

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**

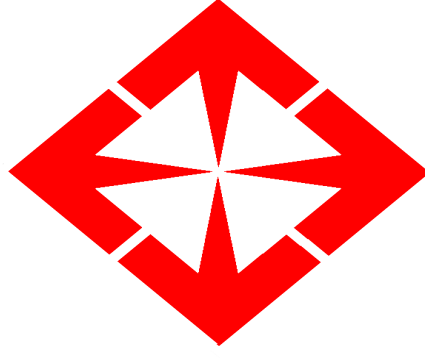
**Ortopedi ve Travmatoloji**  
**Anabilim Dalı**

**İFLAS ETMİŞ PEDİKÜL VİDA YOLU REVİZYONUNDA GÜÇLENDİRME**  
**YÖNTEMLERİNİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dr. Ateş MAHMUTİ**

**Ankara, 2019**



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**

**Ortopedi ve Travmatoloji**  
**Anabilim Dalı**

**İFLAS ETMİŞ PEDİKÜL VİDA YOLU REVİZYONUNDA GÜÇLENDİRME**  
**YÖNTEMLERİNİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ**  
**Dr. Ateş MAHMUTİ**

**Tez Danışmanı**  
**Dr. Öğr. Üyesi Ümit Özgür GÜLER**

**Ankara, 2019**

## TEŞEKKÜR

Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'na başladığım günden itibaren, hekimliğin gerektirdiği özveri ve sabrı hayat tarzı olarak benimsemiş, her soru ve sorunumda kapısını bana açık tutan bölüm başkanımız Sayın Prof. Dr. İsmail Cengiz Tuncay'a,

Bu çalışmayı tasarlayarak bana öneren, her aşamasında yol gösteren Başkent Üniversitesi Adana Yüreğir Hastanesi'ndeki yoğun çalışma temposuna rağmen her adımında yanımda olan, tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ümit Özgür Güler'e,

Bu zorlu yolculukta bana verdikleri eğitim ve meslek anlayışını hayat boyu taşıyacağım değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Hüseyin Demirörs, Prof. Dr. İlhami Kuru, Prof. Dr. Rahmi Can Akgün'e,

Uzun soluklu eğitimimi ilk günden itibaren ilgi ve alaka ile takip eden, mesleğin acemiliği hala üzerimdeyken bile bana cesaret ve destek vererek cerrahi yeteneklerimin gelişmesine sebep olan hocam, abim Sayın Doç. Dr. Orçun Şahin'e,

Kendisinde asistanlığımın ilk yıllarında gördüğüm, özverili ve disiplinli çalışmayı bana aşılaman, mesleki sorumluluğun her zaman üzerimde olması gerektiğini ilk günlerimde bana öğreten değerli hocam, abim ve dostum Sayın Dr. Öğr. Üyesi Bahtiyar Haberal'a,

Zorlu asistanlık sürecine beraber başladığımız ilk günden itibaren bana her konuda destek olan, omuz omuza her türlü zorluğun üstesinden geldiğim, kişiliğine, bilgisine ve dünyaya bakış açısına çok değer verdiğim kadim dostum Uzm. Dr. Ekin Kaya Şimşek'e,

Asistanlığın yoğun temposunda beraber çalıştığım ve beraber birçok zorluğu aştığımız değerli kıdemlilerim Uzm. Dr. Engin Baylar ve Uzm. Dr. Javid M. Azarabadi ve asistan arkadaşlarım Dr. Ali Yawz, Dr. Koray Akpınar, Dr. Can Çetin ve Dr. Mahmut Işık'a,

Varlıklarının gölgesinde bile güvende hissettiğim, her adımında yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, her konuda örnek aldığım sevgili annem Kumriye Mahmuti ve babam Suat Mahmuti'ye,

Ve son olarak, önüme çıkan her engeli elinden tutarak aştığım, en zor anımda bile hayat dolu tavrıyla bana güç veren, bu zorlu süreçteki en büyük destekçim, yol arkadaşım, sevgili eşim Selin Onay Mahmuti'ye,

en içten teşekkürlerimi sunarım

Dr. Ateş Mahmuti

Ağustos - 2019

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı hayvan vertebrasında iflas etmiş primer lomber pedikül vidası modeli oluşturulduktan sonra, güçlendirme amaçlı farklı polimetilmetakrilat (PMMA) uygulama yöntemlerinin biyomekanik olarak karşılaştırmaktır.

Çalışmada, otuz lomber vertebra altı danadan elde edilerek tüm yumuşak dokuları temizlendi ve kemik mineral yoğunlukları ölçüldü. Devamında kırık varlığını tespit etmek amacıyla kemiklere ön-arka ve yan grafler çekildi. Testin birinci basamağında; vertebraların sağ ve sol pediküllerinin giriş yeri kesişme tekniği ile belirlenerek poliaksiyel baş özellikli pedikül vidaları yerleştirildi. Vertebralar özel hazırlanmış kutulara çimento yardımı ile gömüldü ve instron cihazına uygun çekme düzeneğine yerleştirilerek aksiyel yönde çekme kuvveti uygulandı. Çalışmanın ikinci basamağında, örnekler rastgele dört gruba ayrıldı. Vida deliklerinin güçlendirilmesi amacıyla 1. Gruba PMMA şırınga yardımı ile verilerek güçlendirildi; 2. Gruba PMMA oda şartlarında rulo şekli verilerek pedikül yoluna konularak güçlendirildi; 3. Gruba bozulmuş pedikül yolu içerisine kemik grefti ve PMMA şırınga yardımı ile güçlendirildi; 4. Gruba kemik grefti ve fenestre vida içerisinden PMMA uygulanarak güçlendirildi. Ardından ilk basamakta olduğu gibi hazır düzeneğe yerleştirilen pedikül vidalarının sökülme kuvvetleri kaydedildi. Her dört güçlendirme yöntemi arasındaki fark istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmaya dahil edilen vertebraların kemik mineral yoğunlukları ortalamasına bakıldığında  $1.31 \pm 0,225 \text{ g/cm}^2$  olarak tespit edilmiş, her dört grup sonuçları arasında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Tüm gruplar ayrı ayrı değerlendirildiğinde birinci grupta ilk sökülme değerleri ortalaması  $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $3745 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür. Bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). İkinci grubun ilk sökülme değeri ortalaması  $2215,8 \pm 1113.2 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $2953.6 \pm 1392.9 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür. Bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Üçüncü grubun ilk sökülme değerleri ortalaması  $2085,7 \pm 638.01 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $3953 \pm 1331.8 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür ve bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Dördüncü grubun ilk sökülme değerleri ortalaması  $2627.4 \pm 677,8 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası

ortalaması  $3209.9 \pm 1326.1$  N/m<sup>2</sup> olarak ölçülmüş ve bu grubun da ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

PMMA ile güçlendirme yapılmış gruplar birbiri ile karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Anahtar kelime: Biyomekanik, Pedikül vidası, Güçlendirme, PMMA

## ABSTRACT

### **Biomechanical comparison of augmentation methods in failed pedicle screw revision**

The aim of this study is to compare biomechanical results between different polymethylmethacrylate (PMMA) augmentation methods on failed lumbar pedicle screw model in animal vertebrae.

Thirty lumbar vertebrae were harvested from six calves, all of the soft tissue was dissected and the bone mineral density was measured for each vertebra. On the first stage; left and right pedicle entry points were determined via the intersection technique and polyaxial pedicle screws were inserted to all vertebrae. All specimens were embedded in cement, each potted specimen was mounted on the base of an Instron Machine and the pull-out tests were performed in axial direction. On the second stage; the specimens were randomly divided into four groups. The 1st group was augmented by injecting PMMA into the failed screw hole with a syringe; the 2nd group by inserting roll-shaped PMMA into the failed screw hole, the 3rd group by inserting bone graft and injecting PMMA with a syringe into the failed screw hole; and the 4th group by inserting bone graft and injecting PMMA through a fenestrated pedicle screw into the failed screw hole. After the pull-out tests of the specimens were repeated same as in stage 1, the pull-out strength (POS) results of all specimens were recorded and compared with statistical analyses.

The mean bone-mineral densitometry (BMD) of all primary screws was  $1.31 \pm 0,225 \text{ g/cm}^2$  and no significant difference in BMD was found between the groups ( $p > 0.05$ ). The mean POS of the primary screws in the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, 3<sup>rd</sup> and 4<sup>th</sup> groups were  $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$ ,  $2215,8 \pm 1113.2 \text{ N/m}^2$ ,  $2085,7 \pm 638.01 \text{ N/m}^2$ , and  $2627.4 \pm 677,8 \text{ N/m}^2$  respectively. After the augmentation mean POS in the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, 3<sup>rd</sup> and 4<sup>th</sup> was  $3745 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$ ,  $2953.6 \pm 1392.9 \text{ N/m}^2$ ,  $3953 \pm 1331.8 \text{ N/m}^2$  and  $3209.9 \pm 1326.1 \text{ N/m}^2$ , respectively. No statistical difference was found between the POS results in the four groups ( $p > 0.05$ ).

There was no significant statistical difference in POS between the PMMA augmentation methods for failed pedicle screws.

Keywords: Biomechanic, Pedicle Screw, Augmentation, PMMA

# İÇİNDEKİLER

<b><u>Bölüm</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	viii
ŞEKİLLER.....	ix
TABLolar.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Tarihçe.....	2
2.2 Pedikül Fiksasyon Yöntemlerinin Gelişimi.....	5
2.3 Anatomi.....	11
2.4. Transpediküler Vida Uygulamasında Cerrahi Anatomi.....	17
2.5. Transpediküler Vida Fiksasyonunda Genel Bilgiler.....	22
2.6. Transpediküler Vida Revizyonunda Kullanılan Materyaller.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1 Model Hazırlığı.....	27
3.2 Çalışmanın Basamakları ve Gruplar.....	29
3.3 Biyomekanik Deney.....	29
4. BULGULAR.....	38
5. TARTIŞMA.....	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
KAYNAKLAR.....	51

## KISALTMALAR ve SİMGELER

AO	: (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) Osteosentez Araştırması Çalışma Grubu
DEXA	: (Dual-Energy X-ray Absorptiometry) Çifte enerjili X ışını absorpsiyometrisi
KMY	: Kemik Mineral Yoğunluğu
mm	: Milimetre
MÖ	: Millattan Önce
p	: İncelenen Olayın Olabilirlik Oranını Belirleyen Simge
PMMA	: Polimetilmetakrilat
SD	: (Standard Deviation) Standart Sapma
SPSS	: (Statistical Package for the Social Sciences) Sosyal Bilimler İçin İstatistiki Paket
VSP	: (Variable Screw Placement) Değişken Açılı Vida Yerleştirilmesi
%	: Yüzde
°C	: Santigrad Derece



## ŞEKİLLER

<u>Sekiller</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 İmohtep ve Edwin Smith Cerrahi Papirüsü. ....	2
Şekil 2.2 Hipokrat ve geliştirdiği redüksiyon yöntemi .....	3
Şekil 2.3 Galen ve çalışmalarından ventral ve dorsal insan iskeleti görünümü.....	4
Şekil 2.4 A)Andreas Vesalius ve B) Andreas Vesalius'un çizimlerinden biri .....	5
Şekil 2.5 Boucher'in uyguladığı vida fiksasyonu. Lamina ve faset eklemden girilerek pediküle uygulanan vida görüntüleri .....	6
Şekil 2.6 Roy-Camille'in kullandığı segmental pedikül plak sistemi. Soldaki plaklar spondilolistesis, sağdaki plaklar ise lumbosakral füzyon için üretilmiştir. ....	7
Şekil 2.7 A) Harrington'un 1966 yılında spondilolistezisin L5 pediküllerinden lag vidalı ankor kullanarak enstrümente redüksiyonunu tanımlayan konsept çizimi ve B) Harrington tarafından ilk yayınlanmış rod ile enstrümantasyon .....	8
Şekil 2.8 Magerl ve Dick tarafından tariflenmiş vertebral fiksatorler. A) Eksternal fiksator B) Internal fiksator.....	9
Şekil 2.9 Steffe'nin tanımladığı 'variable –screw-placement:VSP' sistemi.....	9
Şekil 2.10_A) Vermont Spinal Fiksator ve B) Wiltse pedikül-vida sistemi .....	10
Şekil 2.11_A) Yves Cotrel ve Jean Dubousset; B) Tanımladıkları üç boyutlu düzeltmeye olanak sağlayan enstrümantasyon tekniği .....	11
Şekil 2.12_A) Vertebral Kolondaki eğrilikler, B) Vertebral kolonun anterior, posterior ve lateral görünümü.....	13
Şekil 2.13_A) Vertebraların işlevlerine göre bölgesel farkları B) Servikal,torakal ve lomber bölge anatomik farklılıkları gösterilmektedir .....	16
Şekil 2.14_Lomber vertebranın genel özellikleri .....	17
Şekil 2.15_Kesişme yöntemi ile pedikül lokalizasyonunun belirlenmesi.....	18
Şekil 2.16_Pedikül açıları ve bölgesel medial açılanmanın pratik gösterimi; A) pedikül genişliği, B) transvers veya koronal pedikül açısı ve C) sagittal pedikül açısı. ....	20

Şekil 3.1 Çalışmaya başlamadan önce vertebralara çekilen A) KMD ve B) Ön-arka grafilerin görüntüsü .....	28
Şekil 3.2 Vertebraların her iki pedikülüne yerleştirilen 6.5x50 mm poliaksiyel başlı self-tapping, titanium lomber bölge pedikül vidasının görüntüsü .....	30
Şekil 3.3 A)Vertebraların her iki pedikülünün dışarda kalacağı şekilde, kap içine gömülmüş vaziyetteki görüntüsü B) Pedikül vida açılanmasına göre aksiyel çekmeyi sağlamak için cihaz tablasına uygulanan kama şeklindeki altlık; C) Ön deneyde pedikül vidasının Instron cihazına sabitlenmesi için kullanılan 5.0mm şanz ve ara bağlantı .....	31
Şekil 3.4_Kutu içine gömülmüş vertebranın, pedikül vida açılanmasına uygun olarak makineye sabitlenmesi .....	32
Şekil 3.5 A) Vidaların primer çekim işlemi ve B) bozulmuş pedikül yolunun ince rod ile belirlenmesi.....	33
Şekil 3.6_PMMA'nın bozulmuş pedikül yolu içerisine basınçsız olarak uygulanışı .....	34
Şekil 3.7_İkinci grupta bozulmuş pedikül yolu içerisine kemik grefti doldurulduktan sonrası elle PMMA uygulandı .....	35
Şekil 3.8_Dördüncü grupta bozulmuş pedikül vida deliği içine fenestre vida gönderilerek içinden 1-2 cc PMMA gönderilerek güçlendirme yapıldı .....	36
Şekil 3.9_Sökülme işlemleri sonrasında sıyrılmış vidaların görüntüsü .....	37

## TABLÖLAR

<b><u>Tablo</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
Tablo 4.1 Elde edilen değerlerin normal dağılımı .....	38
Tablo 4.2 Vertebraların KMY ölçümlerinin frekans histogramı .....	39
Tablo 4.3 Ortalama $\pm$ Standard sapma grafiği .....	40
Tablo 4.4 Çekilme kuvveleri grafiği .....	41
Tablo 4.5 Frekans tablosu .....	42

## 1. GİRİŞ

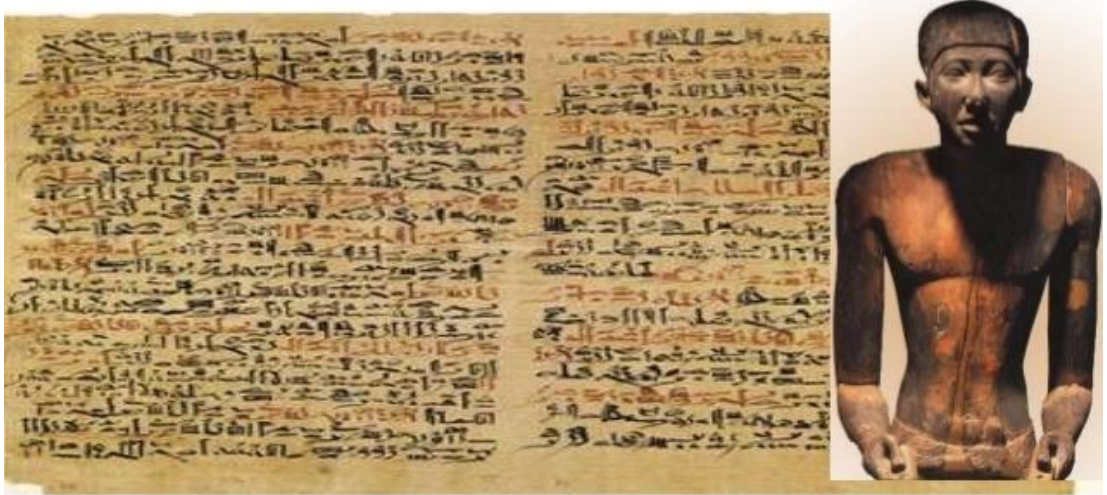
Sağlık teknolojisindeki gelişmeler günümüzde yaşam kalitesini ve uzun yaşam beklentisini artırmıştır. Bununla birlikte, uygulanan cerrahi tedavilerin uzun dönemde başarı sonuçları sorgulanmış ve birçok yeni yöntemin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Ortopedi ve travmatoloji dalında yapılan araştırmalar ile birçok hastalık ve patolojiye çözümler aranmakta ve geliştirilen yeni tekniklerle daha etkili tedavi yöntemleri hedeflenmektedir.

Vertebra patolojileri, insanlık tarihi boyunca önem taşımış ve çözüm bulunmaya çalışılan problemlerden biri olmuştur. Uygulanan cerrahi yöntemlerinin sayısının artması yanında revizyon cerrahi ihtiyaçlarını da getirmiştir. Yaşlı popülasyonda spinal fiksasyonun son yıllarda anlamlı olarak arttığı tespit edilmiştir (1980'lerde iki, 1990'larda ise üç katına çıkmıştır) ve önümüzdeki yıllarda daha da fazla artması beklenmektedir (1). Osteoporotik vertebra cerrahileri sonrasında vida gevşemesi veya yetersiz mekanik stabiliteye bağlı komplikasyonlarla sıkça karşılaşmaktadır. Revizyon vakalarında; daha büyük ve/veya uzun boy pedikül vidası kullanılması, bozulmuş vida deliğinin güçlendirilmesi veya pedikül vidasının farklı yol izlenilerek gönderilmesi gibi birçok kurtarma yöntemi tariflenmiştir. Vida deliğinin intraoperatif veya postoperatif güçlendirilmesinde polimetilmetakrilat (PMMA) sıklıkla kullanılmaktadır. PMMA, çevresindeki trabeküler kemiğe kenetlenerek fiksasyonu güçlendirir ve sıyrılma kuvvetini yaklaşık iki kat artırır (2, 3). Güçlendirme için farklı yöntemler sıkça kullanılır; 1) mevcut pedikül vidası deliğine sıvı halde PMMA'yı basınçlı veya basınçsız enjekte etmek, 2) oda sıcaklığında 3 dakika kıvamlanmış PMMA'yı pedikül deliğine uygulamak veya 3) fenestre vidanın içinden enjekte etmek. Ayrıca otojen kemik grefti uygulaması da güçlendirme için yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biridir. Bu çalışmada amaç; iflas etmiş pedikül vida revizyonunda kullanılan bu güçlendirme yöntemlerini biyomekanik olarak karşılaştırılmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Tarihçe

Eski çağlardan beri insanoğlu vertebral kolonun, hayati yapılardan biri olduğunu algılamıştır. Tarih boyunca birçok uygarlıkta omurga ve omurganın önemini anlatan ile ilgili birçok yazıt bulunmuştur. Bunların arasında en eski olduğu düşünülen örneklere de de Edwin Smith Cerrahi Papirüslerinde rastlanmaktadır (4). MÖ 2500 yıllarında Mısırlı bir hekim olan İmhotep tarafından yazıldığı düşünülen papirüslerde tarif edilmiş 48 vaka anlatılmakta ve bunlardan 6 tanesinde vertebral subluksasyon, veya dislokasyonun olduğu spinal kord yaralanmasından bahsedilmektedir (Şekil 2.1)

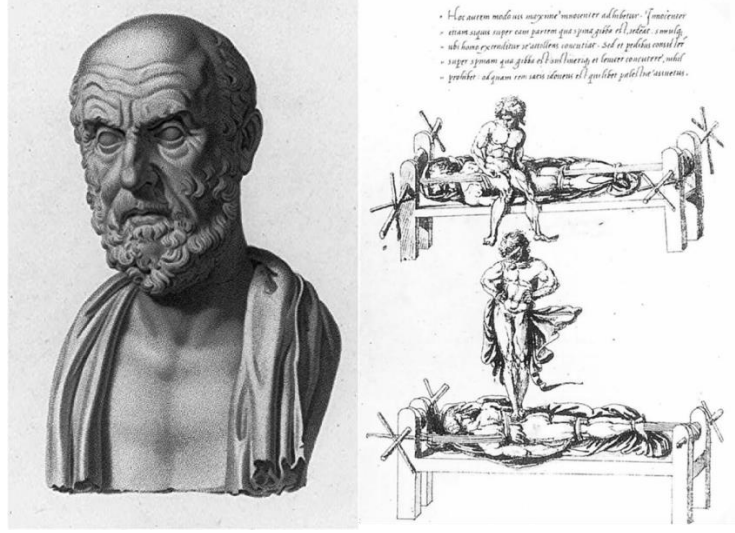


Şekil 2.1

İmhotep ve Edwin Smith Cerrahi Papirüsü. “Boynunda çıkık olan bir adamı muayene ediyorsan, eğer kişi bilinçsizce her iki kol ve bacağı oynatamıyor, penisi erekte ve idrar gelmiş ise, vücudu bükülmüş, gözlerine kan oturmuşsa, bu boyun çıkığıdır ve bel kemiğine kadar uzanmaktadır, bu tedavi edilemez.” yazdığı tespit edilmiştir

Vertebra kırık ve çıkıkları arasındaki ilişki üzerine yaptığı çalışmalar olduğu da bilinen, tıbbın babası olarak adlandırılan Hipokrat'a (MÖ 460-377) göre, 'kırık ile birlikte gelişen paralizi sonrası yapılabilecek bir tedavi yoktur ve o hastanın kaderi ölüm olacaktır' (5). Ayrıca tedavinin ancak kırığa anteriordan redüksiyon yapılırsa mümkün olabileceğini söylemiştir. Aynı zamanda Hipokrat, spinal deformiteleri

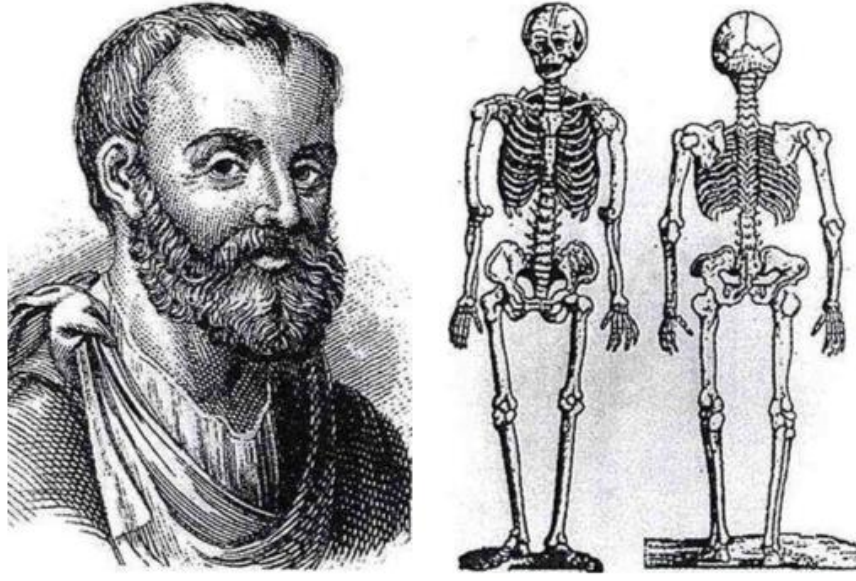
redükte edebilmek için ekstansiyon masası olan ve traksiyon uygulayabilen bir yöntem geliştirmiştir. (Şekil 2.2)



Şekil 2.2

### Hipokrat ve geliştirdiği redüksiyon yöntemi

Spinal kord patolojilerinin anlaşılmasında büyük adımlardan biri de Galen tarafından atılmıştır (6). Galen, 130-200 yılları arasında önceleri eski Yunanistan'da, daha sonra ise Roma'da yaşamış, Roma İmparatoru Marcus Aurelius'un doktoru olmuştur. Galen özellikle yapmış olduğu anatomi çalışmaları ile tıp bilimine büyük katkıda bulunmuş, hareket sistemi, kas ve sinir sistemi, kas ve sinir sistemi arasındaki ilişkiyi ortaya koymuştur. Galen amfityatrolarda gladyatör doktoru olması nedeniyle birçok omurga travması ile karşılaşmış, lordoz, kifoz ve skolyoz gibi omurga deformitelerinin isim babası olmuştur. Galen'in en büyük çalışmaları spinal kord fonksiyonlarını incelediği "On Anatomical Procedures" ve "On The Affected Parts" isimli kitaplarıdır. Hayvan spinal kordları üzerinde yapmış olduğu yaralanmalarda paralizinin veya duyu kaybının seviyelerini belirlemiştir (Şekil 2.3).



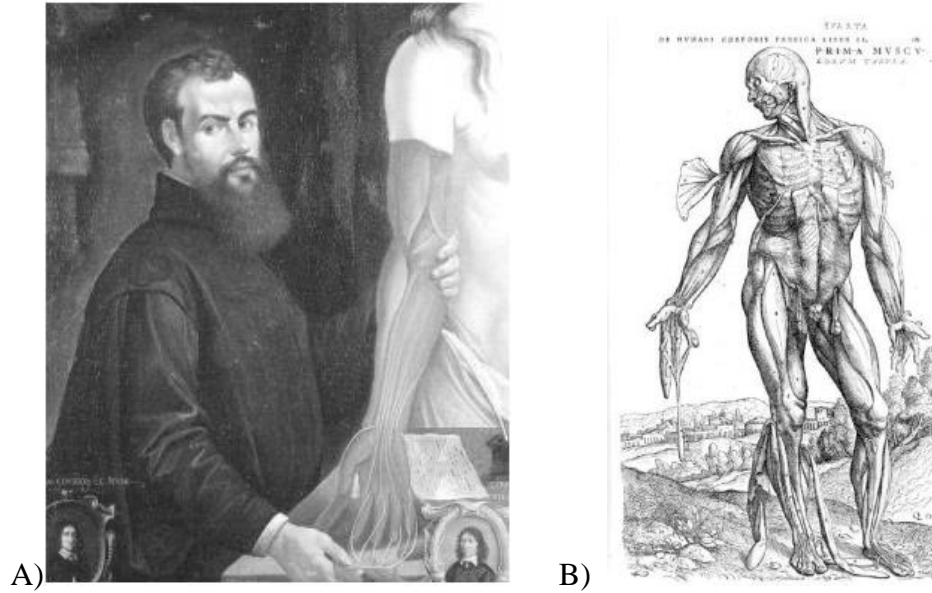
Şekil 2.3

Galen ve çalışmalarından ventral ve dorsal insan iskeleti görünümü

Antik Yunanistan'da bir diğer hekim, Aeginalı Paulus (625-690), Hipokrat'ın spinal dislokasyonlar için olan traksiyon yöntemini geliştirmiştir ve omurga kırıklarının redüksiyonundan sonra bir splint ile tespit edilmesi gerektiğini ortaya koymuştur. Ayrıca bugün hala yaygın olarak kullanılan laminektominin de posterior elemanların kırılması ve spinal kordu itmesi durumunda yapılması gerektiğini belirtmiştir.

Andreas Vesalius (1514-1564), İntervertebral disk tanımlamasını ilk kez yapmış ve spinal ağrıların anatomik nedenlerini de sistematik bir şekilde ifade etmiştir. Vesalius'un "De Humani Corporis Fabrica Liberi Septum" adlı ayrıntılı anatomik diseksiyonlarını anlatan kitabı da modern tıbbın temel taşlarından birini oluşturmaktadır. Nicholas Andry'nin (1658-1742) kas iskelet sistemi ile ilgili olan "L'Orthopedie" adlı kitabında ortopedi tanımını ilk kez kullanılmıştır (Şek 2.4). Nicholas Andry kötü postürün omurganın doğal eğrilikleri üzerindeki etkisini ve postural egzersizin önemini anlatan yazılar yazmıştır. Fabricius Hildanus, 1646 yılında kapalı redüksiyonunun başarılı olmadığı durumlarda, servikal dislokasyona açık redüksiyon uygulamıştır ve bu yöntem günümüzde halen kullanılmaya devam etmektedir. Alban Gilpin Smith, 1829 yılında, düşme sonrası gelişen alt ekstremitte

progresif paraparezi olan genç bir hastada, etkilenen bölgenin spinöz proseslerini çıkarma suretiyle ilk başarılı laminektomi uygulandı ve hastanın kliniğinde hızlı bir düzelme tespit edilmiştir. İlk spinal fiksasyon ise 1887 yılında WF Wilkins tarafından spinöz çıkıntılara tel ile tespit yapılarak gerçekleştirilmiştir. 19.yy ikinci yarısından itibaren tıbbın diğer dallarında da hızlı gelişmeler olması, antibiyotik kullanımı, anestezinin daha iyi yapılması gibi cerrahiye çok büyük katkılar sağlayacak gelişmeler sayesinde vertebra cerrahisinde hızlı bir gelişme kaydedilmiş, başarılı cerrahi sayısı artış göstermiştir.



Şekil 2.4

A)Andreas Vesalius ve B) Andreas Vesalius'un çizimlerinden biri

## 2.2 Pedikül Fiksasyon Yöntemlerinin Gelişimi

Spinal cerrahideki stabilizasyon yöntemleri zaman geçtikçe gelişti ve 1943 yılında Tournay ve 1944 yılında King ilk vertebral vida fiksasyonunu faset eklemde tanımlamıştır (7). Ameliyat sonrası korse kullanımını ve uzamış immobilizasyonu engellemek amacıyla vidanın yerleşimini laminanın inferior köşesine paralel ve faset eklemine dik olacak şekilde tanımlamış, ancak yine de cerrahi sonrası hastalara 3 hafta yatak istirahati uygulanması önerilmiştir. L5-S1 seviyesinde vida ile fiske edilen ve greftlenen hastaların %10'unda psödoartroz geliştiği, 1 hastada ise (%2.3) sinir



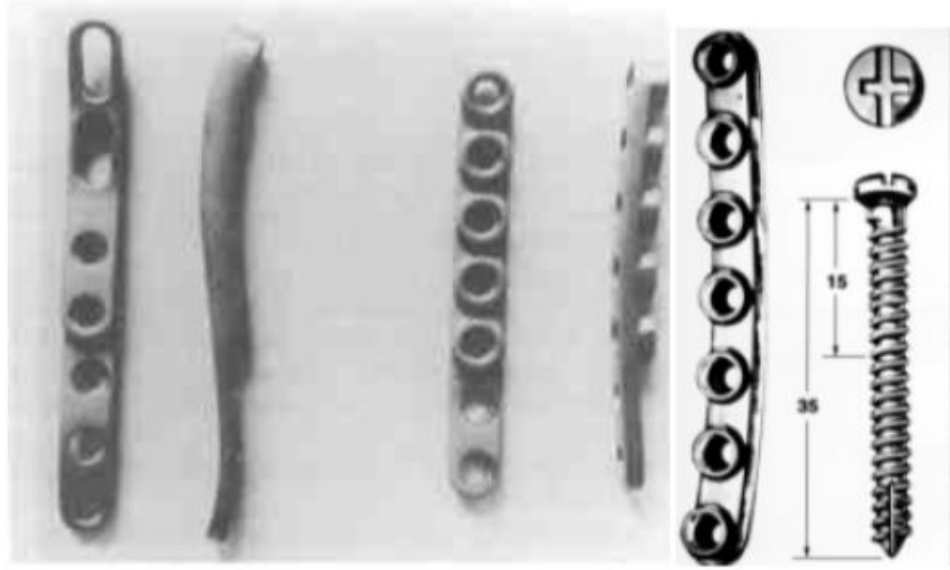
kökü irritasyonu görülerek vidanın çıkarıldığı belgelendi. Bu olumsuz sonuçları takiben 1959 yılında Boucher ve 1964 yılında Pennel tarafından daha iyi sonuçların yer aldığı çalışmalar yayınlanmıştır (8). Boucher ve Pennel daha uzun ve paslanmaz çelik vidaları inferior fasetten pediküle ve vertebral cisme doğru yerleştirmişlerdir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5

Boucher'in uyguladığı vida fiksasyonu. Lamina ve faset eklemden girilerek pediküle uygulanan vida görüntüleri

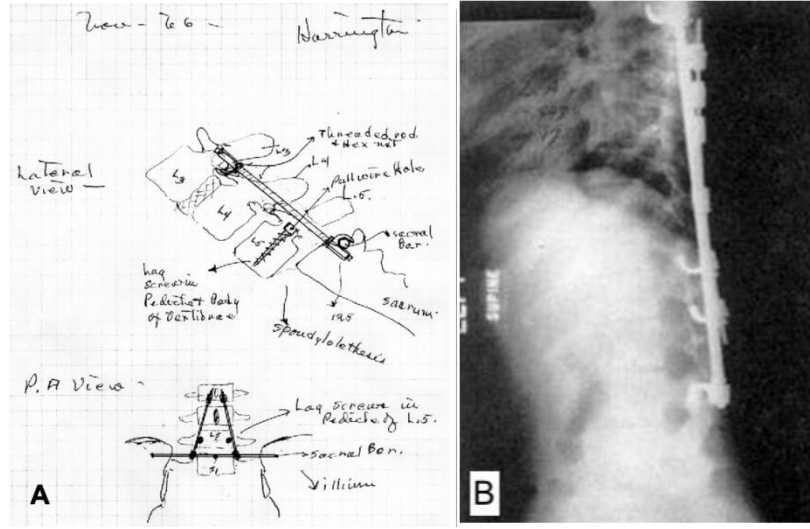
1970 yılında Roy-Camille'in vida ile birlikte pedikül ve artiküler proseslerde sagittal yerleşimli plak kullanımı, pedikül plak ve vida kullanımında bir kilometre taşı olarak kabul edilmektedir (9). Anatomik çalışmalar sayesinde geliştirilen plaklar, kısa veya lumbosakral füzyonlar için de uygun olabilen 4.5mm pedikül vidalarına izin veren, gerektiğinde faset eklemlere de kısa vidalar konulabilecek şekilde dizayn edilmişlerdir. Bu yöntem, spondilolistesis dahil, bir çok spinal patolojiye uygulanmış ve uygulanan vakalarda %100'e yakın başarı sağlamıştır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6

Roy-Camille'in kullandığı segmental pedikül plak sistemi. Soldaki plaklar spondilolistesis, sağdaki plaklar ise lumbosakral füzyon için üretilmiştir.

Daha sonra Cabot bu sistemi spinöz prosese kancalanmış orta hat lumbosakral plak ve transpediküler vidalarla kullanmış ve bu sistem Louis ve Maresca tarafından da uygulanmış ve geniş serilerle desteklenmiştir. Bu sistem birçok cerrah tarafından gerektiği takdirde modifiye de edilerek yaygın kullanım haline gelmiştir. 1969 yılında Harrington ve Tullos, pedikül istmusuna yerleştirilen transpediküler vida fiksasyonu tarif edilmiş, progresif spondilolistesisi olan iki çocuk hastada enstrümantasyon ile birlikte L5 pedikül vidaları kullanılmıştır (10). (Şekil 2.7).

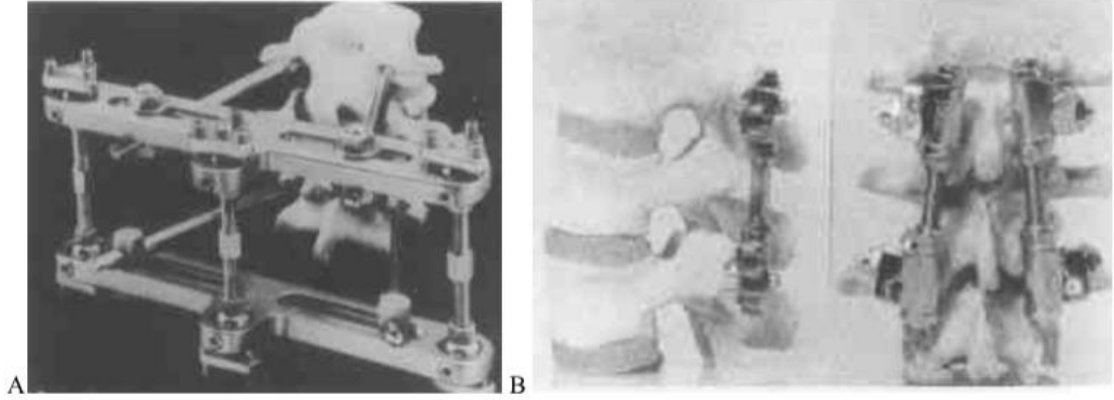


Şekil 2.7

A) Harrington'un 1966 yılında spondilolistezisin L5 pediküllerinden lag vidalı ankor kullanarak enstrümanle redüksiyonunu tanımlayan konsept çizimi ve B) Harrington tarafından ilk yayınlanmış rod ile enstrümantasyon

Margerl 1977 yılında alt torasik ve lomber vertebra için eksternal transpediküler fiksasyon sistemini geliştirmiştir. Distraksiyon ve kompresyon yapabilen bu sistem iki şanz vidası, iki transvers bar, üçgen kilitli plak ve üç adet yivli roddan oluşmaktadır.

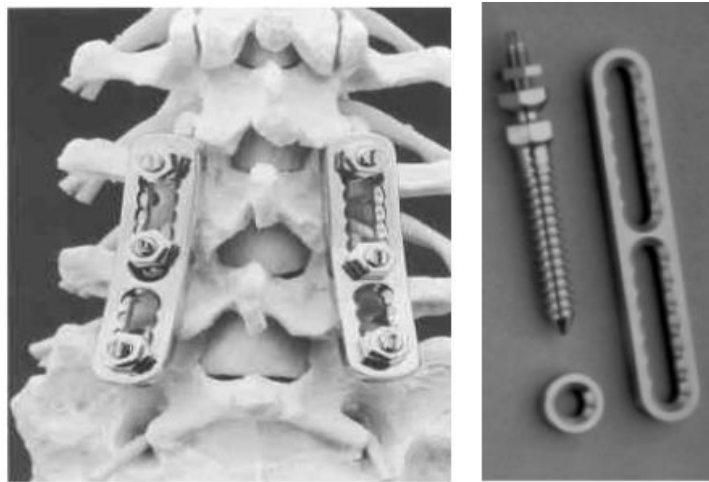
Magerl'den sonra aynı sistem Dick tarafından 7mm rodların kullanıldığı internal transpediküler sistem olarak geliştirilmiştir (11). Tüm yönlerde kompresyon, distraksiyon yapabilen sistemin eksternal sistemle karşılaştırılan biomekanik test sonuçlarına göre daha fazla rijiditeye sahip olduğu belirlenmiştir (Şekil 2.8A-B).



Şekil 2.8

Magerl ve Dick tarafından tariflenmiş vertebral fiksatorler. A) Eksternal fiksator B) İnternal fiksator

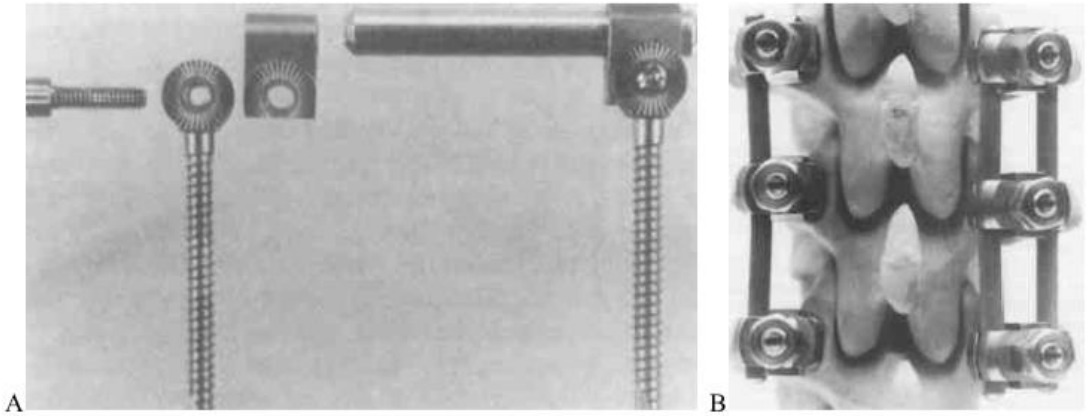
Müller'in 1979 yılında AO tibial dinamik kompresyon plağını vertebraya uygulaması, vertebra cerrahisinde önemli gelişmelere sebep olmuştur. Plak-vida sistemi sayesinde daha fazla açılma uygulanabilmiş ve 6.5mm kansellöz vida kullanımı olasılığı ortaya çıkmıştır. 1982 yılında Steffee, yarıklarında vida başı için yuva bulunan plaklar ile 'variable-screw-placement (VSP)' yöntemini geliştirmiştir. Böylece çoklu seviyede ve açıda kansellöz vida kullanımına olanak sağlamıştır (12). Kullanılan plağa vertebranın anatomik eğriliklerine göre şekil verilmiş, her pedikül için ayrı ve daha büyük vidanın kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9

Steffe'nin tanımladığı 'variable –screw-placement:VSP' sistemi

Yıllar içinde yapılan birçok biyomekanik ve klinik çalışmayı takiben Krag 1986 yılında pediküler vida-rod sistemini tarif etmiştir (Vermont Spinal Fiksator: VSF) (13) (Şekil 2.9A). Bu sistemin Harrington'un transpediküler sistemine göre daha üstün olma sebeplerini şu şekilde sıralamıştır: 1) Tasarımları segmental olarak 2-3 vertebraya uygulanabilmekte ve Harrington sisteminde olduğu gibi daha uzun rod kullanımına gerek duyulmamaktadır; 2) fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonel hareketlerle üç kolonun da fiksasyonu üç boyutlu olarak bu sistemle sağlanmaktadır; 3) kırık ve spondilolistesis vakalarında, spinal kolona kanca veya tellere gerek duymadan zarar vermeksizin kullanılabilir. Sonrasında Wiltse paslanmaz çelik rodlara pedikül vidalarını klemplerle bağlayan farklı bir sistem geliştirmiş, vertebral eğime göre şekillenebilen rodlar sayesinde her spinal segment için cerrahi kolaylığı sağlamıştır (Şekil 2.10B)



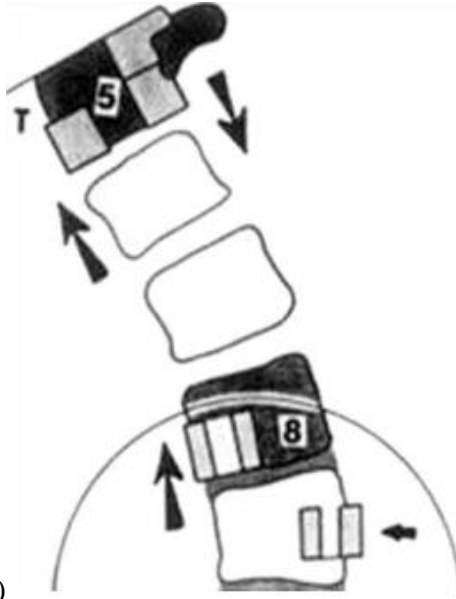
Şekil 2.10

A) Vermont Spinal Fiksator ve B) Wiltse pedikül-vida sistemi

1984 yılında Yves Cotrel ve Jean Dubousset kanca, rod veya plaklarla düzeltmeye olanak sağlayan yeni nesil enstrümantasyon sistemlerini tanıtmışlardır. Bu sistem, deformitenin üç boyutunun da düzeltilmesine imkan vermiştir ve günümüzde hala sıkça kullanılmaktadır (Şek 2.11 A-B) (14).



A)



B)

Şekil 2.11

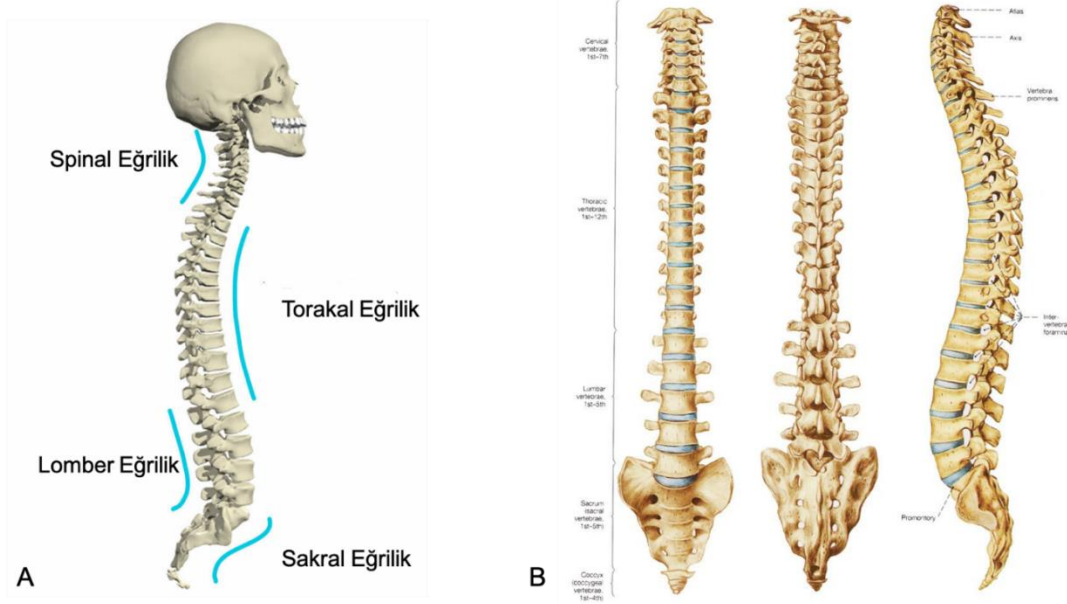
A) Yves Cotrel ve Jean Dubousset; B) Tanımladıkları üç boyutlu düzeltmeye olanak sağlayan enstrümantasyon tekniği

### 2.3 Anatomi

Anatomik yapılarını anlamak amacıyla günümüze kadar servikal, torasik, lomber ve sakral vertebralarda üzerinde birçok araştırma yapılmıştır. Pedikül vidaları ve internal fiksasyon teknikleri vertebra cerrahisinde yaygın olarak kullanılmaya ve hızla geliştirilmeye devam etmektedir. Dolayısıyla, insan vertebrasının anatomisinin çok iyi anlaşılması spinal cerrahide anterior ve posterior enstrümantasyonun kullanılması açısından son derece önemlidir.

Aksiyel iskeletin ana yapısını oluşturan vertebral kolon; vücuda yarı rijid yarı esnek bir aks sağlamaktadır. Ana görevi postür, yük taşıma, hareket ve omurilik ile spinal sinir kökleri korumaktır. Vücut ağırlığının pelvise, oradan da alt ekstremitelere iletilmesini sağlar. Vertebral kolon, kemik ve fibrokartilajinöz diskler ile bu yapıları birbirlerine bağlayan güçlü bağlar ve kaslardan oluşur. 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 4 koksigeal olmak üzere toplam 33 vertebradan oluşmaktadır. Toplam vertebra sayısı tüm insanlarda 33 olmayabilir; servikal vertebra sayısı genellikle 7 olmasına rağmen, %5 oranında görülen varyasyonlar torakal, lomber veya sakral bölgeden kaynaklanır (15).

Vertebral kolonda 4 fizyolojik eğrilik bulunmaktadır, bunlar servikal ve lomber lordoz, ile torakal ve sakral kifoz. Erişkin erkekte vertebral kolonun ortalama uzunluğu 72 cm iken erişkin kadınlarda 7-10 cm daha kısadır. Torasik ve sakral eğrilikler fetal hayatta oluştuklarından dolayı primer eğrilikler olarak adlandırılmaktadırlar. Servikal ve lomber eğrilikler ise doğum öncesinde belirmeye başlar, ancak doğuma kadar belirgin değildir ve sekonder eğrilikler olarak adlandırılırlar. Servikal eğrilik başın dik tutulmaya başlamasıyla oluşur, lomber eğrilik ise yürümeye başlama ile belirginleşir. Boynun öne doğru fleksiyonunda servikal eğrilik düzleşir oysa ki lomber lordoz vertebral cisimlerin eklemleşmesi sonucu olduğundan sabittir ve hareketle düzleşmez. Sakral eğrilik de sabittir ancak kadın ve erkekte farklılık gösterir. Kadınlarda pelvik girim ve çıkımı genişlettiğinden daha az eğridir. Ayrıca vertebraların boyutu servikal bölgeden lumbar bölgeye doğru artış göstermektedir. (Şekil 2.12 A-B)



Şekil 2.12

A) Vertebral Kolondaki eğrilikler, B) Vertebral kolonun anterior, posterior ve lateral görünümü

Vertebral kolonun hareketli olan 3/4'ünü vertebral cisimler, 1/4'ünü ise intervertebral diskler oluşturmaktadır. Erişkinde sakrum ve koksiksteki vertebral hareketlidir. Vertebraların ön ve arkasındaki longitudinal ligamentler göğüs kasları tarafından oluşturulan hareketlerin vertebral kolon üzerindeki etkisini sınırlar. Bu ligamentler tüm vertebral kolon boyunca uzanarak intervertebral disk ve cisimlerle bağlantılı kurar ve fazla fleksiyon ve ekstansiyonu engellerler.

Genel olarak standard bir vertebra; anterior cisim ve iki spinöz prosesi oluşturmak için pedikül ve iki laminanın posteriorda birleşerek oluşturduğu posterior veya dorsal arktan oluşmaktadır. Her parçanın özel bir işlevi vardır. Anteriorda vertebral cisim olarak adlandırılan, ana görevi yük taşımak olan geniş, ağır ve kısa silindirik yapı mevcuttur. Ağırlığı taşıyabilmek için özellikle T4'ten itibaren distal vertebralara doğru çapları genişlemektedir. Vertebral ark, arkaya doğru giden iki pedikülden ve bunların sonlanmasıyla oluşan iki laminadan oluşmaktadır. Laminalar arkada birleşerek spinöz çıkıntıyı oluştururlar. Vertebral cisim ve ark tarafından oluşturulan alan vertebral foramen olarak adlandırılır ve içinden spinal kord,



meninksler, sinir kökleri ve damarsal yapıları geçer. Vertebral ark pedikülleri, cismin her iki tarafından bir üst segment ile bağlantısı olan yapılardır. Arkaya doğru geniş düz lamina ile birleşirler. Pediküllerin yüksekliği eşlik ettiği vertebra cisminin yarısı kadardır ve lateral yüzde pediküller ve artiküler prosesler superior ve inferior vertebral çentikleri oluşturmaktadır. Süperior vertebral çentik farklı seviyelerde farklı şekillerdedir, inferior vertebral çentik ise daha büyüktür ve daha derinde yer alır. İki ardışık vertebra eklem oluşturduğunda vertebral çentik yapıları karşılıklı gelerek intervertebral foramen olarak adlandırılan sinirlerin ve damarsal yapıların içerisinden geçtiği oval kemiksel yapıyı oluştururlar. Vertebral arkın laminaları pedikülden inferiora ve posteromediale doğru uzanan geniş düz kemik yapılarıdır ve ardışık vertebranın laminası ile örtüşür. İki lamina median planda birleştiklerinde vertebral foramenin çatısını ve bu birleşim yerlerinden spinöz prosesleri oluşturmaktadırlar. Lamina superior ve inferiora ligamentum flavumunun yapışma yerlerinde serttir.

Vertebral cisim arkının her iki tarafında transvers prosesler ile superior ve inferior artiküler fasetler bulunmaktadır. Artiküler prosesler eklemleştiği vertebralar ile zigoapofizel eklem (faset eklem) oluştururlar. Spinöz ve transvers prosesler bu bölümlere yapışan kaslar için kaldıraç görevi görmektedirler. Vertebral cismin büyüklüğü kaudale doğru artmaktadır ve bunun artan kilo ve segmentlerde artan strese bağlı olarak geliştiğine inanılmaktadır.

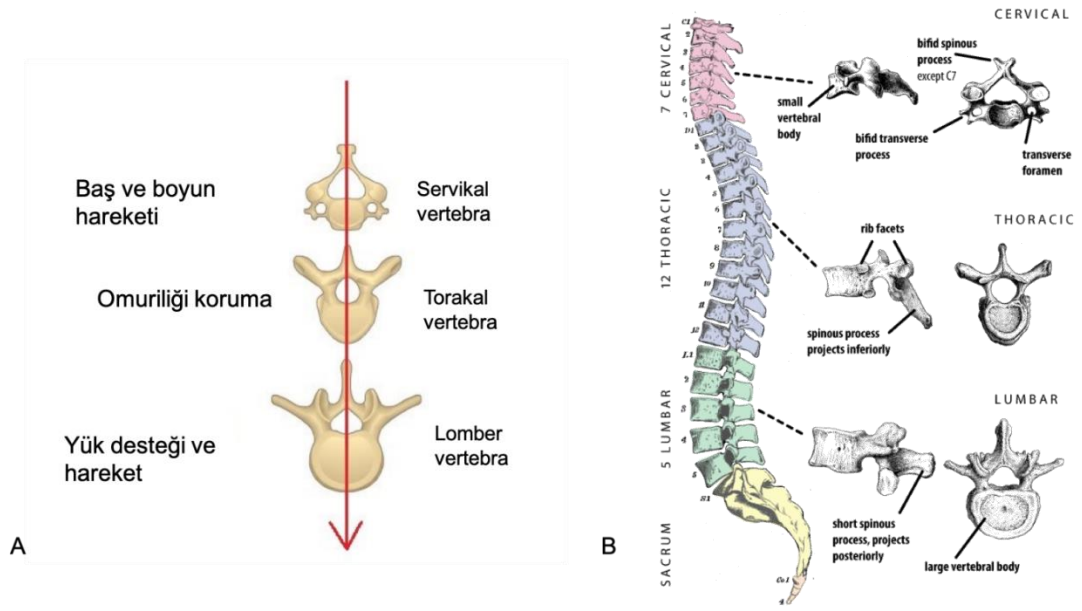
Spinal sinirler ve dalları vertebral kanalın dışındadır. Spinal kord ve meninkslere ek olarak dorsal ve ventral spinal sinir kökleri de vertebral kanalda bulunmaktadır. Dorsal kök ganglionu intervertebral foraminadadır. Sinir kökleri intervertebral foramenin dış sınırında birleşerek spinal siniri oluşturmaktadır.

İntervertebral disk spinal kompresyona rezistans gösteren, fibrokartilaj yapıda, komşu iki vertebra arasındaki major bağlantıyı sağlayan bir yastık kompleksidir. Omurganın fleksiyon veya ekstansiyonu esnasında, yükleri vertebra cisimlerine dağılımını sağlarlar. Bu diskler fibrokartilajinöz yapıdadır; içte jelatinöz nukleus pulposus ve dışta lamellar anulus olmak üzere iki temel kısımdan oluşmaktadır. Torasik diskler kalp şeklinde ve lomber bölgeye göre daha merkezi yerleşimlidir.

Diskler kaudale gittikçe kalınlaşır, disklerin kama şeklinde olması lomber lordozu oluşturur.

Vertebral prosesler vertebral arktan köken almaktadır. Üç tanesi kaldıraç benzeri (spinöz proses ve transvers prosesler) ve dört tanesi artikülerdir (superior ve inferior). T5-T8 arasındaki vertebraların spinöz prosesleri posteroinferiora doğru yönelim gösterir, genellikle orta plandadır ve laminanın birleşiminin altında yer alır. Bu proseslere interspinöz ve supraspinöz ligamentler ve kaslar yapışır. Transvers proseslerin yönelimi posterolaterale doğrudur ve pedikül ve lamina birleşkesinin hemen superiorunda yer almaktadır. Derin kas grupları buraya yapışır ve vertebral kolon üzerindeki kaldıraç etkisini artırır. Artiküler prosesler (zigoapofizler) de pedikül ve lamina birleşiminden köken almaktadır. Her prosesin artiküler faseti bulunmaktadır. Superior ve inferior artiküler fasetlerin zigoapofizyel (faset) eklemdaki eklemleşmesi superior vertebranın inferior vertebra üzerindeki anterior hareketlerini özellikle torakal ve lomber bölgede engeller. Artiküler faset ayrıca bazı fleksiyon ve ekstansiyona, değişik derecelerde lateral fleksiyon ve rotasyona izin vermektedir.

Servikal ve lumbosakral bölgede vertebralar uzuvların inervasyonu için genişler, bu da kemik vertebraların bölgesel farklılıklarını açıklamaktadır (Şekil 2.13 A-B)

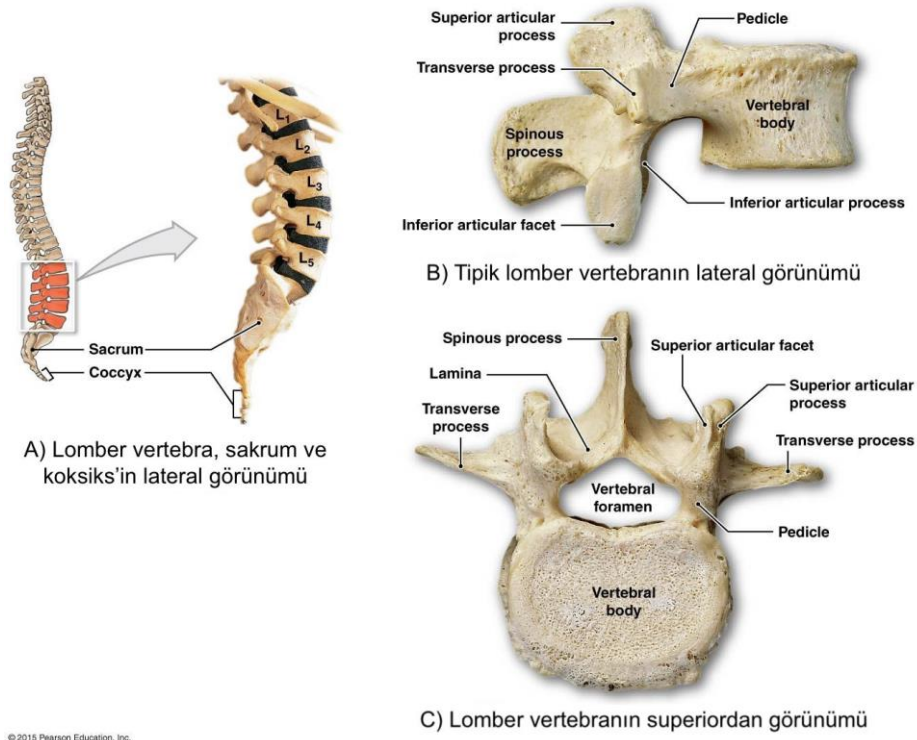


Şekil 2.13

A) Vertebraların işlevlerine göre bölgesel farkları B) Servikal, torakal ve lomber bölge anatomik farklılıkları gösterilmektedir

Kostal fasetler, torakal vertebraların kostalarla eklemleştirdiği noktadır ve torakal vertebraların karakteristik özelliğidir. Vertebra cisimlerinin etrafında kosta başlarıyla eklem yapabilecek bir veya daha fazla fasetleri bulunmaktadır. Spinöz prosesleri uzun ve silindirik, orta lokalizasyonlu olanlarının spinöz prosesleri inferiora doğru yönelmiştir. Orta dört torakal vertebra atipiktir. Superiordan bakılınca cisimlerinin görüntüsü kalp şeklindedir ve vertebral foraminaları sirküler şekildedir. T1-T4 vertebralar bazan servikal vertebra özellikleri gösterebilirler. T1'in spinöz prosesleri uzun, horizontaldir ve vertebra prominens benzeri çıkıntı şeklindedir. T1 ayrıca cisminin superior sınırında 1. kosta için tam kostal fasete, inferior sınırında da 2. kosta için yarı fasete sahiptir. T9-T12 de lomber vertebra benzer özellikler gösterebilir.

Lomber vertebraların diğer vertebralardan farklı olarak, kostal fasetleri yoktur, ancak daha büyük vertebral cisimleri ve daha sağlam laminaları vardır. Vertebral cisimleri superiordan bakıldığında oval şeklindedir, vertebral foramenleri de ovalden üçgene kadar değişkenlik gösterir. L5 kaba transvers prosesleri ile tanınır. Vücut ağırlığı L5 vertebradan sakruma aktarılır (Şekil 2.14).



Şekil 2.14

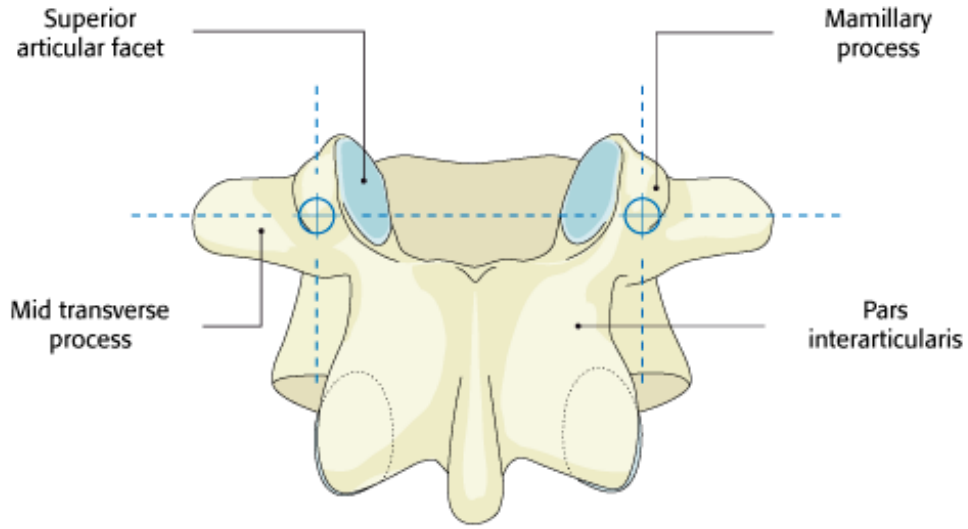
### Lomber vertebra'nın genel özellikleri

Beş adet omurun birleşmesinden oluşan sakrum, büyük ve üçgen şeklinde bir kemik olup, pelvis iskeletinin arkasında bulunur. Yukarıda bulunan sakrumun basisi L5 vertebra ile aşağıda bulunan apeks ise koksiks ile eklem yapar. Sakrumun üçgen şekli lateral cisimlerin hızlı büzüşmesinden kaynaklanmaktadır. Alt yarısı ağırlık taşımamaktadır ve kütle şeklinde küçülmektedir. Sakrum pelvik halkanın en sağlam yapılarından biri olmakla birlikte sakroiliak eklemler aracılığı ile de vücut ağırlığının alt ekstremitelere transfer edilmesini sağlar. Pelvik ve dorsal yüzlerde sakral sinirlerin ventral ve dorsal köklerinin çıkışı için tipik dört çift foramina vardır. Sakrumun pelvik yüzü konkav ve pürüzsüz iken dorsal yüzü konveks ve pürüzlüdür (16, 17).

### 2.4. Transpediküler Vida Uygulamasında Cerrahi Anatomi

Vertebralarda pedikül lokalizasyonunu belirlemek için 3 yöntem vardır. Bunlar; 1) kesişme tekniği, 2) pars interartikularis tekniği, ve 3) mamiler proses

tekniki. Bunların arasında en sık kullanılanı kesişme tekniğidir. Bu teknikte faset eklemin lateral yüzünden geçen dik çizgi ile transvers prosesi iki eşit parçaya bölen çizginin kesişme noktası pedikülün giriş yerini göstermektedir. Pars interartikularis olarak tanımlanan yer pedikül ile laminanın birleşme yeridir. Cerrahi sırasında lamina ve pars interartikularis rahatlıkla görülebildiği için pedikül giriş yerine göre ve palpe ederek ulaşmak adına pars interartikularis tekniği kullanılabilir. Mamiler proses tekniğinde ise, transvers prosesi üzerinde bulunan küçük kemik çıkıntı olan mamiler proses transpediküler drillemenin başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır. Genelde mamiler proses tekniğinde, kesişme ve pars interartikularis tekniğinde belirlenen pedikül giriş yerinden daha lateralde kalınır. Bu yüzden bu yöntem kullanıldığında diğer tekniklere göre daha mediale doğru yönlendirilmesi gerekebilir. Ameliyat öncesi bilgisayarlı tomografi kullanılması cerrahi sırasında doğrultunun belirlenmesi açısından yol gösterici olabilir (18) (Şekil 2.15).



Şekil 2.15

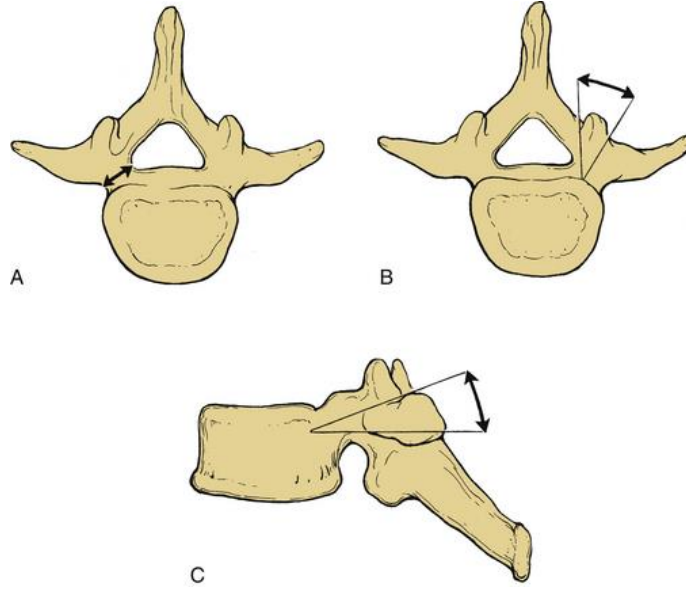
#### Kesişme yöntemi ile pedikül lokalizasyonunun belirlenmesi

Pedikül vida uygulaması için anatomik giriş yerini belirlemede olduğu gibi, cerrahi esnasında da pedikül vida yuvasını oluşturmak için farklı teknikler kullanılabilir. Roy-Camille, pedikül giriş yerini belirledikten sonra pedikül yuvasının oluşturulması için dril kullanmıştır. Ancak, ileriki yıllarda yapılan çalışmalarda bu

teknikğin pedikül duvarı yaralanması veya nörolojik yaralanmaya sebep olabildiği tespit edilmiş ve daha az tercih edilir hale gelmiştir. Son yıllarda, Funnel tekniği olarak bilinen, pedikülün giriş yerinin anatomik olarak belirlenmesini takiben künt uçlu pedikül bulucu ile yönlenme, pedikül duvarlarının kontrol edilmesi ve cerrahi sırasında floroskopik iki planlı görüntüleme, omurga cerrahları arasında daha popüler bir yöntem haline gelmiştir (19).

Pedikül fiksasyonu uygulamasında oluşabilecek komplikasyonları en aza indirmek için pedikül anatomisini ve bölgesel anatomik farklılıklarını iyi bilmek gerekir. Çevresindeki yaralanmaya açık yapılar göz önünde bulundurulursa pedikül, kuvvetli kortikal kemik korteks ve içerisinde kansellöz kemikten oluşan yapısıyla, vertebranın posteriorunda yer almasıyla ve silindirik ve üç boyutlu şekli ile vertebrada fiksasyon sağlanabilecek en güçlü bölgedir. Pedikülün faset eklem, transvers proses ve lamina ile olan ilişkisi her seviyede büyük önem taşımaktadır. Bir diğer önemli nokta da; pedikül büyüklüğü, koronal ve sagittal planda vertebra cismi ile gösterdiği açılanmaya bağlı olarak her seviyede farklılık göstermektedir. Ameliyat öncesi bilgisayarlı tomografi kullanılması cerraha pedikül transvers çapı ve kemik kalitesi hakkında bilgi vererek ameliyat esnasında kullanılacak vida çapı ve vida yönelimi açısından son derece önemlidir. Alt lomber vertebralar dışında, pedikülün transvers genişliği, yüksekliğinden küçüktür. Bu da, vida uygulaması sırasında pedikül genişliğinin yüksekliğine oranla daha fazla önem taşıdığı anlamına gelir. Dolayısıyla işlem sırasında anatomik olarak en önemli kısıtlayıcı etken pedikülün mediolateral çapıdır. T10 altındaki vertebraların çapı transvers planda 7mm üzerindedir. Horizontal planda en geniş pedikül L5'te, en dar ise T5'te iken, sagittal planda T11'de en genişken, T1'de ise en dardır. Sagittal pedikül açılanması ise midtorasik ve üst lomber bölgede artış göstermektedir. Değişik anatomik bölgelerdeki açılanmalara bakıldığında; sagittal pedikül açısı ortalama T1'de 0 derece iken T8'de 10 derece ve T12'de yeniden 0 derece şeklinde olmaktadır. Genellikle L4 sagittal pedikül açısı 0 derecedir. L5 pedikül vidası kaudale doğru 5 ila 10 derece açılanabilmektedir. Pedikülün transvers veya koronal açılanması torasik bölgede kaudale gittikçe azalırken, lomber bölgede artış göstermektedir. Transvers veya koronal plan açılanması T1'de 10 ila 15 derece iken T12'de 5 derece olmaktadır. L1'de koronal

açılanma 5 ila 10 derece yeterli olmaktadır, L2-L4 arasında 10 ila 20 derece ve L5'te 20 ila 30 derece şeklindedir. (Şekil 2.14) Koronal plandaki daha büyük açılanma alt lomber vertebrada lateral penetasyonu engellemek için gerekli olmaktadır. Pratik olarak L1'den S1'e doğru her seviyede koronal plan açılanması 5 derece artmaktadır (20) (Şekil 2.16).



Şekil 2.16

Pedikül açıları ve bölgesel medial açılanmanın pratik gösterimi; A) pedikül genişliği, B) transvers veya koronal pedikül açısı ve C) sagittal pedikül açısı.

İntratekal sinir kökleri pediküllerin hemen medialinde yer alır. Özellikle T12 seviyesinde dural kese pedikülden yalnızca 0.2 ila 0.3mm uzaktadır. L1'in alt seviyelerinde pedikülün medialde kauda equinaya temas etme ihtimali vardır. Sinir kökü foramenin ventral ve rostral 1/3'ünü doldurmaktadır. Bunun sonucunda medial veya kaudal pedikül korteks girişi sırasında sinir kökünün yaralanma riski vardır.

Servikal bölgede pedikül vida fiksasyonu günümüzde hala tartışmalı bir konudur. Bu bölgede vida uygulamasının, anterior plak veya lateral mass fiksasyonuna göre daha riskli olduğu bilinmektedir. Servikal bölgede genellikle 4.5mm vidadan

daha küçük boyutlardaki vidalar tercih edilmektedir. Yapılan çalışmalarda C2'den C7 vertebraya gidildikçe pedikülün çapının yuvarlaklaştığı görülmüş, en dar çapa sahip vertebranın da C3 olduğu görülmüştür (21). Ayrıca servikal pediküllerin mediale doğru açıldığı, C5'in en geniş medial açılanmaya, C2'nin de en dar medial açılanmaya sahip olduğu bilinmektedir. Pedikül yönlenmesi C2 ve C3'te kraniale doğru, C4 ve C5'de paralel ve C6 ve C7'de kaudale doğrudur. Pedikül vidaların yerleştirilmesi sırasında C3 ile C6 seviyeleri arasında vertebral arterin iatrojenik yaralanma riskinin olduğu da unutulmamalıdır. Spinal kordu korumak amacıyla pedikülün medial korteksi lateral kortekse göre iki kat daha kalındır.

Torakal vertebralarda, transvers prosesler aksiyel düzlemde pediküllerle aynı doğrultuda olmadıkları için lomber bölgede kullanılan belirteçlerin burada kullanımı zordur. Üst torakal seviyelerde transvers proses pedikülün rostralinde, alt torakal vertebralarda ise pedikülün kaudalinde yer alır. Bundan dolayı cerrahi sırasında floroskopi veya laminotomi yardımı ile pedikülün yeri belirlendikten sonra vidanın gönderilmesi gerekmektedir (20). Uygulanacak vidanın boyutları da pedikül çapı ve vida yolunun uzunluğuna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. T1 seviyesinde 4.5 mm kalınlıkta ve 25-30 mm uzunluğa sahip vida boyu yeterli olmaktadır, T4-T10 arasında 4.5mm ve 30- 35 mm vida gerekebilmektedir.

Lomber bölgede, genellikle lateral faset ve transvers prosesin birleştiği yer, veya kesişme tekniğinin gösterdiği nokta, yani faset eklemine ortlayan dik çizgi ile transvers prosesin ortasından geçen horizontal çizginin birleştiği nokta pedikül vida giriş yeri olarak kullanılmaktadır. Ancak, burada da pedikül vidası yerleştirilmesinde anatomik farklılıklar görülebilir. Tarif edilen nokta, yani transvers prosesin orta noktasından geçen çizgi L4'te tam pedikülün ortasını gösterirken, L4 üzerindeki lomber seviyelerde bu çizgi pedikülün hemen rostralinde yer alır, L4 altındaki lomber seviyelerde bu çizgi, pedikülün ortalama 1.5mm kaudalinde yer almaktadır.

Cerrahi sırasında lomber vertebraya pedikül vidası uygulamak için yumuşak doku diseksiyonunun iyi yapılması ve pedikül vidasının uygulanması için giriş yerinin iyi belirlenmesi son derece önemlidir. Vida giriş noktası belirlendikten sonra kemik drill ve burr yardımı ile bir miktar dekortike edilerek hazırlık yapılabilir. Devamında



pedikülün dorsal korteksi için awl kullanılması ve ardından pedikülün kansellöz kemiğini geçerken ucu eğimli veya düz pedikül bulucusunun kullanılması en uygun yöntem olarak önerilmektedir. Pedikül bulucusunun kullanımı sırasında bulucunun karşılaştığı dirençte ani bir rahatlama hissi olması pedikül duvarlarındaki bir kırığın işaretçisi olabilir, dolayısı ile pedikülün medial, lateral, superior ve inferior duvarlarının kontrolü çok önemlidir. Pedikül yolunun tespit edilmesi ve duvarların kontrol edilmesini takiben K-teli kılavuz olarak kullanılarak vida yolu ve giriş yolu ayrıca floroskopi ile kontrol edilmelidir. Cerrahi sırasında yapılan kontrolde lateral ve anteroposterior floroskopik görüntülemeye ek olarak vida pozisyonu ve yerleşiminden olunabilmesi açısından oblik görüntüleme yapılmalıdır. Oblik görüntülemede “hedef tahtası” işaretinin görülmesi pedikül vida yöneliminin doğru olduğunu gösterir. Ön-arka görüntülemede yönelimin mediale fazla kaymış olması medial penetrasyon konusunda şüphe duyulması gerektiğini gösterir. Lateral görüntüleme ise vidanın ventral cisim korteksine penetre olup olmadığını gösterir. Genelde vida yerleştirilmesi sırasında vertebral cismin AP mesafesinin %50’si ile %80’i arasında derinlik elde etmenin biyomekanik olarak yeterli olduğu gösterilmiştir. Ancak lateral görüntülemede, uygulanan vidanın vertebra cismi boynun %80’ini geçtiği durumda vertebra anterior korteks penetrasyonunun olabileceği unutulmamalıdır (20).

## **2.5. Transpediküler Vida Fiksasyonunda Genel Bilgiler**

Travma, tümör, skolyoz ve dejeneratif hastalıklar gibi durumların sebep olduğu spinal instabilitelerin tedavisinde transpediküler vida uygulamasının başarısı günümüzde hala yaygın olarak kullanılmasına sebep olmuştur. Spinal fiksasyon sistemlerine olan ilgi son 20 yılda artmış ve biyomekanik özellikleri bu süre içinde yapılan birçok çalışma sayesinde daha iyi anlaşılmıştır. Yapılan bu biyomekanik çalışmalarda pedikül vida sisteminin, pedikül ve laminer kanca uygulanmasına göre daha kuvvetli olduğunu göstermiştir (22). Ayrıca rijid fiksasyonun ameliyat sonrası erken mobilizasyona imkanı sağladığı gösterilmiş ve ortez kullanımı ihtiyacının daha az olduğunu ispatlamıştır.

Transpediküler vida fiksasyonun temel endikasyonları şu şekilde özetlenebilir:

1) laminektomi sonrası gelişen spondilolistezis veya psödoartrozda görülen ağrılı

spinal instabilitelerde; 2)spinal stenoz veya dejeneratif skolyoz sonrası görülebilecek potansiyel instabilitelerde; 3)stabil olmayan spinal ve pelvik kırıklarda; 4) tümör veya enfeksiyon gibi bir nedenle anterior strut grefleme vakalarının güçlendirilmesi amacıyla; 5) spinal osteotomilerinin stabilizasyonu amacıyla; ve 6) skolyoz, kifoz gibi konjenital yada kazanılmış deformitelerin düzeltilmesi amacıyla kullanılabilir. Bu kullanımının yanında pedikül vida fiksasyonununun 1) fiksasyonun yapılacağı bölgede enfeksiyon, 2) instabiliteye neden olmamış laminektomi sonrası, 3) fiksasyon ihtiyacı olmayan füzyonlarda uygulanmaları genel olarak kontraendike olarak görülmüşlerdir (23).

Kullanılan farklı sistemler transpediküler vida fiksasyonunda farklı vidaların tercih edilmesine sebep olabilir. Örneğin çocuk hastalara veya torakal bölgeye uygulanan cerrahi yöntemlerin artması değişik boy ve çaplarda vidaların kullanımının önünü açmıştır. Kullanılan sisteme göre pedikül vidaları self-tapping olabilir ve öncesinde giriş deliğinin taplenmeye ihtiyacı olmayabilir. Vida şekillerinde de farklılık olabilir, örneğin; osteoporotik hastalarda kemik kalitesinin düşük olması sebebiyle silindirik yapıdaki vidalar kullanılabilirken kemik yapısı sağlam olan hastalarda hem silindirik hem de konik vidalar kullanılabilir. Günümüzde uygulanan spinal fiksasyon cerrahilerinde pedikül vidalarının rod ile kombinasyonu sıklıkla tercih edilen bir sistem haline gelmiştir. Bunun sebebi rodlara daha kolay şekil verilebilmesi ve greft uygulamasının rod sistemi ile daha kolay yapılabilmesidir.

Denis'in tanımladığı üç kolon modeline göre transpediküler vida uygulaması vertebranın her üç kolonundan geçtiğinden, vertebranın ventral ve dorsal yüzlerini rijid bir şekilde stabilize etmeye imkan verir. Pedikül; kansellöz ve kortikal yapısı nedeniyle oldukça sağlam bir yapıda olduğundan, kemik-metal birleşiminde uygulanacak kuvvetlere de dayanabilecek bir alandır.

Vida-rod veya vida-plak kombinasyonları distraksiyon, kompresyon, derotasyon ve anterior yada posterior kuvvet uygulanmasına imkan vererek cerraha tedavi için gerekli olan müdahaleleri uygulamasında yardımcı olur. Posterior kemik elemanlarına ihtiyaç duymaması da transpediküler fiksasyonun tercih edilmesinde önemli bir etkidir, böylece laminektomi sonrası veya laminanın, spinöz prosesin

ve/veya fasetlerin travmatik yaralanmaları sonrasında da uygulanabilmektedir (24). Bunlara ek olarak, poliaksiyel baş özellikli pedikül vidalarının kullanılması tüm vertebra cerrahilerinde, özellikle de deformite cerrahilerinde büyük kolaylıklar sağlamıştır.

Tüm bu avantajlara rağmen, transpediküler vida uygulamasının dezavantajları da büyük önem taşır. İşlem sırasında pedikül medial korteksi penetre ederse dural veya nöral yaralanmaya neden olabilir. Vertebra cisminin ön korteks penetrasyonu sonucunda büyük damar yaralanmaları veya organ yaralanmaları oluşabilir. Ayrıca pedikül vida giriş noktalarının belirlenebilmesi için yumuşak disseksiyonun fazla olması cerrahi süresini uzatacağından kanama miktarı ve enfeksiyon riskinde artışa sebep olabilir. Ameliyat sonrasında, rijid fiksasyonun uzun dönem etkileri hareketli segmentlerde dejenerasyon gelişimini hızlandırabilmektedir. Ayrıca öğrenme eğrisinin yavaş olması bu tekniğin en önemli dezavantajlarından biri olarak sayılabilir.

## **2.6. Transpediküler Vida Revizyonunda Kullanılan Materyaller**

Vertebra cerrahisi çeşitliliğindeki artış ve endikasyon yelpazesinin zamanla genişlemesi beraberinde revizyon cerrahi ihtiyacını da doğurmuştur. Vidalarda gevşeme, kırılma ve psödoartroz uzun dönemde en sık görülen sorunlar arasında yer almaktadır. Pedikül vidalarına güçlendirilme yöntemlerinin kullanılması en sık ileri yaş ve osteoporotik kemiklerde gerekli olmaktadır. Osteoporozun vidanın primer fiksasyon kuvvetini azalttığı birçok çalışmada gösterilmiştir (25). Yıllar içinde yapılmış çalışmaların sonucunda güçlendirme için bir çok yöntem önerilmiş ve halen çoğu cerrah tarafından kullanılmaktadır. Bu yöntemler incelendiğinde iki ana başlık altında toplanabilir; 1) Kullanılan pedikül vidasının özelliklerinin değiştirilmesi; yani, bozulmuş pedikül vidası daha uzun veya daha geniş vida ile değiştirilerek daha stabil fiksasyon hedeflenir, 2) Bozuk veya bozulmuş pedikül vida yolunun anatomik olarak değiştirilmesi veya destek materyalleri ile aynı yolun güçlendirilmesi; burada da bozulmuş pedikül vida yolu vidanın yönelimi değiştirilerek yada bozulmuş deliğin içini destek materyalleri ile doldurarak güçlendirilmesi amaçlanır.

Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalarda pedikül vida yolunun güçlendirmesinde polimetilmetakrilat (PMMA)'ın çok etkili olduğu gösterilmiştir. Bundan dolayı gerek primer cerrahi, gerekse de revizyon cerrahisi sırasında destek materyali olarak en sık PMMA kullanılmaktadır. PMMA; poli(metil 2-metilpropanat) yapısında, metil metakrilatın sentetik bir polimeridir ve akrilik sement olarakta bilinir. Akrilik kemik çimentolarının sıvı olarak monomer ve toz halindeki polimerden oluşan temel iki bileşeni vardır. Monomer olan metilmetakrilat (MMA) sıvı kısmın en önemli içeriğidir. Çimentonun toz kısmında ise tepkimeyi başlatıcı özelliği olan dibenzoyl peroksit (BPO) içeren PMMA veya MMA kopolimerleri yer alır. Üreticiler arasında farklılıklar olabilmesiile birlikte toz kısmının içeriğine bakıldığında %68 polimetil metakrilat, %21 sitiren kopolimer, %1 benzoyil peroksit (polimerizasyon başlatıcısı), %10 baryum sülfat veya zirkonyum dioksit (radyopak bileşen) bulunurken, sıvı kısmında; %97.5 metil metakrilat, %2.5 N,N-Dimetil- p-toluidin (aktivatör) bulunmaktadır. Kemik çimentosunun hazırlanmasından uygulanmasına kadar geçilen aşamalar dört başlık altında sıralanabilir: 1) Karıştırma safhası; yaklaşık bir dakika sürer, 2) Bekleme safhası; birkaç dakika sürer, kullanılan çimentonun özelliklerine, çimentonun karıştırıldığı ortam ısısına bağlı olarak çimentonun yapışkan safhasının geçmesine kadar olan süredir, 3) Çalışma safhası; 2 ila 4 dakika sürer, yine kullanılan çimentonun özelliklerine ve çimentonun karıştırıldığı ortam ısısına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Çimento bu safhada kemiğe uygulanır ve 4) Donma safhası; dakikalar sürer, çimentonun sertleşmesi için gerekli süredir.

PMMA'nın ayrıca lokal doku etkileri de önemlidir. Bu etkiler şu şekilde sayılabilir: 1) polimerizasyon ekzotermik bir tepkimedir ve bu sırada yüz gram MMA için 52 kJ ısı oluşur. Maksimum ısı oluşumu çimentonun kimyasal içeriği, toz-sıvı oranı ve radyopaklaştırıcı maddeden etkilenmekle birlikte yaklaşık 60 ila 120 °C arasındadır. Sıcaklığın 67°C'nin üzerine çıkmasıyla da protein denatürasyonu meydana gelir, 2) PMMA metafizyel nutrisyonel arterlerin oklüzyonuna sebep olur bu da kemik nekrozuna yol açabilir, 3) nonpolimerize olarak ortamda kalan monomerlerin sitotoksik ve lipolitik etkileri lokal doku hasarlanmasına neden olabilir. Bu lokal etkilere ek olarak PMMA kullanımı sırasında periferik vazodilatasyona bağlı hipotansiyon, myokardial enfarkt ve kalan monomer partiküllerine bağlı emboli gibi

sistemik etkiler görülebilmektedir (18).

Yapılan çalışmalarda görülen PMMA'nın sökölme kuvvetlerindeki yüksek güçlendirme potansiyeli, kolay ve yaygın kullanılabilirliği revizyon prosedürlerinin altın standardı haline gelmesine yol açmıştır. Ancak, PMMA'nın sebep olduğu komplikasyonlar da göz ardı edilmemelidir. Monomer kaynaklı kemik hasarı sonucu aseptik gevşeme oluşması, polimerizasyon sonunda gerçekleşen büzüşme ve hacim küçölmesi nedeniyle kemik çimento arayüzünde tam bir tutunma oluşamaması, çimento parçacıklarının biyolojik tepkimeye girmeyip aseptik gevşemeye sebep olması gibi sebepler PMMA kullanımında dikkat edilmesi gereken faktörler arasında yer alır (26)

Kalsiyum sülfat ve kalsiyum fosfat uzun süre kullanılmış ve üzerine çalışmalar yapılmış materyallerdir. Her ne kadar kalsiyum sülfat uzun yıllar boyunca pedikül vida yolu güçlendirmede kullanıldı ise de, yapılan çalışmalar PMMA'nın kalsiyum sülfat (CaSO<sub>4</sub>)'a göre daha üstün olduğunu göstermiştir. PMMA günümüzde halen altın standard güçlendirme materyali olarak kullanılmaktadır (27, 28)

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

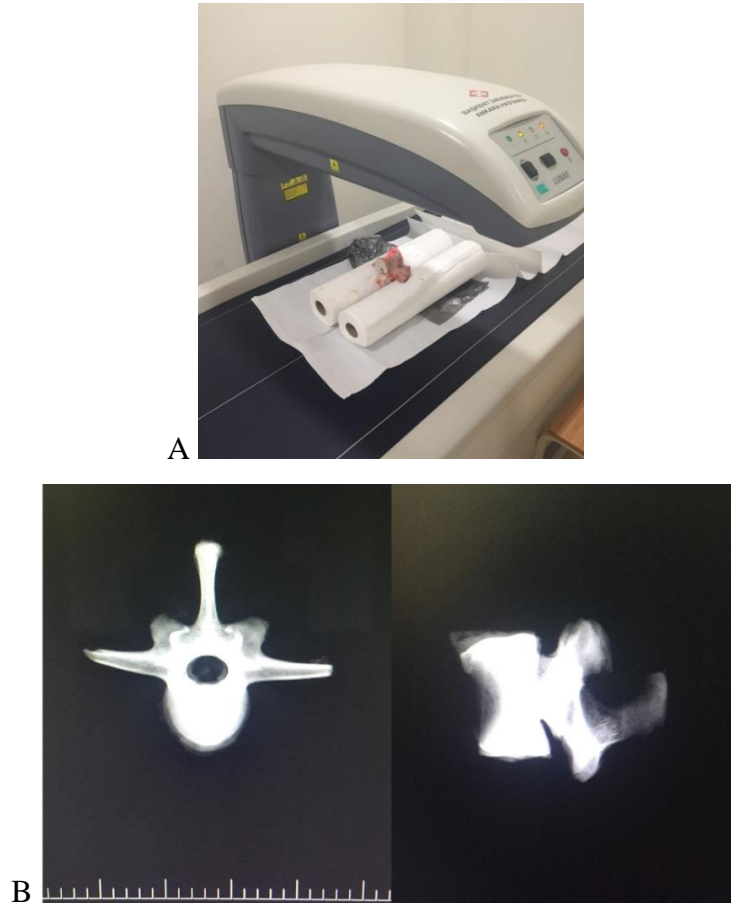
#### 3.1 Model Hazırlığı

DA19/01 no'lu ve "İflas etmiş pedikül vida yolu revizyonunda güçlendirme yöntemlerinin biyomekanik olarak karşılaştırılması" başlıklı araştırma projemizi gerçekleştirebilmek için Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Kurulu tarafından 23/01/2019 tarihinde izin alındı. Deney düzenekleri için öncelikle kullanılması gerekli olan titanyum alaşımı pedikül vidaları (%90 titanyum %6 alüminyum %4 vanadyum, ASTM-F136, Normmed Medikal, Ankara, Türkiye) ve vidalar için gerekli alet ve tornavidalar temin edildi. Çalışmada kullanılacak vidalarının yapısal özelliklerinin ve çaplarının eşit olmasına dikkat edilerek 6.5x50mm self tapping lomber bölge vidaları hazırlandı. Bir grupta kullanılmak üzere de aynı özelliklere sahip 15 adet fenestre vida temin edildi. Vidalama sonrası kemiklerin gömülme işleminin standart yapılabilmesi ve sökülme testlerinde vertebral açılanmanın etkisini azaltmak amacıyla kullanılacak vidalarda poliaksiyel baş özelliği olmasına dikkat edildi. Yapılacak ilk sökülme testlerini takiben uygulanacak güçlendirme materyali olarak uygun miktarda PMMA (Stryker Surgical Simplex® P Radiopaque Bone Cement, Stryker Corporation Kalamazoo, MI, U.S.A.) temin edildi.

Başkent Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünden de onay alınarak, kurulacak düzenek, gömme kabı boyutu ve uygun gömme materyali yapılan ön deneylerle belirlendi. Bu ön deneyler çalışmanın yapılacağı Instron (Model No: 8874; Instron Corp, Canton, MA) cihazında gerçekleştirildi. Vida uygulanacak kemiklerin gömme kaplarına her iki pedikülünün de dışarıda kalacağı şekilde yerleştirilmesine, gömme kaplarının pedikül vida açısına göre eğim verilerek kelepçelerle alt tablaya sabitlenmesine karar verildi. Çekme işlemini yapacak olan cihazın poliaksiyel başa tutturulmasını sağlayacak ek parçalar uygulanarak denendi. Vertebraların gömüleceği materyal olarak olarak birçok biyomekanik deneyde de güvenle kullanılmış sert alçı Denstone 3 (Ankara, Türkiye) tercih edildi. 1.5mm alüminyum saçdan 12x17x8 cm büyüklüğünde 30 adet gömme kabı hazırlandı. İnsan anatomisine ve büyüklüğüne yakın olduğundan, ve 6.5 mm pedikül vidalarının kullanılmasına uygun olduğundan, çalışmamızda dana vertebrasının kullanılması planlandı (29). 30 adet L1-L5 arası

vertebra, Et ve Süt Kurumu (Ankara, Türkiye) veterineri onaylı aynı gün kesimi yapılmış 2-3 yaş arası danalardan temin edildi. Vertebraların ilk temin edildiği gün, kemik çevresindeki tüm yumuşak dokular temizlendi, kemikler kodlanarak, her bir vertebral segmentin üzerine seviyesi yazıldı. Ardından temizlenmiş ve kodlanmış vertebralar -20°C derecede derin dondurucuda test gününe kadar bekletildi.

Başkent Üniversitesi Radyoloji bölümünden de çalışma öncesinde onay alınarak çalışmaya alınacak tüm vertebraların kemik mineral yoğunlukları (KMY) ölçüldü. Kemik mineral yoğunluğu ölçümü her bir vertebra dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA-Hologic QDR 4500,Waltham,MA) cihazına yerleştirilerek belirlendi, g/cm<sup>2</sup> cinsinden kaydedildi. Pediküllerde olası bir kırık tespiti için her vertebraya ön-arka ve yan grafi çekildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1

Çalışmaya başlamadan önce vertebralara çekilen A) KMD ve B) Ön-arka grafiğin görüntüsü

### 3.2 Çalışmanın Basamakları ve Gruplar

Çalışmamızda L1-L5 seviyelerine ait toplam 30 adet dana vertebra kullanılmıştır. Biyomekanik testler iki basamaktan oluşturuldu:

Birinci basamakta 30 dana vertebraşının her iki pedikülüne 6.5x50mm poliaksiyel pedikül vidaları self tapping olarak uygulandı. Ardından çekme düzeneğinde sökölme testleri gerçekleştirildi.

İkinci basamakta sökölme testleri uygulanmış 30 vertebra dört gruba ayrıldı. 1. grubun bozulmuş pedikül yoluna PMMA şırınga yardımı ile verilerek güçlendirildi, 2. grubun bozulmuş pedikül yoluna PMMA rulo şekli verilerek güçlendirildi; 3. Grubun bozulmuş pedikül yolu içerisine kemik grefti ve PMMA şırınga yardımı ile güçlendirildi; 4. Grubun pedikül yoluna da kemik grefti ve fenestre vida içerisinden PMMA uygulanarak güçlendirildi. Güçlendirme yapılan tüm pedikül yollarına ilk basamakta kullanılan pedikül vidaları kodlanarak aynı şekilde uygulandı.

### 3.3 Biyomekanik Deney

*Birinci basamak, primer vida sökölme testleri:* Çalışmanın yapılacağı günden 24 saat önce tüm vertebralar soğutucudan çıkarılarak oda sıcaklığında bekletildi ve her iki pedikülü kullanılmak üzere rastgele seçim yapıldı. Ardından pedikül vidası için giriş noktaları kesişme tekniği ile, yani her bir vertebrada, transvers proses ortasından çizilen çizgi ile superior faset eklemının lateralinden dik olarak çizilen çizginin kesişme noktaları vida giriş yeri olarak belirlendi. Pediküllerin medial açılanmasına dikkat edilerek 5.0 mm dril ile tüm duvarların ve anterior korteksin sağlam olmasına dikkat edilerek pedikül yolları hazırlandı. Ardından her pediküle 6.5x50mm poliaksiyel başlı self-tapping, titanium alaşımı lomber bölge pedikül vidaları yerleştirildi. Vida yerleştirilmesi esnasında hiçbir vertebra pedikül veya anterior cisim duvarında kırılma veya herhangi bir hasar gözlenmedi. (Şekil 3.2)

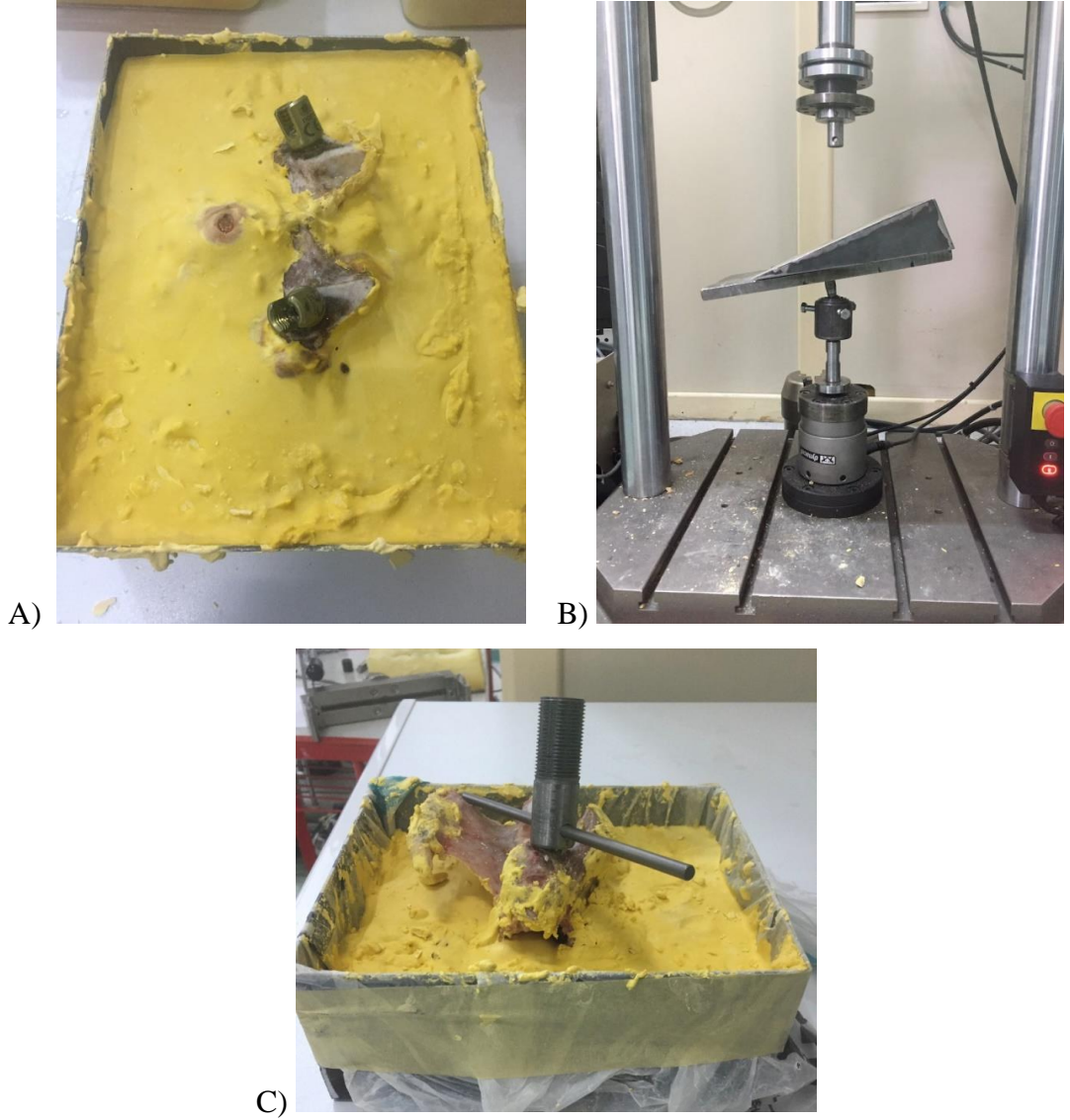




Şekil 3.2

Vertebraların her iki pedikülüne yerleştirilen 6.5x50 mm poliaksiyel başlı self-tapping, titanium lomber bölge pedikül vidasının görüntüsü

Çalışmaya dahil edilen tüm vertebralara pedikül vidalarının yerleştirilmesini takiben, sökölme testlerinin yapılması için vertebraların gömülerek sabitlenmesi aşamasına geçildi. Ön çalışmalar sonucunda hazırlanmış olan 30 adet alüminyum gömme kabına vertebraların anterior yüzü aşağıya, pedikül vidaları üst yüze gelecek şekilde gömülmesi planlandı. Pedikül vidalarının açılanması göz önünde bulundurularak Instron cihazının tabla açısına ek 30 derecelik kama biçiminde bir kutu altlığı da tasarlanarak açılanmanın fazla olduğu durumlarda cihaz tablasına eklenerek uygun açının sağlanmasına, ve çekimin aksiyel yönde dik şekilde yapılmasına yönelik hazırlandı. Bu aşamada sökölmenin aksiyel tek bir yönde olabilmesi için pedikül vidasının somunu sıkılarak içerisinden 5.0mm'lik şanz ile sabitlendi. Her bir gömme kabının hesaplanan hacmi kadar yaklaşık 2kg'lık sert alçı (Denstone 3, Ankara, Turkey) yardımı ile her bir vertebranın gömme işlemi yapıldı (Şekil 3.3)

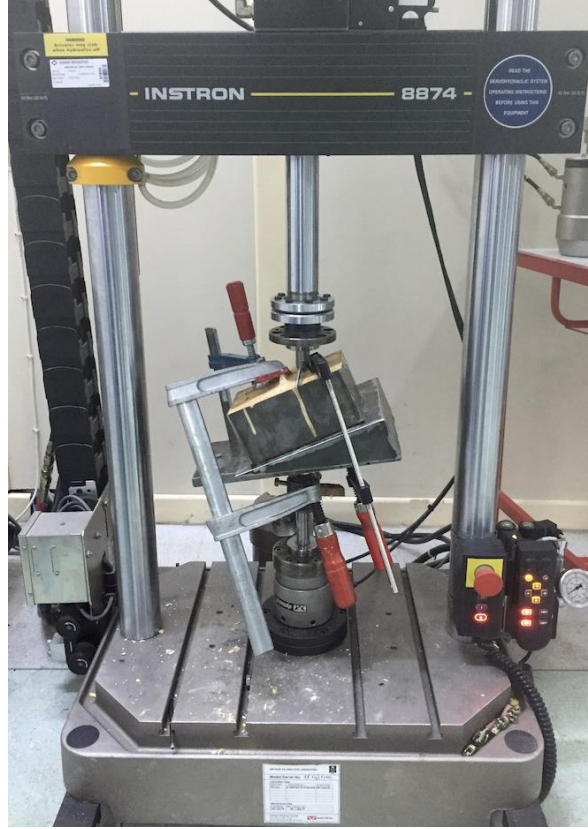


Şekil 3.3

A)Vertebralarn her iki pedikülünün dışarda kalacağı şekilde, kap içine gömülmüş vazyetteki görüntüsü B) Pedikül vida açılanmasına göre aksiyel çekmeyi sağlamak için cihaz tablasına uygulanan kama şeklindeki altlık; C) n deneyde pedikül vidasının Instron cihazına sabitlenmesi için kullanılan 5.0mm şanz ve ara bağlantı

Pedikül vidası uygulanmış vertebralarn sert alçıya gömülmesini takiben sklme testleri için her vertebra ayrı olarak hazırlanan düzeneğe yerleştirildi. Sklme testleri Instron (Model No: 8874; Instron Corp, Canton, MA) cihazında gerçekleştirildi. Instron cihazına uygun hazırlanmış düzenekte gömme kapları her iki pedikül açılanması dikkate alınarak hazırlanmış alt tablaya dört adet sıkıştırma

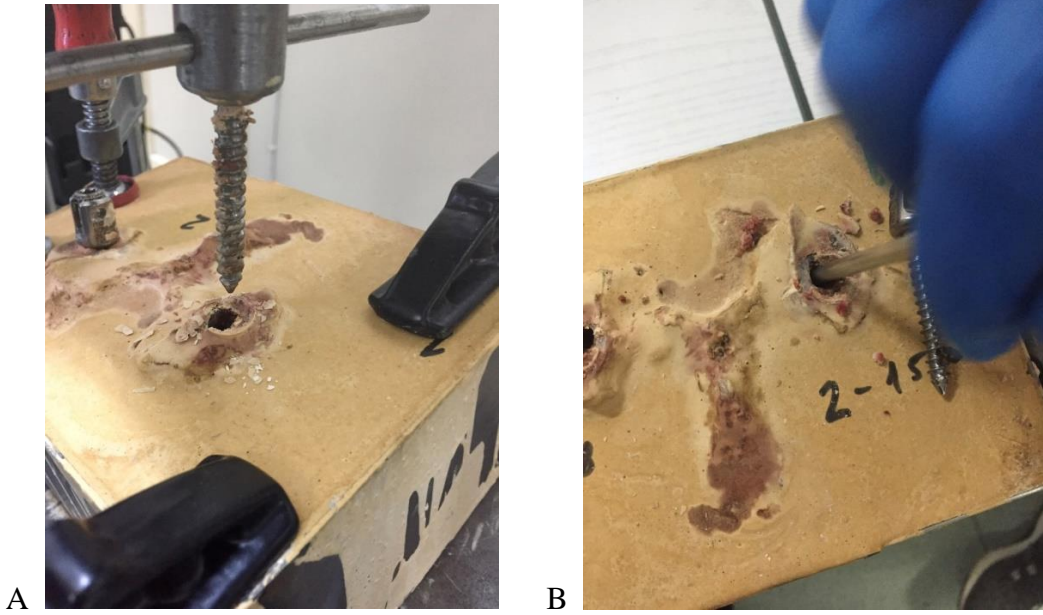
kelepçesi ile sabitlendi. Uygulanan her pedikül vidasına aksiyel yönde 2mm/dk ölçüm aralığında çekme kuvveti uygulandı ve vida sökülmesi gerçekleşinceye kadar çekme işlemine devam edilerek sökülme sonuçları kaydedildi (Şekil 3.4)



Şekil 3.4

Kutu içine gömülmüş vertebranın, pedikül vida açılmasına uygun olarak makineye sabitlenmesi

*İkinci basamak, pedikül vida revizyonları:* Çalışmaya dahil edilen vertebraların primer sökülme testleri herhangi bir komplikasyon görülmeden tamamlandıktan sonra bozulan pedikül yollarının revizyonu aşamasına geçildi. Her vertebranın vidası revizyonda da kullanılacağı için önceden kodlanarak kendi gömme kabının üzerine yerleştirildi ve bozulan yolların yönü ince rodlarla belirlendi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5

A) Vidaların primer çekim işlemi ve B) bozulmuş pedikül yolunun ince rod ile belirlenmesi

Birinci grupta PMMA çimento (Stryker Surgical Simplex® P Radiopaque Bone Cement, Stryker Corporation Kalamazoo, MI, U.S.A.) hazırlığına geçildi. Bozulmuş pedikül yolları ince rodlarla belirlendikten sonra 30 cc PMMA çimento üretici firmanın prospektüsü dikkate alınarak, sıvı ve toz kısmı karıştırıcıda bir dakika karıştırıldı ve enjektörlerle her vertebraya 2-3cc olacak şekilde basınçsız olarak uygulandı (Şekil 3.6). Maksimum revizyon kuvvetine ulaşabilmek için 24 saat soğutucuda bekletildi.

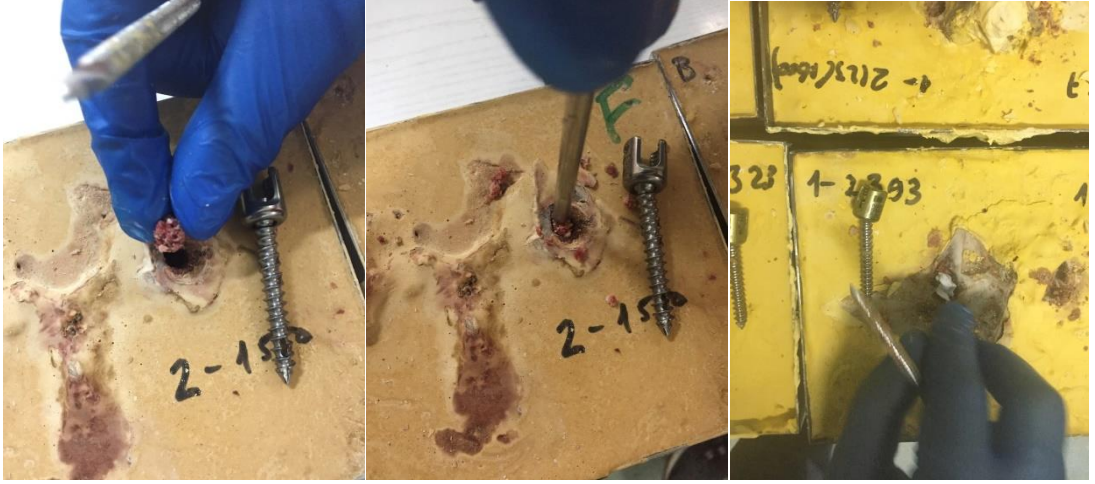


Şekil 3.6

PMMA'nın bozulmuş pedikül yolu içerisine basınçsız olarak uygulanişı

İkinci grupta bozulmuş pedikül yollarına önceden vertebraların spinöz çıkıntılarından alınan 1-2 cc kemik grefti parçalanarak uygulandı ve bir rod yardımı ile pedikül yolu ve çevresinin tamamında olacak şekilde yerleştirildi. Devamında PMMA oda sıcaklığı şartlarında karıştırılarak 6-7 dakika bekletildi ve çimentoya elle şekil verilebilir kıvamına geldiğinde 2-3 cc çimentoya elle rulo şekli verilerek pedikül yolu içerisine yine bir rod yardımı ile yerleştirildi. Uygulanan kemik grefti ve çimentonun üzerinden pedikül vidası gönderildi. Bu grupta da maksimum revizyon kuvvetine ulaşabilmek adına 24 saat soğutucuda bekletildi. (Şekil 3.7)



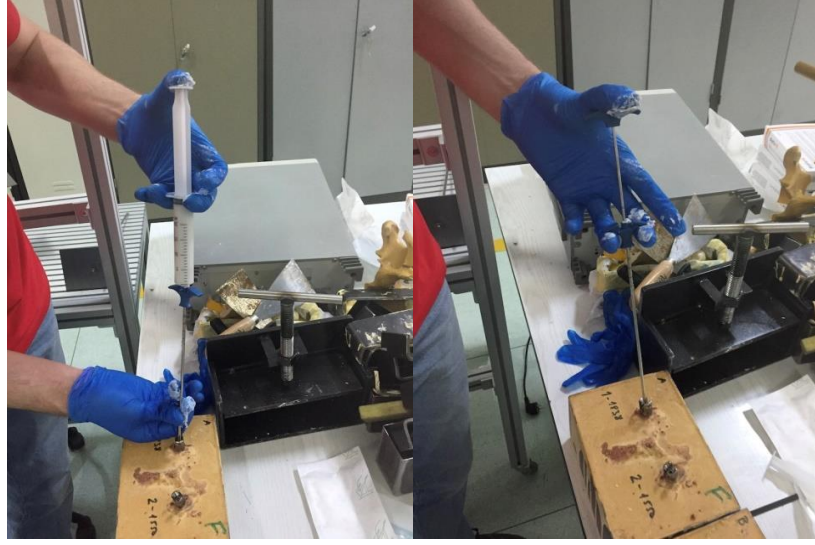


Şekil 3.7

İkinci grupta bozulmuş pedikül yolu içerisine kemik grefti doldurulduktan sonrası elle PMMA uygulandı

Üçüncü grupta yine pedikül deliğine önceden hazırlanmış 1-2 cc kemik grefti uygulandıktan sonra PMMA çimento üretici firmanın prospektüsü dikkate alınarak, sıvı ve toz kısmı karıştırıcıda bir dakika karıştırıldı ve enjektörlerle her vertebraya 2-3cc olacak şekilde bir çalışma kanülü yardımı ile basınçlı olarak uygulandı. Ardından yine aynı pedikülden çıkan vida kemik grefti ve çimento üzerinden gönderildikten sonra yine 24 saat soğutucuda bekletildi.

Dördüncü grup önceden fenestre vidaların gönderildiği grup olarak belirlenmişti. Bozulmuş pedikül yolu içine 1-2 cc kemik grefti uygulandıktan sonra fenestre vidalar yeniden pediküllere konuldu. Takiben PMMA sıvı ve toz kısmı karıştırıcıda bir dakika karıştırıldı ve enjektörlerle her vertebraya 2-3cc olacak şekilde basınçlı olarak vida içerisinden enjekte edildi. Daha sonra bu grup da diğerleri gibi 24 saat soğutucuda bekletildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8

Dördüncü grupta bozulmuş pedikül vida deliği içine fenestre vida gönderilerek içinden 1-2 cc PMMA gönderilerek güçlendirme yapıldı

Güçlendirme uygulamasından 24 saat sonra tüm vertebralar soğutucudan çıkarıldı ve 24 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildi. Devamında sökme testlerine geçildi. Deneyin yapıldığı hazır düzeneğe tüm vertebralar yeniden yerleştirildi. Oluşturulan tüm güçlendirilmiş pedikül vidası örneklerinin sökme testleri başarı ile sonuçlandırıldı. Hazırlanılan örneklerden ikinci gruptan 2 adet ve üçüncü gruptan 2 adet olmak üzere toplam 4 vida 6000 N/m<sup>2</sup> lik kuvvetin üzerine dayanamayarak vida başında kopma gerçekleşmesine rağmen diğer örneklerde vidanın kemikten kurtulması dışında herhangi bir farklı komplikasyona rastlanmadı. Tüm sökme testleri vidanın kemikten kurtulmasını takiben sonlandırıldı ve değerler kaydedildi. (Şekil 3.9)



Şekil 3.9

Sökülme işlemleri sonrasında sıyrılmış vidaların görüntüsü



## 4. BULGULAR

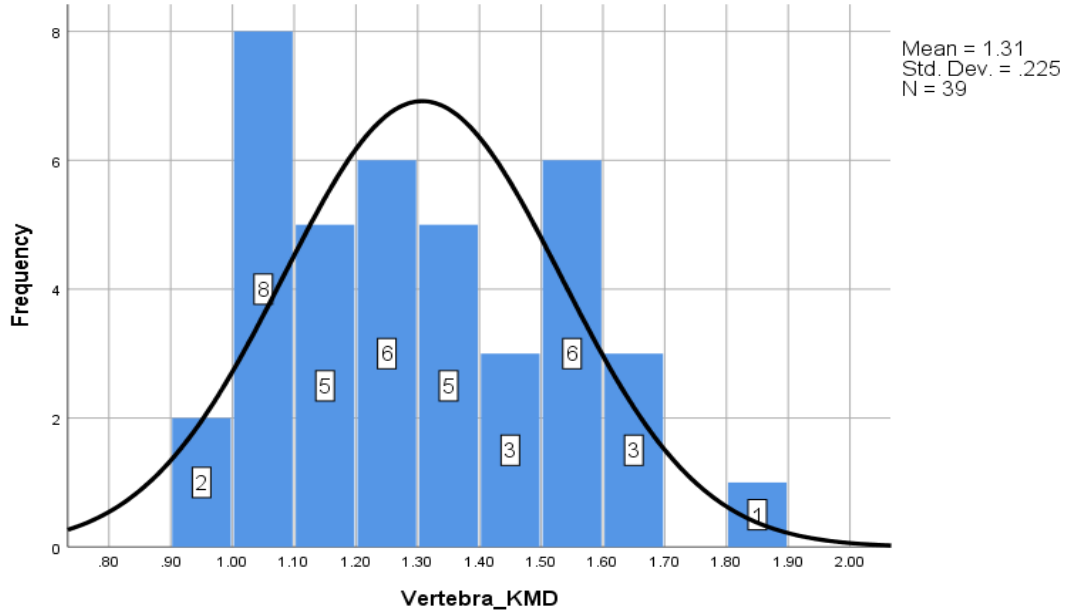
Çalışmanın verileri SPSS 17.0 istatistik paket programına (Statistical Package for the Social Sciences, version 17.0, SPSS Inc, Chicago, Ill, USA) aktarılarak analiz edilmiştir. KMY değerlerinin sökme kuvvetlerine etki edip etmediğini değerlendirmek amacı ile, her grupta ilk sökme kuvveti ve oluşturulan iflas etmiş vida yolu güçlendirildikten sonraki sökme kuvvetleri ölçülmüş ve Kovaryans analizi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Ancak grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark tespit edilememiştir ( $F=1.954$ ;  $p=0.132>0.05$ ). Dört grupta, iflas etmiş vida yollarının güçlendirilmesi sonrasında elde edilmiş olan sökme kuvveti değerlerinin normal dağılımı Shapiro-Wilks normallik testi ile, homojenliği ise Levene testi ile incelenmiştir (tablo 4.1) Her iki testin varsayımlarının sağlanması üzerine gruplar arası istatistiksel değerlendirme için varyans analizi uygulanmıştır.

Gruplar arası dağılım	Sökme Kuvveti			
	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Levene*	.797			
Grup içi dağılım	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Shapiro – Wilk*	.708	.178	.780	.144

Tablo 4.1

Elde edilen değerlerin normal dağılımı Shapiro-Wilks normallik testi ile, homojenliği ise Levene testi ile incelenmiştir

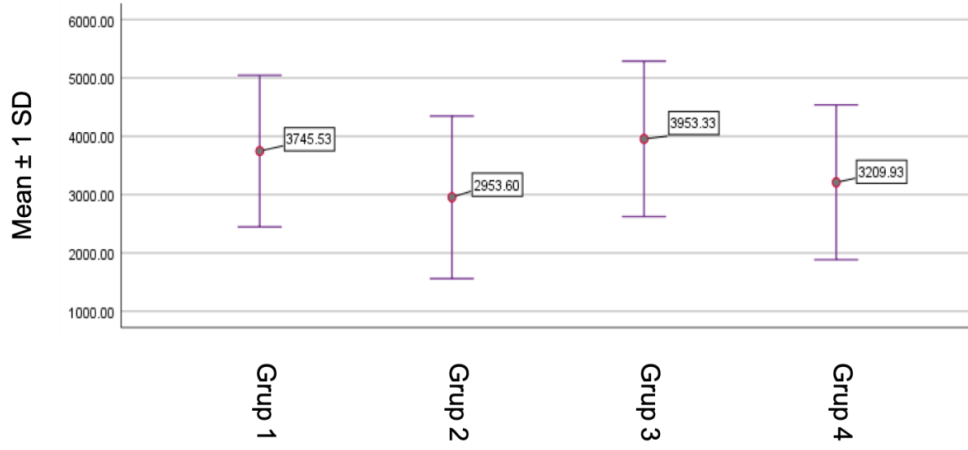
Biyomekanik testte kullanılan 30 dana vertebrasının her birinin deney öncesinde KMY ( $\text{g/cm}^2$ ) değerleri ölçülmüştür. En düşük KMY değeri  $0,943 \text{ g/cm}^2$ , en yüksek KMY değeri ise  $1.841 \text{ g/cm}^2$  ve ortalama KMY değeri ise  $1.31 \pm 0,225 \text{ g/cm}^2$  olarak saptanmıştır. Tüm deney grubunun KMY değerleri karşılaştırıldığında homojen grup oluşturduğu ve normal dağılım gösterdiği tespit edilmiş ve tablo 4.1’de gösterilmiştir. (Tablo 4.2)



Tablo 4.2

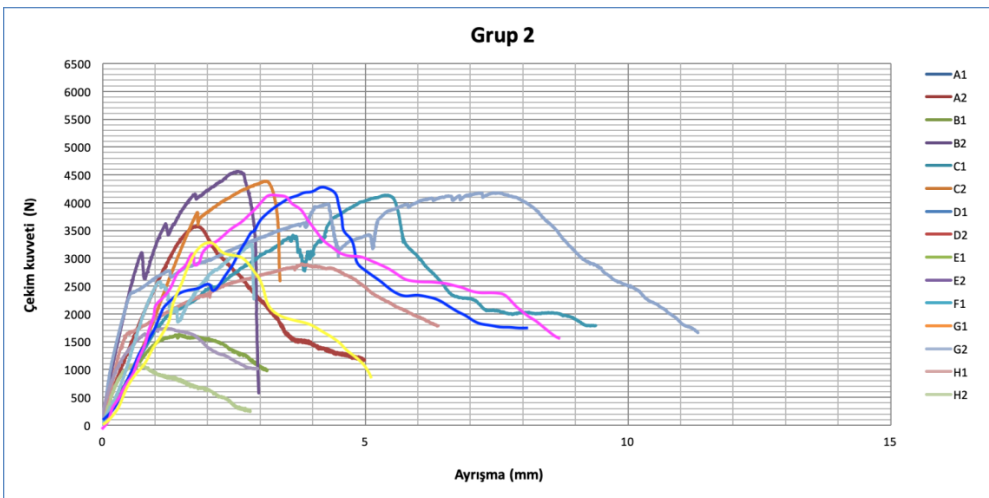
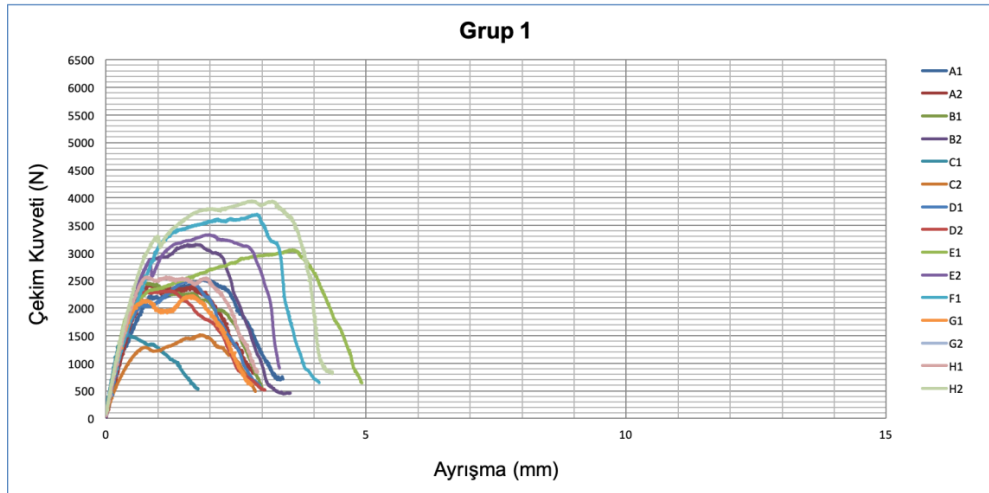
#### Vertebraların KMY ölçümlerinin frekans histogramı

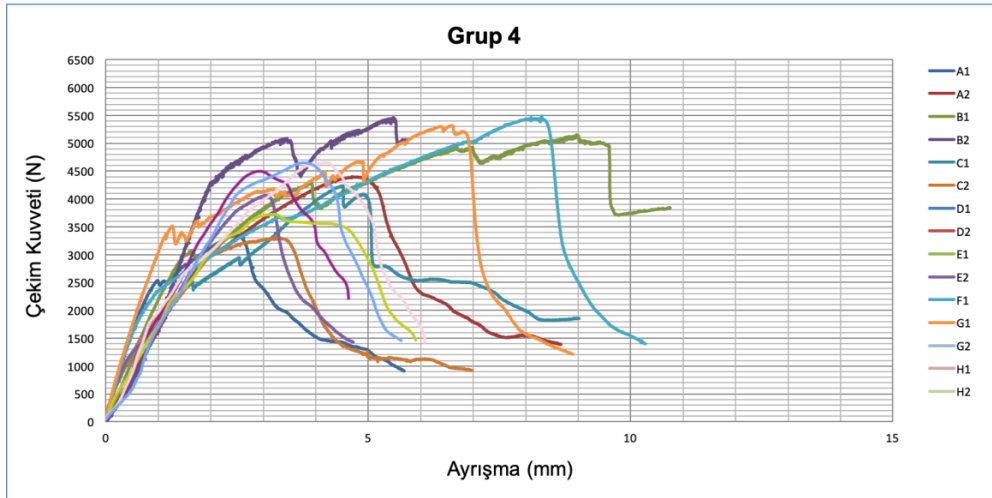
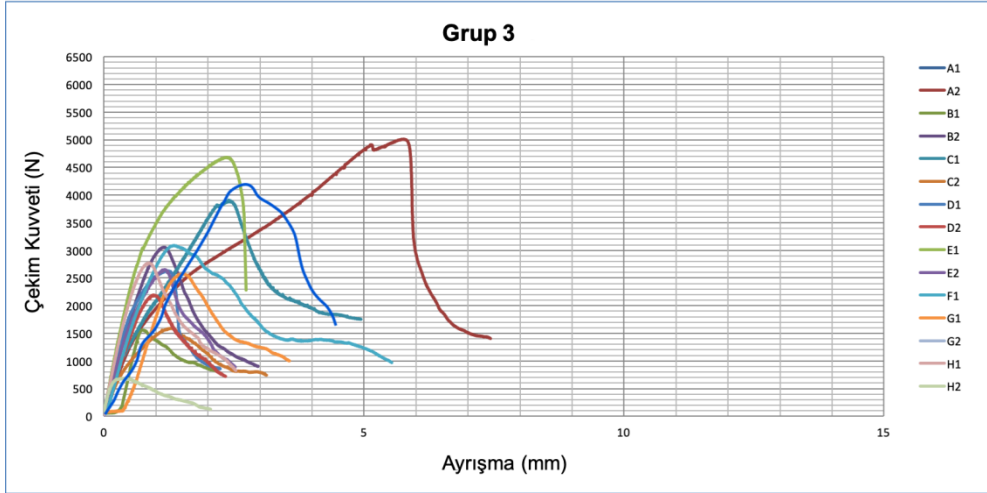
Tüm gruplar ayrı ayrı değerlendirildiğinde birinci grupta ilk sökülme değerleri ortalaması  $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $3745 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür. Bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). İkinci grubun ilk sökülme değeri ortalaması  $2215,8 \pm 1113.2 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $2953.6 \pm 1392.9 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür. Bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Üçüncü grubun ilk sökülme değerleri ortalaması  $2085,7 \pm 638.01 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $3953 \pm 1331.8 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüştür ve bu grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Dördüncü grubun ilk sökülme değerleri ortalaması  $2627.4 \pm 677,8 \text{ N/m}^2$  ve revizyon sonrası ortalaması  $3209.9 \pm 1326.1 \text{ N/m}^2$  olarak ölçülmüş ve bu grubun da ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Her dört grubun ortalama standard sapma değerleri ve çekilme kuvvetleri grafiği Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'te gösterilmiştir.



Tablo 4.3

Ortalama  $\pm$  Standard sapma grafiği

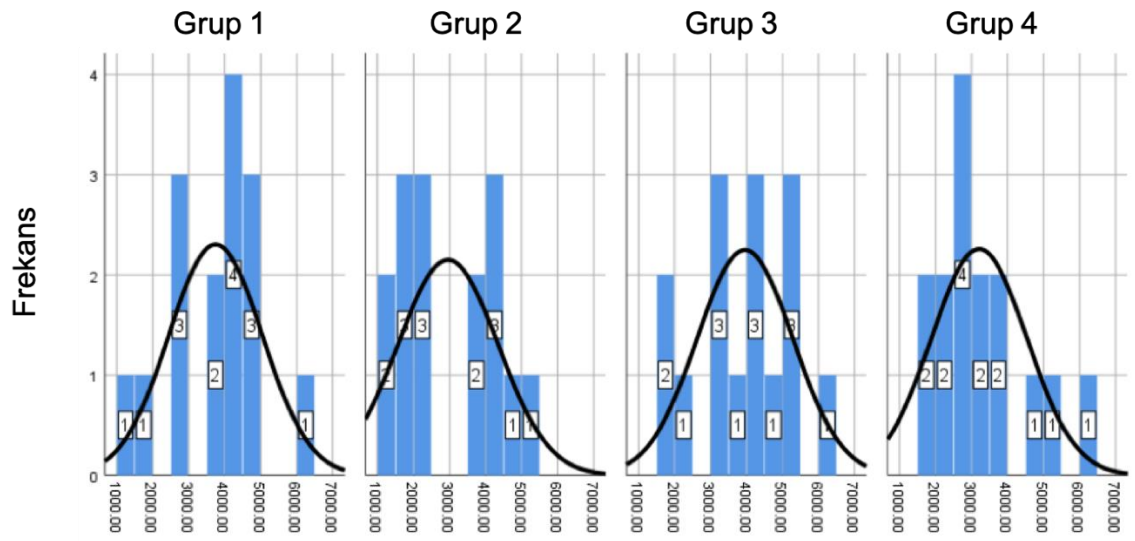




Tablo 4.4

### Çekilme kuvveleri grafiği

Bu çalışmanın amacı gruplar arası güçlendirilmiş vida sökölme kuvvetlerini karşılaştırmaktır. İlk sökölme kuvvetlerinin ölçümü dikkate alınmadan deney grupları arasında güçlendirilmiş vidaların sökölme ölçüm ortalamaları arasındaki fark Tek Yönlü Varyans Analizi ile test edildi. Aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmadı ( $F= 1.798$ ;  $p= 0.158 > 0.05$ ) Frekans tablolarında sağa kayma olmaması da istatistiksel olarak fark olmadığını doğrulamaktadır. (Tablo 4.4)



Tablo 4.5

Frekans tablosu

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde travma, onkoloji, deformite düzeltici cerrahi gibi geniş bir endikasyon yelpazesi bulunan transpediküler vida fiksasyonunun önemi son 20 yılda ciddi ölçüde artmıştır. Pedikül vida fiksasyon kuvvetini, ve bu kuvvetlere etki eden faktörleri ortaya çıkarmak için birçok çalışma yapılmıştır ve bu husustaki araştırmalar devam etmektedir. Bugüne kadar pedikül vida fiksasyon sistemlerini araştırmak üzere birçok kadavra modeli ve biyomekanik model kullanılmıştır.

Pedikül vidası vertebranın her üç kolonundan geçtiği için, posterior elemanların yokluğunda bile, çok stabil bir fiksasyon sağlamaktadır. Pedikül vidası ve pedikül hooklarını karşılaştıran bir çalışmada pedikül vidalarının, kısa ve uzun segment fiksasyonlarda aksiyel ve tanjansiyel kuvvetlere daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir. (22).

Her ne kadar bu sistemin cerrahide kullanım faydalarından bahsedilse bile, pedikül vidalarında yanlış yerleştirme ile ilgili komplikasyonlar birçok çalışmada bildirilmiştir. Vidanın yanlış yerleştirilmesi %10-25 arasında görülürken, korteks yaralanması %50 oranlarında görülmüştür (30).

Roy-Camille'nin tarif ettiği teknikte pedikül giriş yeri olarak, faset eklemin lateralinden geçen dik çizgi ile transvers proses ortasından geçen transvers çizginin kesiştiği yeri belirlemiş ve pedikül vidasının dril yardımıyla yerleştirilmesini önermiş, vidanın yönelimini ise vertebranın posterior planına dik ve ileri düz olarak tarif etmiştir. Ancak Roy-Camille duvar penetrasyonu riskinden hiç söz etmemiştir. Vaccaro ve arkadaşları, Roy-Camille tekniğinin kullanarak %41 oranında duvar penetrasyonu tespit ettiklerini belirlemişlerdir. Özellikle lateral duvarda %31.6 ve inferior duvarda %11.6 penetrasyon görüldüğünü tespit etmişlerdir. Vertebral anatomiden bahsederken pedikül ve transvers inklinasyonun her seviyede değişkenlik gösterdiği belirtilmişti. Alt torasik seviyelerde vida yerleşiminin düz olması güvenli olması beklenir ancak orta ve üst torakal seviyelerde bu teknik pedikülün medial inklinasyonundan dolayı üst lateral duvar penetrasyonuna neden olabilmektedir (31). Pedikül duvarı penetrasyonu riski laminotomi tekniği kullanılarak parsiyel

laminektomi yapılması durumunda anlamlı derecede azalmaktadır ancak bu teknik günümüzde pek sık kullanılmamaktadır. Roy-Camille'in önerdiği pedikül vidasının yolun drillenmesi sonrası vidanın direkt olarak yerleştirilmesini tehlikeli görülmüş, künt uçlu pedikül tekniği ve iki planlı görüntüleme yöntemi ile vida konulmasının daha güvenli olduğu tespit edilmiştir (32).

Bizim çalışmamızda pedikül yerinin anatomik olarak belirlenmesini takiben dril pedikül yolu oluşturulması için kullanılmış ve hiçbir örnekte pedikül veya vertebral kırıkla karşılaşmamıştır. Vertebranın tüm yumuşak dokulardan arındırılmış olması ve pedikül yolunun rahatlıkla palpe edilebilir olması pedikül yolunu bulmamızda kolaylık sağladığını düşünmekteyiz.

Uygulanan her pedikül fiksasyon yöntemi güçlendirmeye ihtiyaç duymayabilir, ancak bazı vakalarda intraoperatif veya postoperatif revizyon cerrahisi ile güçlendirme yapılması gerekli olmaktadır. Yapılan çalışmalarda, kaynamama veya düzeltme kaybına sebep olan vida gevşemesi %0.6-11 arasında olduğu tespit edilmiştir (31). Pedikül vida fiksasyonun bozulması için çoğunlukla pedikülün ayrılması, vidanın uygun olmayan şekilde yerleştirilmesi ve osteoporotik kemik gibi faktörler çalışmalarda bildirilmiştir. Özellikle osteoporotik kemikte, kemik-metal temasının zamanla zayıflaması gevşemenin ana sebebi olduğunu göstermiştir (25).

Bir vidanın kemikle olan etkileşimi, birçok çalışmada yapıldığı üzere, eğilme ve aksiyel sökülme testleri gibi iki farklı yolla değerlendirilebilir. Aksiyel sökülme kuvveti vida boyu, vida çapı, giriş torku ve KMY ile doğru orantılıdır (20, 33-35). Zindrick ve arkadaşlarının insan lomber vertebrasında yaptığı çalışmada vida boyu ve yiv miktarının fiksasyondaki etkileri araştırılmıştır. Vertebra cismi anterior korteksi yakınına kadar gönderilen geniş çaplı ve full yivli vidaların en sağlam fiksasyonu sağladığını göstermişlerdir (20). Poly ve arkadaşları ise, vida çapının artmasının giriş torkunu arttırdığını ancak yiv sayısının artışının giriş torkuna herhangi bir etkisinin bulunmadığını belirtmişlerdir (34). Fogel ve arkadaşları ise, poliaksiyel baş özellikli pedikül vidalarla yaptığı biyomekanik çalışmada, vidanın zayıf noktasının poliaksiyel baş kısmı olduğunu ve yüklenme esnasında oluşacak vida kırığının poliaksiyel başta olacağını belirtmiştir (36).

İflas etmiş pedikül vidasının revizyonunda, pedikül yolunu kurtarma metodu olarak daha uzun ve daha kalın vida kullanımı pedikül yaralanması ve spinal korda yaklaşma riski olduğundan tehlikeli sayılmaktadır. Bizim çalışmamızda hem primer hem revizyon deneylerinde aynı boy ve çapta vidaları kullanarak pedikül yolunun güçlendirilmesi için kemik grefti ve PMMA kullandık ve vida boy ve çap değişikliğinin oluşturabileceği sorunları önlemiş olduk.

Kemik kalitesinin sökülme kuvveti üzerindeki etkilerini gösteren birçok çalışma yapılmıştır ve pedikül vida fiksasyonunda kemik faktörünün öneminden birçok çalışmada bahsedilmektedir. Vida gevşemesinde ve kaynamamanın görülmesinde en önemli rol çalışmalarda vida uygulanmış grubun KMY değerinin  $0.674 \pm 104 \text{ g/cm}^2$  'nin altında olması olduğu belirtilmiştir (25). Bizim çalışmamızın istatistiksel analizi sonrasında tüm vertebra KMY değerleri homojen bir grup olduğu görülmüş istatistiksel değerlendirmeyi bozacak bir değer tespit edilmemiştir.

Lomber vertebranın kantitatif bilgisayarlı tomografi veya DEXA ile ölçümü objektif sonuçlar vermektedir. Her iki teknik canlıda karşılaştırıldığında DEXA %1'in altında ve bilgisayarlı tomografi %2-5 hata payı ile doğru sonucu vermektedir (37). Sonuç olarak DEXA kısa tetkik süresi ve yüksek doğruluk oranı ile sıklıkla tercih edilen tetkik yöntemi olmaktadır. Bizim çalışmamızda, işlem öncesinde tüm vertebraların KMY değerleri DEXA ile ölçülmüş, değerler  $\text{g/cm}^2$  cinsinden kaydedilmiştir.

İntraoperatif veya postoperatif revizyon vakalarında, özellikle osteoporotik kemik zemininde yapılan fiksasyonun güçlendirilmesi için birçok materyal kullanılmıştır. Vida faktörünün değiştirilmediği durumlarda kurtarma yöntemi olarak bozulmuş pedikül vida deliğine uygulanacak çimentolar öne çıkmaktadır. Bu vakalarda çoğunlukla PMMA veya hidroksiapatit, kalsiyum sülfat veya kalsiyum fosfat bileşenleri kullanılmıştır. Literatürde yayınlanmış birçok yayında, PMMA ile güçlendirmenin hem primer hem de revizyon vakalarında en yüksek mekanik kuvveti sağladığı gösterilmiştir. PMMA'nın komplikasyonlara rağmen sağladığı mekanik stabilite yıllardan beri revizyon prosedürlerinde güçlendirme materyali olarak tercih edilmesine sebeptir (38, 39).



Pedikül güçlendirilme için kullanılacak olan PMMA miktarı da günümüzde halen tartışılmaktadır. Bu miktar verebileceği zarar ile sağlayacağı kuvvet arasında bir dengede olmalıdır. Fazla çimento uygulanması teoride daha sağlam tutunmaya sebep olacak ancak aynı zamanda beraberinde vertebradan dışarı sızabilecek artmış çimento miktarını da getirecektir. Yapılan çalışmalarda kullanılan çimento miktarının 1 ila 3cc arasında olması önerilmektedir. Torasik ve lomber bölge pedikül vidalarının güçlendirilmesi amacıyla 2-3ml PMMA çimento uygulanan hastalarda yapılan bilgisayarlı tomografi çalışmasında %22.6'sında noktasal veya minör çimento kaçaqları tespit edilmiştir (27). Chen ve arkadaşlarının sentetik normal kemik ve osteoporotik kemik modellerinde yaptığı çalışmada genişleyebilen vidaları, standard pedikül vidası ve PMMA ile güçlendirilmiş standard pedikül vidaları ile karşılaştırarak PMMA miktarının aksiyal çekim kuvvetlerine etkisini araştırmışlardır. Osteoporotik kemik modelinde 1, 2 ve 3 mL PMMA ile güçlendirme yapılmış konvansiyonel vidaların, güçlendirme yapılmamış vidalara göre stabiliteilerinin sırasıyla %259, %508 ve %715 oranında arttığını belgelemişlerdir (40). Bizim çalışmamızda yapılan güçlendirmelerde her vidaya 2-3cc PMMA kullanılmıştır.

Pedikül vida stabilitesini test etmek amacıyla birçok deneysel model oluşturulmuş ve birçok çalışma yapılmıştır. Amacı sadece iflas etmiş pedikül vidalarının revizyonu değil, ilk fiksasyonda yüksek stabiliteye ulaşılarak revizyon vakalarının gerekliliğinin azalması olan birçok çalışmada değişik materyaller denenmiş ve sonuçları açıklanmıştır. Vertebra cerrahisi çalışmalarında PMMA, kalsiyum sülfat, kalsiyum fosfat, hidroksiapatit materyaller değişik cerrahi yöntemlerle de kombine edilerek pedikül vidası güçlendirilmelerinde araştırılmıştır. Tüm bu biyomateryallerden PMMA; kolay ulaşılabilirliği, düşük maliyeti ve birçok uygulayıcı tarafından rahatlıkla kullanılabilmesi nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir.

Christodoulou ve arkadaşları PMMA ile güçlendirilmiş standard pedikül vidası, çift yivli pedikül vidası ve fenestre pedikül vidası arasındaki çekim kuvvetlerini karşılaştırmış, bunların arasında fenestre pedikül vidalarının diğer iki vidaya karşılık olarak anlamlı derecede daha fazla aksiyel kuvvete direnç gösterdiğini belirtmiştir (41). Leichtle ve arkadaşları ise osteoporotik vertebrada PMMA ile güçlendirilmiş

standard pedikül vidalarını fenestre pedikül vidaları ile karşılaştırmış, güçlendirme sonrası çekim güçlerinde fark olup olmadığını araştırmıştır. Her vida için 1-3 cc PMMA kullanan Leichtle ve ark. Standard pedikül vidalarının 3cc PMMA ile güçlendirildikten sonra fenestre vidalarla karşılaştırıldığında çekim gücü açısından standard vidaların, maliyeti daha yüksek olan fenestre vidalardan farklı olmadığını gösterdi (42). Chen ve arkadaşları ise vidanın özelliğinden ziyade çimento uygulama yönteminde fark olabileceğini düşünerek, PMMA enjekte edilmiş kanüle-fenestre vidalarını, retrograd PMMA uygulanmış standard pedikül vidaları ile karşılaştırdı. Retrograd PMMA uygulanmış standard pedikül vidalarının daha iyi fiksasyon sağladığını, hatta ameliyat sırasında uygulanmış vidaların fiksasyon kuvvetinden kayıp vermeden 360 derece geri çekilebileceğini belirtti (43).

Chao ve arkadaşları kadavra ve sentetik kemik üzerinde yaptıkları pedikül vidasının PMMA ile güçlendirme çalışmasında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, bozulmuş deliğe önceden PMMA doldurmanın, fenestre vidanın içinden enjekte edilen PMMA'ya göre çekim kuvvetinde %40 artış olduğunu göstermiştir. Ancak, osteoporotik kemikte, bozulmuş vida deliğine gerek önceden PMMA doldurularak (%461.7) gerekse de vida içinden enjekte edilerek (%301.5) yapılan güçlendirmenin, çimento ile güçlendirme yapılmamış vidalara göre anlamlı derecede daha güçlü olduğunu belirtmişlerdir (44).

Bu çalışmalar bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında, büyük çoğunluğu sentetik osteoporotik kemik modelleri üzerinde yapılmıştır. Christodoulou ve arkadaşları güçlendirilmiş fenestre pedikül vidalarının çekim kuvvetine en çok direnç gösterdiğini belirtirken, Leichtle ve arkadaşları ile Chen ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda güçlendirilmiş standard pedikül vidalarının çekim kuvvetine en çok direnç gösterdiğini belirtti. Chao ve arkadaşlarının belirttiği üzere ise PMMA uygulama metodundaki farklılıklar konvansiyonel vida modellerinde bile iyi bir tespit sağladığını göstermiştir.

Bizim çalışmamızda PMMA ile güçlendirme yapılmış vidaların çekim kuvvetlerinin, primer vidalara oranla daha fazla olacağı bilinen ve beklenen bir sonuçtu. Her dört grupta, pediküllere 15 vida uygulandıktan sonra primer sökölme

işlemi gerçekleştirildi. Çıkarılan vidalar deneyin ikinci basamağında kullanıldı. Birinci grubun revizyonunda bozulmuş pedikül deliklerine PMMA şırınga yardımı ile verilerek güçlendirildi. İkinci grupta bozulmuş pedikül yoluna PMMA elle rulo şekli verilerek güçlendirildi. Üçüncü grupta bozulmuş pedikül yolu içerisine kemik grefti ve PMMA şırınga yardımı enjekte edilerek güçlendirildi. Dördüncü grubun pedikül yoluna da kemik grefti ve fenestre vida içerisinden PMMA uygulanarak güçlendirildi. Çalışmamızda pedikül vidaların primer çekim kuvvetleri ile güçlendirme yapılmış vidaların çekim kuvvetleri arasında rakamsal fark olduğunu tespit etmiş olsansa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Bu sonucu etkileyen faktörler hem primer hem de revize edilmiş gruplarda aynı çap ve boyda vida kullanılmış olması ve revize edilmiş tüm gruplarda kullanılan revizyon materyalinin aynı, yani PMMA olmasından kaynaklanıyor olduğunu düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Hızla gelişmekte olan ortopedi cerrahisi ve teknikleri, insan yaşam süresinin artmasıyla hem primer cerrahi prosedürler hem de revizyon vakaları için yeniliklere ihtiyaç duymaktadır. Bu bağlamda, günümüze kadar yapılan çalışmalarda birçok yeni teknik tanımlanıp geliştirilmiştir. Pedikül vida fiksasyonu revizyon cerrahisi de gelişmeye açık ve daha fazla araştırmaya ihtiyacı olan bir konu olmaya devam etmektedir.

Biz bu çalışmamızda, iflas etmiş pedikül vidasının oluşturduğu bozulmuş yolu, kemik grefti ve PMMA güçlendirerek revizyonda ne kadar sağlam tespite ulaşabileceğimizi sökölme kuvvetlerini karşılaştırarak test ettik. Bu güçlendirme yöntemlerinin birbirine üstünlüğü olup olmadığını farklı vida ve PMMA uygulama yöntemleriyle denedik ve sonuçlarını karşılaştırdık. Daha önce yapılmış olan çalışmalara benzer şekilde “altın standart” yöntem olan PMMA ile güçlendirmenin, primer çekim kuvveti ile kıyasla daha yüksek değerlere ulaştığını tespit ettik. Güçlendirme yapıldıktan sonra, grupların sökölme kuvvetleri birbiri ile karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi. Ancak, kullanılan vidanın türüne bakılmaksızın, PMMA öncesi bozulmuş vida yoluna kemik grefti uygulamasının ve çimentonun rulo şekline getirilerek delik içine uygulanmasının istatistiksel olarak daha üniform bir eğri çizdiğini tespit ettik ve bu uygulamalar sonrasında sonuçların çok tatmin edici olduğunu gördük. Güçlendirilmiş fenestre vidalarının frekans histogramında hafif sağa doğru kayma olduğunu tespit ettik. Ancak, fenestre vidaların maliyeti ve ulaşılabilirliğindeki zorluklar nedeni ile, iflas etmiş pedikül vidası yolunun güçlendirilmesinde, standard pedikül vida deliğine kemik grefti uygulandıktan sonra elle rulo şekli verilerek eklenen PMMA'nın, güçlendirmede en az fenestre vida kadar etkili olabileceğini gördük. Her ne kadar istatistiksel açıdan üstünlüğü olmasa da, fenestre vidaların içinden enjekte edilen PMMA'nın ve kemik grefti eklenmiş olan rulo PMMA ile güçlendirilmiş standard pedikül vidalarının da çekim sırasında ulaştığı güç klinik kullanımı açısından önemlidir.

Bizce, iflas etmiş pedikül vida yolu revizyonunda, pedikül vida yoluna kemik grefti ve sonrasında elle rulo haline getirilen PMMA ile standard pedikül vidası kullanımı uygulama kolaylığı, maliyet, ve sağladığı stabilite açısından tercih edilmelidir. Ancak, kemik grefti eklenerek içinden PMMA enjekte edilen fenestre pedikül vidaları ile de benzer sonuçlara ulaşmak mümkündür. Bu konuda yapılacak olan klinik ve deneysel çalışmalar, güçlendirme yöntemlerinin daha da gelişmesine ve farklı sonuçlara ulaşılmasına yardımcı olacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Szpalski M, Gunzburg R, Melot C, Aebi M. The aging of the population: a growing concern for spine care in the twenty-first century. *Eur Spine J* 12 Suppl 2: S81-3, 2003.
2. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, 3rd, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)* 19: 2415-20, 1994.
3. Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 16: 1335-41, 1991.
4. Hughes JT. The Edwin Smith Surgical Papyrus: an analysis of the first case reports of spinal cord injuries. *Paraplegia* 26: 71-82, 1988.
5. Marketos SG, Skiadas P. Hippocrates. The father of spine surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 24: 1381-7, 1999.
6. Lifshutz J, Colohan A. A brief history of therapy for traumatic spinal cord injury. *Neurosurg Focus* 16: E5, 2004.
7. Kabins MB, Weinstein JN. The history of vertebral screw and pedicle screw fixation. *The Iowa orthopaedic journal* 11: 127, 1991.
8. Boucher H. A method of spinal fusion. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 41: 248-59, 1959.
9. Roy-Camille R. Ostéosynthèse du rachis dorsal, lombaire et lombo-sacré par plaques métalliques vissées dans les pédicules vertébraux et les apophyses articulaires. *Presse Med* 78: 1447, 1970.
10. Harrington P, Tullos H. Reduction of severe spondylolisthesis in children. *Southern medical journal* 62: 1-7, 1969.
11. Dick W. The "fixateur interne" as a versatile implant for spine surgery. *Spine* 12: 882-900, 1987.
12. Steffee AD, Sitkowski DJ, ToPHAM LS. Total vertebral body and pedicle arthroplasty. *Clin Orthop Relat R*: 203-8, 1986.
13. Krag MH, Beynnon BD, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD, Weaver DL. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. Design and testing. *Clin Orthop Relat R*: 75-98, 1986.
14. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat R* 227: 10-23, 1988.
15. Bergman R, Thompson S, Afifi A, Saadeh F. Compendium of human anatomic variation. Bergman R. Baltimore: Urban & Schwarzenberg. 1988.
16. Matuoka CM, Basile Júnior R. Estudo anatômico do pedículo vertebral lombar e estruturas neurais adjacentes. *Acta Ortop Bras* 3: 25-34, 2002.
17. Moore KL. Clinically oriented anatomy. *The Back*. Moore KL. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. 323-70. 1992.
18. Wright P, Canale S. Campbell's operative orthopaedics. *Spinal Anatomy and Surgical Approaches*. Leventhal M. 10th ed. Philadelphia: Mosby. Vol 2. 1569-97. 2003.
19. Gaines Jr RW. The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *JBJS* 82: 1458, 2000.

20. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG, et al. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 12: 160-6, 1987.
21. Karaikovic EE, Daubs MD, Madsen RW, Gaines Jr RW. Morphologic characteristics of human cervical pedicles. *Spine* 22: 493-500, 1997.
22. Hackenberg L, Link T, Liljenqvist U. Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine* 27: 937-42, 2002.
23. Vaccaro AR, Garfin SR. Pedicle-screw fixation in the lumbar spine. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 3: 263-74, 1995.
24. Aebi M, Etter C, Kehl T, Thalgot J. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with the internal spinal skeletal fixation system. Indications, techniques, and first results of treatment. *Spine* 12: 544-51, 1987.
25. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *The Spine Journal* 1: 402-7, 2001.
26. Webb J, Spencer R. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 89: 851-7, 2007.
27. Chang M-C, Liu C-L, Chen T-H. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery: a novel technique. *Spine* 33: E317-E24, 2008.
28. Kelly CM, Wilkins RM, Gitelis S, Hartjen C, Watson JT, Kim PT. The use of a surgical grade calcium sulfate as a bone graft substitute: results of a multicenter trial. *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 382: 42-50, 2001.
29. Eitel F, Klapp F, Jacobson W, Schweiberer L. Bone regeneration in animals and in man. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery* 99: 59-64, 1981.
30. Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S. Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae. *Spine* 21: 1320-4, 1996.
31. Esses SI, Sachs BL, Dreyzin V. Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members. *Spine* 18: 2231-8; discussion 8-9, 1993.
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 successful screw placement. *Spine* 13: 1012-8, 1988.
33. Lehman Jr RA, Polly Jr DW, Kuklo TR, Cunningham B, Kirk KL, Belmont Jr PJ. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine* 28: 2058-65, 2003.
34. Polly Jr DW, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws: bigger, longer shims-what is best? *Spine* 23: 1374-9, 1998.
35. Yamagata M, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Isobe K, Moriya H, et al. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine* 17: S51-4, 1992.
36. Fogel GR, Reitman CA, Liu W, Esses SI. Physical characteristics of polyaxial-headed pedicle screws and biomechanical comparison of load with their failure. *Spine* 28: 470-3, 2003.

37. Sabatier J, Guaydier-Souquieres G. Noninvasive methods of bone-mass measurement. *Clinical rheumatology* 8: 41-5, 1989.
38. Motzkin N, Chao E, An K, Wikenheiser M, Lewallen D. Pull-out strength of screws from polymethylmethacrylate cement. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 76: 320-3, 1994.
39. Wittenberg RH, Lee K-S, Shea M, Hayes W. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop Relat R*: 278-87, 1993.
40. Chen Y-L, Chen W-C, Chou C-W, Chen J-W, Chang C-M, Lai Y-S, et al. Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws. *Medical engineering & physics* 36: 1416-20, 2014.
41. Christodoulou E, Chinthakunta S, Reddy D, Khalil S, Apostolou T, Drees P, et al. Axial pullout strength comparison of different screw designs: fenestrated screw, dual outer diameter screw and standard pedicle screw. *Scoliosis* 10: 15, 2015.
42. Leichtle C, Lorenz A, Rothstock S, Happel J, Walter F, Shiozawa T, et al. Pull-out strength of cemented solid versus fenestrated pedicle screws in osteoporotic vertebrae. *Bone & joint research* 5: 419-26, 2016.
43. Chen L-H, Tai C-L, Lee D-M, Lai P-L, Lee Y-C, Niu C-C, et al. Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling. *BMC musculoskeletal disorders* 12: 33, 2011.
44. Chao K-H, Lai Y-S, Chen W-C, Chang C-M, McClean CJ, Fan C-Y, et al. Biomechanical analysis of different types of pedicle screw augmentation: a cadaveric and synthetic bone sample study of instrumented vertebral specimens. *Medical engineering & physics* 35: 1506-12, 2013.