

**ÇİFT HATVELİ VE ÇİFT ÇEKİRDEK ÇAPLI PEDİKÜL VİDALARININ
ÇEKİP ÇIKARMA MUKAVEMETİNE ÇİMENTO TAKVİYESİNİN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

CEMİLE BAŞGÜL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

NİSAN 2015

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Osman EROĞUL

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ

Anabilim Dalı Başkanı

Cemile BAŞGÜL tarafından hazırlanan “ÇİFT HATVELİ VE ÇİFT ÇEKİRDEK ÇAPLI PEDİKÜL VIDALARININ ÇEKİP ÇIKARMA MUKAVEMETİNE ÇİMENTO TAKVİYESİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. İbrahim Uslan,

(Gazi Üni. Mak. Müh.)

Üye : Doç. Dr. Onur Yaman,

(Koç Üni. Tıp Fakültesi Beyin Cerrahisi)

Üye : Doç. Dr. Teyfik Demir

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Cemile Başgöl

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Makine Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Nisan 2015

CEMİLE BAŞGÜL

**ÇİFT HATVELİ VE ÇİFT ÇEKİRDEK ÇAPLI PEDİKÜL VIDALARININ
ÇEKİP ÇIKARMA MUKAVEMETİNE ÇİMENTO TAKVİYESİNİN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

ÖZET

Çeşitli omurga deformasyonlarını tedavi etmek üzere pedikül vidalar sıkça kullanılmaktadır. Pedikül vida gevşemesi özellikle osteoporotik vakalar için çok rastlanan bir problemdir. Bu gibi durumlarda çimento uygulamalı kanüllü vidalar çokça kullanılmaktadır. Çift sarmallı çift çekirdek çaplı (ÇSCÇ) vidalar daha yüksek dayanım sağlamaları için tasarlanmış alternatif pedikül vidalardır. Bu vidalar çimento uygulamasız olarak umut vadeci sonuçlar vermişlerdir. Fakat ÇSCÇ vidalar henüz çimento uygulaması ile test edilmemişlerdir. Bu çalışma, ÇSCÇ vidaların çimento uygulaması ile literatürde çimento uygulamalarında kullanılan diğer vidalara alternatif olması durumunu araştırmaktadır. Çalışmada beş grup için poliüretan köpüklerde (seviye 20) ve sağlıklı dana omurlarında çekip çıkarma testleri yapılmıştır. Normal ve ÇSCÇ vidalar çimentolu ve çimentosuz uygulamaları ile test edilmiştir. Buna ek olarak, çimentolu kanüllü vidalar beşinci grup olarak belirlenmiştir. Deney numuneleri ameliyat rehberlerine ve ASTM F543 standart test protokollerine uygun olacak şekilde hazırlanmıştır. Instron 3369 test cihazı yardımıyla numuneler test edilmiştir. Yük-yer değiştirme eğrileri kaydedilmiş ve maksimum çekip çıkarma değerleri tespit edilmiştir. PMMA takviyeli ÇSCÇ pedikül vidaları en yüksek çekip çıkarma değerlerine ulaşmıştır. Beklendiği üzere hem köpükte hem de hayvan kadavralarında çimentosuz normal pedikül vida en düşük dayanımı göstermiştir. Çimento takviyeli ÇSCÇ vidalar kanüllü vidalardan %40 daha fazla tutunma dayanımı göstermişlerdir. ÇSCÇ vidaların PMMA ile uygulamalarının hayvan kadavralarında ve köpüklerde umut verici sonuçlarından yola çıkarak, osteoporotik ve ileri derecede osteoporotik hastalarda kullanılabileceği savunulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Pedikül vida, Çekip çıkarma dayanımı, Çimento uygulaması, Kanüllü vida, Çift sarmallı çift çekirdek çaplı vida

University :TOBB University of Economics and Technology
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Mechanical Engineering
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Teyfik Demir
Degree Awarded and Date : M.Sc. – April 2015

CEMİLE BAŞGÜL

**EVALUATION OF THE PULLOUT STRENGTH OF DUAL LEAD DUAL
CORED PEDICLE SCREW WITH CEMENT AUGMENTATION**

ABSTRACT

Pedicle screws are commonly used on the fixation of different spinal deformities. Pedicle screw loosening is a common problem for osteoporotic incidents. Cannulated screws with cement augmentation are widely used for that kind of cases. Dual lead dual cored (DLDC) pedicle screw was alternatively designed as a higher pullout providing device. It has already given promising pullout values without augmentation. However, DLDC had not been investigated with cement augmentation yet. This study concentrates on the usage of DLDC with cement augmentation as an alternative to cannulated screws with cement augmentation. Pullout tests for five groups were conducted on polyurethane foams (grade 20) and healthy bovine vertebrae. Normal and DLDC Screws were used both with and without cement. In addition, cannulated screws with cement augmentation were the fifth group of study. Test samples were prepared in accordance with surgical guidelines and ASTM F543 standard testing protocols. Pullout tests were conducted with Instron 3300 testing frame. Load versus displacement values were recorded and maximum pullout loads were stated. The DLDC pedicle screw with PMMA augmentation exhibited the highest pullout values. As expected normal pedicle screw without cement augmentation showed lowest pullout strength on both polyurethane foams and bovine vertebrae. Cement augmented DLDC screws were exhibited nearly 40% higher pullout than cannulated screws. The DLDC pedicle screw with PMMA augmentation can be used for osteoporotic and/or severe osteoporotic patients according to its promising results on animal cadavers and synthetic foams.

Keywords: Pedicle screws, Pullout strength, Cement augmentation, Cannulated screws, Dual lead dual cored screws

TEŞEKKÜR

Kapısını çaldığım ilk günden beri bana inanan, tüm bu çalışmalarını yapmama olanak sağlayan çok değerli ve sevgili hocam Doç. Dr. Teyfik Demir'e, beraber çalışma fırsatı bulduğum birbirinden iyi insanlar Uzm. Dr. Tolga Tolunay ve Uzm. Dr. Mesut Yaman'a, bugünlere gelmemi sağlayan annem Müge Erol, babam Levent Başgöl, kardeşim Sena Başgöl, anneannem Kadriye Erol ve ismini tek tek sayamadığım tüm aileme, hayatımın en güzel yılını yanlarında geçirdiğim, vizyonumda büyük katkıları olan İsviçre'li ailem Christian ve Daniela Bättig'e, dostluklarıyla yanımdan eksik olmayan Ecem Erol ve Aybüke Köseömeroğlu'na, çalışma ortamında hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Mahmut Doğrudil, Mehmet Akif İyidiker, Mustafa Özkaya, Fatma Kübra Erbay, İbrahim Burak Kaplan, Ömer Yalım ve Emre Oflaz'a, ayrıca bu çalışmayı 113S101 numaralı ve "Skolyoz cerrahisi için akıllı implant çubuklar" başlıklı bilimsel araştırma projesi kapsamında finansal olarak destekleyen TÜBİTAK'a, tez için kullandığımız implantları tedarik eden Osimplant'a ve proje burslu yüksek lisans öğrenimini destekleyen TOBB ETÜ'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Pedikül Vidaların Çekip Çıkarma Dayanımlarını Etkileyen Etmenler.....	13
1.1.1. Vida Tasarımı.....	13
1.1.2. Uygulama Teknikleri	26
1.1.3. Çimento Uygulamaları	36
1.1.4. Vida Kaplama.....	46
1.1.5. Test Koşulları	48
1.2. Çalışmanın Amacı	50
2. YÖNTEM.....	52
2.1. Tasarım Parametreleri.....	52
2.2. Vidanın Gönderildiği Malzemeler	54
2.3. Vida Gönderme Tekniği	56
2.4. Görüntüleme	59
2.5. Çekme Testleri.....	61
2.6. İstatiksel Analizler	63
3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	64
3.1. Sonuçlar	64
3.2. Tartışma	69
3.3. Gelecek Çalışmalar	72
KAYNAKLAR.....	73
EKLER	88

ÖZGEÇMİŞ.....	111
---------------	-----

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 2.1. Test grupları.	53
Çizelge 2.2. Polimetilmetaakrilat çimento içeriği.	57
Çizelge 3.1. Deney grupları için ortalama çekip çıkarma ve standart sapma değerleri.	64
Çizelge 3.2. Deney grupları için p değerleri.	67

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1. Omurganın bölümleri ve yapısı. [3]	2
Şekil 1.2. Omurun detaylı anatomisi. [3]	3
Şekil 1.3. Pedikülün pozisyonu. [4]	4
Şekil 1.4. Parametrelerin şematik gösterimi. [4]	5
Şekil 1.5. Monoaksiyel (a) and poliaksiyel (b) lale ve I kafalı pedikül vidalar. [3] 7	
Şekil 1.6. Pedikül vida çeşitleri a) Standart pedikül vida b) Genişleyebilir pedikül vida c) Kanüllü pedikül vida. [3]	8
Şekil 1.7. Çekip çıkarma dayanımı testi için test düzeneğinin şematiği. [3]	9
Şekil 1.8. Pedikül vidanın detaylı gösterimi. [3]	14
Şekil 1.9. Radyal delikli pedikül vida. [3]	15
Şekil 1.10. Pedikül vidalarda farklı çekirdek tipleri. a) Konik çekirdekli PV. b) Silindirik çekirdekli PV. c) Çift çekirdek çaplı pedikül vida. [3]	17
Şekil 1.11. Pedikül vidalarda farklı diş tasarımları. a) kare. b) testere. c) V. [3]..	20
Şekil 1.12. Genişleyebilir pedikül vidanın genişleme mekanizması. [3]	24
Şekil 1.13. Omura yerleştirilmiş iki pedikül vidası arasındaki farklı açılar. [3] ...	31
Şekil 1.14. Pedikül vidanın normal (a), medyal (b) ve lateral (c) yerleşimi. [3]... 33	
Şekil 2.1. Testlerde kullanılan Kanüllü (a), Çift sarmallı çift çekirdek çaplı (b) ve Normal (c) pedikül vidalar.	52
Şekil 2.2. Çift sarmallı çift çekirdek çaplı (a), normal (b) ve kanüllü pedikül vidanın (c-d) teknik özellikleri.....	54
Şekil 2.3. Poliüretan blok hazırlama aşamaları.	55
Şekil 2.4. Yağ ve kas dokusundan ayrılmış dana omuru.	56
Şekil 2.5. Pilot delik hazırlama.	57
Şekil 2.6. PMMA hazırlama aşamaları.....	58
Şekil 2.7. Vida gönderilmeden önce (a) ve vida gönderiminden sonra (b) çimento gönderme yöntemi. [124].....	59
Şekil 2.8. Poliüretan köpüklerde vida yerleşimi anteroposteriyor radyografileri (a- b) ve dana omurunda vida yerleşimi anteroposteriyor (c) ve oblik (d) radyografileri.....	60

Şekil 2.9. Köpüğe gönderilmiş vida için çekme deneyi düzeneği.....	61
Şekil 2.10. Dana omuruna gönderilmiş vida için çekme deneyi düzeneği.....	62
Şekil 2.11. Deney sonrası dana numunesi örnekleri.	63
Şekil 3.1. Deney grupları için standart sapma çubuklarıyla ortalama çekip çıkarma değerleri.	65
Şekil 3.2. Deney grupları için yük-deplasman eğrileri.....	66

KISALTMALAR

- PG** : istmustaki pedikül genişliği
PY: istmustaki pedikül yüksekliği
PAU : pediküller arası uzaklık
PİSM : pedikül ve inferiyor sinir kökü mesafesi
PSSM : pedikül ve süperiyor sinir kökü mesafesi
PDKM : pedikül-dural kese mesafesi
MPDKM : medyal pedikül-dural kese mesafesi
POA : pedikülün ortalama açısı
SÇA : sinir kökü çıkış açısı
SKÇ : sinir kökü çapı
ASTM : Malzemeler Testleri için Amerikan Derneği
PV : pedikül vida
GPV : genişleyebilir pedikül vida
KPV : kanüllü pedikül vida
JOD : Japon Ortopedi Derneği
ODI : Ostwestry sakatlık indeksi
PMMA : Polimetilmetaakrilat
YÖA : yüzey örtüşme alanı
SPS : standart pedikül vida
KF : kalsiyum fosfat
KMY : kemik mineral yoğunluğu
KS : kalsiyum sülfat
HA : hidroksiapatit
Sr-HA : stronyum ve hidroksiapatit
VAS : Görüntülü Analog Skala

HA-PS : hidroksiapatit kaplamalı pedikül vida

Ti-PS : kaplamasız titanyum pedikül vida

Kol/KS : Kol/Kondroitin Sülfat

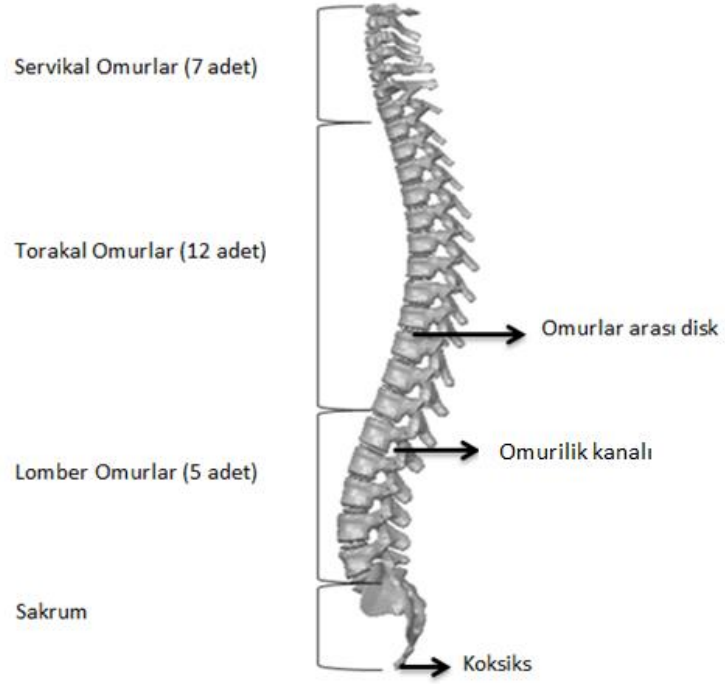
NPV : Normal pedikül vida

ÇSÇÇ PV : Çift sarmallı çift çekirdek çaplı pedikül vida

1. GİRİŞ

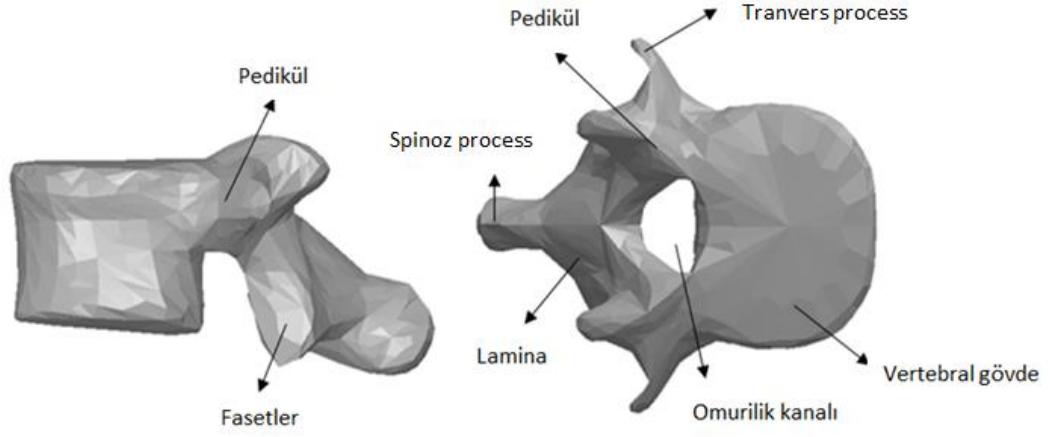
Omurlar ve yumuşak dokular bir araya gelerek omurgayı oluştururlar. Omur, omurganın farklı bölgelerinde değişik yapı göstermesine rağmen, tüm omurlar vertebral gövde adı verilen bir anterior kısım ve posterior kısımdan oluşurlar. Vertebral gövde basma ve çekme yüklerine dayanıklıdır. Posterior kısım (sinir kemeri) omurganın hareketine izin verirken aynı zamanda omuriliği (*eng, spinal cord*) çevreler ve korur. Omurlar arası diskler iki komşu omur arasında konuşlanmışlardır. Omurgaya uygulanan yükü absorbe ederler ve viskoelastik yapıları sayesinde yük dağılımını düzenlerler. Omurganın tüm bu yapısı ligamentler ve kaslar sayesinde bir arada tutulmaktadır [1].

Omurganın bölümleri servikal, torakal, lumbar ve sakral omurlar olarak adlandırılmaktadır. Servikal bölge, kafanın hareket aralığını sağlamak üzere omurganın hareket kabiliyeti en yüksek bölgesidir. 7 adet servikal omur bulunmaktadır, bunlar süperiyordan inferiyora doğru C1-C7 olarak isimlendirilmiştir. Torakik omurlar (T1-T12), organları koruyan kaburgalarla bağlantılıdır. Son hareketli bölge olan lumbar omurlar (L1-L5) omurganın en güçlü ve dayanıklı bölümüdür. Sakrum (S1-S5) pelvisin merkezinde konumlanmıştır ve bu bölgedeki omurlar birbirine kaynaşıktır. Omurganın son kısmı koksiks olarak adlandırılmaktadır, aynı zamanda kuyruk kemiği olarak da bilinmektedir [2]. Omurganın bölümleri, omurlar arası diskler ve omurilik kanalı Şekil 1.1' de görülebilir.



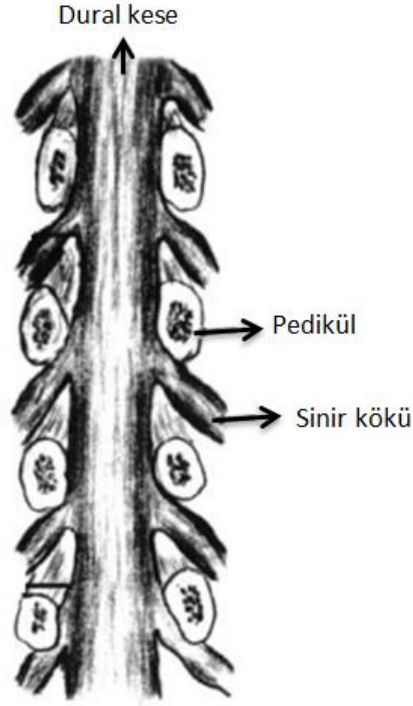
Şekil 1.1. Omurganın bölümleri ve yapısı. [3]

Omur gözenekli ve kortikal kemikten oluşmuştur. Kortikal kemik daha rijittir ve omurun dış yüzeyini oluşturmaktadır. Gözenekli kemik, kortikal kemiğe göre daha düşük kemik mineral yoğunluğuna sahiptir ve kortikal kemik tabakasının altında yer almaktadır. Omurların morfolojisi omurga boyunca değişmektedir, fakat omurların ortak kısımları vertebral gövde, spinoz proses, transvers proses, pedikül, lamina, inferiyor ve süperiyor fasetlerdir (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Omurun detaylı anatomisi. [3]

Omurganın farklı bölgelerinde transpediküler fiksasyon uygulaması için pedikül vidalar pedikülden vertebral gövdenin merkezine doğru gönderilirler. Bu üç boyutlu stabilizasyon sağlamak üzere yapılmaktadır. Pedikül iki sinir kökü arasında yer aldığından ve dural keseye komşu olduğundan, pedikül vidanın doğru yerleştirilmesi hayati önem taşımaktadır. Pedikülün pozisyonu Şekil 1.3'te görülmektedir.

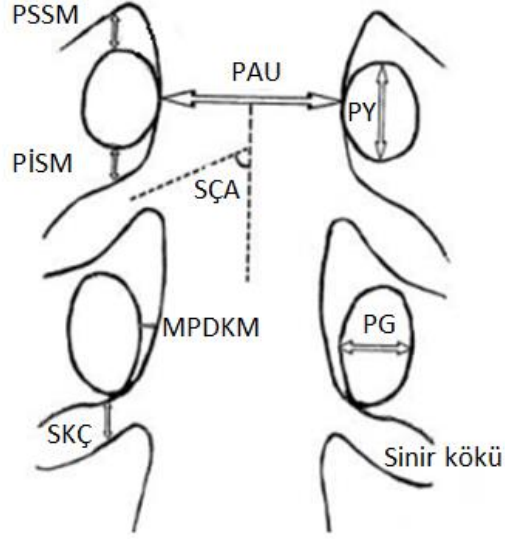


Şekil 1.3. Pedikülün pozisyonu. [4]

Omurun boyutu ve ağırlığı servikal bölgeden lomber bölgeye değişirken, pedikül omurganın farklı segmentleri için farklı kemik mineral yoğunluğu ve omurilik kanalına ve sinir köklerine farklı uzaklıklar göstermektedir.

Uğur ve arkadaşları [5] üst servikal bölgeye (C3-C7) pedikül vida gönderimi için önemli parametreleri incelemişlerdir. Servikal seviyede dural kese daha geniş olduğundan, omurların yapısı lomber ve torakik omurlara göre epeyce farklıdır. Uğur ve arkadaşları [5] 10 farklı parametrenin testi için insan kadavrası kullanmıştır. Bunlar istmustaki (en dar pedikül çapı) pedikül genişliği (PG), istmustaki pedikül yüksekliği (PY), pediküller arası uzaklık (PAU), pedikül ve inferiyor sinir kökü mesafesi (PİSM), pedikül ve süperiyor sinir kökü mesafesi

(PSSM), medyal pedikül-dural kese mesafesi (MPDKM), pedikülün ortalama açısı (POA), sinir kökü çıkış açısı (SÇA) ve sinir kökü çapıdır (SKÇ) (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Parametrelerin şematik gösterimi. [4]

Bu değerleri kadın ve erkekler için analiz etmişlerdir. Bu çalışma pedikül vida yerleşiminin önemini ve ölçülen değerlerin hastaların anatomisine göre farklılıklar gösterebileceğinin göz önünde bulundurulması gerektiğini vurgulamaktadır.

Uğur ve arkadaşları [6] ayrıca torakik omurları da (T1-T12) incelemiştir. Bu çalışmada sekiz parametre ölçülmüştür. Bunlar istmustaki pedikül genişliği (PG), istmustaki pedikül yüksekliği (PY), pediküller arası uzaklık (PAU), pedikül ve inferiyor sinir kökü mesafesi (PISM), pedikül ve süperiyor sinir kökü mesafesi (PSSM), sinir kökü çıkış açısı (SÇA) ve sinir kökü çapıdır (SKÇ). Bu sonuçlar da hastaların torakik pediküllerinden ölçülen bu değerlerin farklı olabileceğini

göstermiştir. Transpediküler fiksasyon için hastaların bilgisayarlı tomografilerinin dikkatlice analiz edilmesi gerektiği belirtilmiştir.

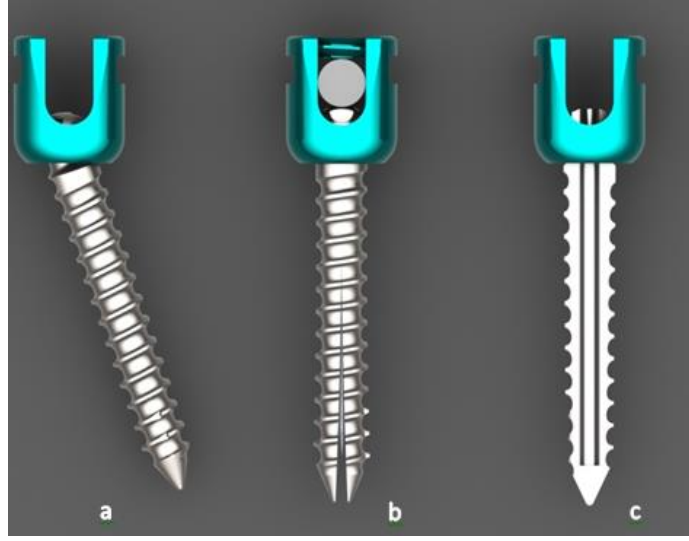
Attar ve arkadaşları [4] lumbar pedikülünü araştırmışlardır. Bu çalışmada lumbar pedikülünü, torakik pedikülünü incelerken ölçtükleri sekiz parametre ile incelemişlerdir. Lumbar bölgedeki her segment (L1-L5) için bu parametre değerlerini vermişlerdir. Çalışmalarını omurganın lumbar bölgesindeki özellikle medial ve inferiyorda pedikül vida yerleşiminin önemini vurgulayarak sonuçlandırmışlardır.

Omurga ameliyatlarında kullanılan pedikül vidalar monoaksiyal ve poliaksiyal olarak ikiye ayrılabilir. Monoaksiyal ve poliaksiyal pedikül vidalar çeşitli ameliyatlı tedavi yönteminde kullanılmaktadır. Monoaksiyal vidanın çubuğa yerleşim probleminden dolayı, çubuğun pozisyonuna ayarlanabilir oluşuyla poliaksiyal vida, monoaksiyal vidaya alternatif olabilir. Pedikül vidalar ayrıca farklı kafa dizaynlarına göre “I” ve “lale” kafalı vidalar olmak üzere ikiye ayrılabilir. Monoaksiyal ve poliaksiyal “lale” ve “I” kafalı vidalar Şekil 1.5’te görülmektedir.



Şekil 1.5. Monoaksiyel (a) and poliaksiyal (b) lale ve I kafalı pedikül vidalar. [3]

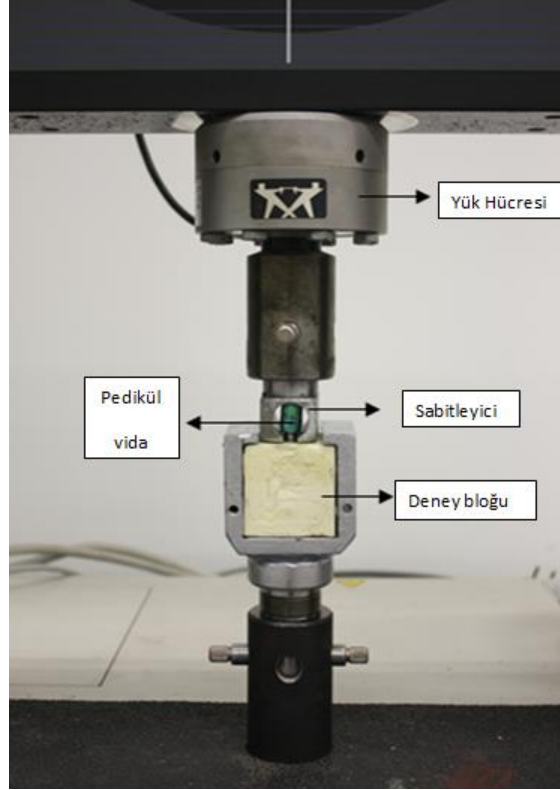
Kafa tasarımlarına ek olarak, farklı kemik mineral yoğunlukları için kanüllü ve genişleyebilir pedikül vidalar gibi farklı vida tasarımları geliştirilmiştir. Kanüllü vida kanülü sayesinde çimento gönderilmesine olanak sağlar. Genişleyebilir pedikül vida distal kısmında genişleyebilen bir mekanizmaya sahiptir. Bu vida çeşitleri Şekil 1.6'da sınıflandırılmıştır.



Şekil 1.6. Pedikül vida çeşitleri a) Standart pedikül vida b) Genişleyebilir pedikül vida c) Kanüllü pedikül vida. [3]

Pedikül vidaların klinik uygulamaları için, tüm sisteme bir takım standart test protokolleri uygulanmaktadır. Pedikül vidanın performansını değerlendirmek üzere birkaç test metodu bulunmaktadır. Bu standartlar Malzemeler Testleri için Amerikan Derneği (ASTM) tarafından yayınlanmaktadır. Pedikül vida performansı ile ilgili standartlar ASTM F543 [7], ASTM F2193 [8], ASTM F1798 [9] ve ASTM F1717 [10]'dir. ASTM F543 [7] metalik medikal kemik vidalarının çekip çıkarma, burulma dayanımları ve sürme torkunu (*eng, driving torque*) düzenlemektedir. ASTM F2193 [8] pedikül vida sisteminin bileşenlerinin ayrı ayrı mekanik özelliklerini belirtmektedir. ASTM F1798 [9] çubuk vida bağlantısının aksiyal ve burulma tutma kapasiteleri ve fleksiyon-ekstensiyon moment kapasiteleri gibi alt sistemlerin mekanik özelliklerini düzenlemektedir. Bunlara ek olarak, ASTM F1717 [10] vertebrektomi modelinde vida çubuk yapısının mekanik performansını belirlemektedir. Vertebrektomi modellerinin yorulma özellikleri de ASTM F1717 [10]'de incelenmektedir.

Bu çalışmada pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımlarından bahsedilecektir. Bu nedenle ASTM F543 [7]'e göre hazırlanan çekip çıkarma test düzeneği Şekil 1.7'de görülmektedir.



Şekil 1.7. Çekip çıkarma dayanımı testi için test düzeneğinin şematiği. [3]

Hali hazırda pedikül vida gevşemesi rapor edilen pek çok vaka bulunmaktadır. Aynı zamanda büyük olasılıkla rapor edilmemiş pek çok pedikül vida gevşemesi bulunmaktadır. Bu nedenle, pedikül vidasının çekip çıkarma dayanımını bilmek önemlidir. Pedikül vida gevşemesi sorununu ele alan bir kaç çalışma aşağıda yer almaktadır.

Abul-Kasım ve arkadaşları [11] segmentel pedikül vida fiksasyonu yapılan hastalarda pedikül vida gevşeme oranını çalışmıştır. 81 hastanın (% 83 bayan) fiksasyon yapısı ameliyattan altı ay ve iki yıl sonra, düşük seviyeli bilgisayarlı tomografi yardımıyla incelenmiştir. Vida gevşemesi, yerinden çıkması ya da yanlış yerleşme durumunu, koronal Cobb açısını (anteroposterior radyografide inferiyordaki en eğik omurla süperiyordaki en eğik omur arasındaki açı) ve vidanın yanlış yerleştirilme oranını analiz etmişlerdir. Sonuç olarak, hastaların % 28'inde bir ya da daha fazla vida gevşeme belirtileri görülmüştür. Vida gevşeme belirtilerinin yüzdesi erkekler için 56 iken bayanlar için 27'dir. Bunun yanı sıra, 26 hastanın üçünde maksimum gevşeme miktarı olan 3 mm çıkma görülmüştür, ki bu yüksek bir oran olarak kabul edilebilir. Sonuç olarak, iki yıl gözlenen hastaların üçte birinde minör vida gevşemesi gözlenmiştir.

Pedikül vida gevşemesi ile ilgili bir diğer çalışma Wu ve arkadaşları [12] tarafından yapılmıştır. Osteoporozla ilave olarak spinal stenozu (kanal daralması), genişleyebilir (GPV) veya kanüllü pedikül vida (KPV) ile tedavi edilen hastalarda bu iki vidayı karşılaştırmışlardır. Spinal stenozu olan hastalar genişleyebilir (n=80) ya da kanüllü vidalar (n=77) ile lumbosakral fiksasyon ile tedavi edilmişlerdir. Takip süresi en az iki yıldır. Vida gevşemesinin yanı sıra, araştırmacılar füzyon oranını, Japon Ortopedi Derneği (JOD) skorunu, Oswestry engelililik indeksini (OEI) ve komplikasyonları araştırmışlardır. GPV ile segmental fiksasyona uğrayan hastaların %7.5'i için vidaların %4.1'i gevşemiş ve %0.4'ü kırılmıştır. Diğer taraftan, KPV ile segmental fiksasyona uğrayan hastaların %19.5'i için vidaların %12.9'u gevşemiş ve hiç biri kırılmamıştır. Bir başka deyişle GPV için vidanın yerinden çıkması problemi KPV'ya göre istatistiksel olarak daha düşüktür. Sonuç olarak GPV daha rijit bir fiksasyon sağlamaktadır, fakat GPV'nın detaylı avantajları ve dezavantajları gelecek bölümlerde tartışılacaktır.

Bu çalışmada, öncelikle literatürde yer alan pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımları incelenmiştir. Literatür taraması vida tasarımı, vida gönderme teknikleri, çimento uygulaması ve vida kaplama başlıkları altında incelenecektir.

Radyal delikli pedikül vida, silindirik ya da konik korlu pedikül vida, farklı dış tasarımına sahip pedikül vidalar, kanüllü ve genişleyebilir pedikül vidanın her biri farklı çekip çıkarma dayanımlarına sahiptir. Bu fark dizayn parametreleriyle yakından ilişkilidir. Radyal delikler (pedikül vidanın normal eksenine dik olacak şekilde delinmiş delikler) özellikle füzyon sonrası çekip çıkarma dayanımını anlamlı derecede etkilemektedir.

Vidanın çekirdek geometrisi ve çekip çıkarma dayanımı arasında da bir ilişki vardır. Konik, silindirik, çift çekirdek çaplı pedikül vidalar farklı çekirdek geometrilerine sahiptir. Ana geometriye ek olarak, kemik ve vida arasındaki arayüzü (yüzey örtüşme alanı) artırabilen dış tasarımı da çekip çıkarma dayanımı için önemli bir etkidir. Dişler arasında ne kadar çok doku olursa, vidanın çekip çıkarma dayanımı o kadar yüksek olur. Aynı zamanda farklı dış tasarımı olarak tasarlanan çift sarmallı pedikül vidalar ameliyat süresini kısaltma avantajını kullanmaktadır.

Düşük kemik mineral yoğunluğuna sahip hastalarda pedikül vidanın tutunumunu arttırmak için sadece yukarıda sıralanan tasarım parametrelerini değiştirmek yeterli olmayabilir. Çimento gönderilebilir kanüllü vidalar ve genişleyebilir pedikül vidalar osteoporotik hastalar için tasarlanmıştır.

Tasarıma ek olarak, pedikül vidanın omura nasıl yerleştirildiği de önemlidir. Pedikül vida omura gönderilirken çekip çıkarma dayanımını azaltmamaya dikkat

edilmelidir. Bazı durumlarda monoaksiyal vidalarda vida-rod bağlantısını ayarlayabilmek için vidanın geri döndürülmesi (çözülmesi) gerekebilir. Bu durumda cerrah dayanımın yüzde kaç azaldığını bilmek durumundadır. Bir omura gönderilen iki pedikül vidanın birbirilerine göre pozisyonları da çekip çıkarma dayanımını etkileyen bir başka önemli etmendir.

Gönderme torkuyla çekip çıkarma dayanımı arasındaki ilişki vidayı gönderme tekniklerini etkileyen çok araştırılmış bir başka konudur. Pek çok araştırmacı vidanın gönderme torkuyla çekip çıkarma dayanımı arasında anlamlı bir ilişki olduğunu savunmaktadır.

Daha önce bahsedildiği üzere çimento uygulaması osteoporotik omurlar için sıklıkla kullanılmaktadır. Farklı çimento malzemeleri vidalara farklı dayanım imkanları sunmaktadır. Çimento miktarı ayarlanması kritiktir ve hali hazırda araştırılmıştır. Çimento miktarını arttırmak çekip çıkarma dayanımını arttırırken, omurga kanalına çimento sızması ihtimali hayati risk taşıyan bir problemdir. Çimento vida gönderilmeden önce ve sonra uygulanabilir ve bu iki yöntemin farklı çekip çıkarma dayanımları sağladığı bilinmektedir [13]. Çimento uygulandıktan sonra donma süresi vardır. Bu süre çimento tipine bağlıdır ve çimento katılaşmadan vida gönderimi tamamlanmalıdır.

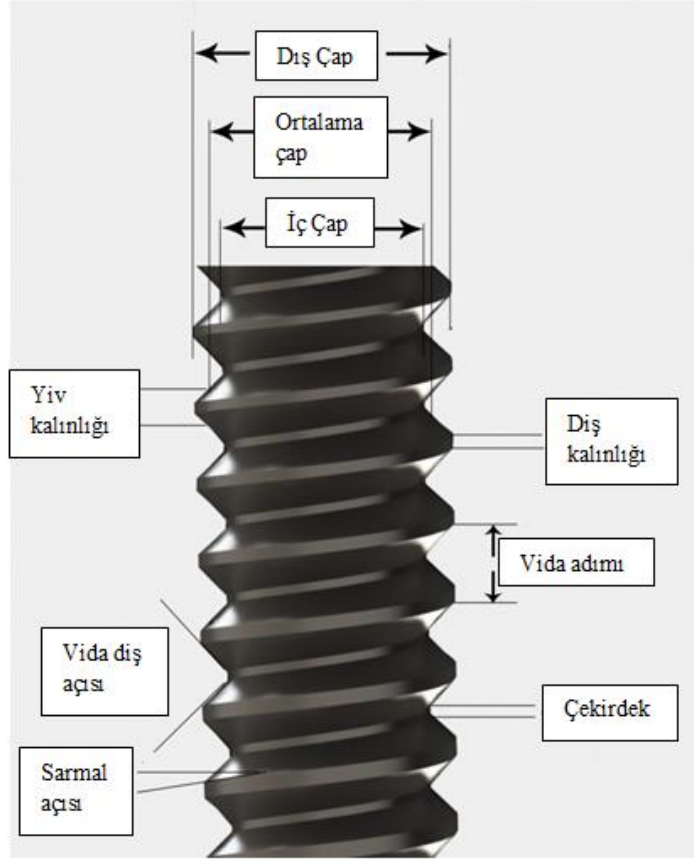
Aynı zamanda pedikül vidanın biyo-uyumlu malzemelerle kaplanmasının çekip çıkarma dayanımı arttırdığına dair görüşler bulunmaktadır. Bu malzeme kaplamasız vidalara göre vida yüzeyinde daha fazla kemik büyümesini sağlamaktadır. Pedikül vidanın yüzeyini kaplamak üzere pek çok malzeme bulunmaktadır, bunlardan en çok bilineni hidroksiapatittir.

Son olarak da vidanın test koşulları çekip çıkarma dayanımını etkileyen etmenler içermektedir. Bunlardan en önemlisi kemik mineral yoğunluğudur. Araştırmacılar farklı kemik mineral yoğunluklarında vidaların farklı tutunum sağladıklarını vurgulamışlardır. Ayrıca, vidanın test edildiği gömme malzemesi üzerinde ön delik hazırlama da çekip çıkarma dayanımını etkilemektedir. Tüm bu konular ayrıntılı olarak tartışılmaktadır.

1.1. Pedikül Vidaların Çekip Çıkarma Dayanımlarını Etkileyen Etmenler

1.1.1. Vida Tasarımı

Pedikül vidanın çekip çıkarma dayanımı vida tasarımıyla anlamlı derecede ilişkilidir. Vidanın çekip çıkarma dayanımını farklı tasarımlarla arttırmak üzere pek çok çalışma yapılmıştır. Radyal delikli, farklı kor geometrilerine sahip, farklı diş tasarımlarına sahip, kanüllü ve genişleyebilir pedikül vidalar farklı mekanik özelliklere sahip farklı pedikül vidalardır. Şekil 1.6'da normal, kanüllü ve genişleyebilir pedikül vidalar görülmektedir. Aynı zamanda pedikül vidalarla ilgili terimlerin daha iyi anlaşılması amacıyla Şekil 1.8'de pedikül vidanın detaylı gösterimi bulunmaktadır.



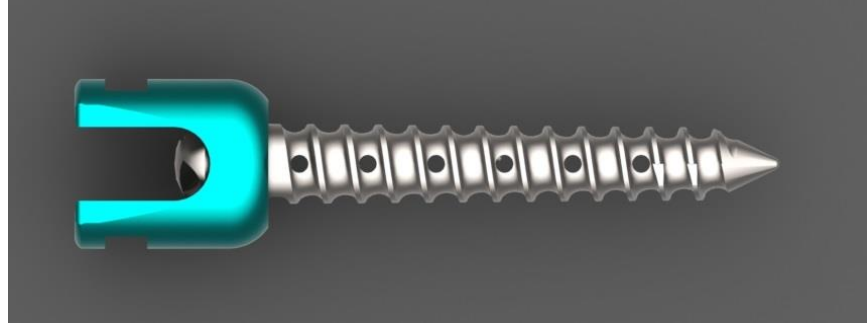
Şekil 1.8. Pedikül vidanın detaylı gösterimi. [3]

Yukarıda bahsedilen farklı vida tasarımlarıyla ilgili yapılan çalışmalar sırasıyla verilecektir.

1.1.1.1. Radyal Delikler

Vida ve kemik arasındaki arayüzü arttırmak önemlidir. Vida kemik dokusu arasında daha fazla arayüz çekip çıkarma dayanımını arttırmak demektir. Arayüzü arttırmak için, radyal delikler içlerine kemik büyümesine izin verdikleri için bir

seçenek olabilirler. Radyal delik sayısı, sıklığı, aralarındaki açı hali hazırda çalışılmıştır [14]. Radyal delikli bir pedikül vida Şekil 1.9’da görülmektedir.



Şekil 1.9. Radyal delikli pedikül vida. [3]

Örneğin Demir ve arkadaşları [15], bir pedikül vidada vida eksenine dik delinmiş deliklerde (radyal delikler), delikler arası açı ve mesafeleri değiştirerek, farklı vida tasarımları geliştirmişlerdir. Daha sonra bu vidaların çekip çıkarma dayanımlarını test ederek optimum vidayı bulmayı amaçlamışlardır. Orta boy çekirdek çapına sahip, iki vida adımıında bir radyal delik içeren ve radyal delikler arasındaki açı 90° olan vida, çekip çıkarma ve burma dayanımı için en iyi sonuçları vermiştir. Ayrıca bu vida dana omurunda test edilmiş ve normal pedikül vidanın dayanımının % 84’ünü sağlayabilmiştir. Bu vidanın dayanımının füzyon sonrası radyal delikler içine doku büyümesi sayesinde daha yüksek olacağı beklenmektedir.

Bu çalışmanın devamı niteliğinde Arslan ve arkadaşları [16] yeni pedikül vidayı (Demir ve arkadaşlarının çalışmasında [15] optimum sonuçları veren) radyal deliksiz klasik vidayla karşılaştırmışlardır. Yeni tasarlanmış pedikül vida ve klasik vidanın çekip çıkarma dayanımları radyal deliklerin etkisini anlamak üzere füzyon

sonrası elde edilmiştir. Yeni tasarlanan pedikül vida füzyon sonrası osteoporotik kemikler için anlamlı ölçüde daha yüksek çekip çıkarma değerlerine ulaşmıştır (%70). Fakat aynı başarıyı sağlıklı (%10 artış) ve ağır osteoporotik (%9 azalış) kemikler için sağlayamamıştır.

Radyal deliklerle ilgili bir diğer çalışma Mckoy ve arkadaşları [17] tarafından osteoporotik insan omurlarında yapılmıştır. Radyal delikli kanüllü vidalarla normal pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. İki vidada polimetilmetaakrilat (PMMA) ile çimentolanmıştır. Radyal delikler kanüllü vidadan çıkan çimento miktarını arttırmıştır. Dolayısıyla kanüllü vida, normal vidadan 2.78 kat daha fazla çekip çıkarma dayanımı göstermiştir.

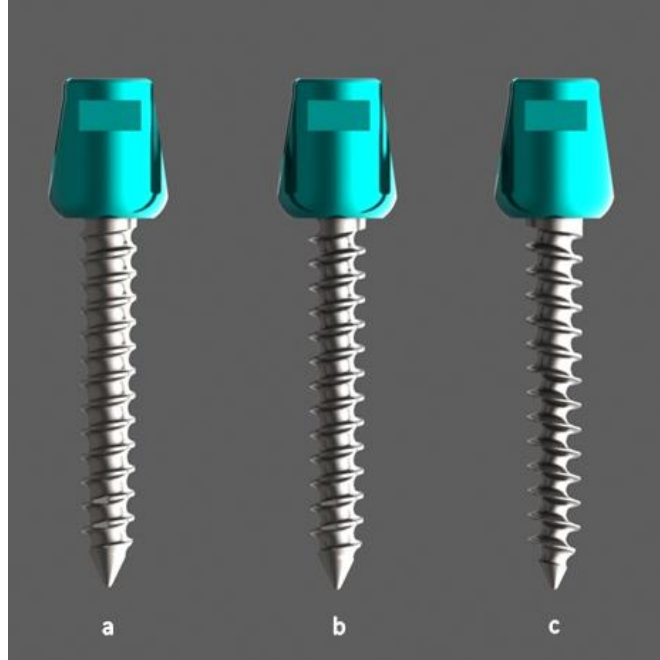
Mckoy ve arkadaşları'nın [17] çalışmasına ek olarak, Chen ve arkadaşları [18] radyal delikli vidada çimento miktarını ve çimento çıkış noktasının önemini araştırmışlardır. PMMA takviyeli radyal delikli KPV'yi ağır osteoporotik vakaları simüle eden poliüretan köpüklerde (yoğunluk=0,09 g/cm³) test etmişlerdir. Vidanın ana eksenine dik olarak delinen daha fazla radyal delik, daha fazla çimentonun dışarı çıkmasına izin verdiği için çekip çıkarma dayanımını arttırmıştır. Beklenen bir başka sonuç olarak, çimento gönderilen noktaya yakın deliklerden (vidanın proksimalinden) diğer deliklere göre daha fazla çimento çıkışı olmuştur.

Sonuç olarak, radyal delikler vidanın kemik ile bütünleşmesine (*eng. osteo-integration*) izin verdiklerinden, radyal deliksiz vidalara göre vidanın çekip çıkarma dayanımını arttırmaktadır (özellikle füzyon sonrası). Fakat pedikül vidanın yerinden çıkması erken evre problemidir ki bu füzyon öncesi gerçekleşen bir durumdur. Bu yüzden, özellikle vida yerinden çıkmasının daha sık görülebileceği osteoporotik hastalar için radyal delikli pedikül vidanın füzyon

öncesi göz önünde bulundurulmalıdır. Bunun yanı sıra radyal delikler kanüllü vidalarda çimento dağılımını arttırdıklarından çekip çıkarma dayanımını arttırmaktadırlar. Fakat deliklerin yerleşimi omurga kanalına çimento akması riski yüzünden kritiktir.

1.1.1.2. Çekirdek Geometrisi

Pedikül vidanın çekirdek geometrisi silindirik, konik ya da çift farklı kalınlıkta olabilir. Bu üç farklı vida tipinin de farklı mekanik dayanımları vardır. Farklı vida korlarına sahip vidaların karşılaştırılması daha önce araştırılmıştır. [19-26] Şekil 1.10 farklı vida çekirdek tiplerini göstermektedir.



Şekil 1.10. Pedikül vidalarda farklı çekirdek tipleri. a) Konik çekirdekli PV. b) Silindirik çekirdekli PV. c) Çift çekirdek çaplı pedikül vida. [3]

Örneğin Abshire ve arkadaşları [27] aynı yüzey örtüşme alanına, kor çapına, diş adımına, diş yapısına sahip konik ve silindirik korlu pedikül vidaları çekip çıkarma yükleri ve rijitlikleri açısından domuz lumbar omurlarında karşılaştırmışlardır. Konik korlu vidalar silindirik korlu vidalardan daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermişlerdir.

Ayrıca Kwok ve arkadaşları [28], bir konik ve dört silindirik pedikül vidayı insan omurlarında test etmişlerdir. Konik vidalar daha yüksek gönderme torku göstermelerine rağmen, bu beş farklı pedikül vidanın çekip çıkarma dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur. Bu çalışmada vidayı gönderme torkuyla, çekip çıkarma dayanımı arasında bir ilişki olmadığı gözlenmiştir.

Diğer taraftan, Yaman ve arkadaşları [29] çift çekirdek çaplı pedikül vidasının çekip çıkarma dayanımını araştırmıştır. Üç tip vida (konik çekirdekli, çift sarmallı, çift sarmallı çift çekirdekli PV) koyun omurlarında ve sentetik köpüklerde denenmiştir. Çift sarmallı çift çekirdek çaplı PV diğer iki vidadan anlamlı ölçüde daha iyi çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Çift çekirdek çaplı vidanın konik çekirdekli vidadan daha iyi performans göstermesi bu çalışmanın dikkat çekici noktalarındandır.

Çekirdek geometrisini etkileyen bir diğer etmen kuşkusuz ki çekirdek çapıdır. Çekirdek çapındaki değişim yüzey örtüşme alanını, dolayısıyla çekirdek ve dış çap arasında kalan kemik dokusu miktarını etkilemektedir [30]. Dış çap aynı kalacak şekilde çekirdek çapını arttırmak, dış çap ve çekirdek çapı arasında kalan kemik malzemesinin azalması ve dolayısıyla yüzey örtüşme alanının azalması anlamına gelmektedir. Bu yüzden dış çapı arttırmadan çekirdek çapını arttırmak çekip çıkarma dayanımını azaltmak demektir [16]. Örneğin, Wittenberg ve

arkadaşları [31] çekip çıkarma dayanımı üzerinde çekirdek çapının anlamlı etkisini göstermiştir.

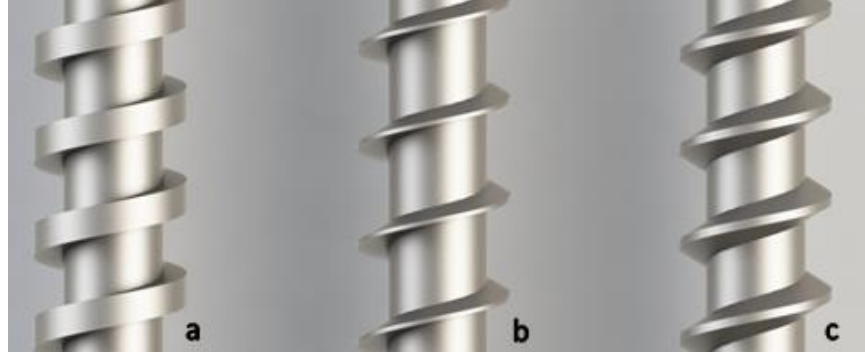
Sonuç olarak, pek çok çalışma konik çekirdekli pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımının silindirik çekirdekli pedikül vidalardan daha iyi olduğunu göstermiştir. Fakat sonraki çalışmalar çift çekirdek çaplı pedikül vidaların konik çekirdekli pedikül vidalardan daha yüksek dayanıma sahip olduklarını kanıtlamışlardır. Bunun dışında, çekirdek çapı dış çapla birlikte arttırıldığında çekip çıkarma dayanımını arttırabilir. Fakat dış çap aynı tutulduğunda dayanımın azaldığı göz önünde bulundurulmalıdır.

1.1.1.3. Diş Tasarımı

Pedikül vidanın diş tasarımı çekip çıkarma dayanımını etkileyen bir başka etmendir [19, 32]. Diş tasarımı dişler arasında daha fazla yüzey örtüşme alanı (YÖA) sağlayabilir. YÖA'nın yanı sıra, çift sarmal gibi farklı bir diş dizaynı, ameliyatlara için hayati önem taşıyan operasyon süresini azaltabilir. Vidanın hızlı gönderilme avantajının yanı sıra çift sarmallı pedikül vidalar aynı derecede çekip çıkarma dayanımı sağlayabilmektedir. Bu iki konuyla ilgili daha detaylı bilgiler gelecek iki başlıkta tartışılacaktır.

1.1.1.3.1. Yüzey Örtüşme Alanı (YÖA)

Daha önce bahsedildiği üzere daha fazla YÖA daha fazla çekip çıkarma dayanımı sağlayabilmektedir. Örneğin, Kim ve arkadaşları [19] pedikül vidanın farklı geometrik değişkenlerini (iç, dış çap, diş tasarımı) üç farklı poliüretan köpükte test etmişlerdir. İç ve dış çap konik ya da silindirik, diş tasarımı V, kare ya da testere olacak şekilde seçilmiştir. Bu diş tasarımları Şekil 1.11'de gösterilmektedir.



Şekil 1.11. Pedikül vidalarda farklı diş tasarımları. a) kare. b) testere. c) V. [3]

V şekilli diş tasarımına sahip pedikül vidalar en yüksek çekip çıkarma dayanımını gösterirken, kare şekilli vidalar en düşük çekip çıkarma dayanımını göstermişlerdir. V şekilli diş tasarımı daha fazla YÖA'na sahip olduklarından bu beklenen bir sonuçtur.

Krenn ve arkadaşları [32] tarafından yapılan bir diğer çalışmada üç farklı vida üzerinde YÖA'nın etkisi araştırılmaktadır. Vidalar dış çapı ve uzunlukları aynı tutulacak şekilde farklı dişlere sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu vidalar üç farklı yoğunluktaki poliüretan köpüklerden çekilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, konik çekirdekli, daha küçük çekirdek çapına, daha büyük YÖA'na ve kısmen küçük diş adımına sahip vida en yüksek sabitleme performansı göstermiştir. Sonuç olarak, tüm bu çalışmalar YÖA'nın çekip çıkarma dayanımıyla yüksek oranda ilişkili olduğunu göstermektedir.

1.1.3.1.2. Çift Sarmal Yapısı

Çift sarmallı pedikül vidalar, vidaların gönderilme süresini azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. [33-38] Örneğin, Brasiliense ve arkadaşları [34] çift sarmallı pedikül vidalarla standart pedikül vidaları karşılaştırmışlardır. Lumbar omurlar ve

poliüretan bloklar (osteoporotik ve normal kemiği simüle eden) gömme malzemesi olarak kullanılmıştır. Çift sarmallı PV, normal PV'ya göre yüksek yoğunluktaki köpüklerde daha yüksek dayanım gösterirken, düşük yoğunluktaki köpüklerde daha düşük dayanım göstermiştir. Bu çalışmanın sonucunda sağlıklı kemiklerde çift sarmallı vidaların daha iyi bir seçenek olduğu sonucuna varılabilir.

Bir başka çalışmada, Lill ve arkadaşları [33] beş farklı pedikül vidanın çevrimsel yükleme öncesi ve sonrası dana ve insan omurlarında çekip çıkarma dayanımlarını araştırmışlardır. Normal pedikül vidalar çift sarmallı vidalara göre çevrimsel yüklemeye karşı daha hassastılar. Aynı zamanda çift sarmallı pedikül vidalar geri döndürülmeden sonra bile normal vidalardan daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermişlerdir. Normalde çift sarmallı vidada, çift sarmal yüzünden YÖA ve vidanın kor çapı değişmediğinden çekip çıkarma dayanımının artması beklenen bir durum değildir.

Çift sarmallı vidalarla ilgili bir başka düşünce, bu vidanın daha hızlı gönderilme zamanının yanı sıra normal vidaya yakın çekip çıkarma dayanımı gösterdiği yönündedir. Chang ve arkadaşları [38] iki farklı çift sarmallı (ince ve kalın dişli) ve normal PV (kontrol grubu olarak)'ları test etmiştir. Kemik tutunumlu (*eng, osteogrip*) ince ve kalın dişli vida, standart vidayla aynı dayanımı sergilemiştir. Fakat bu iki vidanın gönderme torkları normal vidaya göre daha yüksektir.

Aynı şekilde Mummaneni ve arkadaşları [36] tek ve çift sarmallı pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımlarını insan omurlarında test etmişlerdir. Fakat bu vidaların dayanımlarının anlamlı derecede birbirinden farklı olmadığını savunmuşlardır. Aynı şekilde Jacob ve arkadaşları [37] da insan omurlarında tek ve çift sarmallı vidaları test etmişler ve beklendiği üzere çekip çıkarma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir.

Sonuç olarak bazı çalışmalarda çift sarmallı vidanın daha yüksek dayanım sağladığı savunulsa da, bu vidanın en az normal vida kadar çekip çıkarma dayanımı sağladığı genel düşüncedir. Bu vidanın en önemli avantajı cerrahlar için kısa zamanda daha çok vida gönderebilme imkanı sağlamasıdır.

1.1.3.4. Kanüllü Pedikül Vida

Kanüllü vidalar osteoporotik vakalar için tasarlanmıştır. Kemik mineral yoğunluğu kaybolurken, kemiği tutunma dayanımı da azalmaktadır. Çimento takviyeli kanülü vidalar osteoporozu olan hastalar için uygulanabilir bir çözümdür [39-43].

Kanüllü pedikül vidalarda çeşitli tasarım parametreleri Arslan ve arkadaşları [40] tarafından araştırılmıştır. Çimento takviyeli kanüllü vidalar poliüretan köpüklerde (seviye 10 ve 40) test edilmiştir. Osteoporotik kemikler için tek taraflı üç delikli ve çimento takviyeli kanüllü vida diğer tasarımlara göre en iyi performansı sergilemiştir.

Bu çalışmanın devamı niteliğinde, Demir ve arkadaşları [41] daha önceden test edilen kanüllü vidayı çimento takviyesiz yapay füzyon etkisiyle denemişlerdir. Sonuç olarak, çimento uygulamasız pedikül vidalar füzyon sonrası etkileri nedeniyle sağlıklı kemiklerde alternatif uygulamalar olarak düşünülebilir. Fakat daha önce bahsedildiği üzere pedikül vidanın yerinden çıkması erken evrede gerçekleşir, bu yüzden bu çalışmanın sonuçları yapay füzyon etkisi olmadan değerlendirilmelidir.

Dahası, Choma ve arkadaşları [42] çimento takviyesiz standart PV, PMMA takviyeli standart PV, kısmen kanüllü PV ve tamamen kanüllü PV çekip çıkarma dayanımları ve geri çıkarma torqları için karşılaştırılmıştır. PMMA takviyeli kısmen kanüllü pedikül vida diğer gruplar arasında en yüksek çekip çıkarma değerini sağlamıştır.

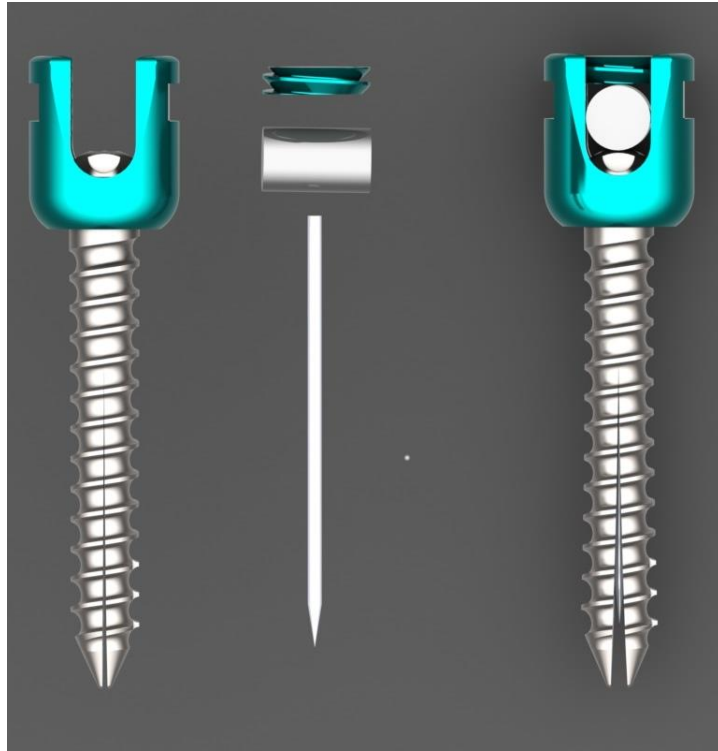
Diğer taraftan, Yazu ve arkadaşları [39] osteoporotik vakalarda çimento uygulamasında radyal deliklerin etkisini çalışmışlardır. 20 küçük radyal delikli yeni tasarlanan vida kanüllü vidayla karşılaştırılmıştır. Yeni pedikül vida kalsiyum fosfatla çimentolanmıştır. Çimentosuz KPV'nın çekip çıkarma dayanımı 258 N iken, yeni pedikül vidanın 637 N'dur.

Son olarak, kanüllü vidada çimento uygulamasının etkisini arttırmak üzere yeni tasarlanan kanüllü vida Takigawa ve arkadaşları [43] tarafından test edilmiştir. Bu yeni vida PMMA takviyesiyle, çimentosuz normal pedikül vidayla karşılaştırılmıştır. Yeni pedikül vida normal vidaya göre anlamlı derecede çekip çıkarma dayanımını arttırmıştır.

Kanüllü vidanın çimento takviyesiyle normal vidaya göre daha yüksek çekip çıkarma dayanımı sağladıkları aşikardır. Aynı zamanda araştırmacılar çimento akma riskini azaltmaya çalışırken, radyal deliklerin etkisiyle de vidadan çıkan çimento miktarını arttırmaya çalışmışlardır.

1.1.3.5. Genişleyebilir Pedikül Vida

Genişleyebilir pedikül vida kanüllü vidalara alternatif olarak osteoporotik vakalar için tasarlanmıştır [44, 45]. Genişleyebilir pedikül vidanın genişleme mekanizması Şekil 1.12’de görülmektedir.



Şekil 1.12. Genişleyebilir pedikül vidanın genişleme mekanizması. [3]

Vishnubhotla ve arkadaşları [46] genişleyebilir pedikül vidayla standart pedikül vidayı osteoporotik insan omurlarında karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, çekip çıkarma dayanımını gösteren en yüksek yük ve kırılana kadar gereken enerji miktarı genişleyebilir pedikül vida için anlamlı derecede daha yüksek çıkmıştır.

Wan ve arkadaşları [47] genişleyebilir pedikül vidanın histolojik ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. GPV ve standart PV'yı koyun lomber omurlarında test etmişlerdir. Vidanın dayanımını ölçmek için çekme ve çevrimsel eğme testleri uygulanmıştır. GPV %59.6 daha fazla çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Ayrıca araştırmacılar yeni oluşan kemik dokusunun GPV'nin merkezine doğru oluştuğunu, yani füzyondan sonra vida dayanımının artacağını histolojik olarak belirtmişlerdir. Liu ve arkadaşları [48] GPV, SPV ve çimentolu SPV'nin çekip çıkarma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. GPV, SPV'ye göre anlamlı derecede dayanımı arttırmıştır. Çimentolu SPV, GPV'dan daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Fakat çimento akma riski göz önünde bulundurulduğunda GPV halen iyi bir alternatiftir.

Bir başka çalışmada, genişleyebilir pedikül vida ve üç farklı normal pedikül vidanın mekanik performansları osteoporotik dana omurgasında füzyon öncesi ve sonrası test edilmiştir [49]. GPV'nin çekip çıkarma dayanımı konik ve silindirik çekirdek çaplı normal PV'dan füzyon öncesi ve sonrası için daha yüksektir. Cook ve arkadaşları da [50] GPV'nin etkisini osteoporotik insan omurlarında araştırmışlardır. GPV'yı SPV ile karşılaştırmışlardır. GPV normal pedikül vidaya göre %30 daha yüksek çekme dayanımı göstermiştir. Diğer yandan, Koller ve arkadaşları [51] normal vidaya eklenen distal açılma mekanizmasını incelemişlerdir. Mekanik çıktılar standart pedikül vidalarla karşılaştırılmıştır. Yeni tasarlanan vidanın hasar yükü standart vidanın 1/5 katıdır. Yani bu vida osteoporotik kemiklerde çimento takviyeli vidalara ortalama bir alternatif olabilir.

Ağır osteoporotik vakalar gibi bazı durumlarda GPV bile gerekli vida tutunumunu sağlayamayabilir. Bu yüzden bazı araştırmacılar GPV'yı çimento takviyeli incelemişlerdir [52,53]. Örneğin Gao ve arkadaşları [52] normal ve genişleyebilir pedikül vidalar çimento takviyeli ve takviyesiz olarak taze insan kadavralarında normal, osteopenik, osteoporotik ve ileri derecede osteoporotik vakalar için test etmişlerdir. Maksimum çekip çıkarma dayanımı, rijitlik ve hasara kadar soğurulan

enerji test edilen vidalar için karşılaştırılan mekanik özelliklerdir. Sadece çimento uygulanmış değil, aynı zamanda çimentosuz GPV'da normal vidadan daha iyi tutunma dayanımı göstermiştir. Fakat bu yöntemlerden hiçbiri ağır osteoporotik vakalar için yararlı olmamıştır.

Benzer şekilde, Wu ve arkadaşları [53] da genişleyebilir ve normal pedikül vidanın çimentolu ve çimentosuz uygulamalarının etkinliğini araştırmışlardır. Grupların çekip çıkarma dayanımları karşılaştırılmıştır. Aynı zamanda çimentolu PV ve GPV'yi karşılaştırmak üzere 36 vaka için in vivo çalışma yapılmıştır. Çimentolu GPV için vida yerinden çıkması söz konusu değilken, çimentolu normal PV'da dört vidada (% 4,2) gevşeme görülmüştür. Osteoporotik ve ağır osteoporotik vakalar için çimentolu GPV en yüksek çekip çıkarma dayanımlarını göstermiştir.

Pedikül vidalarda çimento uygulamaları omurilik kanalına akma riski yüzünden tehlikeli olabilir. Bu gibi durumlarda genişleyebilir pedikül vidalar kanüllü vidalardan daha tercih edilebilir olabilir. Öbür taraftan, genişleyebilir pedikül vidaların revizyonu, genişleyen kanatlar arasına biriken doku sebebiyle problemlidir. Son olarak çok düşük derecede kemik mineral yoğunluğuna sahip hastalarda GPV ya da kanüllü PV etkili olmayabilir. Bu gibi durumlarda genişleyebilir pedikül vidaların çimentolu uygulamaları denenebilir.

1.1.2. Uygulama Teknikleri

Vidanın tasarımı kadar, omura gönderilme tekniği de vidanın katılığı açısından önemlidir. Cerrahlar çekip çıkarma dayanımını azaltan gönderme tekniklerinden kaçınmalıdır. Hali hazırda pek çok araştırma vidanın dayanımını arttırmak üzere

kılavuzlama, vidayı sonuna kadar gönderme, sabitleme teknikleri ve gönderme koşullarını incelemiştir. [54-56]

1.1.2.1. Kılavuzlama

Vidayı kılavuzlama işlemi vidanın gönderildiği güzergah üzerinde mikro çatlaklar oluşturduğundan vidanın çekip çıkarma dayanımını azaltmaktadır [18]. Örneğin, Chatzistergos ve arkadaşları [54] kılavuzlamanın etkilerini anlamak için kılavuzlanmış, kılavuzlanmamış ve kılavuzlama için vida kullanılması durumlarını osteoporotik kemiği yansıtan poliüretan bloklarda karşılaştırmışlardır. Pilot delik ve kılavuzlamanın etkisini anlamak için kılavuzlanan delikler farklı boyutlarda, dişli ya da silindirik olacak şekilde hazırlanmıştır. Kılavuzlanan vidalar için deliğin dış çapını arttırmak çekip çıkarma dayanımını azaltmıştır. Kılavuz aracıyla ya da daha küçük boyuttaki bir vidayla kılavuzlama benzer mekanik sonuçlar vermiştir. Beklenmeyen üzere, kendiliğinden kılavuzlu vidalar ve kılavuzlanan vidalar arasında anlamlı derecede bir fark çıkmamıştır.

Benzer şekilde Carmouche ve arkadaşları [55] üç farklı pilot delik hazırlama (kılavuzlama) tekniğini lomber ve torakal insan kadavrası omurgasında araştırmışlardır. Kılavuzsuz, aynı boyutta bir vidayla kılavuzlama ve bir boy küçük vidayla kılavuzlama ile vidalar gönderilmiştir. Kılavuzlama lomber insan omurgasında çekip çıkarma dayanımını düşürürken, torakal bölgede dayanımı etkilememiştir. Genel olarak vidaları kılavuz ile gönderme, vidanın çekip çıkarma dayanımını düşürdüğünden torakal bölgede farklı bir sonuç çıkması beklenmeyen bir sonuçtur. Diğer yandan, Helgeson ve arkadaşları [56] kılavuzlama torkunun etkisini osteoporotik torakal insan kadavrası omurlarında incelemiştir. Daha sonra iki grup için (1,5 in-lbs ve 2,5 in-lbs) çekip çıkarma değerleri karşılaştırılmıştır. Çekip çıkarma dayanımı ikinci grup (2,5 in-lbs) için anlamlı ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak, kılavuzlama torkunun gönderme

torkuyla ve dolayısıyla çekip çıkarma dayanımıyla ilişkili olduğu sonucuna varmışlardır.

1.1.2.2. Vidayı Sonuna Kadar Gönderme

Pedikül vida omura normalden daha derin olacak şekilde de gönderilebilir. Bu yöntemde aykırı batırma yöntemi (vidayı sonuna kadar gönderme) denir. Örneğin, Paik ve arkadaşları [57] osteoporotik ve normal insan kadavralarına standart ya da aykırı batırma yöntemiyle monoaksiyal vidalar göndermişlerdir. Bu yöntemin uygulanması esnasında numunelerin yarısı çatlamıştır. Dıştan çatlamayan numunelerde de iç çatlaklar olduğu gözlemlenmiştir. Dolayısıyla, pedikül vidanın sonuna kadar gönderilmesi dayanım açısından bir yarar sağlamamaktır ve oluşturduğu hasarlar nedeniyle kullanılmaması önerilmektedir.

1.1.2.3. Geri Döndürme (Çözme)

Monoaksiyal vidaların kafaları poliaksiyal vidaların kafaları gibi roda göre ayarlanabilir özellikte değildir. Monoaksiyal vidalar gönderildikten sonra vidanın kafası ve rod birbirine göre hizalansın diye vida bir kaç diş geri döndürülmek zorunda olabilir. Bu işlemde pedikül vidanın dayanımı araştırmacılar açısından önemlidir [22, 26, 27, 58, 59]. Geri döndürme etkisini gözlemek üzere, Abshire ve arkadaşları [27] deney gruplarını tamamen gönderilmiş, gönderildikten sonra 180 ve 360 derece geri döndürülmüş olacak şekilde üçe ayırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, vidanın konik ya da silindirik olmasından bağımsız olarak, vidayı 180 veya 360 derece geri döndürme vidanın tutunumunu etkilememiştir.

Diğer taraftan, Lill ve arkadaşları [26] silindirik ve konik vidalarda geri döndürmenin anlamlı etkisine dikkat çekmiştir. Konik ve silindirik çekirdekli vidalar tam gönderildiklerinde veya gönderildikten sonra 180 derece geri

döndürüldüklerinde dana omurlarında (kemik mineral yoğunluğu mevcuttur) test edilmişlerdir. Çekip çıkarma testleri çevrimsel yüklemmeden önce ya da sonra yapılmıştır. Vidalar 180 derece geri döndürüldükten sonra, silindirik çekirdekli vidalar konik çekirdekli vidalardan anlamlı derecede daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermişlerdir. Bu da konik vidalar için silindirik vidalar göre geri döndürmenin daha tehlikeli olduğunu göstermektedir.

Amaritsakul ve arkadaşları [59] geri döndürme etkisini sekiz farklı vidada (yedi adet geleneksel ve bir adet yeni tasarım) incelemişlerdir. Bu vidalar sentetik köpüklere gönderilmiş, 360 derece geri döndürülmüş ve çekme testine tabi tutulmuştur. Konik çekirdekli vida tasarımları diğer vida tasarımlarından daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Fakat bu vidalar geri döndürmeye daha az dayanıklıdır. Diğer taraftan, çift korlu vida geri döndürmeden önce ve sonra daha yüksek dayanım göstermiştir.

Geri döndürme işlemi, osteoporotik hastalar için çimento takviyesi gerektiğinde operasyon esnasında da yapılabilen kritik bir işlemdir. Bu bakış açısından yola çıkan Cho ve arkadaşları pedikül vidaları PMMA yada kalsiyum fosfat (KF) ile çimentolanmış ve çimento uygulamalı vidalarda geri döndürme etkisini insan kadavralarında araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, PMMA ve KF ile çimentolanmış vidalar rahatlıkla geri döndürülebilmştir. Fakat uzun dönemde özellikle KF için kemik oluşumu dikkate alınmalıdır. Aynı şekilde Chen ve arkadaşları [22] vidaları önce ya da sonra PMMA ile çimentolayarak, tam gönderildikten ya da gönderilmeden sonra 360 derece döndürüldükten sonra çekme testine tabi tutmuşlardır. Onlar da çalışmada denenen tüm vakalarda 360 derece geri döndürülme sonrası vida dayanımında herhangi bir kayıp olmadığı sonucuna varmışlardır. Fakat bu çalışmalardan varılan sonuçların, geri döndürme işleminin çimento katılma süresi içerisinde yapılması halinde gerçekleştiği göz önünde bulundurulmalıdır.

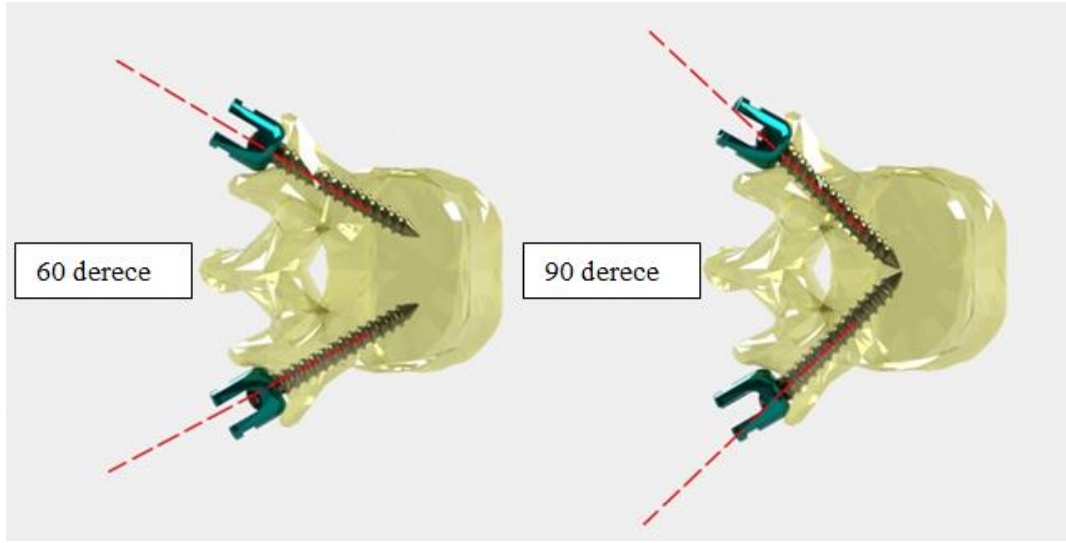
1.1.2.4. Sabitleme Teknikleri

Omurun yapısı daha önce pek çok araştırmacı tarafından incelenmiş ve bir pedikül vidasının tutunumunun % 60 kadarının pedikül tarafından sağlandığı gösterilmiştir [60]. Pedikül ve omur gövdesinin farklı bölgeleri farklı yoğunluklara sahiptir, dolayısıyla pedikül vida sabitlenmesinde farklı gönderme yönleri araştırılmıştır [61-64]. Öncelikle, Zindrick ve arkadaşları [65] farklı tasarımlara sahip pedikül vidaları lumbosakral kadavra omurlarında farklı derinliklere göndererek bir çalışma yapmışlardır. Vidalar çevrimsel yükleme ve çekme testlerine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda daha derine gönderilen vidaların çevrimsel yüklemeye daha dayanıklı oldukları gözlemlenmiştir.

Farklı bir bakış açısıyla yaklaşan Crawford ve arkadaşları [66] insan kadvraları üzerinde pedikül vidaların gönderme açısını değiştirerek farklı gönderme tekniklerini araştırmışlardır. Gönderme açısı medyale ya da laterale doğru 10, 20 veya 30 derece olacak şekilde ayarlanmıştır. 10 derece medyale doğru gönderilmiş vidalar en yüksek dayanımı göstermelerine rağmen, içe ya da dışarı doğru gönderilen vidalar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ek olarak, laterale doğru gönderilen vidalarda medyale doğru gönderilenlere göre kortikal duvar patlama riski daha fazladır. Santoni ve arkadaşları [67] kortikal duvarın hassasiyetini göstermek üzere geleneksel medyale doğru gönderme tekniğiyle kortikal duvara doğru (lateral) gönderme tekniğini karşılaştırmışlardır. Kortikal duvara doğru yönlendirilen vidalar diğer yöntemden %30 daha yüksek dayanım göstermişlerdir. Fakat bu yöntemde vidaların %20'si duvarın çatlamasına yol açmıştır.

Bu iki çalışmada kortikal duvara doğru vida yönlendirmenin daha yüksek dayanım göstermesi beklenen bir sonuçtur. Çünkü kortikal vidanın tutunumu trabeküler kemikten yüksektir. Fakat bir omura iki adet pedikül vidanın medyale doğru gönderilmesiyle üç boyutlu dengeleme sağlandığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Kilinçer ve arkadaşları [68] bir omura yerleştirilen iki pedikül vidasının birbiri arasındaki açının önemini araştırmışlardır. Vidalar arasındaki açı 60 ve 90 derece olacak şekilde ve 60 derece açıyla hazırlanmış, laminektomiye tabi tutulmuş gruplar dana omurlarında test edilmiştir. Vidaların yerleşiminin daha iyi anlaşılması için Şekil 1.13 verilmiştir.



Şekil 1.13. Omura yerleştirilmiş iki pedikül vidası arasındaki farklı açılar. [3]

Bu üç farklı yerleşim arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Laminektomi de çekip çıkarma dayanımını etkilememiştir.

Ek olarak, Lehman ve arkadaşları [69] da doğrudan gönderme ve anatomik gönderme tekniklerini araştırmışlardır. Anatomik gönderme tekniğinde vida doğrudan gönderilmek yerine inferiyora doğru yönlendirilmektedir. Sonuç olarak, doğrudan gönderme tekniği daha fazla gönderme torkuna ihtiyacı olmasına rağmen % 27 daha fazla çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Ayrıca Fürderer ve

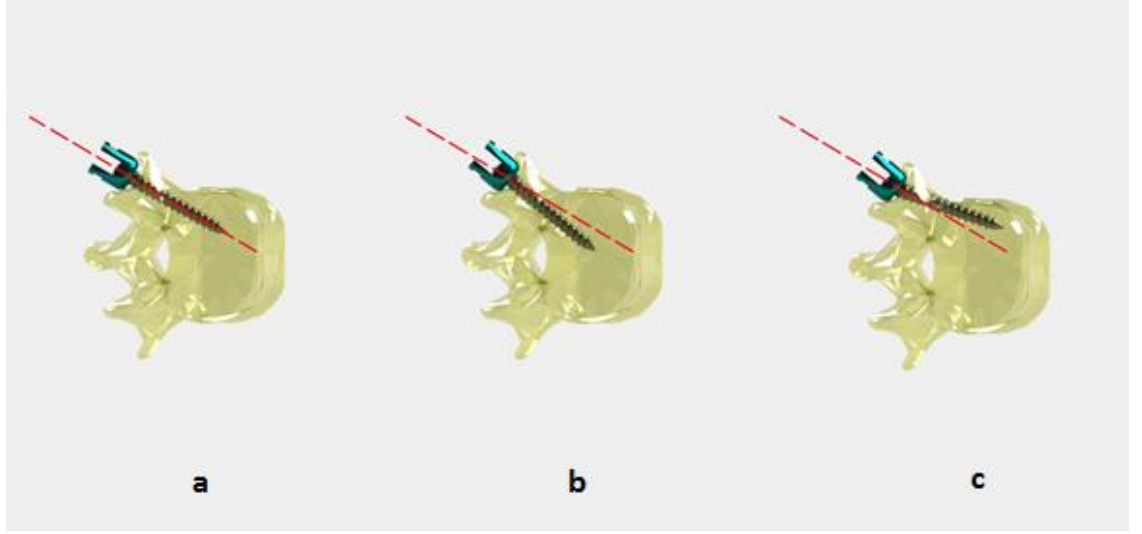
arkadaşları [70] transpediküler, trans-transvers ve supratransvers sabitleme tekniklerini osteoporotik insan omurlarında test etmişlerdir. Transpediküler teknik ile gönderilen vidalar diğer iki teknikten daha yüksek dayanım gösterse de, bu üç teknik arasındaki fark anlamlı değildir.

Bunun yanı sıra, White ve arkadaşları [71] transpediküler ve ekstrapediküler sabitleme tekniklerini karşılaştırmışlardır. Transpediküler yerleştirilen vidaların stabilitesi ekstrapediküler yerleştirilen vidalardan anlamlı ölçüde daha yüksek çıkmıştır.

Farklı bir bakış açısıyla Yüksel ve arkadaşları [72], ekstrapediküler sabitleme tekniğinin revizyon cerrahisinde kullanılabilirliğini araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda intrapediküler yerleştirilen ve hasara uğrayan pediküller için ekstrapediküler tekniğin uygulanabileceğini göstermişlerdir.

1.1.2.4.1. Yanlış Yerleşim

Pedikül vidayı her zaman doğru yerleştirmek zordur. Deformite ya da omurun pozisyonu yüzünden yanlış yerleşim gerçekleşebilir. Yanlış yerleşim sadece çekip çıkarma dayanımını düşürmez, aynı zamanda nörolojik olarak tehlikelidir. Medyal, lateral ve normal yerleşimler Şekil 1.14'de görülmektedir.



Şekil 1.14. Pedikül vidanın normal (a), medyal (b) ve lateral (c) yerleşimi. [3]

Yanlış yerleşim durumundaki vida dayanımını araştırmak üzere Brasiliense ve arkadaşlarının çalışmasında [73] dört farklı durum ele alınmıştır. Bunlar standart yerleşim, medyal kortikal perforaj, lateral kortikal perforaj ve “airball” (vidanın tamamen omur gövdesini iskalama durumu) yerleşimidir. Medyal olarak yanlış yerleşmiş vidalar normal vidalara göre anlamlı derecede daha iyi, lateral olarak yanlış yerleşmiş vidalar ise anlamlı derecede daha düşük dayanım göstermişlerdir. Ek olarak “airball” vidalarda çekip çıkarma dayanımı düşüğü gözlemlenmiştir. Bu çalışmalardan sonra son olarak Kwan ve arkadaşları [74] yanlış yerleşim durumunun etkileri olan kortikal perforajı ve sinir hasarını azaltmak üzere yeni bir vida tasarımı test etmişlerdir. Yeni tasarlanan bu kısmen yivlenmiş pedikül vida medyal kortikal perforaj ve sinir hasarını azaltırken, normal vidaya göre anlamlı olmayan derecede düşük dayanım göstermiştir.

1.1.2.5. Gönderme Koşulları (Sıcaklık)

Numunenin gönderilme koşulları özellikle sıcaklık, vida gönderildikten sonra oluşabilecek mikro genişlemeler yüzünden vida stabilitesini etkileyebilir [75]. Vida gönderilmesi sırasındaki sıcaklığın etkisini anlamak üzere dört farklı sıcaklıkta (-100, -35, +4, +24) pedikül vidalar dana omurlarına gönderilmiştir. Daha sonra pedikül vidalar oda sıcaklığında çekme testine tabi tutulmuşlardır. En yüksek çekip çıkarma dayanımı +4 °C’de gözlemlenmiştir. Bunun nedeni vida ve kemik arasındaki sıcaklık farkının çok fazla olduğu durumlarda kemik-vida arayüzünde oluşan mikro çatlaklar olabilir.

1.1.2.6. Gönderme Torku

Pedikül vidayı gönderme torku genelde vidanın çekip çıkarma dayanımıyla korelasyonlu bulunmuştur ve pek çok araştırmacı tarafından çalışılmıştır [26-28, 75, 76]. Örneğin, Zdeblick ve arkadaşları [77] çekip çıkarma dayanımı ve gönderme torkunun arasındaki ilişkiyi 1993’te araştırmıştır. Gönderme torku ve çekip çıkarma dayanımı insan kadvralarında denenmiştir. Çalışmanın sonucunda ikisi arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur.

Buna ek olarak, İnceoğlu ve arkadaşları [25] üç farklı pedikül vidayı dana lomber omurlarında test etmişlerdir. Çalışmada gönderme torku, maksimum tork, çekip çıkarma dayanımı ve rijitlik ölçülmüştür. Diğer çalışmaların aksine, Xia vidaları için gönderme torku ve çekip çıkarma dayanımı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Xia vidası farklı tasarımı nedeniyle (artan vida adımı ve farklı diş şekli), daha yüksek gönderme torku ve daha düşük çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Aynı bakış açısıyla Mummaneni ve arkadaşları [36] da çift sarmallı pedikül vida için çekip çıkarma dayanımıyla gönderme torku arasında bir ilişki olmadığını savunmuşlardır.

1.1.2.7. Revizyon

Operasyonel nedenler, implant hasarları, enfeksiyon veya metal yorgunluğu gibi çeşitli durumlarda revizyon ameliyatı gerekli olabilir [78]. Revizyon ameliyatları cerrahlar için zordur, çünkü ilk vidanın gönderilmesinden ve çıkarılmasından sonra vertebral kemik dokularında kayıp söz konusudur. Genişleyebilir ve çimento takviyeli kanüllü vidalar revizyon ameliyatları için farklı çözüm teknikleri olarak gösterilebilir [49, 72, 79-82]. Örneğin, Bostan ve arkadaşları [83] revizyon ameliyatları için genişleyebilir pedikül vidalarla, PMMA takviyeli normal vidaları karşılaştırmışlardır. İki grup içinde revizyon öncesi ve sonrası çekip çıkarma dayanımlarında anlamlı derecede fark vardır. Çalışmanın sonucunda, iki yöntem de ilk fikse edilen vidalara göre daha fazla dayanım göstermiştir.

Ayrıca, revizyon tekniği olarak anatomik gönderme ve kalsiyum sülfat ile çimentolama Derincek ve arkadaşları [61] tarafından karşılaştırılmıştır. Revizyon tekniği olarak anatomik gönderme maksimum gönderme torkunu ve çekip çıkarma dayanımını doğrudan gönderme tekniğine göre azaltmıştır. Diğer taraftan çimento gönderilen grup çekip çıkarma dayanımını kontrol grubuna göre arttırmıştır. Bu çalışmanın sonucu olarak, revizyon ameliyatları için çimento takviyesinin anatomik gönderme tekniğine göre daha etkili bir yöntem olduğu söylenebilir. Bunun yanı sıra Defino ve arkadaşları [35] çift ve silindirik çekirdekli pedikül vidaların tekrar eden gönderilme işlemlerinden sonra stabilitelerini karşılaştırmıştır. Vidalar ilk, ikinci ve üçüncü gönderilmeden sonra çekme testine tabi tutulmuştur. Çift çekirdekli vidalar için ilk ve üçüncü göndermeden sonraki çekip çıkarma dayanımları arasındaki fark %30'dur. Silindirik korlu vidalar için bu azalma %42.3'tür. Sonuç olarak, çift çekirdekli vidaların sonuçlarına bakılarak, revizyona daha dayanıklı olduğu söylenebilir.

Son olarak da Klein ve arkadaşları [84] revizyon ameliyatlarında sinir kökü hasarını azaltmak üzere kısmi yivlenmiş (pediküler bölgede diş olmayacak

şekilde) ve yarı kısmi yivlenmiş pedikül vidalar tasarlamışlardır. Bu vidalar ve kontrol grubu (tamamen yivlenmiş) daha sonra çekme ve yorulma testlerine tabi tutulmuştur. Yarı kısmi yivlenmiş vida normal vidanın % 80'i kadar dayanım sağlayabilmiştir. Dolayısıyla sinir köklerine zarar vermeyen bir yöntem olarak değerlendirilebilir. Diğer yandan, bu yeni tasarlanan vidanın dayanımı daha düşük YÖA yüzünden daha düşük olduğu için osteoporotik vakalar için tehlikeli olabilir.

1.1.3. Çimento Uygulamaları

Düşük kemik yoğunluğuna sahip hastalarda omurgayı normal vidalarla stabilize etmek her zaman mümkün değildir. Bu gibi durumlarda vidanın tutunumunu arttırmak üzere farklı uygulamalar ve vida tasarımları geliştirilmiştir. Bunlardan kanüllü ve genişleyebilir pedikül vidalar, vida tasarımı başlığı altında ayrıntılı incelenmiştir. Bunun yanı sıra çimento uygulaması çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmaktadır [85]. Bu bölümde çimento uygulamaları ile ilgili çimento katılma etkisi, çimento türleri, miktarı ve uygulama teknikleri incelenecektir.

1.1.3.1. Çimento Türleri

Pedikül vidalarda çimento gönderme için pek çok çimento malzemesi kullanılmaktadır. Bunların arasından PMMA altın standart olarak gösterilmektedir. Fakat kalsiyum fosfat, kalsiyum sülfat gibi kemik tarafından emilimi gerçekleşen malzemeler de normal vidaya göre çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmaktadır.

1.1.3.1.1.PMMA

Daha önce bahsedildiği üzere PMMA çimento malzemeleri arasında altın standart olarak gösterilmiştir. PMMA diğer çimento malzemelerine göre çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde daha fazla arttırmaktadır [14, 18, 22, 31, 38, 42, 43, 53, 58, 82, 86-94]. Örneğin, Cook ve arkadaşlarının çalışmasında [95] çimento malzemesi olarak PMMA kullanılmıştır. Çimentosuz genişleyebilir pedikül vida çimentolu GPV ile taze insan kadavralarından elde edilen torakolomber omurlarda karşılaştırılmıştır. Omurların kemik mineral yoğunluğu ölçülmüştür ve osteoporotik ve ileri derecede osteoporotik olarak ikiye ayrılmıştır. Sonuç olarak ileri derecede osteoporotik vakalar için çimentolu GPV, çimentosuz GPV'dan iki buçuk kat daha fazla dayanım göstermiştir.

Dahası, PMMA'nın uzun dönemde etkinliği Sawakami ve arkadaşları [96] tarafından in vivo araştırılmıştır. Ortalama takip süresi 31 ay olarak belirlenmiştir. PMMA ile çimentolanmış vidalar çimentolanmamış vidalarla karşılaştırılmıştır. PMMA ile çimentolama düzelme kaybını ve sırt ağrısını azaltmanın yanı sıra füzyon ve vida yerinden çıkma oranını arttırmıştır.

1.1.3.1.2. Kalsiyum İçerikli Çimentolar

PMMA çimento malzemesi olarak altın standart olarak gösterilmesinin yanı sıra, sentetik bir malzeme olduğu için ekzotermik reaksiyonu esnasında osteonekroz tehlikesi gibi dezavantajları da mevcuttur. Kemiğe uyumlu ve kemik tarafından emilebilen kalsiyum içerikli malzemeler PMMA'ya alternatif olabilir [52, 61, 97, 98]. Bazı araştırmacılar kalsiyum içerikli çimento malzemesiyle çimentolanan pedikül vidalarda 12 hafta sonunda kemik dokusu ve çimento malzemesi arasında bir arayüz olmadığını göstermişlerdir [95]. Kalsiyum fosfat, kalsiyum sülfat ve ikisinin karışımı en çok kullanılan kalsiyum içerikli çimento malzemeleridir [82,

83, 97, 99]. Örneğin, Choma ve arkadaşları [97] KF, kalsiyum sülfat (KS) ve KS ve KF karışımı ile çimentolanmış pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımlarını çimentolanmamış bir grup ile ve birbirleriyle karşılaştırmıştır. Çimentolu üç grup da kontrol grubundan daha yüksek dayanım göstermiştir. Tüm gruplar içerisinde KF en yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. KS ve ikisinin karışımı sırasıyla KF'yi izlemektedir.

Rohmiller ve arkadaşlarının çalışmasında [100] çimentosuz, PMMA ile çimentolanmış, KS ile çimentolanmış ve çimentolanmamış vidalar lomber kadavra omurlarında çekme testlerine tabi tutulmuştur. KS veya PMMA ile çimentolanmış pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımları çimentolanmamış vidalara göre anlamlı derecede daha yüksektir. Kalsiyum sülfat PMMA'ya yakın çekip çıkarma dayanımı sağladığından, omurga ameliyatlarında PMMA'ya alternatif olarak değerlendirilebilir.

Aynı şekilde, Yi ve arkadaşları [93] kalsiyum sülfatın çimento malzemesi olarak kullanılmasının avantajlarını araştırmışlardır. Pedikül vidalar çimentosuz, PMMA veya KS gönderilmiş olmak üzere üç gruba ayrılmışlardır. Çekip çıkarma ve histolojik testler 24 saat, 6 hafta ya da 12 hafta sonra yapılmıştır. Tüm gruplarda, 24 saat, 6 hafta ya da 12 hafta sonra elde edilen test sonuçları arasında anlamlı bir fark yoktur. PMMA gönderilmiş vidaların maksimum çekip çıkarma dayanımı KS gönderilmiş vidaların dayanımından, KS gönderilmiş vidaların da kontrol grubundan anlamlı derecede daha yüksektir. KS 12 hafta sonra tamamen emilmiştir. Kalsiyum sülfatın emilimi histolojik olarak vidanın etrafında daha kalın kemik duvarının ulaşmasıyla da gösterilmiştir. Bu çalışmanın önemli bir sonucu olarak, KS çimentosuz vidalara göre 12 hafta sonra tamamen emilmesine rağmen vidanın dayanımı anlamlı ölçüde arttırmıştır.

Ayrıca Taniwaki ve arkadaşları [101] KF'nın biyolojik olarak emilim etkisini göstermek amaçlı KF ile çimentolanmış ve çimentolanmamış vidaları ameliyat sonrası aşamada araştırmışlardır. Ameliyat sonrası periyodu 1 hafta, 2 hafta ve 4 hafta olarak belirlenmiştir. Yaşayan hayvan omurları osteoporotik olarak sınıflandırılmıştır. Çimentolanmış pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımı ameliyat sonrası periyodu uzadıkça artmıştır. Bu da biyolojik emilimi gerçekleştiren çimento malzemelerinin avantajı olarak gösterilebilir.

Diğer taraftan, kalsiyum içerikli çimento malzemelerinin granüllü türleri de çimento gönderimi için kullanılmaktadır [80]. Granüllü çimentonun viskozitesi normal çimentodan daha fazladır, dolayısıyla akma tehlikesi normal çimentoya göre daha düşüktür. Örneğin, Hashemi ve arkadaşları [80] granüllü kalsiyum fosfatı çimento malzemesi olarak araştırmışlardır. KF ile çimentolanmış ya da çimentolanmamış pedikül vidalar poliüretan köpüklerde çekip çıkarma değerleri için test edilmiştir. Osteoporotik ve normal vakaları temsil etmek üzere iki farklı yoğunluktaki bloklar kullanılmıştır. Pedikül vidalar öncelikle köpüklere gönderilmiş, daha sonra çekme testine tabi tutulmuştur. Daha sonra bu köpüklere vidalar ikinci sefer çimento enjektisi ile gönderilmiştir. Sonuçta, granüllü KF hem yerinden çıkmış vidalar için hem de osteoporotik vakalar için çekip çıkarma dayanımını arttırmıştır. Fakat normal kemikte erken evrede KF çekip çıkarma dayanımını düşürmüştür. Bu önemli bir bilgidir, çünkü ileri evrede kemik tutunumunu arttıracak düşünülen biyolojik olarak uyumlu malzemeler umut verici sonuçlar verse de, vidanın yerinden çıkması bir erken evre problemidir.

1.1.3.1.3. Hidroksiapatit ve Siyanoakrilat

Hidroksiapatitin (HA) çimento malzemesi olarak osteoporozlu hastalar üzerindeki etkisi Jang ve arkadaşları [102] tarafından araştırılmıştır. Radyolojik parametreler (segmentel lordoz, disk yüksekliği, vida açısı, L4 vida açısı ve L5 vida açısı) 1

gün ve 3 ay sonrası için ya da 1 gün ve 2 yıl sonrası periyodlar için karşılaştırılmıştır. Omurilik kanalına çimento akma riskini azaltmak üzere vidanın sadece distali çimentolanacak şekilde bir metot uygulanmıştır. HA ile çimentolanmış grup için radyolojik parametrelerde anlamlı bir fark yoktur. Diğer taraftan çimentolanmamış grup için bu parametrelerde anlamlı bir fark mevcuttur. Bu çalışmanın sonucunda, HA vidaların açılal yer değiştirmelerini engellemek üzere omurga kanalına zarar vermeden vidanın sadece distali çimentolanacak şekilde etkili bir yöntem olarak kullanılabilir. Zhu ve arkadaşları [103] tarafından hazırlanan bir diğer çalışmada, Stronyum ve HA (Sr-HA) partikülleri içeren yeni bir biyoaktif kemik çimentosu ve PMMA osteoporotik insan kadavralarında karşılaştırılmıştır. PMMA enjekteli vidaların dayanımı yeni çimento malzemesinde az da olsa anlamlı derecede fazladır. Fakat Sr-HA ile enjekte edilmiş pedikül vidalar daha fazla çimento ile kaplanmıştır. Dolayısıyla, Sr-HA uzun dönemde vida etrafında kemik dokusu oluşumuna izin vereceğinden alternatif bir çözüm olarak değerlendirilebilir.

Son olarak, Milcan ve arkadaşları [92] Bütil-2-siyanoakrilat ve PMMA ile enjekte edilmiş pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımını karşılaştırmışlardır. Bütil-2-siyanoakrilat biyolojik emilimli bir malzeme olmasına rağmen, çekip çıkarma dayanımını çimentolanmamış vidaya göre anlamlı derecede arttıramamıştır. PMMA enjekteli grup ise kontrol grubuna ve siyanoakrilat çimentolu gruba göre çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmıştır.

1.1.3.2. Çimento Miktarı

Daha önce pek çok araştırmacının kanıtladığı üzere, çimento enjektesi çekip çıkarma dayanımını arttırmaktadır. Akla ilk gelen düşüncelerden biri çimento miktarını arttırmanın vidanın dayanımını arttıracığı yönündedir. Fakat, çimento miktarının artması demek, omurilik kanalına çimento akma riskinin artması

demektir [104]. Örneğin, yeterli çimento miktarını belirlemek üzere osteoporotik insan torakal ve lomber omurlarında vidaların çekip çıkarma kuvvetleri ve geri çıkarma torkları Paré ve arkadaşları [14] tarafından çalışılmıştır. Torakik omurlar için kullanılan çimento miktarı 0,5, 1 ve 1,5 cc iken, lomber omurlar için 1,5, 2 ve 2,5 cc'dir. PMMA enjektisi hem torakik hem de lomber omurlar için çekip çıkarma kuvvetini arttırmıştır. En yüksek çekip çıkarma dayanımını sağlayan çimento miktarı torakik bölge için 1 cc iken, lomber bölge için 1,5 cc'dir. Bu sayede, daha fazla çimento miktarının daha fazla dayanım sağlayacağı düşüncesi çürütülmüştür.

Benzer sonuçlar, Frankel ve arkadaşları [105] tarafından da elde edilmiştir. Düşük miktar çimento (pedikül başına $\leq 2,8$ ml) ve yüksek miktar çimento (pedikül başına $\geq 5,5$ ml) olmak üzere iki farklı hacimde vertebroplasti ile çimentolanmış vidalar insan kadvralarında test edilmiştir. PMMA enjekteli ve enjektisiz gruplar aksenal çekip çıkarma testlerine tabi tutulmuştur. Sonuç olarak, iki farklı çimento miktarı arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Diğer taraftan, enjekte edilen çimento miktarını sınırlandıran bir vida tasarımı, çimento miktarı ile ilgili Liu ve arkadaşları [90] tarafından yapılan bir başka çalışmadır. Kısmi çimentolamaya izin veren yeni tasarım vida tamamen çimentolanan bir vidayla karşılaştırılmıştır. Çimentolanan bu iki gruba, kontrol grubunun (çimentosuz) mekanik özellikleri ölçülmüştür. Kısmi ve tamamen PMMA enjektisi, çimentosuz vidaya göre çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmıştır. Dolayısıyla, kısmi çimentolama, akma riskini azaltması, vida ve kemik dokusu arasında daha fazla arayüze izin vermesi ve makul çekip çıkarma dayanımı sağlaması açısından bir alternatif olarak değerlendirilebilir.

1.1.3.3. Katılma Etkisi

Çimentonun katılması polimer bazlı karışımlar için zaman gerektiren önemli bir süreçtir. Çimentonun katılma süresinin bilinmesi ameliyat süresine uymak açısından cerrahlar için önemlidir.

Cho ve arkadaşları [81] kadavra kemiklere çimento (KF) enjektelerinden 2, 4 ve 6 dakika sonra vidaları göndererek çimento katılma süresinin önemini araştırmışlardır. Aynı zamanda revizyon etkisini sağlamak amacıyla vidalar aynı numunedan iki kez çekip çıkarılmıştır. Öncelikle ilk çekip çıkarma testleri yapılmış, daha sonra ikinci test için çimento gönderimi gerçekleştirilmiştir. Beklendiği üzere, çimento gönderilmiş ikinci çekip çıkarma dayanımı ilkinden anlamlı derecede daha yüksektir. Çimentonun zamanlaması açısından çekip çıkarma dayanımı 0'dan 4 dakikaya kadar artmış, 6. dakikadan sonra azalmıştır. Fakat bu zamanlamalar ile gerçekleştirilen çekip çıkarma dayanımları arasında anlamlı fark yoktur. Ayrıca, Lindhart ve arkadaşları [91] kifoplasti çimentolma tekniğinde çimento donma etkisini görmek amacıyla yumuşak çimento, katı çimento ve kontrol gruplarını insan kadvralarında test etmişlerdir. Yumuşak çimento gönderilmiş vidalar en yüksek dayanımı göstermelerine rağmen, yumuşak ve katı çimento arasında anlamlı derecede fark yoktur. Dolayısıyla, kifoplasti uygulamasında katı çimento kullanımı da etkilidir.

Masaki ve arkadaşları da [99] çimento katılma süresini araştırmak için çimentoyu 2, 5 ve 10 dakika sonra enjekte etmişlerdir. Çimento gönderilmiş ve gönderilmemiş gruplar insan kadvralarında test edilmiştir. KF enjekteli vidalar, normal vidalardan % 77 daha yüksek dayanım göstermişlerdir. Çimentosu 5 dakika sonra gönderilen pedikül vidalar en yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermesine rağmen, gruplar arasındaki fark anlamlı değildir. Fakat, PV pozisyon ayarlamalarını çimento tamamen katılmadan yapmak önemlidir.

Son olarak, Ying ve arkadaşları [88] PMMA gönderilmiş pedikül vidaların çimento gönderiminden 24 saat sonra yükseklik değişimini araştırmışlardır. Gruplar vidaların derinliği sabit, 3 diş içeri ve 3 diş dışarı olacak şekilde ayarlanmıştır. Çimentolu vidalar çimentosuz vidalara göre anlamlı derecede daha yüksek ortalama çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Aynı zamanda yükseklikleri sonradan değiştirilmiş grupların (3 diş içeri ve 3 diş dışarı) dayanımı değiştirilmemiş gruplardan anlamlı derecede daha düşük çıkmıştır. Sonuçta, çimento gönderiminden 24 sonra pedikül vidanın ayarlanması çekip çıkarma dayanımını anlamlı derecede düşürmüştür.

Tüm bu çalışmalar doğrultusunda çimento katılma süresi çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde değiştirmemektedir, fakat cerrahların vida ayarlamalarını çimento tamamen katılmasından yapmaları önemlidir.

1.1.3.4. Çimento Uygulama Teknikleri

Çimento katı vidalar için vida gönderilmeden önce ya da kanüllü vidalar için vida gönderildikten sonra kanül sayesinde gönderilebilir [91]. Örneğin, Chao ve arkadaşları [13] bu iki farklı çimento gönderimi yöntemlerini araştırmışlardır. Çimento gönderilmiş kanüllü vidalar, vida gönderilmesinden önce ve vida gönderiminden sonra olacak şekilde çimentolanmıştır. Çimentolanmamış bir kontrol grubu da bulunmaktadır. Çimentosu vidadan önce ya da sonra gönderilmiş vidaların çekip çıkarma dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur, ikisinin de dayanımı kontrol grubundan yüksektir. Fakat, vida gönderiminden önce çimento gönderimi yapılan vidalar daha düşük çıkarma torku ve daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermişlerdir. Daha düşük çıkarma torku göstermeleri revizyon ameliyatları açısından önemli bir bulgudur.

Aynı şekilde, Chen ve arkadaşları [22] önden çimentolanan katı vidalarla, gönderme esnasında çimentolanan kanüllü vidaları ağır osteoporotik vakaları temsil eden poliüretan bloklarda karşılaştırmışlardır. Çimento gönderme tekniklerinin farklı vida tasarımları üzerine etkilerini anlamak üzere testler konik ve silindirik çekirdekli vidalarla yapılmıştır. Çimentoyu vidadan önce göndermek, konik ve silindirik vida için çekip çıkarma dayanımını anlamlı derecede arttırmıştır.

Chang ve arkadaşları [38] PMMA gönderilmiş kanüllü vidaları insan omurlarında in vivo test etmişlerdir. Görüntülü Analog Skala (VAS), Ostwestry sakatlık indeksi (ODI), vida yer değiştirmesi kanüllü vidalarla omurları fikse edilen hastalarda ölçülmüştür. Sonuçlar daha önce detaylı bir şekilde Chang ve arkadaşları [106]'nın çalışmasında bahsedilen iğne ile gönderme yöntemiyle raporlananlarla karşılaştırılmıştır. Bu iki yöntem aynı zamanda sentetik köpüklerde çekip çıkarma dayanımları, gönderme ve geri çıkarma torqları için test edilmişlerdir. İki teknik için de klinik sonuçlar yeterli derecede iyidir ve aralarındaki fark anlamlı değildir. İğne enjeksiyon yöntemi için çekip çıkarma dayanımı ve geri çıkarma torqu daha yüksektir. Fakat, PMMA gönderilmiş kanüllü vida operasyon zamanını ve çimento akma olasılığını azaltmaktadır.

Diğer taraftan, Renner ve arkadaşları [82] çimento dağılımının çekip çıkarma dayanımını nasıl etkilediğini incelemişlerdir. Aynı miktarda çimento (PMMA ya da KF) pedikül vidanın distal kısmına ya da boylu boyunca enjekte edilmiştir. KP ve PMMA gönderilmiş vidaların çekip çıkarma değerleri çimento takviyesiz vidalardan anlamlı derecede daha yüksektir. Beklendiği üzere iki çimento tipi içinde boylu boyunca çimente gönderimi sadece distal kısmın çimentolanmasından daha yüksek dayanım sağlamıştır. Fakat boylu boyunca çimento uygulamasında omurga kanalına çimento akma riskine dikkat edilmelidir.

Osteoporozu olan hastalarda omur çatlakları, hastanın bölgesel sabitlemeye maruz kalması gerektiğinde problemlili olabilir. Bu durumlarda, genellikle kifoplasti yöntemi kullanılır. Bu yöntem omur gövdesinin yüksekliğini geri kazanmayı, kifotik bozukluğu düzeltmeyi ve içine, şişirilebilir ya da genişleyebilir özel olarak tasarlanmış kanüller yardımıyla, çimento sıkılabilecek bir boşluk yaratmayı amaçlamaktadır [94,107]. Örneğin, Derincek ve arkadaşları [89] revizyon gerektiren yerinden çıkmış pedikül vidalar için kifoplasti ve transpediküler yöntemle PMMA gönderimini osteoporotik dana omurları için karşılaştırmışlardır. Kifoplasti yöntemiyle çimento gönderilmiş grup klasik yöntemden anlamlı derecede daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Dolayısıyla, osteoporozu olan hastalarda revizyon gerektiren vidalar için kifoplasti yöntemi etkili bir metot olarak kullanılabilir.

Aynı şekilde Burval ve arkadaşları [94] transpediküler ve kifoplasti (PMMA) tekniklerini osteoporotik insan omurlarında karşılaştırmışlardır. Çekme testleri çevrimsel yüklemeye önce veya sonra yapılmıştır. İki teknik de, çimentosuz tekniğe göre daha yüksek dayanım sağlamıştır. Kifoplasti tekniğiyle çimento gönderilmiş vidalar transpediküler tekniğe göre anlamlı ölçüde daha yüksek dayanım sağlamıştır. Aynı zamanda kifoplasti tekniği normal kemikte çimentosuz normal pedikül vidadan daha yüksek çekip çıkarma dayanımı sağlamıştır.

Farklı olarak, Benson ve arkadaşları [108] üç farklı çimento enjeksiyonu yöntemini (kifoplasti, delinmiş bir kılavuz yardımıyla kifoplasti ve direk çimento gönderimi) yeni kılavuzun çimento akma riskini azaltma ve kifoplastinin avantajından yararlanarak insan kadvralarında incelemişlerdir. Omurlara vidalar gönderildikten sonra vidalar çevrimsel olarak yüklenmiştir ve daha sonra vida kafasının toplam dikey yerdeğiştirmesi ölçülmüştür. Yeni delinmiş kılavuz yardımıyla çimentolanan vidalar diğer iki yöntemle göre çevrimsel yüklemeye daha az dayanıklıdır. Fakat, bu yeni kılavuzun çimento akma riskini azaltması göz

ardı edilemeyecek bir faydadır. Sonuçta, bu yeni kılavuzu kullanarak yapılacak bir kifoplasti uygulaması güvenli ve etkin olması açısından diğer çimento gönderme yöntemlerine bir seçenek olabilir.

Vertebroplasti ise omurlarda kemik mineral yoğunluğunun azalmasıyla oluşan kompresyon kırıkları olan hastalarda omurganın belirli bir segmentini dengelemek için kullanılan bir diğer çimento gönderimi yöntemidir [107]. Örneğin, Becker ve arkadaşları [109] üç farklı çimento gönderme tekniğini kanüllü ve standart pedikül vidalarda denemişlerdir. Testler osteoporotik insan kadavrası omurlarında yapılmış ve çimento malzemesi olarak PMMA kullanılmıştır. Vertebroplasti yöntemi ile çimentolanan kanüllü ve standart vidalar kontrol grubundan (çimentosuz) anlamlı derecede daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermişlerdir. Diğer taraftan, KPV ile test edilen bazı numulere çimento akma durumu gözlemlenmiştir. Üç farklı çimento tekniği arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Son olarak Sarzier ve arkadaşları [110] vertebroplasti yöntemini PMMA ile insan kadavralarında test etmişlerdir. Omurlar Jekei skalasına göre üç gruba ayrılmıştır. Vertebroplasti yöntemi çekip çıkarma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmıştır.

Sonuç olarak pedikül vidayı çimentolama teknikleri ve çimento özellikleri ile ilgili literatürde pek çok farklı çalışma mevcuttur. Tedavi olacak hastanın durumuna bağlı olarak (düşük kemik yoğunluğu, omur kırıkları vb.) gerekli yöntem, miktar, uygulama tekniği seçilmelidir.

1.1.4. Vida Kaplama

Vida ile kemik arayüzünün özellikleri çekip çıkarma dayanımını etkilemektedir. Birbirinden bağımsız bir kemik doku ve pedikül vida arayüzündense bağlı bir

arayüz olması önemlidir. Bu nedenle, pedikül vidalar, vida yerinden çıkmalarını önlemek için, arayüzü oluşturacak bağlayıcı malzemelerle kaplanmaktadır [111]. Bu durum pedikül vidaların neden biyolojik emilimi olan malzemelerle kaplandığını açıklamaktadır.

Hasegawa ve arkadaşları [112] pedikül vidaları hidroksiapatit ile kaplamanın mekanik ve histolojik etkilerini osteoporotik köpek omurlarında analiz etmişlerdir. Hidroksiapatit kaplı (HA-PV) ve kaplanmamış titanyum pedikül vidanın (Ti-PV) çekip çıkarma dayanımları ölçülmüştür. HA-PV'nin çekip çıkarma dayanımı kaplamasız vidanın 1,6 katı kadar daha yüksektir. Aynı zamanda HA ile kaplı vidaların histolojik sonuçları vida ve kemik dokusu arasında daha iyi biyolojik bağ kurulduğunu işaret etmektedir. Ayrıca, Liu ve arkadaşları [113] kaplama için farklı karışımları araştırmışlardır. Kol/kondroitin sülfat kaplı (Kol/KS), hidroksiapatit kaplı (HA), Kol/kondroitin sülfat ve hidroksiapatit kaplı (Kol/KS/HA) ve kaplamasız pedikül vidaları koyun omurlarında karşılaştırmışlardır. Çekme test sonuçları ve histolojik sonuçlar araştırılmıştır. Yükleme olmayan koşullarda Kol/KS/HA kaplı pedikül vidalar en yüksek dayanımı sağlarken, kaplamasız pedikül vidalar en düşük dayanımı göstermiştir. Yükleme ve yüklemeye olmayan koşullar, çekip çıkarma dayanımı sıralamasını etkilememiştir. Fakat, histolojik olarak, yüklemeye olmayan koşullarda yeni oluşan kemik dokusu en çok Kol/KS/HA kaplı vidalarda gözlemlenmiştir.

Bu çalışmalar doğrultusunda, osteoporozu ya da ileri derecede osteoporozu olmayan hastalarda vida ve kemik dokusu arasındaki bağı güçlendirmek dolayısıyla uzun dönemde daha yüksek dayanım sağlamak adına vida kaplama çalışmaları değerlendirilebilir.

1.1.5. Test Koşulları

Bir pedikül vidanın çekip çıkarma dayanımı test koşullarından da etkilenmektedir. Gömme malzemesine delinen ön delikler, gömme malzemesinin yoğunluğu pedikül vidanın tutunum dayanımında etkilidir. Bu etkilerin daha rahat incelenebilmesi açısından yukarıda bahsedilen tüm çalışmalardan (standart pedikül vida, kanüllü pedikül vida ve genişleyebilir pedikül vida için ayrı ayrı) vida özelliklerinin, test koşullarının bulunduğu çekip çıkarma dayanımı tabloları hazırlanmıştır. Bu tablolar Ekler kısmında Ek 1, 2 ve 3'te verilmektedir. Bu tabloların gelecekteki çalışmalar için araştırmacılara yardımcı olması beklenmektedir.

1.1.5.1. Ön Delik

Ön delikler pedikül vidaların kemiğe gönderilmesini kolaylaştırırken, çekip çıkarma dayanımını da azaltmaktadır [54,114, 115]. Ön deliğin ve bu deliğin çapının (vidaya eşit ya da daha küçük olması) çekip çıkarma dayanımına etkisini araştırmak üzere in vivo testler koyun omurlarında gerçekleştirilmiştir [116]. Çekip çıkarma dayanımı ve gönderme torqu derhal ya da 8 hafta sonra ölçülmüştür. Beklendiği üzere gönderme torqu ve çekip çıkarma dayanımı daha küçük ön delikler için daha yüksektir. Ayrıca, Pfeiffer ve arkadaşları [117] ön delik delmenin vidanın dengesine olan etkisini 10 farklı pedikül vidada karşılaştırmıştır. Düşük mineral yoğunluklu kemiklerde ön delik delinmeden gönderilmiş pedikül vidalar daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiştir.

Chen ve arkadaşları [18] da PMMA ile çimentolanan kanüllü pedikül vidaları ön delikli ya da deliksiz göndererek ileri derecede osteoporotik hastaları temsil eden poliüretan köpüklerde test etmişlerdir. Beklendiği gibi, çekip çıkarma dayanımı vidalar ön deliklere gönderildiğinde daha düşüktür.

Wittenberg ve arkadaşları [31] da ön delik etkisini çimentolanan vidalarda araştırmışlardır. Aynı zamanda, ön delik hazırlama aletinin çekip çıkarma dayanımına etkisini de göz önünde bulundurmuşlardır. Sonuçta, bız ya da matkapla hazırlanan ön deliklere gönderilen pedikül vidaların dayanımı birbirinden farklı değildir. George ve arkadaşları [118] da bız ya da matkapla hazırlanan ön delik hazırlama ile ilgili aynı sonuçları insan kadavralarında yaptıkları çalışmalar sonucunda elde etmiştir.

1.1.5.2. Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY)

Kemik mineral yoğunluğunun pedikül vidanın tutunumunu etkilediği pek çok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır [61, 119-121]. Örneğin, Halvorson ve arkadaşları [121] KMY'nun vidanın çekip çıkarma dayanımına etkisini insan kadavralarında araştırmıştır. Sonuç olarak KMY ve çekip çıkarma dayanımı arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur. Benzer şekilde Soshi ve arkadaşları [122] da pedikül vidaları beş farklı seviyede kemik mineral yoğunluğuna sahip insan omurgalarında test etmiş ve vidanın dayanımı ile KMY arasında güçlü bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir. Okuyama ve arkadaşları [120] çalışmalarında vida gevşemesinin ve vida hasarlarının KMY ile olan ilişkisini çalışmışlardır. Vida gevşemesi olan ya da olmayan hastaların kemik mineral yoğunlukları ölçülmüştür. Vida gevşemesi olan ve olmayan hastaların KMY arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Vida gevşemesi olan hastaların kemik yoğunluğu vida gevşemesi gözlenmeyen gruptan daha düşüktür.

Son olarak, Hirano ve arkadaşları [60] KMY'nun pedikül vidanın tutunumundaki etkisini anlamak üzere, pedikülün enlemesine kesitinin kemik mineral yoğunluğunu normal ve osteoporotik omurlar için ölçmüşlerdir. KMY osteoporotik kemiklerde normal kemiklere göre anlamlı ölçüde daha düşüktür. Aynı zamanda pedikülün pedikül vidanın tutunumundaki etkisine dikkat çekmek

üzere, omur gövdesi kesilmiş ve vidalar sadece pediküle yerleştirilmişlerdir. Çalışmanın en önemli sonucu ve daha önce pek çok çalışmaya da referans olarak, bir pedikülün pedikül vidanın dayanımının % 60'ını sağladığı belirtilmiştir.

1.2. Çalışmanın Amacı

Literatür taramasından sonra vida tasarımları ve farklı çimento uygulamaları incelenmiştir. Farklı bir vida tasarımı olan çift sarmallı ve çift çekirdek çaplı pedikül vida daha önce Yaman ve arkadaşları [29] tarafından çalışılmıştır. Çift sarmallı çift çekirdek çaplı vidalar sentetik köpüklerde ve koyun omurlarında test edilmiştir. Çift çekirdek çap yapısının çekip çıkarma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı gösterilmiştir. Vidanın bu özelliği, distal kısmında daha fazla yüzey örtüşme alanına (*eng, flank overlap area*) sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Daha büyük yüzey örtüşme alanı sayesinde vida dişlerinin arasında daha fazla kemik tutunmaktadır. Vidanın proksimal tarafında ise, daha düşük diş yüksekliği kortikal kemikteki tutunma dayanımını arttırmaktadır. Bu önemli bir sonuçtur, çünkü pedikül vidanın vertebradaki tutunumunun % 60'ının pedikül tarafından sağlandığı bilinmektedir [60]. Bu sayede vida tasarımı hem trabeküler kemiğin avantajından hem de kortikal kemiğin tutunum avantajından yararlanmaktadır. Bunun yanı sıra osteoporotik vakalar için, çimento uygulamasıyla birlikte kanüllü vidalar sıklıkla kullanılmaya başlanmış ve farklı tasarım yaklaşımlarıyla dayanımları arttırılmaya çalışılmıştır. Chen ve arkadaşları [18] kanüllü vidalarda yanal delikler ile omurilik kanalına çimento akma riskini azaltırken tutunma dayanımını arttırma üzerine çalışmışlardır. Buna göre vidanın distal kısmında deliklerin yer alması çimento akma riskini azaltmaktadır, fakat bu delikten daha az çimento çıkmasına neden olmuştur.

Aynı zamanda çimento, kanülsüz yani standart vidalarda da uygulanmaktadır. Bu durumda, önce omur kılavuzlanarak, çimento gönderme aletiyle bu deliğe

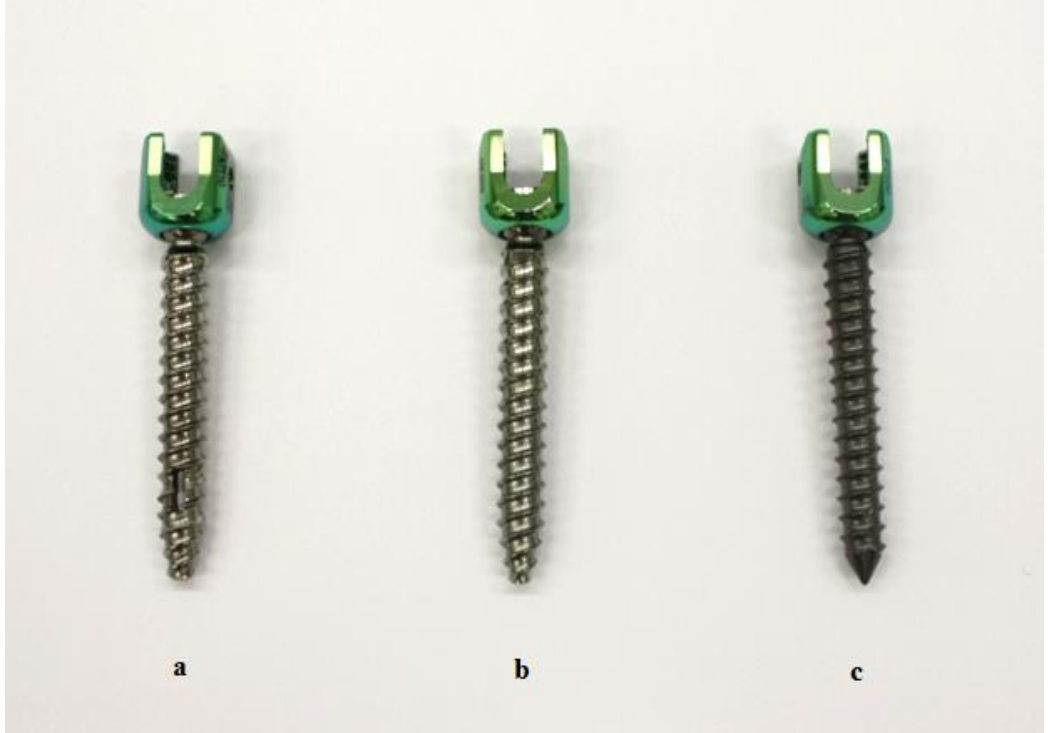
gönderilmektedir. Daha sonrada vida çimentonun üzerine gönderilmektedir. Çimentonun katılaşmasından sonra sistem yeterli rijitliğe ulaşmaktadır. Chen ve arkadaşları [22] kanüllü vidalarla normal vidaların çimentolu uygulamalarını karşılaştırmışlardır ve önden çimento gönderilen vidalarda dayanımın daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Chao ve arkadaşları [13] çalışmalarında çimentonun önden gönderilmesinin avantajlarından ve bu yöntemin omurga kanalına çimento akması gibi fazladan bir risk taşımadığından bahsetmiştir. Dolayısıyla bu tez çalışması, düşük kemik mineral yoğunluğuna sahip vakalar için normal vidaların çimento uygulamalarıyla kullanımı açısından cesaretlendirici bir araştırmadır.

Yukarıda bahsedilen vidanın çekip çıkarma dayanımını etkileyen vida tasarımı, uygulama teknikleri, çimento uygulamaları, vida kaplama teknikleri ve test koşulları ile ilgili yapılan tüm çalışmalar derlenmiştir. Bu derleme sonrası literatürde tasarım üstünlüğünü kanıtlamış olan çift sarmallı çift çekirdek çaplı pedikül vidanın çimentolu uygulamasının henüz denenmediği tespit edilmiştir. Bu derlemenin devamı niteliğinde literatürdeki bu eksiklik doğrultusunda çift sarmallı çift çekirdek çaplı (ÇSÇÇ) vidanın çimentolu uygulaması denenmiştir. Aynı zamanda bu pedikül vidanın çimentolu çekip çıkarma dayanımı, çimentosuz uygulaması, normal vidanın çimentolu ve çimentosuz uygulaması ve çimentolu kanüllü vidalarla sentetik köpüklerde ve dana omurgasında karşılaştırılmıştır. Bu tez çalışmasının amacı literatürdeki tüm pedikül vidaların çekip çıkarma dayanımlarıyla ilgili bir derleme sunmak ve bu derleme sonucunda tespit edilen bir uygulamanın hayata geçirilmesidir. Çalışmanın sonucunda ÇSÇÇ vidanın çimentosuz en az kanüllü ve normal vidanın çimentolu çekip çıkarma dayanımı kadar dayanım sağlayabileceğini ve ciddi osteoporozu olan çok daha fazla dayanım gerektiren hastalar için bu vidanın çimentolu uygulamasının kullanılabilceğini göstermek amaçlanmaktadır.

2. YÖNTEM

2.1. Tasarım Parametreleri

ÇSÇÇ vidaları karşılaştırmak üzere kanüllü ve normal pedikül vidalar kullanılmıştır. Bu vidalar Şekil 2.1’de görülmektedir.



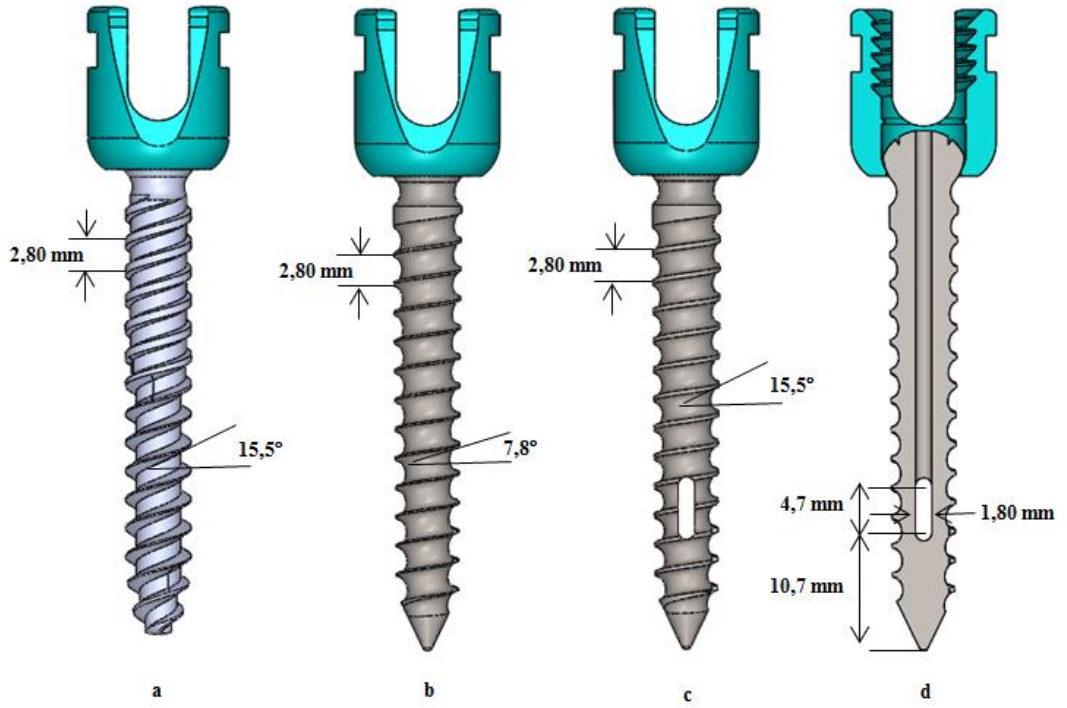
Şekil 2.1. Testlerde kullanılan Kanüllü (a), Çift sarmallı çift çekirdek çaplı (b) ve Normal (c) pedikül vidalar.

Çimento takviyeli ÇSÇÇ, kanüllü, normal ve çimento takviyesiz ÇSÇÇ, normal vidalar olmak üzere beş adet test grubu oluşturulmuştur. Test grupları Çizelge 2.1’ de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Test grupları.

Grup	Pedikül vida tipi	Çimento gönderme tekniği	Vidanın gömüldüğü malzeme	Numune sayısı
1	NPV	-	PÜ köpük (seviye 20)	5
2	NPV	PV göndermeden önce	PÜ köpük (seviye 20)	5
3	KPV	PV gönderdikten sonra	PÜ köpük (seviye 20)	5
4	ÇSÇÇ PV	-	PÜ köpük (seviye 20)	5
5	ÇSÇÇ PV	PV göndermeden önce	PÜ köpük (seviye 20)	5
6	NPV	-	Hayvan kadavrası	5
7	NPV	PV göndermeden önce	Hayvan kadavrası	5
8	KPV	PV gönderdikten sonra	Hayvan kadavrası	5
9	ÇSÇÇ PV	-	Hayvan kadavrası	5
10	ÇSÇÇ PV	PV göndermeden önce	Hayvan kadavrası	5

Pedikül vidalar 7.5 mm yarıçapa ve 50 mm uzunluğa sahiptir, tümü poliaksiyaldir ve Osimplant tarafından üretilmiştir. Normal pedikül vidalar katıdır, konik çekirdeklidir. Kanüllü vidalar içlerinden geçen bir kanüle ve proksimalinde iki tarafta kanallara sahiptir. Bu kanül ve kanallar vida gönderildikten sonra çimento takviyesine izin vermektedir. ÇSÇÇ vidalar ise daha önce tasarlandığı üzere [29], kortikal ve gözenekli kemiğin özelliklerinden faydalanmak üzere iki çekirdek çapına sahiptir. Ayrıca bu tasarıma ek olarak vida çift diş profiline sahiptir. Bu özelliği de ameliyatlarda daha hızlı gönderilme gibi bir avantaj sağlamaktadır. Bu üç farklı vida tasarımı Şekil 2.2’de görülebilir.

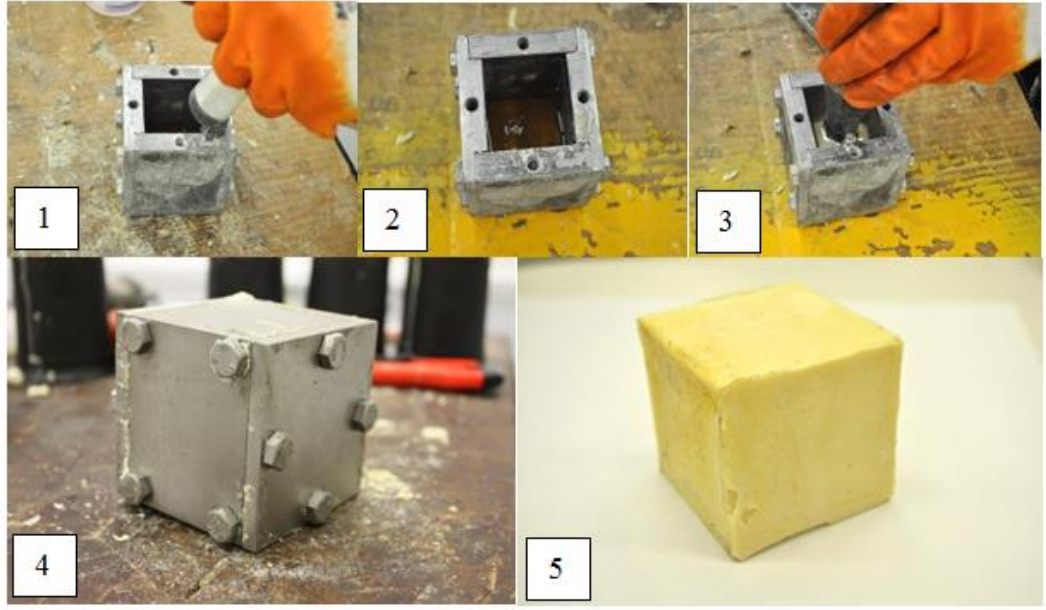


Şekil 2.2. Çift sarmallı çift çekirdek çaplı (a), normal (b) ve kanüllü pedikül vidanın (c-d) teknik özellikleri.

2.2. Vidanın Gönderildiği Malzemeler

Hazırlanan beş grubu test etmek üzere insan kemiğini simüle etmede kullanılan poliüretan köpük ve dana omurgası seçilmiştir. Poliüretan bloklar sağlıklı insan kemiğini simüle eden seviye 20 olarak seçilmiştir. Seviye 20 poliüretan bloklar ASTM F1839 [123] standartlarına göre TOBB ETÜ Klinik Biyomekanik Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır. Poliöl ve poliizosiynat karışımından oluşan poliüretan bloklar 320.4 kg/m^3 yoğunluğuna sahiptir. Bloklar küp şeklindedir ve küpün her bir kenarı 5 cm'dir. Öncelikle istenilen yoğunlukta poliüretan elde etmek üzere belirlenen miktarda poliöl ve poliizosiynat metal kalıplar içine şırınga yardımıyla gönderilmektedir. Daha sonra bu karışım karıştırıcı yardımıyla

karıştırılmakta ve kimyasal tepkime başlarken kapağı kapatılmaktadır. Kimyasal tepkimenin gerçekleşmesi sonucunda kullanıma hazır köpükler kalıplardan çıkarılmaktadır. Poliüretan köpüklerin hazırlanma aşamaları Şekil 2.3'de görülmektedir.



Şekil 2.3. Poliüretan blok hazırlama aşamaları.

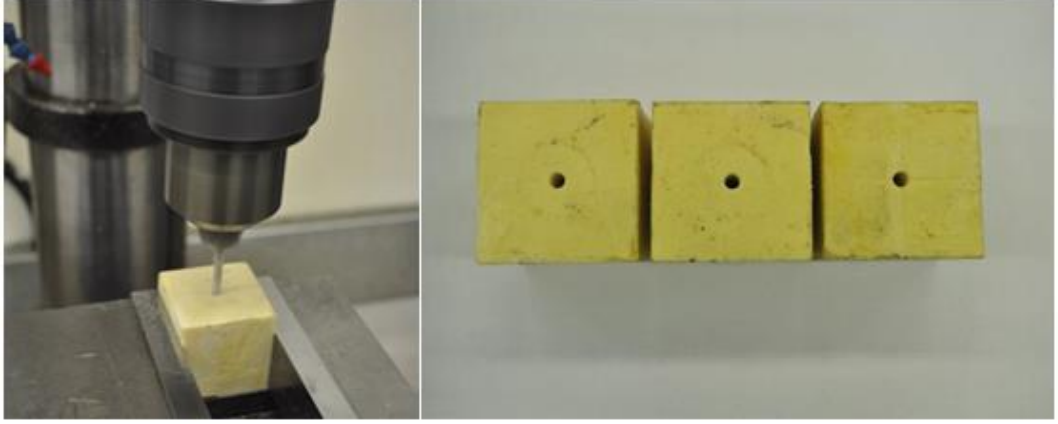
Dişi/erkek, genç ve sağlıklı hayvan omurları Türk Et ve Süt Kurumu'ndan tahsis edilmiştir. Deneyler için bütün halindeki omurga, omurlara ayrılmıştır. Torakal ve lumbar bölgelerden elde edilen omurlar yağ ve kas dokusundan ayrılarak kullanıma hazır hale getirilmiştir. Yağ ve kas dokusundan ayrılmış bir dana omurgası üzerindeki pedikül vidalar ile birlikte Şekil 2.4' de görülebilir.



Şekil 2.4. Yağ ve kas dokusundan ayrılmış dana omuru.

2.3. Vida Gönderme Tekniği

Hazırlanan poliüretan bloklara vida gönderimi için ön delikler delinmiştir. Ön delikler 5 mm çapa ve 40 mm derinliğe sahip olacak şekilde köpüğün merkezine denk gelecek şekilde hazırlanmıştır. Ön delik hazırlanması ve ön deliğe sahip poliüretan köpükler Şekil 2.5’de görölmektedir.



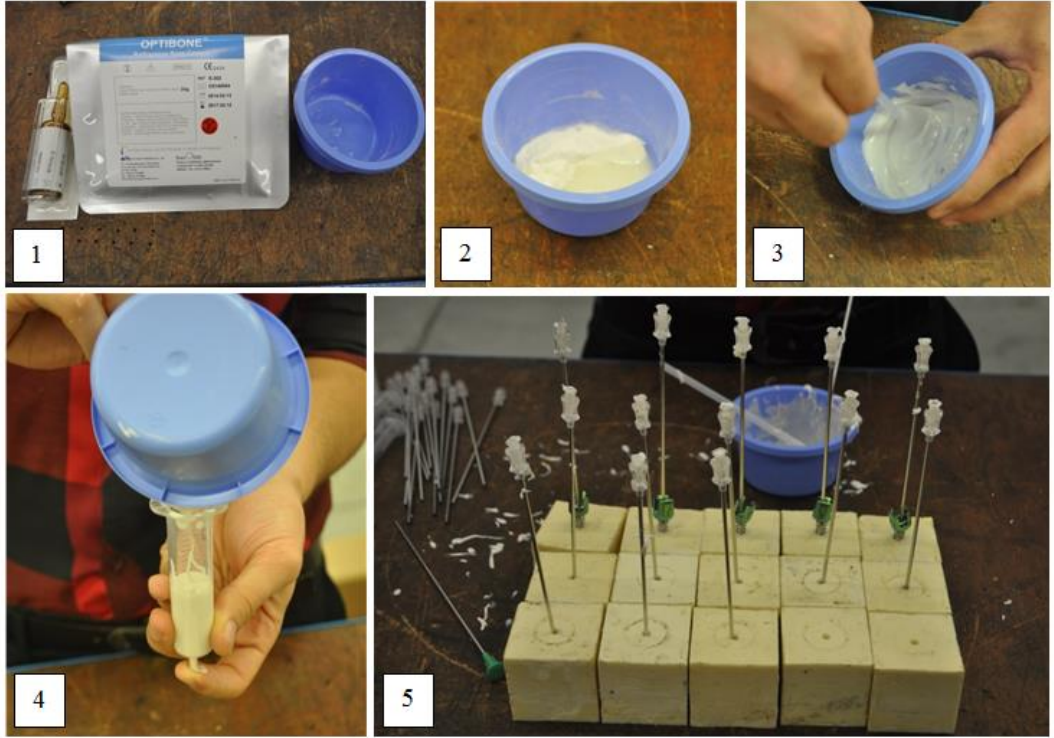
Şekil 2.5. Pilot delik hazırlama.

Çimento enjektesi yapılmayacak gruplar (1, 4, 6, 9) için vidalar, hazırlanan poliüretan köpüklere ve dana omurlarına gönderilmiştir. Çimento gönderimi için, daha önce anlamlı derecede çekip çıkarma dayanımını arttırdığı kanıtlanan ve altın standart olarak gösterilen Polimetilmetaakrilat (PMMA) seçilmiştir [95]. Çimento sıvısının ve tozunun (Optibone, Kore) içerikleri Çizelge 2.2’de görülmektedir.

Çizelge 2.2. Polimetilmetaakrilat çimento içeriği.

TOZ	Poli Metil Metaakrilat co-(bütil metakrilat)	68%
	Benzol Peroksit	2%
	Baryum Sülfat	30%
SIVI	N,N-Dimetil-p-tolüidin	0.50%
	Hidrokinon	0,007%
	Metil Metaakrilat	99.50%

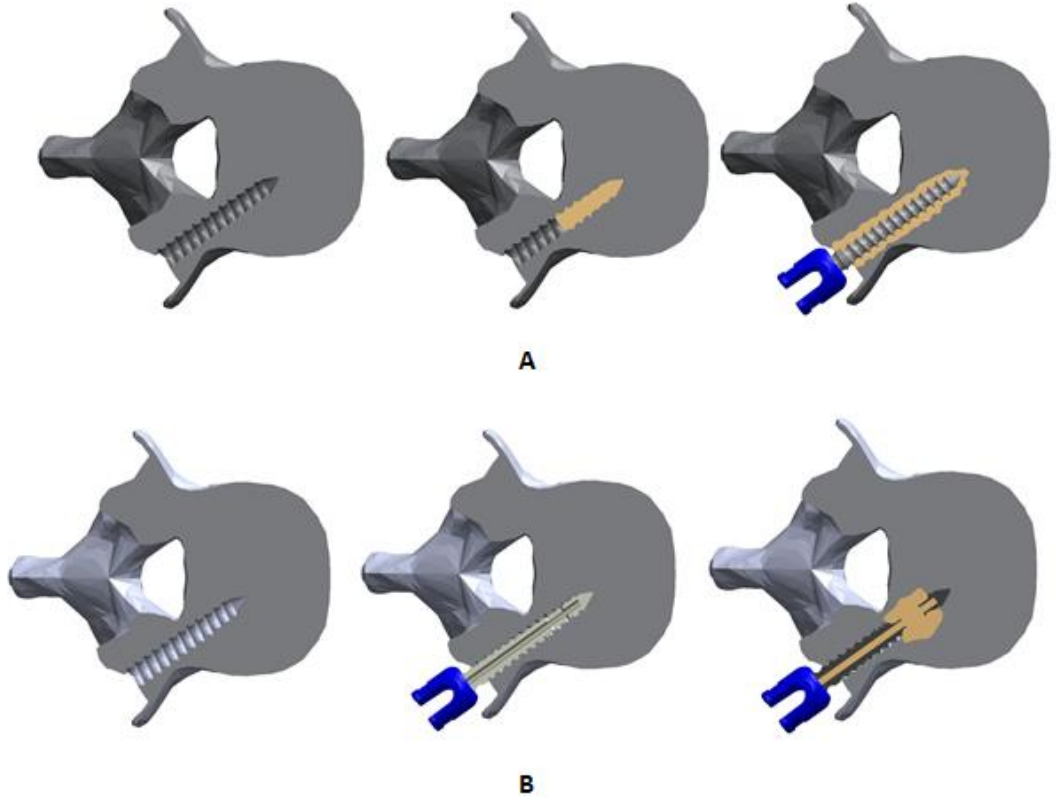
Çizelge 2.2’de içeriği verilen çimento tozu ve sıvısı, kullanım kılavuzunda belirtilen karıştırma süresi boyunca karıştırılmıştır. Katılaşma süresi göz önünde bulundurularak, karışım 10 ml’lik şırıngaya boşaltılmıştır. Şırınga yardımıyla çimento gönderimi için tasarlanmış şırıngalara çimento dağıtılmıştır. Bu şırıngalara boşaltılan PMMA, çimento takviyesi içeren her bir numune için 2 ml olacak şekilde gönderilmiştir. Çimento hazırlama aşamaları Şekil 2.6’de gösterilmektedir.



Şekil 2.6. PMMA hazırlama aşamaları.

Kanüllü vida grupları için (grup 3 ve 8) numunelere önce vidalar gönderilmiş, daha sonra PMMA kanüle gönderilmiştir. Diğer taraftan kanülsüz yani katı vidalar için (grup 2, 5, 7 ve 10) hazırlanan deliklere çimento gönderilmiş ve vidalar bu

deliklere gönderilmiştir. Standart ve kanüllü vidalara çimento gönderme işlemi Şekil 2.7’ da görülebilir.

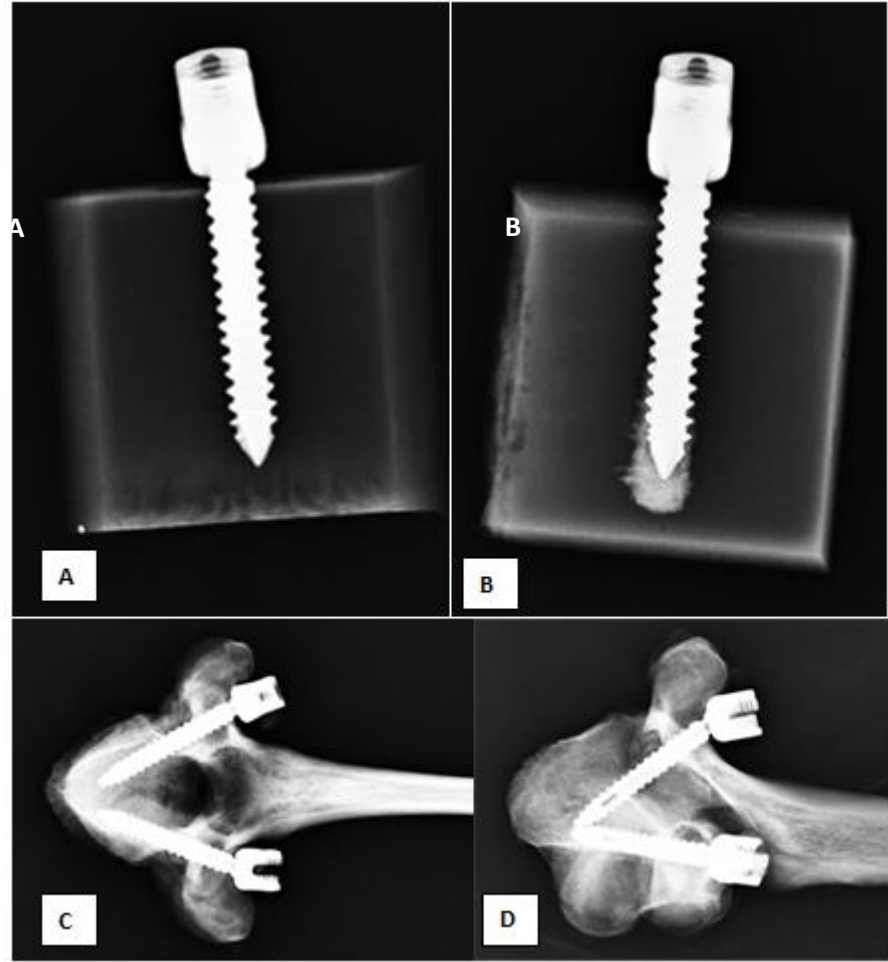


Şekil 2.7. Vida gönderilmeden önce (a) ve vida gönderiminden sonra (b) çimento gönderme yöntemi. [124]

2.4. Görüntüleme

Numuneler test için hazırlandıktan sonra, köpüğe gönderilmiş gruplardan birer adet anteroposteriyor, danaya gönderilmiş tüm numunelerin anteroposteriyor ve

oblik radyografileri çekilmiştir. Radyografilerde çekip çıkarma dayanımını etkileyecek herhangi bir yerleşim hatası olup olmadığı kontrol edilmiştir. Köpük ve dana omurlarına yerleştirilen vidaların radyografileri Şekil 2.8’de görülmektedir.

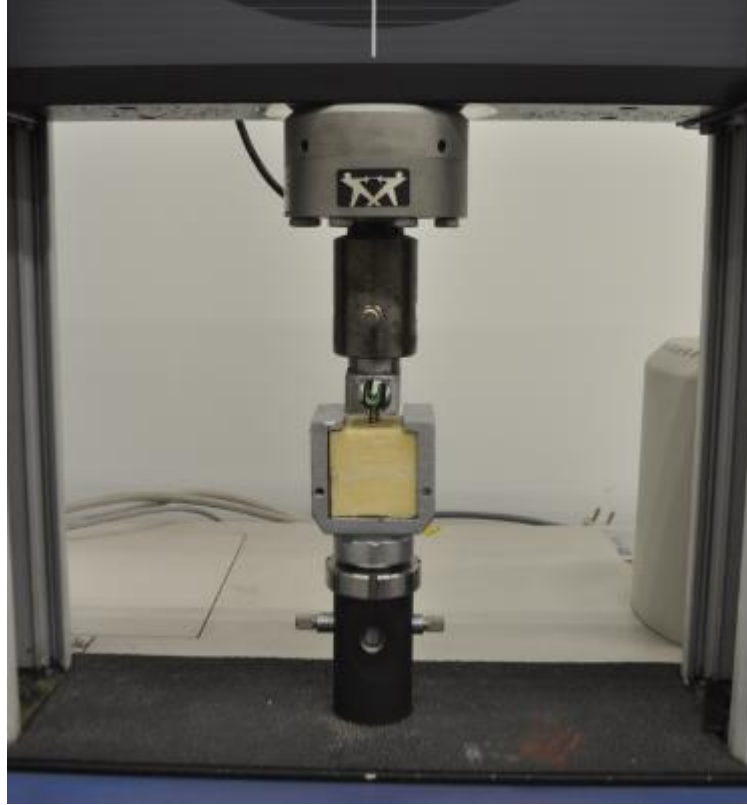


Şekil 2.8. Poliüretan köpüklerde vida yerleşimi anteroposteriyor radyografileri (a-b) ve dana omurunda vida yerleşimi anteroposteriyor (c) ve oblik (d) radyografileri.

Görüntüler, Yenimahalle Devlet Hastanesinde Schimadzu (Japan) RAD speed X-Ray cihazında çekilmiştir.

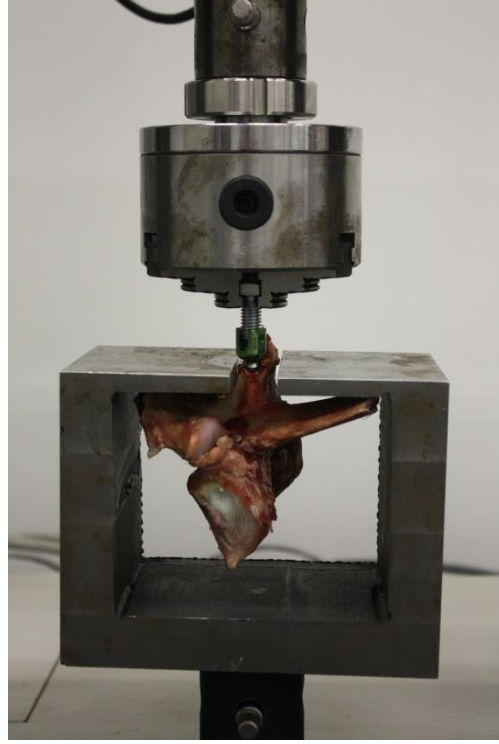
2.5. Çekme Testleri

Radyografileri çekilen numuneler çekip çıkarma testlerine hazırlanmıştır. Öncelikle köpüklere gönderilen 25 adet numuneye ASTM F 543 [7] standartlarına göre çekme testleri uygulanmıştır. Köpüklerde yapılan çekme deneyi düzeneği Şekil 2.9'da gösterilmiştir.



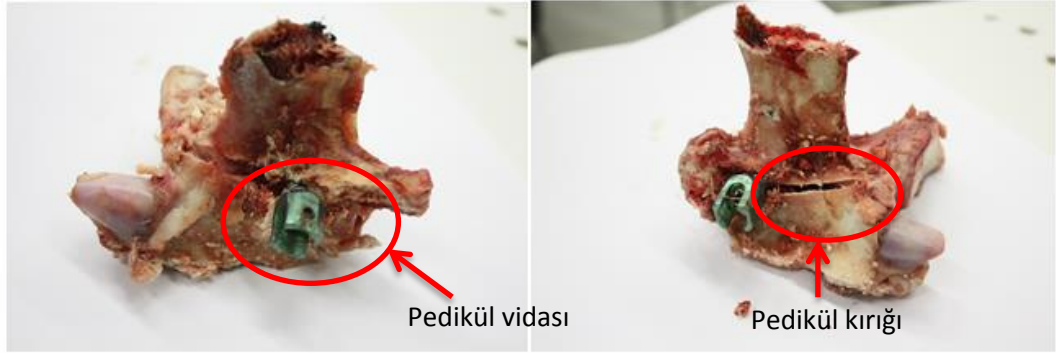
Şekil 2.9. Köpüğe gönderilmiş vida için çekme deneyi düzeneği.

Yağ ve kas dokularından ayrılan ve vida gönderilmiş dana omurları da aynı şekilde çekme testine tabi tutulmuştur. Dana omurları için hazırlanan test düzeneği Şekil 2.10'da verilmiştir.



Şekil 2.10. Dana omuruna gönderilmiş vida için çekme deneyi düzeneği.

Pedikül vidalar Instron 3369 test makinesi yardımıyla çekilmiştir. Makinenin numuneyi çekme hızı 5 mm/dk'dır. Aynı zamanda makinenin üretebileceği maksimum yük 50 kN'dur. Pedikül vida aksiyal yüke tabi tutulurken, makine tarafından kaydedilen yük ve yer değiştirme değerleri yardımıyla yük-yer değiştirme eğrileri kaydedilmiş ve çizdirilmiştir. Çekme deneyleri esnasında bazı dana omurlarında pedikül kırıkları meydana gelmiştir. Bu örnekler Şekil 2.11'de görülmektedir.



Şekil 2.11. Deney sonrası dana numunesi örnekleri.

2.6. İstatiksel Analizler

İki farklı malzeme üzerinde deneyleri yapılan beş grup arasındaki farklı karşılaştırmak üzere, her bir numune için yük yer değiştirme eğrilerinden vidaların maksimum çekip çıkarma yükleri elde edilmiştir.

Her bir grup için ortalama çekip çıkarma değerleri hesaplanmıştır. Ortalama çekip çıkarma yükleri, iki uçlu Student t testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir. İki grup arasında hesaplanan p değeri 0,05'den küçükse anlamlı fark olarak kabul edilmiştir.

3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

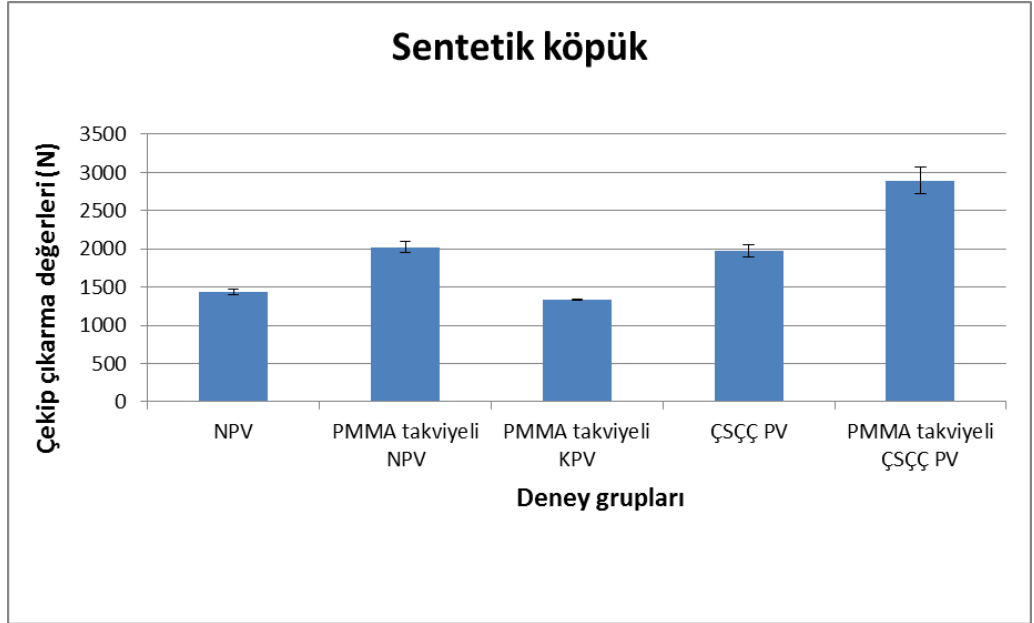
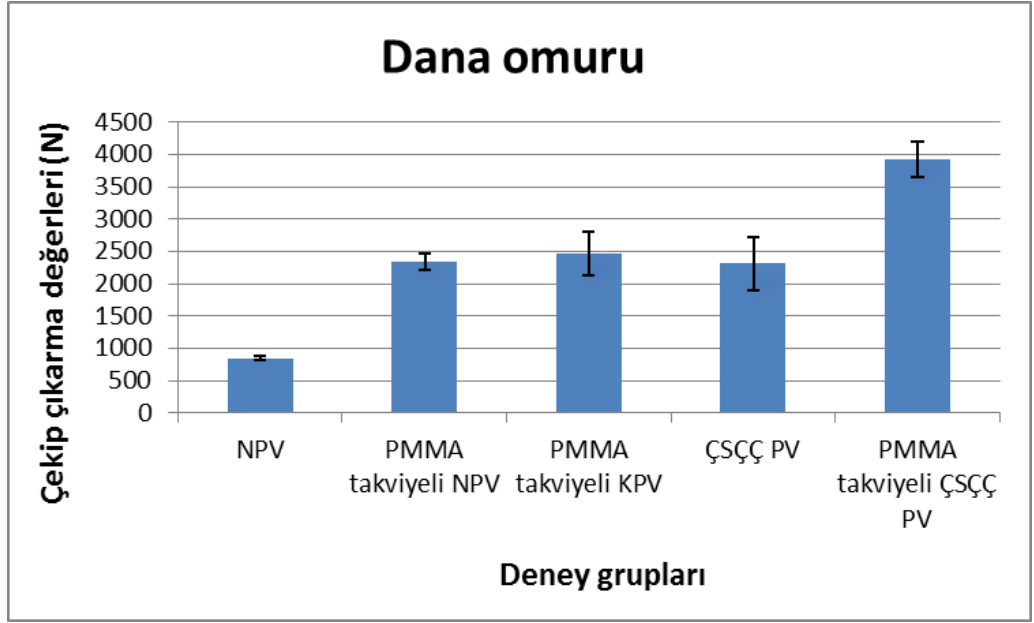
3.1. Sonuçlar

Çekme testleri sonucunda yük-deplasman grafiklerinden elde edilen maksimum yüklerden her bir grup için hesaplanan ortalama çekip çıkarma dayanımları ve standart sapma değerleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Deney grupları için ortalama çekip çıkarma ve standart sapma değerleri.

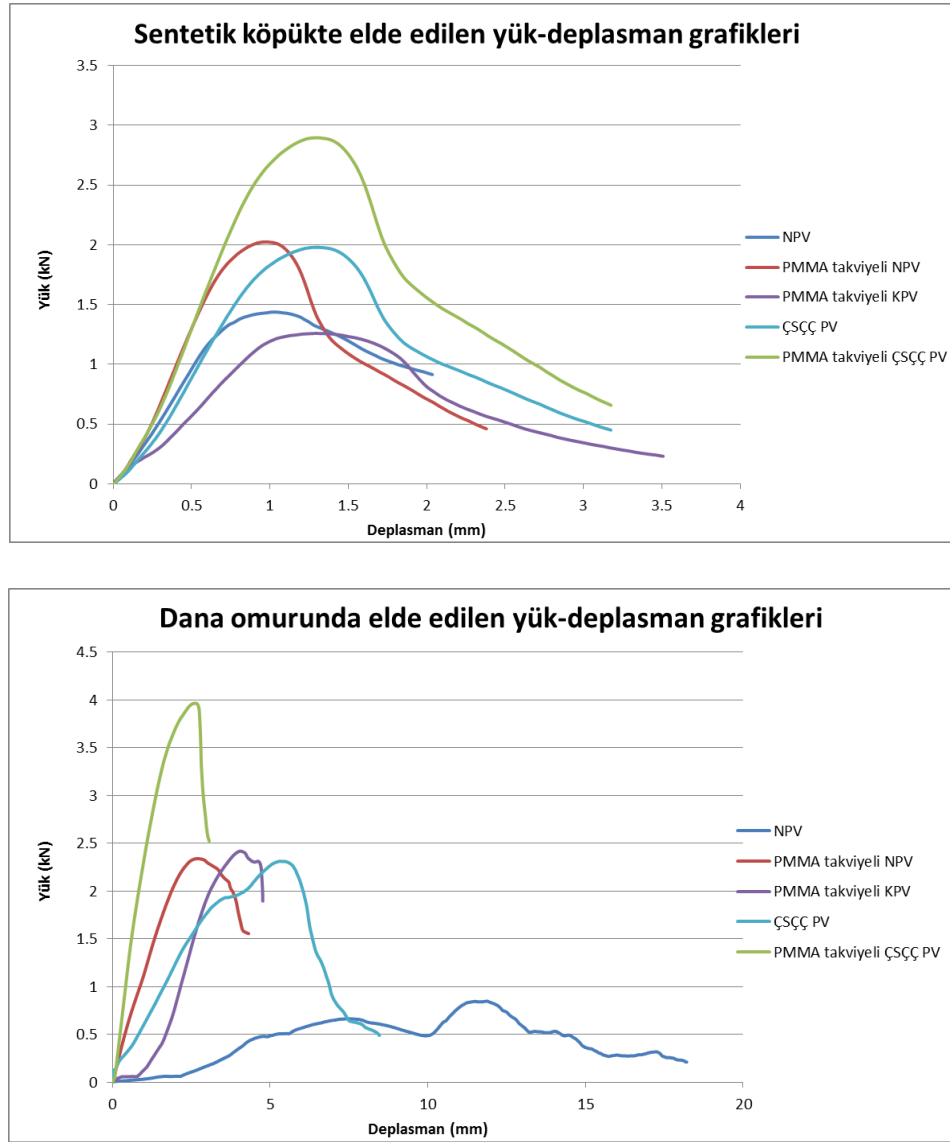
Gruplar	Sentetik köpük		Dana omurları	
	Ortalama çekip çıkarma değeri (N)	Standart sapma	Ortalama çekip çıkarma değeri (N)	Standart sapma
NPV	1437	61.5	846.3	71
PMMA enjekteli				
NPV	2024	148.3	2337.6	260.2
PMMA enjekteli				
KPV	1335.3	21.6	2461.3	668.4
ÇSÇÇ PV	1978.7	163.4	2310.7	821.6
PMMA enjekteli				
ÇSÇÇ PV	2895.3	352.3	3917.3	541

Test edilen grupların sonuçları Şekil 3.1’de karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.1. Deney grupları için standart sapma çubuklarıyla ortalama çekip çıkarma değerleri.

Her grup için tekrarlanan beş çekip çıkarma deneyi için yük-deplasman eğrileri elde edilmiştir. Daha sonra bu grafiklerden yararlanarak her bir grup için beş tekrarı yansıtan ortalama bir yük deplasman grafiği çizdirilmiştir. Yük-deplasman eğrilerinin karşılaştırılması Şekil 3.2’de görülmektedir.



Şekil 3.2. Deney grupları için yük-deplasman eğrileri.

Bunlara ek olarak gruplar arasındaki farkın anlamlı olup olmadığını gösteren p değerleri Tablo 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Deney grupları için p değerleri.

Test grupları	Sentetik köpük	Dana omuru
NPV vs PMMA enjekteli NPV	0.00056*	0.00001*
NPV vs PMMA enjekteli KPV	0.22058	0.00812*
NPV vs ÇSÇÇ PV	0.00656*	0.04145*
NPV vs PMMA enjekteli ÇSÇÇ PV	0.00068*	0.00301*
PMMA enjekteli NPV vs PMMA enjekteli KPV	0.00017*	0.98915
PMMA enjekteli NPV vs ÇSÇÇ PV	0.17014	0.73938
PMMA enjekteli NPV vs PMMA enjekteli ÇSÇÇ PV	0.00592*	0.02431*
PMMA enjekteli KPV vs ÇSÇÇ PV	0.00242*	0.76930
PMMA enjekteli KPV vs PMMA enjekteli ÇSÇÇ PV	0.00107*	0.03336*
ÇSÇÇ PV vs vs PMMA enjekteli ÇSÇÇ PV	0.00178*	0.04020*

* p<0.05 değerleri için anlamlı fark

Sentetik köpüklerde PMMA takviyeli çift sarmallı çift çekirdek çaplı pedikül vida, 2895 N ile en yüksek çekip çıkarma dayanımını göstermiştir. Bu değer diğer gruplardan (1, 2, 3 ve 4) anlamlı derecede büyüktür (p<0,05). İkinci en yüksek çekip çıkarma değeri PMMA takviyeli NPV tarafından 2024 N ile sağlanmıştır ki bu değer PMMA takviyeli ÇSÇÇ PV %30 daha azdır (p=0,00592).

PMMA takviyeli NPV'yi ÇSÇÇ PV 1979 N ile takip etmektedir. Bu değerde ÇSÇÇ PV'nin çimentolu uygulamasından anlamlı ölçüde daha düşüktür ($p=0,00178$). PMMA takviyeli NPV, ÇSÇÇ PV'dan daha yüksek çekip çıkarma dayanımı göstermiş olsa da, aralarındaki fark anlamlı değildir ($p=0.17014$). Standart pedikül vidanın ortalama çekip çıkarma değeri 1437 N'dur. Bu değer PMMA'lı ÇSÇÇ PV, PMMA'lı NPV ve ÇSÇÇ PV'dan anlamlı derecede daha küçüktür ve bu gruplarla arasındaki p değerleri sırasıyla 0.00068, 0.00056, 0.00656'dır. Sonuç olarak NPV, ÇSÇÇ PV'nin sağladığı tutunma dayanımının sadece % 72'sini sağlayabilmiştir. Son olarak, kanüllü pedikül vida 1335 N ile en düşük çekip çıkarma dayanımı göstermiştir. Bu değer de aynı şekilde PMMA'lı ÇSÇÇ PV ($p=0.00107$) için, PMMA'lı NPV ($p=0.00017$) ve ÇSÇÇ PV'dan ($p=0.00242$) anlamlı derecede düşüktür. Fakat, kanüllü vidanın ortalama çekip çıkarma dayanımıyla NPV arasındaki fark anlamlı değildir ($p=0.22058$).

Dana omurgasındaki test sonuçlarına göre, PMMA takviyeli ÇSÇÇ PV tüm gruplar arasında 3917 N ile yine en yüksek performansı göstermiştir ve bu değer diğer tüm gruplardan anlamlı derecede yüksektir. İkinci en yüksek performans PMMA takviyeli KPV tarafından 2461 N ile sağlanmıştır. Bu değer PMMA takviyeli ÇSÇÇ PV'dan %37 daha azdır. Kanüllü vidayı sırasıyla PMMA takviyeli NPV (2337 N) ve ÇSÇÇ PV (2310 N) izlemiştir. Kanüllü ($p=0.03336$), PMMA'lı NPV ($p=0.02431$) ve ÇSÇÇ PV ($p=0.04020$), PMMA'lı ÇSÇÇ PV'dan anlamlı derecede daha düşük çekip çıkarma kuvveti göstermişlerdir. Ayrıca bu üç grup arasında anlamlı bir fark yoktur (KPV vs ÇSÇÇ PV $p=0.76930$, KPV vs PMMA takviyeli NPV $p=0.98915$, PMMA takviyeli NPV vs ÇSÇÇ PV $p=0.73938$). En düşük çekip çıkarma mukavemeti NPV tarafından 846 N ile sağlanmıştır. Bu değer diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha düşüktür (PMMA takviyeli ÇSÇÇ PV ($p=0.00301$), PMMA takviyeli KPV ($p=0.00812$), PMMA takviyeli NPV ($p=0.00001$) ve ÇSÇÇ PV ($p=0.04145$)). Sonuç olarak, NPV, ÇSÇÇ PV'dan dana omurlarında %63 daha düşük bir çekip çıkarma mukavemeti göstermiştir.

3.2. Tartışma

Tüm çalışma boyunca pedikül vidanın tutunma dayanımının omurga sabitleme açısından, özellikle osteoporotik hastalar için, ne kadar önemli olduğundan bahsedilmiştir. Araştırmacılar, vidanın tutunma dayanımını farklı çekirdek geometrileri [14, 27], farklı diş tasarımlarıyla [28] kısacası farklı vida tasarımlarıyla arttırmayı denemişlerdir. Tabi ki düşük kemik mineral yoğunluğuna sahip hastalar için yeterli dayanımı elde etmek her zaman sadece vida tasarımıyla mümkün olamamıştır. Bu sayede omurga ameliyatlarında pedikül vidalar çimento uygulamalarıyla kullanılabilir duruma gelmiştir. Daha önceki çalışmalar pedikül vidaya PMMA gönderiminin vidanın çekip çıkarma mukavemetine olan anlamlı etkisinde hem fikir olmuşlardır [13, 18, 19].

Kanüllü bir vidanın kanülü sayesinde çimento gönderimine izin verdiği için, standart vidalarda ise çimento gönderiminin vida gönderilmeden yapıldığından ayrıntılı bir şekilde bahsedilmiştir. Kanüllü vida sadece vidanın distal bölgesine çimento yayılmasını sağlarken çimentonun olası bir durumda omurga kanalına akma riskini azaltmaktadır. Diğer taraftan ileri derecede osteoporotik vakalarda çimentoyu sadece vidanın distal kısmına göndermek gerekli dayanımı sağlama açısından yetersiz kalabilir. Bu durumda hastanın durumuna göre vidadan önce ya da sonra çimento gönderimi tercih edilebilir.

Yukarıda bahsedildiği üzere bu iki teknik Chao ve arkadaşları [13] ve Chen ve arkadaşları [22] tarafından araştırılmıştır. Chao ve arkadaşları [13] vida gönderiminden önce çimentolanan vidaların daha yüksek çekip çıkarma dayanımı ve daha düşük çıkarma torku gösterdiklerini belirtmişlerdir. Bu özellikler bu çimentolama tekniği için revizyon ameliyatlarında avantajlı durumlardır. Aynı şekilde Chen ve arkadaşları da [22] vida göndermeden önce çimentolanan vidaların daha yüksek çekip çıkarma dayanımı gösterdiklerini savunmuşlardır.

Tez için öncelikle literatürde yer alan pedikül vidaların çekip çıkarma mukavemetini araştıran tüm çalışmalar sistematik olarak sınıflandırılmış ve incelenmiştir. Bu literatür taraması sonrasında, Yaman ve arkadaşlarının [29] çift çekirdek çaplı pedikül vidaların tasarım avantajlarından bahseden çalışması dikkat çekmektedir. Onlar çalışmalarında çift sarmallı çift çekirdek çaplı vidayı poliüretan köpüklerde ve koyun omurlarında test etmişler ve bu vidanın normal pedikül vidadan daha yüksek dayanım gösterdiğini belirtmişlerdir.

Fakat ÇSÇÇ pedikül vidanın çimentolu uygulaması henüz literatürde yer almamaktadır. Hem bu vidanın tasarım özelliklerinden faydalanmak hem de vida gönderilmeden önce çimento gönderme tekniğinin etkinliğini göstermek amacıyla bu çalışma tasarlanmıştır. Dolayısıyla çalışmada ÇSÇÇ vidaların çimento uygulamalı yada uygulamaz omurga sabitlemesinde sıkça kullanılan kanüllü vidalara ve standart pedikül vidalara bir alternatif olup olamayacağı araştırılmıştır.

ÇSÇÇ pedikül vidanın çekip çıkarma dayanımına ek olarak, KPV, PMMA'lı NPV ve kontrol grubu olarak tasarlanan NPV da test grupları içerisinde yer almaktadır. Test sonuçları göstermiştir ki, PMMA takviyeli ÇSÇÇ pedikül vida hem köpüklerde hem de dana omurlarında diğer gruplardan anlamlı derecede daha yüksek bir çekip çıkarma mukavemeti göstermiştir. Buna ek olarak, çimentosuz ÇSÇÇ pedikül vida öncelikli tasarım avantajları sayesinde çimentolu kanüllü ve normal pedikül vida kadar güvenilir sonuçlar vermiştir. Çimento akma riski değerlendirildiği zaman bu önemli bir sonuçtur. Beklenildiği gibi, çimentosuz NPV tüm gruplar arasında en düşük çekip çıkarma dayanımını göstermiştir.

Bunun yanı sıra, sentetik köpüklerde çimento takviyeli kanüllü vida ve normal pedikül vida benzer sonuçlar vermiştir. Çimento takviyeli vidanın normal pedikül vida kadar dayanım sağlaması beklenmeyen bir durumdur. Fakat bu durum

poliüretan köpüğün yapısından kaynaklanmaktadır. Kanüllü vida gömme malzemesine gönderilirken kanüllü vidanın yanındaki kanallar poliüretan malzemeyle dolmaktadır. Çimentonun kanüle uygulanması sırasında gönderme aleti çimentoyu basınçla göndermektedir. Fakat, çimentonun basıncı tıkanmış kanalları açmaya yeterli olamamıştır. Bu durum sistemi sanki çimento uygulanmamış duruma getirmiştir. Bu olgu dana omurlarında gözlenmemiştir.

Çalışmada elde edilen değerler, literatürde daha önce araştırılan aynı test numunelerine gömülen aynı boyutta vidaların çekip çıkarma değerleri ile karşılaştırılmıştır. Örneğin, Bostan ve arkadaşları [83] 0,5 mm daha küçük çekirdek çapına sahip normal pedikül vidaların PMMA takviyeli halini dana omurlarında test etmişler ve 2163 N civarı bir çekip çıkarma değeri elde etmişlerdir. Milcan ve arkadaşları [92] dana omurlarında PMMA'lı normal pedikül vidanın 2550 N çekip çıkarma dayanımı sağladığını göstermişlerdir. Ayrıca, Renner ve arkadaşları [82] PMMA takviyeli normal pedikülün vidanın dayanımını 2797 N olarak vermişlerdir. Bu çalışmada çimento takviyeli normal pedikül vida için elde edilen sonuçlar (6,5 mm çekirdek çaplı pedikül vida için 2338 N) literatürde yer alan bu değerlerle oldukça paraleldir. Daha önce yapılan tüm bu çalışmalarla değerlendirildiğinde, PMMA'lı ÇSÇÇ pedikül vidanın (3917 N) dana omurlarında PMMA'lı normal pedikül vidadan yaklaşık % 36 daha fazla çekip çıkarma mukavemeti sağladığı aşıkardır. ÇSÇÇ pedikül vida tarafından sağlanan bu değer (3917 N), Lei ve arkadaşlarının [49] çalışmasında yer alan genişleyebilir bir pedikül vidanın sağladığı dayanımdan (2873 N) bile daha yüksektir.

Bu çalışmanın en önemli sonucu olarak çimento takviyesiz çift sarmallı çift çekirdek çaplı pedikül vida, çimento takviyeli kanüllü ve normal vida kadar yüksek çekip çıkarma mukavemeti sağlayabilmiştir. Eğer çimento akma riskinden uzak durulması gereken bir durum mevcutsa sağlıklı vakalarda bu vidanın tasarım

özelliklerinden faydalanılabilir. Aynı zamanda osteoporotik ve ileri derece osteoporotik vakalarda ümit veren sonuçları ışığında çimento uygulamalı ÇSÇÇ vidalar kullanılabilir.

3.3. Gelecek Çalışmalar

Bu çalışma ÇSÇÇ vidaların çimentolu ve çimentosuz uygulamalarıyla sağlıklı insan kemiğini temsil eden poliüretan köpüklerde ve sağlıklı hayvan kadavrası omurlarında çekip çıkarma dayanımlarını vermektedir. Bu vidanın osteoporotik vakalar için osteoporotik kemiği temsil eden köpüklerde ya da osteoporotik hayvan omurlarında denenmesi gelecek çalışmalardan biri olabilir. Ayrıca bu çalışmada denenen iki farklı çimento gönderme tekniği için çimentonun omur gövdesinde nasıl dağıldığını görmek önemlidir. Omur gövdesi içindeki bu dağılımı simüle eden sonlu eleman analizleri de bir diğer çalışma konusu olarak önerilebilir. Son olarak, çalışmada vidalar herhangi bir yükleme olmaksızın direk omurlardan ya da köpüklerden çekilmiştir. Çevrimsel yükleme etkisini görmek amacıyla vidaların çevrimsel yükleme sonrası dayanımlarını araştırmak da ilgi çekici bir çalışma olacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] Kurtz, S.M., Edidin, A.A., Spine technology handbook, Elsevier academic press, USA, 2006.
- [2] Panjabi., M.M, White, III A.A., Clinical biomechanics of the spine, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 1990.
- [3] Başgöl, C., Demir, T., Pullout performances of pedicle screws, Springer, DOI: 10.1007/978-3-319-16601-8, 2015.
- [4] Attar, A., Uğur, H.C., Uz, A., Tekdemir, I., Egemen, N., Genę, Y., Lumbar pedicle: surgical anatomic evaluation and relationships, Eur Spine J, Feb; 10(1):10-5, 2001.
- [5] Uğur HC, Attar A, Uz A, Tekdemir I, Egemen N, aęlar S, Genę Y. 2000. Surgical anatomic evaluation of cervical pedicle and adjacent neural structures. Neurosurgery. Nov; 47(5):1162-8; discussion 1168-9.
- [6] Uğur, H.C., Attar, A., Uz, A., Tekdemir, I., Egemen, N., Genę, Y., Thoracic pedicle: surgical anatomic evaluation and relations, J Spinal Disord, Feb;14(1):39-45, 2001.
- [7] ASTM Standards, F543-07, Standard specification and test methods for metallic medical bone screws, 2002.
- [8] ASTM Standards, F2193-02, Standard specification and test methods for metallic medical bone screws, 2002.
- [9] ASTM Standards, F1798-97, Standard guide for evaluating the static and fatigue properties of interconnection mechanisms and subassemblies used in spinal arthrodesis implants, 1997.
- [10] ASTM Standards, F1717-10, Standard specifications and test methods for components used in spinal surgical fixation of the spinal skeletal system, 1996.
- [11] Abul-Kasım, K., Ohlin, A., Evaluation of implant loosening following segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis: a 2 year follow-up with low-dose CT, Scoliosis, Aug 24; 9:13, 2014.
- [12] Wu, Z.X., Gong, F.T., Liu, L., Ma, Z.S., Zhang, Y., Yang, M., Lei, W., Sang, H.X., A comparative study on screw loosening in osteoporotic

- lumbar spine fusion between expandable and conventional pedicle screws, *Arch Orthop Trauma Surg*, Apr; 132(4):471-6, 2012.
- [13] Chao, K.H., Lai, Y.S., Chen, W.C., Chang, C.M., McClean, C.J., Fan, C.Y., Chang, C.H., Lin, L.C., Cheng, C.K., Biomechanical analyses of different types of pedicle screw augmentation: A cadaveric and synthetic bone sample study of instrumented vertebral specimens, *Med Eng Phys*, 35(10):1506-12, 2013.
- [14] Paré, P.E., Chappuis, J.L., Rampersaud, R., Agarwala, A.O., Perra, J.H., Erkan, S., Wu, C., Biomechanical evaluation of a novel fenestrated pedicle screw augmented with bone cement in osteoporotic spines, *Spine (Phila Pa 1976)*, 6(18):E1210-4, 2011.
- [15] Demir, T., Camuşcu, N., Türeycen, K., Design and biomechanical testing of pedicle screw for osteoporotic incidents, *J Engineering in Medicine*, 226(3)256-262, 2011.
- [16] Arslan, K.A., Demir, T., Örmeci, M.F., Camuşcu, N., Türeycen, K., Postfusion pullout strength comparison of a novel pedicle screw with classical pedicle screws on synthetic foams, *J Engineering in Medicine*, 227(2) 114-119, 2012.
- [17] Mckoy, B.E., An, Y.H., An Injectable Cementing screw for fixation in osteoporotic bone, *J Biomed Mater Res*, 53: 216-220, 2000.
- [18] Chen, L.H., Tai, C.L., Lai, P.L., Lee, D.M., Tsai, T.T., Fu, T.S., Niu, C.C., Chen, W.J., Pullout strength for cannulated pedicle screws with bone cement augmentation in severely osteoporotic bone: Influences of radial hole and pilot hole tapping, *Clinical Biomechanics*, (24) 613-618, 2009.
- [19] Kim, Y.Y., Choi, W.S., Rhyu, K.W., Assesment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities, *The spine journal*, (12) 164-168, 2012.
- [20] Chatzistergos, P.E., Magnissalis, E.A., Kourkolis, S.K., A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite element model, *Medical engineering & Physics*, (32) 145-154, 2010.

- [21] Hsu, C.C., Chao, C.K., Wang, J.L., Hou, S.M., Tsai, Y.T., Lin, J., Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses, *Journal of orthopaedic research*, (23) 788-794, 2005.
- [22] Chen, L.H., Tai, C.L., Lee, D.M., Lai, P.L., Lee, Y.C., Niu, C.C., Chen, W.J., Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling, *BMC Musculoskelet Disord*, 12:33, 2011.
- [23] Bianco, R.J., Arnoux, P.J., Mac-Thiong, J.M., Wagnac, E., Aubin, C.E., Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, (16) Suppl 1:246-8, 2013.
- [24] Chao, C.K., Hsu, C.C., Wang, J.L., Lin, J., Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses, *J Spinal Disord Tech*, 21(2):130-8, 2008.
- [25] Inceoglu, S., Ferrara, L., McLain, R.F., Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque, *Spine J*, 4(5):513-8, 2004.
- [26] Lill, C.A., Schlegel, U., Wahl, D., Schneider, E., Comparison of the in vitro holding strengths of conical and cylindrical pedicle screws in a fully inserted setting and backed out 180°, *Journal of spinal disorders*, 13(3):259-66, 2000.
- [27] Abshire, B.B., McLain, R.F., Valdevit, A., Kambic, H.E., Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back out, *The Spine Journal*, (1) 408-414, 2001.
- [28] Kwok, A.W., Finkelstein, J.A., Woodside, Ti., Hearn, T.C., Hu, R.W., Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone, *Spine(Phila Pa 1976)*, 21(21): 2429-34, 1996.
- [29] Yaman, O., Demir, T. , Arslan, A.K., İyidiker, M.A., Tolunay, T., İsmet Köksal, İ. and Camuşcu, N., On the pullout strength comparison of various

- pedicle screw designs on synthetic foams and ovine vertebrae, Turkish Neurosurgery, DOI: 10.5137/1019-5149.JTN.8907-13.1.
- [30] Filipiak, J., Pezowicz, C., Experimental investigation of durability of transpedicular screw vertebra connection, *Ortop Traumatol Rehabil*, 6(2):213-21, 2004.
- [31] Wittenberg, R.H., Lee, K.S., Shea, M., White, A.A.3rd, Hayes, W.C., Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength, *Clin Orthop Relat Res*, (296):278-87, 1993.
- [32] Krenn, M.H., Piotrowski, W.P., Penzkofer, R., Augat, P., Influence of thread design on pedicle screw fixation, *J Neurosurg Spine*, (9) 90-95, 2008.
- [33] Lill, C.A., Schneider, E., Goldhahn, J., Haslemann, A., Zeifang, F., Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae, *Arch Orthop Trauma Surg*, 126(10):686-94, 2006.
- [34] Brasiliense, L.B., Lazaro, B.C., Reyes, P.M., Newcomb, A.G., Turner, J.L., Crandall, D.G., Crawford, N.R., Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines. *Spine J*, 13(8):947-56, 2013.
- [35] Defino, H.L., Rosa, R.C., Silva, P., Shimano, A.C., Albuquerque de Paula, F.J., Volpon, J.B., Mechanical performance of cylindrical and dual-core pedicle screws after repeated insertion, *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(14):1187-91, 2012.
- [36] Mummaneni, P.V., Haddock, S.M., Liebschner, M.A., Keaveny, T.M., Rosenberg, W.S., Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae, *J Spinal Disord Tech*, 15(1): 64-8, 2002.
- [37] Jacob, A.T., Ingalthalika, A.V., Morgan, J.H., Channon, S., Lin, T.H., Torner, J.C., Hitchon, P.W., Biomechanical comparison of single and dual lead pedicle screws in cadaveric spine, *J Neurosurg spine*, 8: 52-57, 2008.
- [38] Chang, M.C., Kao, H.C., Ying, S.H., Liu, C.L., Polymethylmethacrylate augmentation of cannulated pedicle screws for fixation in osteoporotic

- spines and comparison of its clinical results and biomechanical characteristics with the needle injection method, *J Spinal Disord Tech*, 26(6):305-15, 2013.
- [39] Yazu, M., Kin, A., Kosaka, R., Kinoshita, M., Abe, M., Efficacy of novel-concept pedicle screw fixation augmented with calcium phosphate cement in the osteoporotic spine, *J orthopsci*, 10:56- 61, 2005.
- [40] Arslan, A.K., Demir, T., Örmeci, F., İnce, E., Toraman, M.F., Biomechanical performance of various cement augmented cannulated pedicle screw designs for osteoporotic bones, 15th International Conference on Advances in Materials Processing Technologies, 22-26 September, Wollongong, Australia, 2012.
- [41] Demir, T., Possible usage of Cannulated pedicle screws without cement augmentation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 11 (2014) 149–155, 2014.
- [42] Choma, T.J., Pfeiffer, F.M., Swope, R.W., Hirner, J.P., Pedicle screw design and cement augmentation in osteoporotic vertebrae: effects of fenestrations and cement viscosity on fixation and extraction, *Spine (Phila Pa 1976)*, 37 (26):E1628-32, 2012.
- [43] Takigawa, T., Tanaka, M., Konishi, H., Ikuma, H., Misawa, H., Sugimoto, Y., Nakanishi, K., Kuramoto, K., Nishida, K., Ozaki, T., Comparative biomechanical analyses of an improved novel pedicle screw with sheath and bone cement, *J Spinal Disord Tech*, 20(6): 462-7, 2007.
- [44] Gao, M., Li, X., Zhen, P., Wu, Z., Zhou, S., Tian, Q., Lei, W., Biomechanical study on effects of bone mineral density on fixation strength of expansive pedicle screw, *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.*, 27(8):969-73, 2013.
- [45] Wu, Z.X., Cui, G., Lei, W., Fan, Y., Wan, S.Y., Ma, Z.S., Sang, H.X., Application of an expandable pedicle screw in the severe osteoporotic spine: a preliminary study, *Clin Invest Med*, 33(6):E368-74, 2010.

- [46] Vishnubhotla, S., McGarry, W.B., Mahar, A.T., Gelb, D.E., A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws, *The spine journal*, (11) 777-781, 2011.
- [47] Wan, S., Lei, W., Wu, Z., Liu, D., Gao, M., Fu, S., Biomechanical and histological evaluation of an expandable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep, *Eur Spine J.*, 19 (12):2122-9, 2010.
- [48] Liu, D., Shi, L., Lei, W., Wei, M.Q., Qu, B., Deng, S.L., Pan, X.M., Biomechanical Comparison of Expansive Pedicle Screw and Polymethylmethacrylate-augmented Pedicle Screw in Osteoporotic Synthetic Bone in Primary Implantation: An Experimental Study, *J Spinal Disord Tech*, doi: 10.1097/BSD.0b013e31828bfc85, 2013
- [49] Lei, W., Wu, Z.X., Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae, *Eur Spine J*, 15 (2006) 321-326, 2006.
- [50] Cook, S.D., Salkeld, S.L., Whitecloud, T.S. 3rd, Barbera, J., Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an expansive pedicle screw design, *J Spinal Disord*, 13(3):230-6, 2000.
- [51] Koller, et al., The impact of a distal expansion mechanism added to a standard pedicle screw on pullout resistance, *The Spine Journal*, (13) 532-541, 2013.
- [52] Gao, M., Lei, W., Wu, Z., Liu, D., Shi, L., Biomechanical evaluation of fixation strength of conventional and expansive pedicle screws with or without calcium based cement augmentation, *Clinical Biomechanics*, (26)238-244, 2011.
- [53] Wu, Z., Gao, M., Sang, H., Ma, Z., Cui, G., Zhang, Y., Lei, W., Surgical treatment of osteoporotic thoracolumbar compressive fractures with open vertebral cement augmentation of expandable pedicle screw fixation: A biomechanical study and a 2 year follow-up of 20 patients, *Journal of Surgical Research*, 173, 91-98, 2012.
- [54] Chatzistergos, P.E., Sapkas, G., Kourkoulis, S.K., The influence of the insertion technique on the pullout force of pedicle screws: an experimental study, *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(9):E332-7, 2010.

- [55] Carmouche, J.J., Molinari, R.W., Gerlinger, T., Devine, J., Patience, T., Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine., *J Neurosurg Spine*, 3(5):364-70, 2005.
- [56] Helgeson, M.D., Kang, D.G., Lehman, R.A. Jr, Dmitriev, A.E., Luhmann, S.J., Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection, *Spine J*, 13(8):957-65, 2013.
- [57] Paik, H., Dmitrev, A.E., Lehman, R.A., Gaume, R.E., Ambati, D.V., Kang, D.G., Lenke, L.G., The biomechanical effect of pedicle screw hubbing on pullout resistance in the thoracic spine, *The spine Journal*, (12) 417-424, 2012.
- [58] Cho, W., Wu, C., Zheng, X., Erkan, S., Suratwala, S.J., Mehbod, A.A., Transfeldt, E.E., Is it safe to back out pedicle screws after augmentation with polymethyl methacrylate or calcium phosphate cement? A biomechanical study, *J Spinal Disord Tech*, 24(4):276-9, 2011.
- [59] Amaritsakul, Y., Chao, C.K., Lin, J., Comparison study of the pullout strength of conventional spinal pedicle screws and a novel design in full and backed-out insertions using mechanical tests, *Proc Inst Mech Eng H*, Mar; 228(3): 250-7, 2014.
- [60] Hirano, T., Hasegawa, K., Takahashi, H.E., Uchiyama, S., Hara, T., Washio, T., Sugiura, T., Yokaichiya, M., Ikeda, M., Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability, *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(21):2504-9; discussion 2510, 1997.
- [61] Derincek, A., Wu, C., Mehbod, A., Transfeldt, E.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(4):286-91, 2006.
- [62] Weinstein, J.N., Rydevik, B.L., Rauschnig, W., Anatomic and Technical Considerations of pedicle screw fixation, *Clinical Orthopedics and Related Research*, Nov; (284): 34-46, 1992.

- [63] Fu, C.F., Liu, Y., Zhang, S.K., Song, Z.M., Biomechanical study on pullout strength of thoracic extrapedicular screw fixation, *Chin J Traumatol*, 9(6):374-6, 2006.
- [64] Barber, J.W., Boden, S.D., Ganey, T., Hutton, W.C., Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength?, *J Spinal Disord*, 11(3):215-20, 1998.
- [65] Zindrick, M.R., Wiltse, L.L., Widell, E.H., Thomas, J.C., Holland, W.R., Field, B.T., Spencer, C.W., A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine, *Clinical Orthopedics and Related Research*, (203): 99-112, 1986.
- [66] Crawford, N.R., Yüksel, K.Z., Doğan, S., Villasana-Ramos, O., Soto-Barraza, J.C., Baek, S., Porter, R.W., Marciano, F.F., Theodore N, Trajectory analysis and pullout strength of self-centering lumbar pedicle screws, *J Neurosurg Spine*, 10(5):486-91, 2009.
- [67] Santoni, B.G., Hynes, R.A., McGilvray, K.C., Rodriguez-Canessa, G., Lyons, A.S., Henson, M.A., Womack, W.J., Puttlitz, C.M., Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws, *Spine J*, 9(5):366-73, 2009.
- [68] Kiliñer, C., Inceoglu, S., Sohn, M.J., Ferrara, L.A., Benzel, E.C., Effects of angle and laminectomy on triangulated pedicle screws, *J Clin Neurosci*, 14(12):1186-91, 2007.
- [69] Lehman, R.A. Jr, Polly, D.W. Jr, Kuklo, T.R., Cunningham, B., Kirk, K.L., Belmont, P.J. Jr., Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis, *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(18):2058-65, 2003.
- [70] Fürderer, S., Scholten, N., Coenen, O., Koebke, J., Eysel, P., In-vitro comparison of the pullout strength of 3 different thoracic screw fixation techniques, *J Spinal Disord Tech*, 24(1):E6-10, 2011.
- [71] White, K.K., Oka, R., Mahar, A.T., Lowry, A., Garfin, S.R., Pullout strength of thoracic pedicle screw instrumentation: comparison of

- the transpedicular and extrapedicular techniques, *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(12):E355-8, 2006.
- [72] Yüksel, K.Z., Adams, M.S., Chamberlain, R.H., Potocnjak, M., Park, S.C., Sonntag, V.K., Crawford, N.R., Pullout resistance of thoracic extrapedicular screws used as a salvage procedure, *Spine J*, 7(3):286-91, 2007.
- [73] Brasiliense, L.B., Theodore, N., Lazaro, B.C., Sayed, Z.A., Deniz, F.E., Sonntag, V.K., Crawford, N.R., Quantitative analysis of misplaced pedicle screws in the thoracic spine: how much pullout strength is lost?, *J Neurosurg Spine*, 12(5):503-8, 2010.
- [74] Kwan, M.K., Chan, C.Y., Saw, L.B., Shanmugam, R., Lenke, L.G., The Safety and Strength of a Novel Medial, Partial Non-Threaded Pedicle Screw: A Cadaveric and Biomechanical Investigation, *J Spinal Disord Tech*, doi: 10.1097/BSD.0b013e3182aab29d, 2013.
- [75] Tosun, B., Sanmazçelik, T., Buluç, L., Cürgül, I., Sarlak, A.Y., Effect of insertional temperature on the pullout strength of pedicle screws inserted into thoracic vertebrae: an in vitro calf study, *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(19):E667-72, 2008.
- [76] Hsu, C.C., Chao, C.K., Wang, J.L., Hou, S.M., Tsai, Y.T., Lin, J., Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses, *Journal of orthopaedic research*,(23) 788-794, 2005.
- [77] Zdeblick, T.A., Kunz, D.N., Cooke, M.E., McCabe, R., Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque, *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(12):1673-6, 1993.
- [78] McLain, R.F., Fry, M.F., Moseley, T.A., Sharkey, N.A., Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs, *J Spinal Disord*, 8(1):62-8, 1995.
- [79] Esenkaya, I., Denizhan, Y., Kaygusuz, M.A., Yetmez, M., Kelestemur, M.H., Comparison of the pullout strengths of three different screws in

- pedicular screw revisions: a biomechanical study, *Actaortopaedica et TraumatologicaTurcica*, 40(1): 72-81, 2006.
- [80] Hashemi, A., Bednar, D., Ziada, S., Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: An experimental study, *The spine journal*; (9) 404-410, 2009.
- [81] Cho, W., Wu, C., Erkan ,S., Kang, M.M., Mehbod, A.A., Transfeldt, E.E. , The effect on the pullout strength by the timing of pedicle screw insertion after calcium phosphate cement injection, *J Spinal Disord Tech*, 24(2):116-20,2011.
- [82] Renner, S.M., Lim, T.H., Kim, W.J., Katolik, L., An, H.S., Andersson, G.B., Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing and method, *Spine (Phila Pa 1976)* ;29(11): E212-6, 2004.
- [83] Bostan, B., Esenkaya, I., Gunes, T., Erdem, M., Asci, M., Kelestemur, M.H., Sen, C., A biomechanical comparison of polymethylmethacrylate-reinforced and expansive pedicle screws in pedicle-screw revisions, *Acta Orthop Traumatol Turc*, 43(3):272-6, 2009.
- [84] Klein, S.A., Glassman, S.D., Dimar, J.R. 2nd, Voor ,M.J., Evaluation of the fixation and strength of a "rescue" revision pedicle screw, *J Spinal Disord Tech*, 15(2):100-4, 2002.
- [85] Evans, S.L., Hunt, C.M., Ahuja, S., Bone cement or bone substitute augmentation of pedicle screws improves pullout strength in posterior spinal fixation, *Journal of materials science: materials in medicine*, (13) 1143-1145, 2002.
- [86] Lieberman, I.H., Togawa, D., Kayanja, M.M., Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials, *The spine journal*, (5) 305S-316S, 2005.
- [87] Chao, K.H., Lai, Y.S., Chen, W.C., Chang, C.M., McClean, C.J., Fan, C.Y., Chang, C.H., Lin, L.C., Cheng, C.K., Biomechanical analyses of different types of pedicle screw augmentation: A cadaveric and synthehic bone sample study of instrumented vertebral specimens, *Med Eng Phys*, 35(10):1506-12, 2013.

- [88] Ying, S.H., Kao, H.C., Chang, M.C., Yu, W.K., Wang, S.T., Liu, C.L., Fixation strength of PMMA-augmented pedicle screws after depth adjustment in a synthetic bone model of osteoporosis, *Orthopedics*, 35(10):e1511-6, 2012.
- [89] Derincek, A., Türker, M., Cinar, M., Cetik, O., Kalaycioğlu, B., Revision of the failed pedicle screw in osteoporotic lumbar spine: biomechanical comparison of kyphoplasty versus transpedicular polymethylmethacrylate augmentation, *Eklemler Hastalıkları Cerrahisi*, 23(2):106-10, 2012.
- [90] Liu, D., Wu, Z.X., Gao, M.X., Wan, S.Y., Shi, L., Fu, S.C., Wang, J., Lei, W., A new method of partial screw augmentation in sheep vertebrae in vitro: biomechanical and interfacial evaluation, *J Spinal Disord Tech*, 24(5):318-24, 2011.
- [91] Linhardt, O., Lüring, C., Matussek, J., Hamberger, C., Plitz, W., Grifka, J., Stability of pedicle screws after kyphoplasty augmentation: an experimental study to compare transpedicular screw fixation in soft and cured kyphoplasty cement, *J Spinal Disord Tech*, 19(2):87-91, 2006.
- [92] Milcan, A., Ayan, I., Zeren, A., Sinmazcelik, T., Yilmaz, A., Zeren, M., Kuyurtar, F., Evaluation of cyanoacrylate augmentation of transpedicular screw pullout strength, *J Spinal Disord Tech*, 18(6):511-4, 2005.
- [93] Yi, W., Wang, Y., Lu, H., Li, C., Zhu, T., Augmentation of pedicle screw fixation strength using injectable calcium sulfate cement: an in vivo study, *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(23): 2503-9, 2008.
- [94] Burval, D.J., McLain, R.F., Milks, R., Inceoglu, S., Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae: biomechanical analysis of pedicle fixation strength, *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(10):1077-83, 2007.
- [95] Cook, S.D., Salkeld, S.L., Stanley, T., Faciane, A., Miller, S.D., Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone, *The Spine Journal*, (2) 402-408, 2004.

- [96] Sawakami, K., Yamazaki, A., Ishikawa, S., Ito, T., Watanabe, K., Endo, N., Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screws increases the initial fixation in osteoporotic spine patients, *J Spinal Disord Tech*,25(2):E28-35, 2012.
- [97] Choma, T.J., Frevert, W.F., Carson, W.L., Waters, N.P., Pfeiffer, F.M. , Biomechanical analysis of pedicle screws in osteoporotic bone with bioactive cement augmentation using simulated in vivo multicomponent loading, *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(6):454-62, 2011.
- [98] Wuisman, P.I.J.M., Dijk, M.V., Staal, H., Royen, B.J.V., Augmentation of pedicle screws with calcium apatite cement in patients with severe progressive osteoporotic spinal deformities: an innovative technique, *Euro Spine J*, (9) 528-533,2000.
- [99] Masaki, T., Sasao, Y., Miura, T., Torii, Y., Kojima, A., Aoki ,H., Beppu, M., An experimental study on initial fixation strength in transpedicular screwing augmented with calcium phosphate cement, *Spine (phila pa 1976)*, Sep 15; 34(20): E724-8, 2009.
- [100] Rohmiller, M.T., Schwalm, D., Glattes, R.C., Elalayli, T.G., Spengler, D.M., Evaluation of calcium sulfate paste for augmentation of lumbar pedicle screw pullout strength, *The Spine Journal*, (2) 255-260, 2002.
- [101] Taniwaki, Y., Takemasa, R., Tani, T., Mizobuchi, H., Yamamoto, H., Enhancement of pedicle screw stability using calcium phosphate cement in osteoporotic vertebrae: in vivo biomechanical study, *J orthop sci*, 8(3): 408-14, 2003.
- [102] Jang, S.H., Lee, J.H., Cho, J.Y., Lee, H.Y., Lee, S.H., The Efficacy of Hydroxyapatite for Screw Augmentation in Osteoporotic Patients, *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 53(12):875-81, 2013.
- [103] Zhu, Q., Kingwell, S., Li, Z., Pan, H., Lu, W.W., Oxland, T.R., Enhancing pedicle screw fixation in the aging spine with a novel bioactive bone cement: an in vitro biomechanical study, *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(17):E1030-7, 2012.

- [104] Yan, Y.B., Teo, E.C., Qiu, T.X., Wu, Z.X., Qi, W., Liu, D., Lei, W., Finite element study on the amount of injection cement during the pedicle screw augmentation, *J Spinal Disord Tech*, 26(1):29-36, 2013.
- [105] Frankel, B.M., D'Agostino, S., Wang, C., A biomechanical cadaveric analysis of polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation, *J Neurosurg Spine*, 7(1):47-53, 2007.
- [106] Chang, M.C., Liu, C.L., Chen, T.H., Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery: a novel technique, *Spine (phila pa 1976)*, 33(10) :E317-24, 2008.
- [107] Peh, W.C.G., Munk, P.L., Rashid, F., Gilula, L.A., Percutaneous vertebral augmentation: Vertebroplasty, kyphoplasty and skyphoplasty, *Radiologic clinics of north America*, 46 (3): 611-635, 2008.
- [108] Benson, C.D., Lansford, T., Cotton, J., Burton, D., Jackson, R.S., McIff, T., Biomechanical analysis of cement augmentation techniques on pedicle screw fixation in osteopenic bone: a cadaveric study, *Spine deformity*, (2) 28-33, 2014.
- [109] Becker, S., Chavanne, A., Spitaler, R., Kropik, K., Aigner, N., Ogon, M., Redl, H., Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines, *Eur Spine J*, 17:1462-1469, 2008.
- [110] Sarzier, J.S., Evans, A.J., Cahill, D.W., Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines, *J Neurosurg*, 96(3 Suppl):309-12, 2002.
- [111] Chen, S.I., Lin, R.M., Chang, C.H., Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions, *Medical engineering and Physics*, (25) 275-282, 2003.
- [112] Hasegawa, T., Inufusa, A., Imai, Y., Mikawa, Y., Lim, T.H., An, H.S., Hydroxyapatite-coating of pedicle screws improves resistance against pull-out force in the osteoporotic canine lumbar spine model: a pilot study, *The spine journal*, (5) 239-243, 2005.

- [113] Liu, G.M., Kong, N., Zhang, X.Y., Bai, H.T., Yao, Y., Han, H.Z., Luo, Y.G., Extracellular matrix-coating pedicle screws conduct and induce osteogenesis, *Eur J Orthop Surg Traumatol*, Jul; 24 Suppl 1:S173-82, 2013.
- [114] Daftari, T.K., Horton, W.C., Hutton, W.C., Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws, *J Spinal Disord*, 7 (2):139-45, 1994.
- [115] Oktenoğlu, B.T., Ferrara, L.A., Andalkar, N., Ozer, A.F., Sarioğlu, A.C., Benzel, E.C., Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study, *J Neurosurg*, 94(1 Suppl):91-6, 2001.
- [116] Silva, P., Rosa, R.C., Shimano, A.C., Defino, H.L., Effect of pilot hole on biomechanical and in vivo pedicle screw-bone interface, *Eur Spine J*, 22(8):1829-36, 2013.
- [117] Pfeiffer, F.M., Abernathie, D.L., Smith, D.E., A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs: a study using tapped and untapped pilot holes, *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(23):E867-70, 2006.
- [118] George, D.C., Krag, M.H., Johnson, C.C., Van, Hal, M.E., Haugh, L.D., Grobler, L.J., Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae, *Spine(Phila Pa 1976)*, 16(2): 181-4, 1991.
- [119] Von, Stempel, A., Kühle, J., Plitz, W., Stability of pedicle screws. 2: Maximum pullout force with reference to bone density, *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 132(1):82-6, 1994.
- [120] Okuyama, K., Abe, E., S, Tetsuya., Tamura, Y., Chiba, M., Sato, K., Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients, *The spine Journal*, (1) 402-407, 2001.

- [121] Halvorson, T.L., Kelley, L.A., Thomas, K.A., Whitecloud, T.S. 3rd., Cook, S.D., Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation, *Spine (Phila Pa 1976)*, Nov 1; 19(21):2415-20, 1994.
- [122] Soshi, S., Shiba, R., Kondo, H., Murota, K., An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine, *Spine (PhilaPa 1976)*, 16(11): 1335-41, 1991.
- [123] ASTM Standards F1839, Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments, 1997.
- [124] Tolunay, T., Basgul, C., Demir, T., Yaman, M.E., Arslan, K.A., Pullout strength of dual lead dual cored pedicle screws after PMMA augmentation, *Medical Physics and Engineering*, (Değerlendirme), 2015.

EKLER

EK 1. Standart pedikül vidalar için çekip çıkarma değerleri

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıyma ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
[16] Arslan KA	Radyal delikli SPV	4-mm konik çekirdek çapı, 6.5mm dış çap, 45mm (dişli kısım uzunluğu)		Sentetik köpük	160.2 kg/m ³	N/A	N/A	516 (füzyon öncesi) 572 (füzyon sonrası)
					320.4 kg/m ³			2083 (füzyon öncesi) 2546 (füzyon sonrası)
					640.7 kg/m ³			5214 (füzyon öncesi) 5306 (füzyon sonrası)
[16] Arslan KA	SPV	5-mm konik çekirdek çapı, 6.5mm dış çap, 45mm (dişli kısım uzunluğu)		Sentetik köpük	160.2 kg/m ³	N/A	N/A	518 (füzyon sonrası)
					320.4 kg/m ³			1485 (füzyon sonrası)
					640.7 kg/m ³			5847 (füzyon sonrası)
[15] Demir T	SPV	4 mm çekirdek çapı		Sentetik köpük	640.7 kg/m ³	N/A	N/A	863
	Delikli SPV							871
	Delikli SPV							869
	Delikli SPV							868
	Delikli SPV							864
	Delikli SPV							853
	Delikli SPV							856
	Delikli SPV							852
	Delikli SPV							861
	Delikli SPV							637
[15] Demir T	Delikli SPV	5 mm çekirdek çapı		Sentetik köpük	640.7 kg/m ³	N/A	N/A	856
								852
								861
[15] Demir T	Delikli SPV	5.5 mm		Sentetik köpük	640.7 kg/m ³	N/A	N/A	637
								861
								637

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
	Delikli SPV	çekirdek çapı						628
	Delikli SPV							645
	Delikli SPV							634
	Delikli SPV	5 mm çekirdek çapı						1346
	Delikli SPV	5 mm çekirdek çapı		Hayvan kadavrası	N/A			1548
	SPV	4 mm çekirdek çapı						1854
					1,05 g/cm ²	N/A	N/A	1546.54
					0,88 g/cm ²	N/A	N/A	1126.15
					0,7 g/cm ²	N/A	N/A	839.12
					0,51 g/cm ²	N/A	N/A	486.66
[44] Gao M	SPV			Hayvan kadavrası	1,05 g/cm ²	Kalsiyum içerikli	N/A	1717.66
					0,88 g/cm ²	Kalsiyum içerikli	N/A	1388.78
					0,7 g/cm ²	Kalsiyum içerikli	N/A	994.79
					0,51 g/cm ²	Kalsiyum içerikli	N/A	516.86
[51] Koller H	SPV	6 mm		Hayvan kadavrası	0,67 g/cm ³	N/A	N/A	773.8
[27] Abshire BB	SPV	Konik silindirik		Hayvan kadavrası	N/A	N/A	N/A	2634.1
					N/A	N/A	N/A	2256.5
					N/A	N/A	N/A	663
[100] Rohmiller MT	SPV			İnsan kadavrası	N/A	kalsiyum sülfat	N/A	1105
					N/A	PMMA	N/A	1320
[53] Wu Z	SPV			İnsan	0,693 g/cm ²	N/A	N/A	839.12

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kmy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
				kadavrası	0,693 g/cm ²	PMMA	N/A	994.79
					0,597 g/cm ²	N/A	N/A	486.66
					0,597 g/cm ²	PMMA	N/A	616.86
[80] Hashemi A	SPV			Sentetik köptük	0.32 g/cc	Granüllü KF	N/A	2132.5
						N/A	N/A	1840.1
				Sentetik köptük	0,16 g/cc	Granüllü KF	N/A	861.6
						N/A	N/A	688.2
		Cy/Cy-V			80.1 kg/m ³			185.00
		Cy/Cy-V			240.3 kg/m ³			520.29
		Cy/Cy-V			320.4 kg/m ³			1,788.56
		Cy/Cy-B			80.1 kg/m ³			163.18
		Cy/Cy-B			240.3 kg/m ³			441.66
		Cy/Cy-B			320.4 kg/m ³			1,162.16
		Cy/Cy-S			80.1 kg/m ³			159.12
		Cy/Cy-S			240.3 kg/m ³			464.33
[19] Kim YY	SPV			Sentetik köptük	320.4 kg/m ³	N/A	N/A	1,388.46
		Cy/Co-V			80.1 kg/m ³			254.70
		Cy/Co-V			240.3 kg/m ³			849.42
		Cy/Co-V			320.4 kg/m ³			2,284.08
		Cy/Co-B			80.1 kg/m ³			204.91
		Cy/Co-B			240.3 kg/m ³			745.73
		Cy/Co-B			320.4 kg/m ³			1,970.39
		Cy/Co-S			80.1 kg/m ³			195.80
		Cy/Co-S			240.3 kg/m ³			601.22

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kmy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		Cy/Co-S			320.4 kg/m ³			1,976.59
		Co/Co-V			80.1 kg/m ³			210.98
		Co/Co-V			240.3 kg/m ³			744.90
		Co/Co-V	-		320.4 kg/m ³			1,968.09
		Co/Co-B			80.1 kg/m ³			185.77
		Co/Co-B			240.3 kg/m ³			681.99
		Co/Co-B			320.4 kg/m ³			1,805.57
		Co/Co-S			80.1 kg/m ³			171.04
		Co/Co-S			240.3 kg/m ³			471.86
		Co/Co-S			320.4 kg/m ³			1,702.61
[112] Hasegawa T	SPV			Hayvan kadavrası	0,549 g/cm ³		Hidroksiapatit	165.6
							titanyum	103.1
		Alıcı 6.5						2910.9
		Alıcı 7						1890.8
[79] Esenkaya I	SPV	Alıcı 6.5		Hayvan kadavrası	N/A			2900.2
		Alıcı 6.5						3040.9
		Alıcı 7						2117.2
		Alıcı 6.5						3115.8
		Diş tipi 1			0,12 g/cm ³			355
		Diş tipi 2			0,12 g/cm ³			296
[32] Krenn MH	SPV	Diş tipi 3		Sentetik köpük	0,12 g/cm ³			248
		Diş tipi 1			0,16 g/cm ³			727
		Diş tipi 2			0,16 g/cm ³			307
		Diş tipi 3			0,16 g/cm ³			406

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		Diş tipi 1			0,32 g/cm ³			2176
		Diş tipi 2			0,32 g/cm ³			1526
		Diş tipi 3			0,32 g/cm ³			1420
[49] Lei W	USS			Hayvan kadavrası	2,219 g/cm ²			1929.9
	Tenor				2,009 g/cm ²			1849.8
	CDH				1,979 g/cm ²			1980.9
[57] Paik H	SPV		Dibine kadar gömülmüş	İnsan kadavrası	0,98 g/cm ²	N/A	N/A	418
			Dibine kadar gömülmüş		0,468 g/cm ²			243
					0,98 g/cm ²			772
					0,468 g/cm ²			414
[18] Chen LH	SPV	Konik		Sentetik köptük	0,09 g/cm ³		PMMA	396
							N/A	35
		silindirik					PMMA	421
							N/A	42
[61] Derincek A	SPV		Kifoplasti ile çimentolama	İnsan kadavrası	1,686 g/cm ²	PMMA		3443
					1,432 g/cm ²			2088
					1,686 g/cm ²			3702
					1,432 g/cm ²			3664
[103] Zhu Q	SPV			İnsan kadavrası			PMMA	1400
							Sr-HA	928
[90] Liu D	SPV		Kısmen çimentolama	Hayvan kadavrası	1.170	PMMA		598.5
					1.14			877.3
					1.15			744.5
			Tamamen çimentolama					

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)		
[58] Cho W	SPV			İnsan kadavrası	0.89	PMMA		723.1		
								0.86	KF	671.2
									N/A	20.95
									KF	61.16
[97] Choma TJ	SPV		Statik yükleme	Sentetik köpük	0,09 g/cm ²	KS		45.58		
								KS ve KF karışımı	40.34	
								N/A	20.25	
								KF	57.6	
								KS	44	
								KS ve KF karışımı	41.25	
[70] Fürderer S	SPV		Transpediküler	İnsan kadavrası	52,14 mg/cm ³			400		
								Supratransvörs	368.3	
								trans-transvörs	368.3	
								standart	839.6	
[73] Brasiliense LB	SPV		airball	İnsan kadavrası	0,674 g/cm ²			554.9		
								Medyal gönderme	904.1	
								lateral gönderme	660.4	
[54] Chatzistergos PE	SPV	5.50	Tepli	Sentetik köpük	0,16 g/cm ³			481		
								6.5	480	
								7.5	438	
									Tepsiz	443
								4	Vida ile teplenmiş	473
5		418								

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
[83] Bostan B	SPV	6	Revizyon öncesi	Hayvan kadavrası	N/A	PMMA	N/A	2162.9
	SPV	6	Revizyon sonrası					2794.3
[66] Crawford NR	SPV		30° medyal	Hayvan kadavrası	0,36-1,88 g/cm ²			1017
			20° medyal					1183
			10° medyal					1471
			0°					834
			10° lateral					1250
			20° lateral					1256
			30° lateral					1157
			30° medyal					1144
			20° medyal					1192
			10° medyal					1487
			0°					797
			10° lateral					956
			20° lateral					1143
			30° lateral					986
[67] Santoni BG	SPV		Yeni kortikal gönderme	İnsan kadavrası	0,786 g/cm ²			367.54
			geleneksel					287.59
[75] Tosun B	SPV	Xia	100°C	Hayvan kadavrası	742 mg/cm ²			2350
			35°C					3230
			4°C					4440
			24°C					3730
[24]Chao CK	SPV	Tip 1-1		Sentetik köpük	0,32 g/cm ³			1926
		Tip 1-2						1937

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		Tip I-3						1908
		Tip I-4						1809
		Tip I-5						1830
		Tip II-1						1471
		Tip II-2						1497
		Tip II-3						1505
		Tip II-4						1498
		Tip II-5						1494
		Tip I-1						794
		Tip I-2						803
		Tip I-3						818
		Tip I-4						793
		Tip I-5			0,16 g/cm ³			818
		Tip II-1						627
		Tip II-2						632
		Tip II-3						645
		Tip II-4						652
		Tip II-5						653
[68] Kilişer C	SPV		60° açılı	İnsan kadavrası	N/A	N/A	N/A	2070,9
			90° açılı					1753
			60° açılı ve laminektomi					2185,5
[72] Yüksel KZ	SPV		İntrapediküler	İnsan kadavrası	0,585 g/cm ²	N/A	N/A	932
			Ekstrapediküler					715
			Tedavi vidası (Ekstrapediküler)					572

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
[33] Lill CA	SPV	Tip 1	Ger döndürme	Hayvan kadavrası	0,5 g/cm ³	N/A	N/A	3430
			Çevrimsel yükleme					2460
			Ger döndürme & çevrimsel yükleme					2350
								1750
								3280
								1830
		Tip 2	Ger döndürme	İnsan kadavrası	0,2 g/cm ³	N/A	N/A	890
			Çevrimsel yükleme					970
			Ger döndürme & çevrimsel yükleme					790
								3980
								2590
								3000
		Tip 3	Ger döndürme	Hayvan kadavrası	0,5 g/cm ³	N/A	N/A	2080
			Çevrimsel yükleme					4060
			Ger döndürme & çevrimsel yükleme					1830
								1100
								1060
								850
Tip 3	Ger döndürme	Hayvan kadavrası	0,5 g/cm ³	N/A	N/A	3670		
	Çevrimsel yükleme					2560		
	Ger döndürme & çevrimsel yükleme					2870		
						1840		
						4480		

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
								1730
			Geridondürme	İnsan kadavrası	0,2 g/cm ³			930
			Çevrimsel yükleme					1380
			Geridondürme & çevrimsel yükleme					710
								3340
			Geridondürme	Hayvan kadavrası	0,5 g/cm ³			2490
			Çevrimsel yükleme					3390
			Geridondürme & çevrimsel yükleme					2200
		Tip 4						3740
								2380
			Geridondürme	İnsan kadavrası	0,2 g/cm ³			960
			Çevrimsel yükleme					1540
			Geridondürme & çevrimsel yükleme					890
								3090
			Geridondürme	Hayvan kadavrası	0,5 g/cm ³			1950
			Çevrimsel yükleme					2290
			Geridondürme & çevrimsel yükleme					1920
		Tip 5						3480
								1610
			Geridondürme	İnsan kadavrası	0,2 g/cm ³			890
			Çevrimsel yükleme					940
			Geridondürme & çevrimsel yükleme					630
[91] Linhardt O	SPV			İnsan	56,4 mg HA/mL			232

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
			Yumuşak çimento	İnsan kadavrası				452
			Sert çimento					367
[71] White KK	SPV		Ekstrapediküler	İnsan kadavrası	N/A	N/A	N/A	584
			transpediküler					826
								1550
[92] Milcan A	SPV			Hayvan kadavrası	N/A	BCA	N/A	1620
						PMMA		2550
					0.58	KF (sadece distal)		1032
			Direk		0.58	KF		839
					0.61	PMMA		910
					0.58	KF (sadece distal)		895
[82] Renner SM	SPV		Revizyon	Hayvan kadavrası	0.58	KF	N/A	1571
					0.61	PMMA		2496
					0.58	KF (sadece distal)		1617
			Çimentolama		0.58	KF		1852
					0.61	PMMA		2797
[69] Lehman RA	SPV		Direk gönderme	İnsan kadavrası	632 mg/cm ²	N/A	N/A	611
			Anatomik gönderme					481
			Xia					1783
[25] Inceoglu S	SPV		7.5 Ost	Hayvan kadavrası	N/A	N/A	N/A	1943
			6.5 Ost					1641
[84] Klein SA	SPV	6.50		Hayvan kadavrası	0.8344			657
[93] Yi W	SPV		24 saat	Yaşayan	N/A		N/A	1030

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıyma ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
				hayvan		KS		1920
						PMMA		3630
			6 hafta					1260
						KS		1850
						PMMA		3750
			12 hafta					1320
						KS		2040
						PMMA		3720
[43] Takigawa T	SPV			Hayvan kadavrası	0,39 g/cm ²	PMMA	N/A	346
			Anatomik gönderme					297
[61] Derincek A	SPV		Direk gönderme	İnsan kadavrası	0,948 g/cm ²		N/A	469
		revizyon				KS		680
			Direk gönderme					477
			2 (bekleme süresi dk)					819
		5.5	5					850
			10			KF		785
			2					898
[98] Masaki T	SPV	6.25	5	İnsan kadavrası	0,713 g/cm ²		N/A	1021
			10					867
		5.5				N/A		549
		6.5						744
		5.5	revizyon			KF		1055
		6.5						1202
[28] Kwok AW	SPV	TSRH		İnsan	N/A	N/A	N/A	816.4

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		Steffee VSP		kadavrası				723.7
		Diapason						833.6
		AO Shanz						985.2
		Synthes USS						696.1
			1 hafta (ameliyat sonrası)					415.4
			2 hafta			KF		512
		osteoporotik	4 hafta					573.5
			1 hafta					324.4
			2 hafta			N/A		346
[101] Taniwaki Y	SPV		4 hafta	Yaşayan hayvan	N/A		N/A	366.8
			1 hafta					531.7
			2 hafta			KF		720.3
		Osteoporotik değil	4 hafta					732.2
			1 hafta					285.2
			2 hafta			N/A		381.2
			4 hafta					478.2
[106] Chang MC	SPV		İğne enjeksiyon metodu	Sentetik köpük	0,12 g/cm ³	PMMA		234.1
			Kifoplasti çimentolama		0,71 g/cm ²	PMMA		1414
			Transpediküler					756
[94] Burval DJ	SPV		Çevrimsel yüklenmiş		0,76 g/cm ²			398
								591
			Çevrimsel yüklenmiş		1,08 g/cm ²			811
								1002
[42] Choma TJ	SPV	Kısmen		İnsan	0,581 g/cm ²	PMMA		159

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıyma ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		delinmiş		kadavrası				525
		Tamamen delinmiş						
[113] Liu GM	SPV			Yaşayan hayvan	202 mg/cc	N/A	Kol/KS/HA	994.17
[116]Silva P	SPV	2 mm pilot delik		Yaşayan hayvan	0,62 g/cm ³	N/A	N/A	2196.9
		2.8 mm pilot delik						1926.8
[56] Helgeson MD	SPV		1,5 in-lbs gönderme torku hızı	İnsan kadavrası	0,6 g/cm ²	N/A	N/A	712.3
			2,5 in-lbs gönderme torku hızı					877.9
				İnsan kadavrası	0,794 g/cm ²			1002
		Tek sarmallı		Sentetik köpük	0,16 g/cm ³			661
[34]Brasiliense LB	SPV			İnsan kadavrası	0,32 g/cm ³			2307
				İnsan kadavrası	0,794 g/cm ²			1080
		Çift sarmallı		Sentetik köpük	0,16 g/cm ³			536
					0,32 g/cm ³			2452
			İlk göndermeden sonra					541.2
		Silindirik çekirdekli	İkinci göndermeden sonra					484.4
[35] Defino HL	SPV		Üçüncü göndermeden sonra	İnsan kadavrası	0,156 g/cm ³	N/A	N/A	312.1
			İlk göndermeden sonra					595.8
		Çift çekirdekli	İkinci göndermeden sonra					541.8
			Üçüncü göndermeden sonra					421.9
[37] Jacob AT	SPV	Tek sarmallı		İnsan kadavrası	0,684 g/cm ²			524.9
		Çift sarmallı						533.89
[109] Becker S	SPV			İnsan	830 mg HA/cm ³	N/A		513

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kımya ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
			Vertebroplasti	kadavrası				920
			Balon kifoplasti					781
[17] Mckoy BE	SPV		Mumyalanmış numune	İnsan kadavrası	N/A	PMMA		572.2
			Taze dondurulmuş numune		0,692 g/cm ²			781.3
[85] Evans SL	SPV	N/A	N/A	Hayvan kadavrası	N/A	N/A	N/A	1203
						Palacos LV	N/A	1970
						Cortoss		2021
		Silindirik çekirdekli						4000
		Konik çekirdekli						2700
		Silindirik çekirdekli	180° geri döndürme					4300
		Konik çekirdekli		Hayvan kadavrası	N/A	N/A	N/A	1800
[26] Lill CA	SPV	Silindirik çekirdekli	Çevrimsel yükleme sonrası					7300
		Konik çekirdekli	Çevrimsel yükleme sonrası					5600
		Silindirik çekirdekli	Çevrimsel yükleme sonrası					4000
		Konik çekirdekli	180° geri döndürme					2600
			25 mm sentetik köpük	Sentetik köpük	seviye-20			874
		Tip A	50 mm sentetik köpük					910
				Hayvan kadavrası	2,26 (t-skoru)			431
[29] Yaman O	SPV		25 mm sentetik köpük	Sentetik köpük	seviye-20	N/A	N/A	820
		Tip B	50 mm sentetik köpük					967
				Hayvan kadavrası	2,26 (t-skoru)			614
		Tip C	25 mm sentetik köpük	Sentetik köpük	seviye-20			926

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
			50 mm sentetik köpük					1050
				Hayvan kadavrası	2,26 (t-skoru)			752
[121] Halvorson TL	SPV			İnsan kadavrası	0,985 mg/cm ²	N/A	N/A	841.2
					1,17 mg/cm ²			1540
					0,818 mg/cm ²			206
[115] Oktenoglu T	SPV		Pilot delikli	Sentetik köpük				895.5
			Pilot deliksiz		N/A			995.3
			2,9 ml/pedikül (çimento miktarı)					596
						PMMA		1086
[105] Frankel BM	SPV		5,5 ml/pedicle	İnsan kadavrası	0,70 g/cm ²		N/A	621
								1872
						N/A		797
			5,2 ml/pedicle (revizyon)			PMMA		2091
		7 mm						1056.4
		6,25 mm			normal			1045.7
		5,5 mm						495
		4,5 mm						237.2
[122] Soshi S	SPV	7 mm		İnsan kadavrası		N/A	N/A	953.5
		6,25 mm			Başlangıç aşaması			732.1
		5,5 mm						382.2
		4,5 mm						335.2
		7 mm			seviye 1			495.6
		6,25 mm						384.2

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		5,5 mm						246.1
		4,5 mm						276.4
		7 mm						269.5
		6,25 mm			seviye II			195
		5,5 mm						185.2
		4,5 mm						78.4
		7 mm						274.4
		6,25 mm			seviye III			174.4
		5,5 mm						-
		4,5 mm						71.5
[50] Cook SD	SPV		Kendiliğinden tepli	İnsan kadavrası	0.62 g/cm ²	N/A	N/A	70.76
					0.28 g/cm ²			57.75
					0.95 g/cm ²			82.77
[36] Mummaneni PV	SPV		Çift sarmallı	İnsan kadavrası	N/A	N/A	N/A	567
			Tek sarmallı					614.67
		6 mm	Shanz	İnsan kadavrası	82 mg/cm ³			994
		5 mm						459
		6 mm	Kluger screw					1930
		5 mm						1660
[31] Wittenberg RH	SPV	shanz	3,5 mm mil	Hayvan kadavrası	146 mg/cm ³	N/A	N/A	1990
			3,5 mm dril					1890
		Steffee	3,5 mm mil					2280
			3,5 mm dril					2140
						PMMA		709

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
								1860
						PF		633
								1270
[55] Carmouche JJ	SPV		Tepli Kendiliğinden tepli	İnsan kadavrası	0,833 g/cm ³	N/A	N/A	306.9 366.88
			Tepsiz					325.2
[118] George DC	SPV		Dril ile delik delinmiş Mil ile delik delinmiş	İnsan kadavrası	N/A	N/A	N/A	907.4 919.8
					seviye I (jeksi sakalası)			764.7 1363
[110] Sarzier JS	SPV			İnsan kadavrası	seviye II	PMMA	N/A	412 856
					seviye III			289 576
		CYSID						2115.44
		CYLID						1360.56
		COISID						2401.85
		COILID	Tamamen gönderilmiş					1674.71
[59] Amaritsakul Y	SPV	CO2LID		Sentetik köpük	0,32 g/cm ³	N/A	N/A	1755.04
		DIC						2189.99
		DOC						1509.05
		DDC						2226.93
		CYSID	360° geri döndürülmüş					2065.8
		CYLID						1312.61

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kımya ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		COISID						2169.82
		COILID						1545.35
		CO2LID						1460.39
		DIC						2014.28
		DOC						1369.34
		DDC						1941.29
		5 mm						1419.3
[74] Kwan MK	SPV		Kısmen yivlenmiş	İnsan kadavrası	N/A	N/A	N/A	1336.6
								2126.0
		6 mm	Kısmen yivlenmiş					2036.5
[48] Liu D	SPV			Sentetik köpük	0.12 g/cm ³	PMMA		217.40
						N/A		48.50
[14] Paré PE	SPV			İnsan kadavrası	t skoru -6,0			310

EK 2. Kanüllü pedikül vidalar için çekip çıkarma değerleri

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
[87] Chao KH	KPV		Vidadan önce çimento gönderilmiş	Hayvan kadavrası	0.42 g/cm ³	N/A	N/A	144.3
					0.39 g/cm ³	PMMA		810.6
					0.43 g/cm ³	PMMA		579.3
[22] Chen LH	KPV	Konik		Sentetik köpük	0,09 g/cm ³	PMMA		321
		Silindirik						298
[14] Paré PE	KPV	delinmiş				PMMA		573
[43] Takigawa T	novel PS			Hayvan kadavrası	0,39 g/cm ²	PMMA		346
[106] Chang MC	KPV			Sentetik köpük	0,12 g/cm ³	PMMA		187.8
[42] Choma TJ	KPV	Kısmen delinmiş		Hayvan kadavrası	0,581 g/cm ²	PMMA	N/A	690
		Tamamen delinmiş				Çok viskoz		612
						Az viskoz		501
[39] Yazu M	KPV	Normal vida		Hayvan kadavrası	0,866 g/cm ²		N/A	257.75
		Radyal delikli yeni vida				KF		637.49
[109] Becker S	KPV		vertebroplasti	Hayvan kadavrası	830 mg HA/cm ³	N/A	N/A	917
[17] Mckoy BE	KPV		Mumyalanmış numune	Hayvan kadavrası	N/A	PMMA	N/A	1011.1
			Taze dondurulmuş numune		0,692 g/cm ²			2956.3
[40] Arslan AK	KPV	S2H		Sentetik köpük	Seviye 40	N/A	N/A	3034
		S2H			Seviye 15			432
		D2H			Seviye 40			2795
		D2H			Seviye 15			498

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
		S3H			Seviye 40			2782
		S3H			Seviye 15			511
		D3H			Seviye 40			2768
		D3H			Seviye 15			492
		SS			Seviye 40			3104
		SS			Seviye 15			491
		DS			Seviye 40			2936
		DS			Seviye 15			462

EK 3. Genişleyebilir pedikül vidalar için çekip çıkarma değerleri

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kmy ya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
[52] Gao M	GPV			İnsan kadavrası	1,05 g/cm ²	N/A	N/A	1827.40
					0,88 g/cm ²	N/A		1537.16
					0,7 g/cm ²	N/A		1066.96
					0,51 g/cm ²	N/A		737.44
					1,05 g/cm ²	Kalsiyum içerikli		1916.25
					0,88 g/cm ²	Kalsiyum içerikli		1771.61
					0,7 g/cm ²	Kalsiyum içerikli		1200.71
					0,51 g/cm ²	Kalsiyum içerikli		776.38
[51] Koller H	GPV	6 mm		İnsan kadavrası	0,67 g/cm ³	N/A	N/A	910.3
[95] Cook SD	GPV			İnsan kadavrası	0,51 g/cm ³	N/A	N/A	106.34
					0,51 g/cm ³	PMMA		262.64
					0,72 g/cm ³	N/A		111.56
					0,72 g/cm ³	PMMA		330.83
					0,45 g/cm ³	N/A		102.27
					0,45 g/cm ³	PMMA		209.59
[53] Wu Z	GPV			İnsan kadavrası	0,693 g/cm ²	N/A	N/A	1066.96
					0,693 g/cm ²	PMMA		1200.71
					0,597 g/cm ²	N/A		637.44
					0,597 g/cm ²	PMMA		776.38
[79] Esenkaya I	GPV	Tip 1		Hayvan kadavrası	N/A	N/A	N/A	1850.6
		Tip 2						2136.2
[49] Lei W	GPV			Hayvan kadavrası	2,219 g/cm ²	N/A	N/A	2872.7

Çalışma	Vida türü	Vida özellikler	Uygulama tekniği	Gömme malzemesi	Kıymaya da yoğunluk	Çimento malzemesi	Kaplama malzemesi	Çekip çıkarma değeri (N)
					2,009 g/cm ²			2604.6
					1,979 g/cm ²			2480
[83] Bostan B	GPV	7 mm	Revizyon öncesi	Hayvan kadavrası	N/A			2605
	GPV	7 mm	Revizyon sonrası					3327.1
[50] Cook SD	GPV		Kendiliğinden teplenmiş	Hayvan kadavrası	0.62	N/A	N/A	91.78
					0.28			85.17
					0.95			98.38
[48] Liu D	GPV			Sentetik köpük	0.12 g/cm ³	N/A	N/A	84.5

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BAŞGÜL, Cemile

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 23.05.1990 / Isparta

Medeni hali : Bekar

Telefon : 0 (535) 833 06 64

e-mail : cemile.basgul@gmail.com

Eğitim

Derece tarihi	Eğitim Birimi	Mezuniyet
Yüksek Lisans	TOBB ETÜ/Makina Mühendisliği	2015
Lisans	TOBB ETÜ/Endüstri Mühendisliği	2013
Lise (misafir öğrenci)	Zuger Kantonal Schule/İsviçre	2009
Lise	Eskişehir Anadolu Lisesi	2008

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2014-2015	TOBB ETÜ/Ankara	Yüksek Lisans
2013 (3,5 ay)	Gama Group/Ankara	Stajyer
2012 (3,5 ay)	Dsk GmbH/Almanya	Stajyer
2011 (3,5 ay)	Eti /Eskişehir	Stajyer

Yabancı Dil

İngilizce , Almanca, İspanyolca (başlangıç)

Yayımlar

- **Basgul C.**, Demir T., 2015, Pullout performance of pedicle screws. Springer. DOI: 10.1007/978-3-319-16601-8.
- Tolunay T., **Basgul C.**, Demir T., Yaman ME., Arslan KA. 2015, Pullout strength of dual lead dual cored pedicle screws after PMMA augmentation. Medical physics and engineering. (Under review)