[5]</sup> ise dana vertebraları üzerinde yaptıkları çalışmada farklı sonuçlar elde etmişler ve drill ile rehber deliğin açılmasından sonra teplemenin sıyırma kuvvetini ve stabiliteyi önemli ölçüde artırdığını saptamışlardır.

Öte yandan, bazı araştırmacılar kemik yoğunluğu gibi kemiğin intrinsik yapısına ait özelliklerin ve farklılıkların da en az vida şekli, gönderiliş tekniği gibi mekanik faktörler kadar önemli olabileceğini vurgulamaktadırlar. Hirano ve ark.<sup>[21]</sup> pedikül vidasının stabilitesine etkili olabilecek yapısal pedikül farklılıklarını, normal ve osteoporotik omurgadaki farklılıkları incelemişlerdir. Pedikülün pedikül vidası stabilitesi için şart olduğunu, kaudosefalik yöndeki direncin %80'ini, sıyırma kuvvetinin ise %60'ını sağladığını saptamışlardır. Ayrıca yoğunluğun, omurga cisminin arka bölümünde ön bölüme göre daha fazla olduğunu, bu sebeple vidanın daha derine gönderilmesinin fiksasyon kuvvetine çok katkıda bulunmadığını saptamışlardır. Osteoporotik omurgada ise kemik mineral yoğunluğunun pedikül dış korteksinde bile yeterli olmadığını, dış korteksin normalden ince olduğunu ve daha kalın vidanın stabiliteyi artırmak yerine korteksi kırdığını vurgulamışlardır. Osteoporotik omurga segmentlerinde yapılan diğer çalışmalarda kemik mineral yoğunluğu ile vidanın sıyırma kuvveti arasında ters orantılı bir bağlantı olduğu<sup>[13,22]</sup> ve düşük kemik mineral yoğunluğunda vida gevşemesinin kaçınılmaz olacağı<sup>[19]</sup> öne sürülmüştür.

Görüldüğü gibi, pedikül vidalarının primer uygulamalarında bile her durum ve konum için ideal yöntemi veya seçeneği oluşturacak ortak noktaya ulaşamamıştır. Sonuçları etkileyebilecek birçok faktör olmasının yanı sıra, benzer parametreleri inceleyen araştırmacıların sonuçları ve çıkarımları da farklı olabilmektedir. Özellikle skolyoz gibi karmaşık deformitelerde, ilk cerrahi girişim sırasında veya herhangi bir sebeple yapılan revizyon cerrahisi sırasında, sıklıkla pedikül vidalarını çıkarmak, yerlerini değiştirmek veya yerlerine yenisini koymak gerekmektedir.

Yetersiz stabilitenin geç kaynama, kaynamama veya deforme edilme artışıyla sonuçlandığı bilindiğinden,<sup>[9]</sup> kemik kalitesinin izin vermesi durumunda, revizyonda kullanılacak pedikül vidasının stabilite açısından olabildiğince ideal seçeneği oluşturması önemlidir.

Bu konuda ve her koşul altında ideal seçeneği belirlemek için kullanılacak deneysel modelin mükemmel olması son derece güçtür. En iyi spinal model adolesan veya genç erişkin kadavralarından alınan vertebralar olmasına rağmen, bunların elde edilmeleri zordur. Ayrıca, aynı kadvrada veya kadvralar arasında pedikül çapı, boyu, kemik mineral yoğunluğu, kemik doku kalitesi gibi faktörlerde kaçınılmaz bazı biyolojik farklılıklar olacaktır. Daha kolay bulunan ve insan omurgasının alternatifi olarak kullanılan dana, koyun, tavşan gibi hayvanlar için de aynı biyolojik farklılıklar sözkonusudur. Ayrıca benzer boyutlarda insan veya hayvan omurgasıyla çalışılsa bile, vida derinliği, gönderme açısı gibi mekanik faktörlerin farklı omurga segmentlerinde standart hale getirilmesi oldukça zordur. Kanımızca, kullandığımız deneysel düzenek ve model bu açıdan bazı önemli avantajlar içermektedir. Pedilen'in makroskobik yapısı ve yatay kesiti insan kemiğinin trabeküler yapısına benzemektedir. Materyal yoğunluğunu istenilen düzeyde sabit tutmak mümkündür ve çalışmada yoğunluk için Myers ve ark.nın<sup>[3]</sup> çalışması referans alınmıştır. Myers, QCT kullanarak, tümör veya metabolik kemik hastalığı olmayan 10 erişkin kadvrasına ait lomber omurgada, cisim ve pedikülden aldığı kesitlerle ölçüm yapmış ve ortalama omurga cismi mineral yoğunluğu  $184.7 \pm 54.6 \text{ mg/cm}^3$  bulunmuştur. QCT ile belirlenen bölgesel kemik yoğunluğunun, omurga cismi kuvveti ve pedikül vidası-kemik arası mekanik kuvvet ile korelasyon içinde olduğu düşünülmektedir.<sup>[3,19,23]</sup> Yoğunluğun yanı sıra,

yöntem bölümünde özetlediğimiz şekilde, vidanın gönderiliş yönü, uygulama tekniği, pedikül çapı gibi mekanik faktörler, araştırılan vida kalınlığı ve uzunluğu dışında standardize edilmiştir. Bu şekilde sıyırma kuvvetini saptamaya yönelik test işlemini aynı koşullarda, istediğimiz kadar tekrarlama ve karşılaştırma olanağını elde ettik.

İlk uygulama sırasında veya sonrasında, kaynamama ve/veya metal yorgunluğuna bağlı enstrüman başarısızlığı ve pedikül vidalarının sıyırılma problemi ile karşılaşılabilir. Ancak enstrüman revizyonuna yönelik çalışmalar görece az sayıdadır. Bu konudaki çalışmaların çoğu osteoporotik kemik ve zayıf kemik-metal arayüzey etkileşimi düşüncesinden hareketle, pedikül vidasını destekleyici (augmentasyon) yöntemler üzerine yapılmıştır. Wittenberg ve ark.<sup>[24]</sup> osteoporotik kemiklerde vida performansını artırma amacıyla polimetilmetakrilat (PMMA) kullanmışlar ve bending kuvvetlere karşı direnci %50 oranında artırmışlardır. Bu araştırmacılar, yaşlı insanlara ait kadvra omurgasında ve sığır omurgasında PMMA ve pedikül vidası etkileşimini araştırmışlar; PMMA ile desteklenen vidaların ortalama aksiyel sıyırma kuvvetinde %162 oranında, ortalama yatay eğilme (transvers bending) kuvvetinde ise %101 oranında kazanç elde etmişlerdir. Sakıncalarına rağmen, PMMA ile vida-kemik arayüzey kuvvetinin arttığı sonucuna varmıştır. Soshi ve ark.<sup>[14]</sup> kadvralardan elde ettikleri ve değişik derecelerde osteoporoz içeren lomber omurgalarda osteoporoz, sıyırma kuvveti ve PMMA ilişkisini araştırmışlardır. Osteoporoz düzeyi arttıkça, sementli veya sementsiz vida uygulanan tüm gruplarda ortalama sıyırma kuvveti düşmüş; vidalar PMMA ile gönderildiğinde ise ortalama sıyırma kuvveti artmıştır. İleri derecede osteoporoz durumunda ise sementli ve sementsiz vidaların sıyırma kuvvetleri arasındaki fark anlamlı boyutta olmamıştır. Aksine, ileri derecede osteoporoz durumunda daha büyük çaplı vida kullanımının, sıyırma kuvvetini daha fazla artırdığını saptamışlardır. Lotz ve ark.<sup>[18]</sup> ise, eksotermik reaksiyon dezavantajı sebebiyle, PMMA yerine biyolojik uyumu (biocompatible) daha iyi olan, eksotermik reaksiyon içermeyen karbon apatit spongiöz kemik çimentosu (CBC) üzerinde çalışmışlar; bu materyal ile birlikte gönderilen vidalarda %68 oranında sıyırma kuvveti artışı elde etmişlerdir. Ancak klinik uygulama öncesinde, hayvan deneylerinde bu materyale karşı gelişen in vivo yanıtın araştırılması gerektiğini vurgulamışlardır. Ke-

mik çimentosu uygulamasıyla vida-kemik arayüzeyi kuvvetinin artacağı konusunda şüphe yoktur; ancak kemik çimentosunun bazı dezavantajları sözkonusudur. PMMA, kemiksel iyileşmeyi olumsuz etkileyebilecek bir hücresel yanıt yaratabilir.<sup>[24]</sup> Çimento uygulamasında sıyrılmanın kemik ve çimento arasından gerçekleştiği görülmüştür.<sup>[5]</sup> Bu durum, çimentonun uygulama tekniğine bağlı olabilir. Vidanın sıyırma kuvvetini artırabilmesi, çimentonun kemik trabekülleri arasına girebilmesine bağlıdır.<sup>[14]</sup> Basınçlı sıvı çimento uygulaması ile çimentonun kemik içine daha fazla penetre olması sağlanabilir; ancak pedikülde oluşabilecek farkedilmemiş bir çatlak veya delikten medüller kanala çimento kaçması, içerdiği ekso-termik reaksiyon da düşünülecek olursa, önemli nöral doku hasarına ve komplikasyonlara yol açabilir.<sup>[5,14]</sup> Ayrıca PMMA zaman içinde biyolojik olarak parçalanabilen bir materyal olmadığı için, bir komplikasyon olması halinde çimentoyla gönderilmiş bir vidanın çıkarılması veya değiştirilmesi mümkün değildir. Kanımızca, kemik kalitesi izin veriyorsa ve primer stabiliteye yakın veya daha fazla stabilite elde edilebiliyorsa, pedikül vidasının ek yabancı madde veya risk getirmeksizin, uygun anatomik konumda bir pedikül vidasıyla revizyonu en ideal yaklaşımdır.

Bildiğimiz kadarıyla tamamen bu düşünceden hareket edilerek yapılmış tek çalışma, Polly ve ark.nın<sup>[25]</sup> 1997 yılında sundukları çalışmadır. Pedikül vida revizyonunda yine pedikül vidalarını kullanmışlar ve uzunluk ve çap artışının etkisini araştırmışlardır. Kadavra omurgası kullanarak yaptıkları deneyde, parametre olarak vidaların gönderilme torkunu (insertional torque) incelemişlerdir. Vida çıkarıldıktan sonra aynı deliğe aynı vidanın konulması durumunda, gönderilme torkunun %33 oranında azaldığını saptamışlardır. Benzer şekilde, çalışmamızın ikinci grubunda sıyırma kuvveti kaybı %26 oranında olmuştur. Vidanın sadece uzunluğunu artırmaları halinde anlamlı bir değişikliklerle karşılaşmamışlar, çapı 2 mm artırdıklarında ise orijinal vidanın gönderilme torkuna göre %8.4 artış saptamışlardır. Hem çap, hem de uzunluk arttığı zaman da anlamlı fark elde etmişlerdir. Diğer yandan, açılan deliğe kemik parçası (shim) koymanın hiçbir etkisinin olmadığını görmüşlerdir. Çalışmamızda, farklı olarak sıyırma kuvvetine bakılmıştır; kalınlık artırıldığında daha belirgin olmak üzere gerek kalınlık, gerekse uzunluk artışı sıyırma kuvvetinde anlamlı artış sağlamıştır. Uzunluk ve çap artırıldığı beşinci grupta ise, birinci gruptaki ori-

jinal sıyırma kuvvetine göre bile %49 artış sağlanmıştır. Aynı vidanın gönderildiği ikinci gruptaki %26 oranındaki kayıp düşünülecek olursa, beşinci gruptaki kazanç %100'e ulaşmaktadır. Bu oranlar Wittenberg ve ark.nın<sup>[24]</sup> PMMA ile sağladığı %162 oranındaki ortalama sıyırma kuvveti artışına göre düşük, Lotz ve ark.nın<sup>[18]</sup> CBC ile sağladıkları %68'lik oran ile karşılaştırılabilir veya daha yüksektir. Şar ve ark.<sup>[5]</sup> 1 mm daha fazla çaplı vidalarda %42-84 arası, sement uygulananlarda ise %34-68 arası oranlarda sıyırma kuvveti artışı saptamışlardır. McLain ve ark.<sup>[26]</sup> sıyrılan vidanın yerine 1 mm daha fazla çaplı vida ile elde edilen sıyırma kuvvetinin, kontrol grubunun değerinin %62-99'u arasında değiştiğini; 2 mm daha fazla çaplı vidalarda ise bu oranın %109-148 arasında olduğunu saptamışlardır. Bu iki çalışmada da daha geniş vida kullanımı ile sement uygulamasından daha stabil sonuç elde edildiği vurgulanmıştır. Farklı sonuçlardan ötürü bu konu halen tartışmalı olmakla birlikte, kanımızca vida boyu ve kalınlığı artırılarak, sement uygulamasının getirebileceği riskleri göz almaya gerek kalmadan yeterli stabilite sağlamak mümkün görünmektedir.

Çalışmamızın kısıtlı kaldığı bazı noktalar vardır. Kullandığımız materyalin makroskobik özellikler ve yoğunluk açısından insan kemiğine benzerliği olmasına rağmen, mikroskobik düzeyde de benzer özelliklere sahip olması, vidanın sıkıştırıcı etkisine aynı yanıtı vermesi beklenemez. Ancak bu farklılık testlerin tekrarlanabilirliği veya karşılaştırılabilirliğini ve sonuçların tutarlılığını olumsuz etkilememiştir. Ayrıca, deneyde düz, aksiyal sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Fizyolojik koşullarda omurgaya ve pedikül vidasına çok farklı yönlerde ve karmaşık yüklenmeler sözkonusudur. Her ne kadar mümkün olmasa da, ideal olan bu karmaşık yüklenmelerin etkisinin araştırılmasıdır.

Sonuç olarak, pedikül vida revizyonunda yapılabilecek en önemli hata aynı boy ve kalınlıkta bir başka vidanın gönderilmesidir. Bu nokta özellikle ilk cerrahi girişim sırasında herhangi bir sebeple çıkarılan vidanın tekrar yerine konulmaması açısından önemlidir; çünkü yaklaşık %30 oranında stabilite kaybıyla sonuçlanacaktır. Özellikle kemik kalitesinin daha iyi olduğu durumlarda, daha uzun ve geniş vida kullanımıyla primer stabiliteye yakın veya daha fazla stabilite elde edilebilmektedir. Pedikül vidasının ek yabancı madde veya risk getirmeksizin, uygun anatomik konumda bir pedikül vidasıyla revizyonu en ideal yaklaşımdır. Diğer yandan, ekso-termik

olmayan, uygulandığı anda in situ yerleşip, kemikle bütünleşebilen (hidroksi apatit gibi) veya zaman içinde absorbe olabilen, biyolojik uyum gösteren bir maddenin bulunması, hiç kuşkusuz bu konudaki birçok tartışmayı sona erdirecektir.

## Kaynaklar

1. Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine* 1990;15:195-201.
2. Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg [Br]* 1959;41:248-59.
3. Myers BS, Belmont PJ Jr, Richardson WJ, Yu JR, Harper KD, Nightingale RW. The role of imaging and in situ biomechanical testing in assessing pedicle screw pull-out strength. *Spine* 1996;21:1962-8.
4. Ebraheim NA, Xu R, Darwich M, Yeasting RA. Anatomic relations between the lumbar pedicle and the adjacent neural structures. *Spine* 1997;22:2338-41.
5. Şar C, Kocaoğlu M, Kılıçoğlu Ö, Domaniç Ü, Hamzaoğlu A, Üçışık H. Transpediküler vida uygulamasındaki farklı tekniklerin sıyrma kuvveti üzerine etkisi. *Biyomekanik çalışma. Acta Orthop Traumatol Turc* 1996;30:175-8.
6. Ashman RB, Galpin RD, Corin JD, Johnston CE 2d. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. *Spine* 1989;14:1398-405.
7. Krag MH, Beynon BD, Pope MH, DeCoster TA. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord* 1988;1:287-94.
8. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 1986;(203):45-53.
9. Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan KK, Albright JA. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of crosslinks. *Spine* 1997;22:1568-73.
10. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996;21:2429-34.
11. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop* 1986;(203):7-17.
12. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field BT, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986;(203):99-112.
13. Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PC. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. *Spine* 1990;15:902-7.
14. Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. *Spine* 1991;16:1335-41.
15. Yamagata M, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Isobe K, Moriya H, et al. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine* 1992;17(3 Suppl):S51-4.
16. George DC, Krag MH, Johnson CC, Van Hal ME, Haugh LD, Grobler LJ. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae. *Spine* 1991;16:181-4.
17. Ronderos JF, Jacobowitz R, Sonntag VK, Crawford NR, Dickman CA. Comparative pull-out strength of tapped and untapped pilot holes for bicortical anterior cervical screws. *Spine* 1997;22:167-70.
18. Lotz JC, Hu SS, Chiu DF, Yu M, Colliou O, Poser RD. Carbonated apatite cement augmentation of pedicle screw fixation in the lumbar spine. *Spine* 1997;22:2716-23.
19. Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee KS, White AA 3d, Hayes WC. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine* 1991;16:647-52.
20. Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 1994;19:1752-8.
21. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hara T, Washio T, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine* 1997;22:2504-10.
22. Okuyama K, Sato K, Abe E, Inaba H, Shimada Y, Murai H. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An in vitro study of the mechanical stability. *Spine* 1993;18:2240-5.
23. Lang SM, Moyle DD, Berg EW, Detorie N, Gilpin AT, Pappas NJ Jr, et al. Correlation of mechanical properties of vertebral trabecular bone with equivalent mineral density as measured by computed tomography. *J Bone Joint Surg [Am]* 1988;70:1531-8.
24. Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, White AA 3d, Hayes WC. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop* 1993;(296):278-87.
25. Polly DW Jr, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws. Bigger, longer shims-what is best? *Spine* 1998;23:1374-9.
26. McLain RF, Fry MF, Moseley TA, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord* 1995;8:62-8.