

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
2. BEYİN VE SİNİR HASTALIKLARI CERRAHİSİ KLİNİĞİ

**KONİK VE SİLİNDİRİK PEDİKÜL VİDALARININ SİYİRMA
DİRENÇLERİ VE DİRENGENLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
BİYOMEKANİK ANALİZİ**

Dr.Ömer POLAT

Tez Danışmanı
Op.Dr.Ali Rıza GEZİCİ

Klinik Şefi: Doç.Dr.M.Fikret ERGÜNGÖR

2006

ÖNSÖZ

S.B. Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2.Beyin ve Sinir Hastalıkları Cerrahisi Kliniği'ndeki uzmanlık eğitimimde büyük emeği geçen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda destek ve yardımlarını gördüğüm değerli hocam Sayın Doç. Dr. M. Fikret ERGÜNGÖR başta olmak üzere, tezimin her aşamasında bana yardımcı olan tez danışmanım Sayın Op. Dr. Ali Rıza GEZİCİ' ye, kliniğimizin şef muavini ve uzman doktorlarına, asistan arkadaşlarıma, aynı hastanenin 1. Beyin ve Sinir Hastalıkları Cerrahisi Kliniği'ndeki tüm hocalarıma, uzman doktorları ve asistan arkadaşlarıma ,tüm klinik, yoğun bakım, ameliyathane hemşireleri ve personeline teşekkür ederim. Asistanlığım süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Anesteziyoloji kliniklerinin hocaları ve tüm çalışanlarına, hastanenin tüm kliniklerinde her kademedeki sağlık çalışanlarına, çalışmamızın istatistik aşamasında desteğini aldığım Uzm.Dr.Çağrı Temuçin'e teşekkür ederim.

Tez çalışmasının laboratuvar kısmında ve enstrüman temininde gösterdikleri çabadan ve destekten dolayı TASARIMMED – CEZMİ MEDİKAL ve MEDİKON ekibine, Biyomekanik Laboratuvarını açarak gerekli teknik bilgi ve yardımını esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Biyomekanik Laboratuvarı Bölüm Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Dr. ÖMER POLAT

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	2
MATERYAL VE METOD	16
BULGULAR	25
TARTIŞMA.....	32
SONUÇLAR.....	37
KAYNAKLAR.....	38

Amaç: Transpediküler enstrümantasyonda konik ve silindirik pedikül vidaları sık kullanılmaktadır. Vidaların mekanik performansı kemik-vida yüzeyinin biyomekanik özellikleri ve vidanın fiziksel yapısı ile ilişkilidir. Bu çalışmada, konik ve silindirik pedikül vidalarının biyomekanik açıdan farklarının olup olmadığının araştırılması amaçlandı.

Yöntem: İskelet maturasyonunu tamamlamış, 400-600 kg ağırlığında 24-32 haftalık danalardan elde edilmiş taze lomber vertebralar kullanıldı. Toplam 24 vertebranın her iki pedikülüne (48 pedikül) vida yerleştirilerek biyomekanik testler uygulandı. Vidaların maksimum giriş tork değerleri analog tork metre kullanılarak kaydedildi. Rijid tespitin sağlanması için polimetilmetakrilat içeren metal kutuların içerisine gömülü vertebradaki pedikül vidaları mekanik test makinasına bağlanarak sıyrma direnci ölçüldü.

Bulgular: Konik vidaların sıyrma dirençlerinin ve direngenliklerinin ilk atım ve tekrarlayan atımlarda silindirik vidalara göre yüksek olduğu, ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0.05$). Maksimum giriş tork değeri ise konik vidalarda silindirik vidalara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek idi ($p=0.04$). Vidaların 180° ve 360° geri çekimli sıyrma direnci ve direngenlik verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0.05$).

Sonuç: Konik vidaların silindirik vidalara göre daha dirençli tutunma verilerine sahip olmalarının yanı sıra, aynı delikten yapılan çoklu vida atımlarında ya da geri çekilme işlemi sonucunda vidalar arasında sıyrılma verileri açısından belirgin bir fark izlenmemiş olması, konik vidaların gelecekte daha sık kullanılacaklarını düşündürmektedir.

Anahtar kelimeler: Transpediküler fiksasyon, Konik vida, Silindirik vida, Biyomekanik Analiz,

A Comparative Biomechanical Analysis of Pull-out Resistance and Stiffness of Conical and Cylindrical Pedicle Screws

Aim (Background): Conical and cylindrical pedicle screws are frequently used in transpedicular instrumentation. The mechanical performance of screws is associated with the biomechanical properties of the bone–screw surface and the physical structure of the screw. The purpose of this study was to investigate whether conical and cylindrical pedicle screws differ in their biomechanical properties.

Materials and Methods: Fresh lumbar vertebrae were obtained from 24–32-week-old calves that completed skeletal maturation and weighed 400–600 kg. Screws were placed on both pedicles (48 pedicles) of total 24 vertebrae, and biomechanical tests were performed. The maximum input torque values of the screws were recorded using an analog torque meter. Pull-out resistance was measured by attaching pedicle screws in the vertebra. The vertebral pedicle screws were embedded into metal boxes containing polymethyl-methacrylate to provide rigid fixation to a mechanical tester.

Results: Pull-out resistance and stiffness were higher in conical screws than in cylindrical screws in the first and repetitive insertions; however, the difference was not statistically significant ($p>0.05$). The maximum input torque was significantly higher ($p=0.04$) in conical screws than in cylindrical screws. No significant difference ($p>0.05$) was observed between pull-out resistance and stiffness values of the screws with 180° and 360° back-outs.

Conclusion: Conical screws had more resistant fixation data than cylindrical screws, and there was no significant difference between the screws in terms of pull-out resistance data due to multiple screw insertions performed from the same hole or due to the back-out procedure; this indicates that conical screws are likely be used more frequently in the future.

Keywords: Transpedicular fixation, conical screw, cylindrical screw, biomechanical analysis

GİRİŞ

Transpediküler enstrumantasyon füzyon için en sık kullanılan ve geniş bir biçimde kabul gören bir cerrahi tekniktir. Pedikül vidalarının mekanik performansı vidanın fizik ve kemik-vida yüzeyinin biyomekanik özelliklerine bağlıdır. Kemiğin vidayı kavramasının büyüklük ve kalitesi vida oriyantasyonuna, kemik mineral dansitesine, cerrahi teknik ve vidanın uyumuna bağlı olduğu kadar, vida uzunluğuna, yiv yüksekliğine ve vida şaftının tasarım ve çapına da bağlıdır .

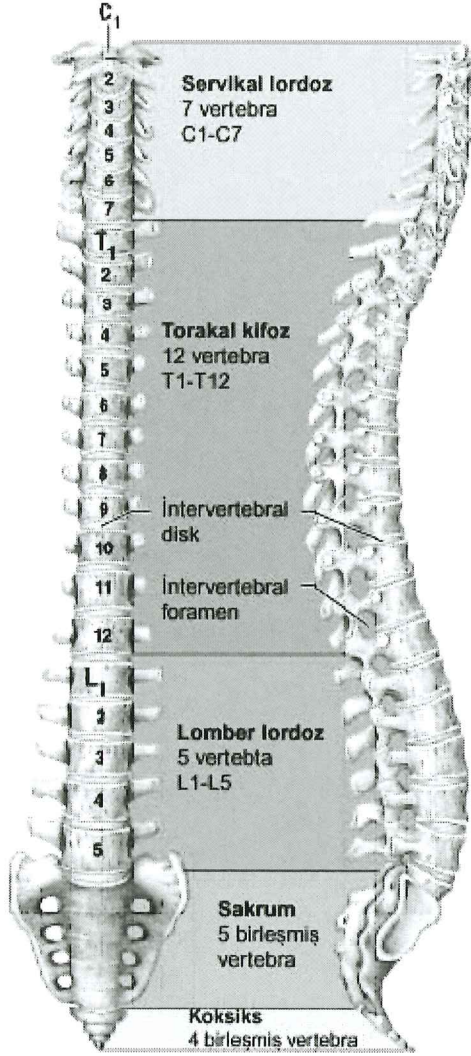
Günümüzde en sık görülen sistem yetmezliği vida kırılması ve bükülmesidir . Pedikül vidası kırıldığında bu kırılma sıklıkla vida-şaft bileşkesinin biraz distalinde vidanın interpedinküler kısmında olmaktadır. Konik vidalar bu risk bölgesindeki kırılma-bükülme olasılığının azaltma ve vida gönderme sıklılığını artırma amaçları için üretilmişlerdir.

Nöroşirurji pratiğinde yaygın olarak kullanılan lomber pediküler vida fiksasyon operasyonlarında sıklıkla konik yada silindirik vidalar kullanılmaktadır. Biz bu çalışmamızda oluşturduğumuz dört biyomekanik test modelinde silindirik ve konik vidaların birbirlerine olabilecek avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırmayı amaçladık.

Çalışmamamızda halen yaygın olarak kullanılan ve farklı iki firmaya ait benzer boyutlardaki titanium konik/silindirik vidalar, dana vertebraı kullanılarak bir dizi aksiyel sıyrma testine tabi tutularak vidalar arasında anlamlı fark olup olmadığını değerlendirdik.

GENEL BİLGİLER

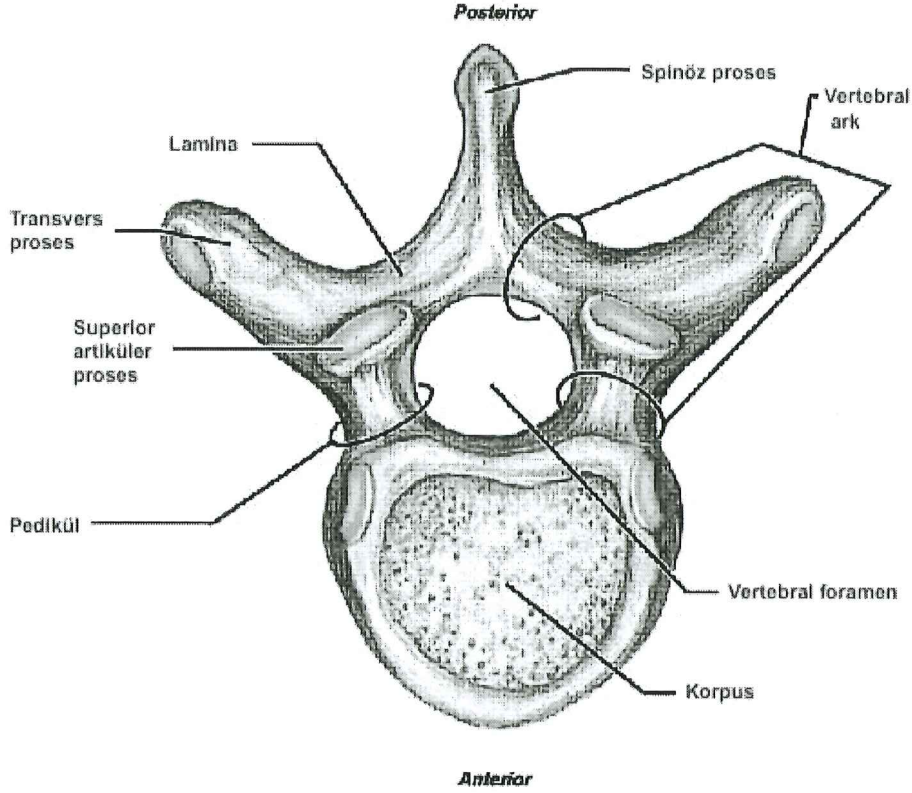
İnsan omurgası 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 1 sakral (5 sakral vertebra birleşerek) 1 koksigeal (3-4 koksigeal vertebra birleşerek), olmak üzere 33 adet vertebradan oluşur (Şekil 1).



Şekil 1. Vertebral kolon

Vertebraların bulunduğu bölgeye göre şekil ve büyüklüğü değişmektedir. Önde korpusu, arkada arkusu yer alan vertebraların korpusundan posteriora doğru uzanan kollara pedikül adı verilir. Pediküller arkaya doğru ilerledikçe yassılaşır ve genişler. Pediküllerin bu kısmına lamina adı verilir. Korpus, pedikül ve lamina birlikte bir forameni çevreler ki buna “foramen vertebrale” denir. Eklem yapmış kolumna vertebralisde foramen vertebralelerin üst üste binmesi ile oluşan kanala “kanalis

vertebralis” adı verilmektedir. Bu kanal içerisinde medulla spinalis, zarlar ve spinal sinir kökleri yer alır. Lamina ile pedikülün birleştiği yerde üç çift çıkıntı yer alır. Bunlara, prosesus artikularis superior, prosesus artikularis inferior ve prosesus transversus denir. Orta hatta iki laminanın birleştiği yerde arkaya doğru uzanan tek çıkıntıya ise prosesus spinosus adı verilir (Şekil 2).



Şekil 2. Torakal-lomber vertebra

Vertebralar, içte trabeküler yapıya sahip olup, dışta kompakt bir kemik tabakası ile örtülüdür. Kompakt kemik vertebraların korpuslarında ince, arkuslarında ve prosesuslarında daha kalın olarak yer alır. Trabeküler kemik içerisinde, kırmızı kemik iliği ve bazı vertebral venler için 2 adet ventrodorsal uzanan kanallar yer alır. (1)

TORAKOLOMBER ANATOMİ

Torakal vertebra

Sayıları 12 adet olup, yukarıdan aşağıya inildikçe hem derinliği hem de genişliği artan vertebralarda, yük artımına bağlı vertebra boyutları büyür. Korpusların yan tarafında yarım ay şeklinde iki adet fovea kostalis superior ve inferior adı verilen ve kostalarla eklem yapan yarım eklem yüzleri bulunur.

Torakal vertebraların prosesus transversuslarında fovea kostalis transversi adlı eklem yüzleri, kosta tüberkülündeki eklem yüzü ile eklem yapar. Eklem yapmış kolumna vertebraliste üstte yer alan vertebranın fovea kostalis inferioru ile alt vertebranın fovea kostalis superioru ve aradaki diskus intervertebralis birlikte kostalarla eklem yapmak üzere tam bir eklem yüzü oluşturur. Foramen vertebraleler küçük ve yuvarlak pediküller incedir. Prosesus spinosuslar üst üste yatacak şekilde arkaya ve aşağıya doğru uzanır. Alt torakal vertebralar aşağıya indikçe lomber vertebra özellikleri kazanırlar.

Lomber vertebra

Sayıları 5 adet olup, büyük olmaları, gövdelerinin yan taraflarında eklem yapacak eklem yüzleri ve foramen transversariumlarının bulunmayışı ile diğer vertebralardan ayrılırlar. Prosesus spinosusları kısa ve kalındır. Üçgen şeklinde olan foramen vertebraleleri torakal vertebralara göre daha geniş, servikal vertebralara göre daha dardır. Beşinci lomber vertebra diğer lomber vertebralardan daha geniş ve hacimlidir. Korpusu geniş ve önde oldukça derindir. Derin olması sakrovertebral açının oluşmasına yardımcı olur. Bazen bu vertebra sakrum ile kaynaşır, buna L5 sakralizasyonu denir.

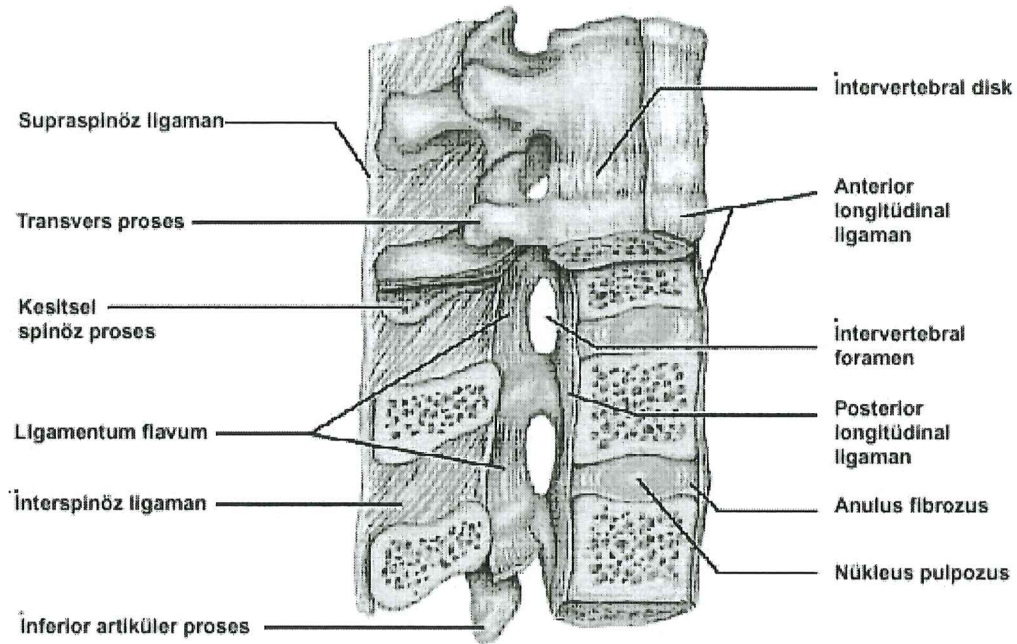
Lomber vertebraların prosesus transversuslarının tabanında prosesus accessorius adı verilen bir çıkıntı vardır. Bu çıkıntıya m. multifidus ve m. intertransversa yapışır. Prosesus transversusların ucunda bulunan prosesus mamillaris m. intertransversa yapışır. Lomber vertebraların korpuslarının ön ve arka yüzlerine anterior ve posterior longitudinal ligamanlar bağlanır. Ön yüze anterior longitudinal ligamanın yapışma yerlerinin yan tarafına diyafragmanın krusları, posterolateral olarak da m. psoas major yapışır.

Yapılan çalışmalarda interpedinküler mesafeyi vertebra korpus kalınlığı ile oranlandığında ırksal olarak değişmekle birlikte sabit olduğu gösterilmiştir.

İntervertebral Disk

Amfiartrodiyal eklem yapısında olan intervertebral diskler, ikinci servikal omurgadan birinci sakral omurgaya kadar omurga korpuslarını ardışık olarak birbirine bağlar (Şekil 3). İnsanda 23 adet intervertebral disk bulunur. Omurga kolonuna binen yüklerin emilip dağıtılmasını ve omurganın düzgün olarak hareket etmesini sağlayan fibrokartilaj bir yapıdır (2).

Diskus intervertebralislerin üst ve alt yüzeyini hyalin kıkırdak kaplar. Dış kısımları vaskülerdir ve çevre damarlardan beslenir. Ancak iç kısmı yani nukleus pulpozus avaskülerdir ve trabeküler kemikten difüzyon yoluyla beslenir (3). Nukleus pulpozus jel kıvamında, etraftaki anulus fibrous ise periferde daha vertikal merkeze doğru ise oblik seyreden kollojen fibrillerden oluşur. Yüklenmeler ile oluşan hidrostatik basınç, nukleus pulpozus tarafından anulusun her tarafına radyal bir şekilde eşit olarak iletilir. Diskin bu yapısı sayesinde fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve translasyon hareketleri olur. İki vertebra arasında çok az olan bu hareketler aynı anda bir çok vertebra'nın katılımıyla büyük boyutlara ulaşmaktadır. Nukleus pulpozusun arasında bulunduğu omurgaların yüzeyleri mikroporöz bir kıkırdak ile kaplıdır. Bu kıkırdak porlu yapısı sayesinde suya geçirgendir. Ayakta iken aksiyel yüklenme ile nukleusun jelatinöz matriksinden bu kıkırdağa su geçer. Gün boyunca devam eden yüklenmeler sebebiyle gün sonunda nukleus belirgin bir şekilde küçülür (4).



Şekil 3. İntervertebral eklem ve bağlar, enine kesit.

Faset Eklemleri

Vertebralarn prosessus artikularis superior ve inferiorları arasındaki eklemlerdir. İnce kapsülü sayesinde omurgaya değişik seviyelerde farklı hareket serbestliği sağlar. Servikal seviyelerde, torakal ve lomber seviyelere göre daha uzun ve gevşektir. Faset eklemleri en çok vertebra makaslama kuvvetlerine direnir. Bu şekilde

vertebranın hareketlerini düzenleme ve stabilite de kritik role sahiptir. Servikal ve torakal bölgede fasetlerin koronal bir yönelimi vardır. Bu nedenle torakal bölgede faset eklemleri rotasyon kuvvetlerine fazla direnç gösteremezler. Bu yük kostalar tarafından karşılanmaya çalışılır. Lomber bölgede ise faset eklemleri sagittal plandadır (5,6).

Pediküller

Oval şekilli ve spongiyoz bir nüveyi çevreleyen kalın kortikal kemiklerin oluşturduğu tübüler yapılardır. Superior ve inferior fasetler, lamina, transfers çıkıntı ve vertebral cisimlerin birleşim yeridir. Dorsal spinal elemanlarla vertebra cismi arasında güçlü anatomik bir köprüdür. Çok güçlü bir kortikal kabuğu vardır. Pedikülün en dar yeri transvers genişliğidir. Pedikülün transvers genişliği servikalde ortalama 6,1mm, T10'da 6,3mm, T12'de 7,1mm, L1'de 8,7mm, L3'de 10,3mm, L5'de 18mm'dir. Sagittal genişlik de düzeylere göre farklılık gösterir. C7 düzeyinde ortalama 7mm, T3'de 12mm, T12'de 17mm, L1'de 15mm'dir. Pedikülün transvers açısı servikalden torakolomber bölgeye doğru gidildikçe azalır, lomber bölgede ise artar. Lomber bölgede daha mediale açılma eğilimi vardır. Kaudale doğru her mesafe başına yaklaşık 5° olacak şekilde daha mediale yönelirler. L5 ve S1 vertebralarda pediküller 25° ve 30° mediale yönlendirilmiş bir açı ile vertebra cismine bağlanmışlardır. Pedikül etrafındaki nöral dokularla yakın komşuluk halindedir. Sinir kökü pedikülün medial ve inferiorundan seyirle intervertebral foramenden spinal kanalı terk eder. Tekal kese de aynı şekilde pedikül ile yakın komşuluk halindedir (7,8,9).

Spinal Kaslar

Spinal kaslar omurga stabilitesine önemli katkısı olan diğer spinal elemanlardır. Anterior ve posteriorda amdominal ve paravertebral kaslar yer alır. Omurganın dorsal yüzeyinde bulunan erektör spina kas kolonu üç tabakadan oluşmaktadır. İliokostal kas kolonu en lateralde bulunur ve iliak krista ve kotlar arasında uzanır. Longissimus kası orta kolonu oluşturur. Bu kas grubu vertebraların transvers çıkıntıları arasında bulunur. En medialde yer alan spinal kas grubu ise spinöz çıkıntılara tutunur. Posterior paraspinal kaslar (erektör spina kas grubu) vertebral kolon ekstansiyonunu ve bir tarafa eğilmesini sağlar. Bu kas grubu ayrıca hem ventralde hem dorsalde bulunan fasya tabakası ile çevrilidir. Dorsal tabaka torakolomber fasyayı içerir. Bu fasya torakal bölgede ince, lomber bölgede ise kalındır. Lateralde fasya transvers abdominus kası aponörozu ile

birleşir. Omurgaya destek veren diğer önemli kaslar psoas ve rektus abdominis kaslarıdır. Bu kaslar ise omurgaya fleksiyon hareketi yaptırırlar (8,9,10).

Spinal Ligamanlar

1. Anterior longitudinal ligaman: Atlasın tuberkulum anterioru ile sakrum arasında uzanan, bant şeklinde, yukarı seviyelerden aşağıya inildikçe genişleyen bir ligamandır. Seyri esnasında vertebra korpuslarının ön kenarına ve diskus intervertebralislere sıkıca yapışır. Kolumna vertebralisin hiperkestansiyonuna engel olan bu ligaman torakal bölgede en kalındır (Şekil 3).
2. Posterior longitudinal ligaman: Vertebra korpuslarının arkasında, kanalis vertebralis içinde, aksis ve sakrum arasında uzanır. Kenarları özellikle torakal ve lomber yanlara doğru açılarak diskus intervertebralisin anüler liflerine karışır. Kolumna vertebralisin hiperfleksiyonunu önleyen bu ligaman üst seviyelerde geniş olup aşağı inildikçe daralır.
3. Ligamentum flavum: İki komşu vertebra laminaı arasında, üstteki vertebra laminaının anterior-inferior kenarı ile alttaki vertebra laminaının posterior-superior kenarı arasında uzanır. Orta hattında internal ve eksternal venöz pleksusların geçişini sağlayan delikler yer alır. Servikalden lomber seviyelere inildikçe kalınlığı artar.
4. Ligamentum supraspinale: Yedinci servikal vertebradan sakruma kadar prosessus spinozuslar arasında uzanır. Yukarda ligamentum nukhae, önde interspinal ligamanlarla devam eder. Yukarı seviyelerden aşağıya inildikçe kalınlığı artar.
5. Ligamentum interspinale: İki vertebranın birbirine bakan prosessus spinozusları arasındaki boşluğu dolduran ligamanlardır.
6. Ligamentum intertransversarii: Komşu iki prosessus transversuslar arasını doldurur. Lomber bölgede filamentöz yapıda olup, torakal bölgede belirgin yoğun bantlar oluşturur (8,9,10,11).

Omuriliğin kanlanması

Aortadan çıkan bir radiküler arter pek çok seviyede sinir köküne eşlik etmesine rağmen bunlar omuriliğine çok az akım sağlarlar. Anterior omuriliğe major kan akımını

aortadan çıkan sağı sollu 6-8 adet radiküler arter sağlar. İki taraflı posterior spinal arterler anterior arterlerden daha az tanımlanmıştır ve 10-12 adet radiküler daldan beslenir. Orta torasik bölge zayıf bir vasküler beslenmeye sahiptir. Bu nedenle “sınır bölge” olarak tanımlanmıştır. Cerrahi uygulamalarda bu bölgenin kanlanmasının bozulmamasına özen gösterilmelidir (8,12). Adamkiewicz Arteri (arteria radikularis magna) T8’den konusa kadar olan omuriliğin beslenmesini sağlar.

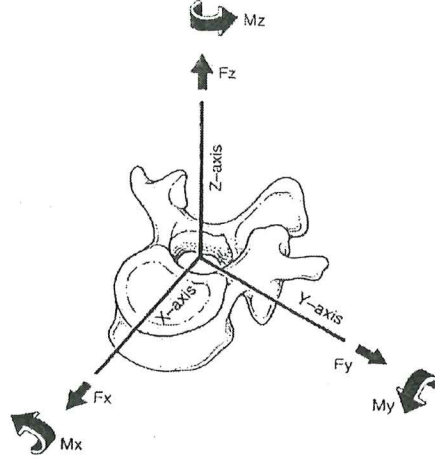
Omuriliğin venöz drenajı Batson pleksusuna olur. Batson pleksusu venleri direkt olarak azygos ve vena kava sistemleri ile bağlantılıdır. Batson pleksusunu 3 ana venöz sistem oluşturur. Ekstradural vertebral venler, ekstravertebral venöz pleksus ve spinal kanalın kemik elemanlarını drene eden venler. Venöz sistemdeki zengin anastomozlar sayesinde cerrahi sırasında ve sonrasında bu bölgede venöz yetmezlik olması riski çok düşüktür (13).

OMURGA BİYOMEKANİĞİ- ENSTRUMENTASYON BİYOMEKANİĞİ

Kas iskelet sistemi çok karmaşık olmasına karşın mekaniğin temel yasalarına uyar. **Biyomekanik**, canlı bir sistem içindeki organlara uygulanan güçlerin ve deformasyonların değerlendirilmesi için fizik bilimi ve mekanik mühendisliğin bir kombinasyonudur. Omurga biyomekaniği değişik mekanik ve visko-elastik özellikleri olan kompozit materyallerden oluşan kompleks bir organın incelenmesidir. Özellikle spinal mekanik; vertebra, disk, kaslar ve ligamanlar gibi dokulara kuvvet uygulandığında veya bir moment yaratıldığında oluşan hareket ve deformasyon üzerinde yoğunlaşır. Spinal cerrahide kırık füzyonunda kullanılan implantların tasarım ve geliştirilmesinde biyomekanik çalışmalar oldukça önemli bir yer tutmaktadır (14,15).

Omurga yaralanmalarında biyomekanik; tedavi yöntemlerinin ve stabilizasyon amaçlı protezlerin seçimi ve iyileştirme üzerine etkilerinin değerlendirilmesi nedeniyle önem kazanmıştır (14).

Omurga çok farklı yön, doğrultu ve büyüklükte kuvvet ve kuvvet çiftlerinin etkisinde kalarak hareket eder. Bu hareketlerin daha iyi anlaşılması için omurga standart bir kartezyen koordinat sistemine aktarılmıştır (16) (Şekil 1).



Şekil 4.Kartezyen koordinat sistemi

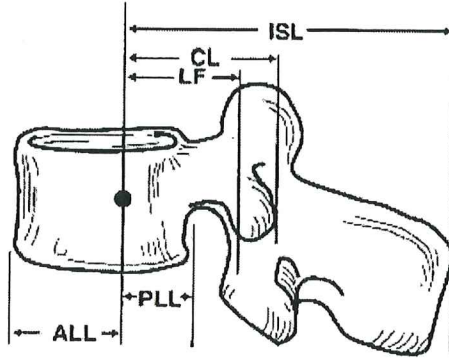
Bu istemde x, y, z eksenleri üzerinde omurgada rotasyon ve translasyon hareketleri oluşur. Böylece her bir eksende iki tane olmak üzere altı serbest hareket meydana gelir ki, eksenlerin aksi yönlerine doğru da aynı hareketler yapılabileceğinden bu üçlü koordinat sisteminde omurga; üç eksende, altı istikamette, on iki yönde hareket yapar. Her bir hareket segmentinde omurgada vertebra cisimleri bir tarafa doğru hareketini sabit bir eksen üzerinde yapar. Bu eksen “anlık rotasyon eksen” (IAR) olarak tanımlanmıştır. Anlık rotasyon eksen, spinal segment hareket ettiğinde, vertebra korpusunun içinden geçen ve hareket etmeyen eksenidir. Fraktürler, ligamantöz yaralanmalar ve füzyon IAR lokalizasyonunu değiştirebilir (16,17) .

Vertebral kolon birçok kuvvetin etkisiyle zorlanır. Bunlar gerilme, fleksiyon, ekstansiyon, lateral bending, kompresyon, makaslama, torsiyon ve kombine yüklenme (torsiyon + kompresyon) kuvvetleridir. Bu kuvvetlere omurga ve omurga ile eş çalışan disk, ligaman ve kaslar tepki gösterir. Bu tepki sınırı her bir eleman için farklıdır. Rijit bir yapı olan omurga ile elastik bir yapıya sahip kas, ligaman, diskler ve fasetler aynı kuvveti taşıyamazlar. Omurgaya gelen eksenel yükün çoğunu vertebra korpusu taşır. Vertebra korpusu çapları taşıdıkları yüklerle orantılıdır. Alt lomber bölgede korpusların yükseklik ve çaplarının büyük olması bu bölgede fraktürlerin görece azlığını açıklar (15,16).

Fasetler ekstansiyon postüründe değillerse, omurgaya gelen yükü kendi başına taşıyamazlar. Fasetler biyomekanik açıdan önemli yapılardır. İleri derecede hasarlanmaları omurgayı biyomekanik açıdan zayıflatır.

Ligamanlar omurgaya gelen yükü paylaşarak destek olurlar. Bunlar esas olarak anterior ve posterior longitudinal ligamanlar, ligamentum flavum, interspinöz ligaman ve kapsüler ligamandır (15).

Kısa moment kolu aracılığıyla fonksiyon gösteren çok kuvvetli bir ligaman stabiliteye, daha uzun kaldıraç kolu aracılığı ile iş gören daha zayıf bir ligamana oranla daha az katkıda bulunur. Farklı bölgelerdeki ligamanlar, farklı güçlerle hareket ederler. Bunun sebebi daha uzun moment kolu olan ligamanın daha büyük mekanik avantaja sahip olmasıdır (16) (Şekil 5)



Şekil 5. IAR noktası, moment kolu

Kaslar stabilite üzerinde nötral zonun büyüklüğünü sınırlayarak etki gösterirler. Vertebral kolonun bir ögesi olmasa da, göğüs kafesini oluşturan kostalar spinal stabilitede önemli rol oynarlar. Bunun için göğüs kafesinin korunması ve sternumun sağlam olması zorunludur (14,16).

İntervertebral disk biyomekanik açıdan destek sağlayıp şokları absorbe eder. Yapısındaki nukleus pulpozus harekete izin verirken, anulus fibrozus harekete karşı direnç gösterir. Diskin eksenel streslere direnç gösterme özelliği yaş ilerledikçe azalır. Fleksiyon-ekstansiyon veya yana eğilme kuvvet vektörlerinin eklenmesi, diskte belirgin deformiteye sebep olarak diskte taşma (bulging) ve herniasyona yol açar ve omurganın biyomekanik gücünü bu şekilde zayıflatır (16).

Omurga bileşenleri üzerine olan farklı yüklenmeler, her bir hareket segmentinde farklı gerilmelere sebep olur. Bu gerilme değerleri bileşenlerin emniyetli gerilme değerini aşacak olursa gerilme sınırı aşıl原因 omurga bileşeninde çatlama, kırılma, yırtılma ve kopma gibi hasarlar meydana gelebilir (14,16).

Stabiliteye katkıları omurga biyomekaniği göz önünde tutularak vertebra stabilizasyonunda anterior ve posterior yaklaşımlar her vaka için ayrı değerlendirilmiştir. Vertebra stabilitesine katkıları, IAR noktasına uzaklığı ve dolayısıyla moment kolunun uzunluğu göz önünde bulundurularak değerlendirilir (14,16).

SPİNAL ENSTRUMENTASYON

Spinal cerrahinin tarihi oldukça eskidir. Antik çağlardan başlayan yazılı verilerde; semptomatoloji, dekompresyon ve traksiyon işlemlerinin uygulandığı izlenmiştir. Buna karşın füzyon ve enstrumantasyonun tarihi kısadır. Spinal füzyonun ilk 1911'de yapıldığı ancak füzyon gözetilmeksizin enstrumantasyonun daha önceleri kullanıldığı bilinmektedir. Dünyadaki gelişmelerin aksine ülkemizde önce spinal füzyon ve uzun yıllar sonra ise spinal enstrumantasyon yapılabilmektedir.

İnternal spinal fiksasyon, kemik greft, tel, klemp, vida, plak, çubuk ve kancalar ile sağlanır. İdeal sistem, kısa sürede ve az risk ile rijit fiksasyon sağlamalıdır. Rijit fiksasyonu en iyi sağlayan sistem vida, plak sistemidir.

İlk internal fiksasyon yeni doğan bir bebekte pediküller arasında gümüş telle Wilkins tarafından 1887'de yapılmıştır (18). İlk servikal plaklama ise 1964 yılında Böhler tarafından yapılmıştır (19). Vidanın ilk kullanımı ise 1944'de King tarafından faset vidalaması şeklindedir (20). Michele ve Krueger 1949 yılında ilk kez pediküler fiksasyonu tanımlamışlardır (21). Sonraki yıllarda Roy Camille, Louise ve ark. ise pedikül vidası ve plak kullanmışlardır (22,23). Ege Üniversitesi'nde ilk kez 1989'da oksipitoservikal enstrumantasyon için Runsford lupu kullanılmıştır (24).

Oksipitoservikal instabilite geçen yüzyılın başında tanımlanmış ve bu bölgedeki ilk füzyon girişimi Alman nöroşirürjiyen **Förster** tarafından uygulanmış ve daha sonraları günümüze kadar tel, kanca ve vida-plaktan oluşan bir çok rijit sistem kullanılmaya başlamıştır (25). Servikal transartiküler vidalama ilk kez Magerl tarafından uygulanmıştır(25).

Torakolomber bölge stabilizasyonunda en çok tercih edilen yöntem posterior yaklaşımdır. Bu yöntemlerden biri olan interspinöz ve supra laminar telleme 1891'de Harda tarafından tanımlanmıştır (26). Distraksiyon çubuk ve sublaminar kancalar 1950'lerde Harrington tarafından geliştirilmiştir (26). Torakolomber omurganın pedikül vida enstrumantasyonu ilk 1970'lerin başında Avrupa'da kullanılmıştır. Torakolomber omurga stabilizasyonunda, yeni geliştirilen sistemler ile pedikül vidalaması daha kolay olmaktadır. Ayrıca spinal deformite, travma, metabolik ve dejeneratif hastalıklar sonucu oluşan instabilitelerin tedavisinde daha başarılı sonuçlar alınmaktadır (26).

Fiksasyon İmplantlarının Elemanları

Metal özellikleri

Spinal fiksasyonda kullanılan implantların elementleri; alüminyum, titanyum, vanadyum, krom, nikel...vb. dir. Bu elementler içerisinde titanyum alaşım olmadan kullanılabilen elementlerdir. Bazı elementler (hidrojen, oksijen, karbon, nitrojen) titanyum içerisinde bulunmaktadır. Bunlar titanyumun kendi içerisindeki stabilizasyon için gereklidir ve ayrılması zordur. İçerisindeki element yoğunluğuna göre 1-4 arasında derecede titanyumdan, 1. derece çekme gerilmelerine dayanımı düşükken, 2-4 derecelerde çekme dayanımları çeliğin özelliklerine benzemektedir. Bu derceler arasında elastik modül açısından bir değişiklik bulunmamaktadır (27).

Spinal fiksasyonda kullanılan alaşımlar genellikle 316 paslanmaz çelik, Co-Cr-Mo, Ti-6Al, 4V, Ti-13 niobium-13 zirkonyum'dur (27).

1-Birden fazla segmentli implantlar

Kemiğe Penetre Olabilen İmplantlar (Vida fiksasyonu)

Vidalar kemiğe penetre olan ve dışarıya çıkma (pull-out) dirençleri olan fiksasyon materyalleridir. Bir vidanın baş, gövde, yiv ve uç kısımları bulunmaktadır.

Vidanın baş kısmı kendi ekseninde kemik içerisine daha fazla girmesini engellemektedir. Spongioz kemikte geniş iken kortikal kemikte küçük vida başı yeterlidir. Alttaki yüzey metal ise vida başı plak üzerindeki vida deliğine uyumlu yani yuvarlak olmalıdır. Eğer vidanın oynaması istenmiyorsa, plağın yassı yüzeyine oturacak yassı bir vida başı alt yüzeyi hedeflenmelidir. Burada metal-metal uygulamalarında vida başı, metal kemik uygulamalarına göre daha küçük olabilir. Vida daha fazla sıkılırken alttaki yüzeyde iki değişiklik olur (28).

- a) Vidanın dişi ile kemik yüzey arasında yetersizlik (sıyırma)

çekilirse tespit kuvvetini kaybedebileceği beklenir. Ne şiddette bir kuvvetle uygulanacağı ve bunun klinik olarak anlam taşıyıp taşımayacağı bilinmediği için düşüş gerçekleşirse bu vidanın giderek incelmesi, yiv dizaynı ve geri çekilmesiyle ilgili olacaktır. Konik pedikül vidalarının sıyırma direnci oranlarını gösteren raporlanmış olup, bu çalışmalarda salt rakamsal verilerde konik vidaların tork, direngenlik, gerekse tepe-yük değerlerindeki üstünlükleri gösteren yapılan istatistik analizlerde bu üstünlük gösterilememiştir (42,43,44).

Ayrıca yapılan literatür incelemelerinde aynı noktadan tekrar atımlarında konik ve silindirik vidaların sıyırma kuvvetlerinin karşılaştırılması saptanmıştır. Bu çalışmada dört kısımlı analizde silindirik vidalarla konik vidaların sıyırma direncinin karşılaştırılmasını hedefledik. Test edilen dört yerleşimli silindirik vidalar ile karşılaştırılan konik vidaların sağladığı kuvvetler; yada düzelmiş sıyırma direnci kuvvetleri; aynı noktadan tekrarlanmış sıyırma kuvvetleri; konik ve silindirik vidaların sıyırma kuvvetlerinin karşılaştırılması; taşıma kuvvetlerinin karşılaştırılması; ardından 180 derece geri çekme ile konik ve silindirik vidaların tespit kuvveti kaybı ve 360 derece geri çekmenin ardından konik ve silindirik vidaların tespit kuvvetlerinde anlamlı düşme gösterip göstermedikleri şeklindedir.

Amaç:

Nöroşirurji pratiğinde de yaygın olarak kullanılan lomber fiksasyon operasyonlarında sıklıkla konik yada silindirik vidalar kullanılmaktadır. Bu çalışmamızda oluşturduğumuz dört biyomekanik test modelinde silindirik vidaların birbirlerine olabilecek avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Metod:

Halen yaygın olarak kullanılan ve farklı iki firmaya ait benzer özellikte titanium konik/silindirik vidalar dana vertebra kullanılmak suretiyle oluşturulmuş test modelinde sıyırma testi değerlendirilmesinde kullanıldı. Testlerde 7/45mm lik konik pedikül vidaları karşılaştırıldı. Vida boyutları dijital kalibremetre ile ölçüldü.

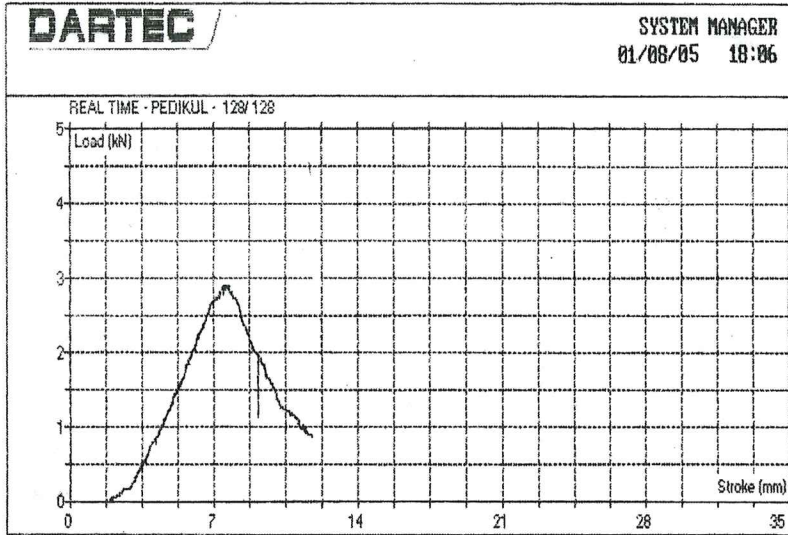
Tablo 1. Kullanılan pedikül vidalar ve özellikleri

Vida	Minör çap (mm)	Majör çap (mm)	Boy (mm)
Konik (Tasarımmed)	4,5	7	45
Silindirik (Medicon)	4,78	7	45
Konik (Tasarımmed)	3,5	6	40
Silindirik (Medicon)	3,78	6	40

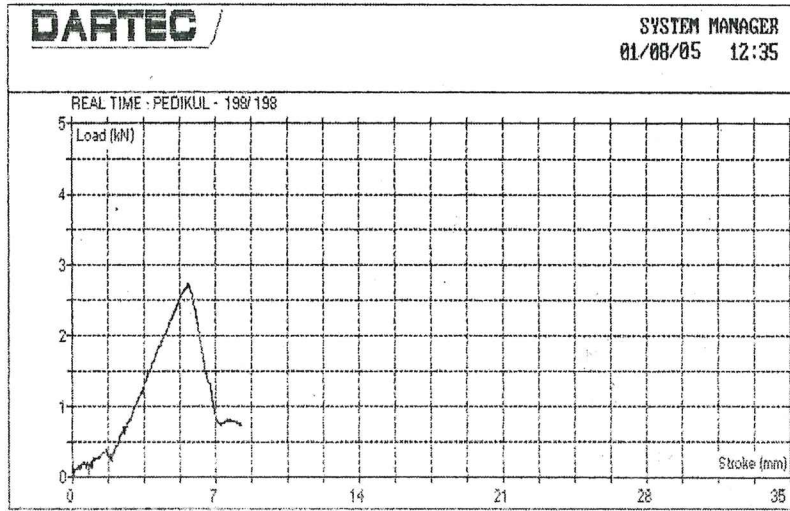
İskelet maturasyonunu tamamlamış, 400-600kg ağırlığında 24–32 haftalık 8 danadan elde edilmiş taze lomber vertebra intervertebral eklemlerinden kesilerek ve tüm yumuşak dokularından sıyrılarak tek tek vertebra haline getirildi. İşlemin hemen öncesinde çözülmek üzere - 16°C’de dondurularak depolandı. İşlem için 24 vertebra, 48 pedikül L1, L2, L3 ve L4 vertebralarından seçildi. Her bir spesmen tek tek hazırlandı ve aynı yöntemle ve aynı biçimde tek bir cerrah tarafından bir pediküle vidalardan herhangi biri rasgelecek şekilde uygulandı (Resim 1). Pilot-hol ün hazırlanmasından önce bitişik fasetin küçük bir kısmı, vida başının fasete dayanmasını engellemek için ranger kullanılarak eksizye edildi. Vida giriş noktası Weinstein ve arkadaşları tarafından tanımlanan parametrelere ve dana vertebraasına göre minör modifikasyonlar ile belirlendi (32). Korteks transvers proses, süperior fasetin inferior kenarı ve pars interartikularis bileşkesinde awl (pedikül probu) kullanılarak delindi. Pediküle girişim kranio-kaudal ve medio-lateral açılanmalar ile direk vizüalizasyon yapılarak sağlandı. Her bir pedikül 4,5mm genişlik ve 40mm derinlik oluşturacak şekilde drillendi. Vidanın başlangıçta üç yivi ile tutunmasının ardından analog tork metre kullanılarak ($\pm\%3$ Sturtevant Richmond, Franklin, IL) her tam bir dönüş için vidaların giriş torkları kaydedildi (Resim 2). Her bir vida tüm yivler kemik içine girinceye kadar gönderildi. Vidanın tam yerleştirilmesinde rod-kanalı vertebraanın ağırlık taşıma eksenine paralel olarak düzenlendi. Test vidalarının self-taping olmaları nedeni ile tepleme yapılmadı. Tüm pedikül kenarları ve korteksin zedelenmesini ekarte etmek için PMMA içine gömülmeden önce vida yerleştirilmesinin düzgünlüğü kontrol edildi. Kötü yerleştirilen ve düzensiz olan vidalar ya da enstrumantasyonun ardından kırılan yada patlayan pediküller çalışma dışı bırakıldı. Laminar Awl ve dril çapları vidaların minör

aplarından daha küçüktü. Vidalar ne pedikül korteksini nede anterior vertebra korteksini penetre etmediler. Pedikül duvarında kırılma olan spesmenler çalışmaya alınmadı. Rijid fiksasyonun sağlanması için her bir lomber vertebrayı içine alacak şekilde tasarlanmış 24 adet metal kutu içine pedikül uçları dışarıda kalacak şekilde gömüldüler (45) (Resim 3-4).

Kutular içine gömülü vertebralar  düzlemde hareket edebilen oynar başlığa sahip ve jigle olarak adlandırılan ara bir mekanizmanın yuvasına tespit edildi. Gömülü vertebranın pedikül vida başları DARTEC marka servohidrolik 600kN kapasiteli niversal mekanik test makinesinin (MTS) hidrolik koluna universal eklem aracılığı ile ve vidayla aynı ekseninde sıyrma direnci sağlayacak şekilde bağlandı (Resim 5). Aksiyal sıyrma direnci 2mm\dakika hız ile çekilerek sağlandı. Sıyrma direnci yüklenme ve geri çekilme 0.02 sn lik aralıklarla kaydedildi. Çekme kuvveti uygulaması vida yetmezlik noktasında (vidanın pedikülden tamamen ayrıldığı nokta) sonlandırıldı. Tepe yüklenme noktası kemik-vida yüzeyinin direnebildiği en yüksek yük olarak saptandı (Grafik 1- Grafik 2). Her yük-yer değiştirme eğrisinden direngenlik hesaplandı. Her vida için direngenlik vida yetmezlik noktasından önce eğrinin en lineer kısmının eğimi olarak kabul edildi.



Grafik 1. Konik vida yük yer değiştirme eğrisi



Grafik 2. Silindirik vida yük yer değiştirme eğrisi

30 dana vertebra test için seçildi. 6 vertebra vida yerleştirilmesi sırasında kortikal zedelenme nedeniyle çalışma dışı bırakıldı, 24 vertebra seçildi. Tüm spesmenler uygun vida yerleştirilmesinin denetlenmesi açısından test sonrası değerlendirildi (Resim 6). Test sonrasında hiçbir vertebra elenmedi.

Test için seçilen pedikül vidaları farklı firmalar tarafından tasarlanan, üretilen ve pazarlanan vidalardı. Konik vidalar başından ucuna kadar minör ve majör çapları giderek azalan farklılıkta; silindirik vidalar ise baştan vida ucuna kadar sabit çaplara sahiptiler. Konik vidaların çapları başından ucuna kadar % 35,7 incelme ile çapları 7.0 mm den 4.5mm ye inmekteydi. Yiv yükseklikleri her bir vida için 2.8 mm, yiv derinlikleri her bir vida için 1 mm, yiv konturları tescilli ve her bir vida için aynı olduğu kaydedildi.

Klinik olarak karşılaştırılabilir test için vida boyut tespitinde; biz pedikülün istmusu seviyesinde ortalama majör transvers çapı saptadık (değer 7.8 -8.6mm arasında değişmekte, ortalaması ise 8.1mm idi). İstmus seviyesi lamina içerisine vidanın giriş noktasının 1.2-1.6 cm distaline düşmekteydi. Bu ortalama değer nedeni ile 7/45mm lik vida boyutunun uygun olduğuna karar verdik.

Randomize seçilmiş vertebra için sağ/sol pedikülü kullanılmak suretiyle bir vida diğeri ile karşılaştırmak için çiftli vida test modeli kullanıldı. Her bir vertebra dört test grubundan birine dahil edildi ve uygun pedikül vida çifleri ile enstrumante edildi. Analizin birinci kısmında tam yerleştirilmiş konik ve silindirik vidalar sıyırma direnci,

direngenlik ve maksimum giriş tork değerleri; analizin ikinci kısmında aynı holden birden fazla vida atımı ile yapılan, tam yerleştirilmiş konik ve silindirik vidaların sıyırma direnci, direngenlik ve maksimum giriş tork değerleri; analizin üçüncü kısmında 180 derece geri çekilmiş konik ve silindirik vidaların sıyırma direnci, direngenlik değerleri; analizin dördüncü kısmında ise 360 derece geri çekilmiş konik ve silindirik vidaların sıyırma direnci, direngenlik değerleri karşılaştırıldı.

Test 1: Tam yerleşimli silindirik ve konik vida karşılaştırılması

Bu gruptaki her vertebra (6 vertebra 12 vida) randomize sağ yada sol pediküllerden herhangi birine konik diğerine silindirik vida gelecek şekilde enstrumante edildi. Vidalar tam yerleştirilme kriteri olarak son yivi kortikal kemikte kaybolana kadar gömüldüler. Silindirik ve konik vidalar 7mm çap ve 45 mm uzunluktaydılar.

Test 2: Aynı giriş deliğinden birden fazla vida atımı yapılan ve tam yerleşimli silindirik ve konik vida karşılaştırılması

Klinik uygulamalarda ilk atılan vidanın küçük olması, vida-rod bağlantısında yaşanan güçlükler, mono-multiaksiyal vida değişiminin yapılma gereksinimi, ilk vida gönderilirken yeterli giriş vida sıklığının elde edilememesi vb. nedenlerle aynı giriş deliğinden çok miktarda vida atımları yapmakta ya da yapmak zorunda kalınmaktadır. Bu işlemi de genellikle ilk atılan vidanın bir büyük boyutu ile uygulamaktayız. Klinik uygulamalarda sıklıkla yapılan bu işlemin vida sıyırma direnci, direngenlik ve giriş torkuna etkilerini ortaya koyan bir literatür bilgisine ulaşamadık. İkinci testimizde aynı zamanda bu işlemin konik ve silindirik vidalar üzerindeki farklı etkiler oluşturup oluşturmadığını da karşılaştırmalı olarak test ettik ve istatistiksel olarak değerlendirdik.

Bu gruptaki her vertebra (6 vertebra 12 vida) randomize sağ yada sol pediküllerden herhangi birine konik diğer pedikülüne silindirik vida gelecek şekilde önce 6/40mm lik konik\silindirik vida ardından da aynı holden 7/45mm lik konik\silindirik vida enstrumante edildi. Vidalar tam yerleştirilme kriteri olarak son yiv kortikal kemikte kaybolana kadar gömüldüler.

Test 3: 180 derece geri çekimli silindirik vidayla 180 derece geri çekimli konik vida karşılaştırması.

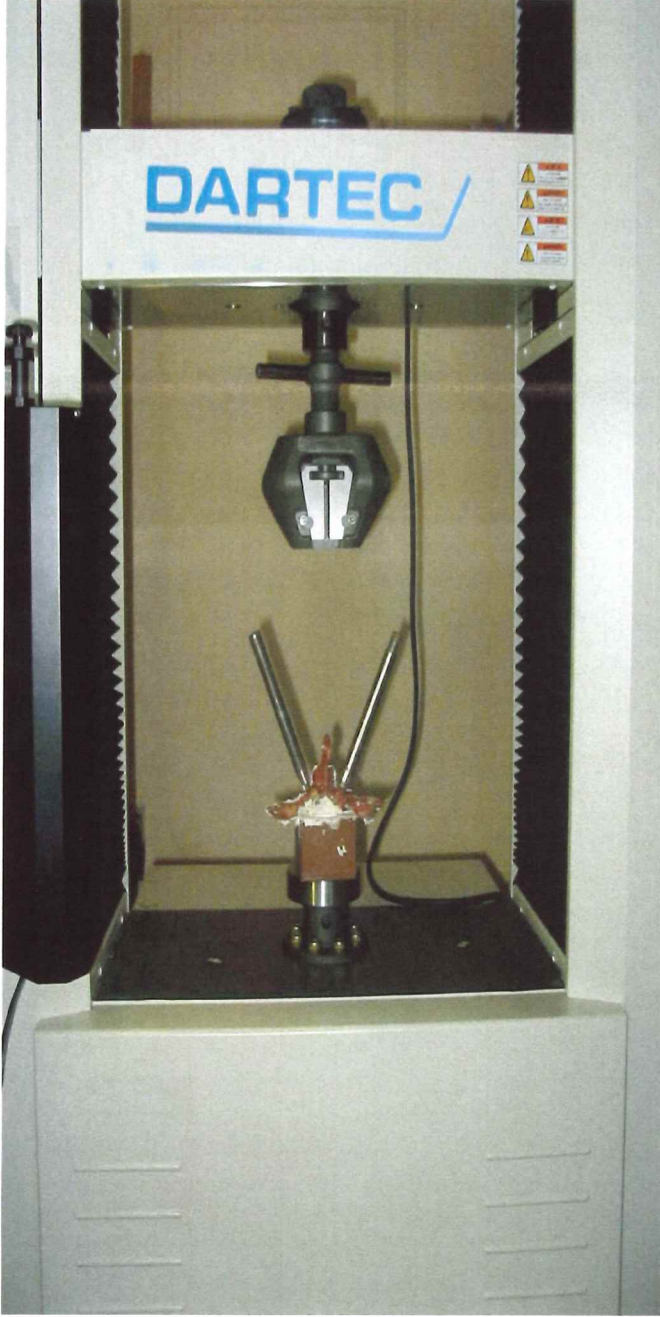
Randomize seçilmiş 6 vertebra'nın her bir sağ ve sol pediküllerinden birine 7/45mm lik silindirik, diğerine 7/45mm lik konik vida tam yerleştirmenin ardından 180 derece geri çekilerek hazırlandı (vida 180 derece geri çevrildi).

Test 4: 360 derece geri çekimli silindirik vidayla 360 derece geri çekimli konik vida karşılaştırılması.

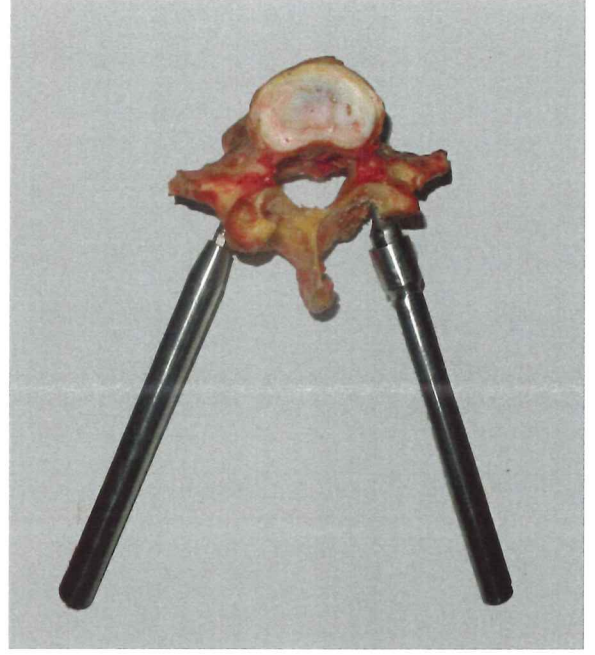
Randomize seçilmiş 6 vertebra'nın her bir sağ ve sol pediküllerinden birine 7/45mm lik silindirik, diğerine 7/45mm lik konik vida tam yerleştirmenin ardından 360 derece geri çekilerek hazırlandı (vida 360 derece geri çevrildi).

Özel olarak modifiye edilmiş analog tork driver ile ilk 2 testteki tüm tam yerleşimli vidaların maksimum yerleştirme torkları kaydedildi. Libre/İnch olarak ölçülen değerler N/m çevrilerek değerlendirildi ($1 \text{ lb/inch} = 0.113 \text{ N/m}$). (Resim 2)

Sıyırma direnci verileri Mann-Whitney-U testi kullanılarak analiz edildi. Çoklu karşılaştırma yapıldığı için anlamlılık düzeyi 0.05 olarak kabul edildi.



Resim 5. DARTEC marka servohidrolik
üniversal mekanik test makinesi.



Resim 6. Vida yerleştirilmesi denetlenmiş
spesmen.

BULGULAR

Test 1: Tam yerleşimli silindirik vida ile konik vida karşılaştırılması

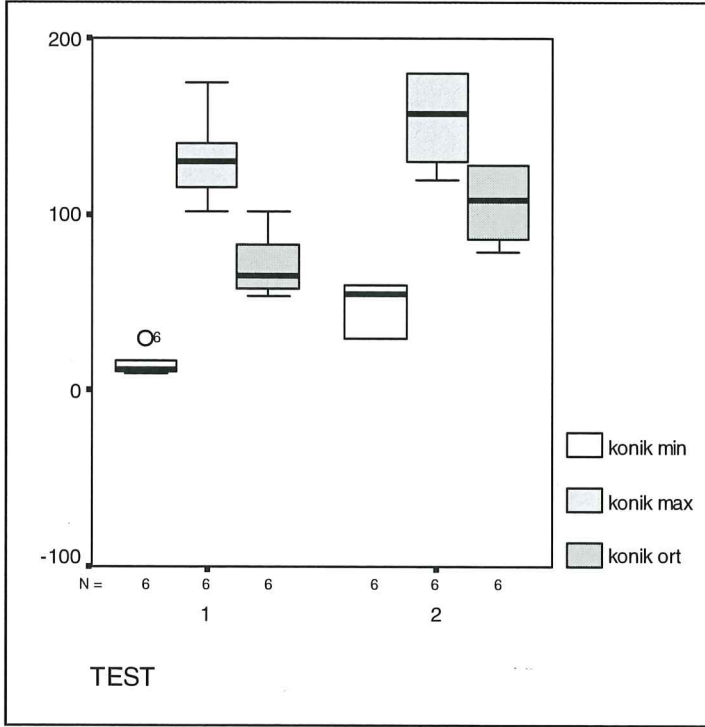
Randomize seçilmiş 6 Lomber vertebrada 12 pedikülde konik vidalar silindirik vidalar ile karşılaştırıldı. Tüm vidalar test öncesi tam olarak yerleştirildi. Konik vidalar için yüklenmeye karşı sıyırma direnci $2.72 \pm 0.77 \text{ kN}$, direngenlik $2.08 \pm 0.81 \text{ kN}$, ve maksimum tork $14,916 \pm 2,8363 \text{ N/m}$ olarak; Silindirik vidalar için ise sıyırma direnci $2.05 \pm 0.57 \text{ kN}$, direngenlik, $1.67 \pm 0.49 \text{ kN}$, maksimum giriş torku ise $9,4355 \pm 2,1244 \text{ N/m}$ olarak hesaplandı (Tablo 2).

Tablo 2. Test 1 sonuçları

	Konik Test 1	Silindirik Test 1
Sıyırma direnci	$2.72 \pm 0.77 \text{ kN}$	$2.05 \pm 0.57 \text{ kN}$
Direngenlik	$2.08 \pm 0.81 \text{ kN}$	$1.67 \pm 0.49 \text{ kN}$
Maksimum tork	$14,916 \pm 2,8363 \text{ N/m}$	$9,4355 \pm 2,1244 \text{ N/m}$

Konik vidalar eşlendikleri silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında sıyırma direncinin %24.6, direngenliğin %19.7 oranında yüksek değerde olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (Tepe-yük için $p=0.94$, direngenlik için $p=1.00$, tablo-6) ve maksimum giriş torku iki vida tipi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p = 0.04 \text{ MWU}$).

Bu test sırasında ayrıca maksimum Tork değerleri ile konik ve silindirik vidaların direnç ve tepe-yük (peak load) değerleri arasında bir ilişki olup olmadığı Pearson korelasyon testi ile karşılaştırıldı. Anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0.05$)



Grafik 3. Konik vidalar için test 1 ve 2 deki min-max. tork ortalama değerleri

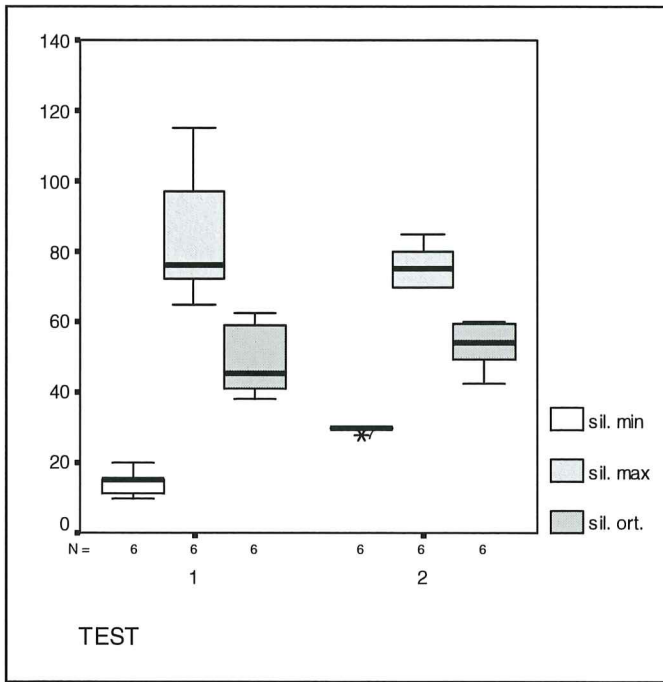
Test 2: Aynı giriş holünden birden fazla vida atımı yapılan ve tam vida yerleşimli silindirik vida ile konik vida karşılaştırması

Bu gruptaki 6 vertebraya 12 vida radomize sağ ya da sol pediküllerden herhangi birine konik diğer pedikülüne silindirik vida gelecek şekilde önce 6/40mm lik konik\silindirik vidanın tam yerleştirmenin ardından sökülerek aynı holden 7/40mm lik konik\silindirik vida enstrumante edildi. Vidalar tam yerleştirilme kriteri olarak son yiv kortikal kemikte kaybolana kadar gömüldüler. Konik vidalar için yüklenmeye karşı sıyrma direnci $2.85 \pm 0.49 \text{ kN}$, direngenlik $2.28 \pm 0.42 \text{ kN}$, ve maksimum tork $17,4246 \pm 3,0849 \text{ N/m}$ olarak; silindirik vidalar için ise sıyrma kuvveti $2.82 \pm 0.89 \text{ kN}$, direngenlik, $2,37 \pm 0.71 \text{ kN}$, maksimum giriş tork $8,5654 \pm 0,6554 \text{ N/m}$ olarak hesaplandı (Tablo 3).

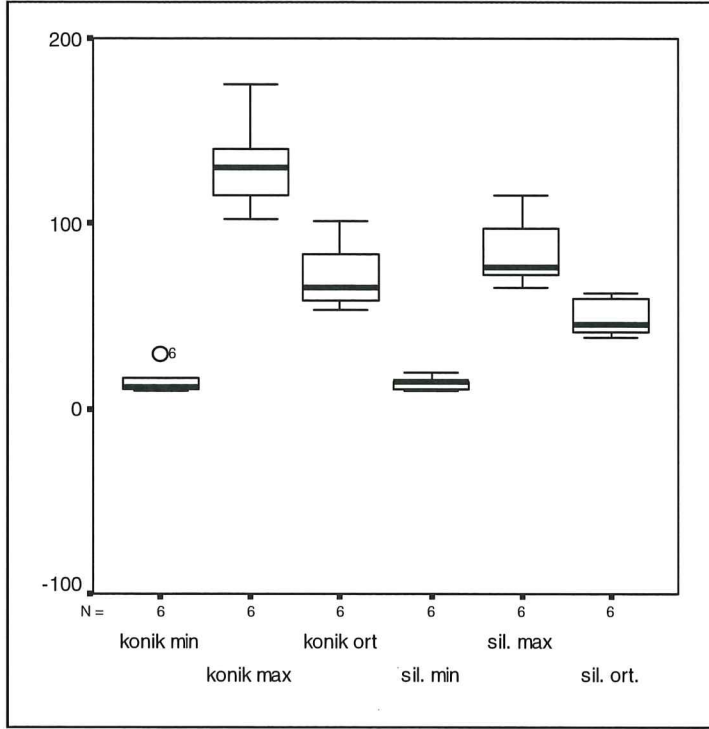
Tablo 3. Test 2 sonuçları

	Konik Test 2	Silindirik Test 2
Sıyrma direnci	$2.85 \pm 0.49 \text{ kN}$	$2.82 \pm 0.89 \text{ kN}$
Direngenlik	$2.28 \pm 0.42 \text{ kN}$	$2,37 \pm 0.71 \text{ kN}$
Maksimum tork	$17,4246 \pm 3,0849 \text{ N/m}$	$8,5654 \pm 0,6554 \text{ N/m}$

Konik vidalar eşlendikleri silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında sıyrma direncinin %1.05 oranında arttığını, direngenliğin ise %3.94 oranında düştüğü ve maksimum giriş torkunun ise %104 oranında artmış olduğu görüldü (tepe-yük için $p=0.13$, direngenlik için $p=0.39$, tablo-6). Yine II. Test grubundaki konik vidalarla I. Test grubundaki konik vidaları karşılaştırdığımızda sıyrma direncinin %4.56, direngenliğin %8.77, maksimum giriş torkunun ortalama değerlerinin ise %16.7 oranında arttığını (tepe-yük için $p=0.94$, direngenlik için 0.59, tablo-6); Yine II. Test grubundaki silindirik vidalarla I. Test grubundaki silindirik vidaları karşılaştırdığımızda ise yine aynı şekilde sıyrma direncinin %27.3, direngenliğin %9.5 oranında arttığını (tepe-yük için $p=0.18$, direngenlik için 0.07, tablo-6), maksimum giriş torkunun ise %9,6 oranında azaldığını görmekteyiz. Yani aynı delikten birden fazla vida atımı yapıldığında hem konik hem de silindirik vidalarda sıyrma direnci ve direngenlik değerlerinde bir artışın olduğunu ancak istatistiksel bir anlamlı olmadığını görmekteyiz.



Grafik 4. Silindirik vidalar için test 1 ve 2 deki min-max. tork ortalama değerleri



Grafik 5. Test 1 için konik ve silindirik min-max. tork ortalama değerleri

Test 3: 180 derece geri çekimli silindirik vidayla 180 derece geri çekimli konik vida karşılaştırılması

Bu grup da 6 vertebra eş silindirik ya da konik vida ile enstrumante edildi. Her bir vertebradaki tam yerleşimli vidalar 180 derece geri çekildi. Konik vidalar için yüklenmeye karşı sıyırma kuvveti $2,21 \pm 0,65 \text{ kN}$, direngenlik $1,91 \pm 0,52 \text{ kN}$; silindirik vidalar için ise sıyırma kuvveti $1,93 \pm 0,57 \text{ kN}$, direngenlik, $1,63 \pm 0,78 \text{ kN}$, olarak hesaplandı (Tablo 4).

Tablo 4. Test 3 sonuçları

	Konik Test 3	Silindirik Test 3
Sıyırma direnci	$2,21 \pm 0,65 \text{ kN}$	$1,93 \pm 0,57 \text{ kN}$
Direngenlik	$1,91 \pm 0,52 \text{ kN}$	$1,63 \pm 0,78 \text{ kN}$

180 derece geri çekimli konik ve silindirik vidaların direngenlik ve sıyırma direncinde Test-1 de tam yerleşimli konik ve silindirik vidalardan elde edilen değerlere göre bir miktar düşme görüldü. Bu oran I. test grubundaki tam yerleşimli konik

vidalarla Test-3 deki 180 derece geri çekimli konik vidalar arasında tepe-yük değerlerinde %18.7, direngenliklerinde %8.1 oranında düşme (tepe-yük için $p=0.07$, direngenlik için $p=0.24$, tablo-6); aynı şekilde silindirik vidalar arasında ise tepe-yük değerlerinde %5.85, direngenliklerinde %2.3 oranında düşme (tepe-yük için $p=0.07$, direngenlik için $p=0.05$, tablo-6) saptandı. Yine aynı test içinde konik vidalar silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında ise teorik olarak beklenenin tersine konik vidaların sıyrma direncinin %12.6, direngenliğin ise %14.6 oranında arttığı saptandı (tepe-yük için $p=0.39$, direngenlik için $P=0.13$, tablo-6).Yine bu artışlarında istatistiksel anlamı yoktu.

Test 4: 360 derece geri çekimli silindirik vidayla konik vida karşılaştırılması

Bu grupta randomize seçilmiş her vertebra eş silindirik ya da konik vida ile enstrumante edildi. Her bir vertebradaki tam yerleşimli vidalar 360 derece döndürülerek geri çekildi. Konik vidalar için yüklenmeye karşı sıyrma direnci $2,99\pm0,49\text{kN}$, direngenlik $2,7\pm0,61\text{kN}$, silindirik vidalar için ise sıyrma direnci $2,48\pm0,65\text{kN}$, direngenlik, $2,28\pm0.67\text{kN}$, olarak hesaplandı (Tablo 5).

Tablo 5 test-4 sonuçları

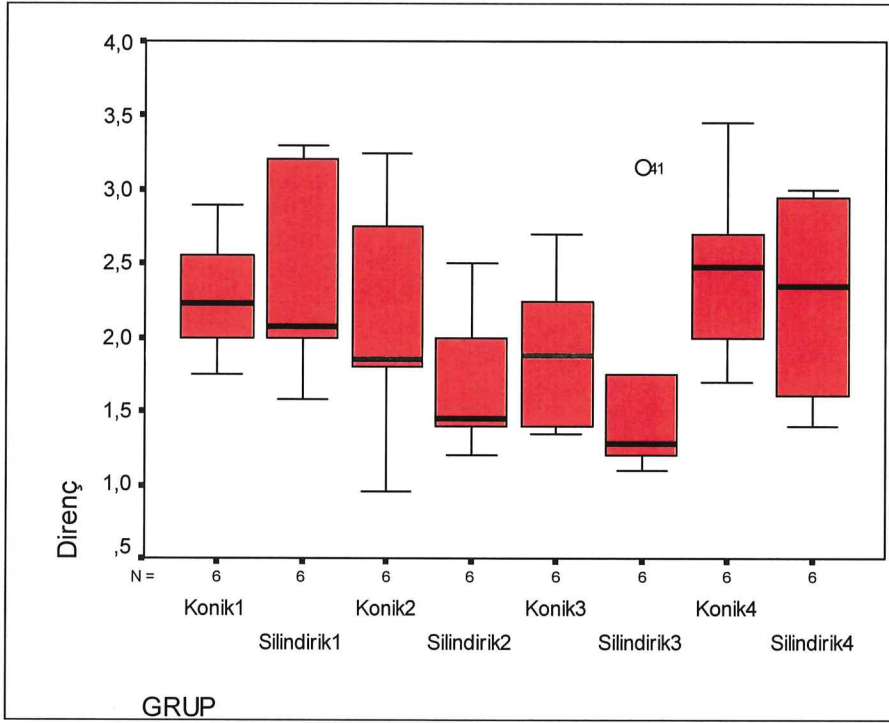
	Konik Test 4	Silindirik Test 4
Sıyrma direnci	$2,99\pm0,49\text{kN}$	$2,48\pm0,65\text{kN}$
Direngenlik	$2,7\pm0,61\text{kN}$	$2,28\pm0.67\text{kN}$

Test-4 de 360 derece geri çekimli konik ve silindirik vidaların direngenlik ve sıyrma direncinde Test-1 de tam yerleşimli konik ve silindirik vidalardan elde edilen değerlere göre Konik-1/konik-4 ve Silindirik-1/silindirik-4 karşılaştırmasında anlam veremediğimiz bir şekilde az bir artış görüldü. Bu oran test-1 grubundaki tam yerleşimli Konik vidalarla Test-4 deki 360 derece geri çevirmeli konik vidalar arasında tepe-yük değerlerinde %9, direngenliklerinde %22.2 oranında artma (tepe-yük için $p=0.49$, direngenlik için $p=0.7$, tablo-6); aynı şekilde silindirik vidalar arasında ise tepe-yük değerlerinde %17.3, direngenliklerinde %26.7 oranında artış (tepe-yük için $p=0.59$, direngenlik için $p=0.94$, tablo-6) saptandı. Yine aynı test içinde konik vidalar silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında ise teorik olarak beklenenin tersine konik vidaların sıyrma direncinin %12.6, direngenliğin ise %14.6 oranında arttığı saptandı (tepe-yük

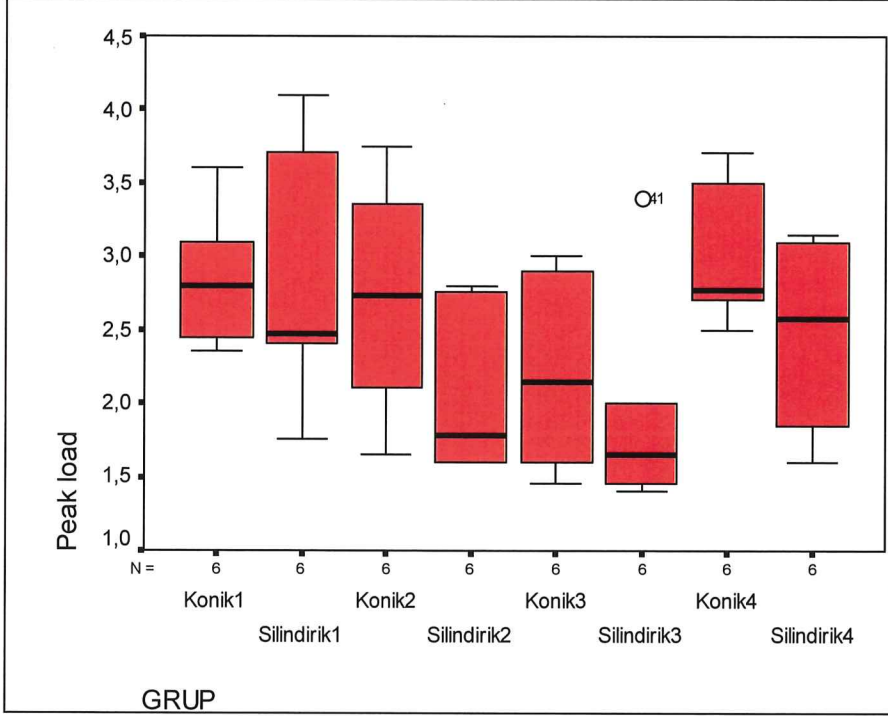
için $p=0.24$, direngenlik için $P=0.7$, tablo-6).Yine bu artışlarında istatistiksel anlamı yoktu.

Tablo -6 Tüm değerlendirme gruplarına göre tepe-yük ve direngenlik p değerleri

grup	grup	peakload	direngenlik
		P değeri	P değeri
Konik-1	Silindirik-1	0,94	1,00
Konik-2	Silindirik-2	0,13	0,39
Konik-3	Silindirik-3	0,39	0,13
Konik-4	Silindirik-4	0,24	0,70
Konik-1	Konik-2	0,94	0,59
Konik-1	Konik-3	0,07	0,24
Konik-1	Konik-4	0,49	0,70
Konik-2	Konik-3	0,31	0,70
Konik-2	Konik-4	0,59	0,49
Konik-3	Konik-4	0,13	0,18
Silindirik-1	Silindirik-2	0,18	0,07
Silindirik-1	Silindirik-3	0,07	0,05
Silindirik-1	Silindirik-4	0,59	0,94
Silindirik-2	Silindirik-3	0,49	0,39
Silindirik-2	Silindirik-4	0,24	0,13
Silindirik-3	Silindirik-4	0,18	0,13



Grafik 6. Tüm gruplara göre direngenlik



Grafik 7.: Tüm gruplara göre sıyrma direnci

TARTIŞMA

Transpediküler enstrumantasyon füzyon için en sık kullanılan ve geniş bir biçimde kabul gören bir cerrahi tekniktir. Pedikül vidalarının mekanik performansı vidanın fizik ve kemik-vida yüzeyinin biyomekanik özelliklerine bağlıdır. Kemğin vidayı kavramasının büyüklük ve kalitesi vida oriyantasyonuna, kemik mineral dansitesine, cerrahi teknik ve vidanın uyumuna bağlı olduğu kadar, vida uzunluğuna, yiv yüksekliğine ve vida şaftının tasarım ve çapına da bağlıdır (42,46). Komplikasyon olarak enfeksiyon, nöral yaralanma, vida kırılması, vida eğilmesi, vida gevşemesi, cerrahi yanlış yerleştirme, dural yırtık, BOS kaçağı ve rod kırılması sayılabilir (39,47,48,35). Günümüzde en sık görülen sistem yetmezliği vida kırılması ve bükülmesidir (49). Pedikül vidası kırıldığında bu kırılma sıklıkla vida-şaft bileşkesinin biraz distalinde vidanın interpedinküler kısmında olmaktadır (50,51,49). Konik vidalar bu risk bölgesindeki kırılma-bükülme olasılığının azaltma ve vida gönderme sıklılığını artırma amaçları için üretilmişlerdir. Konik vidaların yiv-şaft bileşkesinde ve interpedinküler bölgesinde daha geniş minör çap sağlaması nedeniyle bu stres bölgesinde kırılma ve bükülme şansını azaltmaktadırlar. Teorik olarak konik vidalar pedikülün dorsal kısmına daha iyi uy ve doldur mantığı ile pullout kuvvetini ve başlangıç tespit kuvvetini de artırmalıdır. Konik vidalar pedikülün normal çan şekline daha iyi uyum sağlaması ve pedikülün kortiko-kansellöz aralığında normalden daha fazla vida yiv yerleşimi sağlamak üzere tasarlanmışlardır (40,41,52). Konik vidalar artan vida sıklılığını sağlayan fakat eğer vida geri çekilirse hızla tespit kuvvetinin kaybına neden olabilen ve her bir tur da giderek artan çapı ile kemiğe daha fazla bası yapabilmektedirler.

Klinik uygulamalarda vida yerleştirilmesi sırasında sıklıkla yerleştirme derinliklerinde minör ayarlamaların gerekli olması nedeniyle, tespit kuvveti üzerinde geri çekme işleminin etkisi cerrahın pedikül vida seçiminde önemli bir endişe kaynağıdır.

Bugüne kadar pedikül vida tespiti üzerine en fazla test silindirik vidalar üzerine yapılmıştır (53). Daha önceki tam yerleşimli konik vidalar üzerine yapılan testler silindirik vidalara göre artmış sıyırma direnci değerleri vermektedir (35,38).

Bizim test metodumuzda kontrolsüz değişkenler olarak kemik dansitesinin ve pedikül morfolojisinin bireysel değişkenlik gösteren etkilerini sınırlamak için; çiftli vida

test tekniği (aynı vertebra üzerinde her iki test modelinin kullanılması) uygulandı. Kemik mineral dansitesi pedikül vida tespitinin biyomekaniğini etkilemektedir. Soshi ve ark. pedikül vidasının aksiyel sıyrma kuvvetinde önemli bir rol onadığını, Hirano ve ark. pedikülün farklı bölgelerinde farklı kemik mineral dasitesi olduğunu göstermişlerdir (54,55). Biyomedikal araştırmalarda araştırmacılar uygunsuz KMD etkilerini ortadan kaldırmak için sıklıkla sentetik ve hayvan modellerini tercih etmekte, böylece güvenilir şekilde farklı tedavi yöntemlerini karşılaştırabilmektedirler (50,37). Bu nedenle bu çalışmada bireyler arası değişkenliği sınırlamak ve uniform bir biyomekanik özellik sağlamak üzere dana vertebra modelini seçilmiştir. Yine aksiyel sıyrma testi üzerindeki bazı değişkenlerin etkilerini elimine etmek için vida derinlik ve yüzey alanını eşit olarak seçtik. Klinik anlamda vida seçimini saptayacak tek bir değişken pedikül istmusunda pedikül çapı olması nedeniyle, dana vertebra pedikül istmusu ölçümleri sonucunda pedikül istmusunda korteksi penetre yada ekspande etmeksizin kansellöz alanı dolduracak en geniş vida olmalıydı. Öncü testler 7mm lik konik ve silindirik vidaların spesmenlerin büyük çoğunluğu için uygun olduklarını gösterdi.

Bu araştırmada çiftli vida test tekniği tam yerleşimli silindirik vidalar ile konik vidalar karşılaştırıldıklarında konik vidaların sıyrma kuvvetlerinde %24,6, ve direngenliklerinde %19,7 artış saptandı. Ancak istatistiksel bir anlamı yoktu (Tepe-yük için $p=0.94$, direngenlik için $p=1.00$, $p>0.05$ tablo-6). Test sonuçları literatür sonuçları ile karşılaştırıldığında tam bir uyum söz konusu idi (42,43,44) Kılıç ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada Türk malı silindirik vida ile ithal konik vida sistemini karşılaştırmışlar ve yine sistem olarak aynı sonuca ulaşmışlardır. Yine tam yerleşimli konik ve silindirik vidaların maksimum giriş tork değerleri karşılaştırıldığında konik vidaların belirgin oranda fark yaptıkları görölmektedir (maksimum giriş torku konik için 133 libre/inc, silindirik için 83,5libre/inc olup iki vida tipi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p = 0.04$ MWU) (tablo 5).Yine bu test grubumuzda maksimum giriş tork değerlerinin sıyrma direnci ve direngenlik kuvvetlerine etkisi karşılaştırıldığında maksimum giriş torku ile sıyrma direnci arasında tam bir korelasyon bulunamadı. Serkan ve arkadaşlarının daha önceki yaptıkları araştırmada da farklı vida tiplerinde de giriş torku ile sıyrma direnci arasında korelasyon bulmadıklarını bildirmişlerdir (44). Kwok ve arkadaşları çalıştıkları vida gruplarından

yalnızca birkaç vida tipinde sıyırma kuvveti ile giriş torku arasında anlamlı korelasyon bulamamışlar, ancak tüm vida tiplerinde aynı korelasyon gözlenmediği için giriş torkundan sıyırma kuvvetinin güvenli şekilde belirlenemeyeceğini de ifade etmişlerdir (35). Bu beklenmedik sonuçları kemiğin anizotropik özelliği ve vida yivi ile kemik arasındaki sürtünme direncinin ve trabeküllerin radial olarak sıkışmasının bir sonucu olarak yorumlamışlardır.

Bununla birlikte, sıyırma aksiyal yönde gerçekleşen ve trabeküllerin yırtılması ile oluşan yetmezliğin bir sonucudur (40,56). Giriş torku ve sıyırma kuvvetini aynı zamanda etkileyebilecek seçilmiş parametreler arasında bazı korelasyonlar olabilmekle beraber, giriş torkunun sıyırma kuvvetinin bir göstergesi olarak hizmet etmesi beklenmeyebilir. Bununla beraber osteoporotik kemik için aynı gözlemleri bekleyecek bir kesinlik yok. Elde ettiğimiz sıyırma kuvvetleri sağlıklı insan vertebraında görülenler ile karşılaştırılabilir ve osteoporotik insan vertebraından daha yüksek değerlerdi (38). Konik vidalarda atmış sıyırma giriş tork ve direngenlik değerleri muhtemelen pedikülün dorsal segmentine konik vidaların daha iyi uyum sağlaması ve böylece pedikül içinde kortiko-kansellöz bileşkede daha fazla kemik ve kortikal kemik alanı işgal etmesine bağlanabilir.

II. testimizde klinik uygulamalarda sıklıkla yapılan aynı delikten birden fazla vida atım işleminin vida sıyırma direnci, direngenliği ve giriş torkuna etkilerini araştırdık. Bu konuda daha önce yapılmış bir literatür bilgisine ulaşamadık. Aynı zamanda bu işlemin konik ve silindirik vidalar üzerindeki farklı etkiler oluşturup oluşturmadığını da karşılaştırmalı olarak test ettik ve istatistiksel olarak değerlendirdik. Konik vidalar eşlendikleri silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında sıyırma direncinin %1.05 oranında arttığı, direngenliğin %3.94 oranında düştüğü ve maksimum giriş torkunun ise %104 oranında artmış olduğu görüldü. Yani aynı delikten birden fazla yapılan atımlarda konik vidalarda silindirik vidalara göre sıyırma direncinin artmasına karşın direngenliğinde bir düşme saptandı. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (tepe-yük için $p=0.13$, direngenlik için $p=0.39$, tablo-6).Yine II. Test grubundaki Konik vidalarla I. Test grubundaki konik vidaları karşılaştırdığımızda sıyırma direncinin %4.56, direngenliğin %8.77, maksimum giriş torkunun ise %16.7 oranında ortalama değerler olarak arttığını (tepe-yük için $p=0.94$, direngenlik için $p=0.59$, tablo-6); Yine II. Test grubundaki silindirik vidalarla I. Test grubundaki silindirik vidaları

karşılaştırdığımızda ise yine aynı şekilde sıyırma direncinin %27.3, direngenliğin %9.5 oranında arttığını(tepe-yük için $p=0.18$, direngenlik için $p=0.07$ $p>0.05$, tablo-6), tersine maksimum giriş torkunun ise % 9.6 oranında azaldığını görmekteyiz. Yani aynı delikten birden fazla vida atımı yapıldığında hem konik hem de silindirik vidalarda sıyırma direnci ve direngenlik değerlerinde bir artışın olduğunu ancak istatistiksel olarak bir anlamlılık olmadığını görmekteyiz.

180 derece geri çekimli konik ve silindirik vidaların direngenlik ve sıyırma direncinde Test-1 de tam yerleşimli konik ve silindirik vidalardan elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlam taşımayan bir miktar düşme görüldü (tepe-yük için $p=0.07$, direngenlik için $p=0.24$, $p>0.05$ tablo-6). Ancak aynı şekilde silindirik vidalar arasında da istatistiksel bir anlam taşımayan bir düşme saptandı(tepe-yük için $p=0.07$, direngenlik için $p=0.05$, tablo-6). Yine aynı test içinde konik vidalar silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında ise teorik olarak beklenenin tersine konik vidaların sıyırma direncinin %12.6, direngenliğin ise %14.6 oranında artışı saptandı (tepe-yük için $p=0.39$, direngenlik için $p=0.13$, $p>0.05$, tablo-6).Yine bu artışlarda da istatistiksel bir anlamlılık yoktu. Bret B ve arkadaşları da konik vidalarla geleneksel silindirik vidaları 180 ve 360 derece geri çekmeli olarak karşılaştırdıkları bir dizi vida sıyırma testlerinde sıyırma direnci ve direngenliklerin de anlamlı bir düşme saptamamışlar.(42)

Test-4 de Konik-1/konik-4 ve Silindirik-1/silindirik-4 karşılaştırmasında anlam veremediğimiz bir şekilde test-4 lehine az bir artış görüldü. Bu konik vidalar için tepe-yük değerlerinde %9, Direngenliklerinde %22.2 oranında artma(tepe-yük için $p=0.49$, direngenlik için $p=0.7$, tablo-6); aynı şekilde silindirik vidalar için ise tepe-yük değerlerinde %17.3, Direngenliklerinde %26.7 oranında artış(tepe-yük için $p=0.59$, direngenlik için $p=0.94$, tablo-6) şeklinde idi. Yine aynı test içinde konik vidalar silindirik vidalar ile karşılaştırıldıklarında ise teorik olarak beklenenin tersine konik vidaların sıyırma direncinin %12.6, direngenliğin ise %14.6 oranında artışı saptandı (tepe-yük için $p=0.24$, direngenlik için $P=0.7$, tablo-6). Silindirik vidalar 180 ve 360 derece geri çekilmelerine rağmen tutarlı bir kuvveti sağladılar ve beklediği gibi sıyırma testlerinde tepe-yük, direngenlik, değerlerinde anlamlı bir düşme göstermediler. Bret B ve arkadaşları yine aynı testlerinde 180 ve 360 derece geri çekilmiş konik ve silindirik vidalar ile tam yerleştirilmiş konik ve silindirik vidalar arasında sıyırma

direnci ve direngenlikler için gerekli total enerji arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (42).

Kortikal kemiğe yerleştirilmiş konik vidalar vidanın geri çekilmesinde giriş tespit kuvvetini kaybetmesinde ve klinik olarak da kısa bir zaman aralığında görece gevşemede çok hassas olarak bilinirler. Bu transpediküler tespit çalışmasında giriş tespit kuvvetini kaybetmemesi gerçeği klinik olarak zamanla tespit kuvveti özelliğinin kaybetmeyebileceğini önermez, ancak vida ve kemik arasındaki mekanik yüzeyin kortikal kemikten farklı olduğunu vurgular (42). Bret B ve arkadaşlarına göre; tam yerleştirmeden 360 derece geri çekilmiş vida grubunda görülen dirençli tespit kuvvetine üç faktör katkıda bulunabilmekte. Bunlar; birincisi pedikül korteksi ve vida şaftı arasına sıkışmış trabeküler kemik bir noktaya kadar elastik olarak deforme olması ve vida geri çekilirken kemik yiv temasının devam ettirmek için re-ekspanse olması, ikincisi pedikülün kendisi konik vida sokulduğunda hafifçe genişleyebilmesi ve vida geri çekildiğinde kontrakte olarak vida yiv ilişkisini devam ettirmesi, üçüncüsü, daha dar minör çap ve daha küçük yiv alanına sahip olabilen bu vida dizaynında geniş vida çapları ki çok miktarda kansellöz kemiği parçalamadan bası altında tutmasıdır. Bizde bu mekanizmalar tarafından vida geri çekilmesinden kaynaklanan vida boyutlarındaki küçük azalmaları kompanse etmek için pedikül içinde kemik-vida yüzeyinde yeterli elastik deformasyonların olduğunu ileri sürmekteyiz.

İnsan vertebraasına *invivo* yüklenme koşulları bu eksperimental modelden farklı olmasına rağmen, bu çalışılan çiftlenmiş sıyrma testinde implantların görece performansını anlamlı derecede değiştirebilecek insan ve eksperimental model arasında bilinen fizyolojik, biyomekanik, klinik bir fark yoktur (42). Bununla beraber aksiyel sıyrma modelinde görülenlerden farklı trabekülde yetmezlik modeli yaratan ve Zdeblic ve ark tarafından kullanılan vidanın menteşe hareketlerini yaratan toggle-out modelde önemlidir (57). Sıyrma kuvveti için daha önceki sağlıklı insan vertebraası ile spesmenlerden elde edilen karşılaştırılabilir kesin değerler bu modelin değerini desteklemektedir (58).

Her şeye rağmen bu verilerden klinik sonuçlar çıkarmada çok dikkatli olunmalıdır. Dana vertebra spesmenleri sağlıklı insan vertebraasına göre daha dens trabeküler matrikse sahiptirler ve osteoporotik hastalara göre sıyrma daha farklılık gösterebilir. Benzer şekilde bunlar aksiyel sıyrma yetmezlik çalışmaları olup ve sıklık

çekme testleri yapılmadı. Trabeküler yetmezlik veya bilinmeyen diğer mekanizmalar nedeniyle konik vidalar bu test modelinde silindirik vidalardan daha az performans gösteriyor olabilirler.

Sonuç Karar

Bu analizde

1- konik vidalar, geleneksel silindirik vidalara göre tam yerleşimli test-I de istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha fazla direngenlik, sıyırma kuvveti ve giriş torku yarattılar.

2- Aynı delikten yapılan çoklu vida atımlarında konik ve silindirik vidalar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, beklenenin tersine diğer test gruplarına göre daha fazla direngenlik, sıyırma kuvveti ve giriş torku yarattılar.

3- 180 ve 360 derece geri çekmeli test-3 ve test-4 de konik vidalar beklenenin tersine geleneksel silindirik vidalara göre direngenlik ve sıyırma kuvveti testlerinde istatistiksel anlam taşıyan bir düşme göstermediler.

4- Giriş torku ile sıyırma kuvveti arasında anlamlı bir korelasyon saptanmadı.

KAYNAKLAR

- 1- Çavdar S. Omurga ve omurilik anatomisi ve embriyolojisi. In: Zileli M, Özer AF, ed. Omurilik ve omurga cerrahisi. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 33.
- 2- Korres DS, Boscainos PJ, Psycharis I, et all. Multiple level nontiquous fractures of the spine. Clin Orthop Relat Res. 1998;411:91-102.
- 3- Çavdar S. Omurga ve omurilik anatomisi ve embriyolojisi. In: Zileli M, Özer AF, edit. Omurilik ve omurga cerrahisi. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 40.
- 4- Boerger TO, Limb D, Discon R. Does canal clearence affect neurological outcome after thoracolumbar burst fractures? J Bone Joint Surg 2000;82:629-35.
- 5- Chiba M, McLain R, Yerby S, moseley T, Smith S, Benson D. Short segment pedicle instrumentation. Spine 1996;3:288-94.
- 6- Kim M, Nolan P, Finkelstein J. Evaluation of 11 th rib extrapleural-retroperitoneal approach to the thoracolumbar junction. J Neurosurgery Spine 2000;93:168-74.
- 7- Knighty J, Sonntag V. Thoracolumbar fractures. Sonntag VKH, Menezes AH ed. Principles of spinal surgery. Vol 2, New York, McGraw Hill, 1996, syf 919-47.
- 8- Parisini P, Silvestre M, Gregg T. Treatment of spinal fractures in children and adölescent. Spine 2002;18:1989-94.
- 9- Yoganandan N, halliday A, Dicman C. Practical anatomy and fundamental biomechanics. Benzel E ed. In: Spine surgery, techniques, complication, avoidance and management. Vol 1, Churchill Livingstone, Philadelphia 1999, syf 93-117.
- 10- Cyron BM, Hutton WC. Articular tropism and stability of lumbar spine. Spine 1980;5:168-72.

- 11-Çavdar S. Omurga ve omurilik anatomisi ve embriyolojisi. In: Zileli M, Özer AF, ed. Omurilik ve omurga cerrahisi. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 37-39.
- 12- Başustaoğlu A. Medulla spinalis yaralanmalarında infeksiyon. Hancı M,Aydingöz Ö ed. In: medulla spinalis yaralanmaları. İstanbul, Logos yayıncılık, 2000, syf 262-8.
- 13- Albertsone C, Benzel CE. Benzel E ed. In: Spine surgery, techniques, complication, avoidance and management. Vol 1, Churchill Livingstone, Philadelphia 1999, syf 1-19.
- 14- Buyruk HM. Omurga biyomekaniği genel kavramlar. In: Omurilik ve omurga cerrahisi. Zileli M, Özer AF, ed. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 113-23.
- 15- Naderi S. Omurga biyomekaniği klinik kavramlar. In: Omurilik ve omurga cerrahisi. Zileli M, Özer AF, ed. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 12-37.
- 16- Bozkuş H. Spinal enstrümantasyon ve omurga biyomekaniği. In: Spinal enstrümantasyon. Naderi S ed. İzmir, Meta basım, syf 41.
- 17- Gertbein SD, Seligman J, Holtby R, et all. Centrodal patterns and segmental instability in degenerative disc disease. Spine 1985;10:257-61.
- 18- Wilkins WF. Separation of the vertebrae with protrusion of hernia between the same. Operation and cure. St Louis Med Surg 1988;54:340-1.
- 19- Böhler J, Gaudemak T. Anterior plate stabilization for fracture dislocation of the lower cervical spine. J Trauma 1980;20:203-5.
- 20- King D. Internal fixation of the lumbosacral fusion. J Bone Joint Surg 1948;30:560-5.
- 21- Albert TJ, Jones AM, Balderston RA. Spinal instrumentation . In: The spine vol 2. Rothman RH, Simone TA ed. Philadelphia, WB Saunders, 1992 p.1777-96.
- 22- Roy-Camille R. Internal fixation of the lumbar spine. Clin Orthop 1986;203:7.
- 23- Luis R. Fusion of the lumbar and sacral spine by internal fixation with screw plates. Clin Orthop 1986;203:18-33.

- 24- Zileli M, Çağlı S, Yurtseven T, Eti M, Erşahin Y, Mutluer S. Oksipitoservikal stabilizasyon. Türk nöroşirürji derneği bilimsel kongresi 24-28 mayıs 1996, Çeşme, İzmir.
- 25- Vender JR, Rekito AJ, Harrison SJ, Mc Donnell DE. Evolution of posterior cervical and occipitocervical fusion and instrumentation. Neurosurgical Focus 2004;16(1):1-15.
- 26- Zileli M. Torakolomber posterior enstrumanlar. In: Omurilik ve omurga cerrahisi. Zileli M, Özer AF, ed. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002 syf 1609-1639
- 27- Bozkuş H. Spinal enstrümantasyon ve omurga biyomekaniği. In: Spinal enstrümantasyon. Naderi S ed. İzmir, Meta basım, syf 42-59.
- 28- Çağlı S, Zileli M. Omurga biyomekaniği- enstrümantasyon biyomekaniği. In: Omurilik ve omurga cerrahisi. Zileli M, Özer AF, ed. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 188.
- 29- Taitzman JP, Saha S. Tensile strength of wirw-reinforced bone cement and twisted strainless steel wire. J Bone Joint Surg. Am 1977;59:419-25.
- 30- Ferrara L. Omurga biyomekaniğinde deneysel yöntemler. In: Omurilik ve omurga cerrahisi. Zileli M, Özer AF, ed. 2.baskı, İzmir, Meta basım, 2002, syf 141-52..
- 31- Esses SI, Sachs BL, Dryzin V. Complications associated with the technice of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS Members. Spine 1993;18 (15):2231-8
- 32- Weinstein JN, Spratt KF, Spengler D, Brick C, Reid S. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on succesfull screw placement . Spine 1988;13(19):1012-8
- 33- Pfeifer M, Hoffman H, Goel VK, Weinstein JN, Griss P. İn vitro testing of a new transpedicular stablization technice. Eur Spine J 1997;(4):249-55
- 34- Davne SH, Myers SL. Complications of lumbar spinl fusion with transpedicular instrumantaton. Spine 1992;17(supp)S184-9

- 35- Kwok AWL, Finklestein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screw in cadaveric bone. Spine 1996;21(21):2429-34
- 36- Yamagata M, Kitahara H, Minami S, et al. Mechanical stability of pedicle screw systems for the lumbar spine. Spine 1992;17(suppl):S51-4
- 37- Pfeifer M, Gilbertson LG, Goel VK, et al. Effect of specimen fixation method on pull-out tests of pedicle screws. Spine 1996;21:1037-44
- 38- Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in the lumbosacral spine Clin Orth 1986;203:99-112
- 39- Ransom N, La Rocca SH, Thalgott J. The case for pedicle fixation of the lumbar spine Spine 1994;19(23):2702-6
- 40- Daftari DK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. J Spinal Disord 1994;7(2):139-45
- 41- Hallawa M, Lee AC, Ling RM, Vangala SS. The shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface. Arch Orth Trauma Surg 1978;92:19-30
- 42- Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristic of pullout failure in conical and cylindrical screws after full insertion and back-out. Spine J 2001;1(6):408-14
- 43- Kılınçer C, İnceoğlu S, Çaylı S, Zileli M, Ferrara L. Biomechanical analysis of a Turkish-Made posterior spinal instrumentation system. Turkish Neurosurgery 2005;Vol:15 No:2,58-63
- 44- İnceoğlu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. Spine J 2004;4:51
- 45- McLain RF, Fry MF, Moseley TA, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: pull-out testing of three different pedicle screw designs J Spinal Disord 1995;8(1):62-8

- 46-Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W. Experimental pullout testing and comparison of variable in transpedicular screw fixation. Spine 1990;15:15-201
- 47-Schwab FJ, Nazarian DG, Mahmut F, Michelsen CB. Effects of spinal esrumantation on fusion of the lumbsacral spine. Spine 1995;20(18):2023-8
- 48-Dicman CA, Fesler RG, Macmillan M, Haid RW. Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine:operative technice and outcome in 104 cases. J Neurosurgery 1992;77:860-70
- 49-McLain R, Sparling E, Benson D. Early failture of the short segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures: a preliminary report. J Bone Joint Surg 1993;75A:162-7
- 50-McKinley TO, McLain RF Yerby SA, Sarıgül- Klijn N, Smith TS.The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading in unstable burst fractures: a synthetic model. Spine 1997;22(3):246-52
- 51-Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF. Loading of pedicle screws within the vertebra. J Biomechanics 1997;17(supp):S184-9
- 52-Missenhimer GR, Peek RD, Wiltse LL, Rothman SLG, Widell EH. Anatomic analysis of pedicle ortical and cncellous diameter as related to screw size Spine 1989;14:367-72
- 53-Ashman RB, Galpin RD, Corin JD, Johnston CE. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. Spine 1989;14:1398-405
- 54-Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murato K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. Spine 1991;16(11):1335-41
- 55-Hirano T, Hasegava K, Takahashi HE,et al. Structurel characteristics of the pedicle and its rolein screw stabilty. Spine 1997;22:2504-10
- 56-Myers B, Belmont P, Richardson w, Yu J, Harper K, Nightingale R. The role of imaging and in situ biomechanical testing in assessing pedicle screw pullout strenght. Spine 1996;21:1962-8

- 57-Zdeblic TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe r. Pedicle screw pullout strenght:correlation with insetional torque. Spine 1993;18:1673-6
- 58-Krag MH, Beynnon BD, Pope MH, Decoster TA. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebra:effect upon screw-vertebra interface strength. J Spinal Dis 1998;1:287-94