

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

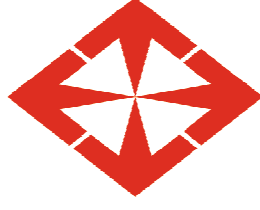
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

**KURTARMA YÖNTEMİ OLARAK KALSİYUM SÜLFAT
VE POLİMETİLMETAKRİLAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
PEDİKÜL VİDALARININ BİYOMEKANİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ümit Özgür GÜLER

Ankara, 2009



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

**KURTARMA YÖNTEMİ OLARAK KALSİYUM SÜLFAT
VE POLİMETİLMETAKRİLAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
PEDİKÜL VIDALARININ BİYOMEKANİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ümit Özgür GÜLER

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Murat Ali HERSEKLİ

Ankara, 2009

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; başarısız olmuş primer lomber pedikül vida kurtarma yöntemi olarak kalsiyum sülfat ve polimetilmetakrilat (PMMA) ile güçlendirilen pedikül vidalarının kuvvetini biyomekanik olarak karşılaştırmaktır.

Çalışmada, lomber vertebra lar altı danadan elde edilerek tüm yumuşak dokuları temizlendi ve kemik mineral yoğunlukları ölçüldü. Testin birinci basamağında; vertebra ların sağ veya sol pediküllerinin giriş yeri kesişme tekniği ile belirlenerek poliaksiyel baş özellikli pedikül vidaları yerleştirildi. Vertebra lar özel hazırlanmış kutulara çimento yardımı ile gömüldü ve instron cihazına uygun çekme düzeneğine yerleştirilerek aksiyel yönde çekme kuvveti uygulandı. Çalışmanın ikinci basamağında, örnekler rastgele iki gruba ayrıldı. Vida deliklerinin kuvvetlendirilmesi amacıyla 1.gruba kalsiyum sülfat ve 2.gruba PMMA uygulandı. Kuvvetlendirme yöntemlerinin uygulanmasını takiben sökölme testleri tekrarlandı ve sökölme değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Tüm vertebra ların kemik mineral yoğunlukları ortalamasına bakıldığında $1.006.4 \pm 430.4 \text{ g/cm}^2$ olmuş, her iki grup sonuçları arasında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0.05$). 1.grupta primer vida sökölme kuvveti ortalaması $2441.3 \pm 936.4 \text{ N/m}^2$ ve kalsiyum sülfat ile güçlendirme sonrası vida sökölme kuvveti ortalaması $2499.5 \pm 1425.1 \text{ N/m}^2$ şeklinde olmuş, bu iki sonuç arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). İkinci grupta primer vida sökölme kuvveti ortalaması $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$ ve PMMA ile güçlendirme sonrası sökölme kuvveti ortalaması $3745.5 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$ şeklinde olmuştur. Bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Ayrıca her iki grubun ilk ve son sökölme değerlerinin ortalamaları değerlendirilmiş; revizyon sonrası sökölme kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.05$).

Kalsiyum sülfat ile güçlendirme primer vida ile karşılaştırıldığında ortalama vida sökölme kuvvetinde artış göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. PMMA ise başarısız olmuş lomber pedikül vidasında en kuvvetli fiksasyonu sağlamıştır.

Anahtar kelimeler: Biyomekanik; Pedikül vida fiksasyonu; Kurtarma methodu.

ABSTRACT

Salvage of Failed Pedicle Screw: Biomechanical Comparison of Calcium Sulfate versus Polymethylmethacrylate Augmentation

The purpose of this study is to compare biomechanical differences between calcium sulfate and polymethylmethacrylate (PMMA) augmented pedicle screws as salvage techniques for failed primary lumbar pedicle screw.

As the study method; lumbar vertebrae were harvested from six calf and all soft tissue was dissected and the bone mineral density of each vertebra was determined. In first stage; left or right pedicle entry side was determined with the help of 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. In second stage; the specimens were divided into two groups randomly. Calcium sulfate was used in group 1, PMMA was used in group 2 for augmentation of screw holes. After the pull-out tests of the specimens were repeated same as in stage 1, the pull-out strength results of all specimens were recorded and compared with statistical analyses.

The mean bone-mineral densitometry (BMD) of all primary screws was $1.006.4 \pm 430.4 \text{ g/cm}^2$ and no significant difference in BMD was found between two groups ($p > 0.05$). In the first group; the mean POS of primary screws was $2441.3 \pm 936.4 \text{ N/m}^2$ and after calcium sulfate augmentation, mean POS was $2499.5 \pm 1425.1 \text{ N/m}^2$. In the first group, no statistical difference was found between these POS results ($p > 0.05$). In the second group; the mean POS of primary screws was $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$ and after PMMA augmentation mean POS was $3745.5 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$, and difference of these results was statistically significant ($p < 0.05$). And also we found that significant difference between augmentation POS results of first and second group ($p < 0.05$).

Calcium sulfate augmentation improved mean POS when compared with the primary screw, but these results had no significant difference statistically. PMMA was found to restore most strong fixation in failed lumbar pedicle screws.

Key Words: Biomechanic; Pedicle screw fixation; Salvage method.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

Özet.....	iii
İngilizce Özet.....	iv
İçindekiler.....	v
Teşekkür	vi
Kısaltmalar ve Simgeler Dizini	vii
Şekiller ve Tablolar Dizini	viii
1. Giriş.....	1
2. Genel Bilgiler	2
3. Gereç ve Yöntem.....	22
4. Bulgular	29
5. Tartışma.....	32
6. Sonuç ve Öneriler	38
7. Kaynaklar.....	39

TEŞEKKÜR

Ortopedi ve Travmatoloji gibi zorlu bir branşı bilimsellikle olduğu kadar bir aile içerisinde sevgi dolu özgürce yaşamamızı sağlayan başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Cengiz Tuncay olmak üzere Doç. Dr. Hüseyin Demirörs, Doç. Dr. İlhami Kuru ve Yrd. Doç. Dr. Rahmi Can Akgün'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım. Ayrıca asistanlığımın ilk iki yılında eğitimime yapmış oldukları katkılardan dolayı Prof Dr. Reha Tandoğan ve Doç. Dr. Oğuz Karaeminoğulları'na teşekkür ederim.

Zorunlu Adana rotasyonlarımda yoğun çalışma şartlarında eğitimime katkısı olan başta tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Murat Ali Hersekli'ye, tez çalışmasında yardımını esirgemeyen Uzm. Dr. Alihan Derincek'e, Doç. Dr. Sercan Akpınar, Doç. Dr. Gürkan Özkoç, Doç. Dr. Metin Özalay, Doç. Dr. Mustafa Uysal, Uzm. Dr. Necip Cesur ve Uzm Dr. Murat Çınar'a teşekkür ederim.

Asistanlığım süresince yorucu ve stresli günlerimi paylaştığım araştırma görevlisi doktor arkadaşlarıma ve ilk günden itibaren yanımda olan hastane çalışanlarına göstermiş oldukları yardım ve emekleri için teşekkür ederim.

Son olarak eğitimimin her anında maddi manevi yanımda olan, bana varlıklarıyla güç veren annem ve babam, yol göstericiliğini benden esirgemeyen ablalarım; sizler gibi bir ailem olması benim için onur verici, yardımlarınız için teşekkürler. Hiçbir zaman sevgisini benden esirgemeyen canım eşim Yeliz ve varlığı ile beni dünyanın en mutlu babası yapan Lorin; yaşam savaşımın asıl sebeplerisiniz sizleri çok seviyorum. Başarı uzun bir yolculuk, bense bu tez ile sanırım o yolculuğun önemli duraklarından birindeyim. Dinleyip diyecek çok, fakat uzun söze vaktimiz yok, yürüyelim.

Dr. Ümit Özgür GÜLER

Kasım-2009

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

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

ŞEKİLLER VE TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 2.1.	İmhotep ve Edwin Smith Cerrahi Papirüsü	2
Şekil 2.2.	Hipokrat ve geliştirmiş olduğu redüksiyon methodu.	3
Şekil 2.3.	Galen ve çalışmasından ventral ve dorsal insan iskeleti görünümü.	3
Şekil 2.4.	Boucher'in uyguladığı vida fiksasyonu	5
Şekil 2.5.	Roy-Camille'in kullandığı segmental pedikül plak sistemi.	6
Şekil 2.6.	Harrington tarafından ilk yayınlanmış rod ile enstrümantasyon	6
Şekil 2.7.	Magerl ve Dick tarafından tariflenmiş vertebral fiksatörler	7
Şekil 2.8.	Steffe tarafından tanımlanmış 'variable –screw-placement: VSP'	7
Şekil 2.9.	Vermont Spinal Fiksator ve Wiltse pedikül-vida sistemi.....	8
Şekil 2.10.	Vertebral kolonun anterior,lateral ve posterior görünümü	10
Şekil 2.11.	Servikal,torakal ve lomber bölge anatomik farklılıkları.....	13
Şekil 2.12.	Lomber vertebranın genel özellikleri	14
Şekil 2.13.	Kesişme yöntemi ile pedikül lokalizasyonun belirlenmesi	15
Şekil 2.14.	Pedikül açıları ve bölgesel medial açılanmanın pratik gösterimi	16
Şekil 3.1.	Pedikül vida pozisyonunun skopi görüntüsü	24
Şekil 3.2.	Pedikül vidası uygulanmış vertebranın gömme kabındaki görüntüsü	24
Şekil 3.3.	Vertebranın gömme işlemi.	25
Şekil 3.4.	Sökülme testi düzeneği.....	25
Şekil 3.5.	Pedikül yollarının belirlenmesi.....	26

Şekil 3.6.	Sökülme testlerinin sonlandırılışı.....	26
Şekil 3.7.	Kalsiyum sülfat grubu vidaları	28
Şekil 3.8.	PMMA grubu vidaları	28
Şekil 4.1.	İki grubun başlangıç ve revizyon sonrası sökülme değerlerini gösteren grafik	30
Tablo 4.1	Örneklerin sökülme ve BMD değerleri	29
Tablo 4.2.	Grupların başlangıç ve revizyon sonrası ortalama sökülme değerleri	30

1. GİRİŞ

Günümüzün gelişen teknolojisi ile artan yaşam kalitesi beraberinde uzun yaşam süresini sağlarken, baş edilmesi gereken daha farklı, komplike patolojileri ve daha yüksek enerjili yaralanmaları getirmiştir. Bu yeni ve zor patolojiler ortopedi ve travmatoloji dalını daha dinamik bir bilim dalı olmaya zorlarken bizleri de bu sorunlara çözümler arayan tıp adamları haline getirmiştir.

Tarihin ilk çağlarından itibaren tıbbın her alanında olduğu gibi vertebra patolojileri insanlığın ilgilendiği ve çözüm üretmeye çalıştığı sorunlardan olmuştur. Sıklığı artan vertebra cerrahileri daha fazla sayıda revizyon prosedürlerine ihtiyacı ortaya çıkarmıştır. Özellikle osteoporotik vertebra cerrahileri sonrasında vida gevşemesi veya yetersiz mekanik stabiliteye bağlı koreksiyon kaybı sıklıkla karşılaşılmaktadır. Revizyon gerektiren vakalar için tanımlanmış birçok kurtarma yöntemi tariflenmiştir, örneğin; daha büyük ve/veya uzun boy pedikül vidası kullanılması, bozulmuş vida deliğinin kuvvetlendirilmesi veya pedikül vidasının farklı yol izlenilerek gönderilmesi gibi. Vida deliğinin intraoperatif veya postoperatif kuvvetlendirilmesinde polimetilmetakrilat (PMMA) sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmada amaç; PMMA gibi kuvvetlendirme işlemlerinde kullanılabilecek bir materyal olan kalsiyum sülfatın revizyon modellemesindeki kuvvetini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

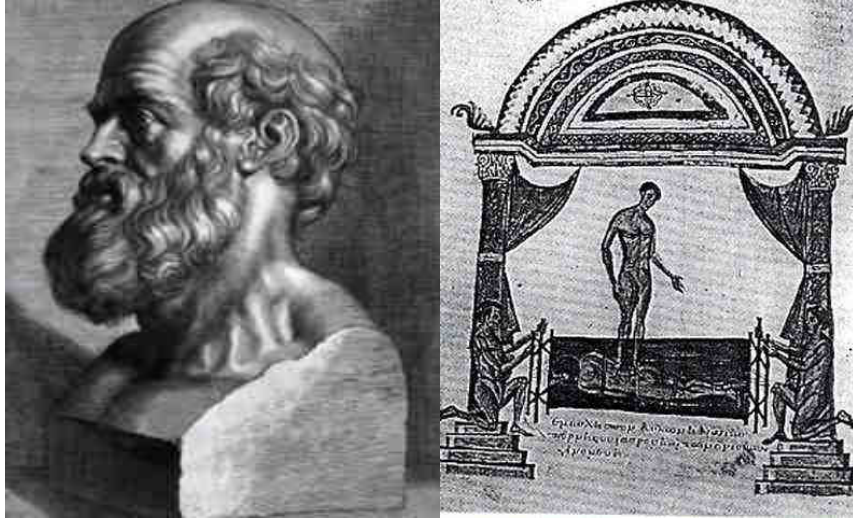
2.1.Tarihçe

Vertebral kolon patolojileri uygarlığın başlangıcından itibaren insanlığın merak duyduğu ve ilgilendiği konulardan olmuştur. İlk vertebra ile ilgili yazıtlara Edwin Smith Cerrahi Papirüslerinde rastlanılmaktadır (1). MÖ 2500 civarında Mısırlı bir doktor olan İmhotep tarafından yazıldığı kabul edilen papirüslerde tarif edilmiş 48 vaka anlatılmakta ve bunlardan 6 tanesinde vertebral subluksasyon,veya dislokasyonun olduğu spinal kord yaralanmasından bahsedilmektedir (Şekil 2.1).



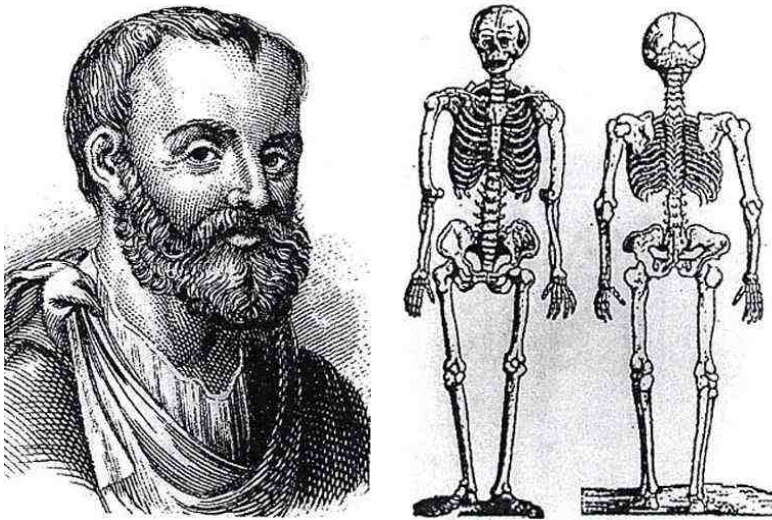
Şekil 2.1. İmhotep ve Edwin Smith Cerrahi Papirüsü. İmhotep'in 29 ile 31.vaka anlatımı şöyledir:” boynunda çıkık olan bir adamı muayene ediyorsan, eğer kişi bilinçsizce her iki kol ve bacağı oynatamıyor, penisi erekte ve idrar gelmiş ise, vücudu bükülmüş, gözlerine kan oturmuşsa, bu boyun çıkığıdır ve bel kemiğine kadar uzanmaktadır, bu tedavi edilemez.”

Hekimlik kurallarını ilk yazılı kurallarını belirleyen ve tıbbın babası olarak adlandırılan Hipokrat (MÖ 460-377) vertebra kırık ve çıkığı ile spinal kord yaralanması arasındaki ilişkiyi araştırmıştır (2). Hipokrat’a göre, ’kırık ile birlikte gelişen paralizi sonrası yapılabilecek bir tedavi yoktur ve o hastanın kaderi ölüm olacaktır’. Ayrıca kırığın anteriordan redüksiyonunun yapılması durumunda tedavinin mümkün olabileceğini belirtmiştir. Bununla birlikte spinal deformiteleri redükte edebilmek için ekstansiyon tezgahı olan ve traksiyon uygulayabilen bir method geliştirmiştir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Hipokrat ve geliştirmiş olduğu redüksiyon methodu.

Aulus Aurelius Cornelius Celsus (MÖ 30) ilk defa servikal spinal yaralanmaya bağlı ani ölüm olabileceğini belirtmiş, Hipokrat'ın spinal traksiyonu teorisini de popularize etmiştir. Spinal kord patolojilerinin anlaşılmasında büyük adımlardan biri Yunanistan'da yaşamış olan Galen (130-200) tarafından atılmıştır (3). Galen amfiteyatrolarda gladyatör doktoru olması nedeniyle birçok omurga travması ile karşılaşmış, lordoz, kifoz ve skolyoz gibi omurga deformitelerini ilk isimlendiren kişi olmuştur. Galen'in en büyük çalışması 'On Anatomical Procedures and On Affected Areas' adlı spinal kord fonksiyonlarını incelediği çalışmasıdır. Hayvan spinal kordları üzerinde yapmış olduğu yaralanmalarda paralizinin veya duyu kaybının seviyelerini belirlemiştir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Galen ve çalışmasından ventral ve dorsal insan iskeleti görünümü.

Yine eski Yunanistan'lı hekim olan Paulus of Aegina (625-690), Hipokrat'ın spinal dislokasyonlar için olan traksiyon methodunu geliştirmiş, omurga kırıklarının redüksiyonundan sonra bir splint ile tespit edilmesi gerektiğini ilk ortaya koyan kişi olmuştur. Bununla birlikte posterior elemanların kırılması ve spinal kordu itmesi durumunda laminektomi yapılması gerektiğini, ağrının azaltılması için spinöz proseslerin alınması gerektiğini belirten yine Paulus of Aegina olmuştur.

Rönesans sonrası İtalya'da yaşamış olan Andreas Vesalius (1514-1564) “De Humani Corporis Fabrica Liberi Septum” adlı ayrıntılı anatomik diseksiyonlarını anlatan kitabını yayınlamış, intervertebral disk tanımlamasını ilk kez yapmış, spinal ağrıların anatomik nedenlerini sistematik bir şekilde ifade etmiştir. Nicholas Andry (1658-1742) kas iskelet sistemi ile ilgili olan “ L’Orthopedie” adlı kitabını yayınlamış,ortopedi adı ilk kez kullanılmıştır. Nicholas Andry kötü postürün omurganın doğal eğrilikleri üzerindeki etkisini ve postural egzersizin önemini anlatan yazılar yazmıştır. Domenico Cotugno (1736-1822) ilk kez siatik sinirin bacakta ağrıyla görülebileceğini belirten’De ischiade nervosa commentarius’ isimli çalışmasını yayınlamış ve uzun yıllar siatalji Cotugno’nun hastalığı olarak bilinmiştir. Günümüzde de kullanılan yöntem olarak Fabricius Hildanus 1646 yılında kapalı redüksiyonunun başarılı olmadığı durumda servikal dislokasyona açık redüksiyon uygulamıştır. Dışarıdan bir klembi nuchae ve spinöz proçes arasına koyarak traksiyon uygulamıştır. Başarılı cerrahi olarak 1829 yılında Alban Gilpin Smith, düşme sonrası gelişen alt ekstremitte progresif paraparezisi olan genç bir hastada, etkilenen bölgenin spinöz proseslerini çıkarmış, beraberinde ilk başarılı laminektomiye uygulamış, bunun sonucunda hastanın kliniğinde hızlı bir düzelme görülmüştür. İlk spinal fiksasyon ise 1887 yılında WF Wilkins tarafından spinöz çıkıntılara tel ile tespit yapılarak gerçekleştirmiştir. 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 kaydetmiş, başarılı cerrahi sayısı artış göstermiştir.

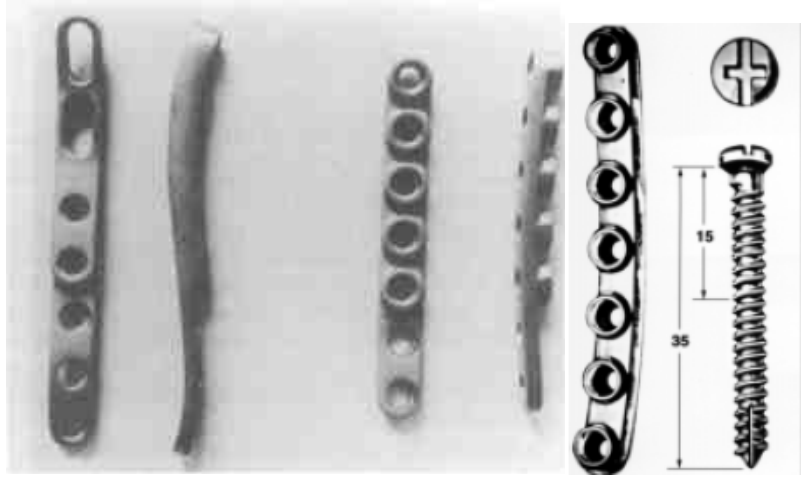
2.2. Pedikül Vida Fiksasyonunun Tarihçesi

Bu gelişmeleri takip eden yıllarda spinal kord patolojilerine farklı cerrahiler tedaviler uygulanmış olup, ilk vertebral vida fiksasyonu 1943 yılında Tourney ve 1944 yılında King tarafından faset eklemden tanımlanmıştır (4). Postoperatif korse ve uzamış immobilizasyonu engellemek amacıyla vidanın yerleşimini laminanın inferior köşesine paralel ve faset eklemine dik olacak şekilde tanımlamış, ancak yinede cerrahi sonrası hastalara 3 hafta yatak istirahati uygulanılmıştır. L5-S1 seviyesi vida ile fiske edilen ve greftlenen hastaların %10'ununda psödoartroz gelişmiş, 1 hastada (%2.3) sinir kökü irritasyonu görülerek vida çıkarılmıştır. Bu olumsuz sonuçları takiben 1959 yılında Boucher ve 1964 yılında Pennel tarafından daha iyi sonuçların yer aldığı çalışmalar yayınlanmıştır (5). Boucher ve Pennel daha uzun ve paslanmaz çelik vidaları inferior fasetten pediküle ve vertebral cisme doğru yerleştirmişlerdir (Şekil 2.4).



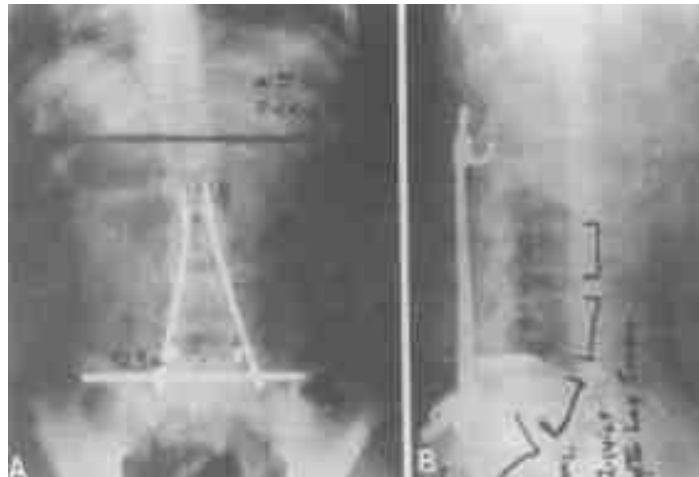
Şekil 2.4. Boucher'in uyguladığı vida fiksasyonu. Vidalar oblik olarak laminadan ve faset eklemden geçecek şekilde pedikül veya vertebral cisme yerleştirilmiştir.

Pedikül vida plak kullanımının en önemli kilometre taşı olarak kabul edilen gelişme ise 1970 yılında Roy-Camille'in vida ile birlikte pedikül ve artiküler proseslerde sagittal yerleşimli plak kullanımı ile gerçekleşmiştir (6). Anatomik çalışmaları takiben üretilen plaklar, kısa veya lumbosakral füzyonlar içinde uygun olabilen 4.5mm pedikül vidalarına izin veren, gerektiğinde faset eklemlere de kısa vidalar konulabilecek şekilde dizayn edilmişlerdir. Bu yöntemi spondilolistesisin de bulunduğu bir çok spinal patolojiye uygulamış ve vakalarda %100'e yakın başarı sağlamıştır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Roy-Camille'in kullandığı segmental pedikül plak sistemi. Bu plak kobalt-kromium alaşımı veya paslanmaz çelikten üretilmiştir. Soldaki plaklar spondilolistesis, sağdaki plaklar ise lumbosakral füzyon için üretilmiştir. Plaklar 49-190 mm ve 5-15 delikli olarak üretilmiştir.

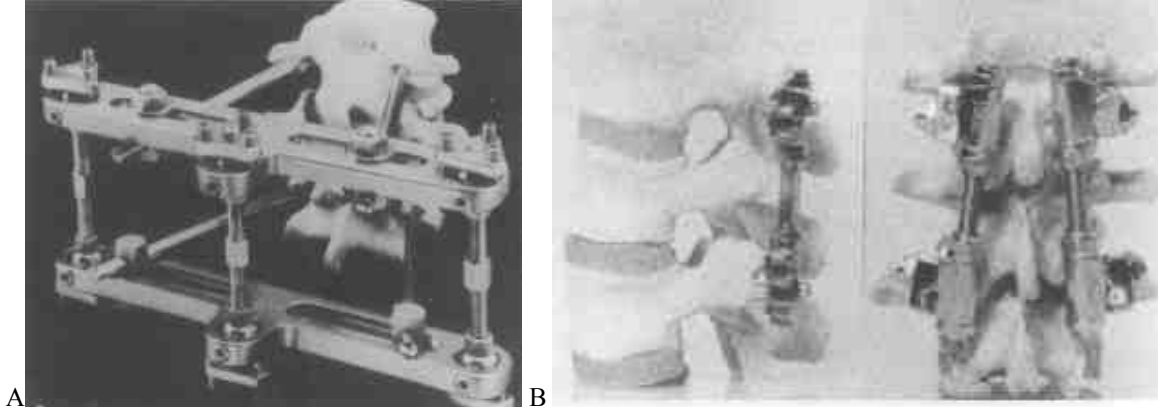
Bu sistem daha sonra Cabot tarafından spinöz prosese kancalanmış orta hat lumbosakral plak ve transpediküler vidalarla sabitlenecek şekilde kullanılmış ve Louis ve Maresca tarafından da geniş serilerle desteklenmiştir. Kabul gören sistem birçok modifikasyonla endikasyonu genişletilerek kullanılmaya başlanmıştır. Harrington ve Tullos tarafından 1969 yılında pedikül istmusuna yerleştirilen transpediküler vida fiksasyonu tarif edilmiş, progresif spondilolistesis olan iki çocuk hastada enstrümantasyon ile birlikte L5 pedikül vidaları kullanılmıştır (7) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Harrington tarafından ilk yayınlanmış rod ile enstrümantasyon

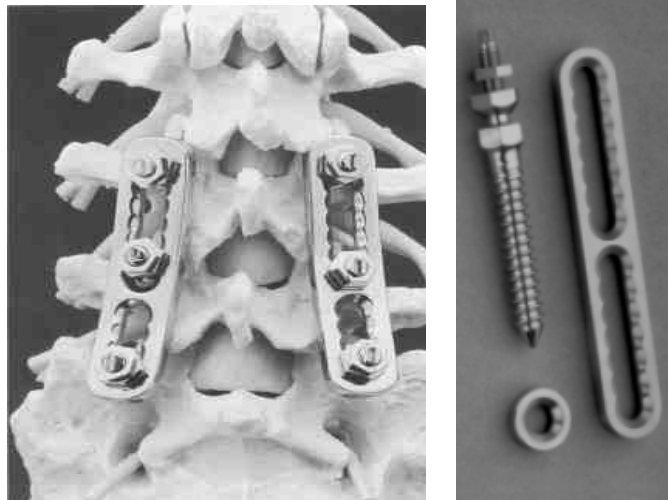
Alt torasik ve lomber vertebra için eksternal transpediküler fiksasyon sistemi Magerl tarafından 1977 yılında geliştirilmiştir. Distraksiyon, kompresyon yapılabilen bu sistem iki şanz vidası, iki transvers bar, üçgen kilitli plak ve üç adet yivli roddan oluşmaktadır.

Magerl'i takiben aynı sistem Dick tarafından 7mm rodların kullanıldığı internal transpediküler sistem olarak geliştirilmiştir (8). Tüm yönlerde kompresyon, distraksiyon yapabilen sistemin eksternal sistemle karşılaştırılan biomekanik test sonuçlarına göre daha fazla rijiditeye sahip olduğu belirlenmiştir (Şekil 2.7A-B).



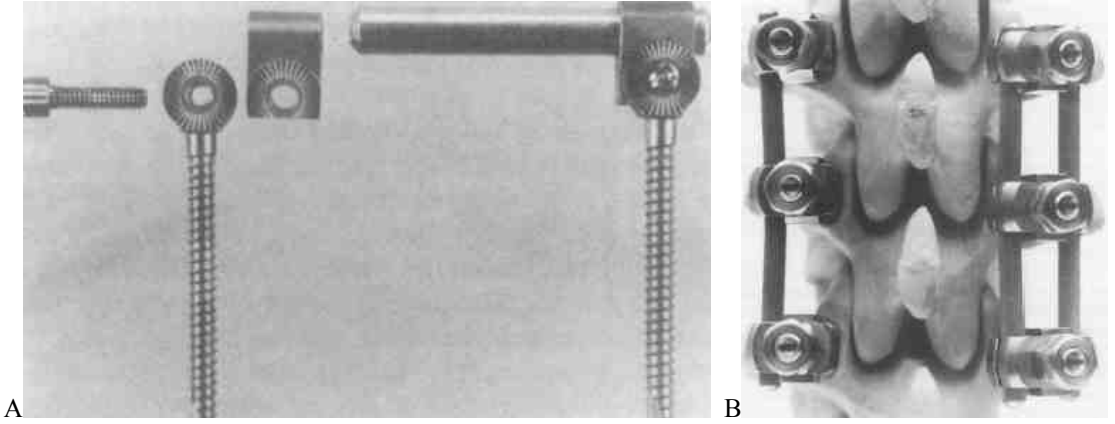
Şekil 2.7. Magerl ve Dick tarafından tariflenmiş vertebral fiksatörler. A)fixateur externe B) fixateur interne

Vertebra cerrahisindeki gelişmeler Müller'in 1979 yılında AO tibial dinamik kompresyon plağının vertebraya uygulamasıyla devam etmiştir. Plak-vida sistemi daha fazla açısal seçeneğe ve 6.5mm kansellöz vida kullanımına imkan tanımıştır. Orijinal AO plaklarının kullanımını takiben 1982 yılında Steffee tarafından yarıklarında yuva bulunan plaklar ile 'variable-screw-placement (VSP)' yöntemi geliştirilmiştir. Böylece çoklu seviyede ve açıda kansellöz vida kullanımına olanak sağlamıştır (9). Kullanılan plağa vertebranın anatomik eğriliklerine göre şekil verilmiş, her pedikül için ayrı ve daha büyük vidanın kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Steffee tarafından tanımlanmış 'variable-screw-placement:VSP'

Yapılan birçok biyomekanik ve klinik çalışmayı takiben Krag 1986 yılında pediküler vida-rod sistemini tarif etmiştir (Vermont Spinal Fiksator:VSF)(Şekil 2.9A)(10). İnterpediküler vida fiksasyon sisteminin Harrington'un transpediküler sistemine göre daha üstün olma sebeplerini şu şekilde sıralamıştır: 1) dizaynları segmental olarak 2-3 vertebraya uygulanabilmekte Harrington sistemi gibi daha uzun rod kullanımına gerek duyulmamaktadır, 2) fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonel hareketlerle üç kolonunda fiksasyonu üç boyutlu olarak bu sistemle sağlanmaktadır ve 3) kırık ve spondilolistesis vakalarında spinal kolona hook veya teller ile zarar vermeksizin kullanılabilir. Yine aynı yıllarda Wiltse paslanmaz çelik rodlara pedikül vidalarını eyer şeklindeki klemplerle bağlayan başka bir sistem geliştirmiş, deforme vertebralara göre şekillenebilen rodlar her spinal segment için cerrahi kolaylığı sağlamıştır (Şekil 2.9B) .



Şekil 2.9. A) Vermont Spinal Fiksator ve B) Wiltse pedikül-vida sistemi

Daha önce tariflenmiş sistemleri de içeren ve yeni nesil üç boyutlu düzeltmeye imkan veren vida ve kanca ile rod veya plak ile spinal enstrümantasyon sistemleri ise Yves Cotrel ve Jean Dubousset tarafından 1984 yılında kullanılmaya başlanmış ve halen günümüzde kullanılmaya ve geliştirilmeye devam etmektedir (11).

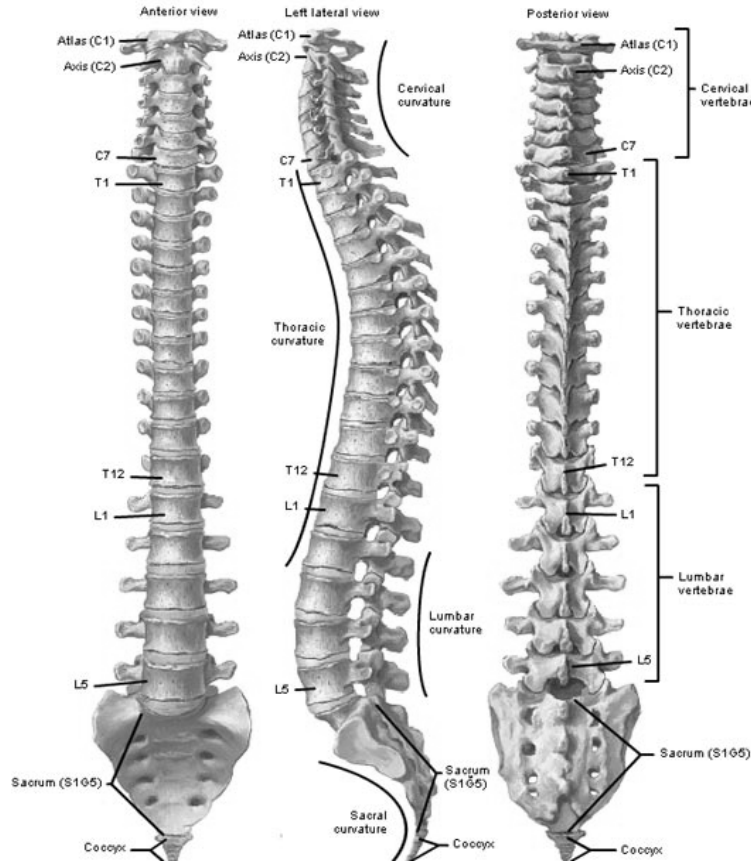
2.3. Anatomi

Günümüze kadar birçok araştırma servikal, torasik, lomber ve sakral vertebra anatomik morfolojisini anlamak amacıyla yapılmıştır. Sadece dejeneratif patolojilerde değil, travmatik yaralanmalarda da kullanılan ve hızla geliştirilen pedikül vidaları ve internal fiksasyon tekniklerinin kullanımı giderek artmaktadır. Bu şekilde spinal cerrahide anterior ve posterior enstrümantasyonun önemi ve yaygınlığı arttıkça insan vertebrasının anatomisini anlamak daha önemli hale gelmektedir.

Vertebral kolon; aksiel iskeletin ana yapısını oluşturmakta, vücuda yarı rijid yarı fleksible bir aks sağlamaktadır. Postürde, kiloyu desteklemede, lokomasyonda, spinal kord ve spinal sinir kök korunmasında görev almaktadır. Otururken vertebral kolon vücut ağırlığını sakroiliak eklem aracılığı ile iliak kemiğe ve oradan iskial tuberositeye iletmektedir. Ayaktayken vücut ağırlığı sakroiliak eklemden asetabuluma ve femur veya uyluk kemiklerine aktarılmaktadır. Vertebral kolon değişik yapılardaki kemik ve fibrokartilajinöz diskler ile bunları birbirlerine bağlayan kuvvetli ligament ve kas yapılarından oluşur. 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 4 koksiks olmak üzere toplam 33 vertebradan oluşmaktadır. Bununla birlikte tüm bireylerin vertebra sayıları 33 olmayabilir; servikal vertebra sayısı genellikle 7 iken, %5 görülen varyasyon torakal, lomber veya sakral bölgeden kaynaklanmaktadır. Değişiklik sadece bir bölgede veya birden fazla bölgede olabilir (12).

Normal olarak vertebral kolonda 4 eğrilik bulunmaktadır. Doğumda vertebral kolon dorsale konveks şekildedir, ancak erekt pozisyona ulaşıldığında dengeleyici servikal ve lomber lordotik eğriler primer torasik ve sakral kifoza karşı olarak gelişmektedir. Ortalama vertebral kolon uzunluğu erişkin erkekte 72 cm iken erişkin bayanda 7-10 cm daha kısa görülmektedir. Torasik ve sakral eğrilikler anteriora konkav şeklindeyken, servikal ve lomber eğrilikler posteriora konkavlardır. Torasik ve sakral eğrilikler fetal hayatta oluşmaları nedeniyle primer eğrilikler olarak adlandırılmaktadır. Servikal ve lomber eğrilikler doğum öncesi belirmeye başlar ancak doğuma kadar belirgin değildirler ve sekonder eğrilikler olarak adlandırılırlar. Servikal eğrilik başın erekt tutulması ile oluşurken, lomber eğrilik yürümeye başlama ile belirginleşir. Servikal eğrilik boyunun fleksiyonu ile kapanırken torakal eğrilik 12 eklemlenmiş torasik vertebral cisimden oluşur ve sabittir. Lomber eğrilik kadınlarda daha belirgindir ve lumbosakral açıdan sonlanır.

Sakral eğrilik sabittir kadın ve erkekte değişiklik gösterir,kadında pelvik girim ve çıkımı genişletmek amacıyla daha az eğridir. Bunun yanında vertebra büyüklüğü de servikal bölgeden lumbar bölgeye doğru artış göstermektedir.



Şekil 2.10. Vertebral kolonun anterior,lateral ve posterior görünümü.

Hareketli vertebral kolonun $\frac{3}{4}$ ünü vertebral cisimler oluştururken, $\frac{1}{4}$ ünü intervertebral diskler oluşturmaktadır. Erişkinde sakrum ve koksiks hareketsiz vertebralardan oluşmaktadır. Vertebralar göğüs kasları tarafından oluşturulan hareketleri sınırlamak amacıyla anterior ve posteriordan longitudinal ligamentler ile stabilize edilmişlerdir. Bu ligamentler tüm vertebral kolon boyunca uzanarak intervertebral disk ve cisimlerle bağlantılı kurarak, fazla fleksiyon ve ekstansiyonu sınırlarlar (13).

Tipik vertebra; anterior cisim ve iki spinöz prosesi oluşturmak için pedikül ve iki laminanın posteriorda birleşerek oluşturduğu posterior veya dorsal arkta oluşmaktadır. Her parçanın spesifik fonksiyonu vardır. Vertebral cisim anteriordaki geniş,ağır ve kısa silindirik yapıdır. Kısa uzun kemik olarak sınıflandırılırlarken, fonksiyonları uzun kemikler gibi ağırlığı desteklemektir. Ağırlığı taşıyabilmek için özellikle T4'ten itibaren

aşağı vertebralara doğru giderek genişlemektedirler. Superior ve inferior yüzleri çevrelerindeki yumuşak kemik çember dışında sert ve düzdür. Nutrisyonel foramen anterior yüzünden girerken, basivertebral ven için olan daha büyük foramen ise posteriorunda bulunmaktadır. Vertebral ark, arkaya doğru giden iki pedikülden ve bunların sonlanmasıyla oluşan iki laminadan oluşmaktadır. Laminalar posteriorda birleşerek spinöz proçesi oluştururlar. Dört artiküler proçes ve iki transvers proçes de vertebral arkta oluşmaktadır. Vertebral cisim ve ark tarafından oluşturulan alan vertebral foramendir ve spinal kord, meninksler, sinir kökleri ve damarsal yapıları içermektedir. Vertebral ark pedikülleri, cismin her iki tarafından superior bölüm ile bağlantılı kısa çıkıntılardır. Posteriora doğru geniş düz lamina ile birleşirler. Pediküllerin superoinferior boyutu eşlik ettiği vertebra korpusunun yarısı kadardır ve lateral yüzde pediküller ve artiküler prosesler superior ve inferior vertebral çentikleri oluşturmaktadır. Pedikülün üzerindeki superior vertebral çentik adını alır ve farklı seviyelerde farklı şekillerdedir. Inferior vertebral çentik ise daha büyüktür ve derindedir. 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 proçesleri oluşturmaktadırlar. Lamina superior ve inferiorda ligamentum flavumunun yapışma yerlerinde serttir (13-14).

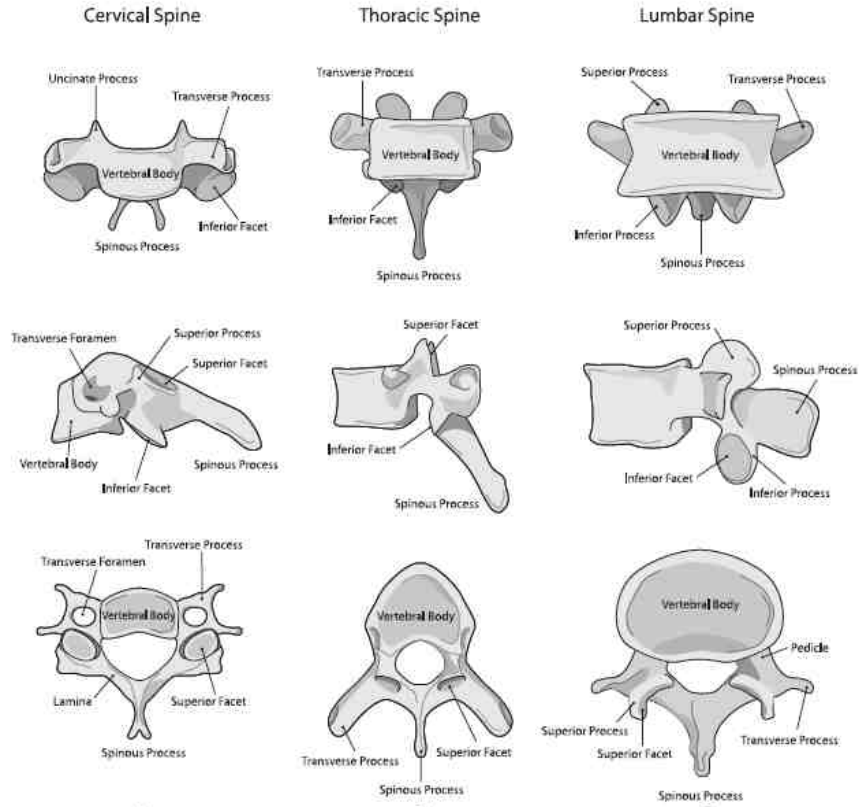
Vertebral cisim arkının her iki tarafında transvers proçesler ile superior (dorsal) ve inferior (ventral) artiküler fasetler bulunmaktadır. Artiküler proçesler ardışık vertebraninkiler ile zygapofizyel eklem (faset eklem) oluştururlar. Spinöz ve transvers proçesler bu bölümlere yapışan kaslara kaldıraç görevi görmektedirler. Vertebral cismin büyüklüğü kaudale doğru artmaktadır ve bunun artan kilo ve segmentlerde artan strese bağlı olarak geliştiğine inanılmaktadır (14).

Spinal meninksleri inerve etmek amacıyla intervertebral foramanidan geri dönen meningeal sinirler dışında spinal sinirler ve dalları vertebral kanal dışında bulunmaktadır Dorsal ve ventral spinal sinir kökleri spinal kord, meninkslere ek olarak vertebral kanalda bulunmaktadır. Dorsal kök ganglionu intervertebral foraminadadır. Sinir kökleri intervertebral foramenin dış sınırında birleşerek spinal siniri oluşturmaktadır (13-14).

İntervertebral disklerin vertebral kolonda oluşan birçok stresi absorbe edici görevi vardır. Diskler fibrokartilajinöz komplekstir; dışta annulus fibrosus olarak bilinen konsantrik fibröz dokudan ve santral jelatinöz yapıdaki nucleosus pulposusdan oluşmaktadır. Torasik diskler kalp şeklinde ve lomber bölgeye göre daha santral yerleşimlidir. Diskler kaudale gittikçe kalınlaşır, lomber lordozu oluşturan disklerin kama şeklinde olmasıdır (14).

Vertebral prosesler vertebral arkın köken almaktadır. 3 tanesi kaldıraç benzeri (spinöz proses ve transvers prosesler) ve 4 tanesi artikülerdir. T5-T8 arasındaki tipik vertebranın spinöz prosesleri posteroinferiora doğrudur, genellikle median plandadır ve laminanın birleşiminin altında yer almaktadır. Bu prosesler interspinöz ve supraspinöz ligamentler ve kaslar için yapışma yeri sağlamaktadır. Transvers prosesler posterolaterale doğrudur ve pedikül ve laminanın birleşiminin hafif superiorunda yer almaktadır. Derin kas grubu için yapışma alanı oluşturarak bu kasların vertebral kolon üzerindeki kaldıraç etkisini artırmaktadır. Artiküler prosesler (zigaapofizler) de pedikül ve lamina birleşiminden köken almaktadır. Her prosesin artiküler faseti bulunmaktadır. Superior ve inferior artiküler fasetlerin zigapofizyel (faset) eklemdaki eklemlenmesi 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 (15).

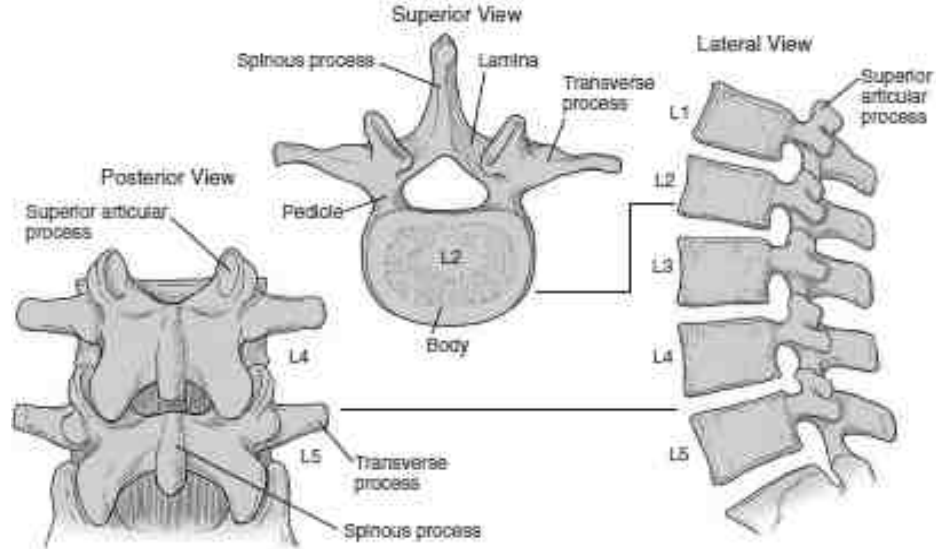
Bölgesel kemik vertebra farklılıkları spinal kordun servikal ve lumbosakral bölgede uzuvların inervasyonu için genişlemesi nedeniyle görülmektedir (Şekil 2.11). Servikal vertebralar hareketli olanların en küçükleridir. Ayırt edici özellik olarak transvers proseslerinde oval foramen transversariuma sahiptirler. Bu foramen C7'de en küçüktür. Küçük aksesuar vertebral venin geçtiği C7 vertebra hariç, diğer vertebralarda vertebral arterler bu foramenden geçmektedirler. Servikal vertebralardaki karakteristik özellikler C1 ve C2'de farklıdır. C3 ile C6 arası vertebraların spinöz prosesleri kısa ve iki parçalıdır. C7 vertebranın spinöz prosesi ise uzundur (vertebra prominens). Ayrıca servikal vertebrada eşit büyüklükte vertebral çentik bulunmaktadır. C1-atlas yüzük şeklinde atipik bir vertebradır. Omuzlarında dünyayı destekleyen yunan mitolojisindeki atlastan dolayı ismi atlas olmuştur. Böbrek şeklindeki konkav superior artiküler faseti oksipital kondile denk gelmektedir. Atlasın spinöz prosesi yoktur, tüberkül ve lateral masse sahip anterior ve posterior arklardan oluşmaktadır.



Şekil 2.11. Servikal, torakal ve lomber bölge anatomik farklılıkları gösterilmektedir.

Torakal vertebraların karakteristik özellikleri kostalarla yapmış olduğu kostal fasetlerdir. Kosta başı ile eklem yapabilmek için cisimlerinin etrafında bir veya daha fazla fasetleri bulunmaktadır. Spinöz prosesleri uzun ve silindriktir, orta lokalizasyonlu olanlarının spinöz prosesleri inferiora doğru yönelmiştir. Orta dört torakal vertebra atipiktir. Superiordan bakılınca cisimlerinin görüntüsü kalp şeklindedir ve vertebral foraminaları sirküler şekildedir. Bazen bu vertebraların sol tarafında inen torasik aortanın izi izlenebilir. T1-T4 vertebralar bazı servikal vertebra özellikleri gösterebilirler. T1'in spinöz prosesi uzun, horizontaldır 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 vertebraya benzer özellikler gösterebilir.

Lomber vertebra, diğer vertebralardan büyük vertebral korpusları, sağlam laminaları ve kostal fasetleri olmaması ile ayrılır. Korpusları superiordan bakıldığında böbrek şeklindedir, vertebral foraminaları ovelden üçgene kadar değişmektedir. L5 kaba transvers prosesi ile tanınır. Vücut ağırlığı L5 vertebradan sakruma aktarılır (Şekil 2.12).



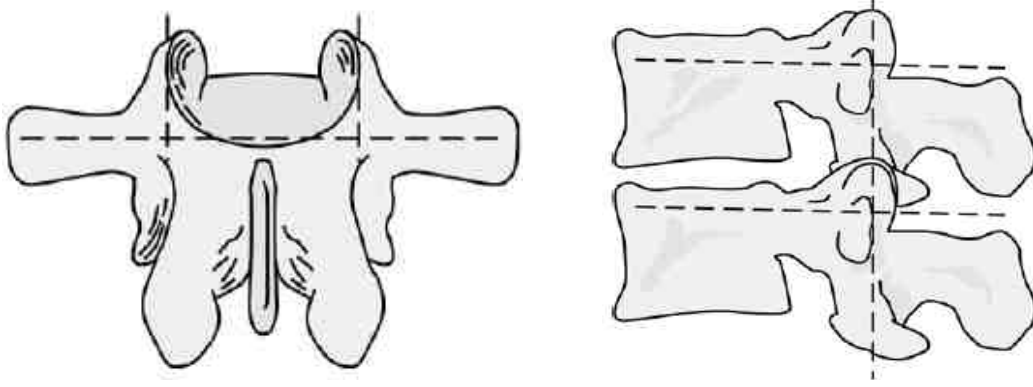
Şekil 2.12.Lomber vertebranın genel özellikleri.

Sakrum 5 adet füzyon olmuş kemikten oluşmaktadır. Sakrumun üçgen şekli lateral cisimlerin hızlı büzüşmesinden kaynaklanmaktadır. İnferior yarısı ağırlık taşımamaktadır ve kütle şeklinde küçülmektedir. Sakrum pelvise kuvvet ve stabilite, sakroiliak eklemler aracılığı ile de vücut ağırlığının pelvik kuşağa aktarımını sağlamaktadır. Pelvik ve dorsal yüzlerde sakral sinirlerin ventral ve dorsal köklerinin çıkışı için tipik dört çift foramina vardır. Sakrumun tabanı S1 vertebranın superior yüzü tarafından oluşturulur. Birinci sakral vertebra cisminin anterior sınırı öne doğru sakral promontori denilen çıkıntıyı oluşturur. Sakrumun pelvik yüzü konkav, pürüzsüz iken dorsal yüzü konveks, pürüzlüdür (13-15).

2.4. Pedikül Vida Fiksasyonu İçin Fonksiyonel Anatomi

Genel olarak tüm vertebrada pedikülün lokalizasyonunun belirlenebilmesi için üç yöntem kullanılmaktadır: 1) kesişme tekniği, 2) pars interartikularis tekniği ve 3) mamillary proçes tekniği. Bu tekniklerden en sık kullanılanı kesişme tekniğidir. Bu teknikte faset eklemin lateral yüzünden geçen düşey çizgi ile transvers prosesi iki eşit parçaya bölen çizginin kesişme noktası pedikülün giriş yerini göstermektedir. Pars interartikularis olarak tarif edilen yer pedikül ile laminanın birleşim yeridir. Cerrahi sırasında lamina ve pars interartikularis rahatlıkla görülebildiği için pedikül giriş yeri olarak görme ve palpasyonla pars interartikularis tekniği kullanılabilir. Mamillary proçes tekniğinde ise, transvers proçes üzerinde bulunan küçük kemik çıkıntı olan mamillary proçes transpediküler

drillemenin başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır. Genelde mamillary proçes tekniğinde, kesişme ve pars interartikularis tekniğinde belirlenen pedikül giriş yerinden daha lateralde kalınması nedeniyle bu yöntem kullanıldığında diğer tekniklere göre daha mediale doğru yönlenilmesi gerekebilir. Bu amaçla cerrahi bölgeye yönelik preoperatif bilgisayarlı tomografi kullanımı yön gösterici olabilmektedir (Şekil 2.13) (16).

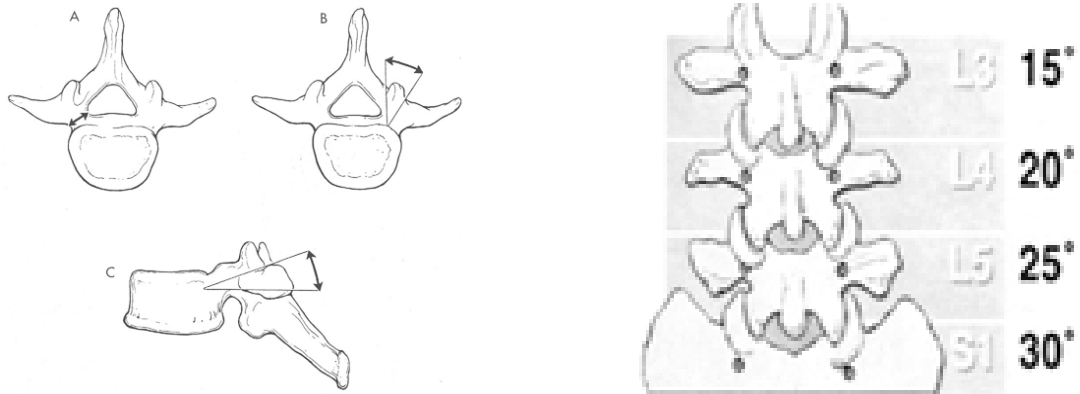


Şekil 2.13. Kesişme yöntemi ile pedikül lokalizasyonunun belirlenmesi

Pedikül vida uygulaması esnasında anatomik giriş yerini belirlemede olduğu gibi cerrahi esnasında pedikül yuvasının oluşturulması esnasında da farklı teknikler kullanılabilir. Anatomik giriş yerinin planlanmasını takiben Roy-Camille pedikül yuvasının oluşturulması için dril kullanmıştır. Ancak bu yöntem takip eden tarihlerde diğer uygulayıcılar tarafından pedikül duvarı yaralanması ve/veya nörolojik yaralanma risklerinin yüksek olması nedeniyle 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 (17).

Bölgesel farklılıklar dışında pedikül fiksasyonu uygulamasında oluşabilecek komplikasyonları en aza indirebilmek amacıyla pedikül anatomisini ve bölgesel anatomik farklılıklarını iyi bilmek gerekmektedir. Pedikül kuvvetli kortikal kemik kabuk ve içerisinde kansellöz kemikten oluşan, vertebra posteriorunda, silindirik ve üç boyutlu yapısıyla fiksasyon sağlanabilecek en güçlü bölgedir. Her seviyede pedikülün faset eklemleri, transvers proçes ve lamina ile olan ilişkisi önem arz etmektedir. Unutulmaması gereken bir diğer noktada, pedikül büyüklüğü, koronal ve sagittal planda vertebra korpusu ile gösterdiği açılanma her seviyede değişmektedir. Preoperatif planlamada görüntüleme

yöntemleri sayesinde kemik kalitesi, pedikül transvers çapı ve vida yönlenmesinin belirlenmesi cerrahi esnasında kolaylık sağlayacaktır. Pedikülün transvers genişliği, sagittal genişliğinden (yüksekliğinden) alt lumbar segmentler hariç daha dardır. Sonuçta, pediküle vida yerleştirilmesi sırasında pedikül genişliği pedikül yüksekliğine oranla daha önem kazanmaktadır. Bu nedenle işlem esnasında anatomik olarak en önemli kısıtlayıcı faktör pedikülün mediolateral genişliğidir. T10 altındaki vertebraların çapı transvers planda 7mm üzerindedir. Horizontal planda en geniş pedikül L5’de, en dar ise T5’de 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. Lordotik eğrilik yüksek seviyedeki lomber vidalar için rostral açılanma meydana getirebilmektedir. 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 olmaktayken, L2-L4 arasında 10 ila 20 derece ve L5’te 20 ila 30 derece şeklindedir. 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 (18).



Şekil 2.14. Pedikül açıları ve bölgesel medial açılanmanın pratik gösterimi; A) pedikül genişliği, B) transvers veya koronal pedikül açısı ve C) sagittal pedikül açısı.

Önemli anatomik birliktelik olarak intratekal sinir kökleri pediküllerin medialinde yer almaktadır. Özellikle T12 seviyesinde dural sak pedikülden yalnızca 0.2 ila 0.3mm uzaktadır. L1’in alt seviyelerinde pedikül mediali kauda equinaya dokunabilmektedir. Sinir

kökü foramenin ventral ve rostral 1/3'ünü doldurmakta bunun sonucunda medial veya kaudal pedikül korteks girişi sinir kökü yaralanma riski taşımaktadır.

Servikal bölgede vida uygulaması halen tartışmalı bir konudur ve anterior plak veya lateral mass fiksasyonuna göre daha riskli olduğu gerçektir. Servikal bölgede daha çok 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 (19). Ayrıca bilinmesi gereken önemli bir noktada servikal pediküllerin mediale doğru açıldığı ve medial açılanmanın en fazla C5'te ve en az C2'de görüldüğüdür. 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 bölgede, transvers prosesler aksiyel planda pediküllerle aynı doğrultuda olmadıkları için lomber bölgedeki anatomik belirteçlerin kullanımı zorlaşmaktadır. Üst torakal seviyelerde transvers proses pedikülün rostraliinde yer almaktayken, alt torakal vertebralarda pedikülün kaudaliinde bulunmaktadır. Bu değişkenlik nedeniyle floroskopik kontrol veya laminotomi yoluyla pedikülün direk palpasyonunu yapmak gerekebilmektedir (18). 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, sıklıkla lateral faset ve transvers prosesin birleşim noktası veya faset eklemini ortalayan bir dik çizgi ile transvers prosesin ortasından geçen horizontal çizginin birleştiği nokta pedikül vida giriş yeri olarak kullanılmaktadır. Ancak, lomber bölgede de pedikül vidası yerleştirilmesinde anatomik farklılıklar görülebilir. Tarif edilen nokta, yani transvers prosesin orta noktasından geçen çizgi L4'te tam pedikülün orta noktasını gösterirken, L4 üzerindeki lomber seviyelerde bu çizgi pedikülün hemen rostraliinde yer alır, L4 altındaki lomber seviyelerde bu çizgi ortalama 1.5mm pedikülün kaudaliinde yer almaktadır.

Lomber bölgede pedikül vidaı fiksasyonu sırasında giriş yerinin iyi belirlenebilmesi için iyi bir diseksiyona ihtiyaç duyulmakta, transvers prosesin superior faset birleşim yerine yakın bölgeden bir miktar dekortikasyon yapılarak giriş yeri hazırlanabilmektedir. Doğru vida yerleşimi için giriş yerinin drill ve burr ile dekortike edilmesini takiben 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 ani rahatlama hissi olması pedikül duvarlarında kırığa işaret ederken, kanülasyon sonrası pedikülün medial, lateral, superior ve inferior duvarlarının kontrolü oldukça önemlidir. Pedikül bulunmasını takiben K-teli ile işaretleme yapılarak vida yolu ve giriş yolu floroskopi ile kontrol edilmelidir. Cerrahi sırasında yapılan kontrolde lateral ve anteroposterior floroskopik görüntüleme yeterli olamayabilmektedir. Vida yerleşiminden emin olabilmek için oblik görüntüde vidanın pedikülün tam ortasında olduğunu gösteren 'hedef işareti' görülmelidir. Anteroposterior görüntülemelerde fazla medial oryantasyon medial penetrasyon konusunda şüphe edilmesi gerektiğini göstermektedir. Lateral görüntüleme ventral cisim korteksine vida penetrasyonu belirlemede bilgi verecektir. Genelde vida yerleştirilmesi sırasında vertebral cismin anteroposterior mesafesinin %50'si ile %80'i arasında derinlik elde etmek biyomekanik olarak da yeterli olmaktadır. Yan grafideki vertebra cisminin %80'ini geçen vida yerleştirilmesi durumunda vertebra anterior korteks penetrasyonunun olabileceği unutulmamalıdır. Lomber bölgede kullanılacak vida boyu genellikle 4.5-7.0 mm çap ve 35-50 mm uzunluktaki boyutlara sahip olmaktadır (18).

2.5. Pedikül Vida Fiksasyonu Genel Bilgiler

Son on yılda spinal fiksasyon sistemlerine olan ilgi artmış ve biyomekanik özellikleri daha sıklıkla araştırılmıştır. İnsan ve hayvan deneylerinde sıklık yüklenmeler destürüktif veya destürüktif olmayan modellere uygulanmış, vida ve bağlantılarının biomekanik karakterleri test edilmiştir. Yapılan bu biyomekanik çalışmalarda pedikül vida sisteminin, pedikül ve laminar hook uygulanmasına göre daha kuvvetli olduğunu göstermiştir (20). Bununla birlikte rijid fiksasyon postoperatif erken mobilizasyon ve daha az sıklıkta ortez kullanımını sağlamıştır.

Pedikül vida fiksasyonun temel endikasyonları şu şekilde özetlenebilir: 1) laminektomi sonrası gelişen spondilolistezis veya psödoartrozda görülen ağırlı spinal instabilitede; 2)spinal stenoz veya dejeneratif skolyoz sonrası görülebilecek potansiyel instabilitede; 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 fiksasyonunun 1) fiksasyonun yapılacağı bölgede enfeksiyon, 2) instabiliteye neden olmamış laminektomi sonrası, 3) fiksasyon ihtiyacı olmayan füzyonlarda uygulanmaları genel olarak kontraendike olarak görülmüşlerdir (21).

Pedikül vida fiksasyonunda vida tercihleri kullanılan sisteme göre değişmektedir. Torakal bölgeye uygulanacak cerrahide lomber bölgeye göre daha küçük çap ve uzunlukta vidaların kullanılma gerekliliği veya çocuk vertebra cerrahilerinin artan yapılma sıklığı pedikül vida boy ve çap çeşitliliğini getirmiştir. Kullanılan sisteme göre pedikül vidaları self –tapping özelliğe sahip olabilmekte ve öncesinde ekstra bir tap ihtiyacı duyulmamaktadır. Pedikül vida şekillerinde ise genel olarak osteoporotik kemik kalitesinde silindirik yapıdaki vidaların kullanımı tercih edilirken, iyi kemik kalitesinde hem konik hem silindirik vidalar kullanılabilir. Bununla birlikte deformite cerrahilerinde deformitesi belirgin olan hastalarda uzun kollu veya redüksiyon vidası tercih edilebilir. Spinal fiksasyonunda pedikül vida ile rod kombinasyonu daha sıklıkla tercih edilen bir sistem olmuştur. Bunun sebebine bakıldığında rodun daha rahat şekil verilebilirliği ve greft uygulanmasının rod ile daha kolay olmasının gösterilebilir

Pedikül vidaları vertebranın her üç kolonundan da geçerek vertebranın ventral ve dorsal yüzlerini rijid bir şekilde stabilize etmeye imkan verirler. Pedikül; kansellöz ve kortikal yapısı nedeniyle oldukça sağlam bir yapıda olup, kemik-metal birleşiminde uygulanacak kuvvetlere de dayanabilecek bir alandır. Pedikül vida fiksasyon sistemleri vida-rod veya vida-plak kullanımı sayesinde, cerraha seçilen tedaviye uygun olarak distraksiyon, kompresyon, derotasyon, ve/veya anterior veya posterior kuvvet uygulanmasına imkan tanımaktadır. Pedikül vida fiksasyonun bir diğer avantajı da posterior kemik elamanların varlığına ihtiyaç duymamasıdır. Laminektomi sonrası veya laminanın, spinöz prosesin ve/veya fasetlerin travmatik yaralanmaları sonrasında da uygulanabilir (22). Bunlara ek olarak, poliaksiyel baş özellikli pedikül vidalarının kullanılması tüm vertebra

cerrahilerinde ve özellikle deformite cerrahilerinde büyük kolaylıklar ve zaman kazanımı sağlamıştır.

Üstte özetlenen avantajları yanında pedikül vida fiksasyonunun bir takım dezavantajları da mevcuttur. Öğrenme eğrisi yavaş olmaktadır. İşlem sırasında pedikül korteksin medial penetrasyonu dural veya nöral yaralanmaya neden olabilmektedir. Vertebra cismi ön korteks penetrasyonu sonrası büyük damar yaralanmaları veya organ yaralanmaları oluşabilir. Ayrıca pedikül vida giriş noktalarının belirlenebilmesi ve vida yolunun medial ve lateral planda orientasyonun sağlanabilmesi için fazla miktarda yumuşak doku diseksiyonuna ihtiyaç duyulmaktadır. Buna bağlı olarak cerrahi sürenin uzun olması kanama miktarını arttırmakta ve enfeksiyon riskini yükseltebilmektedir. Postoperatif uzun dönemde rijid fiksasyon komşu hareketli segmentlerde dejenerasyonu hızlandırabilmektedir.

2.6. Pedikül Vida Revizyon Materyalleri

Kullanılan materyal ve endikasyon çeşitliliği vertebra cerrahilerinin beraberinde revizyon sıklığını da getirmiştir. Özellikle osteoporotik kemiklerde intraoperatif veya postoperatif dönemde pedikül vida kuvvetlendirmesinin en sık gerekli olduğu grup olmuştur. Pedikül vida fiksasyonunu değerlendiren çalışmalar sonucunda birtakım yöntemler kuvvetlendirme için önerilmiş ve halen çoğu uygulayıcı tarafından da kullanılmaktadır. Bu yöntemler incelendiğinde iki ana başlık altında toplanabilir; 1)kullanılan pedikül vidasının özelliklerinin değiştirilmesi; bu yöntemde bozulmuş pedikül vidası daha uzun ve/veya daha geniş vida ile değiştirilerek stabil bir fiksasyon sağlanılmaya çalışılmaktadır, 2) Bozuk veya bozulmuş pedikül vida yolunun anatomik olarak değiştirilmesi veya destek materyalleri ile aynı yolun kuvvetlendirilmesi; bu yöntemde de bozulmuş pedikül vida yolu başka anatomik yönlendirme ile yeniden yerleştirilmekte veya kullanılan destek materyallerle kuvvetlendirilmesi sağlanmaktadır.

Pedikül vida yolunun kuvvetlendirmesinde gerek indeks cerrahi sırasında gerekse revizyon cerrahi sırasında destek materyali olarak en sık olarak kullanılan polimetilmetakrilat (PMMA)'dır. PMMA; poly(metil 2-metilpropanat) yapısında, metil metakrilatın sentetik bir polimeridir ve akrilik sement olarakta bilinir. Endüstride PMMA plastiği transparandır, sıcak ve basınçla iyi şekil verilebilir bir materyaldir. Ortopedik cerrahide kullanımında preparatlar toz ve sıvı karışımı olarak üretilmektedir ve görülebilir

olabilmesi için radyopak madde eklenmektedir. Polimerizasyon başlatıcısı toz kısmında aktivatörü ise sıvı kısmındadır. Üretici firmaya göre değişmekle 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. Karıştırma işleminde önemli üç zaman dilimi mevcuttur; ilk zaman dilimi başlangıçtaki 2 ila 3 dakikalık periyottur. Karıştırmaya başlamadan pudrasız bir eldivene yapışmamaya kadar geçen sertleşme zamanını, 5 ila 8 dakika süren çalışma periyodu takip eder. Son aşama ise şekillenme zamanıdır ve 8 ila 10 dakikayı bulabilmektedir. Bu son periyodu üç faktör etkilemektedir 1) hızlı karıştırma ilk sertleşme zamanını kısaltarak etkiler, 2) oda sıcaklığı artışı ilk iki periyodu kısaltarak etkiler ve 3) oda nemi bu zaman dilimini kısaltarak etkiler. Bu özelliklerle birlikte PMMA'nın ayrıca lokal doku etkileri bulunmaktadır. Bu etkiler şu faktörlere bağlanmaktadır: 1) polimerizasyon ekzotermik bir tepkimedir ve sıcaklık 67°C ve üzerine çıktığında protein denatürasyonu başlamaktadır, 2) PMMA metafizyel nutrisyonel arterlerin oklüzyonuna sebep olmakta buda kemik nekrozu yapmaktadır, 3) nonpolimerize olarak ortamda kalan monomerlerin sitotoksik ve lipolitik etkileri lokal doku hasarlanmasına neden olmaktadır. Bu lokal etkilere ek olarak PMMA kullanımı sırasında periferik vazodilatasyona bağlı hipotansiyon, miyokardiyal enfarkt ve kalan monomer partiküllerine bağlı emboli gibi sistemik etkiler görülebilmektedir (23).

PMMA'nın sökülme kuvvetlerinde gösterilmiş yüksek kuvvetlendirme potansiyeli, kolay ve yaygın kullanılabilirliği revizyon prosedürlerinin altın standardı haline gelmesine yol açmıştır. Ancak kullanım sırasında PMMA'nın düşük viskozitesi ve ekzotermik tepkime ile sertleşmesi beraberinde komplikasyonları da getirmiştir. Termal kemik ve nöral hasarlanmalar, bazı vakalarda yabancı cisim gibi vücutta sinir basılarına yol açması PMMA yerine başka materyallerin kullanımını getirmiştir. Seramik içerikli kemik grefti materyalleri olan kalsiyum fosfat ve kalsiyum sülfat en sık kullanılan ve üzerinde çalışma yapılan materyallerdir. Kalsiyum fosfat, osteokondüktif, osteointegratif ve bazı durumlarda osteoindüktif bir materyaldir. Genellikle skaffold yapımı için yüksek ısılara ihtiyaç duyar ve kırılabilir bir yapıya sahiptir. Diğer bir kullanılabilir materyal olan kalsiyum sülfat (CaSO_4) plaster of Paris olarak bilinir. İnorganik, osteokondüktiftir ve 30 ila 60 gün içerisinde resorbe olmaktadır. Özellikle ortopedik cerrahide kemik defektlerinin doldurulması ve kemik grefti materyali olarak kullanılmaktadır (24).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Model Hazırlığı

Çalışmamızın projesi Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Kurulu tarafından değerlendirilerek ve 14/09/2009 tarihinde DA09/32 numaralı proje olarak kabul edilmiştir. Deney düzenekleri için öncelikle kullanılması gerekli olan pedikül vidaları(Cezmed Medikal, Adana, Türkiye) ve vidalar için gerekli aparat ve tornavidalar temin edildi.Çalışmada kullanılacak pedikül vidalarının titanyum özellikli ve aynı çapta olmasına dikkat edilerek 6.5x45mm ve 6.5x50mm self tapping lomber bölge vidaları hazırlandı. Vidalama sonrası kemiklerin gömülme işleminin standart yapılabilmesi ve sökölme testlerinde vertebral açılanmanın etkisini azaltmak amacıyla kullanılacak vidalar poliaksiyel baş özellikli olarak belirlendi. Yapılacak sökölme testlerini takiben uygulanacak güçlendirme materyalleri olan enjekte edilebilen kalsiyum sülfat kemik grefti (Minimally Invasive Injectable Graft:MIIG X3,Wright Medical Technology, Inc, Arlington, TN) ve PMMA kemik çimento (SmartSet MV Endurance, DePuy International, England) uygun miktarda temin edildi.

Kurulacak düzenek için Başkent Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ile görüşülerek uygun gömme kabı materyali ve boyutu ile kemik gömme işleminde kullanılacak materyallerin uygunluğu ön deneyler yapılarak belirlendi. Bu ön deneyler çalışmanın yapılacağı Instron (Model No:4505; Instron Corp, Canton, MA) cihazında gerçekleştirildi. Vida uygulanacak kemiklerin gömme kaplarına ön yüzleri gelecek şekilde yerleştirilmesine, gömme kaplarının alt zeminine göre hazırlanacak açılanması olmayan yere paralel düzeneğe kelepçeler yardımıyla sabitlenmesi gerektiğine karar verildi ve alt zemin için uygun tabla hazırlandı. Düzeneğe uygun şekilde proksimalden çekmeyi sağlayacak cihaza uygun çekme dişi poliaksiyel vida başlarına uygun şekilde hazırlandı. Gömme materyali olarak birçok biyomekanik deneyde de güvenle kullanılmış Amberok (Model Stone) tercih edildi. Gömme kabı 1.5mm alüminyum saçdan 12x11x7 cm büyüklüğünde çekme testi yapılacak materyal sayısında 30 adet hazırlandı.

Çalışmamızda vertebra kemik anatomisi insan anatomine yakın ve büyüklüğü ile 6.5 mm pedikül vidaların kullanılmasına uygun olan dana vertebraasının kullanılması planlandı (25). Kullanılacak 30 adet L1-L5 arası vertebralar veteriner müdürlüğünce onaylı aynı gün

kesimi yapılmış 2-3 yaş arası danalardan temin edildi. Vertebraların ilk elde edildiği gün çevre tüm yumuşak dokular temizlendi, danalar kodlanarak, herbir vertebral segmentin üzerine seviyesi yazıldı. Ardından temizlenmiş ve kodlanmış vertebralar -20°C derecede derin dondurucuda test gününe kadar saklandı.

Çalışmamız öncesinde Başkent Üniversitesi Radyoloji Bölümü ile görüşülerek 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/cm² cinsinden kaydedildi.

3.2.Çalışmanın Basamakları ve Gruplar

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

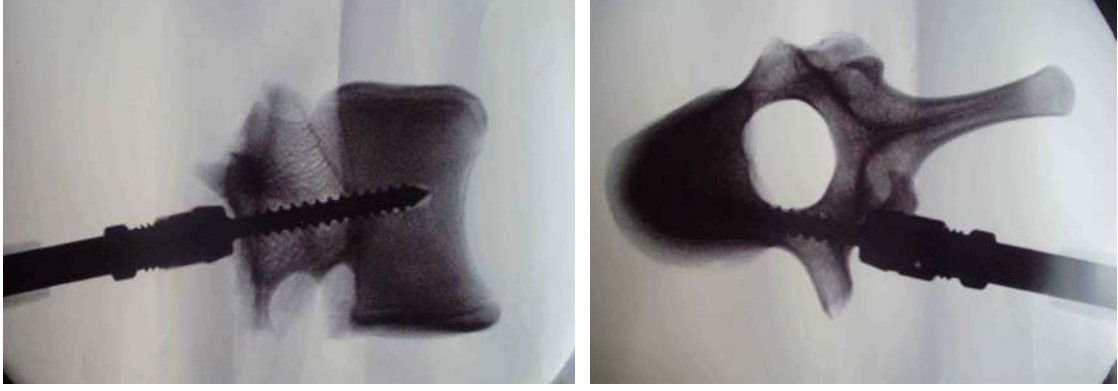
1.Basamak: 30 dana vertebra rastgele sağ veya sol pedikülü seçilerek her birine, L1 ve L2 seviyelerinde 6.5x45mm, L3,L4 ve L5 seviyelerinde ise 6.5x50mm poliaksiyel pedikül vidaları hazırlanan pedikül yuvalarına self tapping olarak uygulandı. Bunu takiben hazırlanan çekme düzeneğinde sökölme testleri gerçekleştirildi.

2.Basamak: sökölme testleri uygulanmış 30 vertebra rastgele iki gruba ayrılarak, 1.grubun bozulmuş pedikül yolu revizyonu kalsiyum sülfat kemik çimento ile ve 2.grubun pedikül yolu ise PMMA ile güçlendirilerek, aynı pedikül vidaları tatbik edilerek sökölme testleri yeniden gerçekleştirildi.

3.3.Biyomekanik Test

Birinci basamak, primer vida sökölme testleri: çalışma gününün belirlenmesini takiben tüm vertebralar soğutucudan çıkarılarak 24 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildi ve pedikülleri kontrol edilerek yalnızca tek bir pedikülü kullanılmak üzere rastgele seçim yapıldı. Ardından her bir vertebrada transvers proses ortasından çizilen çizgi ile superior faset ekleminin lateralinden düşey çizilen çizginin kesişme noktaları pedikül giriş yeri olarak belirlendi. Her seviyeye uygun açılanmaya dikkat edilerek 5.0mm drill ile tüm duvarların ve anterior korteksin sağlam olmasına dikkat edilerek pedikül yolları hazırlandı. Ardından uygun büyüklükte L1 ve L2 seviyelerine 6.5x45; L3,L4 ve L5 seviyelerine de

6.5x50 mm poliaksiyel başlı self-tapping, titanyum lomber bölge pedikül vidaları yerleştirildi. Vida yerleştirilmesi esnasında hiçbir vertebra pedikül veya anterior cisim duvarında kırılma veya ayrılma gözlenmedi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Pedikül vida pozisyonunun skopi görüntüsü.

Tüm pedikül vidalarının yerleştirilmesini takiben, sökölme testlerini yapabilmek için vertebraların sabitlenmesi bölümüne geçildi. Daha önceden hazırlanmış 30 adet alüminyum gömme kabına vertebraların anterior yüzü aşağıya, pedikül vidası üst yüze gelecek şekilde gömülmesi planlandı. Bu aşamada şökülmenin aksiyel tek bir yönde olabilmesi için pedikül vidasının somunu sıkılarak içerisinde 5.0mmlik şanz ile sabitlendi. Her bir gömme kabının hesaplanan hacmi kadar yaklaşık 1kg'lık çimento (Amberok Model Stone) yardımı ile her bir vertebranın gömme işlemi yapıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Pedikül vidası uygulanmış vertebranın gömme kabındaki görüntüsü. Tüm vertebralarda sökölme kuvvetinin aksiyel yönde uygulanabilmesi için 5.0mm şanz kullanılarak pedikül vidası sabitlenmiştir. Gömme işlemlerinde vertebraların gömme kablarına tamamen yerleştirilebilmesi için spinöz ve transvers proçesler kesilmiştir.



A



B

Şekil 3.3. Vertebraanın gömme işlemi.A) Sabitleyici çimentonun uygulanışı. B) Sabitleyici çimentonun donduktan sonraki görüntüsü, uygulanan sabitleyici çimentonun pedikül vidasının kemiğe giriş bölgesinde vidaya temas etmemesi sağlandı, sökölme testlerinde örnek çimentolarının alt sabitlemeyi yapacak kelepçelerce kırılmasını engellemek için üstteki u şeklinde destekler her bir örnek için ayrıca hazırlanmıştır.

Tüm vertebraların gömülmesini takiben sökölme testleri için hazırlanan düzeneğe her bir vertebra yerleştirildi. Sökölme testleri Instron (Model No:4505; Instron Corp, Canton, MA) cihazında gerçekleştirildi. Instron cihazına uygun hazırlanmış düzenekte gömme kablari yere paralel hazırlanmış alt tablaya dört adet sıkıştırma kelepçeleri ile sabitlendi. Üst tutma ucuna ise vida başına uygun hazırlanmış çekme çenesi içerisine baş yerleştirildi ve hareketi engelleyebilmek için içerisinden 5.0mm'lik şanz geçirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.4. Sökölme testi düzeneği. Pedikül vidaları konulmuş, gömme kabında sabitlenmiş vertebralar alt tablaya dört adet kelepçe yardımıyla sabitlendi. Proksimal taraf ise pedikül vida başına uygun tutma çenesine 5.0mm rod yardımı ile sabitlendi. Tüm gömme kaplarının üzerine vertebraların kodlanmış isimleri yazıldı.

Hazırlanan düzeneğe sabitlenen her bir vertebraya aksiyel yönde 5mm/dk ölçüm aralığında çekme kuvveti uygulandı ve vida sökülmesi gerçekleşinceye kadar çekme işlemine devam edildi ve sökölme sonuçları kaydedildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.5. Pedikül yollarının belirlenmesi. Sökölme testlerini takiben çıkarılan pedikül vidaları kendi gömme kaplarının üzerine konuldu ve pedikül yolları ince rodlarla belirlendi.

İkinci basamak, pedikül vida revizyonları: hazırlanmış 30 dana vertebraşı düzeneğinde ilk sökölme testleri çimento kırılması, gömme kabının esnemesi veya vidanın kırılması gibi komplikasyonlar olmaksızın gerçekleştirildi. Bozulan pedikül yollarının revizyonu aşamasında her vertebraanın vidası revizyonda da kullanılacağı için kendi gömme kabının üzerine yerleştirildi ve bozulan yolların yönü ince rodlarla belirlendi (Şekil 3.5). Rastgele belirlenen iki gruba vertebralar kalsiyum sülfat ve PMMA grubu olarak ayrıldı.



Şekil 3.6. Sökölme testlerinin sonlandırılışı. 1.basamak ve 2.basamak sökölme testleri vidanın kemikten kurtulduğu ana kadar devam ettirildi.

Öncelikle kalsiyum sülfat revizyonları yapıldı. Daha önceden temin edilmiş 30cc kalsiyum sülfat kemik grefti (Minimally Invasive Injectable Graft:MIIG X3,Wright Medical Technology, Inc, Arlington, TN) üretici firmanında prospektüsü dikkate alınarak hazırlandı. Öncelikle greftin tozu ve sıvısı özel karıştırıcıda 30 saniye karıştırıldı, sertleşmeye başlayan karışım özel enjektörlerine alınarak her vertebraya 1-2 cc olacak şekilde pedikül yollarına basınçsız bir şekilde uygulandı. Her vertebraya 1.basamakta kullanılmış pedikül vidaları tekrar yerleştirildi.Bu işlemten sonra maksimum greft kuvvetine ulaşabilmek amacıyla örnekler 1 saat oda sıcaklığında bekletildi, ardından 23 saat bekleyeceği soğutucuya konuldu.

İkinci grup için PMMA çimento (SmartSet MV Endurance,DePuy International, Ltd,England) hazırlığına geçildi. Diğer grupta olduğu gibi bozulmuş pedikül yolları ince rodlarla belirlendi. 30 cc PMMA çimento üretici firmanın prospektüsü dikkate alınarak, sıvı ve toz kısmı karıştırıcıda bir dakika karıştırıldı ve enjektörlerle her vertebraya 1-2cc olacak şekilde yine ilk grupta olduğu gibi basınçsız olarak uygulandı. Benzer şekilde maksimum revizyon kuvvetine ulaşabilmek için bu grupta soğutucuya 24 saat bekletilmek üzere yerleştirildi.

Revizyon uygulamalarından 24 saat sonra tüm vertebralar soğutucudan çıkarıldı. Test sonuçlarının etkilenmesini engellemek için tüm örnekler oda sıcaklığına gelene kadar bekletildi. Termometre ile ölçümde oda sıcaklığı yakalandığında sökölme testlerine geçildi. İlk çekme testlerindeki hazır düzeneğe tüm vertebralar yeniden yerleştirildi. Tüm revizyon örneklerinin sökölme testleri başarı ile sonuçlandırıldı. Hazırlanılan örneklerden PMMA ile güçlendirme yapılmış bir vertebrada uygulanan 6415N/m^2 lik kuvvete dayanamayarak vida başında kopma gerçekleşmesine rağmen diğer örneklerde vidanın kemikten kurtulması dışında herhangi bir farklı komplikasyona rastlanmamıştır. Tüm sökölme testleri vidanın kemikten kurtulmasını takiben sonlandırılmış değerler kaydedilmiştir.



Şekil 3.7. Kalsiyum sülfat grubu vidaları. Pedikül yolu kalsiyum sülfat ile güçlendirilmiş vertebraların test sonundaki vida görüntüleri. Kalsiyum sülfat greftin vidanın tüm yivleri boyunca bulunduğu gözlemlenmektedir.



Şekil 3.8. PMMA grubu vidaları. Pedikül yolu PMMA ile güçlendirilmiş vertebraların test sonundaki vida görüntüleri. PMMA'nın tüm vida yivlerinde bulunduğu görülmektedir. Sökülme testleri sonunda vida başının koptuğu pedikül vidası en sağda bulunmaktadır.

4. BULGULAR

Sökülme testleri tamamlanmış örneklerin sayısal değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir

Tablo 4.1 Örneklerin sökölme ve KMY değerleri.A-L1: ilk kullanılan harf dana kodunu, L ise vertebranın seviyesini belirtmektedir.CAS:kalsiyum sülfat; PMMA: polimetilmetakrilat için kullanılmıştır.‘İLK’olarak yazılı bölüm revizyon yapılmadan önceki sökölme test sonuçlarını‘SON’ise revizyon sonrası son sökölme kuvveti değerlerini göstermektedir. Pedikül vida başının kopması‘KOPMA’olarak belirtilmiştir.

İSİM	KMY(g/cm ²)	İLK(N/m ²)	REVİZYON	SON(N/m ²)	VİDA(mm)	YÖN	KOMPLİKASYON
A-L1	0.935	3947	CAS	5336	6x45	SOL	
A-L2	0.793	2003	CAS	1324	6x45	SAĞ	
A-L3	0.868	3337	PMMA	2657	6x50	SOL	
A-L4	1.286	4574	PMMA	2645	6x50	SAĞ	
A-L5	0.840	2837	PMMA	4208	6x50	SAĞ	
B-L1	0.850	2537	PMMA	4064	6x45	SOL	
B-L2	0.627	2082	PMMA	4062	6x45	SAĞ	
B-L3	1.293	4612	PMMA	4604	6x50	SOL	
B-L4	0.819	1689	CAS	1285	6x50	SOL	
B-L5	0.885	3128	CAS	1276	6x50	SOL	
C-L1	0.755	1317	CAS	4106	6x45	SOL	
C-L2	1.272	2251	PMMA	1246	6x45	SOL	
C-L3	1.204	2024	CAS	760	6x50	SAĞ	
C-L4	0.945	3214	PMMA	4741	6x50	SOL	
C-L5	1.504	4634	CAS	3350	6x50	SOL	
D-L1	0.655	1832	PMMA	1950	6x45	SOL	
D-L2	0.797	3065	CAS	1509	6x45	SOL	
D-L3	1.159	2035	CAS	1307	6x50	SOL	
D-L4	1.495	3701	PMMA	4213	6x50	SOL	
D-L5	0.635	1425	CAS	3593	6x50	SAĞ	
E-L1	1.005	2035	PMMA	3939	6x45	SOL	
E-L2	1.378	2194	PMMA	6415	6x45	SOL	KOPMA
E-L3	1.288	3645	PMMA	4903	6x50	SOL	
E-L4	1.171	2284	CAS	3350	6x50	SAĞ	
E-L5	1.018	2063	CAS	4195	6x50	SOL	
F-L1	0.825	1974	CAS	2972	6x45	SAĞ	
F-L2	1.392	3040	CAS	1047	6x45	SAĞ	
F-L3	0.833	1992	CAS	2083	6x50	SAĞ	
F-L4	0.901	2334	PMMA	2797	6x50	SAĞ	
F-L5	0.765	1964	PMMA	3739	6x50	SOL	

Çalışmanın verileri SPSS Version 17.0 istatistik paket programına (Statistical Package for the Social Sciences, version 17.0, SPSS Inc, Chicago, Ill, USA) aktarılarak analiz edilmiştir. İki grubun başlangıç değerleri ve revizyon sonrasındaki değerlerinin

karşılaştırılmasında mann whitney-u testi kullanılmıştır. Kalsiyum sülfat ve PMMA grupları kendi içlerinde ayrı ayrı değerlendirilerek, sökölme kuvvetindeki değişimin değerlendirilmesinde wilcoxon testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlenmiştir (Tablo 4.2).

Biyomekanik testte kullanılan 30 dana vertebraının her birinin başlangıçta ölçülmüş KMY (g/cm^2) değerleri Tablo 4.1’de görüldüğü gibi olmuştur. En düşük KMY değeri 0.627 g/cm^2 iken en yüksek değer 1.504 g/cm^2 ve ortalama değer ise 1.006 g/cm^2 şeklinde olmuştur. Tüm deney grubunun KMY değerleri karşılaştırıldığında homojen bir grup oluşturulduğu ve istatistiksel olarak KMY değerleri arasında anlamlı bir farkın olmadığı görülmüştür. KMY değerleri ile ilk ve revizyon sonrasında bakılan sökölme kuvveti değerleri karşılaştırıldığında KMY ile sadece ilk sökölme değerleri arasında pozitif korelasyon görülmüş ve bu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($r=0.578; p<0.05$).

Biyomekanik test yapılan tüm örneklerin ilk sökölme kuvveti değerlerine bakıldığında en düşük sökölme değeri 1317 N/m^2 , en yüksek sökölme değeri 4643 N/m^2 şeklinde olmuş ve ortalama değer $2658.9 \pm 941.7 \text{ N/m}^2$ olmuştur. Yine tüm grubun revizyon sonrası sökölme kuvveti değerlerine bakıldığında en düşük sökölme değeri 760 N/m^2 , en yüksek sökölme değeri 6415 N/m^2 olmuş ve ortalama değeri $3122.5 \pm 1482.1 \text{ N/m}^2$ olmuştur. Tüm örneklerin grup gözetmeksizin yapılan istatistiksel değerlendirilmesinde ilk ve son değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

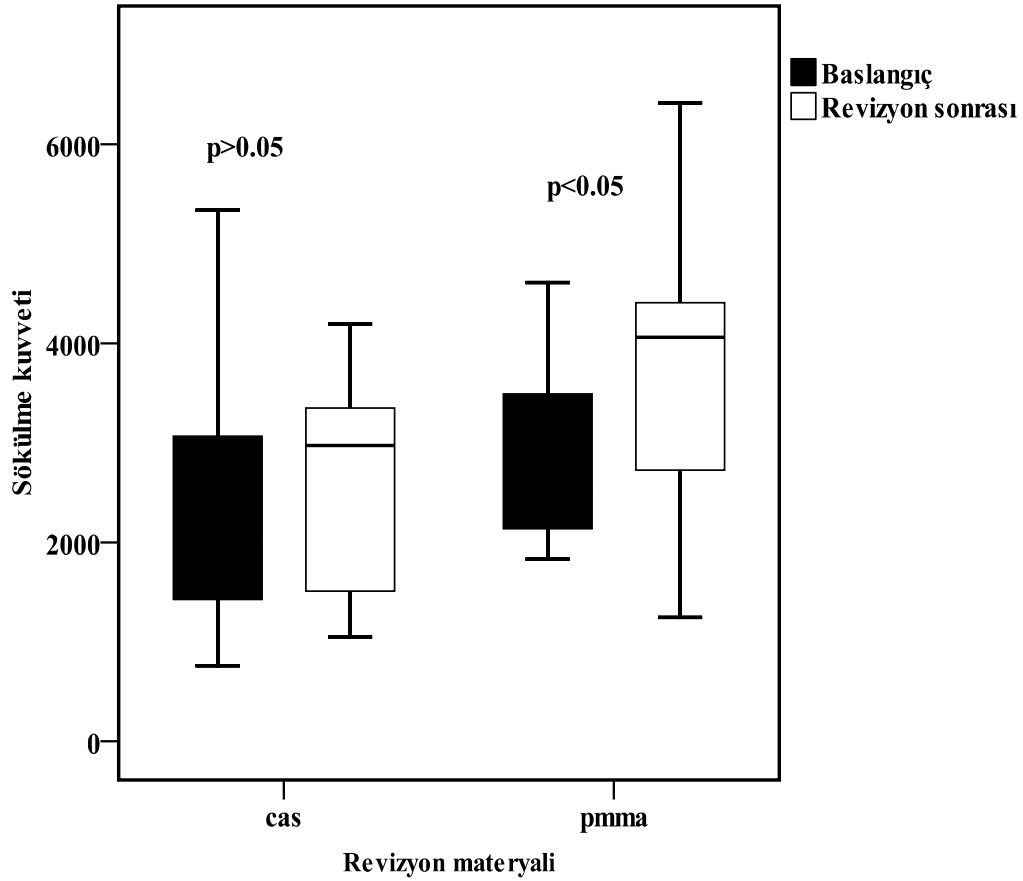
Biyomekanik değerlendirme yapılan her iki grubun sökölme kuvveti değerlerine bakıldığında; 1.grup; kalsiyum sülfat ile revizyonu yapılan grubun ilk sökölme değerlerinin ortalaması $2441.3 \pm 936.4 \text{ N/m}^2$ ve revizyon sonrası sökölme değerlerinin ortalaması $2499.5 \pm 1425.1 \text{ N/m}^2$ şeklinde ölçülmüştür. Bu grubun ilk ve son değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0.05$). 2.grup; PMMA ile revizyonu yapılan grubun ilk sökölme kuvveti değerleri ortalaması $2876.6 \pm 926.6 \text{ N/m}^2$ ve revizyon sonrası ortalaması $3745.5 \pm 1299.2 \text{ N/m}^2$ şeklinde ölçülmüştür. İkinci grubun ilk ve revizyon sonrası değerleri arasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Ayrıca 1. ve 2. grubun revizyon sonrası değerleri karşılaştırılmış, iki revizyon grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Grupların başlangıç ve revizyon sonrası ortalama sökölme değerleri.

Gruplar	Başlangıç ortalama sökölme değerleri (N/m ²)	Revizyon sonrası ortalama sökölme değerleri(N/m ²)	p*
Kalsiyum sülfat	2441.3±936.4	2499.5±1425.1	>0.05
PMMA	2876.6±926.6	3745.5±1299.2	<0.05
p**	>0.05	<0.05	

p*: wilcoxon testi, p**: mann-whitney u testi. p<0.05 istatisel anlamlılık değeri olarak alınmıştır.

Kalsiyum sülfat ve PMMA uygulanan gruplarda başlangıç ve revizyon sonrası sökölme kuvvetleri ortalama ± SD cinsinden sunulmuş ve box-plot grafikte gösterilmiştir(Şekil 4.1).



Şekil 4.1. İki grubun başlangıç ve revizyon sonrası sökölme değerlerini gösteren grafik.

5. TARTIŞMA

Vertebrada pedikül vida fiksasyonunun kullanımına ilgi son on yılda giderek artmıştır. Pedikül vida uygulaması travmadan,deformite düzeltilmesine ve onkolojik prosedürlere kadar geniş bir endikasyonda kullanılmaktadır. Birçok araştırmacıda pedikül vida fiksasyonunun kuvvetini ve hangi faktörlerin etken olduğunu araştırmış ve halen araştırmaya devam etmektedir. Bu çalışmalarda pedikül vida fiksasyon sistemlerinin kuvvetinin değerlendirilmesinde kadavra modelleri ve biyomekanik modeller sıklıkla kullanılmaktadır.

Spinal patolojilerde transpediküler vida uygulaması en iyi cerrahi seçeneklerden biridir. Pedikül vida fiksasyonu kısa ve sağlam segmental stabilizasyonu posterior elemanların yokluğunda dahi sağlamaktadır.Yapılan bir çalışmada kısa ve uzun segment fiksasyonda aksiyel ve tanjansiyel yüklenmelerde de pedikül vida sisteminin pedikül ve laminar hooklardan daha yüksek rezistansa sahip olduğu gösterilmiştir (20).

Pedikül vida yerleşimi ile ilgili komplikasyonlar bir çok araştırmada bildirilmiştir. Vida yanlış yerleştirilmesi %10-25 arasında görülürken, korteks yaralanması %50 oranlarında görülmüştür(26). Roy-Camille'nin tarif ettiği teknikte pedikül giriş yeri olarak, faset eklemin lateralinden geçen dik ile transvers proçes ortasından geçen transvers çizginin kesiştiği yeri belirlemiş ve pedikül vidasının drill yardımıyla yerleştirilmesini önermiş, vidanın yönelimini ise vertebranın posterior planına dik ve ileri düz şekilde tarif etmiştir. Ancak Roy-Camille duvar penetrasyonundan hiç bahsetmemiştir. Vaccaro ve arkadaşları, Roy-Camille tekniğinin kullanılabilirliğini araştırmışlardır ve %41 oranında duvar penetrasyonu belirlemişlerdir. Özellikle lateral duvarda %31.6 ve %11.6 inferior duvarda penetrasyon kaydetmişlerdir. Anatomik olarak pediküller ve transvers plandaki inklinasyon tüm vertebra seviyelerinde değişmektedir. Genellikle T1 ile T12 arasında bu açı azalmaktadır. Alt torasik seviyelerde vida yerleşiminin düz olması güvenli olacakken,orta ve üst torakal seviyelerde bu teknik pedikülün medial inklinasyonundan dolayı yüksek lateral duvar penetrasyonuna neden olmaktadır (27). İnferior duvar peneterasyonun yüksek olma sebebi ise başlangıç noktasının düşük seviyeden yapılmasıdır. Pedikül duvarı penetrasyonu açık lamina tekniği kullanılarak parsiyel laminektomi yapılması durumunda ciddi şekilde azalmaktadır ancak bu teknik sık kullanılmamaktadır. Yine Roy-Camille

pedikül vidasının yolun drillenmesi sonrası yerleştirilmesi önerisi tehlikeli görülmüş, künt uçlu pedikül tekniği ve iki planlı görüntüleme yöntemi ile vida konulmasının güvenliği anlaşılmıştır (28). Bizim çalışmamızda da pedikül yerinin anatomik olarak belirlenmesini takiben dril pedikül yolu oluşturulması için kullanılmış ve hiçbir örnekte pedikül veya vertebral kırıkla karşılaşılmamıştır. Bu sonucumuzda her vertebranın tüm yumuşak dokulardan arındırılmış olmasının ve pedikül yolunun rahatlıkla palpe edilmesinin pedikül yolunu bulmakta kolaylık sağladığı düşünülmüştür.

Pedikül vida fiksasyonu yapılmış çoğu vaka revizyona ihtiyaç duymazken bazı vakalarda intraoperatif veya postoperatif revizyon cerrahisi ile kuvvetlendirme yapılması gerekli olmaktadır. Genel olarak koreksiyon kaybına veya kaynamamaya sebep olan vida gevşemesi %0.6-11 arasında bildirilmiştir (27). Pedikülün ayrılması, vidanın uygun olmayan şekilde yerleştirilmesi ve osteoporotik kemik çoğunlukla pedikül vida fiksasyonun bozulması için faktörler olarak çalışmalarda bildirilmiş özellikle osteoporotik kemikte, kemik-metal ilişkisi sistemin zayıf noktası olarak nitelendirilmiştir (29).

Yapılan çalışmalarda kemik vida etkileşimi eğilme ve aksiyel sökölme testi gibi iki farklı yolla değerlendirilebilmektedir. Aksiyel sökölme kuvveti vida boyu, vida çapı, giriş torku ve KMY ile korelasyon göstermektedir (30-33). Zindrick ve arkadaşları, farklı vida çeşitleri ile insan lumbosakral vertebraında farklı derinliklere yerleştirerek aksiyel sökölme ve siklik yüklenme testleri yapmış, daha geniş çapta ve full yivli vidaların anterior korteks yakınına kadar derinlikte yerleşiminin en güvenli fiksasyonu sağladığını belirtmiştir (31). Diğer yandan Poly ve arkadaşları, artan çapın giriş torkunu arttırdığını ancak artan vidanın giriş torkuna etkisinin bulunmadığını belirtmişlerdir (32). Yine vida özellikleri ile ilgili Fogel ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada poliaksiyel baş özellikli pedikül vidaların biyomekanik özellikleri incelenmiş ve sonuçta yük karşısında vidanın ilk başarısız olan kısmının poliaksiyel başı olduğunu ve bu özelliğin vidanın kırılmasını engelleyen bir sonuç olduğunu belirtmişlerdir (34). Genel olarak klinik kullanımda daha önce bozulmuş pedikül yolunun kurtarma yönteminde daha uzun ve kalın vidanın kullanımı; pedikül yaralanması ve spinal korda yakınlaşmaya neden olabileceği nedeniyle güvenli olmamaktadır. Yapmış olduğumuz bu çalışmamızda vida boyu veya çapı ile ilgili bir değişiklik yapmaksızın ilk basamakta kullanılan vidaları kurtarma yöntemi olarak PMMA ve kalsiyum sülfat uygulanmış yeni pedikül yollarına uygulayarak vida boyunun veya büyüklüğünün sonuçlarda oluşabilecek etkisini önlemiş olduk.

Pedikül vida fiksasyonu ile ilgili birçok çalışmada sökölme kuvveti ile kemik osteoporoz düzeyinin karşılaştırılmasının önemi üzerinde de durulmuştur. İn vivo ve vitro yapılan çalışmalarda vida gevşemesinde ve kaynamamanın gelişiminde önemli rolü olduğu belirtilmiş, vida fiksasyonu uygulanmış grubun KMY'sinin $0.674 \pm 104 \text{ g/cm}^2$ den altında olması durumunda kaynamamanın görülme sıklığının artış gösterdiği belirtilmiştir (29). Bizim çalışmamızın istatistiksel analizi sonrasında tüm vertebra KMY değerleri homojen bir grup olduğu görülmüş istatistiksel değerlendirmeyi bozacak bir değer tespit edilmemiştir. KMY değerleri ile sökölme kuvvetleri incelendiğinde; ilk sökölme değerleri ile KMY değerleri arasında pozitif korelasyon görülmüştür ($r=0.578$; $p<0.05$). KMY değerleri ile ilk sökölme değerleri arasında görülen istatistiksel pozitif korelasyon revizyon sonraki sökölme değerlerinde görülmemiş, buda revizyon yapmak için kullanılmış PMMA ve kalsiyum sülfatın sökölme değerlerindeki değişikliğe etkisini ön plana çıkartmıştır.

Spinal osteoporozun değerlendirilmesinde röntgen kullanılmasının çalışmalarda subjektif ve doğru olmadığı gösterilmiştir (35). Lomber bölge grafisinde en az %70'in üzerinde kemik mineral yoğunluk kaybının veya normal röntgenin doğrulukla değerlendirilebilmesi nedeniyle lomber bölgede osteoporoz röntgen ile objektif olarak değerlendirilememektedir. Bununla birlikte lomber vertebra'nın 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 (36). Sonuçta 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 g/cm^2 cinsinden kaydedilmiştir.

İntraoperatif veya postoperatif revizyon vakalarında, özellikle osteoporotik kemik zemininde yapılan fiksasyonun kuvvetlendirilmesi için birçok materyal kullanılmıştır. 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 ve uzun yıllardır revizyon prosedürlerinde kuvvetlendirme materyali olarak da kullanılmaktadır (37-39). Ancak PMMA ekzotermik bir polimerdir ve kemik nekrozu, toksin salınımı ve /veya nöral hasarlanmaya yol açabilmektedir. Sturup ve arkadaşları tibial kemikte PMMA'nın polimerizasyon reaksiyonunun toksisitesinden

bahsetmiş (40), Wilkes ve arkadaşları ise spinal kanala PMMA'nın kaçağı sonrası nörolojik sekel tarif etmişlerdir (41).

Vertebra cerrahisi sırasında pedikül kuvvetlendirilmesi için kullanılacak PMMA miktarında tam olarak bilinmemektedir. Ancak kuvvetlendirmenin zararsızlığı ve kuvveti dengelenmelidir. Teorik olarak daha fazla çimento miktarı uygulandığında vida fiksasyon kuvveti de artacaktır, ancak bu beraberinde vertebradan dışarı sızabilecek artmış çimento miktarını da getirecektir. Genellikle yapılan çalışmalarda kullanılan çimento miktarı 1 ila 3 ml arasında olmaktadır. Torasik ve lomber bölge pedikül vidalarının kuvvetlendirmesi amacıyla 2-3ml PMMA çimento uygulanan hastalarda yapılan bilgisayarlı tomografi çalışmasında %22.6'sında noktasal veya minor çimento kaçakları tespit edilmiştir (42). Ancak bu çimento kaçakları herhangi bir nörovasküler hasarlanmaya yol açmamıştır. Çalışmamızda yapılan kuvvetlendirmelerde PMMA ve kalsiyum sülfat gruplarında 1-2ml çimento kullanılmış, bu miktarın vertebral cisimde yayılmasını engellemek amacıyla tüm uygulamalar basınçsız şekilde yapılmıştır.

PMMA'nın sökölme kuvvetini arttırması, stabilitesi ve kullanışlılığı birçok kez kanıtlanmasına rağmen komplikasyonları PMMA'nın spinal cerrahide kullanımına bir takım sınırlamalar getirmektedir. PMMA'ya alternatif potansiyel biyolojik materyaller olan kalsiyum sülfat/fosfat kemik greftleri yüksek biyolojik inkorporasyona sahiptir ve ekzotermik değildirler. Böylece kemik veya sinire termal hasarlanma yapma potansiyelleri bulunmamaktadır. Ayrıca PMMA ile karşılaştırıldığında kalsiyum sülfat kemik grefti, kısa hazırlama süresi, uzun uygulama ve sertleşme süresi ile kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Bununla birlikte enjekte edilebilen kalsiyum sülfat kemik grefti vücut tarafından 30 ile 180 gün içerisinde resorbe edilmektedir (43). Sonuçta bu şekildeki biyoçözünür materyaller özellikle revizyon cerrahilerinde kullanılabilir materyaller olarak düşünülmekte ve araştırılmaktadır.

Literatürde PMMA ile diğer kuvvetlendirme yöntemleri birçok çalışmada gerek primer güçlendirme yöntemi olarak veya kurtarma yöntemi olarak karşılaştırmalı incelenmiştir. Wittenberg ve arkadaşları biyoçözünür kompozit poli(propilen glikol-fumarat) ve PMMA ile güçlendirme yapmış ve aksiyel sökölme ve transvers eğilme kuvvetlerini karşılaştırmıştır. Sonuçta her iki grup arasında anlamlı bir fark görülmemiştir (39). Moore ve arkadaşları PMMA ve kalsiyum fosfat ile kuvvetlendirmeyi farklı beş çeşit vida

kombinasyonları ile kurtarma metodu olarak incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kuvvetlendirilmemiş kemiğe göre PMMA'nın %147, kalsiyum fosfatın ise %102 kuvvetli olduğunu belirlemiş, kullandıkları beş çeşit pedikül vidası arasında kuvvetlendirme açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlardır (44). Derincek ve arkadaşları, yaptıkları kadavra çalışmasında torakal vertebrada anatomik yönlenme ile kalsiyum sülfat kuvvetlendirmeyi karşılaştırmış, kalsiyum sülfat ile kuvvetlendirme sökülme kuvveti sonuçlarının primer vidaya ve anatomik yönlenmeye göre daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (45). Yerby ve arkadaşları, aksiyel sökülme ile bozulmuş pedikül yolunda iki grup oluşturmuş, ilk grupta büyük çaplı vida ve diğer grupta ise büyük çaplı ve hidroksiapatit kaplı pedikül vidası kombinasyonunu karşılaştırmıştır (46). Hidroksiapatit kaplı ve büyük çaplı vida grubunda sökülme kuvveti %325 artırırken, sadece büyük çap vida kullanılan grupta sökülme kuvveti %73 artış göstermiştir. Lotz ve arkadaşlarının çalışmasında diğer testlerden farklı olarak iki açıda kansellöz kemik çimentosunu kuvvetlendirme için kullanmıştır (47). Kraniokaudal yönde siklik yüklenme ve aksiyel yüklenmeler sonrasında, yapılan güçlenmenin siklik yüklenmede iyi aksiyel yüklenmede de iki kat kuvvetli olduğunu belirtmiştir. Spivak ve arkadaşları yaptıkları hayvan deneyinde hidroksiapatit kaplı vidaları lomber bölgeye ve sakral alaya uygulamışlardır. Oluşturulan ilk grupta vida çapı ile uyumlu vida yolu oluşturulurken, diğer grupta vida çapına göre büyük yol hazırlayarak zayıf vida yerleştirme tekniği ile yerleştirmişlerdir. Vidaların uygulandığı hayvanlar ilk işlem günü ve 6.hafta sakrifiye edilerek sökülme kuvvetleri karşılaştırılmış, başlangıçta zayıf yerleşimli yerleştirilen vidalarda 6.haftadaki artmış sökülme kuvveti hidroksiapatitin osteokonduktif özelliğine bağlamışlardır (48).

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.

Kalsiyum sülfat ve PMMA'nın pedikül vida kuvvetlendirilmesinde araştıran Rohmiller ve arkadaşları'nın çalışmasında kadavra lomber bölge vertebraları kullanılmıştır (38). Çalışmada üç grup oluşturulmuş; birinci gruba kalsiyum sülfat ve ikinci gruba PMMA sonrası pedikül vidası uygularken son grubada güçlendirme yapmaksızın pedikül vidası uygulamıştır. Sonuçta, sökülme değerleri karşılaştırıldığında güçlendirme yapılmamış

kontrol grubuna göre kalsiyum sülfat grubunda sklme değerlerinde %167, ve PMMA grubunda ise kontrol grubuna göre %197 güçlenme belirlenmiştir. Ancak her iki grup karşılaştırıldığında iki kuvvetlendirme arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Kalsiyum sülfat ve PMMA güçlendirilmesinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada Yİ ve arkadaşları,kalsiyum sülfat ve PMMA ile güçlendirilmiş ve güçlendirilme uygulanmamış pedikül vidalarını canlı danaya uygulayarak ve 1.gün,6. hafta ve 12.haftada sakrifiye ederek sklme kuvvetlerini ve histolojik sonuçlarını incelemişlerdir (49). Üç farklı zamanda sakrifiye edilen gruplar kendi içerilerinde değerlendirildiklerinde zaman bağımlı anlamlı bir fark elde edilememiştir. Sklme değerlerine bakıldığında PMMA grubunun,kalsiyum sülfat grubundan; kalsiyum sülfat grubunun da güçlendirme yapılmamış gruptan daha yüksek değerlere ulaştığı görülmüş ve bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bu iki çalışma ile bizim çalışmamız karşılaştırıldığında, her iki çalışmada da işlem kurtarma yöntemi olarak değil primer güçlendirme şeklinde uygulanmıştır. Ayrıca Rohmiller ve arkadaşlarının çalışmasında işlem ncesi KMY llmemiş ve vertebraların osteoporotik oldukları ngrlmş, kemik yoğunluğunun sklme kuvvetine etkisi tartışılmamıştır. Bunlara ek olarak yine Rohmiller ve arkadaşlarının çalışmasında kalsiyum sülfat ve PMMA güçlendirilmesi arasında istatistiksel anlamlı bir fark elde edilememişken, Yi ve arkadaşlarının çalışmasında ve bizim çalışmamızın revizyon grubunda kalsiyum sülfat ve PMMA grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark grlmştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortopedinin her alanında olduğu gibi vertebra cerrahisi de gelişmekte ve her geçen gün yeni materyallere ve prosedürlere ihtiyacı artmaktadır. Pedikül vida fiksasyonu revizyon cerrahisi de gelişmeye açık ve daha fazla araştırmaya ihtiyacı olan bir konu olmaya devam etmektedir.

Biz bu çalışmamızda, bozulmuş pedikül yolunda, kalsiyum sülfat ve PMMA ile kuvvetlendirme yaparak ne kadar sağlam revizyon oluşturabildiğimizi sökölme kuvvetlerini karşılaştırarak değerlendirdik. Kalsiyum sülfat kemik grefti ile yapılan güçlendirmede ortalama değerdeki yakalamış olduğumuz artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Ancak bizden önce yapılan çalışmalara benzer şekilde 'altın standart' materyal olan PMMA'nın kuvvetlendirmesinin daha yüksek değerlere ulaştığını tespit ettik. PMMA'nın revizyon sonrasındaki sökölme değerleri hem kendi grubu ile hem de kalsiyum sülfat grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmiştir. Her ne kadar PMMA'nın biyomekanik üstünlüğü belirgin olsada, kalsiyum sülfat kemik grefti ile yapılan güçlendirme sayesinde, gevşemiş bir vidada, en azından gevşeme öncesi ilk tatbik edildiği değerle istatistiksel olarak fark olmayan çekme güçlerine ulaşılabilmesi klinik anlamda önemlidir.

Pedikül vida kurtarma materyali olarak PMMA; kolay ulaşılabilirliği, düşük maliyeti ve kuvvetlendirmedeki üstünlüğü düşünüldüğünde altın standart olarak kalacak gibi görülse de, gelişen teknoloji ve yapılan çalışmalar ile kalsiyum sülfat gibi materyallerin kullanımı ve araştırılmasına yol açacaktır. Yaptığımız çalışma konusunda in vivo ve prospektif bir klinik çalışma bizleri daha farklı sonuçlara ulaştırabilecektir.

7. KAYNAKLAR

- 1) Hughes JT. The Edwin Smith Surgical Papyrus:an analysis of the first case report of spinal cord injuries. Paraplegia 26: 71-82, 1988.
- 2) Marketos SG, Skiadas P. Hippocrates: the father of spine surgery. Spine 24: 1381-1387, 1999.
- 3) Lifshutz J, Colohan A. A brief history of therapy for traumatic spinal cord injury. Neurosurg Focus 16: 1-8, 2004.
- 4) Kabins MB, Weinstein JN. The history of vertebral screw and pedicle screw fixation. The Iowa Orthopaedic Journal 11: 127-136, 1991.
- 5) Boucher HH, Vancouver BC. A method of spinal fusion. J Bone and Joint Surg. 41B: 248-259, 1959.
- 6) Roy-Camille R, Demeulenaere C. Osteosynthese du rachis dorsal, lombaire et lombosacree par plaque metalliques vissees dans les pedicles vertebraux et les apophyses articulaires. Presse Medicale 78: 1447-1448, 1970.
- 7) Harrington PR, Tullos HS. Reduction of severe spondylolisthesis in children. South Medical Journal 62: 1-7, 1969.
- 8) Dick W. The 'fixateur interne' as a versatile implant for spine surgery. Spine 12: 882-900, 1987.
- 9) Steffee AD, Sitkowski PAC, Topham LS. Total vertebral body and pedicle arthroplasty. Clin. Orthop. Rel. Res. 203: 203-208, 1986.
- 10) Krag MH, Beynnon BD, Pope MH. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar or lumbosacral spine: Design and testing. Clin. Orthop. Rel. Res. 203: 75-98, 1986.
- 11) Cotrel Y, Dubousset J, Guilaurnat M. New universal instrumentation in spinal surgery. Clin. Orthop. Rel. Res. 227: 10-23, 1998.
- 12) Bergman RA, Thompson SA, Afifi AK, Saadeh FA. Compendium of Human Anatomic Variation. Text, Atlas and World Literature, Baltimore, Urban & Schwarzenberg, 1988.
- 13) Moore KL. Clinically Oriented Anatomy. The Back(Moore KL). Third edition. Baltimore, Williams & Wilkins. 323-370. 1992.
- 14) Matuoka CM, Junior RB. Anatomical study of lumbar vertebral pedicle and adjacent neural structures. Acta Ortop. Bras. 10(3): 25-34, 2002.

- 15) Wong DA, Transfeldt E. Macnab's Backache. Musculoskeletal Anatomy, Neuroanatomy and Biomechanics of the Lumbar Spine (Wong DA, Transfeldt E, ed) Fourth edition. Colorado, Lippincott Williams & Wilkins.1-17. 2007.
- 16) Canale ST. Campbell's Operative Orthopaedics. Spinal Anatomy and Surgical Approaches (Leventhal MR). Tenth edition. Philadelphia, Mosby. Vol.2, 1569-1597. 2003.
- 17) Gaines RW. The use of pedicle screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. J Bone and Joint Surg. 82: 1458-1476, 2000.
- 18) Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. Spine 12: 160-166, 1987.
- 19) Karaikovic EE, Daubs MD, Madsen RW, Gaines RW. Morphologic characteristics of human cervical pedicles. Spine 22: 493-500, 1997.
- 20) 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: 937-942, 2002.
- 21) Vaccaro AR, Garfin SR. Pedicle screw fixation in the lumbar spine. J Am Acad Orthop Surg 3: 263-274, 1995.
- 22) Aebi M, Etter C, Kehl T, Thalgott J. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with the internal spinal skeletal fixation system. Spine 12: 544-551, 1987.
- 23) Canale ST. Campbell's Operative Orthopaedics. Arthroplasty Introduction and Overview (Harkess JW, Daniels AU). Tenth edition. Philadelphia, Mosby. Vol.1, 233-235. 2003.
- 24) Kelly CM, Wilkins RM, Gitelis S, et al. The use of a surgical grade calcium sulfate as a bone graft substitute: results of a multicenter trial. Clin Orthop. 382: 42-50, 2001.
- 25) Eitel F, Klapp F, Jacobson W, Schweiberer L. Bone regeneration in animals and in man. A contribution to understanding the relative value of animal experiments to human pathophysiology. Arch Orthop Trauma Surg 99: 59-64, 1981.
- 26) Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S. Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebra. Spine 11: 1320-4, 1996.
- 27) Essens SI, Sachs BL, Dreyzin V. Complications associated with the technique of pedicle screw fixation: a selected survey of ABC members. Spine 18: 2231-2239, 1993.
- 28) 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 9: 1012-1018, 1988.

- 29) Okuyama K, Abe E, Suzuki T, e. Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *Spine J* 1: 402-7, 2001.
- 30) Lehman RA Jr, Polly DW Jr, Kuklo TR, Cunningham B, Kirk KL, Belmont PJ Jr. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine* 28: 2058-2065, 2003.
- 31) Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland R, Field T, Spencer CW. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop*. 203: 99-112, 1986.
- 32) Polly DW Jr, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws. Bigger, longer shims—what is best? *Spine* 23: 1374-9, 1998.
- 33) Yamagata M, Kitahara H, Minami S. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine* 17: 51-4, 1992.
- 34) 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: 470-473, 2003.
- 35) Epstein DM, Dalinka MK, Kaplan FS, Aronchick JM, Marinelli DL, Kundel HL. Observer variation in the detection of osteopenia. *Skel Radiol* 15: 347-349, 1986.
- 36) Sabatier JP, Guaydier-Souquieres G. Noninvasive methods of bone-mass measurement. *Clin Rheumatol* 8 (Suppl 2): 41-45, 1989.
- 37) Motzkin NE, Chao EY, An KN, Wikenheiser MA, Lewallen DG. Pullout strength of screws from polymethylmethacrylate cement. *J Bone Joint Surg Br*. 76: 320-3, 1994.
- 38) Rohmiller MT, Schwalm D, Glattes RC, Elalayli TG, Spengler DM. Evaluation of calcium sulfate paste for augmentation of lumbar pedicle screw pullout strength. *Spine J* 2: 255-260, 2002.
- 39) Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, White AA, Hayes WC. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone graft augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop*. 296: 278-287, 1993.
- 40) Sturup J, Nimb L, Framhoft M, Jensen J. Effects of polymerization heat and monomers from acrylic cement on canine bone. *Acta Orthop Scand*. 65: 20-23, 1994.
- 41) Wilkes R, Mackinnon J, Thomas W. Neurologic deterioration after cement injection into a vertebral body. *J Bone Joint Surg Br*. 76: 155, 1994.
- 42) Chang MC, Liu CL, Chen TH. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery. *Spine* 33: 317-324, 2008.
- 43) Bucholz RW. Nonallograft osteoconductive bone graft substitutes. *Clin Orthop*. 395: 44-52, 2002.

- 44) Moore DC, Maitra RS, Farjo LA. Restoration of pedicle screw fixation with an in situ setting calcium phosphate cement. *Spine* 22: 1696-1705, 1997.
- 45) Derincek A, Wu C, Mehbod A, Transfeldt E. Biomechanical comparison of anatomic trajectory pedicle screw versus injectable calcium sulfate graft-augmented pedicle screw for salvage in cadaveric thoracic bone. *J Spinal Disord Tech* 19: 286-291, 2006.
- 46) Yerby SA, Toh E, McLain RF. Revision of failed pedicle screws using hydroxyapatite graft. A biomechanical analysis. *Spine* 23: 1637-1661, 1998.
- 47) Lotz JC, Hu SS, Chiu DFM, Colliou O, Poser RD. Carbonated apatite graft augmentation of pedicle screw fixation in the lumbar spine. *Spine* 22: 2716-2723, 1997.
- 48) Spivak J, Neuwirth M, Labak J, Kummer F, Ricci J. Hydroxyapatite enhancement of posterior spinal instrumentation fixation. *Spine* 19: 955-964, 1994.
- 49) Yi X, Wang Y, Lu H, Li C, Zhu T. Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium sulfate cement. *Spine* 33: 2503-2509, 2008.