



Uç kısmı açılabilir (dübel tipi) pediküler vidaların sıyırma kuvvetlerinin biyomekanik olarak değerlendirilmesi

Biomechanical evaluation of the pull-out strengths of pedicular screws with expandable distal tips

İrfan ESENKAYA,¹ Ercan OLCAY,² Turgut GÜLMEZ,³ Hayriye VEHİD⁴

¹İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, ²Vakıf Gureba Eğitim Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, ³İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, ⁴İstanbul Üniversitesi Çocuk Sağlığı Enstitüsü

Amaç: Tasarımını yaptığımız pediküler vida tiplerinin sıyırma kuvvetlerini dana vertebralarında değerlendirdik.

Çalışma planı: Bu deneysel biyomekanik çalışmada üç tip vidanın sıyırma kuvvetlerini dana vertebralarında değerlendirdik. A ve B grubunu oluşturan, uç kısımları açılabilir (dübel tipi) vidaların tasarımı tarafımızca oluşturuldu. 6.5 mm dış çapı olan ve iki parçadan oluşan bu vidalardan A grubunda uç kısımdan sokulan milin geriye çekilmesiyle, B grubunda arka kısımdan sokulan milin ilerletilmesiyle uç kısımlar kanat şeklinde açılmaktadır. C grubunda Cotrel-Dubousset (CD) 6 mm'lik vidaları kullanıldı. Toplam 22 vertebrada A ve B grubunda yedişer, C grubunda sekiz vida kullanarak sıyırma testi uyguladık.

Sonuçlar: Sıyırma kuvvetleri açısından, B grubunu oluşturan vidaların en yüksek değerlere sahip oldukları (ort. 1238.57 Newton), bunu A grubunu oluşturan vidaların (ort. 1124.28 Newton) izlediği görüldü. C grubunu oluşturan CD tipi vidalar en düşük sıyırma kuvvetine sahipti (ort. 978.75 Newton). B ve C gruplarıyla A ve C grupları arasındaki sıyırma kuvvetleri farkları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Çıkarımlar: Uç kısımları açılabilir ("dübel" tipi) pediküler vidalar, uçları açıldığında çevre kemik dokuda sıkışma ve yeterli tutunum sağlarlar. Çalışmamızın sonuçları, B ve A grubunu oluşturan vidaların, normal kemik yapısına sahip vertebralarda, vida sıyırılmasına bağlı yetersizlik durumlarında veya kemik desteğinin yeterli olmadığı olgularda alternatif olarak uygulanabileceğini göstermektedir.

Anahtar sözcükler: Biyomekanik; kemik vidaları; ekipman tasarımı; kırık fiksasyonu, internal; lomber vertebra/cerrahi; spinal füzyon/yöntem/enstrümantasyon.

Objectives: We studied the pull-out strengths of two types of pedicular screws, designed by the authors, in calf lumbar vertebrae.

Methods: In this experimental study we evaluated the pull-out strengths of three screw types in calf lumbar vertebrae. Expandable distal tipped screws used in groups A and B were designed by the authors. These screws were made up of two parts, with an outer diameter of 6.5 mm. The distal tips of the screws are forced to expand outwards when a pin inserted (i) from the distal tip is pulled from the back of the screw (group A), and (ii) from the back of the screw is advanced toward the tip (Group B). Group C included 6 mm Cotrel-Dubousset (CD) screws. Pull-out tests were performed in 22 vertebrae using screws in groups A (n=7), B (n=7), and C (n=8).

Results: Screws in group B were found to exhibit the highest average pull-out strength (mean 1238.57 Newton), followed by the screws in Group A (mean 1124.28 Newton), whereas the CD screws in Group C had the lowest average pull-out strength (mean 978.75 Newton). Paired comparisons between the groups B and C, and the groups A and C showed statistically significant differences with regard to pull-out strengths ($p<0.05$).

Conclusion: Expandable tips of the pedicular screws exert pressure on the surrounding bone, enabling considerable contact and increased screw-bone interface strength. Our results suggest that group A and group B screws may be an alternative application in normal vertebral bone structure, in failures associated with screw pull-out, or in cases lacking appropriate bone support.

Key words: Biomechanics; bone screws; equipment design; fracture fixation, internal; lumbar vertebrae/surgery; spinal fusion/methods/instrumentation.

Transpediküler vida uygulaması ilk kez 1959 yılında Boucher tarafından tanımlandı.^[1,2] Roy-Camil ve ark.^[3] torakal, torakolomber ve lomber vertebra yaralanmalarının tedavisinde 1961 yılından itibaren plak-pediküler vida kombinasyonunu rutin olarak kullandıklarını bildirdiler. Yakın dönemde transpediküler vida uygulaması travma, tümör, spondilolistezis, skolyoz ile mekanik stabilitenin kaybolduğu olgularda vertebral kolonun dizilimine yardım etmek, stabilizeyi sağlamak ve solid kemik füzyonu oluşturmak için yaygın olarak kullanım alanı buldu.^[1,4-6] Transpediküler vida uygulaması etkili ve güvenli bir yöntem olmasına rağmen, bu yöntemle tedavi edilen hastaların takiplerinde kullanılan vidalarla ilgili kırılma, gevşeme, sıyrılıp kurtulma ile migrasyon gibi komplikasyonların geliştiği saptandı.^[1,5,7-9] Bu komplikasyonların nedenlerini araştırmak, pediküler vidaların stabilitesini değerlendirmek ve mevcut sistemleri geliştirmek için insan^[1,2,4-8,10-17] ve hayvan^[9,15,16,18] vertebralarını çalışma konusu alan birçok deneysel çalışma yapılmıştır.

Pediküler vida sistemlerinin başarısı, vertebra cismi içine gönderilen vidanın, solid füzyon gelişinceye kadar, dişleri aracılığı ile pedikül ve vertebra cismindeki kemik yapıya tutunmasına bağlıdır.^[14,17] Ancak bu mekanik özellik uygulanan cerrahi yöntem,^[1,7-10,16-20] vidanın özelliklerine^[2,6,8-10,16-18,20] ve kemik yapısıyla ilgili faktörlere^[1,4,6,8,11-13,15,17] bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

Bu çalışmada, tasarımını inşaat ve yapı sektöründe kullanılan "dübel" tipi metal vidalardan esinlenerek oluşturduğumuz, uç kısımları açılabilir iki tip vidanın ve Cotrel-Dubousset (CD) tipi vidanın dana lomber vertebralarında sıyırma kuvvetleri karşılaştırıldı.

Gereç ve yöntem

Bu biyomekanik deneysel çalışmada üç çeşit pediküler vida kullanıldı. Birinci ve ikinci grubu oluşturan vidaların tasarımı yazar İE tarafından oluşturuldu. Vidalar, silindirik içi boş dış parça ile bunun içine yerleştirilen ve dıştaki parçanın uç kısmındaki kanatların açılmasını sağlayan vida mili görevindeki iç parçadan oluşmaktadır.

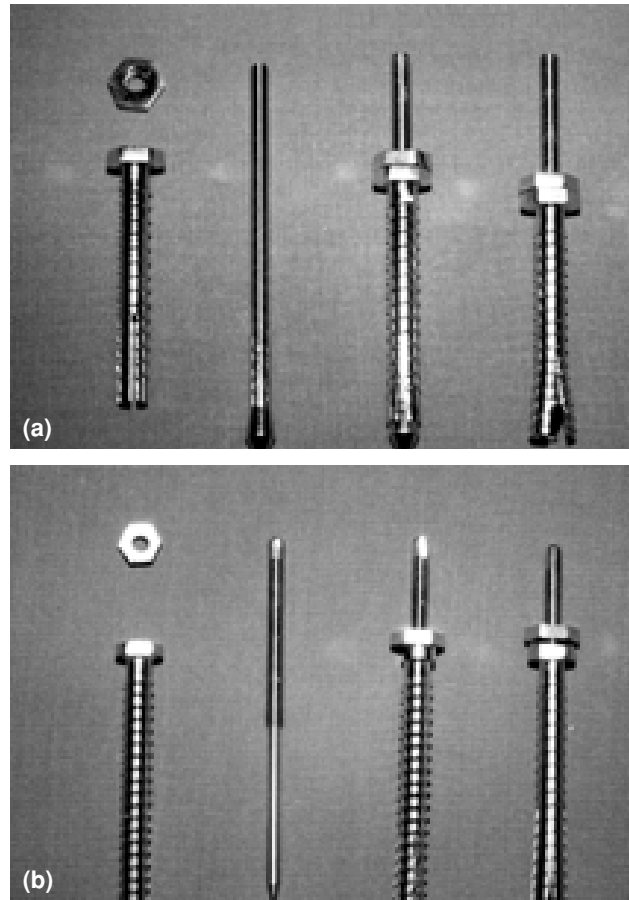
1. A grubunu oluşturan vidalarda dış parçanın dış çapı 6.5 mm, dış yüzü dişli ve boş olan iç yüzü düzdür. İçteki parçanın geriye çekilmesiyle açık olan ucu üç veya dört kanat halinde açılmaktadır. Bunun ucundan yerleştirilen iç parçanın ise gövde çapı 4 mm,

yüzeyi düz, konik olan ucun taban çapı 5.5 mm'dir. Arka bölümü ise, çektirme sonrası somunlar aracılığı ile kilitlenmeyi sağlayacak şekilde dişlidir (Şekil 1a).

2. B grubunu oluşturan vidalarda dış parçanın dış çapı 6.5 mm, dış yüzü dişli, boş olan iç yüzünün ön bölümü düz, arka bölümü ise dişlidir. Arka kısmından içerisine yerleştirilen vida milinin uca doğru ilerletilmesi durumunda küt olan uç kısmı dört kanat halinde açılmaktadır. İç parçanın (vida milinin) diş açılmış arka bölümünde çap 4 mm ve dişsiz olan ön bölümünde çap 3 mm'dir (Şekil 1b).

3. C grubunu oluşturan vidalar, CD'nin 6 mm'lik pediküler vidalarıdır.

Kemik materyali olarak taze dana lomber vertebra kullanıldı. Çevre yumuşak doku ve ligamentlerinden temizlenen vertebralara, temin edilmeleri sırasında kemiksel yaralanmaların belirlenmesi için klinik ve radyolojik olarak değerlendirildi. Radyolo-



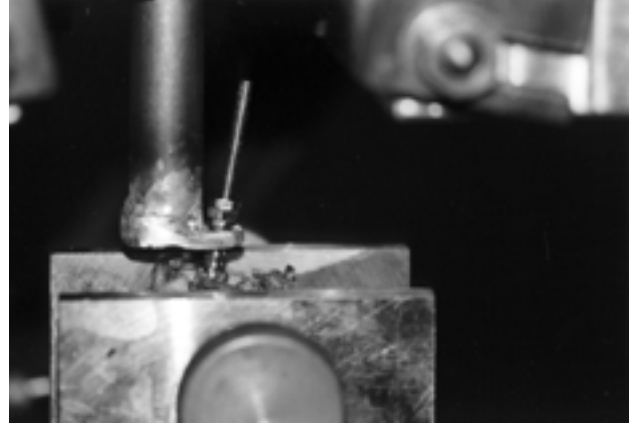
Şekil 1. (a) A ve (b) B grubunu oluşturan vidalar; iç ve dış parçalar, uygulama öncesi ve sonrası görünüşleri.

jik olarak kemik yapıda patoloji saptanan vertebralar çalışma dışı bırakıldı. Vidalar, çalışmaya alınacak vertebralara giriş yerleri 3.2'lik drill ile delinerek ve uygun teple yol açılarak transpediküler olarak uygulandı. Teste başlamadan önce vidaların gönderilme aksları radyolojik olarak değerlendirildi. Uygun aksta olmayan vida ve vertebralar sıyırma testine alınmadı. A ve B grubunda yedişer, C grubunda sekiz vida olmak üzere toplam 22 vertebrada 22 vida kullanıldı. Sıyırma işleminin vida aksında yapılabilmesi için lomber vertebralar özel bir mengene sistemiyle tespit edildi. Vidalar vida başlarından uygun bir adaptör kullanarak tutuldu (Şekil 2). Dartec marka, servo-hidrolik kumandalı universal çekme makinasında 0.2 mm/sn sabit hızla çekme kuvvetiyle vidalara sıyırma testi (pull-out testi) uygulandı. Çıkan sonuçlar karşılaştırıldı. İstatistiksel değerlendirmede tek yönlü ANOVA testi ve Tukey HSD testi kullanıldı. $p < 0.05$ düzeyinde bulunan sonuçlar anlamlı kabul edildi. Üç grup için yanılma olasılığı göz önüne alındığında (0.05/3), $p < 0.01$ anlamlı olarak değerlendirildi.

Sonuçlar

Sıyırma testleri sırasında vidalarda kırılma oluşmadı. Özellikle A grubunu oluşturan "dübel" tipi vidaların bazılarında, uygulanan sıyırma testi kuvvetleri sonucu açılan kanatların kısmen kapandığı, ancak kırılmadıkları görüldü. Bu kapanma oranı, uç kısımları üç parça halinde açılan tasarımlarda daha azdı.

Her gruba uygulanan sıyırma testlerinin sonuçları Tablo 1 ve 2'de verilmiştir. Şekil 3a, 3b ve 3c'de sırasıyla A (A-2), B (B-1) ve C (C-1) grubundaki vidalara uygulanan sıyırma testlerinin grafikleri görülmektedir. B grubunu oluşturan, vida dişleri açılmış iç-arka bölümünden vida milinin ilerletilmesiyle uç kısmı açılan gruptaki sıyırma kuvvetlerinin diğer iki



Şekil 2. Vertebraların tespitinde kullanılan mengene sistemi ve vidaları tutmakta kullandığımız adaptör.

gruptan anlamlı derecede fazla olduğu görüldü ($p < 0.05$). A grubunu oluşturan ve içteki bölümün geriye çekilmesiyle uç kısımları açılan vidalardaki sıyırma kuvveti C grubunu oluşturan CD tipi vidalara göre daha fazla bulundu ($p < 0.05$).

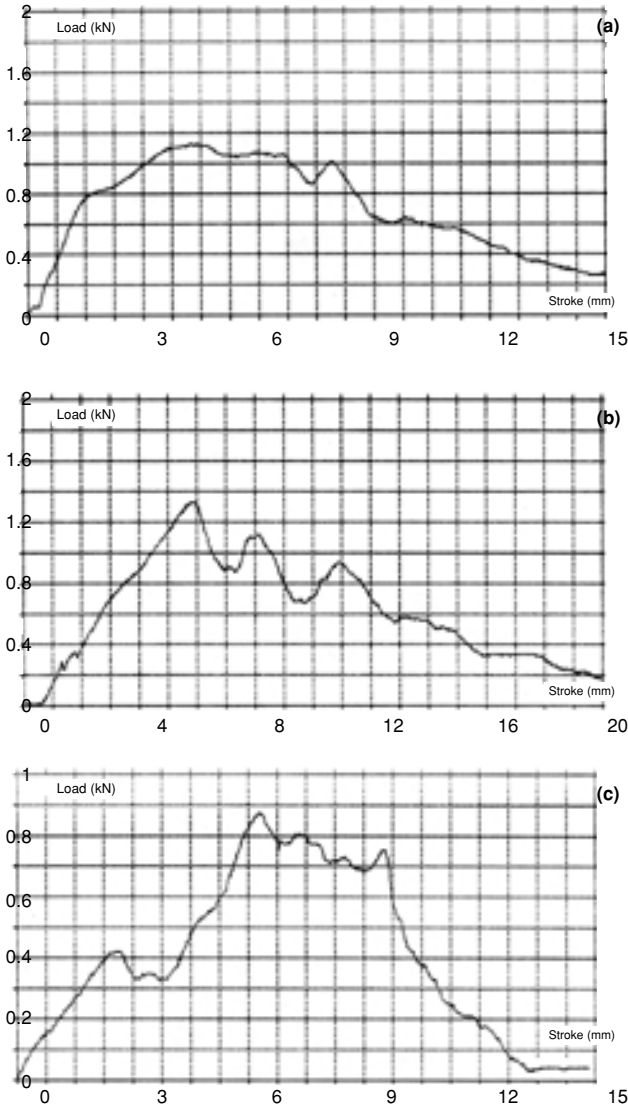
Tek yönlü ANOVA testine göre gruplararası $F = 18.610$, anlamlılık 0.000 ileri derecede bulundu. Tukey HSD testi ile anlamlılık yorumlandı ve anlamlılık değerleri A ve B grupları arasında 0.046, A ve C

Tablo 1. A, B ve C grubunu oluşturan 22 vidanın sıyırma kuvvetleri değerleri (Newton)

| Vida sayıları | A | B | C |
|---------------|------|------|------|
| 1 | 980 | 1340 | 875 |
| 2 | 1125 | 1095 | 900 |
| 3 | 1250 | 1295 | 980 |
| 4 | 1175 | 1240 | 975 |
| 5 | 1205 | 1205 | 1005 |
| 6 | 1020 | 1195 | 985 |
| 7 | 1115 | 1300 | 1095 |
| 8 | | | 1015 |

Tablo 2. A, B ve C gruplarındaki vidaların ortalama sıyırma kuvvetlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

| Grup | Ortalama değer ± standart sapma | %95 güvenirlilik aralığı | Yayılma genişliği |
|-----------------|---------------------------------|--------------------------|-------------------|
| A (n=7) | 1124.2857 ± 97.1866 | 1034.4031 - 1214.16 | 270 |
| B (n=7) | 1238.5714 ± 82.5487 | 1162.2266 - 1314.9162 | 245 |
| C (n=8) | 978.7500 ± 68.1778 | 921.7519 - 1035.7481 | 220 |
| Ortalama (n=22) | 1107.7273 ± 135.3894 | | 465 |



Şekil 3. (a) A-2 (1125 Newton), (b) B-1 (1340 Newton) ve (c) C-1 (875 Newton) vidalarına uyguladığımız sıyırma testlerinin grafikleri.

grupları arasında 0.008, B ve C grupları arasında 0.000 bulundu (anlamlılık düzeyi $p < 0.05$). Yanılma olasılığı 0.01 (0.05/3 grup) göz önüne alındığında B ve C ile A ve C grupları arasındaki farklar anlamlı ($p < 0.01$) bulunurken, A ve B grupları arasındaki fark anlamlı bulunmadı ($p > 0.01$).

Tartışma

İnsan vertebrasına anatomik, fiziksel ve mekanik benzerlikleri olan dana vertebraları genç insaninkine benzer eşdeğer mineral dansiteye sahiptir.^[15,16,18] Ancak çalışmalar için genellikle yaşlı ve osteoporotik insan kadavra vertebraları kullanılmaktadır.^[4-6,8,11-17] Bu da in-

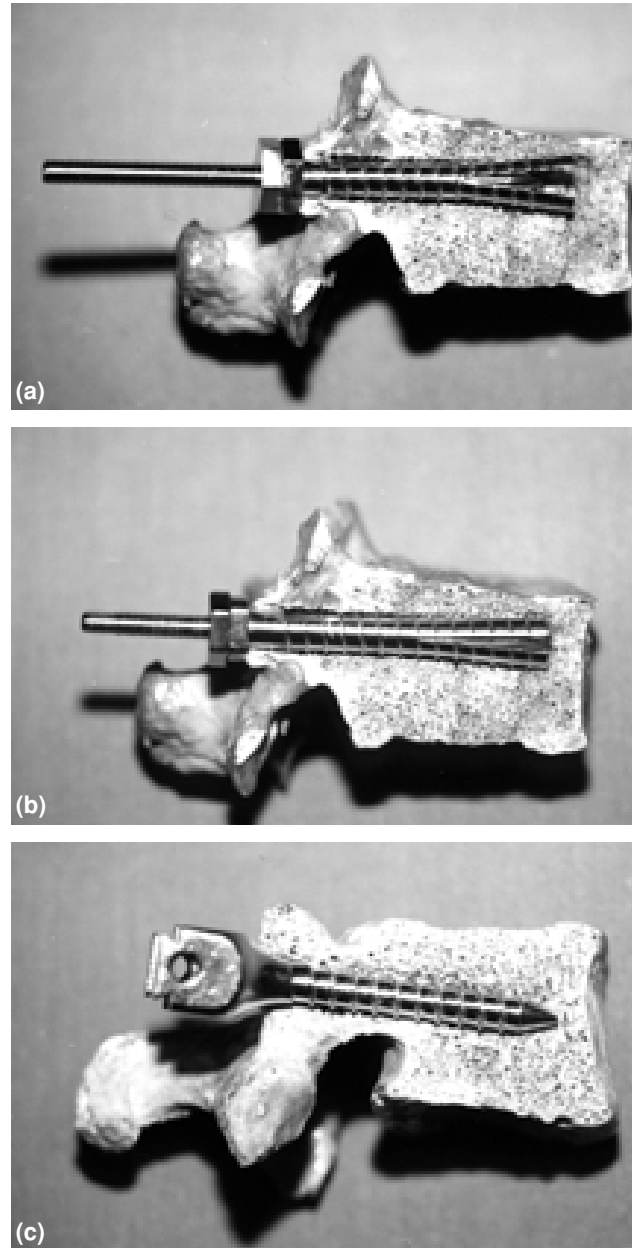
san ve dana vertebralarıyla yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçların birbirleriyle kıyaslanmasını bazen zorlaştırabilmektedir.^[15] Çalışmamızda diğer araştırmacılar gibi,^[9,18] ülkemiz şartlarında kolay elde edilebilirliği nedeniyle dana lomber vertebralarını kullandık.

Spinal cerrahide giderek yaygınlaşan pediküler vida uygulamaları, plak ve çubuklarla kombine edilerek çeşitli sistemler geliştirilmiştir.^[3,9,14,16,17] Bu sistemlerin başarısı, yeterli füzyon gelişinceye kadar, uygulanan pediküler vidanın pedikül ve vertebra cismi içindeki kemik yapıya tutunma özelliği ile ilgilidir.^[14,17] Ancak çeşitli faktörler pediküler vidanın kemik yapı içindeki tutulumunu etkiler. Bunlar, uygulama yeri,^[16] uygulama yerinin hazırlanması,^[7,9,16,18] uygulama kuvveti,^[1,8] uygulama derinliği,^[10,17,19,20] vida çapı,^[2,6,9,10,16-18,20] vida şekli (diş derinliği, diş yaygınlığı, vida adımı ve ucunun şekli),^[2,8,16-18] pedikülün yapısal özellikleri,^[4,16] yaşla ilgili kemik kaybı (osteoporoz),^[4,6,8,11-13,17] kemik mineral dansitesi,^[4,6,11,13] pedikülün bölgesel eşdeğer mineral dansitesi^[1,4,15] şeklinde sıralanabilir.

Vida çapının, uygulama derinliğinin, vida-kemik yapı arasındaki uyumun ve çevre kemik dokusunun stabilite üzerinde etkilerini araştıran birçok çalışma vardır. Zindrick ve ark.^[17] 4.5 mm kortikal ve 6.5 mm'lik tümü yivli spongioz vidalarla yaptıkları deneysel çalışmada, vertebra cisminin %50 derinliğine ve vertebra anterior korteksine kadar (korteksi geçmeyen) gönderdikleri vidaların stabilitesinde anlamlı fark olmadığını; her iki vida tipinde, korteksi geçenlerde, korteksi geçmeyenlere oranla anlamlı derecede kuvvetli yapı saptadıklarını; kortekse kadar gönderilen spongioz vidanın, kortikal vidaya oranla vertebra cismindeki spongioz kemik içinde daha iyi tutunum sağladığını; korteksi geçen büyük çaplı vida kullanıldığında sıyırma kuvvetlerinin %32 arttığını bildirmişlerdir. Brantley ve ark.^[10] yüksek dansiteli kemiklerde uzun vida kullanılmasıyla beraber vidanın pedikülün %70 veya daha fazlasının doldurması durumunda ya da büyük çaplı vida ile beraber %80 veya daha fazla derinliğe ulaşacak vida kullanılması durumunda stabilitenin artacağını; L3, L4 ve L5 seviyelerinde (pedikül çapları giderek arttığından) kullanılan 7 mm'lik vidaların pedikülün %70'den daha azını dolduracağını; osteoporotik kemiklerde ise büyük çaplı vida kullanmanın fiksasyon üzerinde artırıcı rol oynamadığını; çok büyük çaplı pediküler vidaların pedikülün kortikal duvarında kırık ve sinir kö-

künde yaralanma riski oluşturabileceklerini belirtmişlerdir. Myers ve ark.,^[1] Kwok ve ark.^[8] ile Sell ve ark.^[14] farklı vida çaplarıyla yaptıkları biyomekanik çalışmalarda ise, vida tipleri arasında sıyırma testi kuvvetleri açısından anlamlı fark saptamadıklarını bildirmişlerdir. Krag ve ark.,^[19,20] daha derin yerleşimli uzun vidaların sadece vida aksı boyunca sıyırma kuvvetlerine değil, aynı zamanda torsiyonel ve fleksiyon kuvvetlerine karşı da daha dirençli olduklarını; ancak daha derin yerleşimli vidaların vertebra cisminin anterior korteksini delerek ana nörovasküler yapılar da hasar oluşturabileceğini göstermişlerdir. Bu çalışmaların hepsinde insan kadavra vertebra kullanmasına karşılık, bildirilen farklı sonuçlar, kullanılan kadvraların yaşlılık derecelerine, vertebralardaki osteoporoz oranına, vertebraların elde ediliş ve saklanması şekillerine bağlı olabilir. Dana lomber vertebralarında kullandığımız A ve B grubu vidaların dış çapları 6.5 mm, C grubunu oluşturan CD tipi vidanın dış çapı ise 6 mm idi ve vida uzunluğunca vida dişleri açılmıştı. Her üç gruptaki vidayı vertebra'nın ön korteksini delmeyecek şekilde derin olarak uyguladık. Sıyırma testleri sonrası sıyırma kuvveti yönünden grupları değerlendirdiğimizde, B grubunu oluşturan künt uçlu vidaların ortalama 1238.57 Newton'luk (N) kuvvetle en fazla sıyırma kuvveti gösterdikleri, bunu sırasıyla A (ort. 1124.28 N) ve C (ort. 978.75 N) grubu vidaların izlediği belirlendi. Sonuçlarımızı değerlendirdiğimizde, tek yönlü ANOVA testine göre gruplar arası anlamlılık ileri derecede (0.000) idi (anlamlılık düzeyi $p < 0.05$). Tukey-HSD testiyle anlamlılık yorumlandığında, özellikle B grubunu oluşturan künt uçlu vidaların, C grubunu oluşturan CD vidalarına göre anlamlı oranda (0.000) yüksek sıyırma kuvvetine sahip oldukları belirlendi. A ve C grubunu oluşturan vidalar arasında da benzer anlamlılık oranları saptandı (0.008). Buna karşılık, A ve B grubunu oluşturan, uç kısımları açılan "dübel" tipi vidalar arasındaki sıyırma kuvveti oranları 0.046 bulundu. Yanılma olasılığı (0.05/3 grup) 0.01 göz önüne alındığında, $p > 0.01$ olduğu için bu fark anlamlı olarak kabul edilmedi. İnşaat ve yapı sektöründe yatay veya dikey, farklı eğimlerde ve arkası yeterli dolulukta olmayan zeminlerde dahi yaygın ve etkili kullanım alanı bulan "dübel" vida uygulamasında esas, dübelin uç kısmının çeşitli uygulamalarla genişletilerek çevre yapıya tutunma esasına dayanmaktadır. Bu metal vidalardan esinlenerek tasarımını oluşturduğumuz "dübel"

tipi vidaların, uç kısımlarının uygulama sonrası açılmasıyla çevre kemik dokuda sıkışma sağlayarak, özellikle vidaya gelen sıyırma kuvvetlerine karşı direnç artışı sağlayacağı düşüncesindeyiz. A ve B grubundaki vidaların, ucu konik CD vidasından daha yüksek sıyırma kuvvetleri göstermeleri düşüncemizi doğrulamaktadır. Şekil 4a, 4b ve 4c'de sırasıyla A, B ve C grubunu oluşturan örnek vidaların kurutulmuş insan vertebra'sındaki temsili uygulamaları görülmektedir.



Şekil 4. (a) A, (b) B ve (c) C gruplarındaki vidaların kurutulmuş insan vertebra'sındaki temsili uygulamaları.

Skinner ve ark.^[2] 6.5 mm'lik Steffee vidası, 6 mm'lik Howmedica eksternal fiksator vidası, 5 mm'lik AO Shantz vidası ve 3.5 mm'lik Roy-Camille pediküler vidalarını karşılaştırmışlar ve Steffee vidasının en yüksek sıyırma kuvveti değerlerine sahip olduğunu, bunu sırasıyla AO, Howmedica ve Roy-Camille vidalarının izlediğini; sıyırma kuvvetlerinin, vida adımı 2.82 mm olan 6.5 mm çaplı Steffee vidalarında, vida adımı 1.26 mm olan 3.5 mm'lik Roy-Camille vidalarına oranla belirgin oranda fazla olduğunu; AO ve Howmedica vidalarının en büyük gövde çapına sahip olduklarını (3.75 mm ve 4.29 mm), gövde çapının yiv çapına oranının %75 olduğunu ve böylece artmış gövde çapının bükülme kuvvetleri uygulandığında kırılma olasılığını azalttığını bildirmişlerdir. Kemik-vida temas bölgesine sadece aksiyel kuvvetler değil, aynı zamanda torsiyon ve bending kuvvetleri de etkili olur.^[5,17] Diş derinliği artmasına bağlı olarak gövde çapı küçüleceği için, torsiyonel ve bending kuvvetlerinin etkisiyle vidada kırılmalar olabilir. Çalışmamızda A ve B grubunu oluşturan vidaların sıyırma testi kuvvetleri yeterli görünmesine karşın, hareketli olan ve 4 mm çapındaki içteki vida milinin torsiyonel ve bending kuvvetlerine karşı dayanıklılığını belirlemek için ilave biyomekanik çalışmalar yapılması gerektiğine inanıyor ve planlıyoruz.

Sıyırma kuvvetini etkileyen bir diğer faktör giriş yerinin hazırlanmasıdır. George ve ark.^[7] vida yerinin hazırlanmasında dril ve kılavuz kullanarak yaptıkları çalışmada her iki yöntemin sıyırma kuvvetleri arasında anlamlı fark bulunmadığını; ancak hazırlık sırasında pedikülün korteksinin kırılmasının pediküler vida fiksasyonunu zayıflatabileceğini bildirmişlerdir. Şar ve ark.^[18] ise vidanın geçeceği tünelin bir dril ile hazırlanmasının ve buraya tep yardımıyla diş açılmasının vidanın sıyırma gücünde anlamlı bir artış sağlayacağını belirtmektedirler. Çalışmamızda, her üç grupta da önce dril ile giriş deliğini açarak, uygun tep yardımıyla tüneli hazırladık. A ve B grubunu oluşturan, özellikle B grubundaki künt uçlu vidaların tep ile yol açılmadan ilerletilmesi teknik olarak mümkün değildir. Uygun tep ile yol açıldığında, özellikle pedikül içindeki spongioz kemik yapısının çevredeki kortiko spongioz bölümde sıkışma yaparak arzu edilen kemik-vida tutulumunun oluşacağına inanıyoruz. Uçları açılabilir "dübel" tipi vida kullanılması durumunda, bu sıkışmanın artarak sıyırma kuvvetiyle diğer kuvvetlere karşı daha fazla direnç göstereceğini düşünüyoruz.

Vida sıyırılmasına bağlı yetersizlik gelişmesi durumunda Zindrick ve ark.^[17] basınç altında uygulanan kemik çimentosunun, sıyırma kuvvetlerini iki misli artırdığını; Şar ve ark.^[18] ise sıyırılan vida yerine daha büyük çaplı vida uygulanmasının sement kullanımından daha üstün olduğunu belirtmişlerdir. Kemik çimentosunun, uygulandığı kemik bölgesinden çıkarak sinir yaralanmasına yol açabileceği de vurgulanmıştır.^[6,10,13,18] Bu nedenle, bazı yazarlar tarafından sıyırma kuvvetini %70 artırdığı saptanan, dışa ısı yaymayan, enjekte edilebilir ve biyolojik uyumlu karbon apatit spongioz kemik çimentosu önerilmiştir.^[13] Kemik çimentosunun olumsuz etkilerinden kaçınabilmek için, vida yerinde yetersizlik durumlarında da, (biyomekanik çalışmalarını henüz tamamlamadık), çapı artırılmış, uç kısmı açılabilir "dübel" tipi vidaların alternatif çözüm yolu olabileceğini düşünüyoruz.

Pediküler vida stabilitesini etkileyen bir diğer etken olarak kemiğin kendi yapısal özellikleri, özellikle de yaşlılıkla ilgili osteoporoz ile kemiğin mineral dansitesi ile bölgesel eşdeğer mineral dansitesi gösterilmiştir. Osteoporoz derecesi vida stabilitesinde önemli rol oynamaktadır.^[6,11,12,17] Osteoporoz derecesi arttıkça sıyırma kuvvetlerinin azaldığı bildirilmiştir.^[6,8] Bu olgularda sıyırma kuvvetini ve tespit gücünü artırmak için, osteoporozun ağırlık derecesine göre kemik çimentosu ile güçlendirme,^[4,6,16,17] biyolojik uyumlu çimento (propilen glukol fumarat, karbon apatit) kullanımı,^[13,16] pediküler vida sistemlerinin çengel^[4,11,12] veya trianguler sistemlerle^[4] beraber uygulanması önerilmiştir. Yaşlı ve osteoporotik hasta grubunda kullanılan sistem ve yöntemlere bağlı olarak gelişebilecek olası komplikasyonlar sonrası gerekecek başka ameliyat girişimlerinden kaçınmak için, ilk girişimde stabil yöntemlerin kullanılması gerektiğine inanıyoruz. Çalışmamızda kullanılan dana vertebralarının kemik yapısının osteoporotik vertebra ile aynı olmamasına rağmen, sıyırma kuvvetlerinin A ve özellikle B grubunu oluşturan vidalarda fazla olması nedeniyle, ileri derecede osteoporozu olmayan olgularda bu vidaların çengel ile birleştirilerek uygulanabileceği görüşündeyiz.

Sonuç

Pediküler vida stabilitesini etkileyen faktörler uygulanan yöntem, vidanın ve çevre kemik yapısının özelliklerine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Pediküler vida stabilitesini değerlendirmede sı-

tırma kuvvetlerinin önemi bilinmektedir. Ancak kemik-vida temas bölgesine medio-lateral veya kaudosefal yönde etki eden torsiyonel ve bending kuvvetlerinin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu çalışmamızda, uç kısımları açılabilir “dübel” tipi pediküller vidaların sıyırma kuvvetlerini CD vidası ile karşılaştırdık. Özellikle B grubunu oluşturan künt uçlu vidalarda daha fazla olmak üzere B ve A grubunu oluşturan vidalarda sıyırma kuvvetini istatistik olarak daha anlamlı bulduk. Ancak vidalarımızın bending ve torsiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılığını değerlendirmedik. Hareketli olan 4 mm çapındaki iç parçanın (vida milinin) torsiyonel ve bending kuvvetlere karşı dayanıklılığını belirlemek için ilave biyomekanik çalışmaların yapılması gerektiğine inanıyor ve planlıyoruz. Çalışmamızın sonuçlarına göre, uç kısımları açılabilir dış parçaların çevre kemik dokusunda sıkışma ve yeterli tutunum sağlayarak aksiyel kuvvetlere karşı yeterli direnç oluşturacağına inanıyoruz. Pedikül çapının giderek arttığı alt lomber vertebralarda vidalarımızın dış ve iç çaplarının orantılı olarak artırılmasının vidaların mekanik dayanıklılık gücünü artıracığı görüşündeyiz.

Teşekkür

Tasarımını oluşturduğumuz vidaların yapımının her aşamasında ilgi ve yardımlarını esirgemeyen Hipokrat Tıbbi Malzemeler İmalat ve Pazarlama A.Ş.'ye teşekkür ederiz.

Kaynaklar

1. 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.
2. 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.
3. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates. *Orthop Clin North Am* 1986;17:147-59.
4. 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;22:2504-9.
5. Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. *Spine* 1993;18:2438-43.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Yazar T, Korkusuz F, Yeni Y. Screw pull-out tests for the İbn-i Sina Transpedicular spinal instrument. *J Turkish Spinal Surg* 1994;5:88-93.
10. Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 1994;19:1752-8.
11. 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.
12. Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hirano T, Hara T, Washio T, et al. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. *Spine* 1997;22:958-62.
13. 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.
14. Sell P, Collins M, Dove J. Pedicle screws: axial pull-out strength in the lumbar spine. *Spine* 1988;13:1075-6.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Şar C, Kocaoğlu M, Kılıçoğlu Ö, Domaniç Ü, Hamzaoğlu A, Üçışık H. Transpediküler vida uygulamalarındaki farklı tekniklerin sıyırma kuvveti üzerine etkisi: Biomekanik çalışma. *Acta Orthop Traumatol Turc* 1996;30:175-8.
19. Krag MH, Van Hal ME, Beynnon BD. Placement of transpedicular vertebral screws close to anterior vertebral cortex. Description of methods. *Spine* 1989;14:879-83.
20. Krag MH, Weaver DL, Beynnon BD, Haugh LD. Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine* 1988;13:27-32.