

TC.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEMİKTEKİ TUTUNMA GÜCÜNÜ ARTIRMAK İÇİN
GELİŞTİRİLEN VİDALARIN VE ORTAMLARIN BİYOMEKANİK
KARAKTERİZASYONU**

Mehmet Emin TAŞDELEN

Tez Yöneticisi

Doç. Dr. M. Halidun KELEŞTEMUR

YÜKSEK LİSANS TEZİ
METALÜRJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELAZIĞ, 2009

TC.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEMİKTEKİ TUTUNMA GÜCÜNÜ ARTIRMAK İÇİN
GELİŞTİRİLEN VİDALARIN VE ORTAMLARIN BİYOMEKANİK
KARAKTERİZASYONU**

Mehmet Emin TAŞDELEN

Yüksek Lisans Tezi
Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu tez, tarihinde aşağıda belirtilen jüri tarafından oybirliği /oyçokluğu ile başarılı / başarısız olarak değerlendirilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. M. Halidun KELEŞTEMUR

Üye:

Üye:

Üye:

Üye:

Bu tezin kabulü, Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

TEŐEKKÖR

Bu çalıřmamın yűrűtűlmesinde yardımlarını esirgemeyen danıřman hocam Sayın Doç. Dr. M. Halidun KELEŐTEMUR’a teőekkűrlerimi sunarım.

Hayatım boyunca maddi ve manevi destekleriyle beni ayakta tutmaya çalıřan anneme, babama ve kardeřlerime sonsuz teőekkűrlerimi sunarım.

Tez çalıřmalarım boyunca umutsuzluęa dűřtűęűm anlarda beni bařarabileceęime yeniden inandıran tűm arkadařlarıma ve Janset’e çok teőekkűrler.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR.....	
İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİLLER LİSTESİ	III
TABLolar LİSTESİ.....	V
SİMGELER.....	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Giriş.....	4
2.2 Spinal Kolonun Anatomisi, Fizyolojisi ve Biyomekanığı	6
2.3 Pediküler Vida Stabilizasyonu Uygulanan Spinal Hastalıklara Genel Bakış.....	14
2.3.1 Skolyoz.....	15
2.3.2 Disk Hernisi	17
2.3.3 Spondilolistezis	18
2.3.4 Vertebra yaralanmaları.....	18
2.4 Spinal Füzyon Ve Enstrümantasyon	19
2.4.1 Omurgada İnstabilite.....	19
2.4.2 Enstrümanların Biyomekanik İlkeleri.....	20
2.4.3 Pediküler Vida Sistemleri ve Avantajları.....	21
2.4.4 Spinal Enstrümanların Kısımları.....	23
2.5 Pediküler Vida.....	24
2.5.1 Pediküler Vida Tespitlenmesi ve Tarihi Gelişimi	25
2.6 Kemik Çimentosu	32
2.6.1 Kemik Çimentosunun Kompozisyonu	33
2.6.2 İmplant Revizyonları.....	34
2.6.3 Endüstriyel Bir Ürün Olarak PMMA.....	34
2.6.4 Medikal Teknoloji Ve İmplant Uygulamalarında Kullanımı	36
2.6.5 Kemik Çimentosu Olarak PMMA.....	36
3. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	40
4. SONLU ELAMANLAR YÖNTEMİ.....	45

4.1	Sonlu Elemanlar Yönteminin Tarihsel Gelişimi	46
4.2	Niçin Sonlu Elemanlar?	46
4.3	Sonlu Elemanlarla Modelleme	47
4.3.1	Genel Olarak Modelleme	47
4.3.2	Eleman Seçiminin Önemi	47
4.3.3	Yükleme	48
4.3.4	Sınır Koşulları	48
4.4	Ayrıklaştırma ve Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar	49
4.5	Sonlu Eleman Program Kullanıcısının Sorumlulukları.....	49
5.	3-B MODELLERİN OLUŞTURULMASI.....	50
5.1	Modeli Oluşturan Parçalar ve Fiziksel Gerçeklikleri.....	50
5.2	Parçaların Modellenmesi ve Montajı	51
5.3	Modellerin Ansys Workbench Ortamında Yapısal Analizlerinin Gerçekleştirilmesi. 52	
5.3.1	Modeller İçin Kullanılacak Malzeme Özellikleri.....	52
5.3.2	Sınırlayıcılar ve Yüklemlerin Belirlenmesi.....	53
5.3.3	Mesh İşlemi.....	53
5.4	Çözümün Yapılması ve Sonuçların Alınması	53
6.	SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRMELER	54
6.1	Her Bir Model İçin Gerilme Değerlerinin Alınması	54
6.1.1	Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeli	54
6.1.2	Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeli	59
6.1.3	Ekspansif Vida Modeli.....	65
6.2	Sonuçların Yorumlanması.....	70
6.3	Genel Sonuç ve Öneriler	72
	KAYNAKLAR	74
	ÖZGEÇMİŞ	77

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Pediküler vida ile spinal enstrümantasyon.....	5
Şekil 2.2. Vertebra ve bölgeleri.....	7
Şekil 2.3. Spinal kolon ve intervertebral disk	7
Şekil 2.4. Spinal kolon ve bölgeleri	9
Şekil 2.5. Denis’e göre üç kolon teorisi	10
Şekil 2.6. Sakrum ve Koksiks	10
Şekil 2.7. İntervertebral diskin şematik gösterimi.....	11
Şekil 2.8. İntervertebral disk.	11
Şekil 2.9. Spinal kolon ve doğal eğrilikleri.....	14
Şekil 2.10. Skolyozun şematik görünüşü.	16
Şekil 2.11. Skolyozun cerrahi tedavisi	17
Şekil 2.12. VSP sistemine ait farklı kemik vidaları.	24
Şekil 2.13. Pediküler vida uygulaması radyografik ve şematik görüntüsü.	25
Şekil 2.14. Vertebra üzerinde pedikül kısmı	25
Şekil 2.15. Roy-Camille öncülüğünde geliştirilen segmental bağlantı plakaları.	26
Şekil 2.16. ABD’de rapor edilen ilk transpediküler vida kullanımı.....	27
Şekil 2.17. Magerl tarafından geliştirilen harici sabitleyici, “fixateur externe”	28
Şekil 2.18. Dick tarafından geliştirilen dahili sabitleyici, “fixator interne”	29
Şekil 2.19. Thalgot tarafından geliştirilen AO tibial dinamik kompresyon plakası.....	30
Şekil 2.20. Steffee tarafından geliştirilen VSP sistemi.	31
Şekil 2.21. Luque tarafından geliştirilen yarı rijit interpediküler tespitleme sistemi.	31
Şekil 2.22. Vermont Spinal Fixator sistemi.	32
Şekil 2.23. Wiltse pediküler vida tespitleme sistemi.	32
Şekil 2.24. PMMA’nın sentezi.....	34
Şekil 2.25. Viskozitenin zamana göre değişim grafiği.....	38
Şekil 5.1. FEM modeli.	50
Şekil 5.2. Ekspansif vida ve katı modeli.	51
Şekil 5.3. Pull-out numunesi ve katı modeli.	52
Şekil 5.4. Modellere ait sınırlayıcı ve yüklemeler.	53
Şekil 6.1. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait mesh yapısı.	55
Şekil 6.2. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait vida gerilmeleri.....	55
Şekil 6.3. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait vida gerinmeleri... ..	56

Şekil 6.4. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.	56
Şekil 6.5. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait kortikal kemik gerinmeleri.	57
Şekil 6.6. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.	57
Şekil 6.7. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait süngerimsi kemik gerinmeleri.	58
Şekil 6.8. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait gerilmeler.	58
Şekil 6.9. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait mesh yapısı.	60
Şekil 6.10. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait vida gerilmeleri.	61
Şekil 6.11. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait vida gerinmeleri.	61
Şekil 6.12. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.	62
Şekil 6.13. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait kortikal kemik gerinmeleri.	62
Şekil 6.14. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.	63
Şekil 6.15. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait süngerimsi kemik gerinmeleri.	63
Şekil 6.16. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait PMMA kemik çimentosu gerilmeleri.	64
Şekil 6.17. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait PMMA kemik çimentosu gerinmeleri.	64
Şekil 6.18. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait gerilmeler.	65
Şekil 6.19. Ekspansif vida modeline ait mesh yapısı.	66
Şekil 6.20. Ekspansif vida modeline ait vida gerilmeleri.	67
Şekil 6.21. Ekspansif vida modeline ait vida gerinmeleri.	67
Şekil 6.22. Ekspansif vida modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.	68
Şekil 6.23. Ekspansif vida modeline ait kortikal kemik gerinmeleri.	68
Şekil 6.24. Ekspansif vida modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.	69
Şekil 6.25. Ekspansif vida modeline ait süngerimsi kemik gerinmeleri.	69
Şekil 6.26. Ekspansif vida modeline ait gerilmeler.	70

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 2.1. Spinal kolonu oluşturan vertebra sayıları ve bölgeleri [9].	8
Tablo 2.2. PMMA'nın gelişim kronolojisi [26].	37
Tablo 2.3. PMMA için bazı mekanik özellikler [47].	39
Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri.	52
Tablo 6.1. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.	54
Tablo 6.2. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeline ait En büyük gerilme değerleri.	54
Tablo 6.3. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.	60
Tablo 6.4. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeline ait En büyük gerilme değerleri.	60
Tablo 6.5. Ekspansif Vida Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.	66
Tablo 6.6. Ekspansif Vida Modeline ait En büyük gerilme değerleri.	66

SİMGELER

E: Elastisite modülü.

ν : Poisson oranı.

σ_y : Akma gerilmesi.

$\sigma_{\max}$: Çekme gerilmesi dayanımı.

MPa: Mega paskal.

GPa: Giga paskal.

Eng.: English.

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KEMİKTEKİ TUTUNMA GÜCÜNÜ ARTIRMAK İÇİN GELİŞTİRİLEN VİDALARIN VE ORTAMLARIN BİYOMEKANİK KARAKTERİZASYONU

Mehmet Emin TAŞDELEN

Fırat Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

2009, Sayfa: 77

Plaka – vida sistemleri; travma, skolyoz, spinal stenoz, tümör, enfeksiyon vb. sebeplerle ortaya çıkan spinal instabilitenin tedavisinde kullanılan en popüler araçlardır. Stabilize amacıyla takılan vidanın sıyrılma dayanımı birçok üretici ve cerrah tarafından üzerinde durulan en önemli noktalardan biridir.

Bu çalışmada farklı tiplerde iki vida ve bunların uygulandığı iki farklı ortamın katı modeli oluşturulmuş ve biyomekanik analizleri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çalışılmıştır.

Elde edilen analiz sonuçları, biyomekanik deney sonuçları ile karşılaştırılmış ve uygunluğu tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Pediküler vida, Ekspansif pediküler vida, PMMA, Biyomekanik, Sonlu elemanlar metodu, ANSYS.

ABSTRACT

MsC Thesis

BIOMECHANICAL CHARACTERISATION OF THE SCREWS AND MEDIUMS WHICH IS DEVELOPED FOR INCREASING PULL-OUT STRENGTH IN BONE

Mehmet Emin TAŞDELEN

Firat University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Metallurgy and Material Engineering Department

2009, Page: 77

The plate–screw system is one of the most popular devices used in dealing with instability due to trauma or scoliosis, spinal stenosis, tumors, and infection. For the purpose of stabilizing the inserted spine section, the pull-out strength of the screw is one of the most important indices concerned by both manufacturers and surgeons.

In this study, 3-D solid modeling and biomechanical analysis of two different type screws and two different type mediums have been studied.

The obtained results from the finite element analysis are compared with the performed mechanical test and the suitability of the results have discussed.

Keywords: Pedicle screw, Expansive pedicle screw, PMMA, Biomechanics, Finite elements method, ANSYS.

1. GİRİŞ

Bilimsel çalışmaları ile daha ideali, daha iyiyi ortaya koymak için çalışan araştırmacılar, mevcut problemleri çözmek veya daha iyi çözüm yöntemleri geliştirmek için sürekli bir gayret içerisinde olagelmışlerdir. Son yarım yüzyılda teknolojik imkânların iyice gelişmiş olması, disiplinler arasındaki sınırların git gide kalkmış olması ve yeni yeni araştırma yöntemlerinin kullanılması, sorunlara yönelik çözüm arayışlarının peşinde olan bu araştırmacılara geniş çalışma sahaları sunmaktadır.

Hemen hemen her gün basın-yayın araçlarıyla veya ilgililerinin takip ettikleri çeşitli bilimsel etkinliklerle tanıtımı yapılan keşif ve icatlar, bilgi ve teknoloji üretiminde insanoğlunun geldiği noktayı kavrayabilmemiz açısından bizlere en seçkin örnekleri vermektedir.

Var olduğu ilk günden bu yana insanlığın ihtiyaçları sayı ve çeşitlilik olarak çağdan çağa değişiklikler göstermiş olsa da en temel ihtiyaçlardan olan yeme, içme, barınma ve sağlık gibi ihtiyaçlar hiçbir zaman önceliğini yitirmemiş, hep listenin en üst sıralarında yer almıştır. İnsanlık, edindiği bilgi birikimleri ve becerileriyle bu ihtiyaçlarını temin etmenin en etkin ve verimli yolunu araştırarak asırlardır serüvenine devam etmektedir.

Hep daha iyinin peşinde olması ve bilinmeyeni arzulayan yapısıyla insan, sürekli bir arayış içerisinde olmuştur. Çevresinde olup biten hadiselerin altında yatan sebepleri öğrenme ve bunlar arasındaki ilişkileri keşfetme, yaşadığı dünyayı ve bunun da ötesinde var olan her şeyin tüm sırlarına vâkıf olma isteği ile çağlar boyunca insanlık sürekli çalışmış, çabalamıştır. Bunu yaparken de elde ettiği bu bilgileri, başkalarının zararına olması pahasına dahi kendi menfaati için kullanmaktan kaçınmamıştır. Maalesef 20. Yüzyıl bilimde kaydedilen büyük başarıların yanında ilk yarısına sığdırdığı iki büyük savaş ile bunun en acı örneklerini insanlığa yaşatmıştır.

Tüm bilimlerin anası olarak nitelendirilen felsefe ilminin bağrından çıkıp, her biri farklı alanlarda bilinmeyeni keşfetme arzusuyla koşuşturan bilim dalları çeşitli tasniflendirmelerle fizik, kimya, biyoloji, tıp, sosyal bilimler, matematik, mühendislik vb. çeşitli ana grupların da altında çok daha çeşitli kollara ayrılmıştır. Her biri farklı alt alanlara yönelen bilimsel disiplinler gerekli hallerde ihtiyaçların giderilmesi adına birlikte çalışmak durumundadır. Biyoloji biliminin çalışma sahası içerisinde yer alan ve günümüzün en popüler gündemlerinden biri olan moleküler biyoloji ve genetik konusu, atomlar, moleküller ve bunlar arasındaki etkileşimleri çalışma sahası olarak kabul etmiş fizik ve kimya bilimlerinden ne denli uzak kalabilir?

Bugün gelineen noktada farklı disiplinlerin ortak çalışma konularında buluşmaları oldukça sık rastlanan bir durum olmaya başlamıştır. Bu ortak çalışmaların sıkça görüldüğü alanlardan birisi de mekanik ve biyoloji veya tıp diyebileceğimiz canlılık biliminin ortaklığından ortaya çıkan biyomekanik sahasıdır.

Kinesiyoloji (Eng.: Kinesiology) insan hareketlerini araştıran ilmi çalışmalar alanıdır ve biyomekanik, kinesiyolojinin birçok alt disiplinlerinden birisidir. Kelime olarak Yunanca “kinesis” kökünden gelir ve “hareket bilimi” anlamında kullanılır. Kinesiyoloji terim olarak insan hareketlerini (Eng.: movement) inceleyen çalışmaların tümünü kapsayan bilimsel bir alanken, biyomekanik, hareket (Eng.: motion) ve bunun nasıl gerçekleştiğini inceleyen çalışmaları kapsar. Bir anlamda, kinesiyoloji uzmanlarının insanların hareketleriyle ilgili problemleri çözerken kullandıkları çok önemli bir araç biyomekaniktir[1].

Biyomekanik; insan ve hayvan gibi canlı varlıkların hareketlerini mekanik ilkelere kullanarak araştıran çalışma alanı olarak tanımlanmaktadır (Hatze, 1974) [1]. Mekanik; hareket ve kuvvetlerin hareket üzerine etkilerini araştıran bir fizik dalıdır. Biyomekanik, canlıların nasıl hareket ettiklerinin anlaşılabilmesi için gerekli olan kavramsal ve matematiksel araçları sunar.

Her ne kadar biyomekanik 1600’lerde ve 1700’lerde Galileo, Newton, Descartes, Euler ve diğerleri tarafından fizik ve matematik ilkeleri üzerine temellendirilerek geliştirilmiş olsa da insan vücudundaki kas ve kemiklerle ilgili ilk biyomekanik gözlemler 1500’lerin başında Leonardo Da Vinci tarafından gerçekleştirilmiştir. Galileo’nun bir ğrencisi olan Borelli’nin, biyomekanik alanındaki ilk bilimsel eser olan De Motu Animalium’u 1680 yılında yayınlanmıştır[2].

Tarihi gelişimine bakılacak olursa biyomekanik alanında kilometre taşları olarak nitelendirilebilecek bazı çalışmalar şu şekilde verilebilir;

- Aristo (M.. 384-322) Hayvan lokomasyonu (Bir yerden diğer yere gitme hareketi)
- Leonardo Da Vinci (1452-1519) Yürüme, zıplama, ayakta durma, oturma vb. aktivitelerin biyomekaniği.
- Galileo (1564-1643) Fizyolojik işlevlerin matematiksel analizi.
- William Harvey (1578-1657) Biyolojik akışkanların (sıvıların) mekaniği.
- Alfonso Borelli (1608-1679) Biyolojik katı cisimlerin mekaniği, kas gerilmesi.
- Weber & Weber (1830) Kadavralarda insan yürüyüşünün zamanlaması.
- Marey (1873) In-vivo yürüyüş analizi.

Biyomekanik ilk anda ortopedik problemlerle ilgilenen bir bilim olarak algılanabilir. Bunun nedeni ameliyathanelerin en sık kullanıcılarının iskelet-kas sisteminde problemi olan kişiler olmasıdır. Ortopedide, biyomekanik günlük bir klinik araç haline gelmiştir. Fakat protez kalpler, kalp yardım aletleri, akciğer – kalp makineleri ve hemodiyaliz makinelerinin icadında, kalp naklinin yapabilmesinde ve yapay kalp değişikliğinde biyomekanik çok büyük rol oynamıştır.

Elinizdeki bu tezde, biyomekanikğin en temel uğraşlarından birisi olan iskelet sistemi üzerinde destekleyici amaçla veya kemiğin yerine ikame amacıyla kullanılan implantlar ile ilgili bir çalışma bulacaksınız. Çalışmamızda spinal implantların yerlerine tespiti amacıyla kullanılmakta olan farklı tiplerdeki pediküler vidaların ve vidalandıkları kemik, PMMA gibi ortamların biyomekanik karakterizasyonu yapılmaya çalışılmıştır. Deneysel olarak elde edilen sonuçların, ANSYS® Workbench® paket programı kullanılarak sonlu elamanlar yöntemiyle yapılan modeller ve sonuçları ile karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Giriş

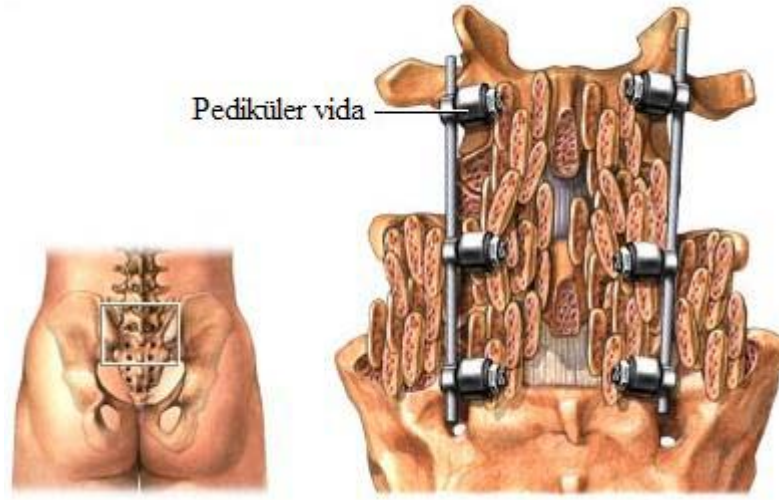
Spinal enstrümantasyonun amacı kırığın iyileşmesi veya kaynaşma gerçekleşinceye kadar omurganın stabilitesini korumaktır. Pediküler vidalar kullanıldığı zaman, sistemin stabilitesi vidaların vertebra ve pediküllerdeki tutunma kabiliyetini korumasına bağlıdır. Vidanın gevşemesi stabilitenin kaybedilmesine ve bu da gerekli füzyonun oluşmamasına ve istenmeyen sonuçlara sebep olur.

İmplant gevşemesi ortopedik cerrahide sıkça rastlanan bir durumdur. Bu gevşeme çok çeşitli faktörlere bağlıdır. Gevşemeye sebep olan başlıca faktörleri kemikten kaynaklanan ve vidadan kaynaklananlar olarak kabaca iki gruba ayırabiliriz. Özellikle ilerleyen yaşlarda ortaya çıkan osteoporoz ve değişik hastalıklara bağlı olarak kemik kalitesinin düşmesi, kemiğin mekanik özellikleri açısından zayıf hale getirir ve bu da vida-kemik ara yüzünde yeterli bir tutunma olmaması sonucunu doğurur. Vidaya bağlı sebepler ise genel olarak vida tasarım parametreleri olarak söyleyebileceğimiz vida dış dibi çapı (Eng.: core diameter), vida dış çapı (Eng.: outer diameter), vida adımı, vida uzunluğu ve iki diş arası mesafe (Eng.: pitch) gibi parametrelerdir. Hatalı enstrüman seçimi ve operasyonu yapan cerrahın kabiliyeti vb. etkenlerin de implantın ömrünü etkileyecek olduğu unutulmamalıdır. Bütün bunların yanında beklenmeyen veya hesaba katılmayan bazı aşırı yüklemelerin de sağlam bir implantı hasara uğratacağı aşîkârdır. Ayrıca hasar gören implantın yenisiyle değiştirilmesi de ciddi dikkat ve sorumluluk gerektiren bir husustur. Mevcut vidaların çıkartılması ve yerlerine takılacak yeni vidaların seçimi, vida deliklerinin takviye edilmesi, bu takviyelerde nasıl bir takviye malzemesi kullanılması gerektiği çeşitli araştırmaların konuları olarak güncelliğini korumaktadır.

Bu tez kapsamında incelemeye konu olan kemik vidası; takılması esnasında uygulanan dönme kuvvetini, takıldığı iki parça arasında bir basma, sıkıştırma kuvvetine dönüştüren mekanik bir araçtır. Vida ile tespitleme, vertebra'nın diğer geleneksel enstrümanların gerektirdiği ilave hareket kısıtlılığı olmadan, acil kararlılık ve rijit bir stabilizasyonunu sağlamak amacıyla tasarlanmıştır [3]. Kemik – vida ara yüzündeki mekanik mukavemet, rijit bir tespitleme (fiksasyon, Eng.: fixation) elde edebilmek için önemli bir faktördür. Genel olarak tespitlemenin mukavemeti vidanın sıyrılma (Eng.: pull-out) mukavemeti ile tanımlanır. Kemiğin malzeme özellikleri, vidanın asal boyutları ve vidanın vidalama uzunluğu gibi faktörlerin tümü vidanın sıyrılma (pull-out) mukavemetini etkileyebilir. Önemli olan nokta, esas faktörlerin belirlenmesi ve bunların etkilerinin araştırılmasıdır [4].

Vidaların spinal enstrümantasyonda kullanılması ilk olarak 1944 yılında King tarafından tanımlanmıştır [5]. Pediküler vida (Şekil 2.1) kullanımı ise 1970 yılında Roy-Camille

ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır [4]. Pediküler implantasyon kullanımı hızla artmış ve günümüzde spinal cerrahide çokça tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir [7]. İlk kullanımının üzerinde 40 yıl kadar bir zaman geçmiş olan pediküler vida ile tespitleme yöntemi sürekli olarak gelişmiş, farklı vida tipleri ve takviye malzemeleri ile vidanın tutunma gücünün artırılması amaçlanmıştır. Vidanın takıldığı yerin (omurga, Eng.: vertebra) kısıtlayıcı etkilerinden dolayı gelişmeler yöntemin esasından ziyade kullanılan vidalar, plakalar, bağlantı çubukları ve takviye malzemeleri üzerinde olmuştur.



Şekil 2.1. Pediküler vida ile spinal enstrümantasyon [9].

Gelişime paralel olarak yeni tiplerde üretilen vidaların ve takviye malzemelerinin test edilmesi, mevcut seçeneklerle karşılaştırılması ve sonuçların değerlendirilmesi bu tezde olduğu gibi birçok bilimsel makale ve çalışmada ele alınmıştır [4, 5, 7, 8, 24, 27, 28, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40]. Bu çalışmalarda çoğunlukla hazırlanan deney numuneleri eksenel çekme kuvvetine maruz bırakılarak vidaların sıyrılma (pull-out) dayanımları belirlenmeye çalışılmıştır. Literatür yüzeysel olarak bile gözden geçirilecek olsa, kullanılan implant seti ve deney yöntemlerinin çok benzer olması durumlarında dahi sonuçların birbirlerinden çok farklı olduğu hemen göze çarpacaktır. Sonuçların bu denli farklı çıkması şaşırtıcı değildir; çünkü genel olarak insan kadavralarından veya hayvanlardan alınan vertebraların kullanıldığı bu deneylerde vidanın takıldığı kemikler birbirlerinden farklı mekanik özelliklere sahiptirler.

Kemik; osteoblast ve osteoclast olarak adlandırılan özelleşmiş hücreler tarafından sürekli olarak (üretilmeye devam eden)yeniden modellenen canlı bir malzemedir. Bu yeniden modellenme kemiğin büyümesine, yükleme uçlarındaki yoğunluk artışına veya kırıkların tedavisine olanak sağlar. Maalesef bu yeniden modellenme süreci hastalıklar, kortizon gibi ilaçlarla yapılan uzun süreli tedaviler ve menopoza sonrası oluşan hormonal değişikliklerden

dolayı kesintiye uğrayabilir. Böyle durumlarda osteoporoz (Eng.: osteoporosis) ortaya çıkar ve kemik yoğunluk azalmasından dolayı daha zayıf bir hale gelir. Kompleks (karmaşık) kırıkların tespitlenmesi (fiksasyon) için osteosentez (Eng.: osteosynthesis) plakalar ve vidalar kullanılır. Sağlıklı kemiklerde dâhili metalik sabitleyicilerin başarıyla kullanılmasına rağmen, zayıf vida kararlılığından dolayı osteoporotik kemiklerde bazı komplikasyonlar oluşabilmektedir[8].

Yaş, cinsiyet, beslenme alışkanlıkları, geçirilen rahatsızlıklar, kullanılan ilaçlar, vertebranın ölüm olayından sonra ne kadar bekletildiği gibi hususlar numune özelliklerinin farklı olmasına neden olmaktadır bu da deney sonuçlarını doğrudan etkilemektedir.

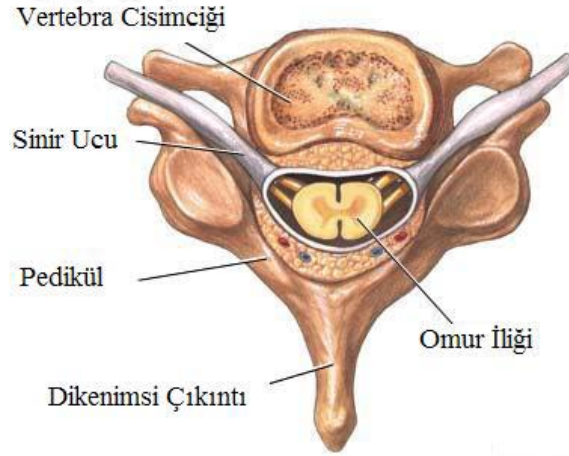
Kemiğe bağlı bu olumsuzlukları elemek için Sonlu Elemanlar Yönteminin kullanılması bir çözüm olarak düşünülebilir. Deneysel sonuçlarla örtüştürülmüş bir Sonlu Elaman modeli ile kemiği temsil eden modelin malzeme özelliklerinin kontrolü ve değişik vida tasarımlarının bu kemik modeli üzerinde çalıştırılması mümkün olabilir. Bunun yanında revizyon (hasarlı bir implantın kısmen veya tamamen yenisi ile değiştirilmesi) işlemi görmüş gerçek bir sistemin Sonlu Elemanlar modelinin nasıl oluşturulacağı ayrı bir çalışma konusu olarak değerlendirilebilir.

Bu tezin amacı spinal implantların tespitlenmesinde kullanılan farklı tiplerdeki vidaların ve kemiğin yeterli mekanik özellikleri sağlayamaması durumlarında kullanılan farklı kemik çimentolarının, vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımını nasıl etkilediğini Sonlu Elemanlar Yöntemi ile araştırmaktır.

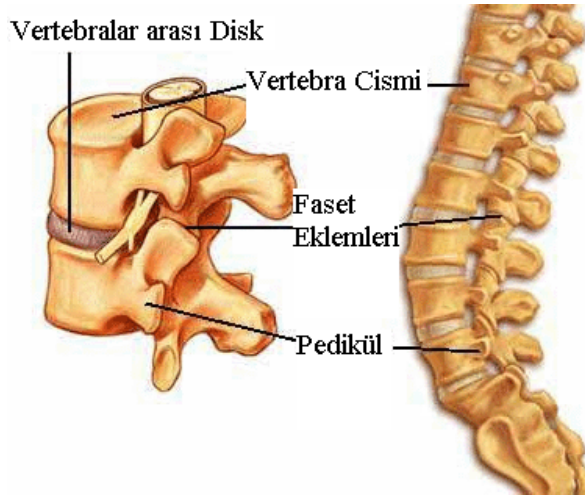
2.2 Spinal Kolonun Anatomisi, Fizyolojisi ve Biyomekaniği

Vertebra (omur) (Şekil 2.2); omurgayı (Eng.: spinal column) oluşturan ve omuriliğini (Eng.: spinal cord) çevreleyip dış etkenlerden koruyan kemiklerin her birisine verilen isimdir [9].

Spinal kolon; 33 ayrı vertebranın üst üste sıralanması ve birbirlerine bağlanması sonucu meydana gelen ve 5 bölgeden oluşan (Tablo 2.1) bir sütundur (Şekil 2.4). Bu sütunun görevi, baş, göğüs ve karın içi organları taşımak ve bunlara bir destek oluşturmaktır. Vertebralar arası diskler (Eng.: intervertebral disks) ise her bir vertebra arasında bulunan yumuşak dokulardır ve bunların görevleri vertebralar arasında yastık vazifesi yaparak omurganın esnemesi, uzaması veya burulması esnasında ortaya çıkan enerjiyi absorbe etmektir [9] (Şekil 2.3).



Şekil 2.2. Vertebra ve bölgeleri [9].



Şekil 2.3. Spinal kolon ve intervertebral disk [9].

Spinal kolon, spinal kanalı da oluşturduğu için, içinden geçen medulla spinalise sağlam ve emniyetli bir kılıf oluşturur. Sinirler, omuriliğinden her bir vertebra arasından çıkarlar (Şekil 2.3). Omurga başın ve gövdenin hareketlerinde rol alır. Gövde ağırlığının büyük kısmını taşır, bunu alt ekstremitelere aktarır ve sahip olduğu fizyolojik eğrilikler sayesinde dengenin sağlanmasında, atlama veya benzeri hareketlerde gövdenin kendi üzerine çöküp iç organlara zarar vermemesi için fizyolojik eğriliklerindeki yaylanma sonucu süspansiyon yapılmasında önemli rol oynar [10].

Tablo 2.1. Spinal kolonu oluşturan vertebra sayıları ve bölgeleri [9].

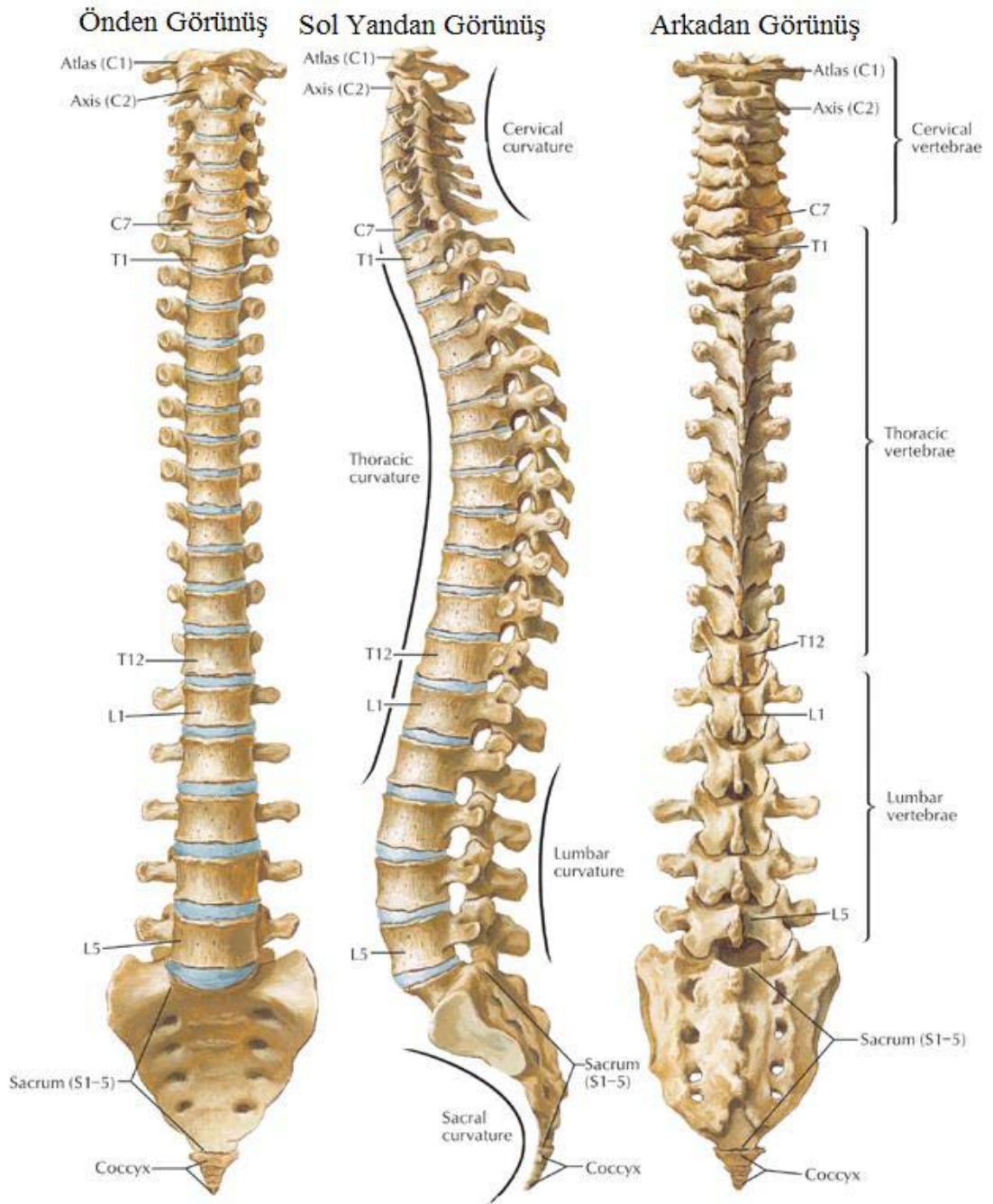
Bölge	Vertebra Sayısı	
Cervical (Servikal)	7	
Thoracic (Torakal)	12	
Lumbar (Lumber)	5	
Sacral (Sakral)	5	(kaynaşmış haldedirler, sakrumu oluşturur)
Coccygeal (Koksiks)	4	(kaynaşmış haldedirler, koksiksi oluşturur)

Spinal kolunun çeşitli bölgelerine ait vertebralar arasında şekil ve büyüklük açısından bazı farklar olmasına karşın temel özellikleri genelde aynıdır. Vertebra cisimlerinin büyüklük ve kitleleri servikal birinci vertebradan son lomber vertebraya doğru artar (Şekil 2.4). Bu durum giderek artan yüklere karşı adaptasyonu sağlar. Asıl yükü, fizyolojik şartlarda, vertebranın cismi taşır. Yük, vertebranın üst yüzünden alt yüzüne kortikal kılıf ve spongioza aracılığıyla taşınır.

Vertebral kolon, Dennis'in ileri sürdüğü teoriye göre, 3 kolona ayrılabilir: anterior, orta ve posterior (Şekil 2.5). Anterior kolon vertebra cisminin 2/3'ü, anterior longitudinal ligament ve intervertebral kolondan oluşmaktadır. Orta kolon, vertebra cisminin arka 1/3'ü, pediküller, posterior longitudinal ligament, spinal kanal ve laminanın ön yüzünü içerir. Arka kolon; faset eklemler, transvers ve spinöz proçesler (dikenimsi çıkıntılar), laminaların arka yüzleri, intertransvers ligament, interspinöz ligament ve ligamentum flavumdan oluşur [10].

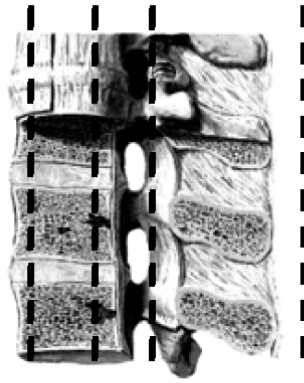
Vertebra korpusu kısa bir silindir şeklindedir. Silindirin alt ve üst yüzleri komşu vertebral cisme bağlanan intervertebral disklere yapışırlar. Yalnız cismin kenarlarında 2 – 3 mm'lik bir sahada korteks vardır. Cismin posterior kısmı spinal kanalın ön duvarını oluşturur. Spongiozadaki kemik lameller dikey uzanır, bu da yük taşımada rol oynar. Eğilmelere karşı direnç oluşturmak için bu dikey lameller, transvers lamellerle birbirilerine bağlanmışlardır [10].

Arkus vertebra bir halka gibi korpuse bağlanır. Arkusu cisme bağlayan ve spinal kanalın yan duvarlarını oluşturan kalın köklere pedikül adı verilir. Arkusun arka kısmını lamina oluşturur ki bu da kanalın arka duvarını meydana getirir. Lamina ile pedikül birleşme yerinde transvers proçesler yanlara doğru uzanır [10].



Şekil 2.4. Spinal kolon ve bölgeleri [9].

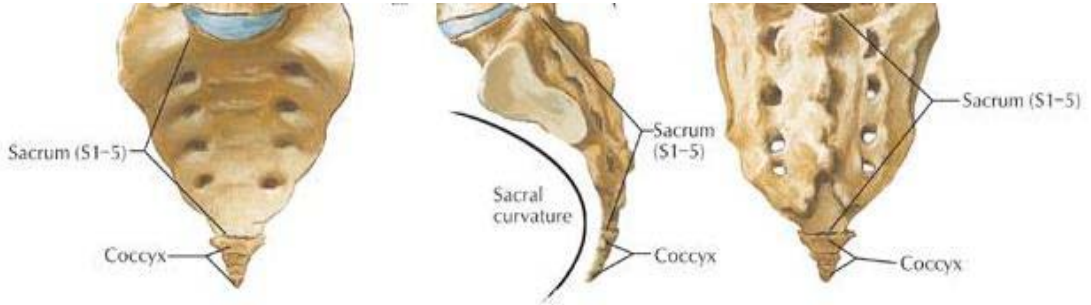
Üç kolon kavramı (Denis)



- Ön kolon:** Anterior longitudinal ligaman
Korpusun ön yarısı
Anulus fibrosusun ön yarısı
- Orta kolon:** Korpusun arka yarısı
Anulus fibrosusun arka yarısı
Posterior longitudinal ligaman
- Arka kolon:** Posterior kemik kompleksi
(Posterior ark)
Posterior ligamentöz kompleks
(Supraspinöz ligaman, interspinöz ligaman, kapsül ve ligamentum flavum)

Şekil 2.5. Denis'e göre üç kolon teorisi [10].

Spinal kolonda 6'sı servikal, 12'si torasik, 5'i de lomber olmak üzere 23 vertebralar arası disk mevcuttur. Sakrum ve koksik kısmını oluşturan vertebralar birbirlerine kaynamış halde bulundukları için aralarında vertebralar arası diskler bulunmaz (Şekil 2.6).

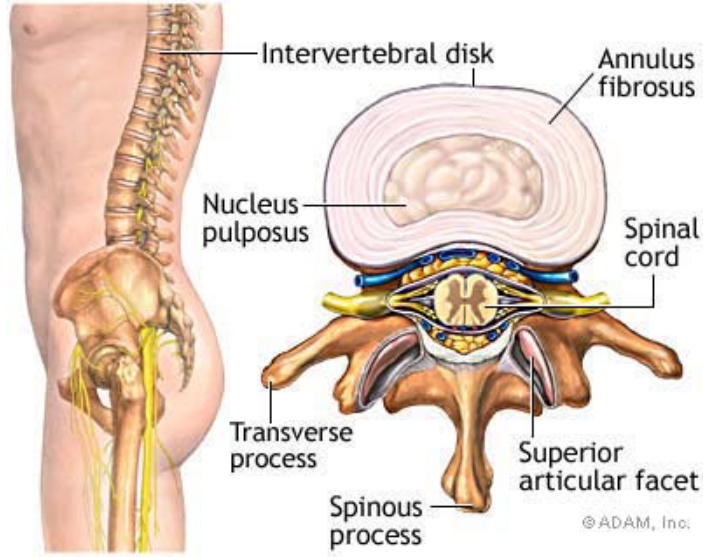


Şekil 2.6. Sakrum ve Koksiks [9].

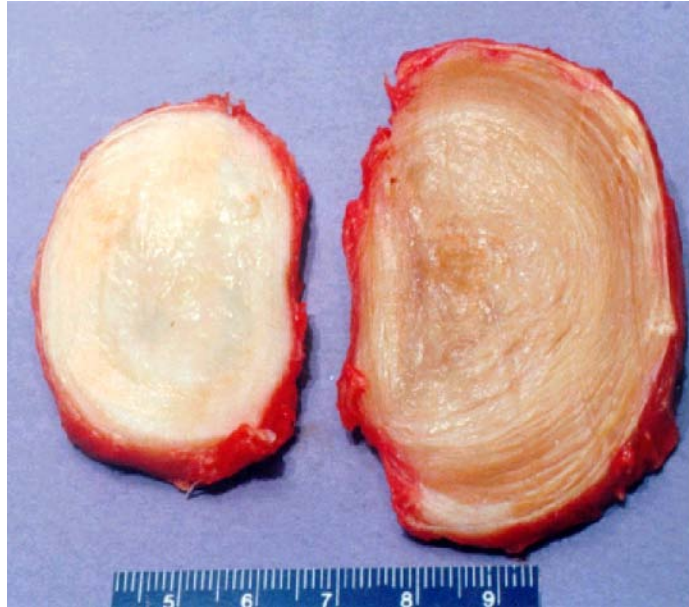
İntervertebral disklerin şekilleri ve büyüklükleri vertebral cismin büyüklük ve şekline uygundur (Şekil 2.7). Diskler 5 ile 12 mm arasında kalınlığa sahiptir. Disklerin orta kısımlarındaki geniş miktarda hidrofilik proteoglikandan oluşmuş kollojen yapısında jelatinöz nükleus pulpozus yer alır (Şekil 2.8). Yaşamın üçüncü on yılında proteoglikan yapımı azaldığından maksimum %70-90 olan su içeriği düşer. Nükleus pulpozusu çevresel olarak annulus fibrozis sarar. Bu halka şeklindeki yapı, iki vertebrayı birbirine bağlayan ve birbirlerini

120 derecelik açı ile çaprazlayan kollajen fibrillerinden oluşan 15-20 kat tabakadan meydana gelmiştir [10].

Mekanik olarak intervertebral disk, omurganın hareketleri sırasında çok önemli bir rol oynar. Hareket sırasında oluşan basınç kuvvetinin vertebral kolona aktarımı viskoz nucleus pulposus'daki basınç değişiklikleri ile dağıtılır.



Şekil 2.7. İntervertebral diskin şematik gösterimi [9].



Şekil 2.8. İntervertebral disk.

Basınç, ayakta dururken, eğilmedekinden %50 fazladır. Hacim değişmediği için basınç kuvveti nükleusun hareketi ile dengelenir. Öne eğilme ile nükleus arkaya hareket eder. Nükleus içindeki sıvı yastık vertebraların birbirlerine yaklaşmasını da engeller. Bu uzaklaştırıcı kuvvet anulus fibrozis ve çevre ligamentlerce sınırlanır. İstirahat durumunda tüm bu zıt kuvvetler denge halindedir, hareketle denge bozulur ancak vertebral kolonun elastikiyeti sayesinde dengeyi bozan kuvvet etkisi bitince omurga tekrar eski haline döner [10].

Vertebra-disk-vertebra düzeninden oluşan her bir hareket segmenti bir kaldıraç sistemine benzetilebilir. Burada artiküler çıkıntılar desteği oluştururlar: Bu kaldıraç sistemi vertebral kolona uygulanan aksiyel basınç yüklerinin absorpsiyonunu sağlar. Her bir vertebral ark tarafından oluşturulan kaldıraç sisteminin sonucu olarak kuvvet önce pasif sonra aktif olarak soğrulur [10].

Anterior longitudinal ligament üstte cismin end-plate'ine ve aşağıda disk aralığına yapışır. Bu ligamentöz yapı torakal bölgede en geniş halinde bulunur. Posterior longitudinal ligamentin oluşturduğu gerginliğe dirençli, arkaya olan eğilmelerde koruyucu bir yapıdır.

Posterior arkta faset eklemler denilen diartrodial eklemler yer alır. Bunlar intervertebral eklemlerdeki torsiyonel hareketlere karşı direnç gösterilmesinde görev alır ve böylece spinal kolonun hareket sınırlarının oluşmasında önemli bir rol oynarlar. Lomber fasetler erekt pozisyonda ağırlığın %16'sını taşırlar. Otururken kompresif yüklenmeye maruz kalmazlar. Torasik bölgede faset eklemler koronal planda ve öne doğru eğik durumdadırlar ve fleksiyon-ekstansiyon ve rotasyona izin verirlerken lateral eğilmeyi sınırlarlar. Lomber fasetler sagittal planda yer alırlar ve fleksiyon-ekstansiyon ve yana eğilmeye izin verirler, torsiyonu sınırlarlar. Torakolomber bileşkenin oryantasyonu koronal ve sagittal arasındadır. Tek bir fasetin çıkartılması veya sublükse olması her ünite başına düşen yük miktarının artmasına yol açar. Putti, lumbosakral trofizme, faset asimetrisi adını vermiştir. Brailsford, sebebi bilinmeyen 3000 sırt ağrısının %33'ünün nedenini faset eklem asimetrisinin oluşturduğunu belirtmiştir. Faset eklem füzyonu intervertebral eklem hareketlerini her yönde kısıtlar [10].

Posterior longitudinal ligament tüm vertebral kanal boyunca korpusun arkasına yapışır. İntervertebral disk aralıklarına anterior longitudinal ligamente göre daha gevşek yapışır. Ortada kalın yanlara doğru incedir. Fleksiyon kuvvetlerine karşı spinal kolonu korur [10].

Posteriordaki ligamentöz yapılar, faset kapsülü, ligamentum flavum, interspinoz ligament, supraspinöz ligament ve intertransvers ligamentten oluşmaktadır. Ligamentum flavum birinci servikal vertebradan itibaren aşağı doğru üst laminanın ön yüzünden alttaki laminanın arkasına doğru uzanır. Oldukça gergin ve elastiki olması nedeniyle arkusları birbirine yaklaştırma eğilimindedir. Fleksiyon ve torsiyon kuvvetine karşı omurgayı korur. Vertebral

kolonun öne düşmemesi için bir gerginlik oluşturarak sırt kaslarının daha az enerji sarf etmelerini sağlar [10].

Faset eklem kapsülü diğer artrodial eklemlerdeki gibi fibröz yapıdadır. Kapsülün çıkartılması laboratuvar çalışmalarında ekstenel yüklenmede belirgin bir azalmaya yol açmamaktadır. İnterspinöz ve supraspinöz ligamentler fleksiyona karşı direnç oluştururlar. İntertransvers ligamentler torakal bölgede kalın ve kuvvetlidir ve paraspinal kas yapılarının bir parçası gibidirler. Lomber bölgede oldukça zayıftırlar. Lateral eğilme ve rotasyona karşı pasif olarak karşı koyarlar [10].

İnsan, omurgasının intrensek ve ekstrensek yapıları ile sağlamış olan destekten dolayı gövdesini pelvis üzerinde dik ve dengeli tutabilmektedir. İntrensek yapılar yukarıda anlatılanlara ek olarak küçük intraspinal ve erektör spinal kaslardır [10].

Ekstrensek desteklerin başında torakal bölgede göğüs kafesi gelir. Her kaburga interkostal kaslar ve ligamentlerle desteklenir. Bu ligament ve kaslar kaburgayı kaburgaya ve kaburgayı transvers proçese ve vertebra korpusuna bağlarlar. Göğüs kafesi anteriorda sternum ve kostal kıkırdaklarla da desteklenir. Lomber bölgede anterior ve lateral abdominal kaslar da göğüs kafesine ve omurgaya ekstrensek destek sağlarlar. Lumbosakral bölgede sakroiliak eklem kapsülü ve sakrumu ve 5. lomber vertebrayı pelvik halkaya bağlayan ligamentler de omurganın stabilitesinde rol oynarlar [10].

Spinal kolon 5 temel bölgeden oluşur. Yedi vertebradan oluşan servikal kısım, atlantookspital eklemlerle kafatasına bağlanır. Servikal 2 ile 5. vertebralarda spinöz proçesler iki küçük trabekülle sonlanır. 7. servikal vertebranın spinöz proçesi cilt altında palpe edilebilir ve bu özelliği ile topografik olarak önemli bir nokta oluşturur [10].

Torakal bölgede on iki adet vertebra vardır. Cisim hacimleri aşağı indikçe artar. Cisimlerin yanlarında kostaların (kaburga kemikleri) bağlandığı iki adet eklem yüzü vardır. 11. ve 12. vertebrada ise sadece bir tane tam eklem yüzü vardır [10].

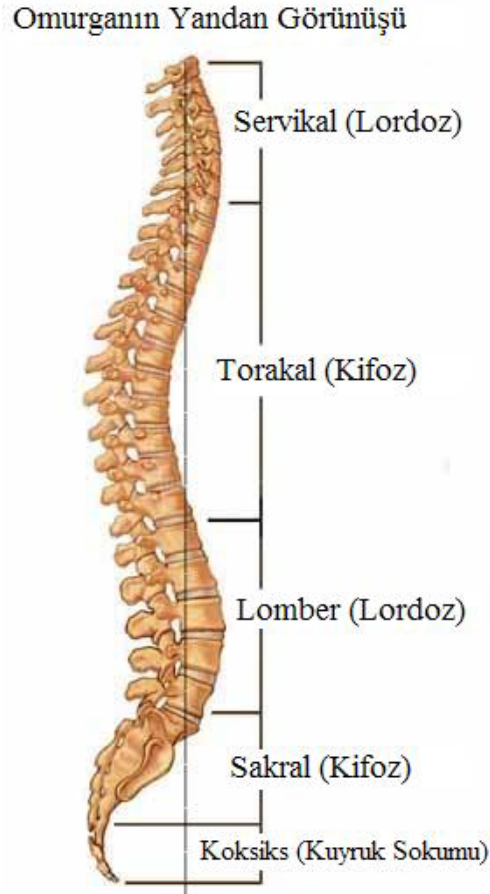
Lomber bölgede, giderek kalınlaşan, yuvarlak yüzlü torakal vertebralardan farklı olarak fasülyeye benzer yüzleri olan cisimlere sahip 5 adet vertebra vardır. Spinöz proçesler torakal bölgede olduğu gibi aşağı doğru değil, arkaya transvers olarak uzanır [10].

Sakral bölgede, yetişkin hayatta tek bir kemik haline gelen sakral ve koksigeal 9 – 10 adet vertebradan oluşan sakrum ve koksiks kemikleri yer alır. Bu bölgede, pelvik halka ile birleşim yeri olan sakroiliak eklem her iki tarafta bulunur [10].

Spinal kolonda, sagittal planda fizyolojik eğrilikler mevcuttur (Şekil 2.9). Doğumda spinal kolon düz bir sütun halindedir. Bebek başını tutmaya başlayınca servikal lordoz oluşur. Oturmaya ve daha sonra ayağa kalkmaya başlayınca torakal kifoz, lomber lordoz ve sakral kifoz oluşur. Başlangıçta çocukta bu eğrilikler erişkinlerdekinden azdır. Kas gücü gelişip denge

sağlanınca normal açılara ulaşır. Böylece ağırlık, özellikle bir yerden atlandığında, düz bir sütunda olduğu gibi doğrudan yukarıya iletilmez, mevcut eğriliklerdeki yaylanma ile önemli oranda yok edilerek kafatasına az bir kısmı iletilir [10].

Servikal bölgede 30°-50° lordoz, torakal bölgede 20°-40° kifoz, lomber bölgede 40°-60° lordoz, sakral bölgede ise 40°-60° kifoz vardır [10].



Şekil 2.9. Spinal kolon ve doğal eğrilikleri [9].

2.3 Pediküler Vida Stabilizasyonu Uygulanan Spinal Hastalıklara Genel Bakış

Kolumna vertebralis yani Omurga 33 ayrı vertebranın üstüste sıralanması ve birbirine bağlanması sonucu meydana gelen bir sütundur. Vertebralar servikal, torakal, lumbar, sakral ve koksigeal vertebralar olarak gruplandırılırlar. Servikal bölgede 7, torakal bölgede 12, lumbar bölgede 5, sakral bölgede 5 ve koksikte 4 vertebra bulunur. Bu 33 vertebranın 24 tanesi birbirine eklemler aracılığıyla bağlanmıştır. Bunlara presakral vertebralar denilir. Kalan 9 vertebradan 5 tanesinin birleşmesinden sakrum meydana gelmiştir. En altta bulunan küçük ve tam gelişmemiş 4 vertebranın birleşmesinden koksiks denilen kemik meydana gelmiştir [11].

Omurganın yandan görünüşü öne doğru (Lordoz) ve arkaya doğru (Kifoz) bir takım eğrilikler ihtiva eder. Bu eğrilikler servikal lordoz, torakal kifoz, lumbar lordoz ve sakral kifoz olarak adlandırılır. Torakal ve sakral kifoz fetal yaşamda oluştuklarından dolayı primer eğrilikler, servikal ve lumbar lordoz ise doğumdan sonra çocuğun başını dik tutmaya, oturmaya ve yürümeye başlamasıyla şekillenip, geliştiklerinden dolayı sekonder eğriliklerdir [11].

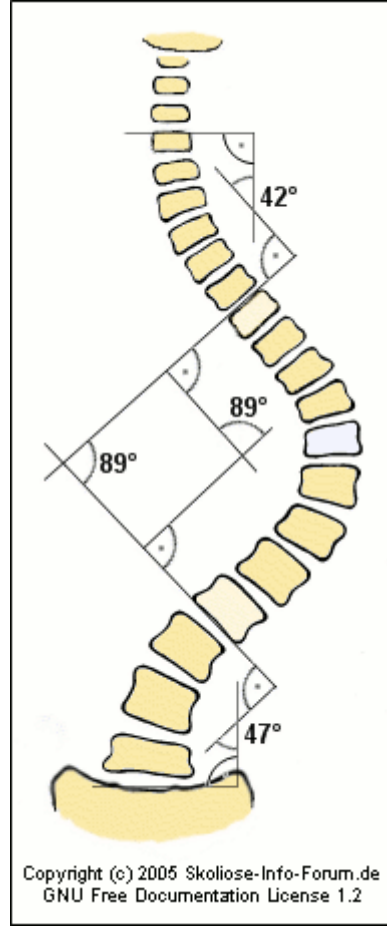
Vertebralarda eklem yüzlerinin şekli, durumu ve frenleyici etkilerin kuvvetli olması yüzünden birbirine yakın vertebraalar arasında yapılabilen hareketler az olmakla beraber; birçok eklemlerde aynı zamanda yapılan hareketleri bir araya getirmek suretiyle omurga çok çeşitli yönde ve geniş hareketler yapabilmektedir. Omurga hareketlerinin birçok eklemlere dağıtılmış olması ve komşu vertebraalar arasında hareketin az olması Medulla Spinalis'in korunması bakımından çok yararlıdır [11].

Omurganın en önemli fonksiyonları Mekanik ve Nörolojik olarak iki grupta toplanabilir. Mekanik fonksiyonlar içerisinde başlıcaları: Vücut ağırlığını taşıma ve diğer kısımlara iletme, gövdeyi oluşturma ve postürü temin etme, ağrısız hareket etme kabiliyeti sayılabilir. Nörolojik fonksiyon olarak adlandırılan görevi ise Medulla spinalis ve eklerini içerisinde barındırmak ve sahip olduğu mükemmel yapı ile korunmasını sağlamaktır. Kolumna vertebralis hastalıkları çoğu zaman Omurganın bu fonksiyonlarından, birine veya birden çoğuna zarar vererek kendilerini gösterirler [11].

Omurganın bu yapısını ve mükemmel işleyişinin bozulma sebepleri zaman içerisinde gelişen hastalıklar, ani çarpma, düşme, ağır yükler altında çalışma vb. gibi sebepler olmasının yanı sıra bazı doğuştan gelen bozuklukların da görülmesi sık rastlanılan durumlardır. Omurganın yapısal olarak bozulması görüntü açısından dikkat çeken farklılıklar ile gözlenebileceği gibi sebep oldukları ağır ağrılarla da kendisini gösterir. Bu ağrılarının birçok sebebi olabileceği unutulmamalıdır.

2.3.1 Skolyoz

Skolyoz; omurganın göğüs (thoracic) veya bel (lumbar) bölgelerinde görülebilen, yana doğru eğriligidir (Şekil 2.10). Tek başına olabileceği gibi, kifoz (arkadan öne doğru anormal bir eğrilik) ile beraber de görülebilir (Kifoskolyoz).



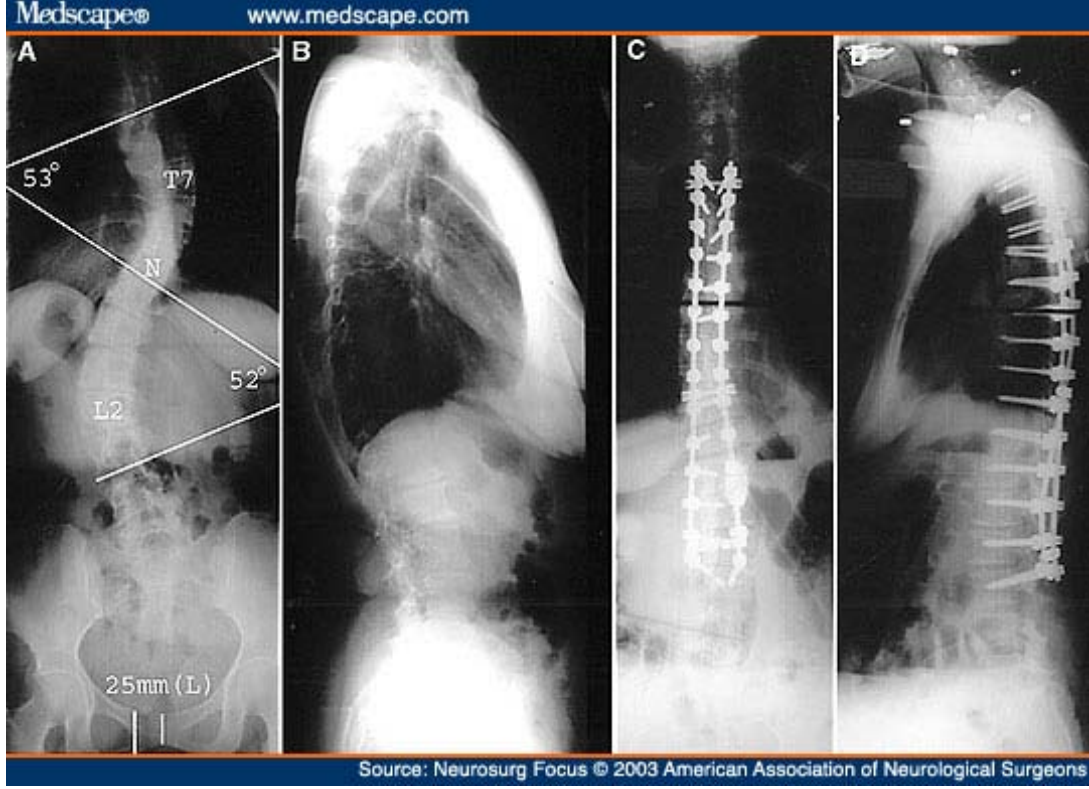
Şekil 2.10. Skolyozun şematik görünüşü [13].

Türkiye'de 2,5 milyon skolyoz hastası mevcuttur. Skolyoz hastaları üzerine Türkiye'de yapılmış özel araştırma olmasa da ortopedi uzmanlarının birleştikleri nokta, hastalığın kız çocuklarında çok daha sık görüldüğüdür. Fakat bunun sebebi henüz bilinmemektedir. Özellikle 20 dereceyi geçen skolyozlar kızlarda erkeklere oranla sekiz kat fazla görülmektedir [12].

Skolyoz çok çeşitli nedenlerle ortaya çıkabilmektedir. Mesela spastik çocuklarda ya da çocukluk çağında felç geçirenlerde görülmektedir. Ancak sıklıkla karşılaşılan skolyozlar, daha çok 10'lu yaşlarda ortaya çıkan ve nedeni tam olarak halen bilinmeyen (idiyopatik) grupta görülen skolyozlar ile anne karnındaki etmenler nedeniyle ortaya çıkan ve doğuştan itibaren bulgu veren doğumsal (konjenital) skolyozlardır. Birincinin nedenini tam olarak bilinmemektedir. Konjenital skolyoza ise gebelik sırasında geçirilen enfeksiyonlar, şeker hastalığı, bazı vitamin eksikliklerinin neden olduğu düşünülmektedir.

- Doğuştan olabilir (konjenital). Bu durum genellikle omurgadaki bir kusura veya birbirine kaynamış kaburgalara bağlıdır.
- Polio (çocuk felci), beyin felci veya kas distrofisi (erimesi) gibi durumlara bağlı olarak kasların felci sonucunda oluşabilir.

- İdiyopatik (nedeni bilinmeyen) olabilir. Daha önce düzgün olan bir omurgada, bilinmeyen bir nedenle ortaya çıkabilir [13].



Şekil 2.11. Skolyozun cerrahi tedavisi .

2.3.2 Disk Hernisi

Disk hernisi (fitiklanma); nükleus pulposusun annulus fibrosustaki yırtıkların içine ya da bu yırtıklar yoluyla dışarı kaçmasıdır. Bu ya travmatik bir olaydır ya da yapısal ve yaşla ilgili dejenerasyondur. İntervertebral disk yaklaşık 18 yaşına kadar arteriyel kanla beslenir. 20 yaşlarının sonu 30 yaşlarının başında nükleus pulposusun hepsi, annulus fibrosusun periferik kısmının çoğunun vasküler beslenmesi oblitere olur. Bu yaştan sonra çevreden diffüzyonla beslenir. Nükleus pulposusun su içeriği azalır ve diskin doğal elastikiyeti bozulur. Böylece kuvvetleri nonlineer ve asimetrik biçimde iletir. Annulusun zamanla fragil hale gelmesi ve nükleusun su kaybederek fragmanlar halinde parçalanması herniyasyonu kolaylaştırır. Bu nedenle disk hernisi orta yaşlarda (40-50 yaş) yoğunluk gösterir. 20 yaşından önce çok nadirdir. Erişkinlerin %80'i yaşamın bir döneminde bel ağrısından yakınmakta, akut atakların %50'si 1 hafta içinde %85'i 1 ay içinde %90'ı 2 ay içinde düzelmektedir. Dejenere disk hastalığı olanlarda aşırı zorlayıcı hareketler Sharpey liflerinde kalsifikasyon oluşturur. Buna spondiloz veya Macnab'ın 'traksiyon supurları' denir. Bu olay sıklıkla omurganın konkav tarafında oluşur.

Spondiloz yaşın artması ile daha sık görülür. Aynı şekilde faset eklemlerinde de ortaya çıkan aşırı yüklenmeler bu eklemlerde dejenerasyona yol açar. Sonuçta ortaya çıkan disk mesafesinin daralması ve faset hipertrofisi spinal stenoza (lateral reses sendromu) ve/veya mekanik instabiliteye neden olur. Buda komşu sinir kökünün irritasyonuna neden olabilir. Pek çok girişime rağmen, hangi hastaların kendiliğinden düzeleceğini ve hangilerine cerrahi ile daha çok yardımcı olunacağı tespit edilememiştir. Lomber disk herniyasyonu veya lomber spinal stenoz gibi bozukluklar tespit edildiği zaman konservatif tedavi başarısız kalırsa, altta yatan patolojiye yöneltilmiş cerrahi tedavi endikedir. Bu tür hastalıklarda da İntervertebral veya posterior füzyon kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır [14].

2.3.3 Spondilolistezis

Spondilolistezis; bir omurga cisminin dejenerasyon ya da travma gibi nedenlerle alttaki omurga üstünde kaymasıdır. Bir vertebranın öne doğru kaymasına spondilolistezis, arkaya doğru kaymasına ise retrolistezis denilir. En çok lumbosakral bölgede görülür. Spondilolistezi ilk kez, bir jinekolog olan ve spondilolistezise bağlı doğum kanalı daralması ve zor doğum olguları ile karşılaşması sonrası Herbiniaux tanımlamıştır. 1854 yılında Kilian, spondylo=spine, listhezis=kayma anlamına gelen kelimelerin birleşmesi ile spondilolistezis terimini kullanmıştır. Cerrahi olarak redüksiyonlu veya red ksiyonsuz enstrümentasyon ve kemik füzyon yöntemleri ile tedavi edilir. Günümüzde en sık kullanılan yöntem pediküler vidalamalardır. Redüksiyon yapılması günümüzde tartışmalıdır. Özellikle yüksek dereceli spondilolistezislerde redüksiyon için zorlamak nörolojik defisitlere neden olabilmektedir. Bu nedenle özellikle grade 4 liatezislerde anteriorden yaklaşılarak kayan korpusun rezeksiyonu daha sonra posteriorda vidalama önerilmektedir [15].

2.3.4 Vertebra yaralanmaları

Kolumna vertebralis yaralanmaları her yaşta ve her cinste görülebilir. Ülkemizde her yıl yaklaşık 15.000 dolayında yeni vertebra kırığı görüldüğü tahmin edilmektedir [11].

- Yüksekte düşmeler
- Trafik kazaları
- İş kazaları
- Günlük yaşama ait kazalar
- G   k altında kalmalar
- Spor yaralanmaları
- Ateşli silah yaralanmaları (ASY)

bu yaralanmaların başlıca sebepleridir.

Ayrıca vertebrada primer bir patoloji (Tümör, enfeksiyon, osteoporoz, metabolik kemik hastalıkları vb) sonucunda basit travmalarla patolojik kırıklar da gelişebilir.

Tüm yaralanmaların % 5 kadarı vertebra kırık veya çıkıktır. Vertebra kırıklarının % 50 den fazlası (L1>T12>L2>T11) torakolumbar bölgede görülür ve tüm medulla spinalis yaralanmalarının %40'ı T12-L1 bölgesindedir. Servikal vertebra yaralanmalarında nörolojik defisit %40 oranlarına ulaşmaktadır. Erişkinlerde torakolumbar vertebra yaralanmalarında nörolojik defisit %10-38 arasında değişen oranlarda görülmektedir. Spinal travmanın erken teşhisi ve uygun bir ilk müdahale ve tedavi, hastaların nörolojik geleceği konusunda dramatik bir öneme sahiptir [11].

Kırıklar indirekt yolla fleksiyon, ekstansiyon mekanizmaları ve bunlarla birlikte torsiyonel, kompressif , translasyonel yada distraktif kuvvetlerin birleşimi sonucu , vertebral kolona etki eden ani akselerasyon ve deselerasyon güçleri sonucu oluşur. Direkt yolla ise bizzat etki eden kuvvetin (ASY da) kolumna vertebralisi ve medulla spinalisi yaralamasıyla olur [11].

2.4 Spinal Füzyon Ve Enstrümantasyon

“Spinal füzyon”, bir cerrahi girişim sonrası komşu vertebraların kemik birleşmesine denir. İnternal fiksasyon cihazları kullanmaksızın kemik greftleri kullanarak füzyon sağlamak birçok açıdan eksik olur:

1 – Çoğu greftleme tekniği spinal deformiteyi düzeltmek için yetersizdir veya sınırlı kapasiteye sahiptir.

2 – Çoğu greftleme tekniği spinal hareketin hemen kontrolünü sağlamaz. Bu nedenle hep bir dış immobilizasyon cihazı ile birlikte kullanılmalıdır.

“Spinal fiksasyon cihazları” kemik iyileşmesi için optimum bir ortam sağlamak amacıyla kullanılır. Tüm internal fiksasyon cihazlarının eğer bir kemik füzyon olmazsa zayıflayacağı unutulmamalıdır [16].

2.4.1 Omurgada İnstabilite

Spinal instabilite tanımlaması White ve Penjabi'ye göre şöyledir: "Spinal kolonun fizyolojik yüklenmeler altında vertebralar arası ilişkilerini sürdürme yeteneğini kaybetmesine “spinal instabilite” denir. Bu nedenle omurilik ve köklerde hasar ve irritasyon olabilir. Kapasiteyi önleyici bir deformite veya ağrı da olabilir." Yani bir segmentteki bütünlüğün kaybolması ve bu nedenle normalde tolere edilen yüklerin bu segmente aşırı gerilim yüklemesine “instabilite” denir [16].

2.4.2 Enstrümanların Biyomekanik İlkeleri

Omurgaya geleneksel yaklaşım posteriordandır. Arka kolon ile orta ve ön kolonları bağlayan tek yapı pediküldür. Bu yüzden kanca-rod sistemleri posterior kolon stabilitesini sağlar. Bu nedenlerle pediküler vidalarla fiksasyon sistemleri en azından lomber omurgada eski fiksasyon sistemlerinin yerini almıştır. Burada vida pedikülden geçerek vertebra cisminde girdiği için aynı anda 2, hatta 3 kolonlu bir stabilizasyon sağlanmaktadır. Bu yüzden pediküler fiksasyon enstrümantasyonu çok yaygın uygulanma alanı bulmuş ve büyük bir popularite kazanmıştır. Pediküler fiksasyonların avantaj ve dezavantajları kanca-rod sistemleri ile karşılaştırılınca oldukça farklıdır. Vidalar, stabilizasyon için bir germe veya itme kuvveti (kompresyon veya distraksiyon) gerektiren kancaların aksine hemen stabilizasyon sağlarlar. Vidaya uygulanan bir moment hemen vertebraya yansır [16].

Posterior enstrüman setleri bir internal fiksasyon aletidir. Solid füzyon olurken omurganın mekanik stabilitesini sağlamak ve normal dizilimini sürdürmek amaçındadır. Değişik omurga patolojilerinin tedavisinde füzyonu kolaylaştırmak için kullanılmalıdır [16].

Yani implantasyonun asıl amacı stabil bir füzyon sağlamaktır. Hiçbir cihaz, dikkatli bir operasyon öncesi hazırlığın, titiz bir cerrahi tekniğin, cerrahi ilkeler konusundaki temel bilgi ve deneyimin yerini dolduramaz. Hiçbir metalik spinal implantın, psödoarthrozun tek başına üstesinden gelebileceği umulmamalıdır. Tüm spinal implant setleri normal iyileşmeye yardımcı olacak geçici bir konstruksiyondur. Bunların normal vücut yapılarının yerini alması söz konusu olamaz. Spinal implant setlerinin amacı omurgayı füzyon süresince stabilize etmek, lamina üzerine konan kancalar, pediküler vidalar veya sakral vidalar ile posterolateral yoldan omurları birbirine bağlamaktır [16].

Enstrümantasyon ile elde edilmek istenen çeşitli hedefler vardır:

- 1- Fiksasyonun (stabilitenin) sağlanması
- 2- Redüksiyonun/dekompresyonun sağlanması
- 3- Normal dizilimin sağlanması/sürdürülmesi
- 4- Füzyonun sağlanması

Asıl hedef ilk 2 veya 3 hedefe ulaştıktan sonra füzyonun elde edilmesidir. Enstrümantasyonun asıl amacının füzyonu sağlamak için omurgayı bir süre fikse etmek (sabitlemek) olduğu unutulmamalıdır. Burada enstrümanın görevinin bir süre sonra biteceği, füzyon için yeterli koşullar oluşmazsa implantların başarısızlığa uğrayacağı ve implant kırılması, çıkması gibi sorunların baş göstereceğini bilmek gerekir [16].

Torakolomber stabilizasyonda en sık kullanılan 2 çeşit kavrayıcı eleman vardır: Pediküler vida ve kanca. Bunlardan kancalar sadece posterior elemanları kavrar. Oysa vidalar her 3 kolonu da kavrayan bir implanttır. Bu önemli biyomekanik özellik kancaların daha uzun

segmentleri, vidaların daha kısa segmentleri kavramasını gerektirir. Vidanın hareket merkezi, hareket segmentinin merkezine yakındır. Kancanın hareket merkezi ise korpusun merkezinden aşağıdadır. Bu nedenle pediküler vidalarla kısa enstrümantasyon yapılabilir. Kancalarla ise uzun (4-5 segment) enstrümantasyon yapmak gerekir [16].

Enstrümanların genel yararları şu şekilde sıralanabilir:

1. Spinal deformitenin ilerlemesini önlemek.
2. Düzeltilmiş deformitenin bozulmasını önlemek.
3. Spinal stabilitenin yeniden kurulmasını sağlamak.
4. Hareketi azaltarak ağrıyı gidermek

2.4.3 Pediküler Vida Sistemleri ve Avantajları

Pediküler vida tespitleme sistemleri paslanmaz çelik veya titanyum alaşımlı çeliklerden yapılan çok bileşenli tespitleme sistemleridir. Günümüzde MRG incelemesi ile uyumlu olması için implant materyalleri titanyum alaşımlı olarak imal edilmeye başlanmıştır [16]. Bu sistemler katı (Eng.. solid), oluklu veya yuvalı plakalar veya çubuklar içerirler. Bu parçalar cıvata, kanca veya vida kullanılarak vertebra eklemlerine boylamasına olarak eklenirler. Cerrah, bu bileşenler arasından hastanın anatomik ve fizyolojik gerekliliklerine uygun bir sistem oluşturmak için uygun olanları seçer. Pedikül vidaları uzun kemiklerde kullanılan vidalara benzerdirler. Kullanılabilir durumdaki birçok vida arasında bazı küçük farklılıklar olmasına rağmen, boylamasına destek bileşenlerine bağlanma tarzları açısından oldukça değişken ve sisteme göre belirgindirler.

Omurga (spinal) destek sistemlerinin implantasyonu esnasında, pediküler vidalar her bir vertebra pedikülünün süngerimsi (Eng.: cancellous) merkezine doğru açılmış olan kanallardan vidalanırlar. Boylamasına (uzunlamasına, Eng.: longitudinal) destekler genellikle iki veya daha fazla vertebrayı zorlar ve arasını açar. Tipik olarak her bir vertebra, her bir pedikülünden bir bağlantı vidası uygulanarak spinal destek sistemine eklenir. Bel kemiği stabilizasyonu ve kaynamasındaki pedikül-vida tespitleme sistemlerinin etkililiği ve güvenliği degenerative spondylolisthesis, isthmic spondylolisthesis, fusion sonrası decompression, lumbar kırıkları ve cerrahi yöntemlerle onarılmış spinal pseudoarthroses hastalıklı kişilerde gözlemlenmiştir. Bu dejeneratif disk bozuklukları, thoracic kırıkları ve lumbar tümörleri gibi hastalıkların cerrahi tedavileri adına ümit vericidir [17].

Pediküler vidalarla fiksasyonun çok sayıda avantajı vardır:

- 1- Pediküler vidalar omurgayı rijid olarak fikse etmekte çok etkilidir. Vida-kemik yüzeyi, kanca-kemik yüzeyine veya tel-kemik yüzeyine göre mekanik olarak daha güçlüdür.
- 2- Laminektomi yapılmış vertebrada da kullanılabilir. Oysa kancalar kullanılamaz.

- 3- Enstrümantasyon seviyesi kısa tutulabilir. Çok az spinal segmentin fiks ve füzede edilmesi olasıdır.
- 4- Sakrumun enstrümantasyonu için en iyi yöntem vida kullanmaktır.
- 5- Normal spinal eğrilikler korunabilir.

Pediküler vidaların komplikasyonları kanca ve tellerinkinden çok farklıdır. Pediküler vidaların en önemli komplikasyonu vidanın yanlış yere konmasıdır. Bu durumda radikls, kauda ekuina veya omurilik yaralanması olabilir. Eğer vida pedikülden kırılırsa radikls zedelenabilir. Hastaların %1-12 sinde postoperatif geçici radiküler ağrı veya kuvvetsizlik olabilir. Ancak kalıcı radikls zedelenmesi seyrektr. Eğer vidalar korpusun önüne giderse büyük damarlar da zedelenabilir. Vida kökenli komplikasyonları azaltmak için cerrah pedikül anatomisini çok iyi bilmeli, pediküle bizi yönlendiren dış noktaları yeterince açmalı ve radyografik rehberlik yapmalıdır [16].

Pediküler vidaların diğer komplikasyonları cihazın zayıflaması, vida kırılması, fiksasyon kaybı, nonunion gibi diğer sorunlardır. Ayrıca pediküler enstrümantasyon, komşu faset eklemlerinde dejeneratif değışikliklere yol açabilir. Önce üst taraftaki ilk füzede olmamış faset ekleminde dejenerasyon olur. Vida eğilmesi veya fraktürleri de olur. Vida sorunları daha çok ince vidalarla veya major deformitelerin redüksiyonundan sonra olur. Çünkü bu durumda implant üzerine büyük yükler biner [16].

Kalın vidalar ile ve yük taşıyıcı greftlerle korpus rekonstruksiyonu kullanıldığında, vida zayıflaması sorunu azalır. İmplant hataları %20 ye dek çıkabilir. Çünkü metal implantlar yorulup kırılabilir. Ancak implantların zayıfladıkları sürenin yarısında bunlar asemptomatiktir, solid füzyon gelişir ve cerrahi tedavi gerekmez [16].

Lumbosakral füzyon (kaynaşma, kemiklerin birbirlerine kaynaşması) operasyonunun hangi şartlarda gerektiğı ve sonrasındaki klinik sonuçları çeşitli tartışmaların konularıdır. Söz konusu durumları etkileyen çok sayıda faktör vardır. Ameliyattan sonra harici sabitleştiricilere olan ihtiyacın azaltılması ve yatakta istirahat yoluyla hızlı bir şekilde spinal stabilizasyon sağladığı için enstrümantasyon kullanımı tercih edilen bir yöntemdir. Enstrüman kullanımı füzyon oranını arttırabilir. 1940lardan beridir, vertebral vida ve pediküler vida tespitlemesi yöntemleri geliştirilmiştir ve omurga cerrahları arasında gittikçe daha da popülerleşmektedir. Her iki metot da geleneksel yöntemlerdeki gibi (ör: Harrington, Luque) ilave hareketli segmentlerin feda edilmesini gerektirmeden omurganın hızlı bir stabilizasyonunun ve rijit bir sabitlemenin sağlanması amacıyla geliştirilmiştir. Pediküler vida tespitleme yöntemi genellikle sağlam lamina, faset eklemi veya spinoz proçes (dikenimsi çıkıntı) gerektirmemesi gibi ilave faydalara sahiptir [18].

2.4.4 Spinal Enstrümanların Kısımları

2.4.4.1 İmplant Seti

Bir enstrümanın vücuda implante edilip bırakılan kısımları değişik ticari firmalarda çok farklı şekillerde olabilir [16]. Ancak genel olarak hepsinde şu kısımlar vardır:

- 1- Longitudinal parça: Rod veya Plak
- 2- Tutunma parçası: Kanca (laminar, pediküler, transvers çıkıntı), Vida veya Tel
- 3- Bağlantı parçası: Somun, Dış vida, İç vida
- 4- Transvers bağlayıcı

Çubuklar (Rod): Sistemin esas parçası çubuklardır. Bunlar silindirik gövdelidir, yüzeyleri düz, pürüklü veya yivli olabilir.

Kancalar: Kancalar birbirine bakan şekilde yerleştirilirse bir “pençe” (claw) oluştururlar. Pençe, stabiliteyi daha da artırır. Böyle bir pençe, düzeltici veya kompresif bir güç harcanmaksızın hemen stabiliteyi sağlar. Başlıca iki çeşit kanca vardır:

- a) Pediküler kanca
- b) Laminar kanca

Vidalar: Başlıca pediküler ve sakral vidalar vardır. Vidaların ilk jenerasyonunda açık ve kapalı gövdeli vidalar vardı. Açık vidayı kapalı duruma getirmek için blokerler kullanılırdı. İkinci jenerasyon vidalar (lale vidalar) bu blokerlere sahip değildir. Vidaların kalınlıkları 5-7 mm arasında, uzunlukları ise 30-50 mm arasında değişmektedir.

Avantajları: Pediküler vidalar 3 kolonlu fiksasyon sağlayabilirler. Bu nedenlerle diğer spinal fiksasyon sistemlerinden biyomekanik olarak üstündürler. Ayrıca normal spinal dizilimi sağlamakta da diğer sistemlere daha üstündürler. Pediküler vidalar laminektomi uygulanan durumlarda da kullanılabilir. Ayrıca pediküler vidalarla spinal kanala girmek mümkün değildir. Oysa sublaminar teller ve kancalarla kanala girmek söz konusudur. Kısa segment fiksasyon ve füzyon pediküler vidalarla mümkündür. Pediküler vida rot veya plak sistemleri ile uzun enstrümantasyon yapmaksızın yeterli fiksasyon sağlamak mümkündür. Ayrıca rijit sakral fiksasyon ancak vidalarla sağlanabilir [16].

Dezavantajları: Korpektomi, interbody füzyon ve pedikül vidalaması hem anterior hem posterior olmak üzere iki ameliyat gerektirir. Pediküler vida uygulamasının öğrenme süresi uzundur. Ameliyatlarda uzun sürdüğünden fazla kan kaybı olur. Postoperatif görüntüleme teknikleri özellikle MRG implantlar nedeniyle kaliteli bir şekilde yapılamaz. Ayrıca çok rijit fiksasyon komşu hareket segmentinde dejenerasyonu hızlandırabilir [16].

Pediküler vida fiksasyonu ile rastlanan sorun enstrümanın çıkması veya vida kemik yüzeyinde gevşemesidir. Bu kendisini vidanın dışarı çıkması, kırılması, yuvası içinde oynaması,

rot veya plağın kırılması ve psödoartroz şeklinde gösterir. Bunların hepsi biyomekanik olarak uygunsuz uygulamalardır [16].

2.4.4.2 Takma Seti

a) Rod manipulasyonu için parçalar: Rod tutucu, Güçlü rod kavrayıcı, Rod itici, Yivli rod itici, Manuel rod bükücüler, Fransız rod bükücüler

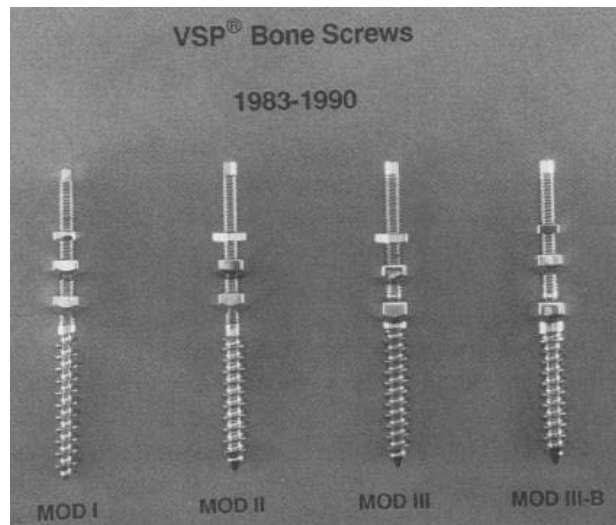
b) Pediküler vida manipulasyonu için parçalar: Pedikül delici, pediküler vida rehberi, yuvarlak uçlu rehber, pedikül vidası için tornavida, vida/kanca kompresörü, vida/kanca distraktörü

c) Kanca manipulasyonu için parçalar: Kanca elevatörü, kanca tutucui, kanca itici

d) Ara bağlantıların manipulasyonu için parçalar: Somun anahtarı, altıgen tornavida, vida/kanca distraktörü, vida/kanca kompresörü [16].

2.5 Pediküler Vida

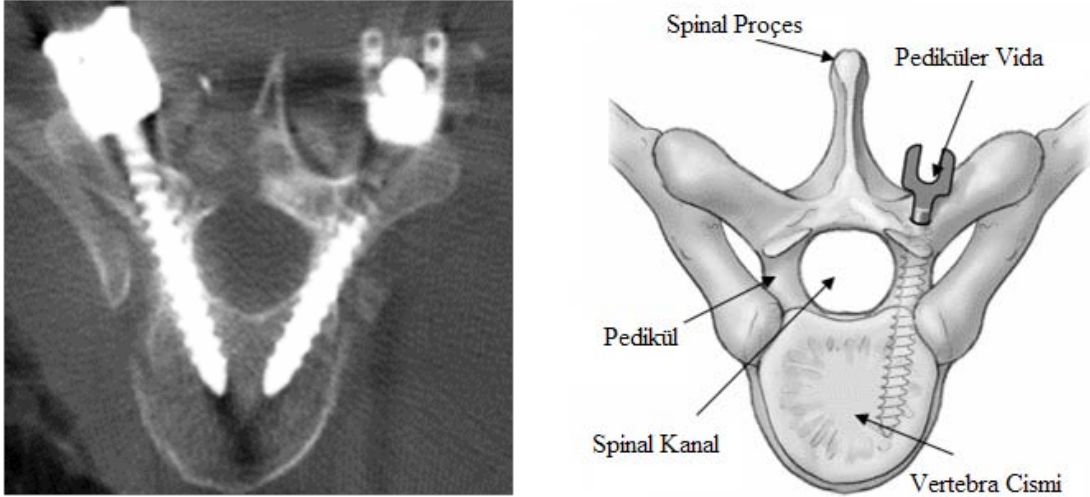
Pediküler vidaların tasarımları daha mukavemetli ve tutunma gücü yüksek vidalar elde etmek amacıyla sürekli olarak geliştirilmektedir (Şekil 2.12). Daha geniş dış dibi çapına sahip vidalar genellikle daha güçlü ve kırılmaya daha az meyillidirler. Vidalar üzerine gelen gerilmeler vida-plaka / vida-çubuk ara yüzeylerinde veya yakın bölgelerde en büyük değerdedir. Bundan dolayı bu bölgeler en çok hasara uğrayan bölgelerdir. Bu yüzden, bir vida tasarımı bu yüksek gerilmeleri kaldırabilecek şekilde iç çap, dış çap, dış derinliği gibi parametreleri geliştirmelidir. Genel olarak, çoğu pediküler vidanın dış açılmış kısmı daha büyük dış çapına sahiptir, küçük nüve çapı (dış dibi çapı) ve daha büyük vida adımı tutunmayı arttırmak içindir [18].



Şekil 2.12. VSP sistemine ait farklı kemik vidaları [18].

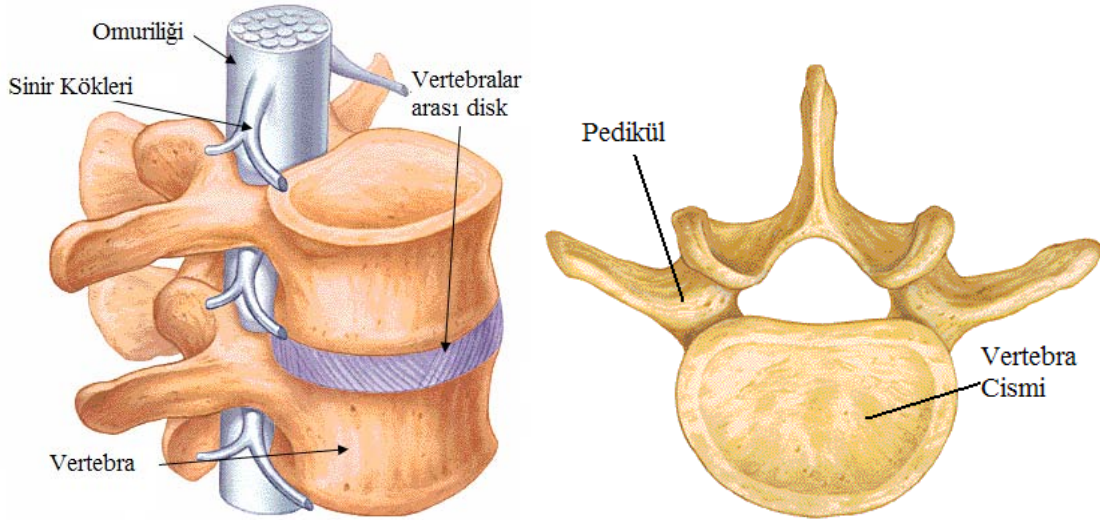
2.5.1 Pediküler Vida Tespitlemesi ve Tarihi Gelişimi

Kemik vidaları 1960lardan beridir spinal enstrümantasyonda kullanılmaktadır. Pediküler vida ise vertebral pediküllere implantasyon yapmak için tasarlanmış özel bir tür kemik vidasıdır (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Pediküler vida uygulaması radyografik ve şematik görüntüsü [6].

Pedikül; vertebranın arka yüzeyinde bulunan ufak sap benzeri küçük çıkıntıdır (Şekil 2.14). Her bir vertebrada iki adet pedikül bulunur.

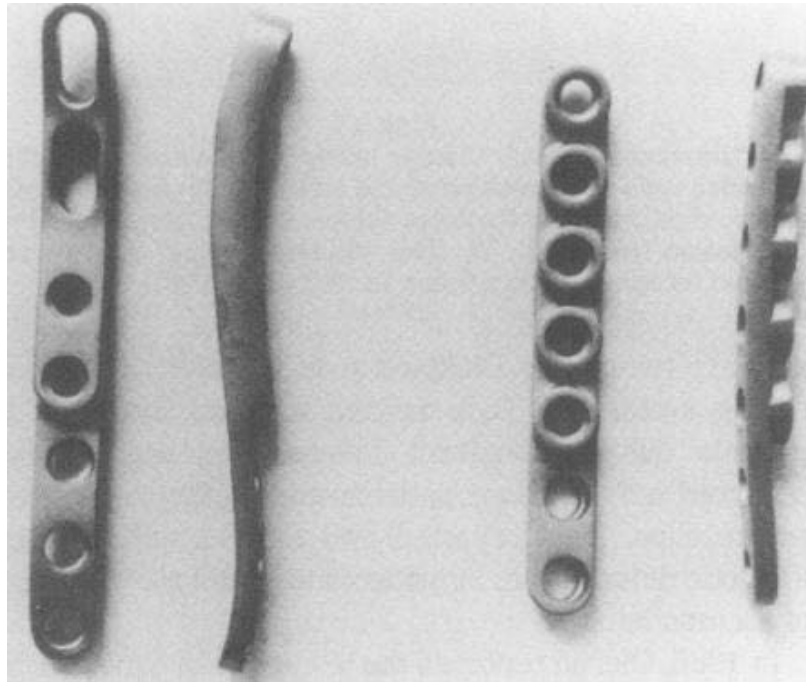


Şekil 2.14. Vertebra üzerinde pedikül kısmı [6].

Vidalar şekil bozukluklarını düzeltmek ve/veya yaralanmaları tedavi etmek amacıyla kullanılırlar. Diğer kemik vidalarına benzer olarak, pediküler vidalar enstrümantasyon işlemiinde bağlantı çubuklarını ve plakalarını omurgaya eklemek için kullanılırlar (Şekil 2.15). Vidaların kullanıldığı hastalıklar şunlardır:

- Scoliosis (Skolyoz).
- Spondylolisthesis (Spondilolistezis).
- Kyphosis (Kifoz).
- Disc Degeneration (Disk Bozulması, Dejenerasyon).
- Fracture (Kırık).
- Vertebral Tumor (Vertebra Tümörleri).

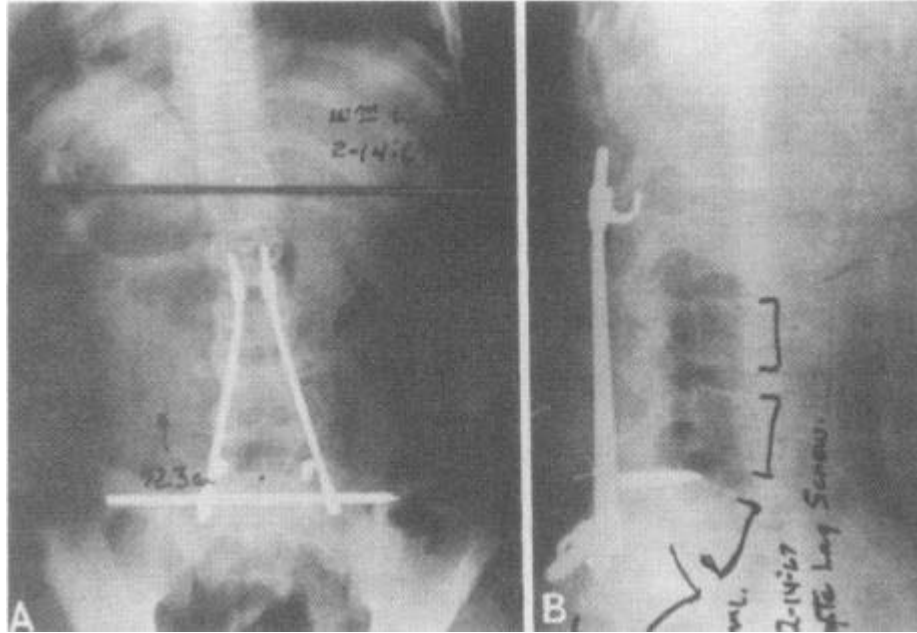
Pediküler vida tespitlemesini Roy – Camille ilk olarak 1970’te, Judet’in rehberliğinde posterior plakalar ile vidaların artikular proçes ve pedüküller boyunca sagittal olarak yerleştirilmesi şeklinde tanımlamıştır. Kendisi bu pediküler vida – plaka sistemini 1963’te kullanmaya başlamıştır. Plakalar, lomber omurgada iki pedikül arasının yaklaşık olarak 2.6 cm olduğunu gösteren anatomik çalışmaları takip ederek tasarlanmıştır (Şekil 2.15). İhtiyaç duyulduğunda tespitlemeyi arttırmak için faset eklemlerine bitişik, daha küçük vidalar yerleştirilmiştir. Kısa füzyonlar ve lumbosakral füzyonlar için özel plakalar tasarlanmıştır. Tutunmayı arttırmak için, plaka üzerindeki bir merkezi delik boyunca ve pedikül içerisine iki vida yerleştirilebiliyordu. Bu sistem çok sayıda spinal (omurga) bozukluklara uygulanmıştı ve sonuçları cesaret vericiydi. Roy – Camille, lumbosakral füzyonlarda yaklaşık olarak %100 başarı oranı rapor etmiştir. Bu enstrümantasyon tekniği yüksek dereceli spondylolisthesis’lerin (spondilolistezis, omur kayması) kayma miktarlarının azaltılması için kısmen yeterliydi. Bu çalışmalar pediküler vida enstrümantasyonunun temelini oluşturmuşlardır [18].



Şekil 2.15. Roy-Camille öncülüğünde geliştirilen segmental bağlantı plakaları [18].

Transpediküler vidalar, diğer çeşitli durumlarda kullanılabilecek şekilde hızla modifiye edilmiştir. Harrington ve Dickson, Sijbrandij ve diğerleri kararsız lomber kırıklarının kontrol edilmesinde olduğu gibi spondylolisthesis'in tespitlenmesi ve azaltılması için modifiye edilmiş Harrington enstrümanasyonu ile birlikte vidaları pediküller ve vertebral cisimler içerisine yerleştirilmişlerdir [18].

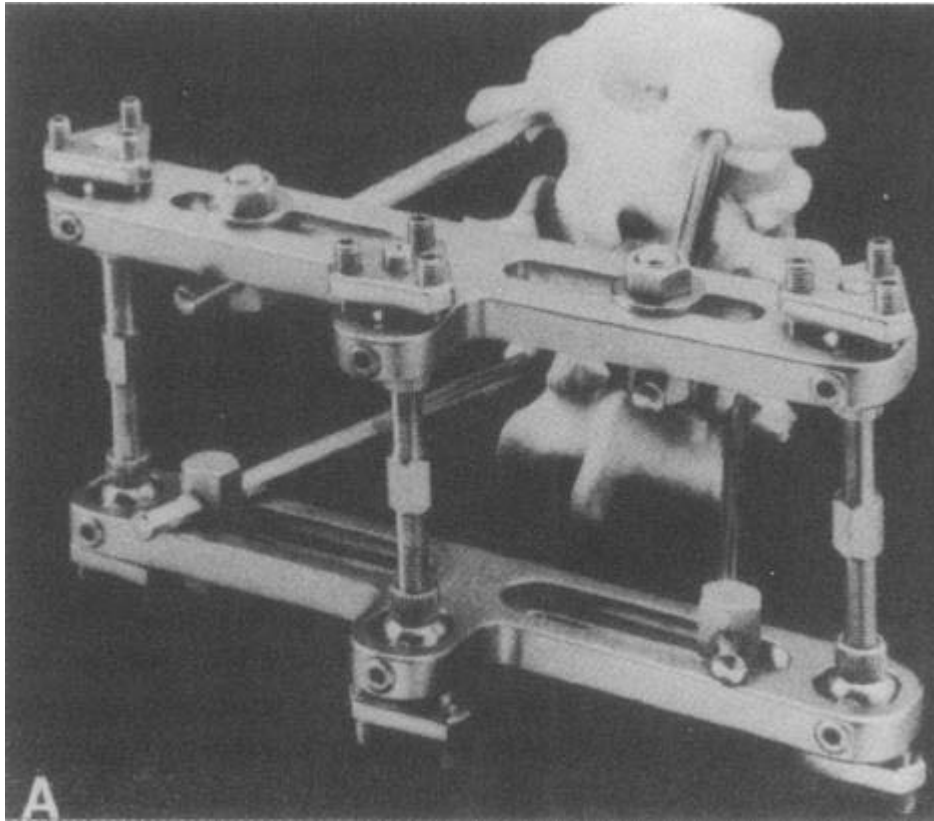
Harrington ve Tullos Birleşik Devletler'de transpediküler vida kullanımını literatürde tanımlayan ilk yazarlar arasındadır (Şekil 2.16) [19]. 1967 yılında, progresif semptomatik spondilolistezisli iki çocuk L5 omurgasına eklenmiş Harrington A-frame (A şeklinde enstrüman) ile tedavi edilmiştir. L5 omurunun pedikülleri boyunca yerleştirilmiş "Lag screws" (Lag vidaları), kaymanın azalmasına yardımcı olması için Harrington dağıtıcı çubuklarına telle bağlanmıştır.



Şekil 2.16. ABD'de rapor edilen ilk transpediküler vida kullanımı [18].

Alt torasik ve lomber omurların harici olarak transpediküler tespitlenmesi yöntemi ilk olarak 1977 yılında Magerl tarafından geliştirilmiştir (Şekil 2.17) . Bu sistem ("fixateur externe") iki çift uzun Schanz vidası ve ayarlanabilir harici tespitleme parçasından oluşmuştur. Vidalar açık veya kapalı tekniklerden biriyle yerleştiriliyordu. Tespitleme parçası rijit kararlılığı sağlamak için iki enine (transverse) çubuk ve üç tane, üçgen kilitleme plakalı vida dişli çubuktan oluşuyordu. Sistem distraksiyon, kompresyon veya nötr olarak uygulanabiliyordu. Magerl, Schanz vidalarını distraksiyon şeklinde önyükleyerek ve faset eklemleri boyunca translaminal vidalar ekleyerek sistemin kararlılığını geliştirmiştir. 1984 yılında, Magerl en az takip eden bir yıl süreyle olmak üzere, 52 hastayı (42 akut Spinal travma, 8 osteomyelitis, 2

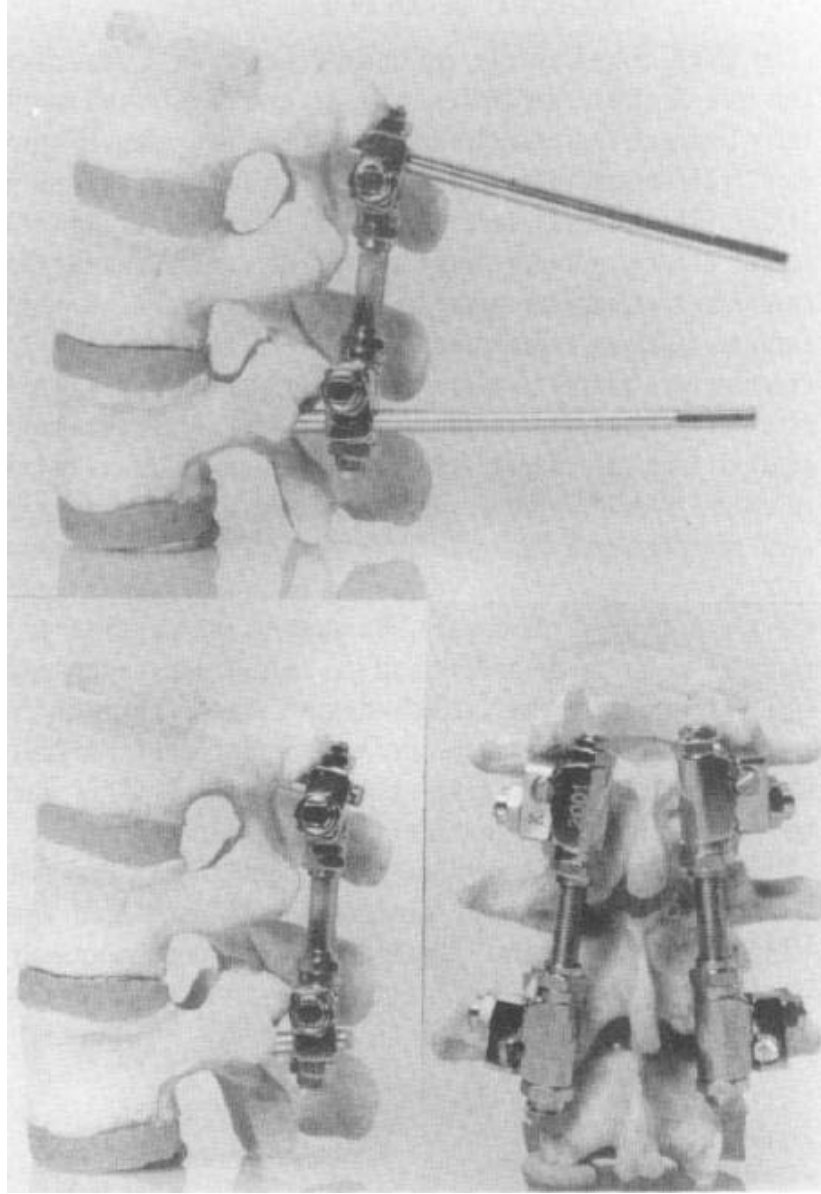
dekompresyon) gözlemlemiştir. Hastaların hiç birinde derin enfeksiyon olmadığı ve tüm yüzeysel vida iltihaplanmalarının da vida yerindeyken veya kaldırılmasının ardından çözüldüğü bildirilmiştir. Bir hastada vidanın yerinden çıkmasından dolayı tespitleme cihazının vaktinden önce çıkartılması gerekmiştir. En uygun sonuçlar, redüksiyon kaybı olmaksızın, cihazın ortalama olarak 18-19 hafta süreyle yerinde kalmasıyla elde edilmiştir. Çoğu durumda, kendisine destek olan faset vida tespitlemesi ve füzyona (kaynaşma) rağmen, fiksatorün çıkartılmasını takiben hasar görmüş intervertebral (vertebralar arası) disklerde ağır hasar olduğu görülmüştür. Bu cesaret verici sonuçların rağmen Magerl sistemin yaygın dejeneratif spinal hastalıklarda kullanılmasını tavsiye etmemiştir [18].



Şekil 2.17. Magerl tarafından geliştirilen harici sabitleyici, “fixateur externe” [18].

Magerl’in Schantz vidalarıyla harici (dışarıdan) 4 nokta tespitleme yöntemini ilk olarak tanımlamasının ardından, Dick “fixator interne” (dahili sabitleyici) adıyla anılan benzer bir dahili tespitleme aracını geliştirmiştir (Şekil 2.18) . Bu sistem de elle redüksiyonu (azaltma, omurlardaki kayma veya yanlış duruş pozisyonunu gidermeye yönelik) kolaylaştırmak için uzun kaldıraç kolları oluşturmak amacıyla 5 mm Schantz vidalarından faydalanmıştır. Vidalar kelepçelerle kompresyon, distraksiyon, kifoza, lordoz ve rotasyona izin veren tüm yönlerde hareketli uzunlamasına (boyuna) 7 mm vida dişli çubuklara bağlanmıştır. Magerl’in harici

tespitleyicisiyle karşılaştırıldığında, anterior eğme momentleriyle yapılan biyomekanik testler dâhili tespitleyicinin rijiditesinin daha iyi olduğunu göstermiştir. Dick yapısal hatalardan dolayı 183 hastadan 3 üne tekrar enstrümantal operasyon yapmıştır. Aebi, 30 hastanın takip eden altı ay içerisindeki gözlemlerinde kifotik(kifoz hastalığıyla ilgili) şekil bozukluğu olarak sonuçlanan iki başarısız durum rapor etmiştir [18].

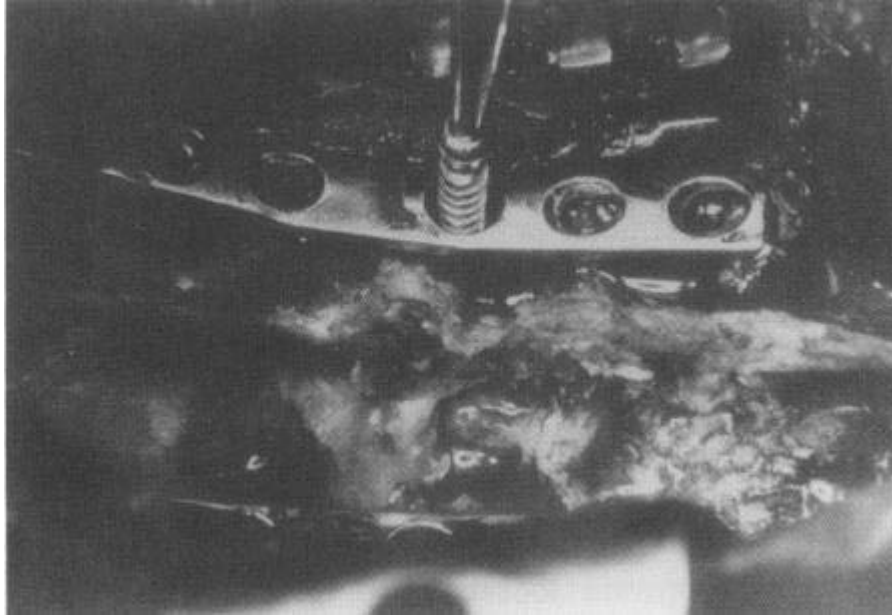


Şekil 2.18. Dick tarafından geliştirilen dahili sabitleyici, “fixator interne” [18].

Roy-Camille ve diğerlerinin orijinal çalışmaları ile Louis ve diğerlerinin modifikasyonlarını takiben diğer birçok transpediküler vida-plaka tasarımı ortaya çıkmıştır.

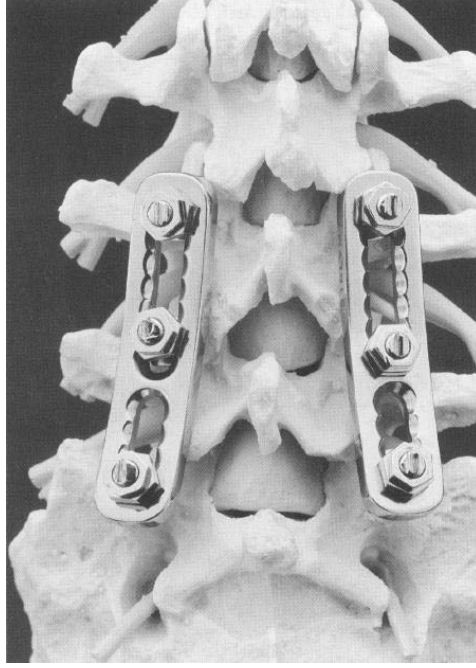
Bir AO tibial dinamik kompresyon plakasının omurgada kullanımı ilk olarak 1979 yılında Muller tarafından tanımlanmıştır ve daha sonra Thalgot tarafından yeniden gözden

geçirilerek geliştirilmiştir (Şekil 2.19) . Thalgot'un sisteminde daha önce tasarlanan sistemler gibi, vida-plaka ara yüzeyi rijit değildir ve bu mikro hareketlerinin oluşumuna izin vermektedir. AO DCP plaka uzun, 6,5 mm uzunluğunda ve komple vida dişi açılmış süngerimsi kemik vidasının yerleştirilmesi için daha büyük açisal serbestlik sağlayan oval şekilde delikli bir plakadır. 46 hasta 12-30 ay boyunca takip edilerek çalışmalar yapılmıştır. Hastaların yaklaşık %11 inde sebebi bilinmeyen vida gevşemesi veya vidanın yerinden çıkması durumu oluşmuştur ve %6,5 inde vida kırılması olmuştur. Hastaların yaklaşık %6,5 inde sinir kökü iltihaplanmasından dolayı vidaların sökülmesi gerekmiştir. %22 sinde füzyonun gerçekleştiği rapor edilmiştir. Modifiye edilmiş AO plakanın, ("çentikli plaka"), kullanımı da böylece tanımlanmıştır [18].



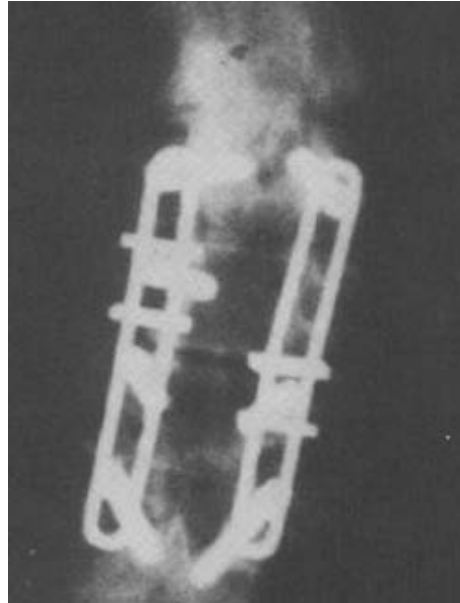
Şekil 2.19. Thalgot tarafından geliştirilen AO tibial dinamik kompresyon plakası [18].

1982 yılında, Steffee, alt torasik omurgadan sakruma kadar kullanılabilen segmental omurga plakası ve pedikül vida sistemini geliştirmiştir (Şekil 2.20). Sabit delikli standart nötralizasyon plakasının ilk olarak kullanılmasından sonra Steffee, çok seviyeli eklemeye ve modifiye edilmiş süngerimsi kemik vidasının pozisyonlandırılmasına daha kolay izin veren, üzerinde iç içe geçmiş oyuklar bulunan yarıklı vidayı geliştirmiştir. Steffee aynı zamanda plakanın, omurganın fizyolojik şekli ile uygun olmasının önemini de fark etmiştir. Kendisi her bir pediküle uygun en büyük vidanın kullanılmasının önemini vurgulamıştır [18].



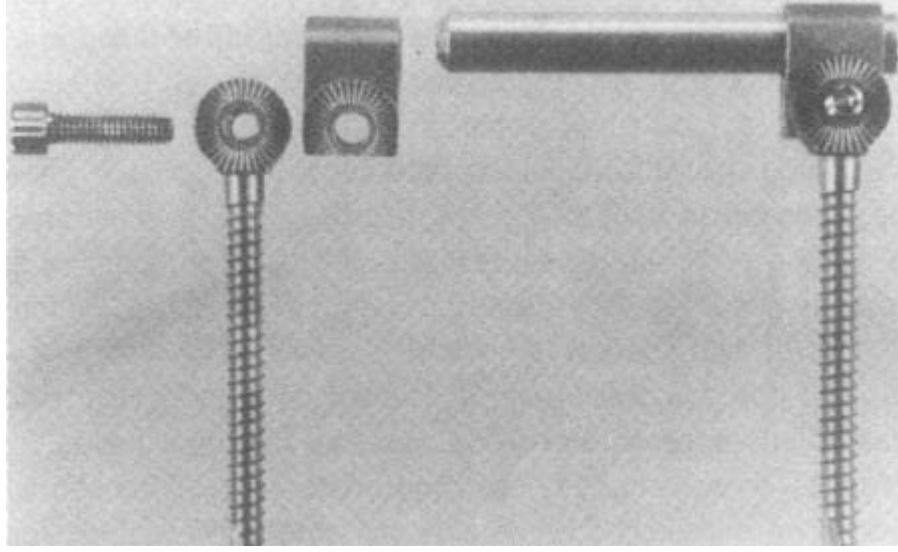
Şekil 2.20. Steffee tarafından geliştirilen VSP sistemi [18].

1986 yılında Eduardo Luque, pediküler vida ve Loque çubukları kullanılarak interpenducular segmental fiksasyon sağlayan farklı bir metodu tanıtmıştır. 1988 yılında yöntemi ilerleterek yeni bir yarı rijit, kanülle edilmiş vida ve kanallı plaka kullanılan yöntemin tanıtımını yapmıştır (Şekil 2.21) [18].



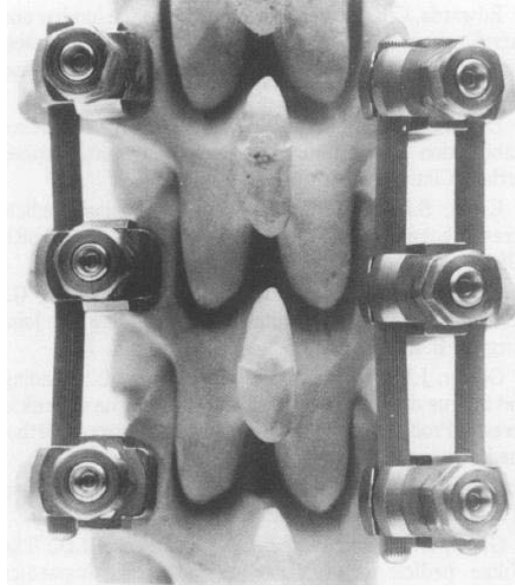
Şekil 2.21. Luque tarafından geliştirilen yarı rijit interpediküler tespitleme sistemi [18].

Kapsamlı biyomekanik testlerin ardından Krag, Vermont Spinal Fixator (VSF) ismiyle anılan bir pediküler vida-bağlantı çubuğu sistemi tasarlamıştır (Şekil 2.22).



Şekil 2.22. Vermont Spinal Fixator sistemi [18].

Wiltse pediküler vida sistemi henüz 1980lerde tanıtılmış bir başka pediküler vida sistemidir (Şekil 2.22). Bu sistem paslanmaz çelikten yapılmış çubuklara (rod) semer şeklindeki kelepçelerle bağlanan pediküler vidalar içermektedir. Plaka yerine bağlantı çubuklarının kullanılması, sistemin düzensiz konturlu omurgalarda uygulanabilirliğini arttırmıştır [18].



Şekil 2.23. Wiltse pediküler vida tespitleme sistemi [18].

2.6 Kemik Çimentosu

Kemik çimentosu kalça, diz, omuz ve dirsek gibi yapay eklemlerin tespitlenmesinde yarım yüzyıldan beri çok başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Bugün hemen hemen hiçbir rutin

uygulama, yapay olarak üretilmiş eklemlerin (protez olarak kullanılan) tespitlenmesinde kemik çimentosundan daha başarılı değildir. Kemik çimentosu protez ile kemik arasındaki boşluğu doldurur ve elastik bir bölge olarak çok önemli bir rol oynar. Bu şunun için gereklidir; insanın kalça eklemi vücut ağırlığının yaklaşık 10-12 katına kadar bir yüke maruz kalır, yapay protezin yerleştirildiği yerde uzun süre kalacağını garanti altına almak için kemik çimentosunun bu kuvvetleri absorbe etmesi gerekir [20].

Kemik çimentosu kimyasal olarak Plexiglas'tan çok farklı bir şey değildir (ör: polymethyl methacrylate veya PMMA). PMMA ilk olarak 1940larda plastik cerrahlar tarafından kafatasındaki boşlukları doldurmak için kullanıldı. Kemik çimentosunun insan vücuduyla uyumluluğuna yönelik çok yönlü klinik testler, cerrahlar tarafından kullanılmaya başlamasından önce yapılmıştı. PMMA'nın mükemmel doku uyumluluğu, kemik çimentosunun 1950lerde kafa protezlerinin tespitlenmesinde kullanılmasına olanak tanımıştır [20].

Günümüzde dünya üzerinde bu türden çeşitli milyonlarca işlem gerçekleştirilmektedir ve bunların yarısından çoğunda rutin olarak kemik çimentosu kullanılmaktadır ve bu oran git gide artmaktadır. Kemik çimentosu klinik uygulamalardaki kolay kullanımı ve özellikle sağladığı uzun protez ömründen dolayı güvenli bir tespitleme malzemesi olarak dikkat çekmiştir. İsveç ve Norveç gibi ülkelerde kalça ve diz eklemlerine ait yapay eklem uygulamalarına ait kayıtlar tespitlemeye kemik çimentosu kullanılmasının faydalarını kanıtlamaktadır[20].

2.6.1 Kemik Çimentosunun Kompozisyonu

Kemik çimentoları iki bileşenli malzemeler halinde tedarik edilirler. Kemik çimentosu toz ve sıvı olmak üzere iki kısım ihtiva eder. Bu iki bileşen homojen bir hamur haline gelecek şekilde 2:1 oranında birbirleriyle karıştırılırlar. Ortaya çıkan hamurlaşmış haldeki kemik çimentosu kemik içerisindeki boşluğa doldurulur. Daha sonra protez dikkatli bir şekilde çimento kütlelerinin içerisine yerleştirilir. Bunun ardında çimentonun viskozitesi, çimento malzemesi katı bir matris haline gelinceye kadar artar. Bu tür bir tespitleme yöntemi protezi kalıcı olarak tespitler [20].

Çimentonun katılaşması esnasında çimentonun sahip olduğu enerji ısı formunda yayılır. Bu polimerizasyon ısısı vücut içerisinde sıcaklığı 42-46°C civarlarına eriştirir [20]. Bu sıcaklık vücut içerisindeki proteinler için kritik sıcaklık seviyesinin altındadır fakat bazen uygulamaya bağlı olarak dokuların zedelenmesine sebep olacak kadar sıcaklık artışına sebep olabilmektedir.

Kemik çimentosunu oluşturan bileşenler, diş dolgu malzemesi olarak kullanılmalarıyla da bilinirler. Akrilat tabanlı plastikler de aynı zamanda bu uygulamalarda kullanılmaktadır.

2.6.2 İmplant Revizyonları

Revizyon bir eklem, parça veya protezin bir diğer protez ile değiştirilmesidir. Bu, vücutta mevcut bir parçanın yerine bir protezin takılması şeklinde olabileceği gibi önceden yerleştirilen protezin çıkartılması ve yeni bir tanesinin takılması şeklinde de olabilir. İlk veya bir önceki operasyon ile karşılaştırıldığı zaman revizyon işlemleri genelde daha zor ve daha karmaşık işlemlerdir. Çünkü her revizyon ile sağlıklı kemik dokusundan biraz kayıp söz konusudur. Aynı zamanda revizyon işlemleri tatmin edici bir sonuç elde etme adına daha pahalı işlemlerdir. Bu yüzden en önemli amaç, iyi bir cerrahi operasyon ve kaliteli malzemeler kullanarak revizyon gerekliliğinden kaçınmaktır [20].

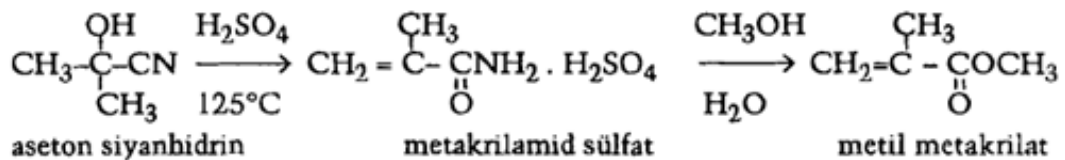
Maalesef revizyon gerekliliğinden kaçınmak her zaman mümkün olmamaktadır. Bir onarım (revizyon) yapılmasını gerektiren farklı sebepler olabilir ve bu sebeplere bağlı olarak septik ve aseptik revizyon arasında farklılıklar vardır. Bir enfeksiyona bağlı olmaksızın implantın revize edilmesi gerekirse –aseptik– bu durumda kemik çimentosunun tamamen sökülüp değiştirilmesine gerek yoktur. Ancak eğer implant septik bir nedenden dolayı kaybedilmişse kemik çimentosunun tamamıyla çıkartılması gerekir [20].

Kemik çimentolarının özellikle faydalı bir yönü de içerisine katılan antibiyotik, antialerjik ve antiseptik tarzı özel aktif maddelerdir. Bu tarz aktif maddeler implantın yerleştirilmesinin ardından lokal olarak salınmaya başlar ve böylece olası enfeksiyon tehlikelerinin önünde geçilir. Bu, kemik çimentosunu, ilacın doğrudan ihtiyaç duyulduğu cerrahi bölgeye ulaştırıldığı modern bir ilaç ulaştırma sistemi yapar [20].

2.6.3 Endüstriyel Bir Ürün Olarak PMMA

2.6.3.1 Elde Edilmesi

Yöntemin aslı akrilat esterlerinden metil metakrilatın elde edilmesi, sonra da bunun polimerizasyonudur. Bunun için önce aseton ve hidrosiyamik asitten çıkarılarak aseton siyanhidrin ve sülfat asiti yardımıyla sıcakta metakrilamid sülfat elde edilir. Bu ürün de metanol, su ve uygun şartlarda metil metakrilat'a dönüştürülür [21].



Şekil 2.24. PMMA'nın sentezi [21].

Metil metakrilat monomeri de süspansiyon polimerizasyonu ile döküm polimeri haline getirilir. Granül, levha ve reaktifli viskoz lak halinde piyasaya verilir [21]. (Viskoz lak monomer halindedir.)

Levha haline getirilmesi hücre döküm veya ekstrüzyon yöntemi ile olur. Hücre döküm yönteminde cilalanmış paralel iki cam levhanın bulunduğu hücreye viskoz laktan (reaktifli) döküm yapılır. Polimerleşme kalıpta tamamlanır. Ekstrüzyonla levha yapımında ise granül polimer kullanılır. İki yöntemde elde edilen akrilik levhaların bazı farklılıkları vardır [21].

2.6.3.2 Bazı Fiziksel Özellikleri

PMMA, bir doğrusal termoplast malzemedir. Optik bakımından mükemmeldir. Saydam ve berrak oluşu plastikler içinde PMMA'a ayrıcalık sağlamıştır. Kırılma indisi 1,49-1,52 dir. Beyaz ışık geçirgenliği %92, pusluluk değeri ise %1-3 tür. Gün ışığı, açık hava koşullarında ve sudan optik özelliği etkilenmeyen bir malzemedir. PMMA, saydam ve opak olarak renklendirilebilir. Ancak kalitesiz pigmentle yapılan renkli malzeme zamanla açık hava şartlarından etkilenir. Özellikle cerrahi uygulamalar esnasında kemik çimentosu olarak kullanılan PMMA'nın görünürlüğünü arttırmak için içerisine bazı ajanlar ilave edilebilmektedir. Bazı PMMA ürünlerin granülleri UV absorpsiyonuna sahiptir [21].

Döküm olarak elde edilen levhalar 3x3,65 m yüzey büyüklüğünde, 0,76-108 mm kalınlığında, ekstrüzyon levhaları ise 3x180 m ve en çok 9,5 mm kalınlığa kadar yapılabilmektedir. Dökümle elde edilen levhalar diğerine göre daha berrak ve yüzey düzgünlüğü daha iyidir [21].

Mekanik ve termal özellikleriyle boyut kararlılığı çok iyidir. Çekme dayanımı 700 kg/cm² kadar olup darbe dayanımlı stiren kopolimerlerine eşdeğerdir. Yoğunluğu 1,17-1,28 gr/cm³ değerlerinde olabilmektedir. Tiplerine göre ısıyla eğilme sıcaklığı 73-97°C dir [21].

Biçimlendirilmesi enjeksiyon, ekstrüzyon, döküm ve basınçta ısı ile biçimlendirmedir. Akrilik levha parçaları ısıtılan direnç teliyle veya kaynar suda da yumuşatılarak şekillendirilir. Levhalar keskin uçla ardı ardına çizilerek sonradan eğerek kesilebilir. Yapıştırmak gerektiğinde de %8'lik kendi malzemesinin karbon tetraklorid veya kloroformdaki dispersiyonundan yararlanılabilir. PMMA yanıcı olduğundan üretim, sevki, depolama ve kullanımda gerekli önlemler alınmalıdır [21].

2.6.3.3 Kullanım alanları

Otomotiv sanayinde sinyal lambaları, ev ve büro ışıklandırma aksesuarı, reklam yazı ve levhaları, masa çakmakları, çeşitli süs eşyası, cetvel, gönye gibi kırtasiye malzemeleri ile mercekler, bina güneşlikleri ve dekorasyon malzemeleri, kol saatlerinin sararmayan camları PMMA'nın başlıca kullanım yerleridir [21].

2.6.4 Medikal Teknoloji Ve İmplant Uygulamalarında Kullanımı

PMMA insan dokusuyla iyi derecede uyumluluğa sahip bir malzemedir. Orijinal lensini katarakt hastalığı yüzünden kaybetmiş bir gözün göz içi lensinin yapılmasında kullanılabilir. Sert kontak lensler sıklıkla PMMA malzemeden yapılırlar. Yumuşak kontak lensler ise daha ziyade akrilat monomerlerinin bir veya daha fazla hidroksil grubu içerdiği PMMA malzemeden yapılır. Hidroksil grubu, PMMA malzemeyi hidrofil hale getirir [22].

Ortopedide, PMMA kemik çimentosu, implantların tespitlenmesinde ve hastalık veya kaza sonucu kaybedilmiş kemiklerin eksikliklerinin onarılmasında kullanılır. Kemik çimentosu olarak kullanılan PMMA, toz ve metil metakrilatı (MMA) oluşturan sıvı olmak üzere iki kısım şeklinde tedarik edilir. Bu iki bileşen karıştırıldığı zaman hamur benzeri bir forma kavuşur ve sertleşmeye başlar. Cerrahlar operasyon esnasında PMMA'ın sertleşmesini parmaklarının ucuyla bastırarak anlayabilirler. PMMA'ın biyolojik olarak uyumlu olmasına rağmen MMA tahriş edici ve kanserojen olabileceği dikkate alınmalıdır. PMMA aynı zamanda düşük tansiyondan dolayı operasyon odasında kalp ve akciğere ait fonksiyonları da etkileyebilir [23].

Kemik çimentosu inşaatçılıkta kullanılan harç gibi bir görev yapar, eklemler üzerinde yapılan plastik ameliyatlarda ise yapıştırıcıdan öte bir görevi yoktur. Yapışkan olmasına rağmen, kemik ve implantı birbirine bağlamaz, öncelikli olarak kemik ve implant arasındaki boşluğu doldurarak hareket etmesini önler. PMMA'ın bu bağlanma özelliğinin geliştirilmesi amacıyla yapılan bazı çalışmalar olumlu sonuçlar vermiştir [24].

Tadashi Tsukeoka ve arkadaşlarının yaptıkları deneysel çalışmada -methacryloxypropyl trimethoxysilane (MPS) ve kalsiyum asetat ile modifiye edilmiş PMMA kemik çimentosunun geleneksel PMMA kemik çimentosuna göre daha iyi bağlanma özelliği gösterdiği görülmüştür[24]. PMMA kemik çimentosunun büyük bir dezavantajı sertleşme esnasında çok fazla ısının açığa çıkmasıdır. Bu aşırı ısı artışı etkilediği bölgenin sıcaklığını yükselterek dokuların ölmesine sebep olabilmektedir. PMMA, süngerimsi kemik ile kortikal kemiğin sahip olduğu Young modülü değerinin arasında bir Young modülüne sahiptir [25]

Takma dişler de genellikle PMMA malzemeden yapılırlar ve hastanın dişi ile dişetine uygun olarak renklendirilebilirler. Kozmetik amaçlı plastik cerrahide ufak PMMA mikro kürecikler biyolojik sıvılar içerisinde deri altına enjekte edilerek yara izleri ve kırışıklıkların kalıcı olarak giderilmesinde kullanılmaktadır [25].

2.6.5 Kemik Çimentosu Olarak PMMA

Modern kemik çimentosunun tarihi 20 yüzyılın başlarında Otto Röhm'un biyo uyumluluğu olan katı bir malzeme olan polymethyl methacrylate'ı (PMMA),keşfetmesiyle başladı [26].

1960larda Sir John Charnley, çok sayıda hastada femur ve asetabulumun tespitlenmesi için kemik çimentosu kullanmaya başladı. 1970 yılından önce Buchholz enfeksiyon olasılığını düşürmek için kemik çimentosunun içerisine antibiyotik katılması fikrini ortaya atmıştı [26].

2.6.5.1 PMMA Kemik Çimentosunun Tarihi Gelişimi

Aşağıdaki tabloda kemik çimentosu olarak kullanılan PMMA'nın tarihi gelişimi kronolojik bir sıralamada önemli aşamaları ile verilmiştir.

Tablo 2.2. PMMA'nın gelişim kronolojisi [26].

1902	PMMA'nın O. Röhm tarafından ilk olarak sentezlenmesi.
1936	PMMA'nın endüstriyel ürün halinde ilk kez üretimi (Otto Röhm tarafından patentinin alınması).
1939	Kafatası hasarları için hayvanlar üzerinde çalışmalar yapılması.
1940	Kafatası hasarları için insanlar üzerinde çalışmalar yapılması.
1943	PMMA'nın oda sıcaklığında polimerizasyonunun mümkün hale gelmesi.
1949	Judet kardeşlerin PMMA ile kalça implantını geliştirmesi.
1955	Spinal kusurların giderilmesinde kullanılması (Idelberger).
1959	Sir John Charnley'in PMMA çimentoyu kalça ekleminde kullanması; femur ve asetabulum implantı kemik çimentosu ile tespitlendi.
1970	Buchholz PMMA kemik çimentosunu gentamicin ile kullanması E. Merck'in kemik çimentosu satışına başlaması.
~1990	Ticari anlamda çimento teknikleri üzerinde odaklanmaya başlanması.
2000+	Dünya genelinde 1milyondan fazla implantın kemik çimentosu kullanılarak tespitlenmesi.

2.6.5.2 PMMA’ın Polimerizasyonu

Polimer tozu ve monomer sıvının birleşmesiyle polimerizasyon işlemi başlamış olur. Monomerlerin polimerizasyonu süresince, orijinal polimer granülleri hamur benzeri bir kütle halinde bağlanırlar. Bu kütle sıcaklığa bağlı olarak karıştırma işlemi başladıktan yaklaşık olarak 7-15 dakika sonra sertleşir [26].

Polimerizasyon süreci karıştırma, bekleme, uygulama ve sertleşme olarak 4 farklı faza ayrılabilir.

Karıştırma Fazı: Karıştırma fazında, çimento homojen bir şekilde karıştırılmalı, gözenek miktarı minimuma indirilmelidir. Vakum altında yapılan karışırtmalarda çimentonun boşluklarının azaldığı ve mekanik dayanımının arttığı görülmüştür [27, 28].

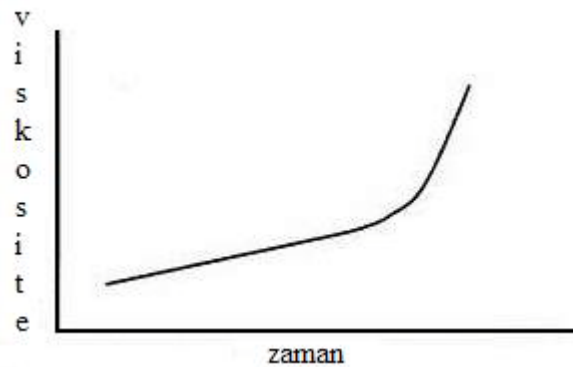
Bekleme Fazı: Bu faz süresince, çimento uygun viskoziteye erişir. Halen bir miktar hamurumsu özelliktedir.

Çalışma Fazı: Çalışma fazı implantın çimento içerisine kolaylıkla yerleştirilebileceği süreyi kapsar. Çimento yapışkan olmamalıdır ve viskozitesi uygulama için uygun olmalıdır. Eğer viskozite çok düşük olursa çimento kan basınca karşı koyamaz.

Sertleşme Fazı: Bu faz süresince, çimento sertleşir ve tamamen katılaşır. Sertleşme çimento sıcaklığından veya vücut sıcaklığından etkilenir [29].

Polimerizasyon esnasında, çimentonun viskozite değişimi, katılaşma zamanı, çimento sıcaklığı, mekanik dayanımı, hacimce küçülme oranı ve kalıntı monomer gibi özellikleri operasyon süreci açısından kritik önemdedirler. Bu özellikler çimentonun boşaltılması, nüfuz etmesi ve protez ile kemik çimentosu arasında olacak etkileşimi etkilerler.

Toz ve sıvı bileşenlerinin karıştırılması, polimerizasyon işleminin başladığını işaret eder. Reaksiyon süresince, çimentonun viskozitesi başlangıçta yavaşça artarken reaksiyon ilerledikçe hızlı bir şekilde artar. Klinik deneyler göstermiştir ki yüksek viskoziteye sahip çimentolarla yapılan işlemler, düşük viskoziteli çimentolarla yapılanlara göre daha iyi sonuçlar vermiştir.



Şekil 2.25. Viskozitenin zamana göre değişim grafiği [26].

Viskozite aşağıdaki özellikleri etkiler

- Karıştırma davranışı
- Boşluklu kemiğe nüfuz etme yeteneği
- Kanamaya karşı direnci
- İmplantın yerleştirilmesi

Sıcaklık, karıştırma süresi, çimentonun yerine doldurulması, protezin takılması ve çimentonun bağlanma sürecine ait birçok noktaya etki eder. Bu yüzden kemik çimentosunun sıcaklığının kontrol edilmesi çok önemlidir.

Optimum imento özelliklerini elde edebilmek için sıcaklık-işleme zamanı arasındaki ilişkiyi gösteren çizelgelere riayet etmek önemlidir. Bu izelgeler genellikle kemik çimentosunun kullanma kılavuzuyla beraber bulunur. Yine bağıl nem de işleme özelliklerini(Eng.: handling properties) etkilemektedir. Bu durum yazın ve kışın karılan kemik çimentolarının çalışma ve sertleşme zamanlarının neden farklı olduklarının bir açıklamasıdır.

2.6.5.3 Mekanik zellikler

Kemik imentosunun vücut içerisinde yüksek mekanik dayanım göstermesi beklenir. Canlı organizması üzerinde, eğme, burulma, basma ve kesme gibi farklı türlerde yükler içeren biyomekanik durum oldukça karmaşıktır. ISO 5833 uluslar arası standardı, basma mukavemeti, eğilme mukavemeti ve modülünün tespitine ilişkin metotları belirler [30].

İmplant malzemesi ve kemik imentosu sadece statik (durağan) yüklemelere maruz kalmaz, aksine genelde dinamik olarak değişen yüklemeler söz konusudur. Bundan dolayı yorulma özellikleri imento ve implant parçasının ömrünü etkileyen önemli parametrelerdendir.

Tablo 2.3. PMMA için bazı mekanik özellikler [47].

Özellik	Yaklaşık Değer	zellik	Yaklaşık Değer
Çekme Mukavemeti	55 - 80 MPa	entik Darbe Mukavemeti	< 3 kJ/m ²
Elastisite Modülü	2-3 GPa	zgl Isı	1.25 - 1.7 kJ/kg/oC
Kopma Uzaması	<10 %	Cam Geçiş Sıcaklığı	100 oC
Burulma Mukavemeti	100 – 150 MPa	zgl Ağırlık	1.2 g/cm ³

3. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Q. H. Zhang ve arkadaşları sonlu elemanlar metodunu kullanarak yaptıkları çalışmalarında kemik vidasının sıyrılma (pull-out) dayanımını etkileyen çeşitli faktörleri araştırmışlardır. 3-boyutlu sonlu eleman modeli oluşturularak vida – kemik sisteminin ANSYS paket programı ile analizini yapan Zhang ve arkadaşları vidanın sıyrılma (pull-out) zorlanması karşısında kemiğin ve vidanın davranışlarını gözlemleyerek analiz etmişlerdir. Çalışmada vidanın tasarımını belirleyen iç çap, dış çap, vida adımı vb. parametrelerin sıyrılma (pull-out) dayanımına etkisi de araştırılmıştır. Sonuçlar göstermiştir ki; bağlantı bölgesinde silindirik yüzey boyunca kemiğin kırılması şeklinde oluşan hasarda vidanın dış çapı ve uzunluğu etkin ve belirleyici bir rol oynamaktadır. Kemik içerisinde vida dişleriyle temas eden kontak yüzeyi boyunca kesme kuvvetlerinin dağılımının üniforma yakın bir şekilde olduğu görülmüştür. Vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımında vida dış çapının iç çap ve vida adımından daha çok etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir, vida dış çapı sıyrılma (pull-out) dayanımını önemli derecede etkilemektedir [31].

Stephen D. Cook ve arkadaşları yaptıkları deneysel çalışmalarında, çeşitli osteoprotik kemiklerde PMMA kemik çimentosuyla güçlendirilmiş ekspansif (expansive) pediküler vidanın çimento kullanılmaksızın takılan vidaya göre daha fazla sıyrılma (pull-out) dayanımı sağlayıp sağlamayacağını araştırmışlardır. Kadavralardan alınmış vertebralardan çimento kullanılan ve kullanılmayan şeklinde hazırlanan numunelerden eksenel sıyrılma (pull-out) dayanımı, rijitlik ve absorbe edilen enerji miktarları yapılan deneylerde tespit edilmiştir. Çalışma sonunda elde edilen deneysel sonuçların istatistikî olarak değerlendirilmesi göstermiştir ki; kemik çimentosu kullanılarak takılan vidalar, kemik çimentosu kullanılmaksızın takılan vidalara göre %250'lik daha fazla bir sıyrılma (pull-out) dayanımı sağlamıştır. Kemik çimentosu kullanılarak takılan vidalar rijitlik ve tokluk değerleri olarak da anlamlı miktarda artış sağlanmıştır [32].

S. L. Evans ve arkadaşları on adet dana lomber vertebraı kullanarak yaptıkları deneysel çalışmalarında zayıf karakterli, (düşük kaliteli (düşük BMD- kemik mineral yoğunluğu)) kemiklerde vidaların tutunma gücünü arttırmak için kullanılan kemik çimentosunun kullanılması veya kullanılmaması durumunda vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımının nasıl etkileneceğini araştırmışlardır. Çalışmalarında Palacos LV (ticari ürün) adlı düşük viskoziteli bir tür kemik çimentosu ve Cortoss (ticari ürün) isimli diğer bir tür takviye malzemesi kullanan araştırmacılar, deneylerinde 5 mm uzunluğunda (USS Schanz) pediküler vidalar kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarında takviye malzemesi kullanılmayan vidaların sıyrılma (pull-out) dayanımları 1203 ± 260 N olarak belirlenmiş buna karşın Palacos (LV) kullanılarak güçlendirilen numunelerde 1970 ± 220 N ve Cortoss kullanılan numunelerde ise 2021 ± 342 N

değerinde bir sıyrılma (pull-out) dayanımı tespit edilmiştir. Sonuçlar göstermiştir ki; takviye malzemesi kullanılan vidalarda her iki takviye malzemesi de sıyrılma (pull-out) dayanımını önemli miktarda arttırmıştır. Palacos (LV) ve Cortoss kullanılması durumlarının ise sonucu önemli bir miktarda etkilemediği görülmüştür [33].

N. E. Motzkin ve arkadaşları yaptıkları deneysel çalışmalarında daha iyi bir tespitlemenin sağlanabilmesi için, vidanın PMMA kemik çimentosu içerisine yerleştirilmesi sırasında uygulanacak optimum yöntemi araştırmışlardır. Çalışmada 3.5 mm ve 4.5 mm uzunluklarındaki vidalar, her birinden onar numune olmak üzere, PMMA kemik çimentosu içerisine katı ve akışkan hallerdeyken ve her 30 saniyede $\frac{1}{4}$ tur çevrilmek suretiyle sertleşme süresi boyunca süren bir işlemle yerleştirilmiş ardından tamamen sertleşmeleri beklendikten sonra sıyrılma (pull-out) dayanımları test edilmiştir. Testler sonucunda vidaların PMMA kemik çimentosu içerisine, PMMA kemik çimentosu katı halde veya akışkan halde iken yerleştirilmesi durumlarında vidaların bir sıyrılma (pull-out) dayanımları arasında önemli bir fark olmadığı görülmüştür. PMMA'nın sertleşme fazı süresince $\frac{1}{4}$ tur/30 sn çevrilerek takılan vidaların sıyrılma (pull-out) dayanımlarının ise ciddi derecede zayıf olduğu tespit edilmiştir [34].

Wei Lei ve Zixiang Wu yaptıkları deneysel çalışmalarında dana lomber vertebraları kullanarak yakın zamanlarda tasarlanmış olan EPS (expansive pedicle screw) ile geleneksel pediküler vidaların biyomekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada vidaların sıyrılma (pull-out), turning-back, revizyon ve yorulma testleri gerçekleştirilmiş, sonuçlar farklı vida tipleri için karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen bulgular göstermiştir ki; turning-back torku (T_{max}) ve sıyrılma (pull-out) dayanımı (F_{max}) EPS'de geleneksel vida tasarımlarına sahip olan USS (Universal Spinal Screw), Tenor ve CDH (Cotrel-Dubousset Harrington) vidalarından önemli miktarda daha yüksek değerlere ulaşmıştır. Revizyon yapılan numunelerin testlerinde, çalışmada kullanılan her iki EPS tipi vidada da (6.5 mm x 40mm ve 7.0 mm x 40 mm) F_{max} , konvansiyonel sistemlere göre (USS, CDH, Tenor) oldukça yüksek değerlere ulaşmıştır. Ayrıca yorulma testleri sonunda hiçbir vidada eğilme veya kırılma olmamıştır [35]. Çalışma sonuçlarına dayanarak EPS sistemlerinin benzer ebatlardaki diğer konvansiyonel sistemlere (USS, CDH vb.) kıyasla vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımını önemli derecede arttırdığı söylenebilir.

Esenkaya ve arkadaşları uç kısmı açılabilir pediküler vidaların eksenel sıyrılma (pull-out) kuvvetlerinin değerlendirilmesi amacıyla biyomekanik bir çalışma yapmışlardır [36]. Tasarımları Esenkaya tarafından geliştirilmiş olan pediküler vidaların, dana vertebraları kullanılarak sıyrılma (pull-out) dayanımlarının değerlendirildiği çalışmada üç farklı tip vidanın incelenmesine çalışılmıştır. Değerlendirilmeye alınan vida türlerinin ikisi Esenkaya tarafından tasarlanan 6,5 mm dış çapa sahip ekspansif pediküler vida ve üçüncü tip vida ise CD (Cotrel-

Dubousset) tipi vidadır. Ekspansif vidalardan çalışmada A grubu olarak sınıflandırılan tip, uç kısmından sokulan milin geriye doğru çekilmesiyle, B grubu olarak sınıflandırılan ekspansif vidalar ise arka kısmından sokulan milin ilerletilmesi sonucu uç kısmındaki bölümün açılmasıyla genişleyen vidalardır. CD tipi vidalar 6,5 mm dış çapa sahip vidalardır. Çalışma sonunda elde edilen bulgular, sıyrılma (pull-out) dayanımı açısından B grubu vidaların ortalama 1238 N ile en yüksek dayanım değerine sahip olduklarını göstermiştir. A grubundaki vidalar ise ortalama 1124 N değerinde bir dayanım ile ikinci yüksek grubu oluşturmuştur. CD tipi vidalar 978 Newton'luk dayanımlarıyla en zayıf grubu oluşturmuşlardır.

Esenkaya ve arkadaşları yaptıkları deneysel çalışmalarında, pediküler vida revizyonlarında kullanılan üç farklı tip vidanın eksenel sıyrılma (pull-out) dayanımlarını araştırmışlardır [37]. Dana lomber vertebraları kullanılarak yapılan çalışmada, vertebralar üzerindeki tüm pediküllere öncelikle 6,5 mm dış çapa sahip vidalar tepleme yapılarak veya yapılmayarak uygulanmış ardından bu vidalara eksenel sıyrılma (pull-out) zorlanması uygulanarak pedikül yetersizliği geliştirilmiştir. Daha sonra tüm vertebraların sol taraflarındaki pediküllerine 7,0 mm dış çapa sahip Alıcı tipte pediküler vidalar, tüm numunelerin yarısının sağ tarafındaki pediküllerine birinci tipte, diğer yarısının sağ taraflarındaki pediküllerine ise ikinci tipte uç kısmı genişleyebilen (ekspansif) vidalar uygulanarak eksenel sıyrılma (pull-out) zorlanmasına tekrar tabi tutulmuşlardır ve sonuçlar 6,5 mm dış çapa sahip vidanın sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarının karşılaştırılması ile birinci deney grubunda 7,0 mm'lik Alıcı tipi revizyon vidalarıyla başlangıçtaki sıyrılma kuvvetinin %65'i, birinci tip ucu genişleyebilen (ekspansif) vidalarla %64'ünün elde edildiği görülmüştür. İkinci deney grubunda ise 7,0 mm'lik Alıcı tipteki vidalar, başlangıçtaki sıyrılma kuvvetinin %70'ini, ikinci tip ucu genişleyebilen vidalarda ise %68,5'inin elde edilebildiği görülmüştür. Sonuç olarak vida çapındaki 0.5mm'lik bir artışın revizyon işlemlerinde yeterli bir vida-kemik ara yüzeyi sağlayamadığına kanaat getirilmiştir. Çalışmada kullanılan uç kısmı genişleyebilen vidaların da yeterli olmadığı görülmüştür.

Filipiak ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında pediküler vidanın parametreleri ile -out dayanımı arasında bir korelasyon olup olmadığını ve varsa ne şekilde bir ilişki olduğunu araştırmışlardır [38]. Çalışmada pediküler vidaya ait vida boyu uzunluğu, vida tasarımı (silindirik, konik, parabolik) ve pedikül çapının vida çapına oranı gibi parametreler üzerinde durulmuştur. Çalışma insan kadavrasından alınmış yedi adet L4 ve beş adet L5 seviye vertebra ile yapılmıştır. Sıyrılma (pull-out) dayanımı testi sonuçlarının konik vida tasarımı için ortalama 966,4 N, silindirik vida tasarımı için 1218,3 N ve parabolik vida tasarımı için 1268,9 N olarak ölçüldüğü çalışmanın sonuçları göstermiştir ki; pediküler vidanın boy uzunluğu vidanın eksenel sıyrılma (pull-out) dayanımında çok az bir etkiye sahiptir. Silindirik vida tasarımına sahip vida

için, 45 mm uzunluktaki vidada 1182,4 N ve 35 mm uzunluktaki vidada ise 1163,7 N değerinde sıyrılma (pull-out) dayanımı ölçülmüştür.

Talu ve arkadaşları, pediküler vida revizyonlarında, açılmış olan vida yuvasına aynı pedikül vidasının veya kalınlık ve uzunluk açısından farklı vidaların gönderilmesinin eksenel sıyrılma (pull-out) kuvvetini nasıl etkileyeceğini araştıran bir biyomekanik çalışma gerçekleştirmişlerdir [39]. Çalışmada $185 \pm 12,3$ gr/cm³ yoğunlukta pedilen ve Synergy sistemine ait 1,8 mm diş derinliğine sahip pediküler vidalar kullanan araştırmacılar, hazırladıkları değişik numunelerden oluşan beş farklı grup numune üzerinde testlerini yapmışlardır. 6,5 mm x 40 mm boyutlarındaki vidaların öncelikli olarak takılıp çıkartıldığı her numuneye, bulunduğu gruba göre birinci vida ile aynı vida, 5 mm daha uzun vida, 0,5 mm daha kalın vida ve hem 0,5 mm daha kalın hem de 5 mm daha uzun vidalar gönderilmiştir. İkinci kez vidaların takılmasından sonra gerçekleştirilen sıyrılma (pull-out) testlerinin sonuçları göstermiştir ki; ilk vida çıkartıldıktan sonra aynı boyda ikinci vidanın gönderildiği numunelerde sıyrılma (pull-out) dayanımında %26 kayıp, 5 mm daha uzun vidanın gönderildiği numunelerde sıyrılma (pull-out) dayanımında %15 artış, hem 0,5 mm daha kalın hem de 5 mm daha uzun vidaların gönderildiği numunelerin oluşturduğu grupta ise sıyrılma (pull-out) dayanımında %49 oranında bir artış elde edilmiştir. Sonuçlar, revizyon işlemlerinde çıkartılan vida ile aynı ölçülerde yeni bir vidanın tekrar takılmasının yanlış olacağını, bunun yerine mümkün olan daha kalın ve uzun vidaların kullanılmasının tercih edilmesinin gerektiğini göstermektedir.

Frankel ve arkadaşları yaptıkları biyomekanik çalışmalarında PMMA kemik çimentosu ile güçlendirilmiş (takviye edilmiş) pediküler kemik vidasının performansını araştırmışlardır [40]. İnsan kadavrasından alınmış ortalama 0,70 gr/cm² kemik mineral yoğunluğuna (BMD) sahip üç adet osteoporotik omurga numunenin kullanıldığı çalışmada L5 ile T5 seviyeleri arasındaki vertebralarda açılan deliklere birer vertebra atlayarak PMMA takviyeli ve PMMA takviyesi olmaksızın pediküler vidalar takılmış, ardından eksenel sıyrılma (pull-out) testi gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda PMMA takviyesinin vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımını PMMA kullanılmayan duruma göre %119 ile %162 arasında bir oranda arttırdığı görülmüştür. Çalışmada ayrıca, pediküler vidanın takıldığı deliklere enjekte edilen PMMA miktarının sıyrılma (pull-out) dayanımına etkisi olup olmadığı da araştırılmış, ilginç bir şekilde anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Hashemi ve arkadaşları ise yaptıkları deneysel çalışmalarında gözenekli poliüretan köpük kullanarak, partiküle kalsiyum fosfat takviyesinin pediküler vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımına etkisini araştırmışlardır [41]. Çalışma sonuçlarına göre Granüler CP (calcium phosphate) takviyesi hem hasar sonrası revizyonlarda hem de kemik yoğunluğunu düşük olduğu durumlarda vidanın sıyrılma (pull-out) dayanımını önemli şekilde arttırmaktadır.

Bahsedilen alışmalar ve burada ele alınmamış diğerk bir çok çalışma genel olarak göz önüne alındığında PMMA takviyesinin, revizyon sonrasında veya çeşitli sebeplere bağlı olarak gelişen kemik yoğunluğunun düşük olması durumlarında ilk vidalama işleminde, vidanın tutunma gücünü etkili bir şekilde arttırdığı görülmektedir. Bununla birlikte mekanik özellikler açısından her ne kadar mevcut seçenekler içerisinde en iyisi olsa da, katılaşması esnasında açığa çıkardığı ısı ve uygulanması sonrasında revizyon gerekliliği durumlarında temizlenmesinin zor olmasından dolayı, imento gerektirmeyecek değişik vida tasarımları ile vidanın tutunma kabiliyetini arttırabilmek için çalışmalar sürdürülmektedir.

4. SONLU ELAMANLAR YÖNTEMİ

Bilim adamları ve mühendisler alışılmış analitik metotlarla çözümü çok zor hatta imkânsız fiziksel problemlerle sık sık karşılaşır. Örneğin bir dış kuvvet takımı etkisinde üç boyutlu bir elastik cisim düşünelim. Bu kuvvetler cismin “kesin” tepkisini hesaplamak için deformasyonlar cinsinden yazılmış denklemlerin bir “kapalı form” çözümünü ortaya koymak zorundadır. Bununla birlikte genellikle karmaşık geometrik şekilli uygulama problemlerin böyle bir çözümünü elde etmek aşırı derecede zor ve çoğunlukla imkânsızdır. Bu tip problemler mühendislik ve diğer bilim dallarında çok sık ortaya çıkmaktadır. Böyle bir problemle karşılaşan çözümleyici doğal olarak “sayısal” adı verilen çözüme başvuracaktır. Başka metotlarla çözülemeyen problemlerin çözümünde kullanılabilen çok sayıda sayısal yol vardır. Sonlu eleman metodu bunlardan biridir [42].

Sonlu elemanlar metodu (Eng.: Finite Element Method – FEM) matematikçilerden ziyade mühendisler tarafından geliştirilmiş bir yöntem olarak ilk başlarda gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır.

Sonlu eleman yöntemi, mühendislerin karşılaştığı karmaşık ve zor problemleri kabul edilebilir bir yaklaşımla çözebilen bir çözüm yöntemidir.

Sonlu elemanlar metodu genel diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılan nümerik bir metot olduğundan değişik fiziksel olaylara uygulanabilir [43]. Uygulamalarda bir büyüklük alanının (domain) değerinin hesaplanması istenmektedir. Gerilme analizinde bu değer deplasman alanı veya gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akısı; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur.

Sonlu elemanlar metodu için çok sayıda bilgisayar yazılımı üretilmiştir. Bugün en çok bilinenleri, ANSYS, NASTRAN, ALGOR, COSMOSWORKS, ABAQUS, MARC adlı paket programlardır. Bu programlarda sonlu elemanlar yönteminin kullanılması ve bilgisayar tekniklerinin endüstriyel uygulamaları ile, bugüne kadar ancak pahalı deneysel yöntemlerle incelenen birçok makine elemanının kolayca incelenebilmesi hatta çizim esnasında mukavemet analizlerinin kısa sürede yapılarak optimum dizaynının gerçekleştirilmesi mümkün olabilmektedir. Uygulama alanları otomotiv, uçak, bina ve köprü yapılarının deformasyon ve gerilim analizinden, ısı akışı, akışkan akışı, manyetik akış, sızıntı ve diğer akış problemlerin alan analizini de içermektedir. Son birkaç on yıldır ise biyomekaniğin vazgeçilmez bir analiz yöntemi haline gelmiştir [44].

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir sürekli fonksiyonları bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklüğün (örneğin deplasmanın) değeri o elemanın nodlarındaki

değerler kullanılarak interpolasyon ile bulunur. Bu nedenle sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler nodlardaki değerlerdir [45].

4.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin Tarihsel Gelişimi

Sonlu elemanlar metodu ilk olarak yapı analizinde kullanılmaya başlandı. İlk çalışmalar Hrennikoff (1941) ve Mc Henry (1943) tarafından geliştirilen yarı analitik analiz metotlarıdır. Argyis ve Kelsey (1960) virtuel iş prensibini kullanarak bir direkt yaklaşım metodu geliştirmiştir. Turner ve diğerleri (1956) bir üçgen eleman için rijitlik matrisini oluşturmuştur. "Sonlu Elemanlar" terimi ilk defa Clough (1960) tarafından çalışmasında telâffuz edilmiştir. Metodun üç- boyutlu problemlere uygulanması iki-boyutlu teoriden sonra kolayca gerçekleştirilmiştir [46].

İlk gerçek kabuk elemanlar eksenel simetrik elemanlar olup (Grafton ve Strome (1963)), bunları silindirik ve diğer kabuk elemanları izlemiştir (Gallagher (1969)). Araştırmacılar 1960'lı yılların başlarında non-lineer problemlerle ilgilenmeye başladılar. Turner ve diğerleri (1960) geometrik olarak non-lineer problemler için bir çözüm tekniği geliştirdi. Sonlu elemanlar metoduyla stabilite analizi ise ilk Martin (1965) tarafından tartışılmıştır. Statik problemlerin yanı sıra dinamik problemlerde sonlu elemanlar metoduyla incelenmeye başlandı (Zienkiewicz ve diğerleri (1966) ve Koenig ve Davids (1969)). 1943 yılında Courant bölgesel sürekli lineer yaklaşım kullanarak bir burulma problemi için çözüm üretmiştir [46].

Yapı alanı dışındaki problemlerin sonlu elemanlar metoduyla çözümü 1960 'lı yıllarda başlamıştır. Örneğin Zienkiewicz ve Cheung (1965) sonlu elemanlar metodu ile Poisson denklemini çözmüştür. Doctors (1970) ise metodu potansiyel akışa uygulamıştır. Sonlu elemanlar metodu geliştirilerek ısı transferi, yeraltı sularının akışı, manyetik alan ve diğer birçok alana uygulanmaktadır.

Genel amaçlı sonlu elemanlar paket programları 1970'li yıllardan itibaren ortaya çıkmaya başlamıştır. 1980'li yılların sonlarına doğru ise artık paket programlar mikro bilgisayarlarda kullanılmaya başlanmıştır.

4.2 Niçin Sonlu Elemanlar?

Diğer sayısal metotlar özellikle sonlu farklar metodu daha eski ve güvenilir olduğu halde, sonlu eleman metodu kullanımı neden tercih edilmelidir? Sonlu eleman metodunu diğer metotlara üstün kılan başlıca hususlar şunlardır [42]:

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeni ile verilen bir cisim temsil edebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha güvenilir olabilir.

2. Çok bağlantılı bölgeler (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.

3. Değişik malzeme ve/ya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez. Geometri ve malzeme non-lineeriteleri, kalıtsal olsa bile (örneğin zamana bağlı) malzeme özellikleri, kolaylıkla göz önüne alınabilir.

4. Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş “kuvvetler” ve “yer değiştirmeler” cinsinden formüle edilebilir. Sonlu eleman metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını ve çözülmesini mümkün kılar, hem de basitleştirir.

5. Sınır şartları kolayca uygulanır.

6. Sonlu eleman metodunun çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

Yukarıdaki 1,3,5 ve özellikle 2. şıkkın sonlu farklar işlemi önemli ölçüde zorluk gösterir [42].

4.3 Sonlu Elemanlarla Modelleme

4.3.1 Genel Olarak Modelleme

Modelleme bir fiziksel yapı veya sürecin analitik veya sayısal olarak matematiksel yöntemlerle ifade edilmesidir. Sonlu elemanlar metodunda modelleme basitçe nod (düğüm) ve elemanlardan oluşan bir ağ yapısı hazırlamak değildir. Problemi gerekli şekilde modelleyebilmek için gerekli sayı ve tipteki elemana karar vermek ancak problemin fiziğinin iyi şekilde anlaşılmasıyla mümkündür. Kötü şekil verilmiş elemanlar ile hesaplanması istenilen büyüklüğün hesaplama alanı içindeki değişimini yansıtamayacak kadar büyük boyutlu elemanlar modellemede istenmez. Diğer yandan zaman ve bilgisayar olanaklarını boş yere harcamamıza neden olacak, gereksiz çok sayıda elemanlardan oluşan bir modelleme de istenmemektedir. Hesaplanması istenilen büyüklüğü ve hesaplama alanı içindeki değişimini yeterli doğrulukta verecek kadar sıklıkta bir eleman dağılımına ihtiyaç vardır. Hesaplanan değerlerin kabul edilebilir olup olmadıklarının kontrol edilmesi ayrı bir öneme sahiptir.

4.3.2 Eleman Seçiminin Önemi

Sonlu elemanlar ile modelleme aşamasında, "eleman tipi (çubuk, kabuk. v.s), eleman şekli (dörtgen, üçgen) ve eleman sayısı ne olmalı?", "ara nodlu elemanlara ihtiyaç var mı?" gibi bir takım soruların cevaplanması gerekmektedir. Bu soruların cevabı ancak analiz edilen yapının ve seçilen eleman tiplerinin davranışı hakkında bilgi sahibi olunduktan sonra

cevaplanabilir. Örneğin, gerilme analizinde yapının bir bölgesindeki gerilme durumunu en iyi yansıtan eleman tipi o bölge için seçilmelidir [45].

Problemin çözümünde ilk adım, eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Bu elemanlar birbirlerine düğümler (nod) ile bağlanırlar. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan elemanlar boyutlarına göre, tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu elemanlar ile eksenel simetrik özelliği gösteren problemlerin çözümünde kullanılan dönel elemanlar, çözüm bölgesinin sınırları eğri denklemleri ile ifade edilebilen izoparametrik elemanlar ve kabuk elemanlar diye ayrılabilir [44].

4.3.3 Yükleme

Tekil yükler mutlaka nod noktalarına uygulanmalıdır. Bu nedenle ağ yapısı tekil yüklerin nodal noktalara uygulanmasını sağlayacak şekilde yapılandırılmalıdır. Klasik lineer teoriye göre bir noktaya tekil yük uygulandığı zaman, o noktada;

- kiriş için sonlu bir deplasman ve gerilme değeri oluşur,
- levha için sonlu deplasman, sonsuz gerilme değeri oluşur,
- iki veya üç boyutlu geometrik cisim için ise sonsuz deplasman ve gerilme değeri oluşur [45].

Diğer yandan bir tekil yük malzemede o bölgede akmaya neden olacaktır. Lineer teori ise akmayı modellemez. Sonuç olarak tekil yükler küçük alanlar üzerine dağıtılmış yüksek yoğunluklu yayıl yükler olarak modellenebilir. Eğer tekil yük bir nod noktasına uygulanırsa sonsuz deplasman ve gerilme değerleri hesaplanmaz.

Bir tekil moment sadece öteleme serbestlik derecesine sahip bir noda uygulanamaz. Bu durumda tekil momentler eşlenik kuvvetler olarak temsil edilirler. Diğer yandan yayılı yükler nod noktalarına tekil yükler olarak uygulanırlar.

4.3.4 Sınır Koşulları

Her problemin tabii olarak ya da yapay sınır şartları vardır. Sınır şartları cismin çeşitli kısımlarındaki elastik yer değiştirmelerin ölçülebileceği bir referans sağlar. Sınır şartları, cismin belirli parçasında veya parçalarındaki yer değiştirmelerde yapılan kısıtlamalardır denilebilir. Bu kısıtlamalar cismin rijit yer değiştirmesine engel olur. Uygulanan dış yüklerin cisim tarafından

taşımasını sağlar. Aynı sınır şartları problemin cinsine göre sonlu elemanlar yönteminin uygulandığı diğer vektörel ve skaler alan problemleri için de tanımlanır [43].

Sonlu eleman modellemelerinde sınır koşulları (mesnet şartları) sık sık yanlış veya eksik olarak tanımlanmaktadır. Modellemede sınır koşullarına gerekli özen daima gösterilmelidir. Her ne kadar yapılan hata küçük gibi görülse de, sonuçlar üzerindeki etkisi oldukça büyük olacaktır.

4.4 Ayırıklaştırma ve Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

Bir problemin sonlu elemanlar metoduyla çözümü için kaç adet eleman gereklidir? Böyle bir soruya cevap aramak için aynı problemi iki farklı modelle ayrı ayrı analiz edildiği varsayalım. İkinci analizde daha fazla sayıda eleman ile daha sık bir ağ kullandığı kabul edilirse, ikinci sonlu eleman modeli daha küçük bir ayırıklaştırma hatası verecektir. Ayrıca gerçek fiziksel objenin geometrisi daha iyi modellenmiş olacaktır. Eğer iki analiz neticesinde bulunan sonuçlar arasında önemli bir fark yoksa sonuçların yakınsamış olduğunu kabul edebilir [45].

Yazılımlarda genelde bir takım hatalar bulunabilir. Sonlu eleman paket programları oldukça büyük yazılımlar olup, devamlı düzeltmeler yapılmaktadır. Elde edilen hatalı sonuçlar için programı suçlamak kolay bir yol olmasına rağmen, hatalı sonuçlara genelde yanlış modellemeler neden olmaktadır.

4.5 Sonlu Eleman Program Kullanıcısının Sorumlulukları

Günümüzde ticari sonlu eleman paket programları son derece yaygınlaşmıştır. Tecrübesiz bir kullanıcı bile bir takım sonuçlar üretip, son derece cazip grafikler hazırlayabilir. Örneğin bir gerilme analizi için sonlu eleman modeli iyide olsa, kötüde olsa ehliyetsiz bir kullanıcı bile kolaylıkla gerilme konturları üretebilir. Kötü bir ağ yapısı, kötü seçilmiş eleman tipleri, doğru olmayan yükleme şekliyle yaratılan modeller bile dikkatsizce yapılan bir kontrolde gözden kaçabilecek uygunlukta sonuçlar verebilir.

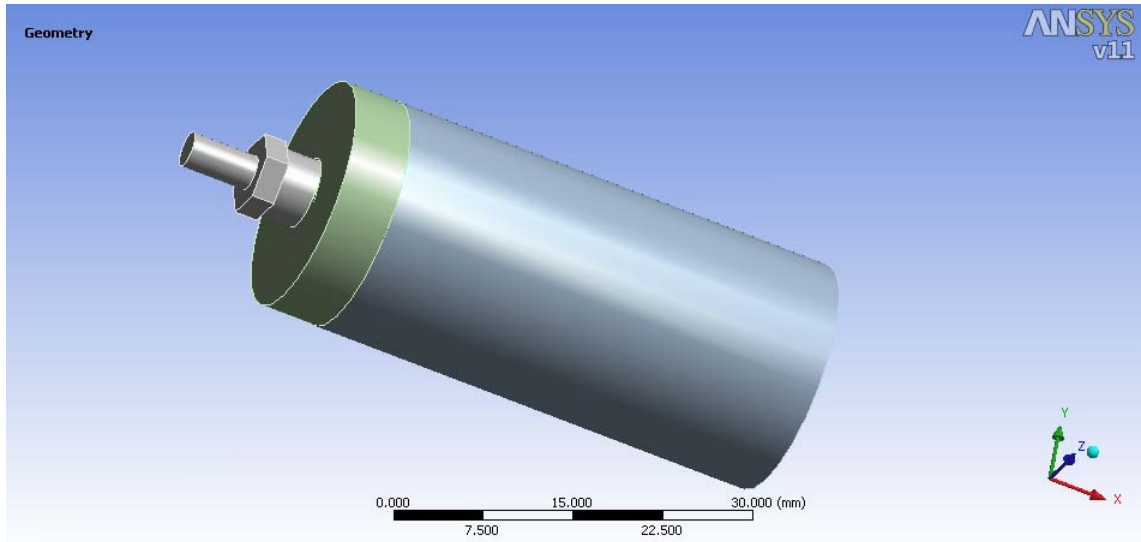
Ehliyetli bir kullanıcı ancak mevcut problemin fiziğini anladıktan sonra uygun bir modellemeye gidebilir ve sonuçları yorumlayabilir. Kullanıcı aynı zamanda yarattığı modelin yükleme altında nasıl davranacağını öngörebilmelidir. Gerilme analizinde uzmanlaşmış olmak, örneğin manyetik alan problemlerinin çözümünde yeterli olmak anlamına gelmemektedir. Elde edilen çözümlerdeki yanlışlıklar yazılımdaki hatadan kaynaklansa bile sonuçların sorumluluğu programcıya değil, kullanıcıya aittir.

5. 3-B MODELLERİN OLUŞTURULMASI

5.1 Modeli Oluşturan Parçalar ve Fiziksel Gerçeklikleri

Bir gerçek sistemin sıyrılma (pull-out) davranışının FEM kullanılarak modellenmesinde, diğer tüm sistemlerin modellenmesinde olduğu gibi 2-B veya 3-B katı modelinin gerçeğiyle uyumlu olması gerekliliği vardır. Bununla birlikte çözümü zorlaştırmayacak, kaynak ve zaman israfına yol açmayacak ve sonuçları önemli derecede etkilemeyecek şekilde bir katı model oluşturulması optimizasyon açısından uyulması gereken bir kural gibidir.

Çalışmamızda farklı ortamlardaki sıyrılma (pull-out) dayanımı araştırılmaya çalışılan değişik tiplerdeki pediküler vidalar gerçekte, karmaşık bir geometriye ve bunun da ötesinde çok daha karmaşık mekanik özelliklere sahip bulunan vertebralar (omurga) üzerinde kullanılmaktadır. Çalışmayı basitleştirmek adına çalışmada tüm bir vertebranın modelini oluşturmak yerine, vida ve vidayı çevreleyen kısmın çözüme dâhil edilmesi yöntemi benimsenmiştir (şekil 5.1). Temel olarak iki farklı tip vida ve iki farklı ortamın modellenmeye çalışıldığı bu çalışmada izotropik olmayan mekanik özellikler gösteren kemik dokusu, izotropik olarak kabul edilmiştir. Kemiğe ait mekanik özellikler Zhang ve arkadaşlarının çalışmasından alınmıştır [4]. PMMA'a ait mekanik özellikler ise internetten yapılan araştırmalar sonucu ortalama bir değer olarak alınmış ve bu şekilde kullanılmıştır [47]. Titanyum vida ve paslanmaz çelik vida için malzeme özellikleri, çözümün yapıldığı program olan ANSYS® Workbench® kütüphanesinden çağrılmıştır.



Şekil 5.1. FEM modeli.

Malzeme özelliklerinin yanı sıra kemik-vida ara yüzeyindeki kontak durumu da çözüm üzerinde etkili olabilecek farklı bir noktadır. Çalışmada bu ara yüzey sürtünmeli yüzey olarak tanımlanmıştır. Vidanın içerisinde bulunduğu ortam ile temas halinde bulunan bütün yüzeyleri için bu sürtünmeli kontak durumu geçerlidir. Gerekli sürtünme katsayıları vida-kemik ara yüzeyi için Zhang ve arkadaşlarının çalışmasında [31] kullandığı değer olan 0,2, PMMA-vida arasındaki ara yüzey için ise Nuno ve arkadaşlarının çalışmasında [47] elde ettikleri değer olan 0,3 kullanılmıştır. Farklı sürtünme katsayıları ile yapılan çözümlerde ardışık artan sürtünmekatsayıları için sonucun önemli miktarda değişmediği gözlemlenmiştir.

5.2 Parçaların Modellenmesi ve Montajı

Modelleri oluşturan parçaların her biri (vida, kortikal kemik, süngerimsi kemik ve gerekiyorsa PMMA) ayrı ayrı SolidWorks® programında oluşturulup daha sonra aynı program kullanılarak montajı yapılmış ve nihai olarak modeller elde edilmiştir. Nihai modellerin elde edilmesinden sonra bu modeller parasolid formatında kaydedilerek buradan sonlu elamanlar çözümünün yapılacağı ANSYS® Workbench® ortamına aktarılmıştır.

Çalışmaya konu olan üç farklı model şunlardır:

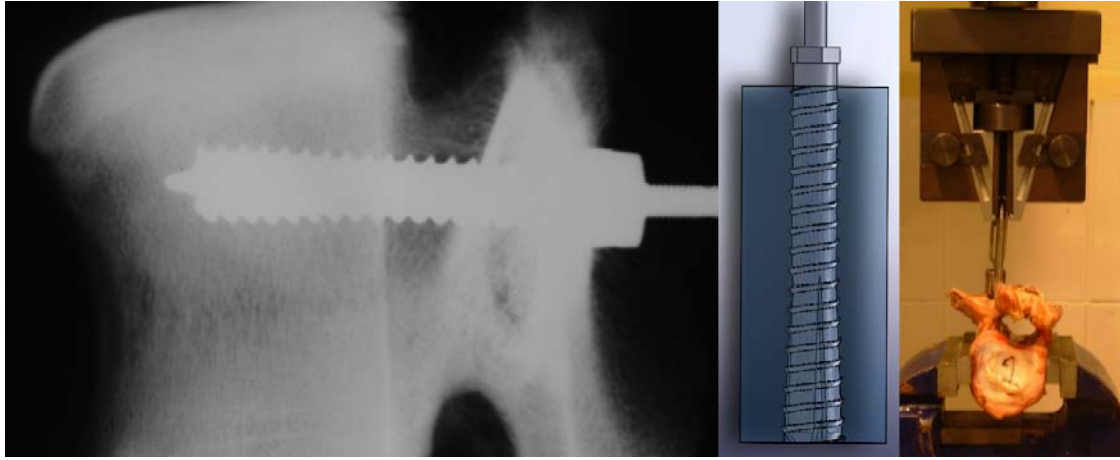
- Ekspansif vida – kortikal kemik – süngerimsi kemik
- Ekspansif olmayan vida – kortikal kemik – süngerimsi kemik
- Ekspansif olmayan vida – PMMA – kortikal kemik – süngerimsi kemik

Şekil 5.2.'de patenti Esenkaya'ya ait olan ekspansif vida ve bu vidanın SolidWorks® ile oluşturulmuş modeli görülmektedir.



Şekil 5.2. Ekspansif vida ve katı modeli.

Şekil 5.3. ise gerçek bir sıyrılma (pull-out) numunesi ve çalışmada kullanılan modeli göstermektedir.



Şekil 5.3. Pull-out numunesi ve katı modeli.

5.3 Modellerin Ansys Workbench Ortamında Yapısal Analizlerinin Gerçekleştirilmesi

5.3.1 Modeller İçin Kullanılacak Malzeme Özellikleri

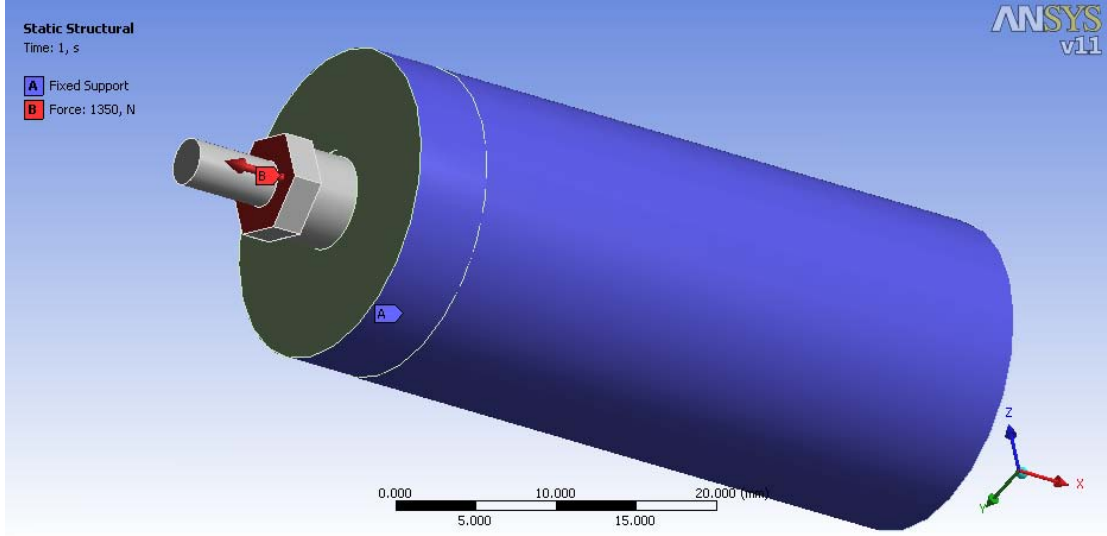
ANSYS® Workbench® programı yapısal analiz yapabilmek için modelin mekanik davranışına ait iki değeri bilmek zorundadır; E; yani elastisite modülü ve ν ; poisson oranı. Vida için kullanılan malzeme özellikleri daha önce de bahsedildiği gibi programın kendi kütüphanesinden çağrılmıştır. Kortikal (Eng.: cortical, kabuksu) kemik ve süngerimsi (Eng.: cancellous) kemik için bu iki değer literatürden alınmıştır [4]. PMMA için ise internet üzerinden yapılan çalışmada elde edilen değerler kullanılmıştır [47]. Fakat yapılacak küçük bir araştırmayla görülecektir ki ne kemik ne de PMMA için net bir değer henüz belirlenebilmiş değildir. Özellikle kemik dokusu yaş, cinsiyet, iklim ve beslenme şartları gibi birçok faktör tarafından etkilenmektedir. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri tablo 5.1. de verildiği şekildedir.

Tablo 5.1. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri.

Malzeme	E (GPa)	ν	σ_y (MPa)
Paslanmaz çelik	193	0.31	207
Titanyum	96	0.36	930
PMMA	2.5	0.2	67
Kortikal Kemik	12	0.3	100
Süngerimsi Kemik	0.1	0.2	2

5.3.2 Sınırlayıcılar ve Yüklemlerin Belirlenmesi

Modellerin her biri kemiği temsil eden silindirik parçanın dış yüzeylerinden tüm serbestlik dereceleri sıfır olacak şekilde sabitlenmiş, sadece vidanın kemiğe girdiği yüzey sınırlandırılmamıştır. Yükleme olarak ise 1350 N büyüklüğünde bir çekme kuvveti vidaların tepe yüzeylerinden vida boyu ile aynı doğrultuda uygulanmıştır. Her üç modele ait yükleme ve sınırlayıcılar şekil 5.4.'te görüldüğü gibidir.



Şekil 5.4. Modellere ait sınırlayıcı ve yüklemeler.

5.3.3 Mesh İşlemi

Modeller ANSYS® Workbench® programına aktarıldıktan sonra program üzerindeki mesh özelliği kullanılarak meshleme işlemi yapılmıştır. Daha sık yapılan bir meshleme işleminin problemin çözümünü daha sağlıklı yapacağı göz önünde bulundurularak gerekli müdahaleler ile uygun bir mesh işlemi gerçekleştirilmiştir.

5.4 Çözümün Yapılması ve Sonuçların Alınması

Tüm modelleme ve çözüm işlemleri Intel Centrino Core 2 Duo T7200 2.00 GHz işlemci ve 2 GB fiziksel belleğe sahip bir taşınabilir bilgisayarda, Windows XP Professional SP3 32 bit işletim sistemi altında çalışan Solidworks® 2008 ve ANSYS® Workbench® v.11 programları ile gerçekleştirilmiştir. Katı modelin oluşturulması sürecini hariç tutarak her bir modelin sonlu elemanlar metodu ile çözümü yaklaşık olarak 30 dakika ile 1 saat arasında sürmüştür.

6. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRMELER

6.1 Her Bir Model İçin Gerilme Değerlerinin Alınması

6.1.1 Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeli

Kemik yoğunluğunun ve dolayısıyla tutunma gücünün yeterli olduğu veya olabileceğinin düşünüldüğü durumlarda kemik vidaları her hangi bir takviye malzemesi (PMMA gibi) kullanılmadan doğrudan kemiğe takılır. Bu durumda tutunmayı sağlayan ara yüzey kemik ile vida arasında gerçekleşir.

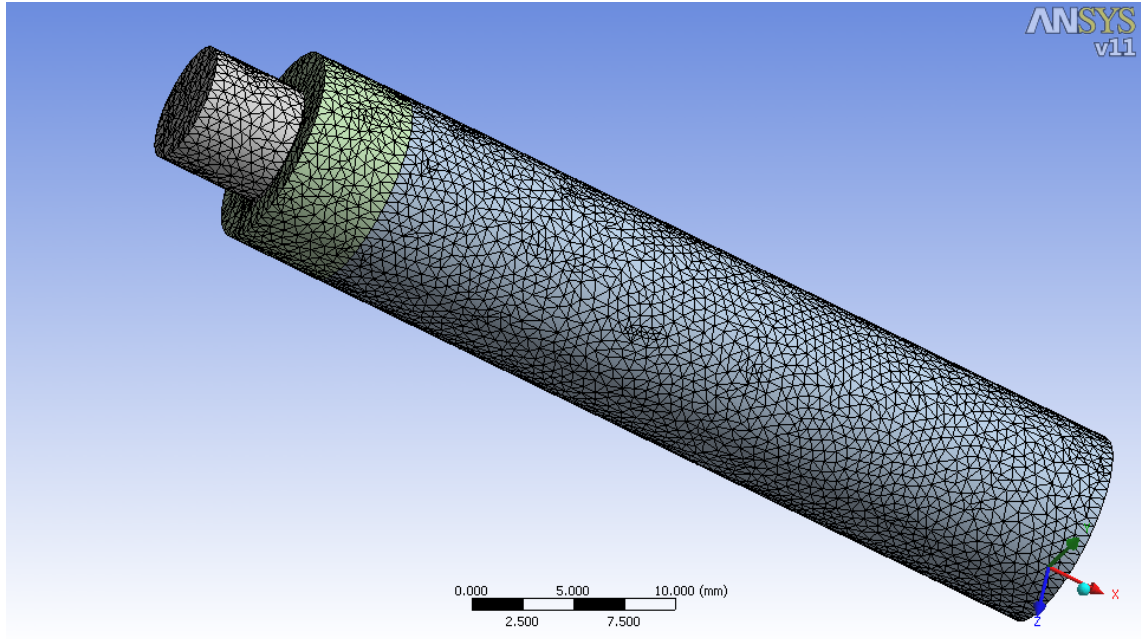
Bu durumun modellenmesi amacıyla 3 mm gövde yarıçapına sahip ekspansif olmayan pediküler vida ve bunun takıldığı kortikal kemik ile süngerimsi kemiği temsil eden parçalar oluşturularak birleştirilmiştir. Vida – kemik ara yüzeyi 0,2 sürtünme katsayılı sürtünmeli kontak yüzey, kortikal kemik – süngerimsi kemik temas yüzeyi ise “bonded” kontak olarak belirlenmiştir. Model bir bütün olarak toplam 131434 düğüm noktası ve 78489 adet eleman içermektedir. Modeli oluşturan her bir parçanın eleman ve düğüm sayıları ile titanyum ve paslanmaz çelik vidalarla 1350 N yük altında parçalarda oluşan en büyük gerilme değerleri tablo 6.1, en büyük gerinme değerleri de tablo 6.2’de görülmektedir. Şekil 6.1, 6.2, 6.3, 6.4, 6.5, 6.6, 6.7 ve 6.8 ise modelin mesh yapısını, vidanın, kortikal kemiğin, süngerimsi kemiğin ve tüm modelin gerilme ve gerinme durumlarını göstermektedir.

Tablo 6.1. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.

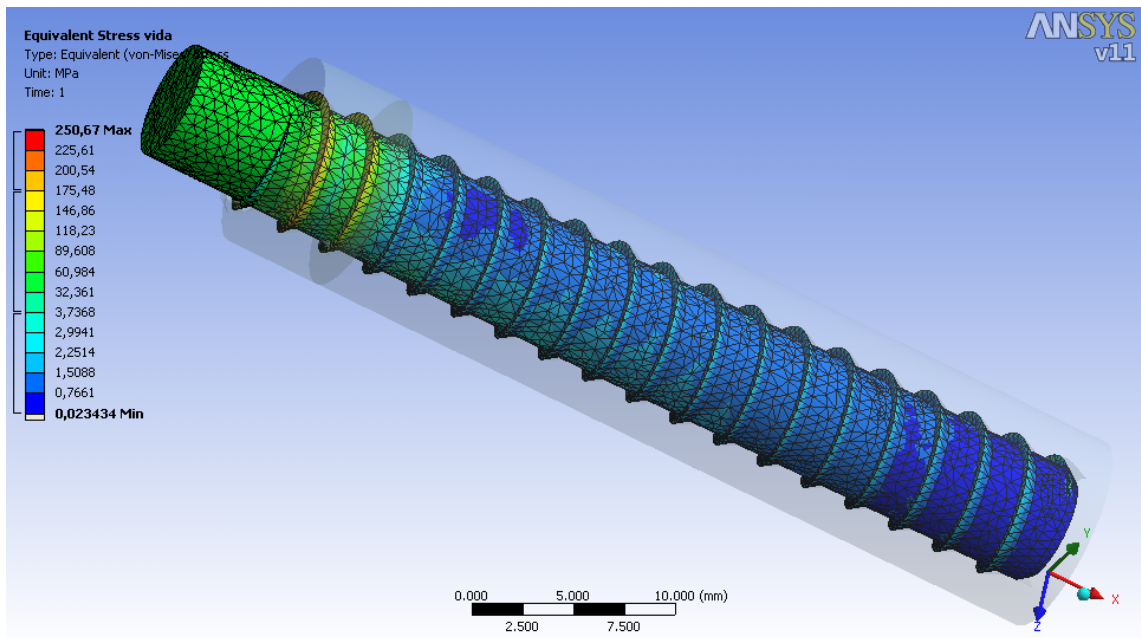
	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Mak. Gerilme (MPa)	
			Titanyum	P. Çelik
Vida	33712	18290	216,04	250,67
Kortikal Kemik	11411	6564	174,44	76,12
Süngerimsi Kemik	86311	53005	6,61	6,04

Tablo 6.2. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılmayan Modeline ait En büyük gerinme değerleri

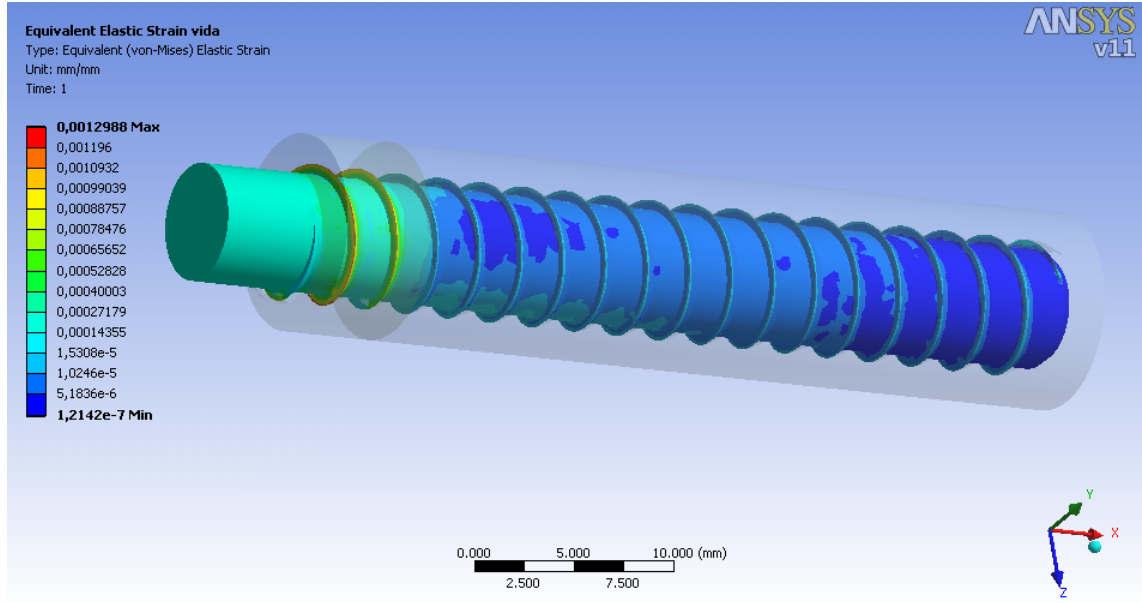
	Mak. Gerinme Değerleri (mm/mm)	
	Titanyum	Paslanmaz Çelik
Vida	0,0023	0,0013
Kortikal Kemik	0,0145	0,0063
Süngerimsi Kemik	0,0661	0,0604



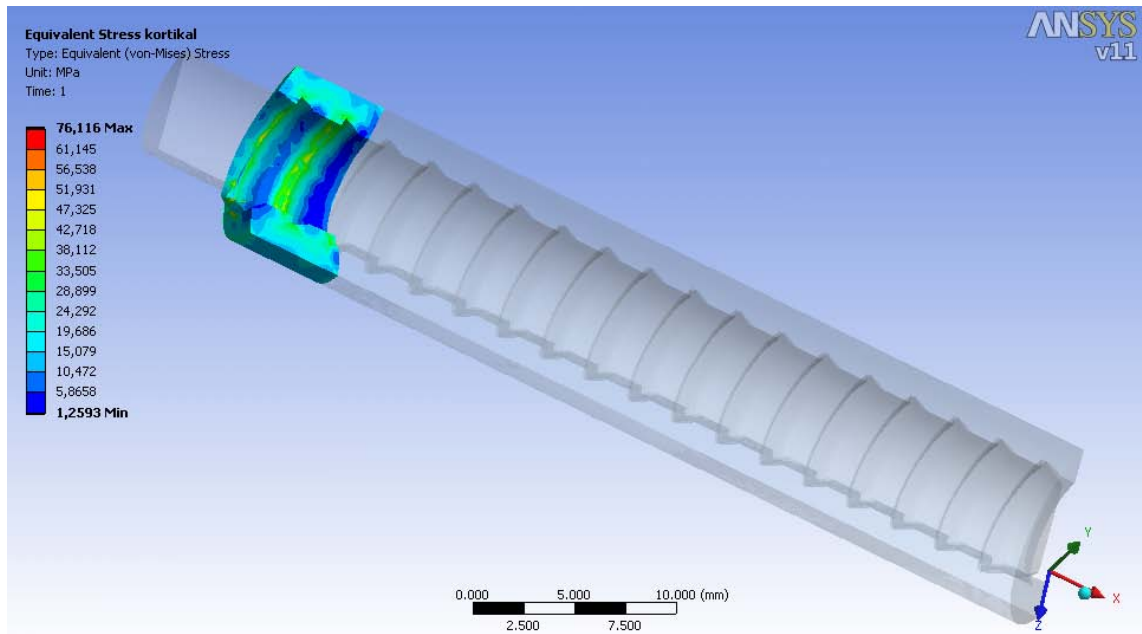
Şekil 6.1. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait mesh yapısı.



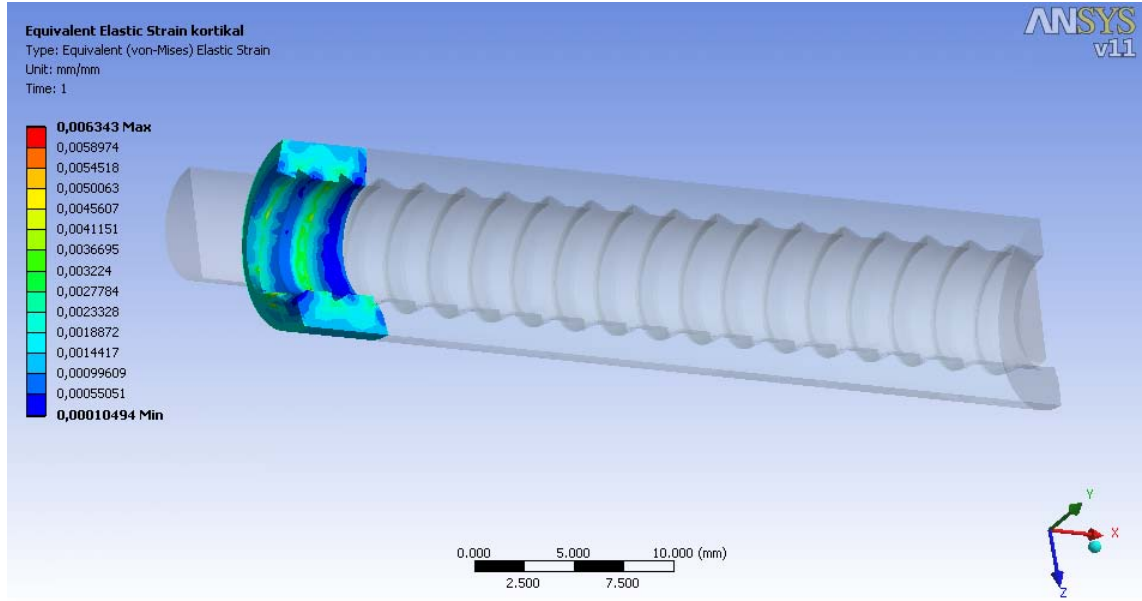
Şekil 6.2. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait vida gerilmeleri.



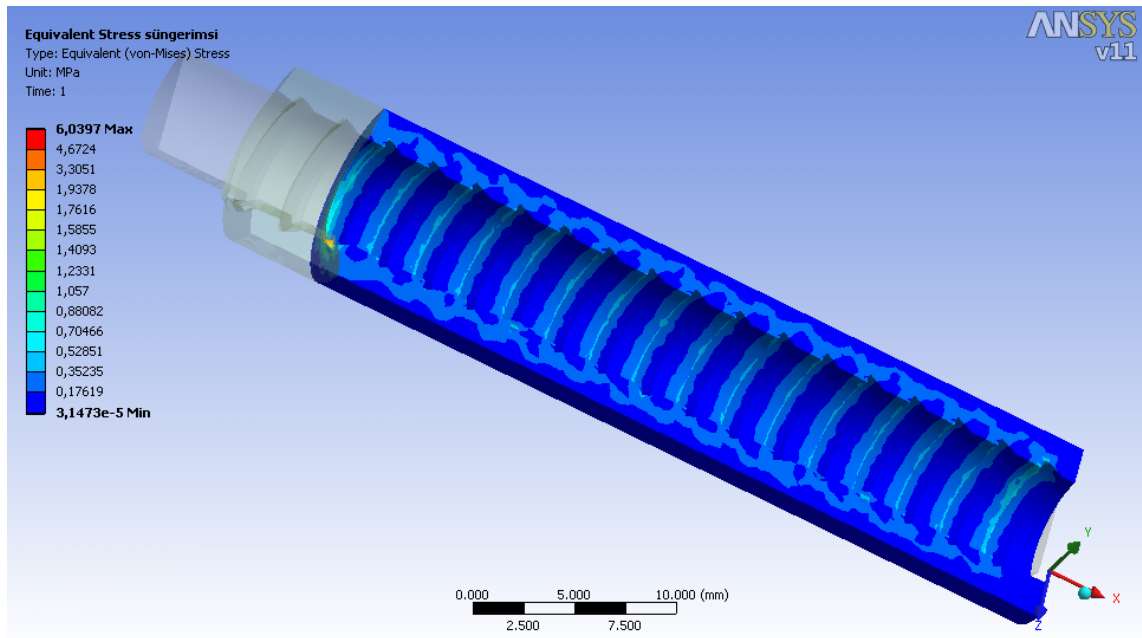
Şekil 6.3. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait vida gerinimleri.



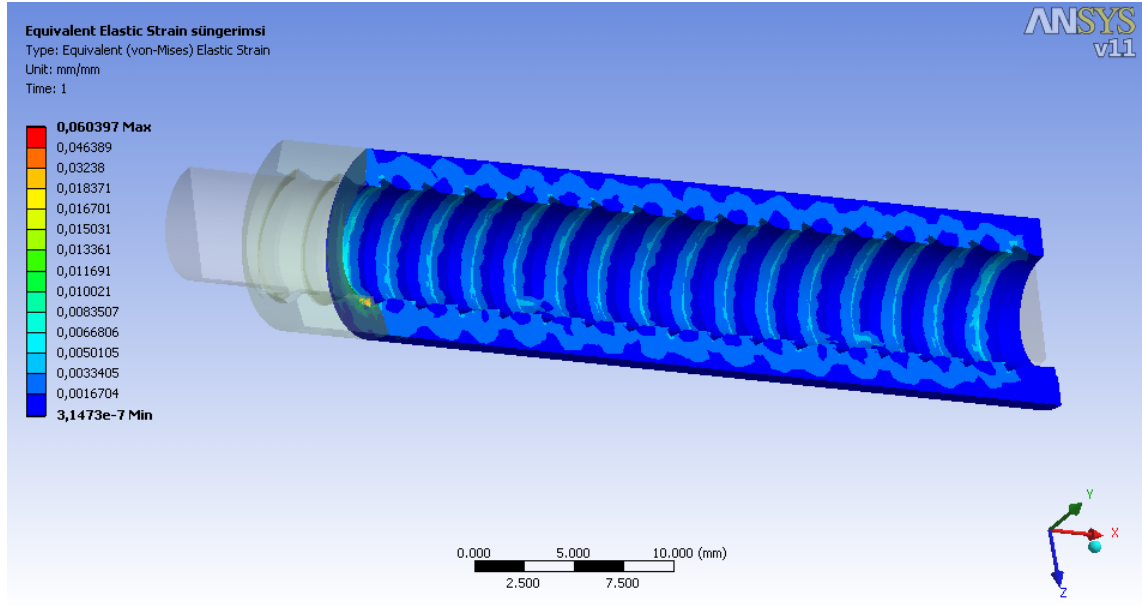
Şekil 6.4. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.



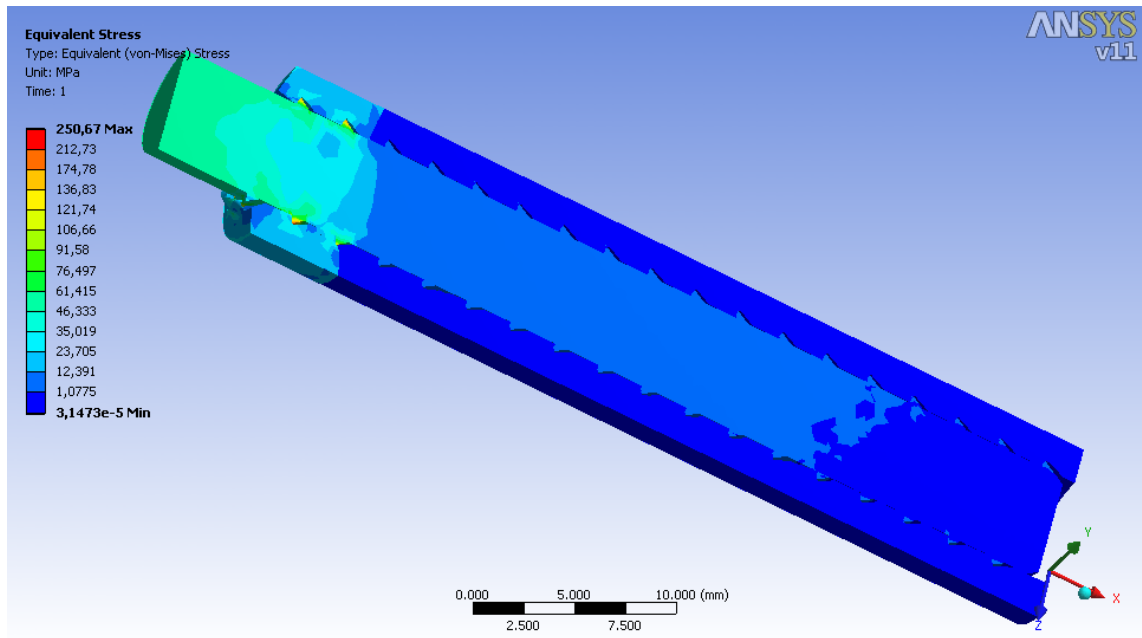
Şekil 6.5. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait kortikal kemik gerinmeleri.



Şekil 6.6. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.



Şekil 6.7. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait süngerimsi kemik gerinimleri.



Şekil 6.8. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modeline ait gerilmeler.

6.1.2 Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeli

Yeterli tutunma gücünün sağlanamadığı osteoporoz gibi durumlarda, vida gevşemesi, kırılması gibi vidanın istenmeyen bir şekilde çıkarılması gereken durumlarda veya implantın değiştirilmesi amacıyla sökülmesi durumlarında, gerekli tutunma gücünü tekrar elde edebilmek için yeni vidanın takılmasında farklı bir yöntem kullanmak gerekir. Böyle durumlarda ya sökülen vidadan daha büyük çapa sahip vida kullanılması, ya tutunma gücü daha fazla olan farklı tasarımlarda vida kullanılması ya da vidanın takılacağı deliğe PMMA benzeri bir ilave malzeme enjekte edilmesi ile yeterli tutunma gücü sağlanmaya çalışılır. Daha büyük yarıçapa sahip vida fikri ilk bakışta uygun bir yol gibi görünse de vidanın takıldığı pedikülün yapısı ve boyutları düşünüldüğünde belirli bir sınırdan sonra büyük yarıçaplı vidaların kemikte kırılmalara yol açacağı bilinmelidir. PMMA şimdiye kadar bilinen ve kullanılan en dayanıklı kemik çimentosudur ve henüz hiçbir yöntem PMMA ile vidayı güçlendirmek kadar yeterli değildir. PMMA'nın en büyük dezavantajı bilindiği gibi katılaşması esnasında çevresindeki dokuların çok yüksek sıcaklıklara çıkarak zarar görmelerine neden olabilmesidir.

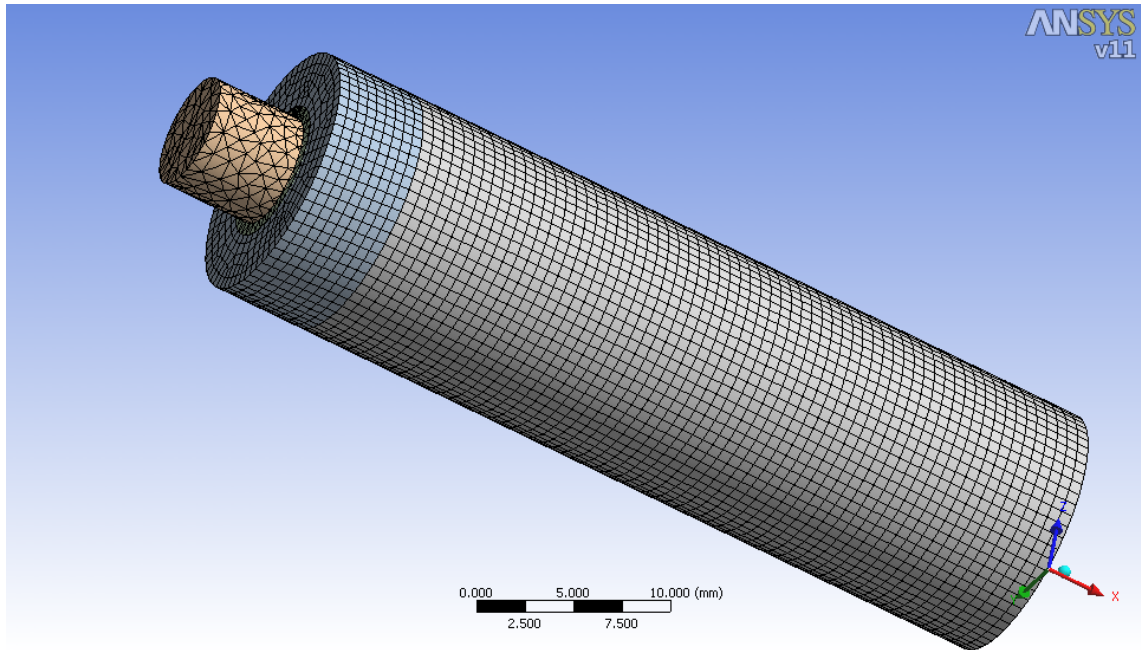
PMMA kemik çimentosu takviyeli ekspansif olmayan kemik vidası modelinin oluşturulması amacıyla 4 farklı parça ayrı ayrı oluşturulmuş ve bunların montajı yapılarak model elde edilmiştir. Model 3mm yarıçaplı ekspansif olmayan vida, bu vida ile kemik arasına yerleşen PMMA kemik çimentosu, kortikal kemik dokusu ve süngerimsi kemik dokusunu temsil eden parçalardan oluşmaktadır. Bu modelde pediküler kemik vidası ile kontak halde bulunan PMMA kemik çimentosu arasında 0,3 sürtünme katsayılı sürtünmeli kontak yüzeyi tanımlanmıştır. PMMA kemik çimentosu ile süngerimsi ve kortikal kemik arasındaki kontak yüzeyinde “bonded” kontak yüzeyi ve süngerimsi kemik ile kortikal kemik arasındaki kontak yüzeyinde de yine “bonded” kontak yüzey özelliği tanımlanmıştır. Model bir bütün olarak toplam 152598 adet düğüm noktası ile 49968 adet eleman içermektedir. Modeli oluşturan her bir parçanın eleman ve düğüm sayıları ile titanyum ve paslanmaz çelik vidalarla 1350 N yük altında parçalarda oluşan en büyük gerilme değerleri tablo 6.3, en büyük gerilme değerleri de tablo 6.4’de görülmektedir. Şekil 6.9, 6.10, 6.11, 6.12, 6.13, 6.14, 6.15, 6.16, 6.17 ve 6.18 ise modelin mesh yapısını, vidanın, kortikal kemiğin, süngerimsi kemiğin, PMMA’nın ve tüm modelin gerilme ve gerilme durumlarını göstermektedir.

Tablo 6.3. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.

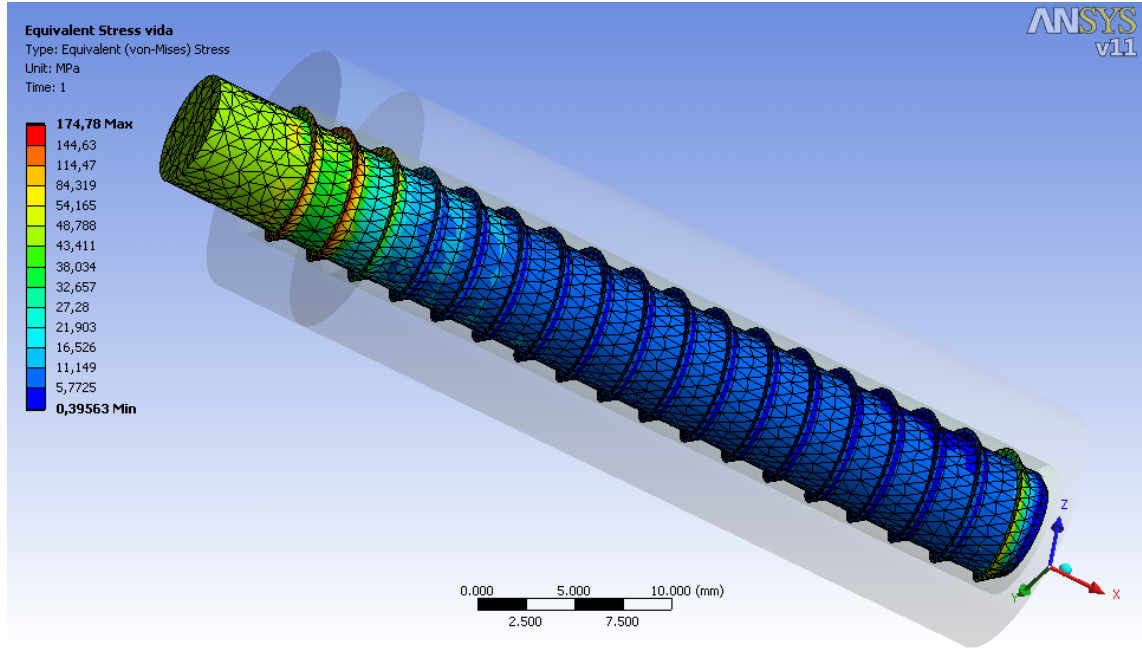
	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Mak. Gerilme (MPa)	
			Titanyum	P.Çelik
Vida	25480	14899	175,63	174,78
PMMA Kemik Ç.	26712	13186	46,40	44,00
Kortikal Kemik	12116	2448	35,43	33,35
Süngerimsi Kemik	88290	19435	2,01	2,00

Tablo 6.4. Ekspansif Olmayan Vidanın PMMA Kullanılan Modeline ait En büyük gerinme değerleri.

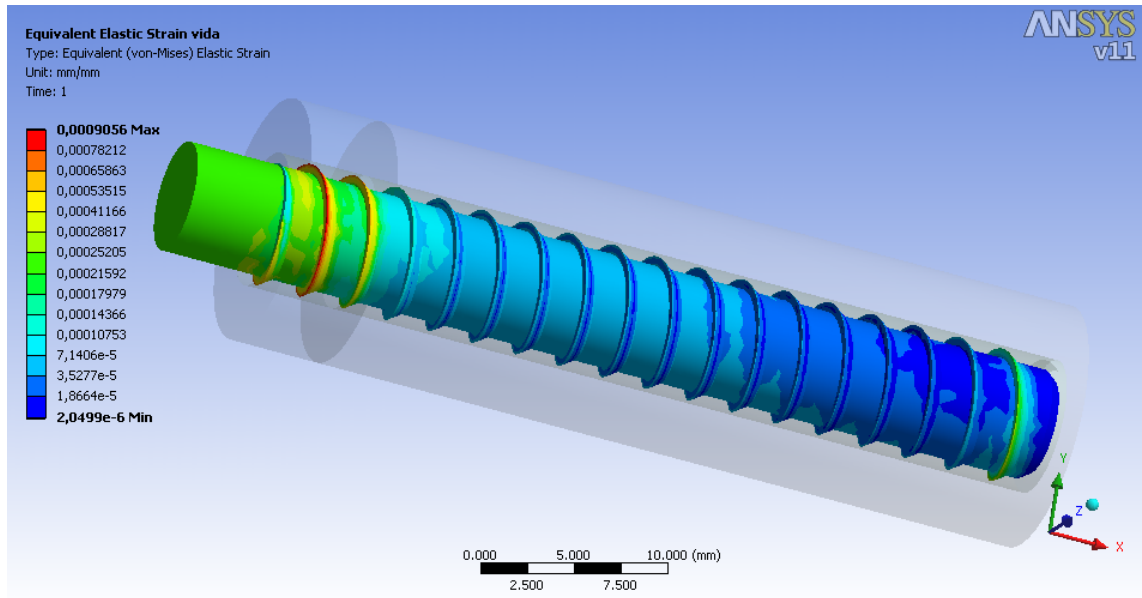
	Mak. Gerinme Değerleri (mm/mm)	
	Titanyum	Paslanmaz Çelik
Vida	0,0018	0,0009
PMMA Kemik Ç.	0,0186	0,0176
Kortikal Kemik	0,0030	0,0028
Süngerimsi Kemik	0,0201	0,0200



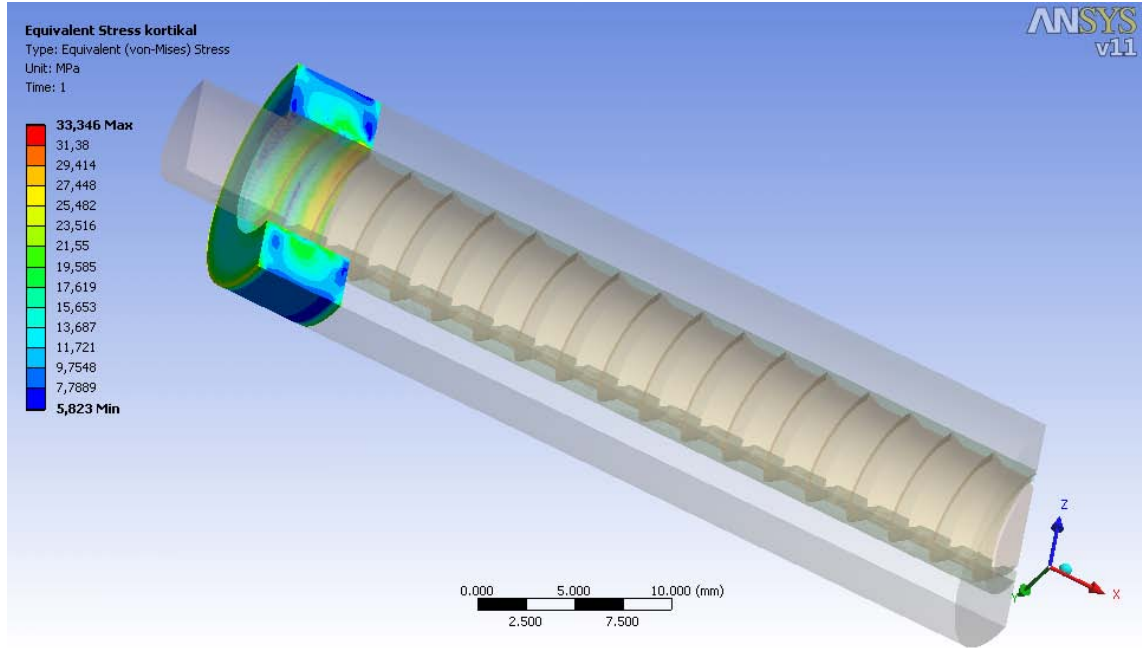
Şekil 6.9. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait mesh yapısı.



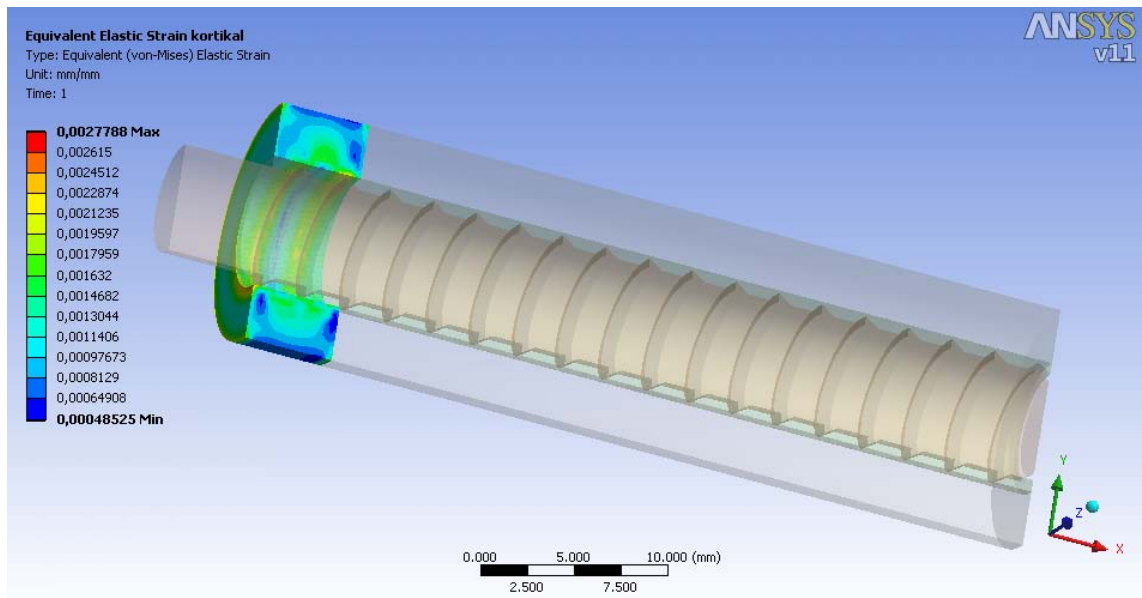
Şekil 6.10. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait vida gerilmeleri.



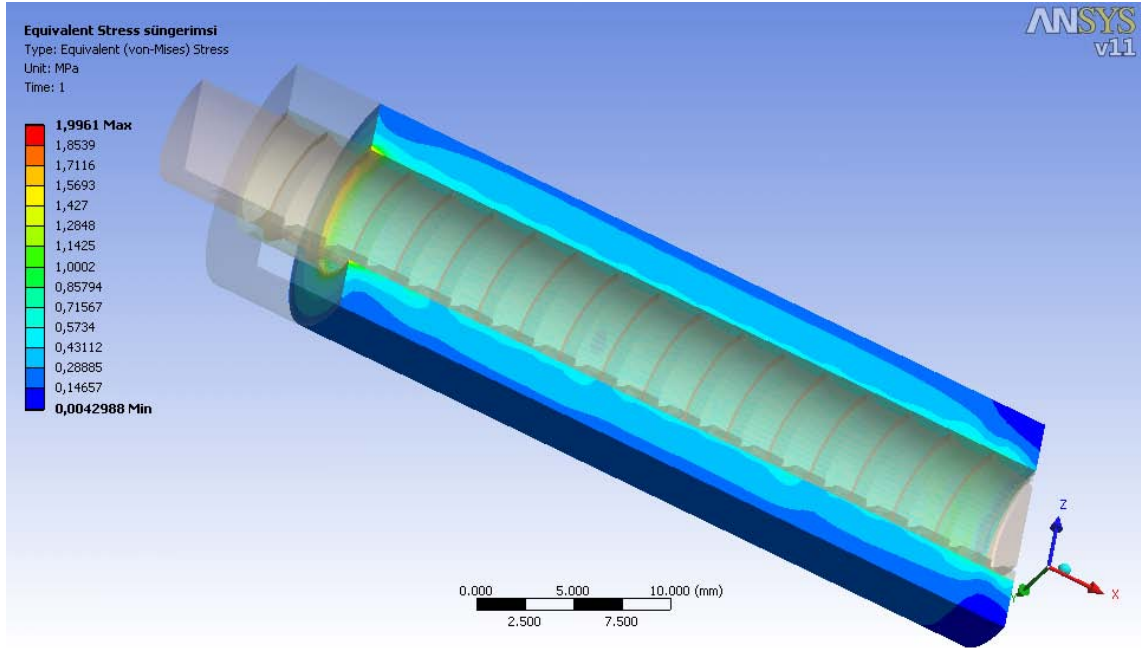
Şekil 6.11. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait vida gerinimleri.



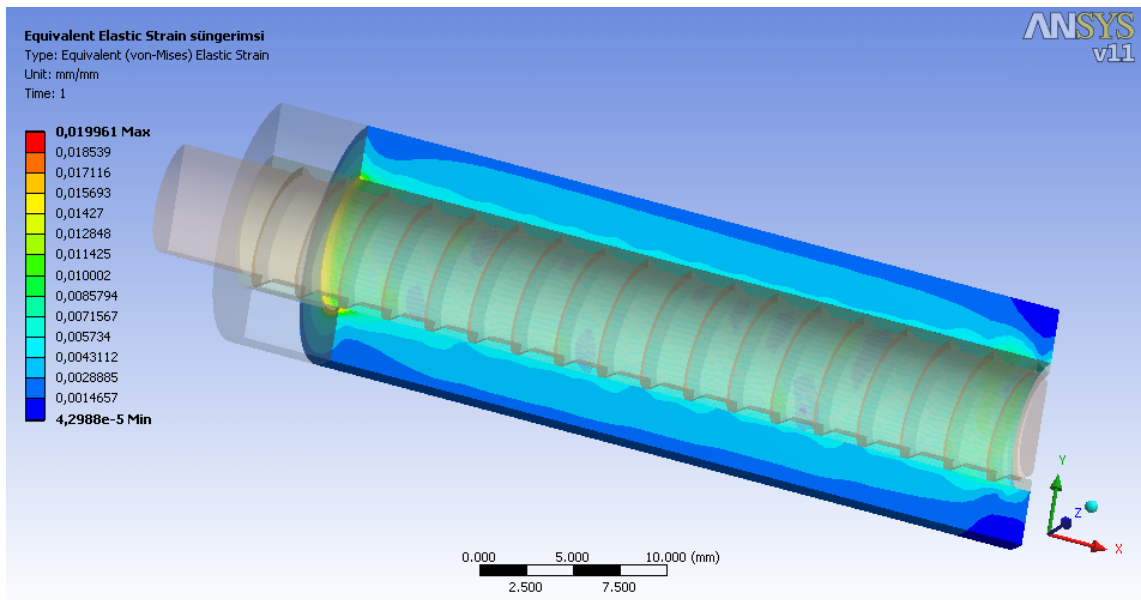
Şekil 6.12. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.



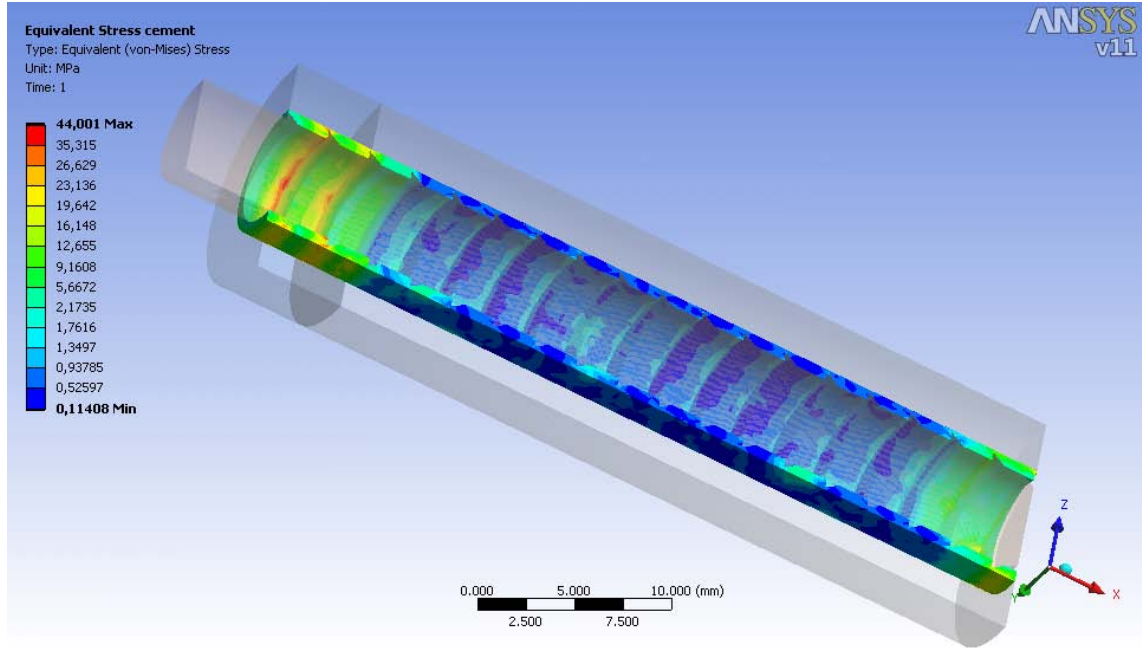
Şekil 6.13. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait kortikal kemik gerinmeleri.



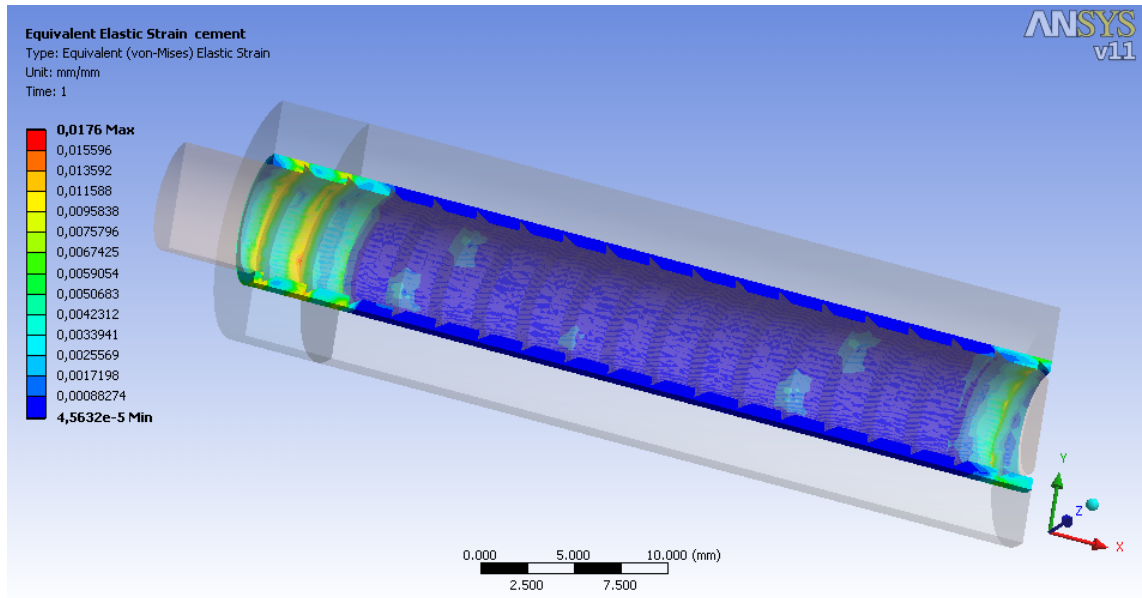
Şekil 6.14. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.



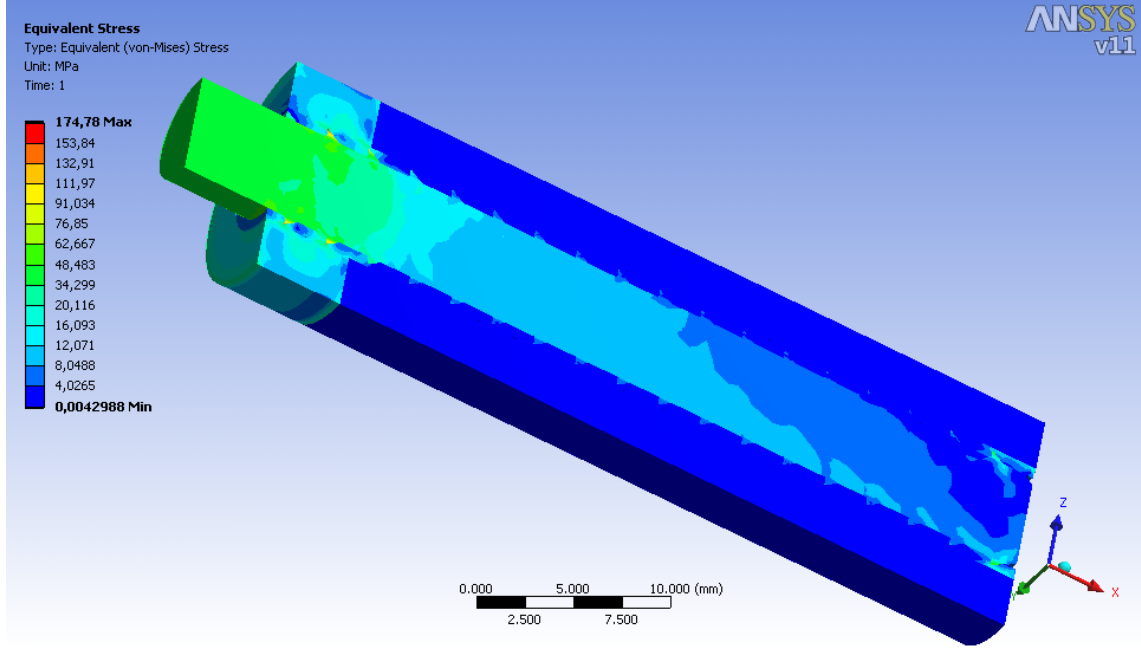
Şekil 6.15. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait süngerimsi kemik gerinmeleri.



Şekil 6.16. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait PMMA kemik çimentosu gerilmeleri.



Şekil 6.17. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait PMMA kemik çimentosu gerinimleri.



Şekil 6.18. Ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılan modeline ait gerilmeler.

6.1.3 Ekspansif Vida Modeli

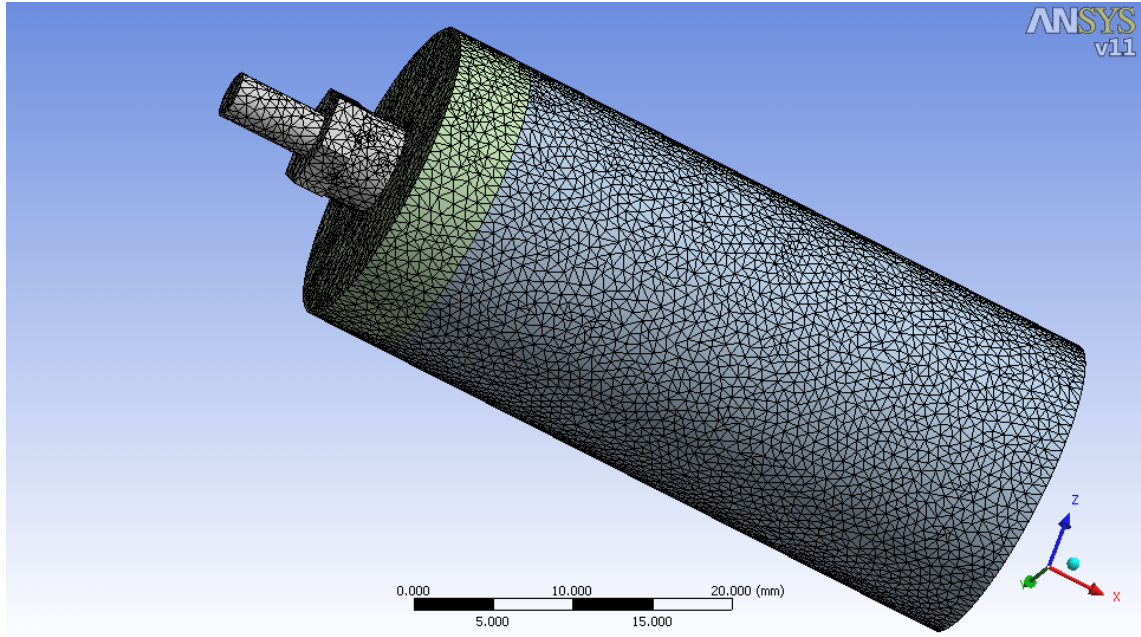
PMMA kemik çimentosunun polimerizasyonu esnasındaki ekzotermik reaksiyonunun olumsuz etkisi ve gerekli durumlarda kemikteki vida deliğinden temizlenmesinin güç oluşu gibi nedenlerle tutunma gücünü arttırmaya yönelik olarak farklı vida tasarımları geliştirilmiştir [36, 37, 49]. Bu tasarımlardan birisi de içerisindeki hareketli bir milin ileri veya geri doğru ilerletilmesiyle uç kısmındaki kanatçıkların açılması ve böylece tutunma gücünün artırılması amaçlanan ekspansif (Eng.: expansive) vidalardır. Ekspansif vida modelinin oluşturulması için vida, kortikal kemik ve süngerimsi kemik parçaları ayrı ayrı modellenmiş ve bunların montajlanmasıyla da nihai model elde edilmiştir. Modelde kullanılan vida, İ.ESENKAYA tarafından yapılmış patentli bir tasarımdır. Vida açılmamış halde 3mm gövde yarıçapına sahiptir. Açılan kısım ise 8mm (çap) olmaktadır. Modelde vida – kemik arasında yine 0,2 sürtünme katsayılı sürtünmeli kontak yüzey, kortikal kemik ile süngerimsi kemik arasındaki kontak yüzey ise “bonded” olarak tanımlanmıştır. Model bir bütün olarak toplam 168649 adet düğüm noktası ile 101118 adet eleman içermektedir. Modeli oluşturan her bir parçanın eleman ve düğüm sayıları ile titanyum ve paslanmaz çelik vidalarla 1350 N yük altında parçalarda oluşan en büyük gerilme değerleri tablo 6.5, en büyük gerinme değerleri de tablo 6.6’da görülmektedir. Şekil 6.19, 6.20, 6.21, 6.22, 6.23, 6.24, 6.25 ve 6.26 ise modelin mesh yapısını, vidanın, kortikal kemiğin, süngerimsi kemiğin ve tüm modelin gerilme ve gerinme durumlarını göstermektedir.

Tablo 6.5. Ekspansif Vida Modeline ait Düğüm sayısı, Eleman sayısı ve En büyük gerilme değerleri.

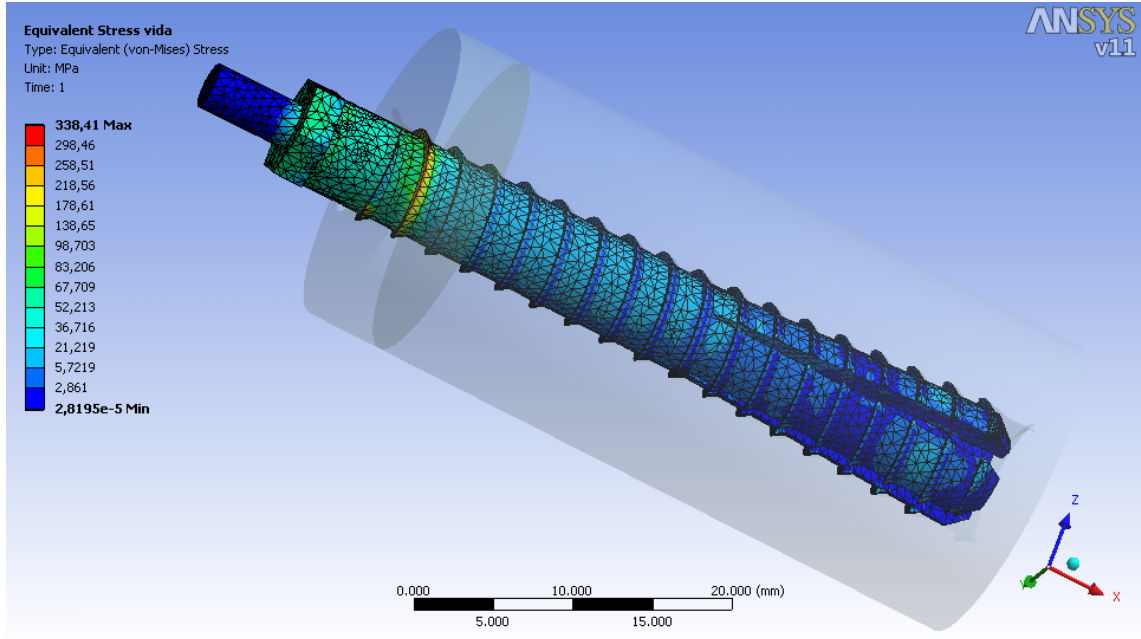
	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Mak. Gerilme (MPa)	
			Titanyum	P.Çelik
Vida	36759	20457	304,66	338,41
Kortikal Kemik	109952	67684	86,91	84,39
Süngerimsi Kemik	21938	12977	2,31	2,07

Tablo 6.6. Ekspansif Vida Modeline ait En büyük gerilme değerleri.

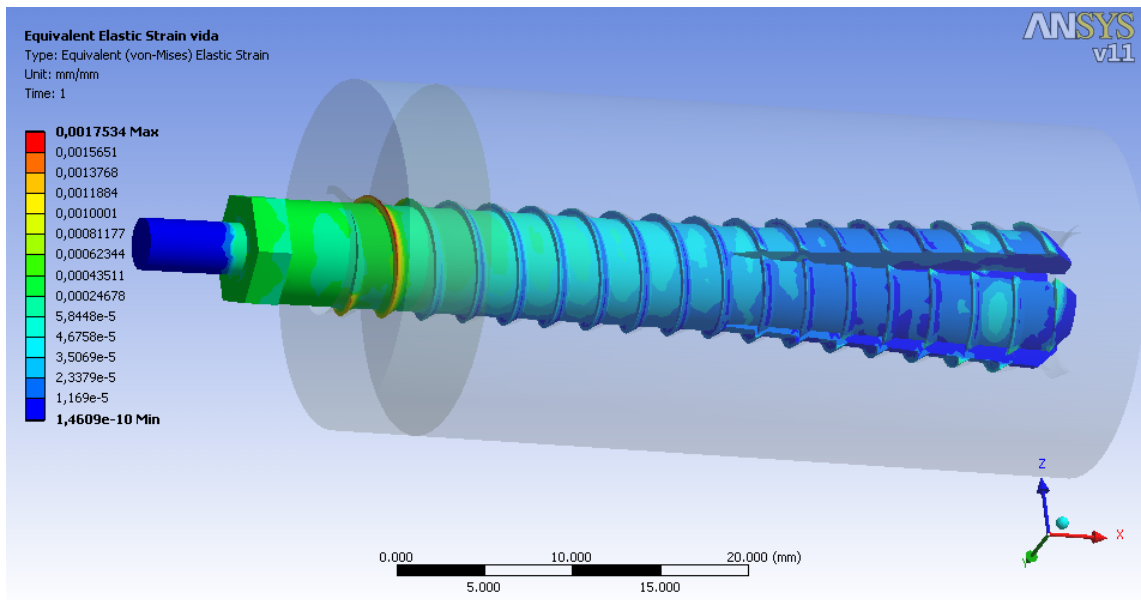
	Mak. Gerilme Değerleri (mm/mm)	
	Titanyum	Paslanmaz Çelik
Vida	0,0032	0,0017
Kortikal Kemik	0,0072	0,0070
Süngerimsi Kemik	0,0231	0,0207



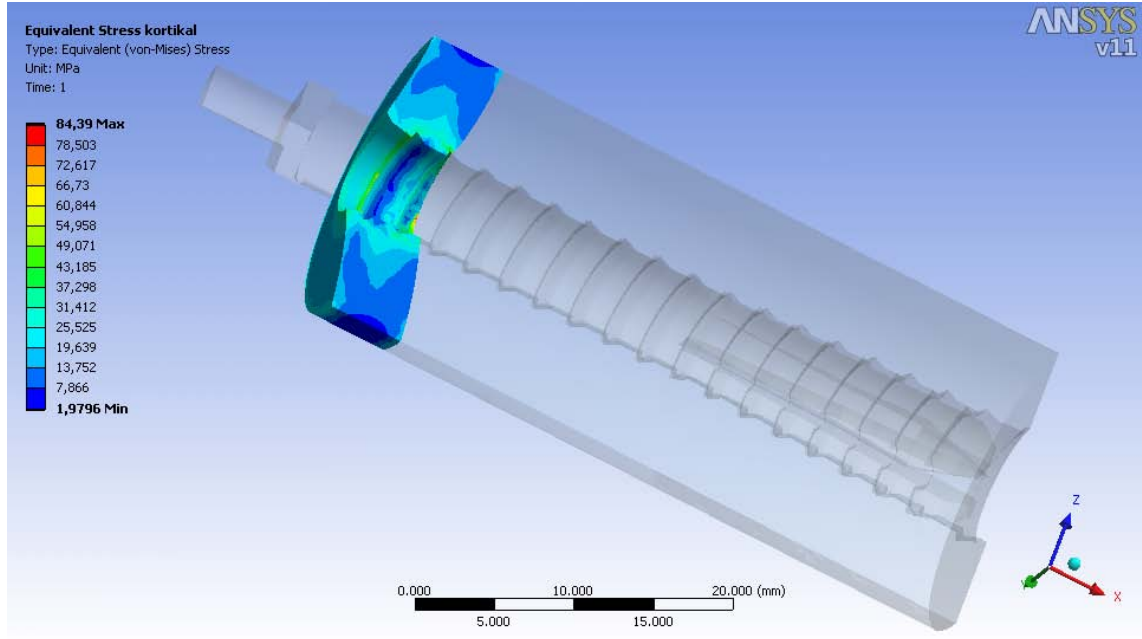
Şekil 6.19. Ekspansif vida modeline ait mesh yapısı.



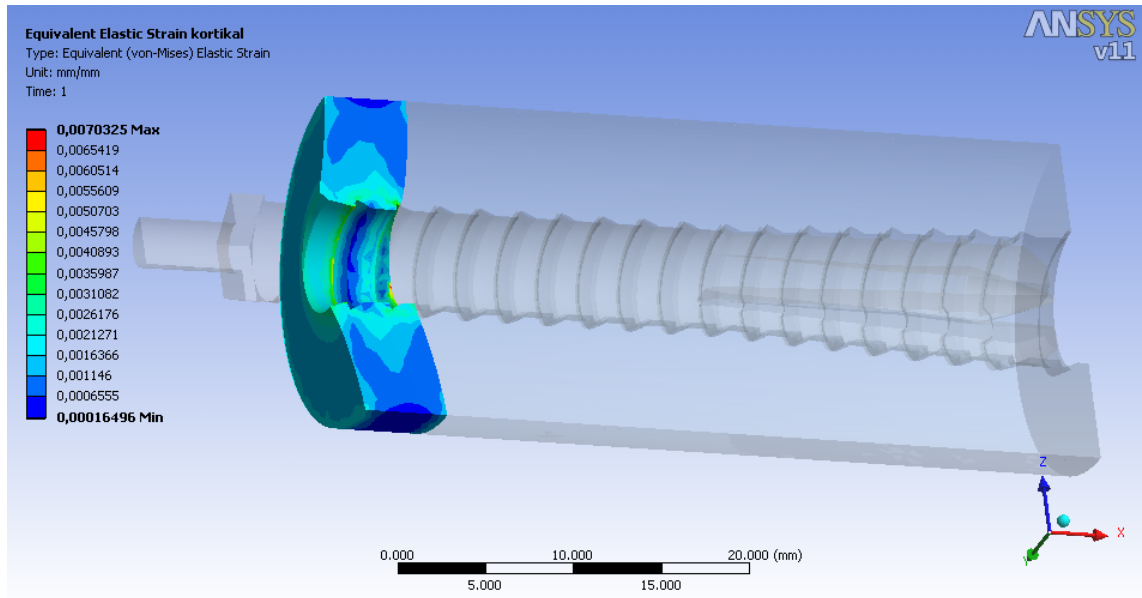
Şekil 6.20. Ekspansif vida modeline ait vida gerilmeleri.



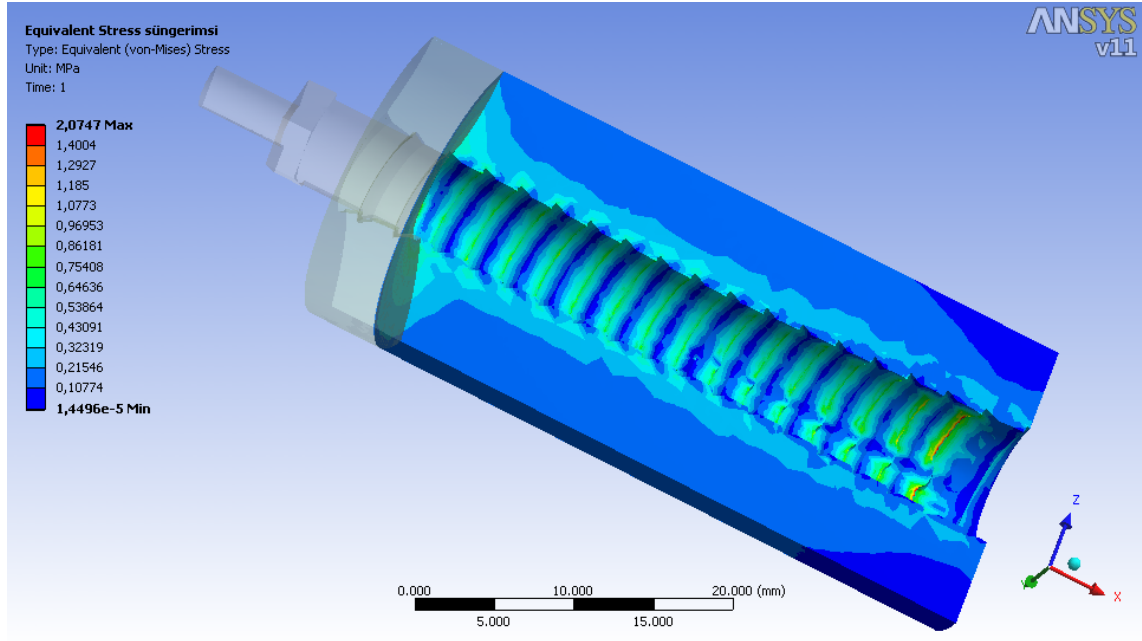
Şekil 6.21. Ekspansif vida modeline ait vida gerinimleri.



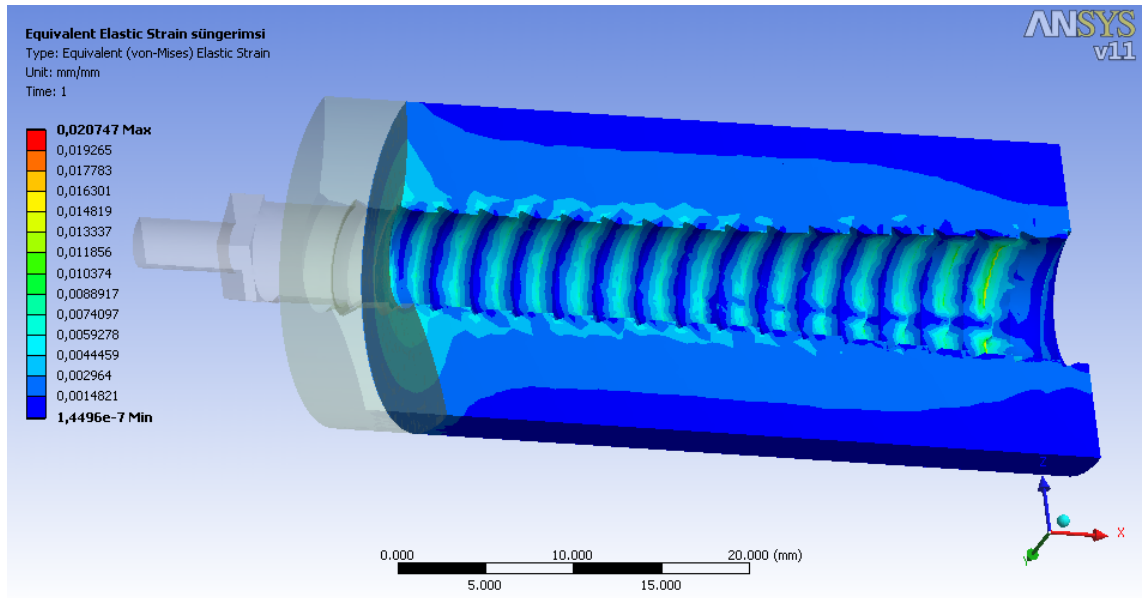
Şekil 6.22. Ekspansif vida modeline ait kortikal kemik gerilmeleri.



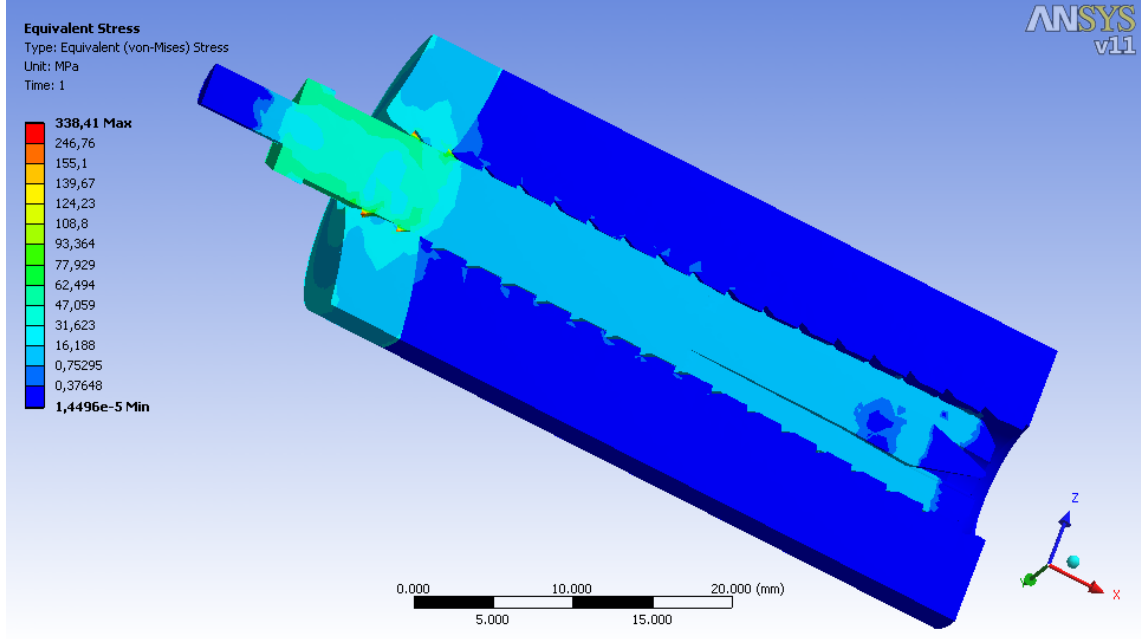
Şekil 6.23. Ekspansif vida modeline ait kortikal kemik gerinimleri.



Şekil 6.24. Ekspansif vida modeline ait süngerimsi kemik gerilmeleri.



Şekil 6.25. Ekspansif vida modeline ait süngerimsi kemik gerinimleri.



Şekil 6.26. Ekspansif vida modeline ait gerilmeler.

6.2 Sonuçların Yorumlanması

Bir kemiği kırmak için gerekli olan kuvvet; kemiğin malzeme özelliklerine ve geometrisine bağlıdır. Malzeme özellikleri kemikte hasar oluşabilmesi için birim alana ne kadar kuvvet gelmesi gerektiğini belirlerler. Bu özellikler kemiğin çekme veya basma mukavemetleridir. Kortikal kemiğin çekme mukavemeti yaşlanmayla birlikte yavaş yavaş azalarak hayatın 20. yılındaki 140 MPa mertebelerinden 80 yaşlarında 120 MPa mertebesine düşer. Süngerimsi kemiğin dayanımı ise, kemiğin yoğunluğu ile orantılı olup 1 ila 10 MPa arasında değişiklik gösterir [50].

Goel ve arkadaşlarının spinal enstrümantasyon mekaniğinin analitik olarak araştırılması üzerine yaptıkları çalışmalarında kortikal kemik için akma mukavemeti 100 MPa, süngerimsi kemik için akma mukavemeti ise 2 MPa olarak bulunmuştur [51]. Aynı çalışmada kortikal kemik için elastisite modülü $E=12$ GPa, süngerimsi kemik için ise $E=100$ MPa bulunmuştur.

Belirli bir kemik numunesi için en uygun test yöntemleri kullanılarak o numunenin mekanik özellikleri tespit edilse dahi bu sadece o numune için belirleyici olabilir. Çünkü kemik yaşayan, canlı bir yapıdır ve sürekli bir değişim içerisinde. Bu değişim, sağlıklı ve normal beslenme şartlarına sahip bir vücutta ergenlik ve sonrasında kapsayacak döneme kadar gelişme ve güçlenme şeklindeyken, gerek hastalık gerekse yaşlanmaya bağlı bazı sebeplerle belirli bir dönemden sonra gelişme durur ve yıkım başlar. Bununla birlikte aynı vücuttan farklı farklı kemiklerden alınacak sonuçların da bir biri ile uyuşacağını kesin bir şekilde söylemek zordur.

Kemiğe ait bu karmaşık durum, çok sayıda araştırmacının yaptıkları çalışmalarda neden birbirinden oldukça farklı sonuçlar bulduklarının bir açıklaması olabilecek niteliktedir [4, 31, 32, 33, 35, 36]. Aynı tipte iki pediküler vidanın, aynı omurgadan ve aynı bölgeden alınmış iki farklı vertebra üzerine takılıp sıyırılma (pull-out) testine tabi tutulmasında çok farklı dayanım değerlerinin elde edilmesinde cerrahi teknik ve insan faktörünün yanında kemiğe ait özelliklerin de etkili olduğu göz ardı edilmeyecek kadar önemlidir.

Mekanik özellikler açısında PMMA kemik çimentosu da tam netliğe kavuşmuş değildir. Kaynaklarda PMMA'nın mekanik özellikleri sabit bir değerden ziyade bir değerler aralığı şeklinde verilmektedir [47, 52, 53]. Bunda PMMA kemik çimentosuna ait polimerizasyon mekanizmasına etki eden faktörler ve kemik çimentosu içerisine çeşitli amaçlarla katılan ilave maddelerin etkisi olduğu düşünülebilir.

Çalışmada üzerinde durulan modellere ait malzeme özellikleri hakkındaki bu karmaşık durum ve sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan çözümlerde paslanmaz çelik vida içeren modellerle elde edilen gerilme değerleri göz önünde bulundurularak aşağıdaki yorumlar yapılabilir.

Aynı mekanik özelliklere sahip bir ortam için ekspansif olmayan pediküler vida, aynı ölçülerdeki ekspansif olmayan fakat PMMA ile takviye edilmiş ortama takılan vidaya göre süngerimsi ve kortikal kemik üzerinde daha fazla gerilme değerleri oluşturacaktır. Yine aynı şekilde ekspansif olmayan vida, ekspansif vida ile karşılaştırıldığında da hem kortikal hem de süngerimsi kemik üzerinde daha fazla gerilme değerleri oluşturacaktır. Bu çıkarımlara göre tasarlanan 3 model arasında tutunma gücü en zayıf olan model; ekspansif olmayan ve PMMA ile takviye edilmeyen pediküler vida modelidir.

PMMA ile takviye edilen ekspansif olmayan vida ile Esenkaya'nın tasarladığı ekspansif vidanın gerilme değerlerine bakılacak olursa, her iki modelde de süngerimsi kemik üzerinde oluşan gerilme değerlerinin birbirine yakın olduğu fakat kortikal kemik için PMMA takviyeli ekspansif olmayan vidanın daha düşük bir gerilme değeri sergilediği görülecektir. Bu durumda PMMA takviyeli ekspansif olmayan vida kullanılan modelin en yüksek dayanıma sahip olduğu söylenebilir fakat öncelikle bu modelde yer alan PMMA kemik çimentosunda oluşan gerilme değerinin de kontrol edilmesi gerekir. Eğer mevcut yüklemde PMMA hasara uğrayacak kadar gerilmeye maruz kalıyorsa bir önceki çıkarım yanlış demektir. Modele ait parçaların gerilme değerleri tablosuna (Tablo 6.3.) bakıldığında PMMA üzerinde oluşan en yüksek gerilme değerinin yaklaşık 44 MPa olduğu görülür. Bu değer, PMMA için literatürde maksimum çekme dayanımı olarak belirtilen 55 – 80 MPa aralığının altında olduğundan kemik çimentosunun mevcut durumda hasara uğramayacağı söylenebilir. Çözümde kullanılan malzeme özelliklerinde de PMMA için çekme dayanımı 67 MPa verilmiştir.

Genel olarak değerlendirme yapmak gerekirse, PMMA takviyeli ekspansif olmayan kemik vidası en iyi tutunmayı sağlamaktadır, bunu ekspansif vida takip etmektedir ve en kötü tutunma özelliğini de ekspansif olmayan ve takviye malzemesi kullanılmadan takılan kemik vidası göstermektedir. Literatürdeki yapılan deneysel çalışmalarla elde edilen sonuçlar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan bu çıkarımları destekler niteliktedir.

6.3 Genel Sonuç ve Öneriler

Çalışmada kullanılan modellerdeki vidalara, vida eksenine boyunca 1350 N'luk bir çekme kuvveti uygulanmıştır. Kuvvetin 1350 N olarak belirlenmesi nedeni; Esenkaya ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada [36] test edilen ekspansif vidaların ortalama 1350 N kuvvet altında, ekspansif olmayan vidanın ise daha düşük yüklemelerde sıyrılmış olmasıdır.

Yapılmış olan bu çalışmada da model bileşenleri üzerinde oluşan gerilmeler ve malzeme özellikleri göz önünde bulundurulursa modellerde 1350 N sonrasında hasar oluşacağı tahmin edilebilir. Her üç modelde de, 1350 N yüklemde süngerimsi kemikteki gerilmeler, akma mukavemeti olarak verilen 2 MPa değeri civarında veya üzerinde çıkmaktadır.

Tablo 6.1, 6.3 ve 6.5'te verilen gerilme değerlerinden paslanmaz çelik vida kullanılması durumunda oluşanlar dikkate alınarak aşağıdaki çıkarımları yapılabilir.

Ekspansif olmayan vidanın PMMA takviyesi yapılmadan takıldığı durumu temsil eden modelde, süngerimsi kemik üzerinde 1350 N yük altında 6 MPa civarında bir gerilme olduğu görülmektedir. Bu durum bize, bu model için 1350 N yüke gelmeden çok daha önce akma mukavemeti 2 MPa olan süngerimsi kemiğin hasara uğrayacağını gösterir. Süngerimsi kemiğin hasar görmesinden sonra yük kortikal kemiğe daha fazla etki edecek ve onun da hasar görmesinin ardından sıyrılma tamamen gerçekleşmiş olacaktır.

Ekspansif vida modelinde, 1350 N yüklemde süngerimsi kemikte 2,07 MPa gerilme olduğu görülmektedir. Bu da hasarın oluşmaya başladığını ve git gide kortikal kemikteki gerilmenin de artarak sıyrılmanın tamamen gerçekleşeceğini gösterir. Ayrıca kortikal kemikte oluşan gerilme değerinin, 1350 N yük altında PMMA takviyeli ekspansif olmayan vida kullanılan modeldeki kortikal kemik gerilmesinin üzerinde bir değerde olduğu da görülmektedir.

PMMA takviyeli ekspansif olmayan vida kullanılan modelde, 1350 N yük altında tüm bileşenlerde oluşan gerilme değerleri, diğer modellerde oluşan gerilme değerlerinden daha düşük olmaktadır. Bu da bize üç model içerisinde tutunma kabiliyeti en iyi olan modelin PMMA takviyeli model olduğunu gösterir.

Tablo 6.1, 6.3 ve 6.5'te paslanmaz çelik ve titanyum vidalarla yapılan analiz sonuçlarının genel itibarıyla birbirleriyle uyumlu olmalarıyla birlikte vida dışındaki model

bileşenleri üzerindeki gerilmeler bakımından paslanmaz çelik vidanın daha uygun olduğu çıkarımı yapılabilir. İlginç bir şekilde ekspansif olmayan vidanın PMMA kullanılmayan modelinde, titanyum vida ile yapılan analizde kortikal kemikte oluşan gerilme değeri, paslanmaz çelik vida ile yapılan analizde elde edilen gerilme değerinden oldukça yüksek çıkmaktadır.

Fiziksel ölçüm ve deney sonuçlarının bilimsel olarak kabul görebilmesi için tekrarlanabilir olması gerekir. Hidrojen atomunun kütlesi dünyanın neresinde ölçülürse ölçülsün, hata payları ihmal edilerek aynı çıkmalıdır veya Ankara – İzmir arası karayolu mesafesini kendi aracıyla ölçmek isteyen her sürücünün bulacağı değer yaklaşık olarak aynı olacaktır. %99,99 saflıktaki bakır metalin, aynı standartlar çerçevesinde farklı yer ve zamanlarda yapılan çekme deneyi sonuçlarının da aynı çıkması beklenir. Bir deneyin tekrarlanabilir olması için deneye dâhil olan tüm düzeneğin ilgili özelliklerinin bilinmesi ve onlarla beraber tekrarlanması gereklidir.

Önceki bölümlerde bahsedildiği gibi, pediküler vida veya diğer kemik vidaları ile ilgili araştırmalarda, kemik, malzeme özellikleri bakımından tekrarlanabilirlik ilkesine pek uymamaktadır. Bu da vida veya takviye malzemelerine ait parametrelerin etkilerini araştırmak açısından olumsuzluk oluşturmaktadır. Oysa standardize edilmiş bir düzenele, parametrelerin sonuçlara etkisi çok daha güvenilir bir şekilde belirlenebilir. Sonlu elemanlar yöntemi kullanmanın deney süre ve maliyetlerini azaltmanın yanı sıra, tekrarlanabilirlik açısından da önemli bir avantajı olmaktadır. Tabii'dir ki bu avantajlardan yararlanmak için uygun bir model oluşturulması ve malzeme özelliklerinin bilinmesi gereklidir.

Çalışmamızda vida ölçüleri ve tipleri gerçek vidalar üzerinden alınan ölçüler çerçevesinde yapılmaya çalışılmıştır, parçalara ait malzeme özellikleri literatürdeki mevcut bilgilerden derlenmiş ve gerçekte izotropik olmamasına rağmen, kemiği temsil eden parçalar izotropik olarak kabul edilmiştir. Bu yönüyle model eksik sayılabilir. Fakat çalışmadaki ana gaye vida tiplerinin ve takviye malzeme kullanımının sıyrılma kuvvetine etkisini araştırmak olduğu için sonuçların kabul edilebilir nitelikte olduğu söylenebilir.

Çalışmanın bundan sonraki sürede ilerletilebilmesi açısından şunlar ileri sürülebilir.

1. Kemiğe ve kullanılan diğer bileşenlere ait malzeme özellikleri bilinen bir biyomekanik deneyin sonuçları ile bu çalışmaya benzer bir çalışma yapılarak sonuçlar karşılaştırılabilir.
2. Ekspansif vidanın genişleyen uç kısmının genişleme miktarının gerilme değerlerini ne şekilde etkilediği araştırılabilir.
3. İzotropik olmayan bir kemik modeli oluşturularak çalışma gerçeğe daha yakın bir hale getirilebilir.

KAYNAKLAR

1. Knudson, D., 2007, Fundamentals of Biomechanics, Springer Science+Business Media, New York, 343p.
2. Freivalds, A., 2004, Biomechanics of the upper limbs : mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries, CRC Press LLC, USA, 605p.
3. Thalgott, J., S., Aebi, M., 1996, Manual of internal fixation of the spine, Lippincott-Raven, Philadelphia, 320p.
4. Zhang, Q., H., et al., 2006, Effects of bone materials on the screw pull-out strength in human spine, Medical Engineering & Physics, 28, 795-801.
5. King, D., 1944, Internal fixation for lumbo-sacral fusion, Am J Surg, 66, 357-361.
6. <http://www.spineuniversity.com/> ,2008.
7. Sandén, B., 2001, Fixation of Spinal Implants: Clinical and Experimental Studies on the Effects of Hydroxyapatite Coating, Dissertation for the Degree of Doctor of Philosophy (Faculty of Medicine) in Orthopaedics presented at Uppsala University, 52p.
8. Landuyt, P., V., Peter, B., Beluze, L., Lemaitre, J., 1999, Reinforcement of Osteosynthesis Screws With Brushite Cement, Bone Vol. 25, No. 2, 95-98.
9. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus> , 2008.
10. Yılmaz, C., 2001, Adolesan İdiopatik Skolyozun Cerrahi Tedavisinde İbn-i Sina Posterior Enstrumantasyon ve Prensipieri, Tıpta Uzmanlık Tezi, Ankara Üniversitesi, 97s.
11. <http://www.omurgacerrahisi.us/> ,2008.
12. Kabacaoğlu, T., 2006, Aksiyon dergisi, sayı 616.
13. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Skolyoz> ,2008.
14. Koç, R., K., 2006, Lumbosakral Dejeneratif Hastalıklar, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ders notları.
15. Ayten, M., Çağlar, Ş., 2007, Spondilolistezis Ve Cerrahi Tedavisi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirürji Abd.
16. Zileli, M., Özer, F., 2002, Omurilik ve Omurga Cerrahisi, Meta Basım, İzmir, 1869s.
17. Smith, S., J., Glade, M., J., Pedicle Screw Fixation Systems for Spinal Instability, Diagnostic And Therapeutic Technology Assessment, AMA.
18. Kabins, M., B., Weinstein, J., N., 1991, The History of Vertebral Screw And Pedicle Screw Fixation, The Iowa Orthopaedic Journal, Vol. 11, 127-136p.
19. Harrington, P., R., Tullos, H., S., 1969, Reduction of severe spondylolisthesis in children, South. Med. J. 62, 1-7p.
20. http://en.wikipedia.org/wiki/Bone_cement ,2008.
21. Yaşar, H., 2001, Plastikler Dünyası 2. Baskı, TMMOB yayınları, Ankara, 261s.
22. <http://en.wikipedia.org/wiki/PMMA> ,2008.
23. Kaufmann, T., J., Jensen, M., E., Ford, G., Gill, L., L., Marx, W., F., Kallmes, D., F., 2002, Cardiovascular Effects of Polymethylmethacrylate Use in Percutaneous Vertebroplasty American Journal of Neuroradiology, 23, 601-604p.
24. Tsukeoka, T., et al, 2006, Mechanical and histological evaluation of a PMMA-based bone cement modified with γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane and calcium acetate, Biomaterials 27, 3897-3903p.

25. Miller, M., D., 2004, Review of Orthopaedics 4. Edition, W. B. Saunders Company, Pennsylvania, 631p.
26. http://www.bonecement.com/index.php?id=15194&no_cache=1 ,2008.
27. Wang, J., S., Kjellson, F., 2001, Bone Cement Porosity in Vacuum Mixing Systems, Bone Cements and Cementing Technique, Springer Verlag.
28. Wilkinson, J., M., Stockely, I., et al., 2000, Effort of mixing technique on the Properties of Acrylic Bone-Cement, The Journal of Arthroplasty, 15, 663-667p.
29. Kühn, K., D., 2000, Bone Cements, Up-to-Date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials Springer Verlag, Berlin.
30. ISO 5833, Implants for Surgery-Acrylic Resin Cements, 2002.
31. Zhang, Q., H., Tan, S., H., Chou, S., M., 2004, Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine, Journal of Biomechanics 37, 479–485p.
32. Cook, S., D., et al, 2004, Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone, The Spine Journal 4, 402–408p.
33. Evans, S., L., et al, 2002, Bone cement or bone substitute augmentation of pedicle screws improves pullout strength in posterior spinal fixation, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 13, 1143-1145p.
34. Motzkin, N., E., et al, 1994, Pull-Out Strength Of Screws From Polymethylmethacrylate Cement , British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, vol. 76-B, 320-323p.
35. Lei, W., Wu, Z., 2005, Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae, Eur Spine J 15, 321–326p.
36. Esenkaya, İ., Olcay, E., Gülmez, T., Vehid, H., 2000, Biomechanical evaluation of the pull-out strengths of pedicular screws with expandable distal tips, Acta Orthop Traumatol Turc; 34, 396-402p.
37. Esenkaya, İ., Denizhan, Y., Kaygusuz, M., A., Yetmez, M., Keleştemur, M., H., 2006, Comparison of the pull-out strengths of three different screws in pedicular screw revisions: a biomechanical study, Acta Orthop Traumatol Turc ;40, 72-81p.
38. Filipiak, J., Pezowicz, C., Gonet, M., 2003, Influence Of Pedicle Screws Design On Pull-Out Strength, Wrocław University of Technology.
39. Talu, U., Kaya, İ., Dikici, F., Şar, C., 2000, Transpediküler vida revizyonunda vida kalınlığı ve derinliğinin sıyrma kuvveti üzerine etkisi: Biyomekanik çalışma, Acta Orthop Traumatol Turc ;34, 300-307p.
40. Frankel, B., M., et al, 2007, A biomechanical cadaveric analysis of polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation, J Neurosurg Spine 7, 47-53
41. Hasemi, A., Bednar, D., Ziada, S., 2008, Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: An experimental study, The Spine Journal, 1-7p.
42. Nath, B., 1974, Fundamentals of Finite Elements for Engineers, Athlone Press, London, 256p.
43. Yardımeden, A., 2006, Yüksek Tibial Osteotomi İçin Kullanılan Plakların Biyomekanik Karakterizasyonu, Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 147s.
44. Örnek, M., 2004, Burulma Yüküne Maruz İnsan Tibiasının Gerilme Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 139s.
45. <http://femmuhendislik.8m.com> ,2008.
46. http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method ,2008.
47. <http://www.tangram.co.uk/TI-Polymer-PMMA.html> ,2009.

48. Nuno, N., et al, 2001, Static coefficient of friction between Ti-6Al-4V and PMMA for cemented hip and knee implants, John Wiley & Sons, 191-200p.
49. Hsu, C-C., et al, 2005, Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses, *Journal of Orthopaedic Research*, 23, 788-794p.
50. The Merck Manual (Seventeenth Edition), 1999, Merck & Co., Inc., CD version.
51. Goel, V., K., Kim, Y., E., Lim, T., H., Weinstein, J., N., 1988, An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation, *Spine*, 13, 1003–11p.
52. Boger, A., Bisig, A., Bohner, M., Heini, P., Schneider, E., 2008, Variation of the mechanical properties of PMMA to suit osteoporotic cancellous bone, *J Biomater Sci Polym Ed.*, 19, (9), 1125-42p.
53. Fu, J., Naguib, H., E., 2006, Effect of Nanoclay on the Mechanical Properties of PMMA/Clay Nanocomposite Foams, *Journal of Cellular Plastics*, Vol. 42, No. 4, 325-342p.

ÖZGEÇMİŞ

4 Şubat 1983 tarihinde Erzincan’da doğdu. İlk ve ortaokulu aynı şehirde okudu, 2001 yılında Antalya Aksu Anadolu Öğretmen Lisesi ve ardından 2006 yılında Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği bölümünden mezun oldu. Ocak 2008 tarihinden itibaren Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesinde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.