



**SPİNAL FİKSATÖR İMALATI: İNOVATİF
TASARIM VE BİYOMEKANİK ANALİZ**

Yusuf Burak BOZKURT

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı
Prof. Dr. Ayhan ÇELİK
2015**

Her hakkı saklıdır

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SPİNAL FİKSATÖR İMALATI: İNOVATİF TASARIM VE
BİYOMEKANİK ANALİZ**

Yusuf Burak BOZKURT

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı**

**ERZURUM
2015**

Her hakkı saklıdır



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü



TEZ ONAY FORMU

SPİNAL FİKSATÖR İMALATI: İNOVATİF TASARIM VE BİYOMEKANİK ANALİZ

Prof. Dr. Ayhan ÇELİK danışmanlığında, Yusuf Burak BOZKURT tarafından hazırlanan bu çalışma, 30/12/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak **oybirliği / oy çokluğu (.../...)** ile kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

İmza :

Üye : Prof. Dr. Akgün ALSARAN

İmza :

Üye : Doç. Dr. Ali Fatih YETİM

İmza :

Yukarıdaki sonuç;

Enstitü Yönetim Kurulu'nun 07.01/2016 tarih ve 02/.../28... nolu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ertan YILDIRIM
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

SPİNAL FİKSATÖR İMALATI: İNOVATİF TASARIM VE BİYOMEKANİK ANALİZ

Yusuf Burak BOZKURT

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mükendsiliği Anabilim Dalı
Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Vücutta çok önemli bir konuma sahip omurga doğuştan var olan bozukluklara ya da sonradan meydana gelen hasarlara maruz kalmaktadır. İnsanın günlük aktiviteleri esnasında omurga sürekli hareket halindedir. Hastalık durumunda, mevcut hareket sınırlarının yetersiz oluşu insan biyomekaniğini olumsuz yönde etkiler. Bu sebeple cerrahi operasyonlarla omurga doğru konumuna getirilmeye çalışılır. Operasyonlarda temel enstrüman olarak spinal implantlar kullanılmaktadır. Omur-implant uyumunda başarılı sonuçların elde edilebilmesi için omurun anatomik ve biyomekanik yapısını etkileyen faktörlerin tespiti şarttır.

Bu çalışmada pedikül vida ve rod elemanında geometrik değişiklikler yapılarak bu değişikliğin implant performansına olan etkisi incelenmiştir. Bu inceleme için tamamen farklı geometrideki pedikül vida ve rod elemanının bilgisayar destekli çizim programında katı modeli oluşturulmuştur. Ardından omurgadaki aksenal yük dikkate alınarak test bloklarına gömülmüş sistemin sonlu elemanlar yöntemi ile analizi gerçekleştirilmiştir. Analizlerin sonucu olarak pedikül vidada kullanılan ek bileşenlerin vida gövdesinde hasarı azaltmıştır. Rod üzerine açılan kanallar parçaya esneklik kazandırmıştır. Bu yeniliklerin hasta konforunu olumlu yönde etkileyeceği sonucuna varılmıştır.

2015, 88 sayfa

Anahtar Kelimeler: Omurga, Spinal implant, Pedikül vida, Rod, Sonlu elemanlar yöntemi

ABSTRACT

Master Thesis

SPINAL FIXATOR MANUFACTURING: INNOVATIVE DESIGN AND BIOMECHANICAL ANALYSIS

Yusuf Burak BOZKURT

Atatürk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering
Design and Manufacturing Department

Supervisor: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

In body, vertebra which has the most significant position is exposed to inborn disorders or subsequently injuries. Vertebra is constantly in motion during diary activity of human. Failed existing motion's limits influences negatively human biomechanics. And thus vertebra is attempted to get correctly position with surgical operation. In operations, spinal implants are utilized as a basis instrument. Anatomic and biomechanic structure of spine with influencing factors that determined is condition since prospering conclusions can be obtained.

In this study, as geometrical variations are executed on pedicle screw and rod component this variation that have an impact on implant performance is investigated. Solid model which is completely on distinctive geometry pedicle screw and rod component is composed for this investigation on computer-aided drawing context. Subsequently, by considering axial load on vertebra, analysis of system which was embed into test blocks is performed by the finite element method. As a result of analyses, additional parts that are utilized on pedicle screw have decreased damage on screw body. Canals which is processed on rod have bring flexibility the part. These innovations is concluded that will influence positively of patient comfort.

2015, 88 pages

Keywords: Vertebra, Spinal implant, Pedicle screw, Rod, Finite element method.

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında benden yardımını, anlayışını, desteğini ve zamanını esirgemeyen tez yöneticim Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Yaptığım çalışmada bana daima yol gösteren ve benden bilgilerini esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof Dr. Akgün ALSARAN, Sayın Doç. Dr. Ali Fatih YETİM ve Sayın Doç. Dr. Fatih YILDIZ başta olmak üzere; Sayın Yrd. Doç. Dr. Özgü BAYRAK'a, Sayın Arş. Gör. Halim KOVACI'ya, Sayın Arş. Gör. Mevra ASLAN'a,

Bilimsel çalışma ortamıma sağladıkları katkılarından dolayı Sayın Arş. Gör. Onur ÇOMAKLI'ya, Sayın Arş. Gör. Muharrem TAŞDEMİR'e, Sayın Arş. Gör. İlyas HACISALİHOĞLU'na, Sayın Arş. Gör. İsmail Hakkı KORKMAZ'a, Sayın Öğr. Gör. Ahmet SAMANCIOĞLU'na, Sayın Yük. Mak. Müh. Hojjat GHARAMANZADEH ASL'ye,

Tez çalışmam süresince fikir alışverişinde bulunduğum değerli arkadaşlarım Sayın Mak. Müh. Orhan Çağrı SAVAŞERİ ve Sayın Arş. Gör. Selçuk AVCİ'ya,

Desteğini hiçbir konuda esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Yusuf Burak BOZKURT

Aralık, 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	10
2.1. Kemik ve İskelet.....	10
2.1.2. Kemiklerin sınıflandırılması.....	11
2.1.3. Kemiğin Görevleri.....	14
2.2. Omurga	15
2.3. Omurlar	16
2.3.1. Atlas (C1) ve aksis (C2)	17
2.3.2. Servikal omurlar (C3-C7).....	18
2.3.3. Torasik omurga (T1-T12).....	18
2.3.4. Sakrum ve koksiks.....	19
2.3.5. Vertebral uç tabaka.....	19
2.3.6. İntervertebral diskler	19
2.4. Omurgada İmplantasyon	20
2.5. İmplantasyon Türleri	22
2.6. Posterior Stabilizasyon	22
2.6.1. Pedikül vidalar.....	22
2.6.2. Translaminar ve transartiküler vidalar	24
2.6.3. Oksipitoservikal fiksasyon	25
2.7. Anterior Stabilizasyon	25
2.7.1. Vücut içi füzyon	26
2.7.2. Korpektomi füzyonu.....	27
2.8. Posterior Dinamik Stabilizasyon	28

2.9. Posterior Dinamik Stabilizasyon Yönteminin Kullanıldığı Hastalıklar	30
2.9.1. Scheuermann kifoza	30
2.9.2. Tümör ve enfeksiyon.....	30
2.9.3. Omurga kırıkları	31
2.9.4. Skolyoz.....	33
2.9.5. Spondylolisthesis	33
2.10. Omurganın Fonksiyonel Biyomekaniği	34
2.10.1. Biyomekanik açıdan anatomi	35
2.10.2. İntervertebral diskler	35
2.10.3. İntervertebral diskin biyomekanik anatomisi	36
2.11. Vertebral Kemiğin Biyomekaniği	37
2.11.1. Trabeküler kemiğin bileşimi	38
2.11.2. Gerilme-Şekil değiştirme davranışı.....	39
2.11.3. Elastisite modülü ve gerilme: heterojenite ve yaşlanma	40
2.11.4. Yoğunluk-mekanik özellik ilişkisi	42
2.11.5. Akma sonrası ve hasar davranışı	44
2.12. Statik Yükleme Koşulları Altında Gerilme Özellikleri ve Kemik Yoğunluğunun Etkisi	46
2.13. Hasar ve Yorulma.....	49
2.14. Posterior Elemanın Rolü	50
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	52
3.1. Bilgisayar Destekli Çizim Ortamında Sistemi Oluşturan Parçaların Çizimi ve Montajı	53
3.1.1. Yenilikçi pedikül vida	53
3.1.2. Yenilikçi rod.....	54
3.2. Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması ve Biyomekanik Analizler.....	55
3.2.1. Sonlu eleman modellerinin oluşturulması.....	55
3.2.2. Biyomekanik analizler.....	59
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	60
4.1. Geleneksel ve Yeni Sistemin Basma Testine Göre Gerilme - Deformasyon Analizi	60
4.1.1. Geleneksel sistem.....	60

4.1.2. Yeni sistem	64
4.2. Geleneksel ve Yeni Sistemin Çekme Testine Göre Gerilme - Deformasyon Analizi	72
4.2.1. Geleneksel sistem	72
4.2.2. Yeni sistem	76
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	83
KAYNAKLAR	86
ÖZGEÇMİŞ	89



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

E	Elastisite Modülü
GPa	Gigapascal
kN	Kilonewton
mm	Milimetre
mm ³	Milimetreküp
MPa	Megapascal
N	Newton
Nm ²	Newtonmetrekare
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene
ν	Poisson Oranı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Da Vinci nin tüm omurga (solda) ve sadece servikal kısım (sağda) tasviri	2
Şekil 1.2. Anteroposterior (A) ve lateral (B) radyografi. L3 kırığında kullanılan Harrington rodunun kullanımı	5
Şekil 1.3. Anteroposterior (A) ve lateral (B) radyografi. L3 kırığında kullanılan Eduardo Luque tarafından geliştirilen sistemin kullanımı	6
Şekil 1.4. Kostuik-Harrington vida ve rod sistemi (A) ve lateral radyografi (B). L4 kırığında enstrümanın cerrahi stabilizasyonu	7
Şekil 2.1. Kemik dokunun kanallar ve liflerin konumu	10
Şekil 2.2. Geometrik özelliklerine göre kemik türleri	13
Şekil 2.3. İskelet sistemini oluşturan tüm kemikler	14
Şekil 2.4. Omurganın anatomik bölümleri.....	16
Şekil 2.5. Omurda anatomik bölgeler	20
Şekil 2.6. Omurganın hareketi esnasında rod/pedikül vida ve anatomik yapı arasında yük dağılımı	21
Şekil 2.7. İmplantasyon türleri.....	22
Şekil 2.8. Konverjan yörünge ve vida.....	23
Şekil 2.9. Torakal bölge için çengeller	24
Şekil 2.10. Koronal (a) aksenal (b) ve bilateral (c) planda translaminer vida pozisyonu	25
Şekil 2.11. Omurgada kolon tasnifi	26
Şekil 2.12. Lombar omurga ve kafes implant	27
Şekil 2.13. CSLP (Synthes, Paoli, PA) plaka tek açılı vida bağlantısı	28
Şekil 2.14. (a) Graf ligaman sistemi. (b) Dynesys (Dynesys LIS Dynamic Stabilization System). (c) Scient' X. (d) Bioflex	29
Şekil 2.15. Sağlıklı omurga ile hastalıklı omurga.....	30
Şekil 2.16. Omurgada tümör.....	31
Şekil 2.17. Farklı vertebral kırık tiplerinin deformasyon tabanlı klinik sınıflandırılması	32

Şekil 2.18. 341 bireyden alınan verilere göre torako lomber omurgada her bir vertebranın kırılma dağılımı	32
Şekil 2.19. Torasik ve lomber bölgedeki sağa doğru eğrilik	33
Şekil 2.20. Spondylolisthesis in oluşumu	33
Şekil 2.21. Fonksiyonel açıdan doğrultular	34
Şekil 2.22. Proksimal tibianın hacimsel gösterimi (20 mikron çözünürlük)	39
Şekil 2.23. Basma gerilmesi ve çekme gerilmesi altında trabeküler vertebranın gerilme-şekil değişimi eğrisi. X kopma noktası	40
Şekil 2.24. Vertebral trabeküler kemiğin maksimum gerilmesi ve akma gerilmesi arasındaki ilişki	41
Şekil 2.25. İnsan vertebral ve proksimal femoral trabeküler kemik iliği için yaş-bası gerilmesi arasındaki ilişki	42
Şekil 2.26. Basma ve çekme yüklemesinde, tibiyal trabeküler kemik için modüle karşı akma gerilmesi	43
Şekil 2.27. Voksel tabanlı sonlu elemanlar modeli	44
Şekil 2.28. Vertebral insan kemiğinin; yük altında, yük boşaltıldığında, tekrar yüklendiğinde akma sonrası davranışı	45
Şekil 2.29. Vertebral trabeküler kemik için başlangıçtaki plastik gerilme düzeyinde modüldeki azalma ve yüzde sertlik arasındaki ilişki	46
Şekil 2.30. İnsan omurgasının lomber hareket segmentlerinde anterior eğilme ve aksenal basma kombinasyonunu sağlayan bir biyomekanik test cihazı	48
Şekil 2.31. Anterior eğilme ve basma kuvvetine karşı vertebral rijitlik arasındaki ilişki. Bu sonuçlar 13 vertebranın sonlu elemanlar analizinden elde edilmiştir	49
Şekil 2.32. Vertebral gövdenin aşırı bası yüküne ve ardından tekrar uygulanan yüke karşı davranışı.....	50
Şekil 3.1. Tasarlanan yeni pedikül vida/rod sistemi	52
Şekil 3.2. Pedikül vidaya ait bileşenler	54
Şekil 3.3. Yeni rod tasarımı	55
Şekil 3.4. (a) Geleneksel ve (b) yeni sistemin bloklara montajlanmış katı modelleri	56
Şekil 3.5. Ansys ortamında Ti6Al4V ve UHMPWE nin mekanik özellikleri	57

Şekil 3.6. Optimum mesh yapısı elde edilmiş spinal sistemler (a) yeni (b) geleneksel	58
Şekil 3.7. Her iki sistem için kullanılan sınır şartları.....	59
Şekil 4.1. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	61
Şekil 4.2. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları.....	62
Şekil 4.3. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	63
Şekil 4.4. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	64
Şekil 4.5. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	65
Şekil 4.6. Parça-1 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	66
Şekil 4.7. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	67
Şekil 4.8. Parça-2 elemanlarında oluşan gerilmeler (yeni sistem).....	68
Şekil 4.9. Vida yuvalarında oluşan gerilmeler (yeni sistem).....	69
Şekil 4.10. Vidalarda oluşan gerilmeler (yeni sistem).....	70
Şekil 4.11. Rodlarda oluşan gerilmeler (yeni sistem).....	71
Şekil 4.12. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	72
Şekil 4.13. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	73
Şekil 4.14. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	74
Şekil 4.15. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları	75
Şekil 4.16. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	76
Şekil 4.17. Parça-1 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	77
Şekil 4.18. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	78
Şekil 4.19. Parça-2 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	79
Şekil 4.20. Vida yuvalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	80

Şekil 4.21. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	81
Şekil 4.22. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)	82



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Ti6Al4V ve UHMWPE nin bazı mekanik özellikleri	57
---	----



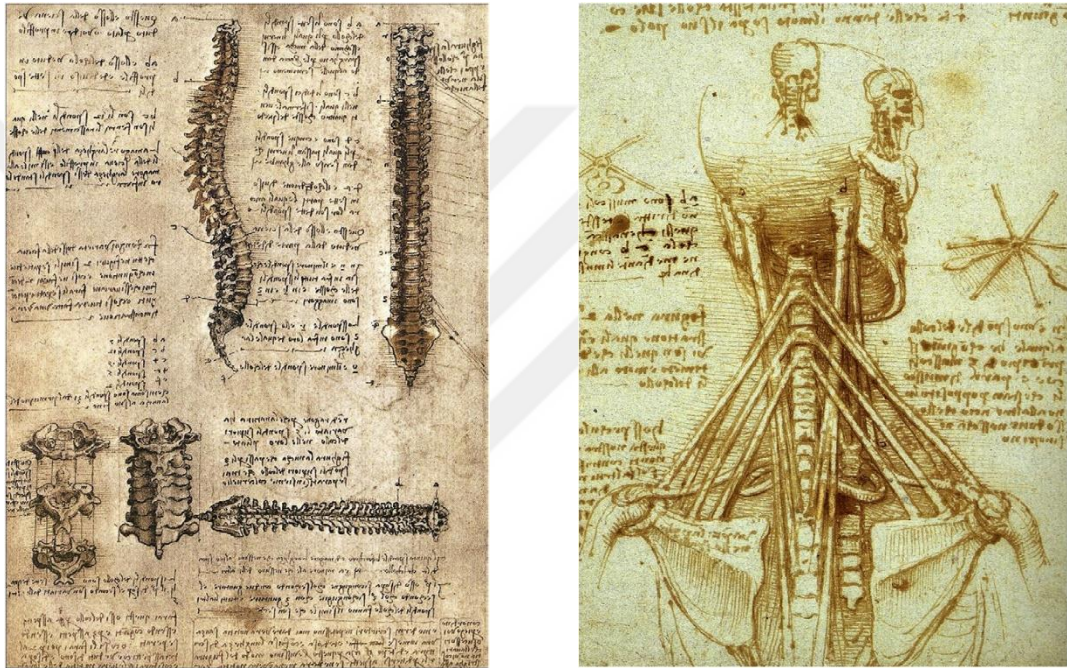
1. GİRİŞ

İnsan iskelet sisteminin ana hattını oluşturan omurga 33 adet omurun belirli bir sıra ile üst üste dizilimi ile meydana gelmiş bir yapıdır. Bu yapıya ligamentler ve kaslar bağlanarak destek verir. Omur kırıkları, skolyoz (omurga eğriliği), tümör, enfeksiyonlar ve bel kayması gibi doğuştan gelen ya da sonradan meydana gelebilecek hasarlar vücudun statik ve dinamik dengesine büyük zarar verir ve bununla birlikte ileri derecedeki bozukluklardan kaynaklanan hasarlar hayati risk taşır. Bu konudaki tedavi yöntemleri ile riskler azaltılmaya çalışılır. Geçmişten günümüze geliştirilen birçok tedavi yöntemi ve cerrahi cihazlar yardımıyla bu hasarlardan kaynaklanan hayati riskler azaltılmaya çalışılmaktadır (Wardak *et al.* 2012).

Omurga cerrahisinde büyük önem taşıyan biyomekanik, fizik kuralları yardımıyla vücudun çeşitli kısımlarının farklı hareketleri sonucu ortaya çıkan iç ve dış kuvvetlerin etkisini incelemektedir. Geçen 200 senede omurga biyomekaniğinde önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Ancak tarihsel sürece bakıldığında bakıldığında, bu alandaki ilk çalışmaların 1000 yılı aşkın bir süre öncesinde gelişmelerin başladığı görülmektedir. Bu hususta tam anlamıyla bir değerlendirme yapılabilmesi için başlangıç keşifleri büyük önem arz etmektedir. Fizik alanındaki gelişmelerin, spinal cerrahinin enstrümantal ve teorik konseptinin tarihi süreçteki gelişiminde etkisi tartışılmazdır. Omurga biyomekaniği ile yakından ilgilenen İbn-i Sina bölgesel anatomi üzerinden farklı görevlerdeki kemiklerin mekanik özelliklerini araştırmıştır. Boyun omurlarının ekstansiyona (gerilmeye) ve fleksiyona (gevşemeye) izin verdiğini gözlemlemiş ve bu omurların hareket limitlerinin omurga sağlığı açısından çok önemli olduğunu belirlemiştir (Naderi *et al.* 2012).

Anatomi konusunda oldukça başarılı olduğu bilinen ünlü sanatçı Leonardo Da Vinci'nin insan anatomisi ile ilgili ortaya koyduğu eserde omurga biyomekaniğinde bugünkü omurga dizilimini kullandığı görülmektedir (Şekil 1.1). Leonardo da Vinci insan biyomekaniğini doğal pozisyonunda tanımlamış ve farklı pozisyonlarda insan yürüyüşünün temel mekaniği ile ilgili çalışmalar yürütmüştür. Klasik mekaniğin öncüsü

Isaac Newton, karmaşık mühendislik ve matematik prensiplerine dayanan yasalar geliştirmiştir. Newton Kanunları olarak literatürde yer alan yasalar biyomekanik hesapların yapılmasına zemin hazırlamıştır. Temel fiziğin olmazsa olmazı olan vektör ve vektör bileşenlerini geliştirmiş fiziksel açıdan yorumlamıştır. Bugün hala omurga biyomekaniğinde hesaplamalar vektör mantığı üzerinden yürütülmektedir (Naderi *et al.* 2012).



Şekil 1.1. Da Vinci nin tüm omurga (solda) ve sadece servikal kısım (sağda) tasviri (Naderi *et al.* 2012)

Hızla gelişen teknoloji ile birlikte, omurga biyomekaniği ile alakalı hesaplamaların yapılması çok daha kolay bir hal almıştır. 1943 lerde numerik bir analiz metodu olan sonlu elemanlar analizi Courant and Hilbert tarafından geliştirilmiştir. Çok karmaşık mekanik problemleri bu yöntemle hesaplanabilmiştir. Ayrıca kontrol edilebilir küçük parçalarla çözüm mantığına dayanan yöntem, omurga biyomekaniğine uygulanmıştır. Daha kolay ve hızlı sonuç veren çözümler türetilip bilgisayar destekli hesaplama yöntemlerinin gelişmesiyle beraber, sonlu elemanlar analizi kullanarak biyomekanik hesaplamaların bu ortama entegre edilmesi ilerleyen dönemde kaçınılmaz olmuştur (Naderi *et al.* 2012).

Omurgaya ait gerekli anatomi bilgisi, hastalık ve kusurların giderilmesinde önemli bir faktördür. Çalışma prensiplerine dair elde edilen bilgiler tedavi yöntemlerinin kalitesine yön vermiştir. Bu noktada çeşitli implantların kullanımı ve geliştirilmesine başlanmıştır. Çok farklı kategorilerde gelişen ve çeşitlenen türleri ile omurga implantları geçmişten günümüze hastalara umut olmuştur. Modern tıbbın bu alandaki başarısı, cerrahi müdahalelerde doğru implant kullanımı ile direkt ilişkilidir. Bu kapsamda spinal implantlar, travmaya bağlı ya da doğuştan gelen omurga kusurlarının giderilmesi amacıyla hastalarda kullanılmaktadır. Spinal implantlar hasarın şekline, cerrahi yönetime ve tedavi süresine göre sınıflandırılabilir. Bu tür implantlar var oldukları günden bugüne yeni buluş ve tekniklerle artmaya devam etmektedir. Bu kapsamda başarılı bir spinal implant üretimi iyi bir mühendislik gerektirmektedir. Başarılı bir tasarım cerrahi operasyonun niteliğini belirler ve direkt olarak hasta sağlığını etkiler.

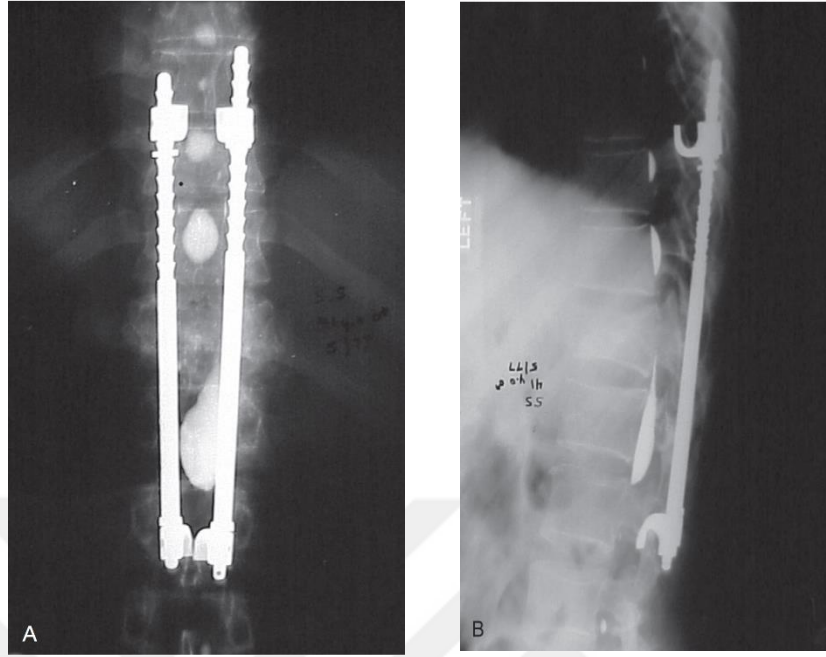
Omurgaya yönelik cerrahi müdahalelerin gelişimi üç basit hedef etrafında gerçekleşmektedir. Bunlar dekompresyon, cerrahi stabilizasyon ve bağlantı deformasyonunun giderilmesidir. Dekompresyon, kemik üzerinde açılan kanal vasıtasıyla sinirsel sıkışmanın önüne geçilmesidir. Stabilizasyon, cerrahi enstrümanların hastaya implante edilmesi işlemidir. Bağlantı deformasyonu, komşu omurlar arasında meydana gelen bozukluklar olarak tanımlanabilir. Son dönemde bu hedeflerin uygulanması için kullanılan günümüz teknolojisi, cerrahi gerektirmeyen metodların ilerlemesine katkıda bulunmuştur.

Geçmiş dönem implantasyonu 19. yüzyılın sonlarına dayanmaktadır. Bu döneme ait çalışmalar günümüz sistemlerinin gelişmesine öncülük etmiş, teknolojik ilerlemelerle çeşitli ekipmanlar türetilmiştir. 1891 yılında Berthold Earnest metalik malzeme kullanarak ilk cerrahi operasyonu gerçekleştirmiştir. Servikal dislokasyonu gidermek için gümüş teller kullanmıştır (Hadra 1975). 1908 yılında spondilitin deformasyonunu engellemek için Fritz Lange gümüş tellere ipek ekleyerek yeni bir spinal proses kullanmaya başlamıştır (Lange 1986). Don King spinal stabilizasyonda ilk vida kullanımını gerçekleştirmiştir. 1944 yılında ise lumbosakral füzyon tedavisi için faset vidayı gündeme getirmiştir (Kılınçer *et al.* 2005).

Bu dönem boyunca spinal cerrahi tümör, travma ve enfeksiyonun uygulamaları ile sınırlı kalmıştır (Matas 1951). Bu koşulların her biri benzer klinik ve cerrahi problemlerde yer almasına rağmen cerrahi dekompresyon ihtiyacını paylaşmışlardır. Son yüzyıl boyunca, omurganın cerrahi dekompresyonu, spinal cerrahinin risklerini üstlenmek için en yaygın gerekçelerden biri olmuş ve örneğin; laminektomi olarak adlandırılan omurga kanalının genişletilmesi işlemi başarılı bir teknik olarak çoğu kez kullanılmıştır.

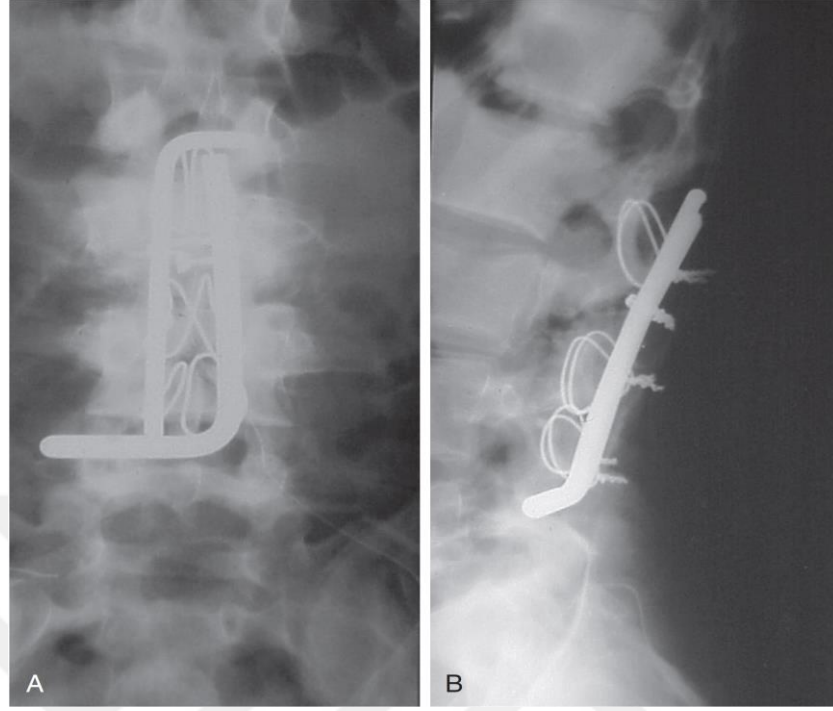
20. yüzyılda stabilizasyon için spinal füzyon kullanımı fikri Albee (Albee 1911) ve Hibbs'e (Hibbs 1911) atfedilmektedir. Bu erken operasyonlar hastalarda spinal deformasyon sürecini engellemek için uygulanmalarına rağmen, skolyoz ve travmatik kırıkların kontrolüne daha geç adapte olmuştur. Birçok ventral servikal füzyon teknikleri 1950 lerde tanımlanmıştır. Robinson ve Smith (Robinson *et al.* 1955) 1955'lerde kendi tekniklerini, Cloward (Cloward 1958) 1958 lerde servikal füzyon tekniğini tanıtmıştır. Sonraki dönemlerde stabilizasyonun temel ekipmanı olarak pedikül vida/rod ekipmanları tercih edilmeye başlanmıştır. Bu implant grubunun operasyonel başarısı çoğu cerrah tarafından tercih sebebi olmuş, farklı modifikasyonlarla geliştirilmiştir.

Harrington rodu dorsal torakolomber grup enstrümanı olarak 1975 yılında öncü rod sistemi olmuştur (Şekil 1.2). Travmatik yaralanmalarda ve dejeneratif hastalıklarda yaygın kullanılan sistem Paul Harrington tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistem belirli koşullardaki kullanımı beraberinde çeşitli sınırlamalar getirmiştir. Bazı düzlemlerde omurganın hareket kabiliyetini engellemesi en önemli eksikliği olmuştur (Verma *et al.* 2012).



Şekil 1.2. Anteroposterior (A) ve lateral (B) radyografi. L3 kırığında kullanılan Harrington rodunun kullanımı (Verma *et al.* 2012)

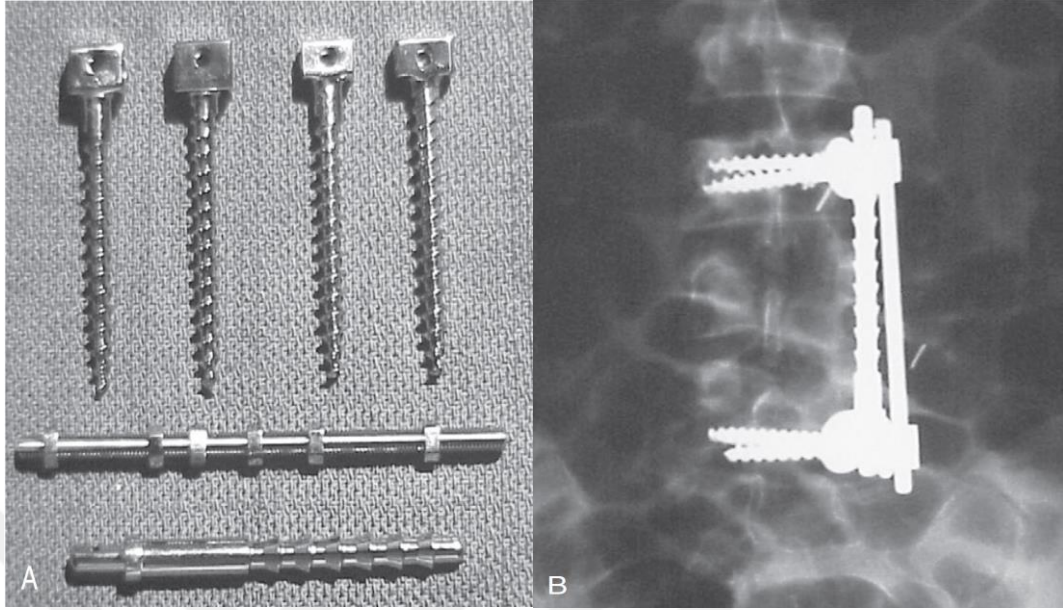
Eduardo Luque segmental spinal fiksasyon cerrahisinde 1970 lerin ortalarında önemli bir tasarım geliştirmiştir. Segmental fiksasyon sayesinde füzyon oranı artmış, yapısal hatalar azalmış, implantın düzeltici gücü gelişmiştir. Bu fiksasyon türü sagittal plan kontrolüne katkı sağladığı ve yapısal rijitlik açısından daha iyi sonuç verdiği için rod implantasyonunda geniş ölçüde uygulama sahası bulmuştur (Şekil 1.3). İlerleyen dönemlerde koronal ve sagittal ölçülerde meydana gelen deformasyonları azaltmak için daha esnek tel ile bağlanmış daha mukavim çoklu kanca-rod sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistem rodun rotasyonu vasıtasıyla deformasyonun düzeltilmesine katkı sağlamıştır. Skolyozun giderilmesinde çok önemli bir cerrahi enstrüman olmuştur (Verma *et al.* 2012).



Şekil 1.3. Anteroposterior (A) ve lateral (B) radyografi. L3 kırığında kullanılan Eduardo Luque tarafından geliştirilen sistemin kullanımı (Verma *et al.* 2012)

Yine skolyoz tedavisinde farklı bir tasarım olan Harrington enstrümanı vasıtasıyla gelişmiş ventral sistemde hastalığın önüne geçilebilmiştir. Dwyer bir kablo ile bağlanmış vidalar vasıtasıyla intervertebral fiksasyon sağlamıştır (Schafer 1978). Zielke sistemi ventral açıdan müdahalenin daha ileri bir konsepti olmuştur. Dwyer kablosundan daha rijit olan rod elemanı bağlantı için tercih etmiştir.

İlerleyen dönemde kısa rod kullanımı fikri doğmuş Kostuik-Harrington sisteminde yer alan Harrington kısa rodları ile birlikte daha fonksiyonel Harrington pedikül vidaları kullanılmıştır. John Kostuik kısa segment ventral fiksasyon cihazı ile sisteme katkıda bulunmuştur. Patlama sonucu ortaya çıkan kırıkların tedavisi ile kifotik deformasyonu düzeltilmesinde kullanılmıştır. Birinci roda paralel ikinci bir rod eklenilerek stabilitede artış elde edilmiştir. Yeni nesil sistemlerde greft üzerindeki bası ve kifotik deformasyonların giderilmesine yönelik farklı çalışmalar devam etmektedir (Verma *et al.* 2012).



Şekil 1.4. Kostuik-Harrington vida ve rod sistemi (A) ve lateral radyografi (B). L4 kırığında enstrümanın cerrahi stabilizasyonu (Verma *et al.* 2012)

Modern biyomekanik üzerine yapılan çalışmalar kas-iskelet hareket mekanizmasının anlaşılması açısından oldukça ilerleme göstermiştir. Yenilikçi spinal implantlar, spinal stabilizasyon amacıyla çok çeşitli iç fiksasyon konseptleri sunmaya başlamışlardır. Bu bağlamda yeni malzeme türleri ve dizaynlar ortaya çıkmış, daha başarılı cerrahi müdahaleler ve tedavi yöntemleri gelişmiştir. Günümüzde çok sayıda benzer prensipler sonucu ortaya çıkan farklı tasarımlarda pedikül vida sistemleri mevcuttur. Bu sistemlerin özellikle biyomekanik açıdan avantajları ve dezavantajları geniş bir çalışma konusu olmuştur.

Enstrümantasyon tüm omurga cerrahisinin tıbbi araçların kullanımı noktasında vazgeçilmezdir. Spinal implantlardaki gelişmeler, omurga mekaniğinin daha iyi anlaşılması ve cerrahi tekniklerdeki ileri teknoloji sonucu sürekli kendini yenilemektedir. Doktor ve hasta için spinal cerrahinin erişilebilirliği, daha kapsamlı operatif belirtiler ve cerrahi veriler teknik gelişmelerin elde edilmesinde öncü faktörlerdir. Doğuştan gelen bozukluklar, dejenerasyonlar, tümörler, spinal travmalar gibi durumlarda sıklıkla stabiliteyi yeniden sağlamak ve omurgayı doğru hizaya getirmek için implant kullanımı gereklidir. Zorluk derecesi fazla olan her operasyon

gelecek nesil ekipmanların geliştirilmesine katkı sağlamıştır. Cerrah tarafından görülen zorluklar ya da eksikliklerin varlığı, eski sistemlerin modifiye edilmesini belki de tamamen değiştirilmesi yönünde çalışılmasını gerektirmiştir. Bu noktada segmental fiksasyon, modülerite ve çok eksenli rotasyon yenilikçi cihazların tasarım parametrelerinin en önemlileri olmuştur (Gokaslan *et al.* 2011).

Geçmiş dönem implantları, rijitlikleri çok yüksek ve günümüzde kullanılan malzemelere göre daha ağır materyallerden elde edilmiş yapılarıdır. Örneğin, Harrington rod sisteminde kancalar kullanılmış, omurganın dinamik yapısı göz ardı edildiğinden, bu yapılar ankastre şeklinde bağlanmışlardır. İki noktada fiksasyon modeli kullanılmış, kuvvet dağılımı göz ardı edildiğinden, omurga ve implantta yüksek miktarda gerilmeler oluşmuş “flat-back” sendromu olarak adlandırılan fiksasyon sonrası sorun meydana gelmiştir. Sonraki dönemlerde çoklu fiksasyon yöntemleri geliştirilmiş ve yükün dağılımı sağlanmıştır. Cotrel-Dubosset implant sisteminde distraksiyon ve bası kuvvetinin kombinasyonu dikkate alınarak bir çengel konfigürasyonu geliştirilmiştir. Böylece, implantın hasar oranında azalma sağlanmış ve deformasyonu giderme kabiliyeti artırılmıştır.

Teller ve kancalar yerine vidaların kullanımı mekanik açıdan alternatif olmuştur. Yine omurga hasarında kullanılan rodlar hastanın omurga eğriliğine göre ayarlanır, kişiden kişiye göre değişen spinal segmentler ideal dengeye getirilmeye çalışılır. Vida ölçüleri omurga türüne ve optimal biyomekanik hesaplara göre belirlenir (Verma *et al.* 2012).

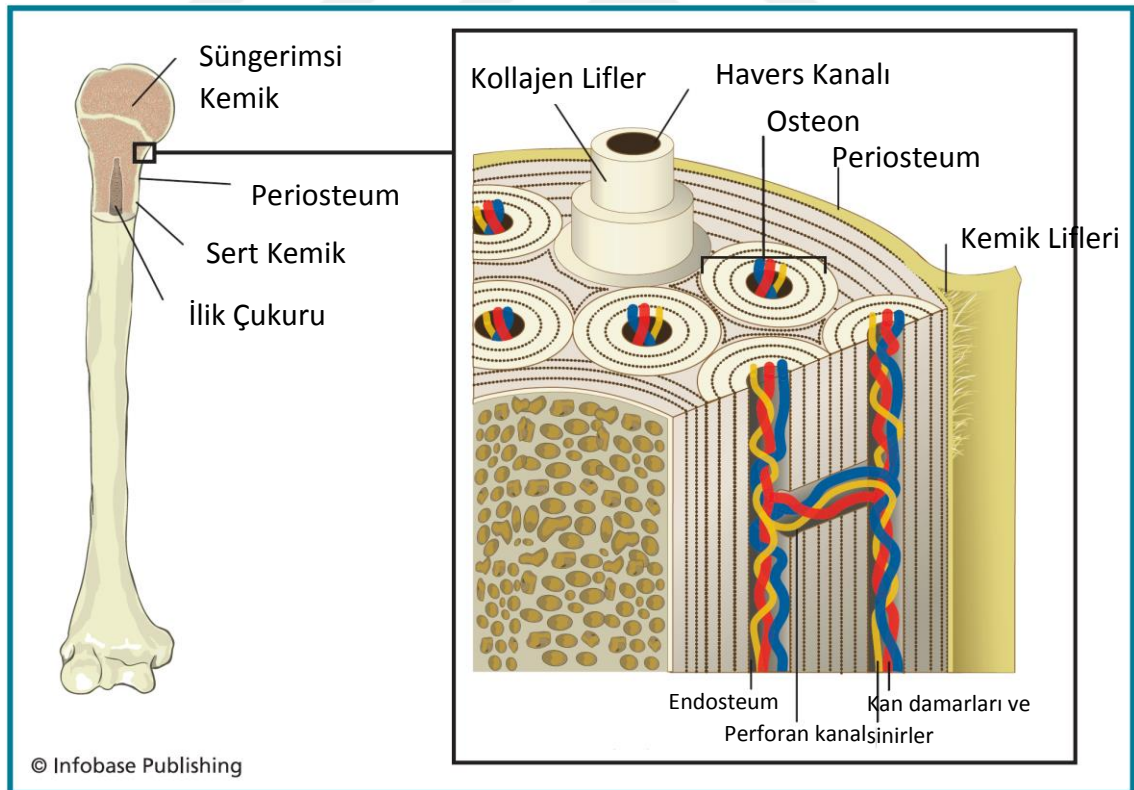
Geçmiş on yılda önemli ölçüde değişime uğramış omurga cerrahisi, deformasyonun giderilmesinde kullanılan cerrahi enstrümanların mekanik özelliklerini ideal ölçülere getirmeye çalışmıştır. Segmental fiksasyonda çok eksenli vida kullanımı müdahalelerde çığır açmış, çok başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ancak teknolojinin ve malzeme biliminin hızlı gelişimi, çok daha başarılı implantların üretilmesine olanak tanımıştır. Bu bağlamda yerel terapilere ve güvenilir spinal enstrümanlara her geçen gün bir yenisi daha eklenmiştir. Gelişen malzeme teknolojisi çok daha hafif ve mukavim implantların üretilmesine olanak tanımıştır.

Literatür araştırmalarından da anlaşılacağı üzere, omurga kusurlarının ve hasarlarının tedavisinde farklı pek çok implant sistemi tasarlanmış/önerilmiş ve kullanılmıştır. Günümüzde, spinal implantlar omurga cerrahisinde vazgeçilmez bir enstürman haline gelmiştir. Ancak, günümüzde sıklıkla kullanılan ve temel olarak vida-rod-ara bağlantı elemanından oluşan mevcut spinal sistemler; tedavi ve sonrasındaki süreçte bir çok avantaj yanında dezavantajı da beraberinde getirmektedir. Özellikle, çok rijit bir bağlantı sağlayan spinal implant sistemleri; omurganın hareketsiz kalması, implantasyon sonrası ağrı ve omurlarda eklem kaybı gibi pek çok olumsuz duruma sebep olmaktadır. Bu sebeplerle; bu çalışmada, klasik spinal sistemlerin eksikliklerini gidermeyi amaçlayan bir spinal sistem tasarlanmıştır. Bu amaçla, posterior kolon üzerindeki bir cerrahi müdahalenin ekipmanı olan pedikül vida/rod sistemi üzerinde yoğunlaşılmış olup, benzer sistemlerin performanslarının üzerine çıkması hedeflenen tamamen yeni bir tasarım geliştirilmiş ve önerilen tasarımın statik çekme ve basma durumlarındaki performansı teorik olarak analiz edilmiştir. Bu inceleme için; yeni spinal sistemin tasarım aşamasında SolidWorks 2014 yazılımı kullanılmış ve elde edilen üç boyutlu spinal implant tasarımı, ANSYS Workbench 15.0 yazılımı kullanılarak yapısal olarak analiz edilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Kemik ve İskelet

Kemik doku oldukça sert ve rijit özelliktedir ve bu yapı bu yapı her noktada homojen özellik göstermez. Kesit incelemesinde çeşitli kanalların varlığı ve bunlar arasında karmaşık bir uyumun olduğu belirlenebilir ve her bir kanal iki parçaya sahiptir (Şekil 2.1). Osteon olarak adlandırılan formdan bir dizi eş merkezli halkalar dış kısmı oluşturur. Kemiğin uzun eksenine boyunca paralel uzanan silindirik şeklindeki osteonların merkezi Havers kanalı olarak isimlendirilir. Havers kanallarından sinir ve kan damarlarının geçişi gerçekleşir (Stewart 2009).



Şekil 2.1. Kemik dokunun kanallar ve liflerin konumu (Stewart 2009)

Osteon güçlü bir yapıdır. Kollajen liflerden oluşan eş merkezli halkaların katmanları bağ dokuların kompozisyonudur. Bu kanallar düz bir hat şeklinde değil, spiral ya da helis olarak konumlandırılmıştır. Bu yapı osteonun dayanımına katkı sağlar. Kemik kesiti incelendiğinde Havers kanalları dışında bir grup kanal daha vardır. Bunlar ise Havers kanallarını birbirine bağlayan enine küçük damarlardır. Periosteumdan kemiğe giriş yapan sinirler ve kan damarlarını içerir.

Vücutta bulunan kemiklerin çoğu, konumu ve maruz kaldıkları yükler açısından farklı işlevsellikler kazanmışlardır. Omurga vücudu ortadan tam simetrik bölmesine rağmen, aynı kemik grupları arasında bile farklılık görülebilir.

İnsan iskelet yapısı diğer omurgalılardaki gibi iç iskelet (endoskeleton) olarak adlandırılır. Vücudumuzda 206 kemik bu iskelet sistemi içerisinde büyük bir uyum içerisinde çalışır. Tüm bu kemiklerin her birinin özelleşmiş görevleri vardır. Beyin, kalp, akciğerler gibi çoğu organı korumanın yanı sıra iskelet kaslarının çalışmasına katkıda bulunmak için birer yapışma noktası ve kaldıraç fonksiyonu görevini üstlenirler. Kemik dokusunun üçte biri organik, kalan kısmı ise inorganik maddelerden oluşur. Organik kısmın %95 lik dilimi kollajen lifler ile amorf (substantia fundamentalis) maddeden oluşur. İnorganik kısım ise kemiğe sertliğini veren kalsiyum fosfat (%80-85), kalsiyum karbonat (%10) ile çok daha az miktarlarda magnezyum ve kalsiyum floridden oluşur. Kemikler bu maddelerin yanı sıra, A, D ve C vitaminlerini içerirler. Kalsiyum tuzları ve D vitamini kemik sertliğini artırır ve kemik deformasyonlarını azaltır (Stewart 2009).

2.1.2. Kemiklerin sınıflandırılması

Kemik dokusu temel olarak 2 ye ayrılır (Şekil 2.2 ve Şekil 2.3):

- Sert kemik; kemik duvarının formunu oluşturur. Homojen ve yoğundur.

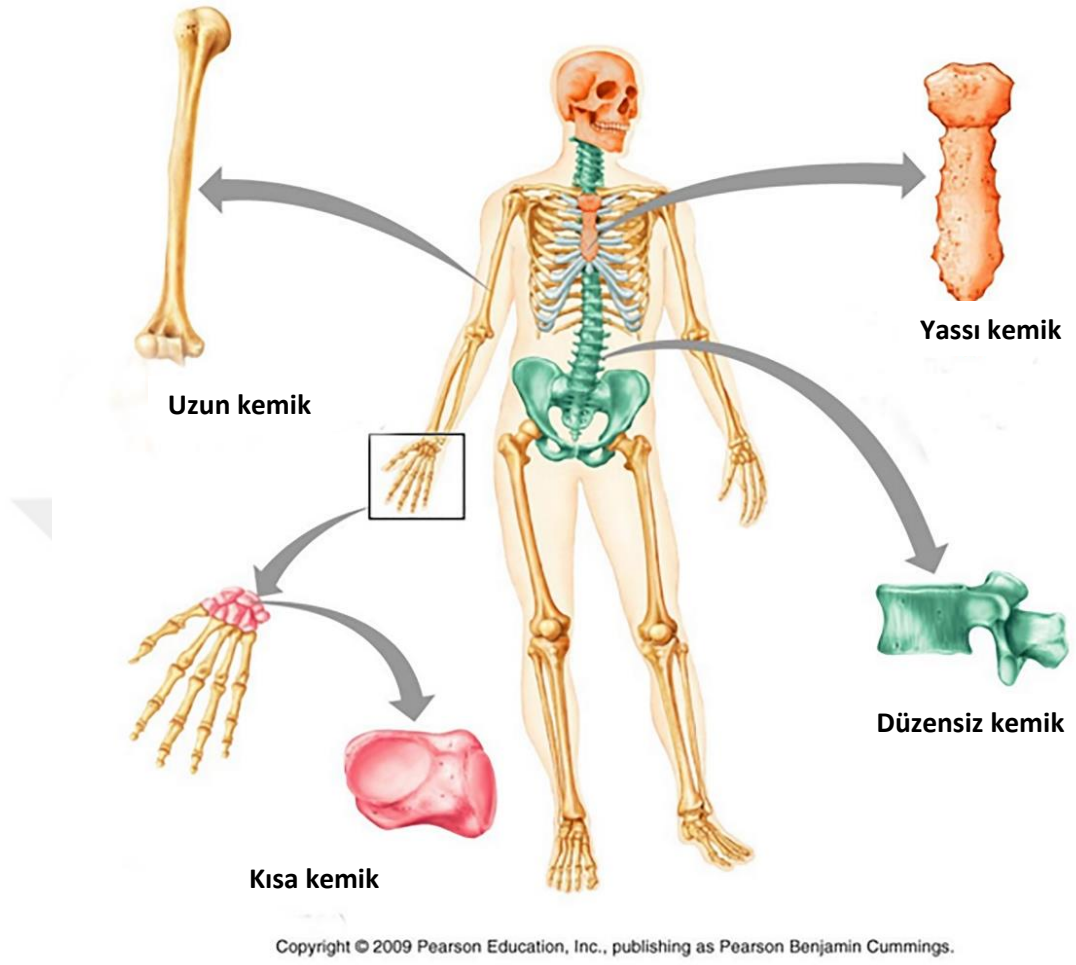
- Süngerimsi kemik; normal kemiğin iç kısmında bulunur. Kemik doku bulundurmayan boşluğu çepeçevre saran kemiğin iç içe geçmiş ince dilimlerinden oluşur.

Şekle göre sınıflandırma yapılırsa:

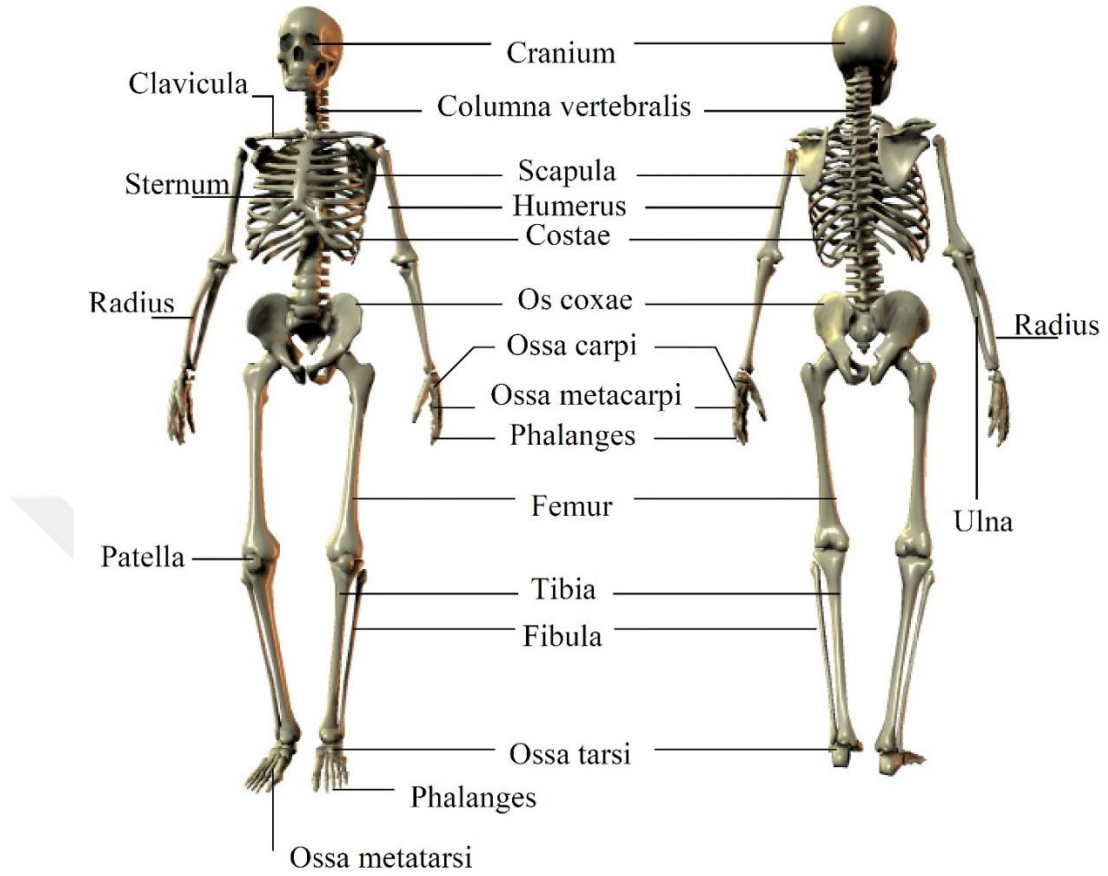
- Uzun kemikler, kısa kemikler, yassı kemikler ve düzensiz kemikler olmak üzere 4 farklı grup altında incelenebilir.
- Uzun kemikler; vücutta uzunlukları genişliklerine oranla daha fazla yer kaplayan gruptur. Kol ve ayak bilekleri hariç tüm kol kemikleri uzun kemiklerdir.

Kısa kemikler; ek ve ayak bileklerinde yer alırlar. Küp şeklindeki kemiklerdir.

- Yassı kemikler; ince yassı ve genelde kıvrımlı yapıdadırlar. Göğüs kaburga ve kafatası kemiklerinin bazıları bu yapıdadır.
- Düzensiz kemikler; şekillerine göre hiçbir kategoriye girmeyen kemiklerdir.



Şekil 2.2. Geometrik özelliklerine göre kemik türleri (Droual *et al.* 2009)



[c] JurajArtner.com

Şekil 2.3. İskelet sistemini oluşturan tüm kemikler (Juraj *et al.* 2002)

2.1.3. Kemiğin Görevleri

Çizelge 2.1. Kemiğin Görevleri

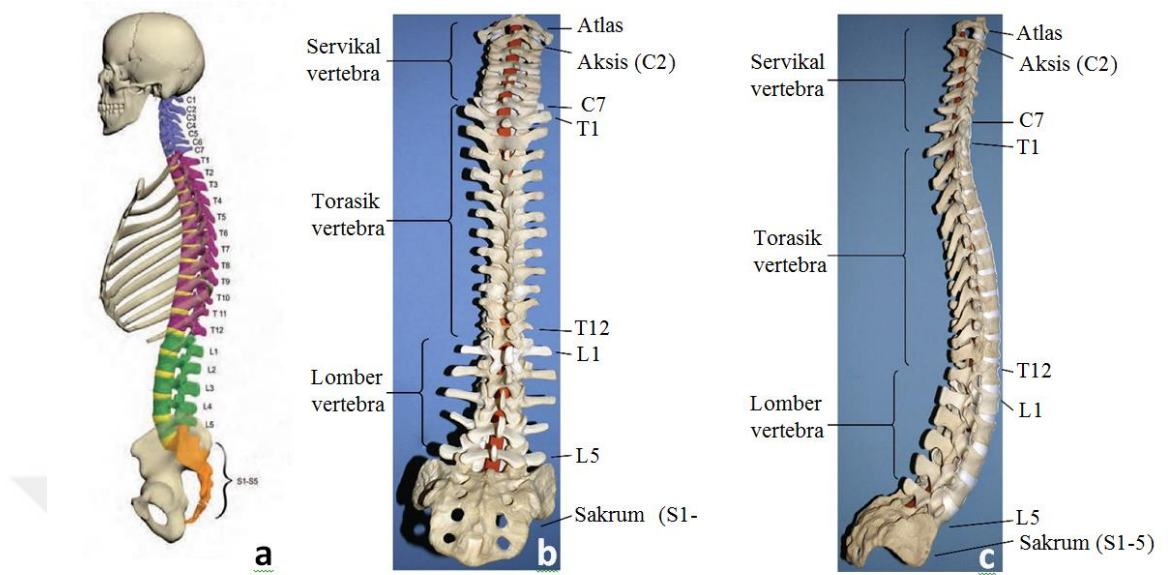
Destek	Vücudun mevcut şeklinin korunmasında yumuşak dokulara destek olurlar.
Koruma	Vücut boşluklarındaki organları korurlar.
Hareket	Kaslar kemikler vasıtasıyla sağlam yapışma yeri bulur, ve kasılarak hareketi oluştururlar.
Mineral deposu	Kalsiyum, fosfor ve belli bazı mineraller için depo vazifesi görür. Kan ile kemikler arasındaki kalsiyum alışverişi sağlıklı bir yaşam için çok önemli bir parametredir.

Çizelge 3.1 (devam)

Kan hücrelerinin üretimi	Yaşamsal bir süreç olup kırımızı kemik iliğinde gerçekleşir. Yetişkin bireyde miyeloid doku belli bazı uzun kemiklerin epifizlerinde, kafatası kemiklerinde, sternum ve kaburgalarda bulunur.
---------------------------------	---

2.2. Omurga

Omurga otuz üç omurun beş farklı anatomik bölgede dizilmesi ile meydana gelmiştir (Şekil 2.4). 7 servikal (C1-C7), 12 torasik (T1-T12), 5 lomber (L1-L5), 5 sakral (S1-S5) ve 4 koksigeal kemik omurgayı tamamlar. Yetişkin omurgasının oluşumunda utero gelişimi büyük rol oynar. Birincil eğriliğe katkı sağlayan kifosis torasik ve sakral bölgelerde yer alır. Utero gelişiminden sonra küçük yaşlarda birincil gelişim devam eder ardından ikincil gelişim başlar. Dik pozisyonda ve başın ağırlığı neticesinde ortaya çıkan kuvvetlerden dolayı servikal ve lomber bölge lordozu büyük önem taşır. Vücut dik dururken, yatay konumda bakıldığında lomber ve servikal omurganın pozisyonu net bir şekilde tespit edilebilir. Bu anatomik özellikler her zaman stabil değildir ve bireyden bireye değişkenlik gösterebilir. İntervertebral diskler ve vertebral gövdeler doğuştan gelen anormallikleri barındırabilir. Kaslardaki düzensizlikler, nörolojik bozukluklar, yaşa bağlı vertebral değişimler gibi etkenler de sonradan oluşabilecek hasarları tetikler (Wardak *et al.* 2012).



Şekil 2.4. Omurganın anatomik bölümleri

(a). Dorsal açıdan lomber, torasik ve servikal kısımlar (b) .(Courtesy of Christopher Espinosa, Exponent, Inc.). Lateral açıdan lomber, torasik ve servikal kısımlar (c) (Wardak et al. 2012)

Omurga esnekliği bölgeden bölgeye ve anatomik kısıtlara göre değişir. Servikal kısım başın hareketine katkı sağladığı için en büyük esnekliğe sahip bölgedir. Hatta atlas ve aksis omurları bu hareket için diğer omurlardan farklı olarak özel geometriye sahiptir. Torasik kısım göğüs kafesi ile bağlandığından daha rijit bir yapıdadır.

2.3. Omurlar

Omurlar, sinir kökleri ile omuriliğinin korunması, desteklenmesi ve omurga hattı boyunca stabilizasyonu sağlamak amacıyla dizayn edilmiştir. Bası kuvvetleri üst üste yığın halde duran omurlar için çok kritiktir. Dikey olarak omurların birbirlerine göre konumları mevcut kuvvetlere karşı direnç sağlanabilmesi için düzenlenmiştir. Alt trabeküler kısımdaki süngerimsi kemik, vertebral ağırlık ve mekanik destek arasındaki uyuma izin verir. Vertebral gövdedeki çakışık tüm yapılar bası altındaki yük dayanımında rol oynar. Dik pozisyondayken omurdaki ön kolon, vücut ağırlığını leğen kemiğine doğru taşır. Arka kısımdaki yapı ise omuriliğin korunmasına yardımcı olur.

Ayrıca omurun arka ve ön kolonları boyunca paraspinal kas sisteminin kasılma transferini gerçekleştirerek, bir gerilme bandı ve kaldıraç olarak görev yapar.

Spinal kanalın yan duvarı ve vertebral gövdenin üst kısmından yükselen pediküller, arka bölgede kılçıklı birimleri oluşturur. Lamina olarak adlandırılan kısım eklemler arası parslardan büyür ve spinal kolonun arka duvarından birleşerek şekil alır. Laminanın birleşme noktası (spinöz proçes yükselir), bağ ve kas yapılarının birleşme noktalarına destek verir. Arka ve çapraz bölgeler arasındaki ilişki özel yapıdaki omurlarda da mevcuttur. Pedikül ve vertebral gövdenin birleşme noktasından çapraz servikal proçesler yükselir. Servikal spinöz proçes eş iki parçaya bölünmüştür. Bu sayede servikal bölgenin esnekliği kabiliyeti artar. Torasik ve lombar çapraz proçesler arka planda farklı anatomik ilişkiye sahiptir. Omurga için stabilite ve hareket kabiliyeti aynı zamanda kas bağlantıları ve benzer ligamentlerin çapraz proçesleri tarafından kontrol edilmektedir (Wardak *et al.* 2012).

2.3.1. Atlas (C1) ve aksis (C2)

Bu iki omurun varlığı, başın ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerini gerçekleştirmesinde son derece önemli bir yere sahiptir. Bunun yanı sıra daha birçok hayati fonksiyonun devam etmesinden sorumludurlar. Atlas omurunun ventral gövdesindeki boşluğa rağmen yanal massa kısmının üst faset yüzeyleri kafatasına destek verir. Atlasın çapraz proçesi vasıtasıyla, çapraz foramen içinden vertebral arterlerin geçişi gerçekleşir. Üst ve alt eğik kaslar çapraz proçeslere bağlanır. Atlas hidrostatik olarak kafası ve aksis arasında tutulur.

Aksis ikinci servikal vertebradır. Atlas ve aksis arasında yer alan eklem atlantoaksiyal olarak bilinir ve servikal bölgenin üst kısmında stabiliteyi sağlar, servikal rotasyona destek verir. Ayrıca aksisin spinöz proçesindeki kas bağlantıları yine bu bölgedeki dengeyi sağlar. Atlas gibi, vertebral arterlere yataklık görevi yapar (Wardak *et al.* 2012).

2.3.2. Servikal omurlar (C3-C7)

Bu omurlar C1 ve C2'den sonra dizilen, kalan servikal bölgeyi oluşturan benzer anatomik özellikleri sahip omurlardır. Kademeli bir şekilde büyüklükleri arta ve servikal bölgeyi tamamlarlar. Daha büyük omurlar vücut ağırlığını daha fazla taşırlar. Pediküller vertebral gövdenin orta noktasından yükselir ve kısadır. Lamineler oldukça dardır. Spinöz süreçler ikiye bölünmüştür. C7 omuru grup içerisinde en büyük olandır. Çapraz süreçler atlas ve aksisinkine benzer. Vertebral foramenler vertebral arterlerin geçiş hattını oluşturur. Faset eklemleri yatay konumlanmıştır, faset kapsülü zayıftır bu da servikal omurgada mobiliteye izin verir.

Servikal omurgada hareketin ölçüsü; yaşa, cinsiyete ve ölçüm metoduna göre değişiklik gösterir. Servikal omurga toplamda 151 derecelik rotasyon, 126 derece kadar ise fleksiyon-ekstansiyon hareketi yapar. Tek yönde hareket ele alınırsa, sağ-sol rotasyon ve yan eğilme (ortalama) toplam değerlerin yarısı kadar hareket edebilir. Servikal omurga için ekstansiyonun hareket alanı fleksiyondan daha fazladır (Wardak *et al.* 2012).

2.3.3. Torasik omurga (T1-T12)

Omurganın diğer kısımlarına göre yapısında en fazla omur bulduran kısımdır. İlk dört torasik omur bazı yönleriyle servikal bölge özelliklerine sahiptir. Son dört omur ise lomber özelliklere geçiş yapmıştır. Bu bölgedeki lamina servikal bölgeye göre daha geniştir. Torasik vertebranın spinöz süreçleri yatay düzlemde değişkenlik gösterecek biçimde düzenlenmiştir. Torasik fasetler öncelikli olarak koronal planda yer alır. Ancak gelişim, lomber omurganın eklem noktalarının yakın bölgelerinde gerçekleşmiştir (Wardak *et al.* 2012).

2.3.4. Sakrum ve koksiks

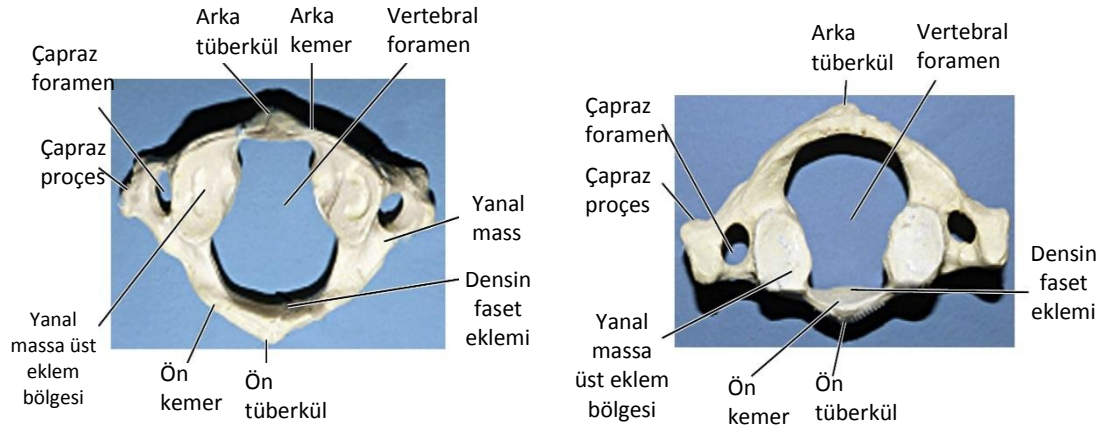
Beş omur, kostal ligamentler ve çapraz proçesler sakrumu oluşturmak amacıyla birleşmiştir. Sakral gövdeler çapraz bir hat vasıtasıyla ayrılır. Omurganın sakrumdaki eşsiz füzyonu, leğen kemiği stabilitesinin ve mukavemetinin artmasını sağlar. Koksiks omurgayı tamamlayan son bileşen olduğu için genelde kuyruk kemiği olarak anılır. İlk koksijeal eleman diğerlerinden ayrılabilir. Kuyruk kemiği, pelvis kasların bağlanmasına yardımcı olur (Wardak *et al.* 2012).

2.3.5. Vertebral uç tabaka

Bu tabaka, intervertebral diskin kıkırdak ve vertebral gövdenin kortikal bileşenlerinin kompozisyonudur. Yüzeyi konkav bir geometriye sahip vertebral gövdenin kortikal kısmındaki yaklaşık olarak 1.3 mm'lik katman intervertebral diskin ince kıkırdaksı yüzeyi ile kaynaşmıştır. İntervertebral diskler kan ile beslenme açısından yetersizdir. Beslenme vertebral uç plaklardan pasif difüzyon yoluyla gerçekleşir. Yaşlanmaya bağlı olarak, uç plakanın difüzyon kapasitesi azalır ve diskin beslenmesi riske girer. Disk boşluğu daralır (Wardak *et al.* 2012).

2.3.6. İntervertebral diskler

İntervertebral diskler omurun en önemli elemanlarından. İntervertebral hareket ve tüm yönlerdeki yüklere karşı direnç sağlar. 23 adettir. C2 ve C3 arasında başlar; genişleyerek devam eder, son disk L5-S1 arasındadır. Yaklaşık olarak omurga yüksekliğinin %20-%33'ünü oluşturur. Disklerin şekilleri omur bölgesine göre değişir. Servikal ve lomber bölgelerde elipsoit, torasik bölgede yuvarlatılmış üçgen görünümündedir (Şekil 2.5). Uç plak kıkırdaksı yapıdadır. Ayrıca disk annulus fibrosus ve nucleus pulposus adı verilen bileşenleri içerir. Her bileşen diğeri ile bağlantılıdır. Yaşla birlikte, intervertebral disklerin farklı bölgeleri yıpranır ve hidrasyon azalır (Wardak *et al.* 2012).



Şekil 2.5. Omurda anatomik bölgeler (Wardak *et al.* 2012)

2.4. Omurgada İmplantasyon

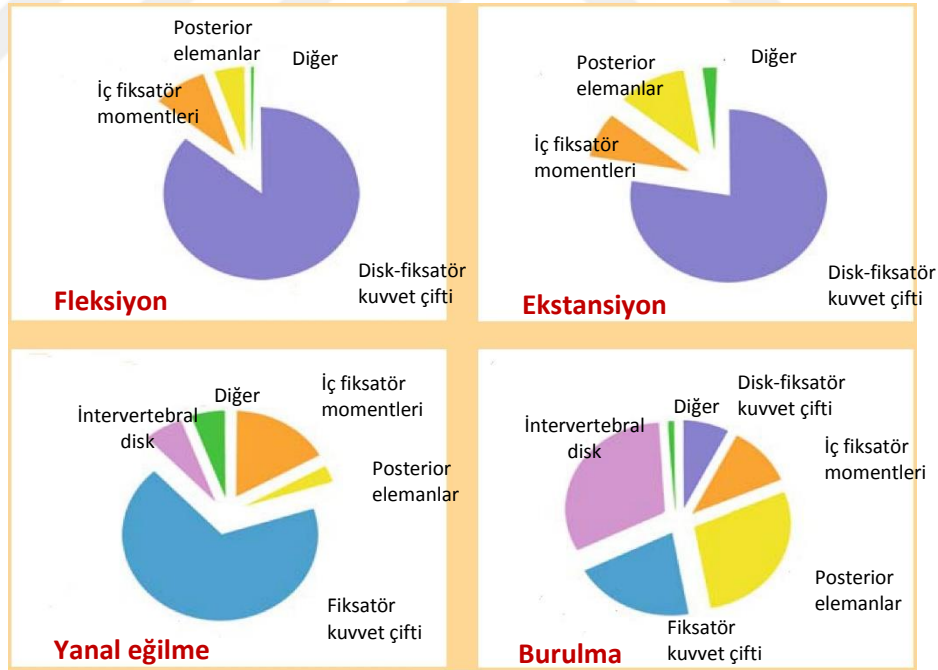
Omurga için implantasyon, metalik veya metalik olmayan enstrümanların omurgaya çeşitli teknikler vasıtasıyla entegre edilmesi olarak açıklanabilir. Bu cihazlar genellikle omurga stabilitesine katkı sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Günümüz cerrahi teknikleri çok farklı yöntemlerle farklı hastalıklara yönelik müdahaleye imkan tanır. Tüm bu yöntemler omurga biyomekaniğinin irdelenmesi sonucu gelişmiştir. Mevcut sorunun giderilmesi maksadıyla üretilen implantların herkesçe kabul gören testleri (Panjabi 1988) yapılmış ve bu testler üç temel başlık altında gerçekleştirilmiştir:

- İmplant dayanımı
- Yorulma
- Spinal stabilitenin yeniden düzenlenme kabiliyeti

İmplant açısından başarılı bir müdahale ve operasyon sonrası iyileşme süreci için yapılan biyomekanik testler yukarıdaki maddeler ışığında gerçekleştirilir. Bu çerçevede ekipmanlar tasarlanıp, üretilmektedir. Doğru cihaz ve implantasyon seçimi hasar sonrası biyomekanik kayıp ile doğrudan ilişkilidir. Günümüz cerrahi müdahalelerinde beklentiler, füzyon olmaksızın gerçekleştirilen operasyonların çevresinde yoğunlaşmıştır. Bu amaçla spinal artroplastisi ve posterior dinamik sistemler

uygulanmaya başlanmıştır. Bir spinal enstrümantasyon; omurga yapısının bütünlüğü tehlikeye girdiğinde destek sağlamalı, doğru omurga konumunu bozacak şekilde implante edilmemeli ve omur kısımlarında ağrıya sebebiyet veren anatomik yapı bozukluklarını elimine etmelidir.

Spinal implantların tasarımında ve bölgesel müdahale için uygun modelin seçiminde, yük-moment çifti büyük rol oynar (Şekil 2.6). Günlük fiziksel aktiviteler esnasında hasta üzerindeki enstrüman üç ekseninde de yüke maruz kalır. Bası kuvvetleri distraksiyona göre daha etkindir. Momentler ise genelde fleksiyon-eğme esnasında oluşur. Fleksiyon ve ekstansiyon esnasında omurga yükleri disk ile bir kuvvet çifti taşıyan fiksator tarafında eşit ve zıt yönlerde taşınır. Toplam yükün az bir kısmı posterior elemanlar yoluyla ya da implantın eğilmesi ile transfer olur. Burulma yükünde ise yük dağılımı implant kuvvetleri arasında paylaşılır (Haschtmann *et al.* 2008).



Şekil 2.6. Omurganın hareketi esnasında rod/pedikül vida ve anatomik yapı arasında yük dağılımı (Haschtmann *et al.* 2008)

2.5. İmplantasyon Türleri

Hasar bölgesi ve yük analizi kriterine göre spinal enstrümanların tasnifi aşağıdaki gibidir:

<u>Posterior Stabilizasyon</u>	<u>Anterior Stabilizasyon</u>
<ul style="list-style-type: none"> • Pedikül vidalar • Translaminar ve transartiküler vida • Oksipitoservikal fiksasyon 	<ul style="list-style-type: none"> • Vücut içi füzyon • Korpektomi füzyonu

Şekil 2.7. İmplantasyon türleri

2.6. Posterior Stabilizasyon

Omurgada posterior kolon bölgesinde gerçekleştirilen cerrahi müdahaleler sonucu hastaya İmplantasyon yapılır. Rod/pedikül vida yanal massa vidaları gibi sistemler kullanılır. Bu müdahalelerde anterior bölümün desteği yadsınmaz. Anterior enstrümantasyonun bir ölçüsü olan PLIF (posterior lumbar interbody fusion) tatbik edilir. Hekim hatasından dolayı dorsal yapıdaki destabilizasyonun önüne geçilmesi amacıyla ek posterior stabilizasyon uygulanabilir (Haschtmann *et al.* 2008).

2.6.1. Pedikül vidalar

Spinal füzyon cerrahisinde vida kullanımı Roy–Camille iç fiksator olarak Magerl ve takiben Luger ve Dick in çalışmalarıyla gündeme gelmiştir. Bu tekniklerle beraber omurgaya ait bozuklukların giderilmesinde daha güvenli ve etkili tedavi şekilleri gelişmiştir. Çeşitli vida/rod sistemleri beraberinde farklı stabilizasyon özelliklerinin kullanılmasını sağlamıştır. Her yeni sistemle beraber omurganın kendine özgü geometrik yapısına en az derecede müdahale edilmeye çalışılmıştır. Ancak korpektomi

ve bisegmental enstrümanların implantasyonundan sonra fleksiyon açısında %85, ekstansiyon açısında %81, yanal eğilme hareket açısında ise %51'e kadar azalma görülmüştür. Daha sonraki çalışmalar ile implantasyona uğrayan omur olmasa bile dokunulmamış omurda fleksiyon/ekstansiyon hareketi için %21'lik bir artış elde edilmiştir.

Pedikül vidaların stabilitesinde diğer bir önemli konu ise pull-out dayanımıdır ve direk olarak kemiğin yoğunluğu ile ilgilidir (Halvorson *et al.* 1994). Ayrıca uygun implantasyon yönü bu tip cerrahi müdahalelerde bir diğer etkindir. Seçilen yol konverjan vida yörüngesi olarak anılır. Bu tekniğin yanı sıra stabiliteyi bozacak kaymaları engellemek amacıyla dört- bar mekanizması ve köprü bağlantısına sahip rod sistemleri kullanılmaktadır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Konverjan yörünge ve vida
(a). Dört bar mekanizması (b). İki köprüye sahip rod sistemi (c)

Torakal bölge için implantasyon daha karmaşık ve risklidir. Çünkü bu bölgeye ait omurların pedikül bölgeleri morfolojik açıdan farklı varyasyonlar gösterir. Ayrıca yüzey alanı olarak daha küçüktür. Bu nedenle alternatif bir yöntem kullanılmaktadır (Şekil 2.9). Ekstrapediküler vida yörüngesi olarak adlandırılan farklı bir yön tercih edilir. Dvorak ve arkadaşları tarafından ilk kez tanımlanmıştır. Uzun vida gövdesi ve daha fazla vida açısı ile tutunma artırılmıştır. Bu tekniğin yanı sıra torasik omur bölgesinde laminer kancalara kullanılmaktadır. Vidada üç eksenli kuvvetlere karşı direnci artırmak için geliştirilmiştir.

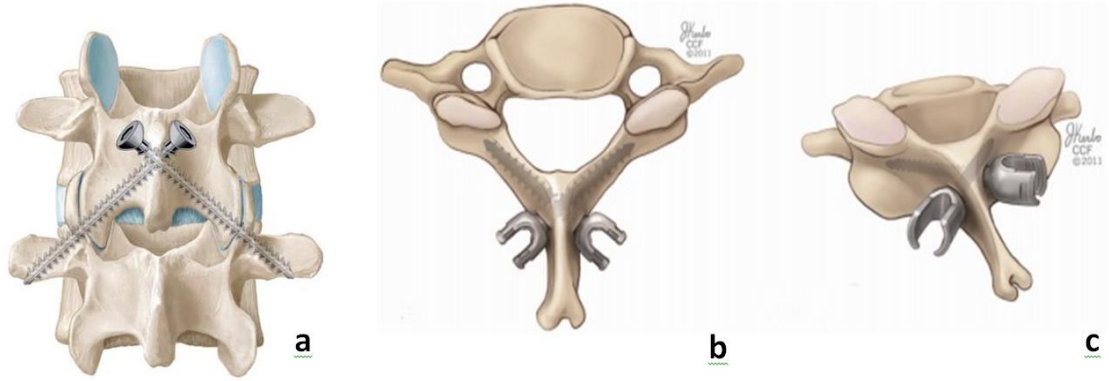


Şekil 2.9. Torakal bölge için çengeller (a). Ekstrapediküler vida yörüngesi (b).

2.6.2. Translaminar ve transartiküler vidalar

Genelde Anterior füzyon tekniklerinde tamamlayıcı elemandır. Tüm yönlerdeki yüklemelerde faset noktaları stabilizasyonunun kontrolünü elinde tutar (Rathonyi *et al.* 1998). Yetersiz faset eklemleri kesme translasyonuna sebebiyet verir. Bu vidalar sabitleme vidaları olarak kullanılır. Kemik içerisinde uzun bir kanal içinde yer alır. İlk kez D.King ve sonraki dönemde H.Boucher tarafından kullanılmıştır (Boucher 1959). Translaminar faset eklem vidasının implantasyon yeri, 1980’de Magerl tarafından geliştirilmiş ve yaygın kabul görmüştür (Magerl *et al.* 1980).

Anterior füzyonda tekil olarak kullanılan kafes yapısındaki implantların, aksenel rotasyon ve ekstansiyon kontrolünde zayıf oluşu nedeniyle; ek olarak stabilizasyonu artırmak amacıyla destek için bu tip vidalar (Şekil 2.10) kullanılır (koruyucu füzyon) (Rathonyi *et al.* 1998). Ancak translaminar vidaların stabilizasyon özellikleri fleksiyonda ve rotasyonda düşüktür (Kandziora *et al.* 2005).



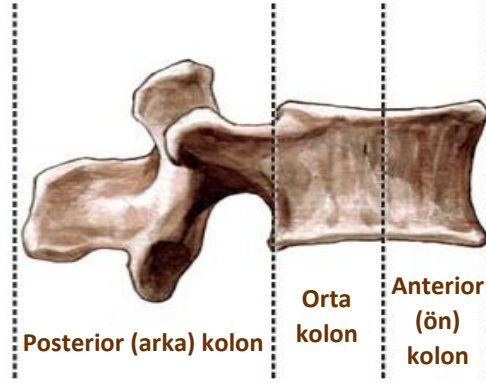
Şekil 2.10. Koronal (a) aksel (b) ve bilateral (c) planda translaminer vida pozisyonu (Williams & Wilkins 2012)

2.6.3. Oksipitoservikal fiksasyon

Saf kemik grefti ile birlikte giyilebilir tekniklerin gelmesinden sonra gelişen fiksasyondur. Başlangıçta rod elemanı olmaksızın, daha sonraki dönemlerde çelik rodlarla birlikte kullanılmaya başlanmıştır; akabinde plaka/vida enstrümanı ve plaka-rod/vida grubu son zamanlarda tercih edilmiştir. Bu fiksasyon Minerva ceket ve halo fiksatorü gibi dış fiksatorlerle desteklendiğinde daha başarılı stabilizasyon sağlanmıştır. Yanal massa vidaları, pedikül vidalar ve transartiküler vidalar alt laminer çengellere veya alt laminer bağlantıya göre daha üstündür (Oda *et al.* 1999). Bu fiksasyon türü mono ya da bikortikal vidaların kullanımına dayanır.

2.7. Anterior Stabilizasyon

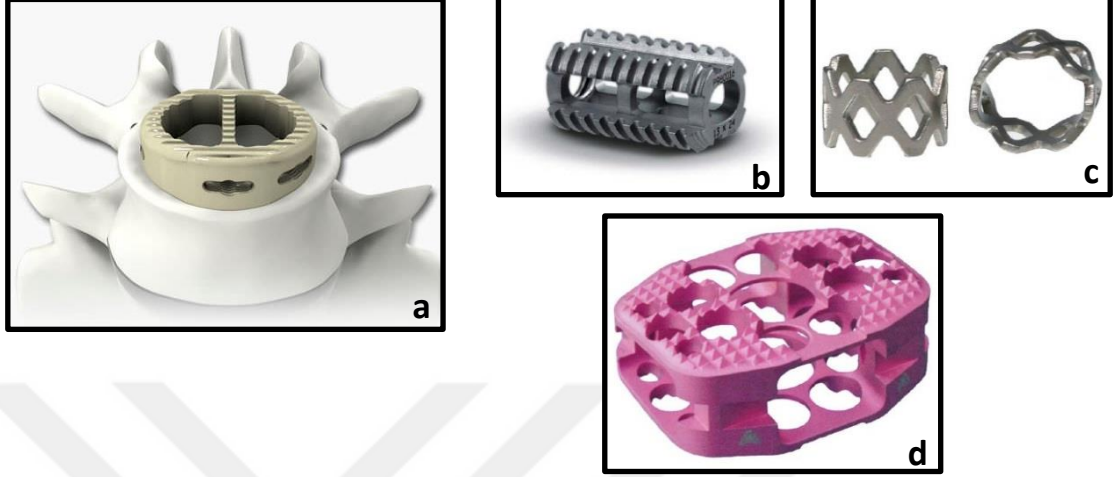
Omurgada anterior kolon olarak adlandırılan bölgede uygulanan stabilizasyon türleri bu kapsam içindedir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Omurgada kolon tasnifi (Bassem 2015)

2.7.1. Vücut içi füzyon

Smith ve Robertson tarafından boyun için kullanılan yöntem çok daha önceki tarihlerde omurgada deformasyon riski ve Pott hastalığının tedavisinde Hibbs ve Albee nin lombar omurga tedavisinde tercih ettiği yöntemdir. 1933 yılında Burns spondilolistezis stabilizasyonunda kullanmıştır (Burns *et al.* 1933). Anterior bölgede hasarın giderilmesi açısından intervertebral disk kayıplarında kemik grefti ile doldurma işlemleri yapılmıştır. Yine bu bölgede İki omur arasındaki hareketi sağlamak amacıyla kafes implantları G. Bagby ve D. Kuslich (BAK kafesi) tarafından ilk kez geliştirilmiş ve bu yapıların içi silindirik şekilde oyulup kemik grefti ile doldurulmuştur. Şekil 2.12’de gösterildiği üzere anterior ve posterior yaklaşımlarla farklı tiplerde yeni tasarımlar öne sürülmüş ve üretilmiştir (Tsantrizos *et al.* 2000).



Şekil 2.12. Lomber omurga ve kafes implant

(a) (Medical Expo). Silindirik geometriye sahip ilk kafes implantı (b) (Zimmer). Basit bir kafes implantı (c). Yeni nesil kafes implantları (d) (Synthes) (Haschtmann *et al.* 2008)

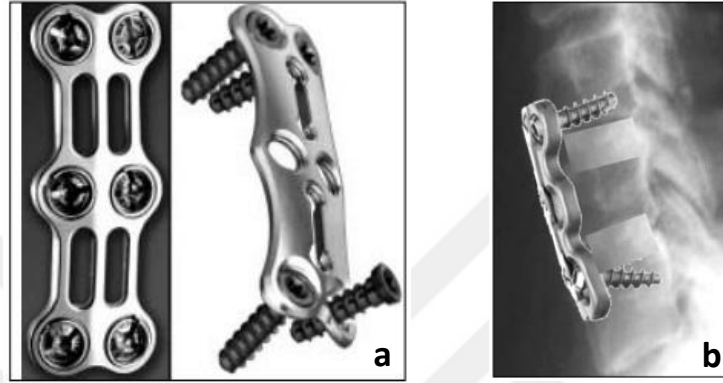
Kafes implant sistemleri stabilite ve destek sağlar; iki omur arasında kaybolmuş olan mesafeyi tekrar kazandırır. Kafes çevresi ile iç kısmında kemik füzyonu gerçekleşir. İki omur arasındaki yeterli açıklığı sağladığından bası yükünden dolayı oluşan sinir sıkışmaları giderilmiş olur. Tüm bu kazançları sağlaması için kafes implantının sahip olması gereken gerekli ve yeterli şartlar şunlardır:

- Doğru disk boşluğunu oluşturmak için eşit bası yükleri taşınmalı
- İmplant-kemik ara yüzeyinde çökmenin görülmemesi için, en düşük seviyede gerilim yoğunluğu taşınmalı
- Vertebral uç plak ve kemik grefti arasındaki bölgede geniş bir temas sağlanmalı
- Kemik grefti ve implant arasındaki yük dağılımının yeterli düzeyde olmalıdır.

2.7.2. Korpektomi füzyonu

Omuriliğin ve sinirlerin basıya uğradığı yerlerde tatbik edilir. Genellikle lomber bölgede olmakla beraber diğer omurga kısımlarında da uygulanan bir yöntemdir. Çeşitli

tümör tedavilerinde, kronik spondilitlerde ve bazı kırık vakalarında kullanılırlar. Lomber bölgede pedikül vida fiksasyonu ile beraber tamamlayıcı rol oynar. Kafes implant/anterior plak kombinasyonu ile segmental esneklik isteyen bölgelerde tercih edilir (Şekil 2.13).



Sekil 2.13. CSLP (Synthes, Paoli, PA) plaka tek açılı vida bağlantısı
*(a). CSLP plağın vertebral gövdeye tatbiki (b) (Rhee *et al.* 2005)

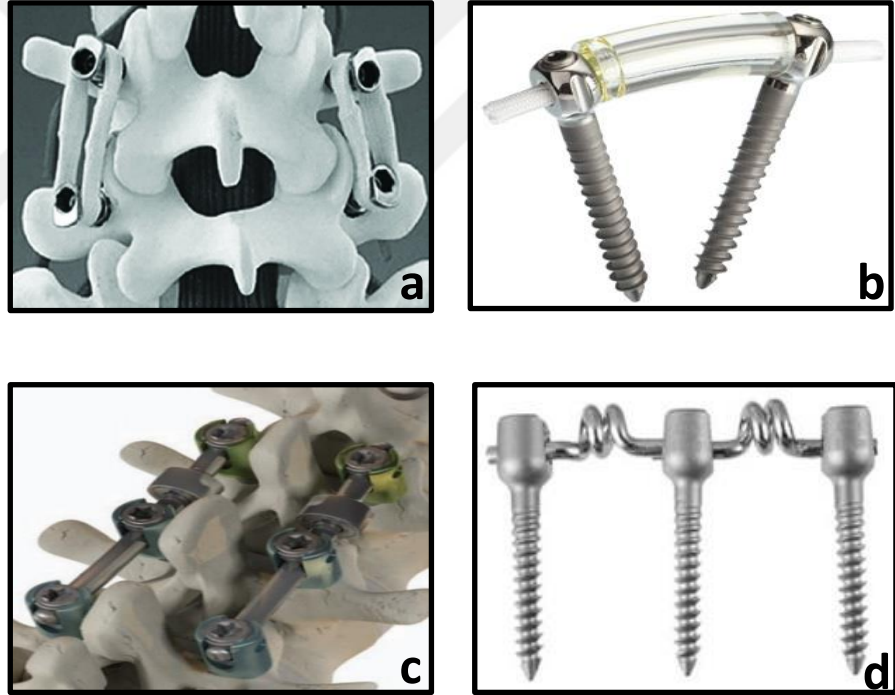
2.8. Posterior Dinamik Stabilizasyon

1992 yılında polyester malzemeler kullanılarak H.Graf tarafından rijit olmayan posterior stabilizasyon sistemi geliştirilmiştir (Graf *et al.* 1992). Bu tip sistemler omurga üzerinde diğer rijit sistemlere göre ekstansiyon ve fleksiyona izin verdikleri için tercih edilirler. Bu amaçla posterior kolondaki implantasyon için dinamik yapıdaki rod elemanı ve çok eksenli pedikül vida sıkça kullanılır. Ayrıca bu tip sistemler ile kemikler arası füzyon engellenmiştir. Ağrıya sebebiyet veren aşırı rotasyon hareketleri de kontrol altına alınmıştır.

Graf'a ait sistemde pedikül vidalar arasına bir ayraç eklenmiş istenmeyen bası kuvvetlerinin önüne geçilmiştir. Bu sistemde vidalar arası bağlantı ligamanlar vasıtasıyla sağlanmış ancak müdahale sonrası dönemde bu yapıların gerginlik sorunu doğurduğu görülmüştür. Sonraki çalışmalarda peek ve karbonfiber rodlar üretilerek hem dinamik yapıda hem de gerilme problemi yaratmayan sistemler elde edilmiştir.

Stempel kendi çalışmalarında vidaya bir eklem bölgesi yerleştirmiş, vida gövdesinin serbest olarak hareketini sağlamıştır. Böylece omurga üzerindeki aksiyal yük miktarı artmış, iki omur arasına eklenen greftin bası altında tutularak füzyon oluşma imkanı elde edilmiştir.

Posterior dinamik stabilizasyon tekniğinin her yaşta hastaya uygulanabilir oluşu çok geniş bir yelpazede tedavi olanakları sunmaktadır. Hastaya daha az cerrahi müdahale ile omurganın karmaşık anatomisine zarar vermeden olması gerektiği pozisyona alınması, operasyon sonrası hasta konforunun biraz daha artması bu teknikle sağlanmıştır. Şekil 2.14'te farklı spinal implant sistemleri gösterilmiştir.



Şekil 2.14. (a) Graf ligaman sistemi (Gomleksiz *et al.* 2012). (b) Dynesys (Dynesys LIS Dynamic Stabilization System). (c) Scient' X (Alphatec Spine, Inc. 2011). (d) Bioflex (The Korean Neurosurgical Society 2009)

2.9. Posterior Dinamik Stabilizasyon Yönteminin Kullanıldığı Hastalıklar

2.9.1. Scheuermann kifoza

Özellikle ergenlik döneminde meydana gelen bir omurga deformasyonudur (Şekil 2.15). Genelde birbiriyle komşu üç omur arasında kamalaşma gerçekleşir ve deformasyon başlar. Eğriliğin 50 dereceden fazla oluşu anormal bir durumdur. 75 dereceyi geçen eğrilikler sonucu cerrahi müdahale yapılır (Atalay 2015).



Şekil 2.15. Sağlıklı omurga ile hastalıklı omurga

2.9.2. Tümör ve enfeksiyon

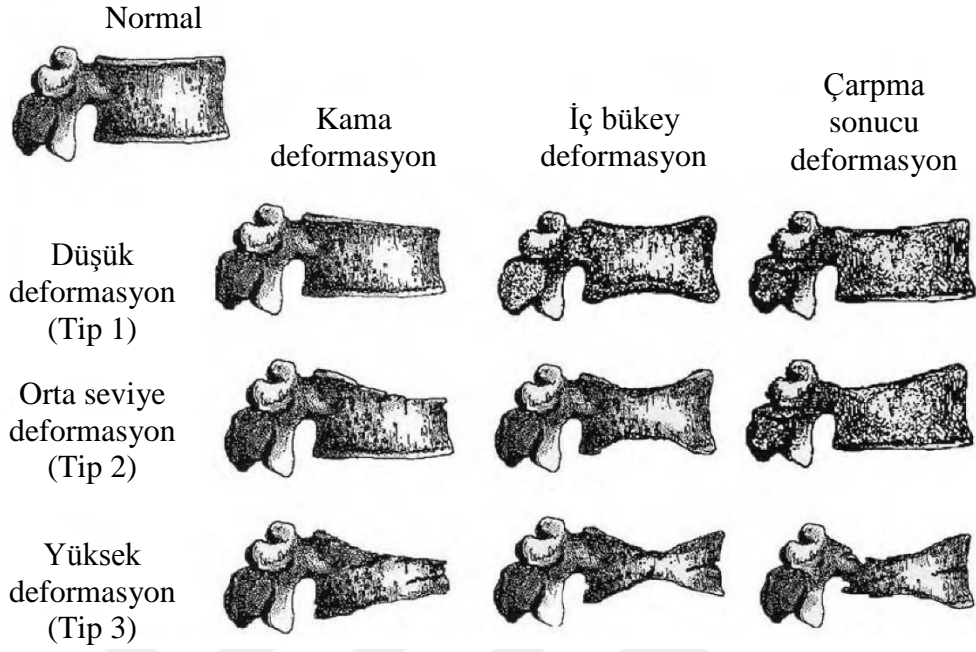
Tümör ya da enfeksiyon omurga sağlamlığını aşırı derecede etkiler. Akabinde anormal omurga hareketleri meydana gelir ve bunun önüne geçilebilmesi için sabitleme implantları kullanılır (Şekil 2.15) (Ermis 2011).



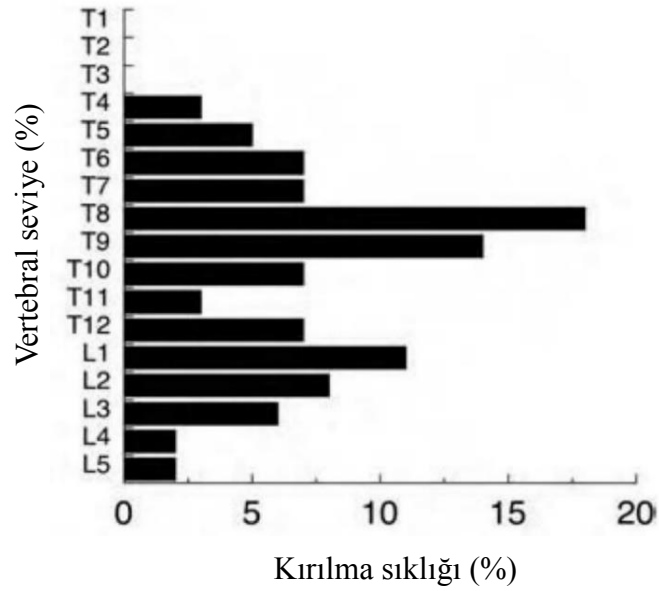
Şekil 2.16. Omurgada tümör

2.9.3. Omurga kırıkları

Vertebral kırıklar genellikle üç morfolojik vaka olarak gruplanır: anterior kama, bikonkavite ve bası kırıkları. Kama kırıkları çok yaygındır, vertebral kırıkların yarısından fazlasının oluşturur (Eastell *et al.* 1991). Osteoporotik vertebral kırıklar önemli bir klinik problemdir (Melton *et al.* 1992; Ray *et al.* 1997). Çoğu kez T8, T9 ve L1 (Cooper *et al.* 1992) konumuyla birlikte tipik olarak T6 dan L3 e kadar (Cooper *et al.* 1992) (Melton and Wahner 1989) gelişmektedirler. Yaklaşık olarak tüm vakaların 90 %nını oluşturan osteoporotik kalça kırıkları (Grisso *et al.* 1991; Cummings *et al.* 1994; Michelson *et al.* 1995), travmatik olmayan yükleme koşullarının sonucu olarak düşünülebilir (Cooper *et al.* 1992; Wilson and Greenspan 1996). Farklı tipte omurga kırıkları ve bu kırıkların olduğu omurların yüzde dağılımı sırasıyla Şekil 2.17 ve Şekil 2.18'de gösterilmiştir.



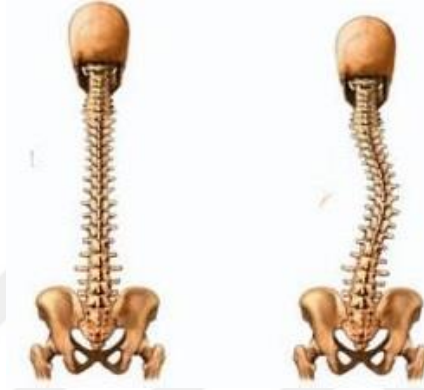
Şekil 2.17. Farklı vertebral kırık tiplerinin deformasyon tabanlı klinik sınıflandırılması (Riggs and Melton 1995)



Şekil 2.18. 341 bireyden alınan verilere göre torako lomber omurgada her bir vertebranın kırılma dağılımı (Cooper *et al.* 1992)

2.9.4. Skolyoz

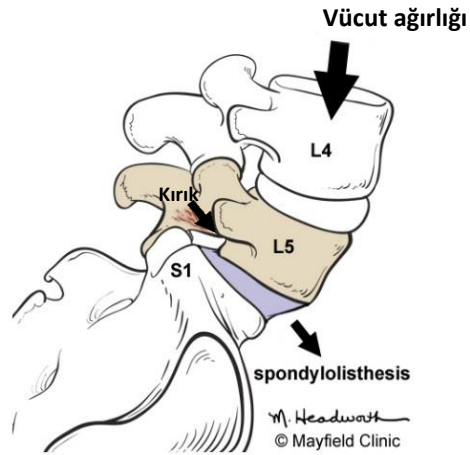
Torasik ve lomber bölgelerde meydana gelen yana doğru eğriliktir. Doğuştan ya da çocukluk döneminde görülebilir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Torasik ve lomber bölgedeki sağa doğru eğrilik (Anrig *et al.* 1998)

2.9.5. Spondylolisthesis

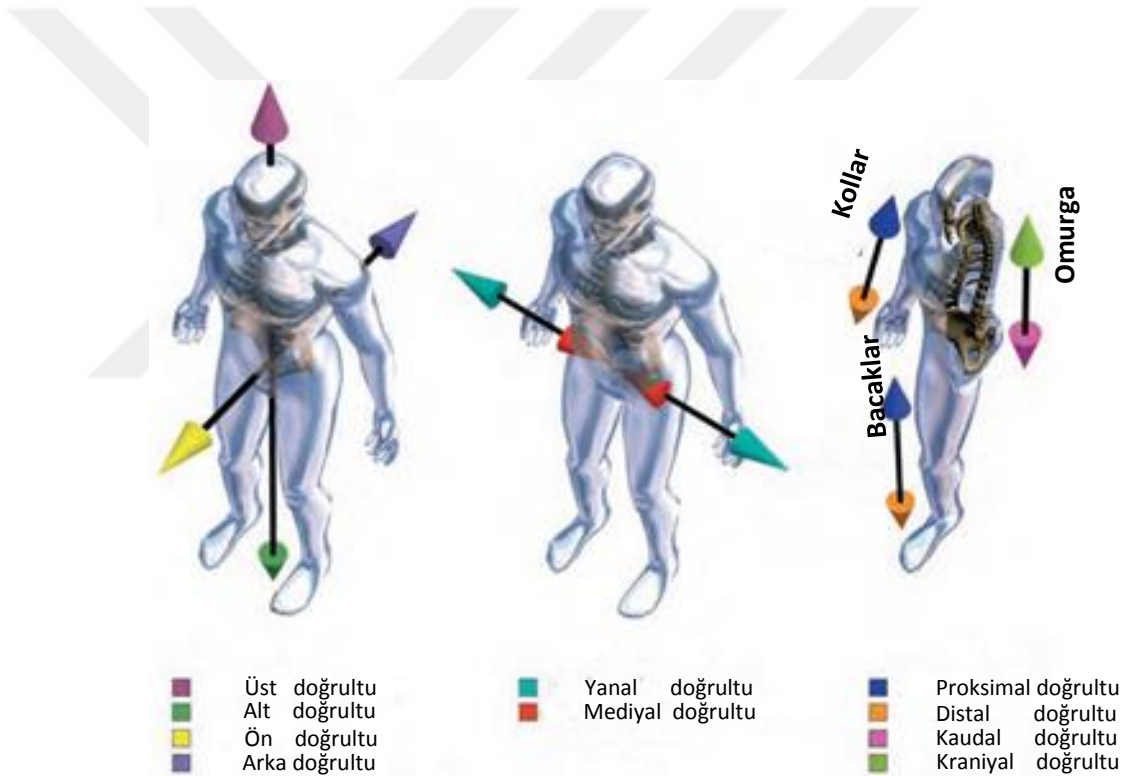
Omurların birbirleri üzerinde kaymasıdır. Genellikle faset eklemlerinde meydana gelen kırıklar sonucu kaymalar gelişir. Üstteki omurlar alttaki omurlara göre öne doğru hareket edebilirler (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Spondylolisthesis in oluşumu (Mayfield Clinic 2009)

2.10. Omurganın Fonksiyonel Biyomekaniği

Omurga mekanik bir yapıdır. Vertebraların her biri; kaslar, pasif tutucular(ligamentler), hareket eksenini görevinde fasetler ve disklerin kontrolü altındadır. Bağı şeklindeki kemiksi yapısı göğüs kafesi tarafından desteklenir. Omurga doğal bağı şeklindeki stabiliteye sahip olmasına rağmen, mekanik stabilitesinin büyük bir kısmı yüksek gelişmişlik gösteren dinamik nöromusküler kontrol sistemi olarak tanımlanır. Omurganın yapısı, merkez hattında bulunan omuriliği korumak amacıyla tasarlanmıştır (Şekil 2.21).



Şekil 2.21. Fonksiyonel açıdan doğrultular

Omurganın temel üç biyomekanik fonksiyonu vardır. Birincisi, tüm ağırlığı leğen kemiğine aktarmak ayrıca başta eğilme momenti oluşmasına katkı sağlamaktır. İkincisi, baş gövde ve leğen kemiği arasında kalan bölgelerde önemli fizyolojik hareketlerin oluşmasına izin vermektir. Son ve en önemli fonksiyonu ise, hem fizyolojik hareketler hem de travma yüzünden ortaya çıkan kuvvet ve hareketlerin omuriliğe verebileceği

potansiyel hasara karşı koruma sağlamasıdır. Bu fonksiyonlar normal spinal anatominin mekanik özelliklerini kusursuz yapar (Panjabi *et al.* 1990).

2.10.1. Biyomekanik açıdan anatomi

Omurga; yedi servikal vertebra, on iki torasik vertebra, beş lomber vertebra ve beş kaynamış sakral vertebradan oluşur. Omurgaya ön plandan bakıldığında, simetrik bir şekilde görünür. Bazı bireylerde, sağ elin fazla kullanımı ya da aortun konumu nedeniyle az miktarda sağa doğru torasik eğrilik görülebilir. Sagittal veya lateral düzlemlerde dört normal eğri vardır. Bu normal anatomik eğriler bir mekanik yapı teşkil eder; intervertebral eklem seviyesinde stabilite ve rijitliği yeteri derecede korurken, şok emme kapasitesini ve esnekliği artırır.

Torasik eğri, posterior sınırların aksine anterior torasik vertebral sınırlarda daha az yükseklik teşkil eder (Panjabi *et al.* 1989). Bu durum sakral eğri için de geçerlidir. Lomber ve servikal bölgelerin eğrilikleri genelde intervertebral disklerin kama görünümü şekillerinden dolayı oluşur. Sonuç olarak distraksiyon kuvvetleri tüm omurgaya uygulandığında, torasik omurga eğriliğine göre lomber ve servikal eğrilik daha fazla düzleşir.

2.10.2. Intervertebral diskler

Birçok fonksiyona sahip intervertebral diskler, çok sayıda moment ve kuvvete maruz kalırlar. Faset eklemleri ile birlikte, disk gövdenin maruz kaldığı tüm bası yükünü taşımakla sorumludur. (Hirsch 1955; Prasad 1974). Bir kişi ayaktayken, diskin maruz kaldığı kuvvetler vücudun üst kısmının ağırlığından daha fazladır. Bazı büyük yükler matematik modeller ile tahmin edilebilir (Schultz *et al.* 1982). Ek olarak dinamik yükler içeren aktivitelerde (travma, tırmanma gibi.), intervertebral disklerde mevcut yükler statik pozisyonunkinden iki kat kadar fazla olabilir. Burada temel olarak basma yükleri mevcuttur. Disk ayrıca diğer farklı yükleme ve gerilmelere maruz kalır. Fleksiyon, ekstansiyon ve yan eğilmenin fizyolojik tekrarı boyunca diskin merkez kısmında

çekme gerilmeleri meydana gelir. Lomber disklerde kesme gerilmeleri ile sonuçlanan burulma yüklerine, gövdenin aksel dönmesine göre leğen kemiği sebep olur. Dönme ve eğilme kombinasyonu sonucu diskteki gerilmeler, çekme, basma ve kesme gerilmelerinin bileşkesidir.

Diske uygulanan yükler uygulama süresine göre iki ana kategoriye ayrılır; kısa süre-yüksek genlikli yükler ve uzun süre-düşük genlikli yükler (daha normal fiziksel aktivitelerden dolayı). Verilen noktada yüksek gerilme değeri hasara sebep olan maksimum gerilmeden fazla olduğunda; kısa süre-yüksek seviye yükleme, telafisi olanaksız olan yapısal hasara sebep olur. Uzun süre boyunca devam eden hasarı mekanizması, düşük-seviye, düşük genlikli tekrarlı yükten tamamen farklıdır ve yorulma hasarı kaynaklıdır.

Diskin biyomekanik davranışı dejenerasyonun (yaşlanmaya bağlı olarak değişen) durumuna bağlıdır. 600 lomber intervertebral diskte yapılan çalışmaya göre; disk dejenerasyonunun dörtte biri gözle görülen kademeli orta disk düzlemi boyunca görülmüştür. Disk dejenerasyonu ilk olarak erkeklerde ortaya çıkar ve kadınlarda daha sonraki on yılda görülür. Tüm lomber disk dejenerasyonunun %97'si 50'li yaşlarda başlar (Adams *et al.* 1981). En çok dejenerasyona uğrayan kısımlar (Adams *et al.* 1982) L3-L4, L4-L5 ve L5-S1'dir (Miller *et al.* 1988).

2.10.3. Intervertebral diskin biyomekanik anatomisi

İntervertebral disk, tüm omurga kompleksinde (omurilik hariç) her anatomik yapı kadar önemlidir. Omurganın tüm ağırlığının %20-33 ü kadarını teşkil eder. İntervertebral disk üç farklı parçayı içerir: nucleus pulposus, annulus fibrosus ve kıkırdak uç plakalar.

Nucleus pulposus, çok gevşek ve mukoprotein jel içeren çeşitli mukopolisakaridlerden meydana gelen yarı saydam ağsı ince fiber şeritlerin kompozisyonundan oluşan merkezi bölgede yer alır. %70-90 aralığında su içerir. Lomber nucleus enine kesitte toplam disk bölgesinin %30-50 sini doldurur. Bel bölgesinde, nucleus genellikle merkezden daha

arkada ve sagittal çapın üçte ikilik kısmında arka ve orta kısmın bağlantı noktasına uzanır. Nucleusun büyüklüğü ve şişme kapasitesi servikal ve lomber bölgelerde daha fazladır.

Annulus fibrosus, diskin dış sınır formları ve nucleusun çevresinden farklılaşmış kademeli bir yapı olan intervertebral diskin bir kısmıdır. Bu yapı eş merkezli lamine bantlarda fibröz dokunun kompozisyonudur. Lifler sarmal bir biçimde dizilir. Belirli gruplar aynı yönde, herhangi iki bitişik bantta zıt yönlerde çalışır. Disk düzlemine 30° kadar, komşu bantlarda her biri 120° yönlenmiştir. Daha büyük çevre bölgede lifler direk olarak vertebral gövdenin ve Sharpey lifleri olarak adlandırılan kemiksi dokunun içine bağlanırken annulus lifler iç bölgede kıkırdak yapılı uç plakalara bağlanır. Vertebraya olan bu ek diğer merkezi doku eklerinden daha güçlüdür.

Bu yapı vertebral gövdeden diskin diğer iki bileşenine ayrılan hiyalin kıkırdaktan oluşur. Yaşla birlikte vertebral uç-plaklar değişir (0-37) (Bernick *et al.* 1982). Aktif bir kıkırdak büyümesi başladığında, yaş değişimi sonucu zamanla kemikleşip yok olan kıkırdak büyümesi düzensizleşir (Panjabi *et al.* 1990).

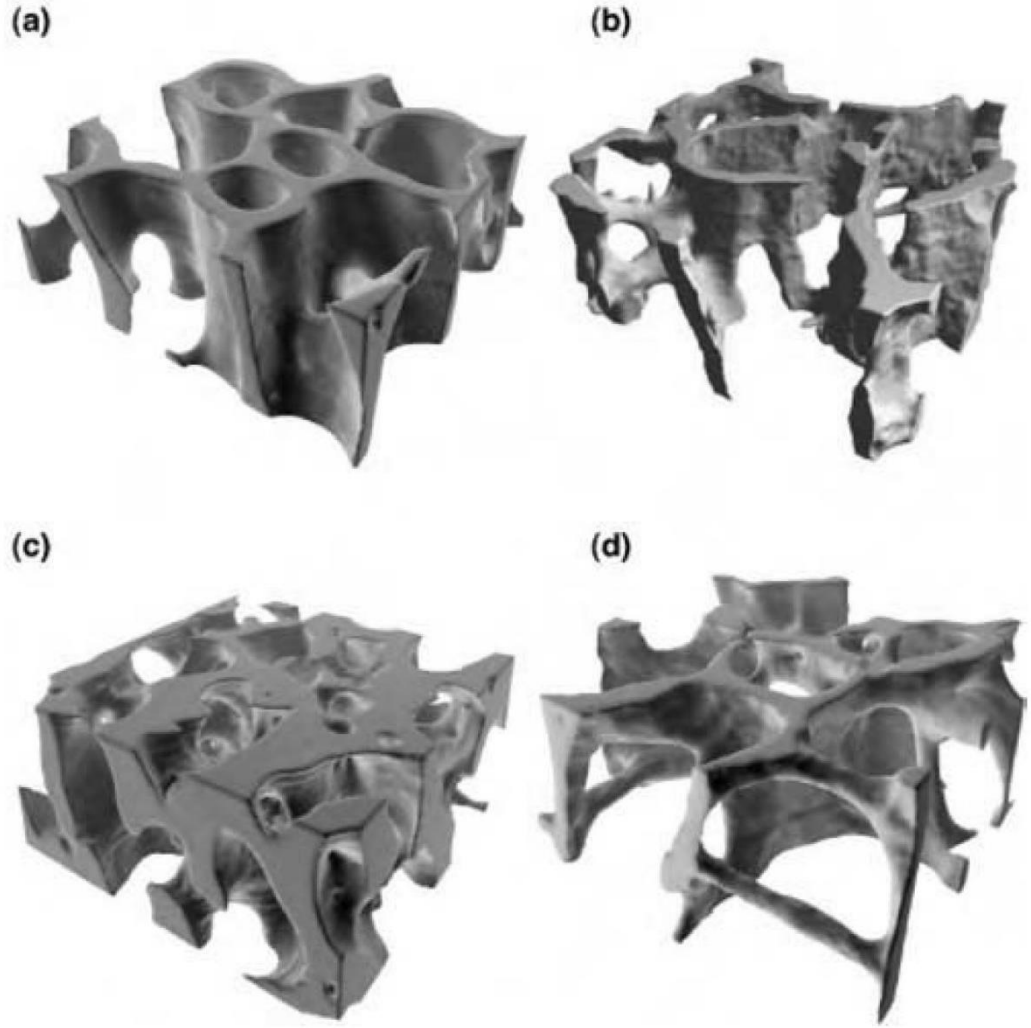
2.11. Vertebral Kemiğin Biyomekaniği

Osteoporotik kırılma riski ve osteoporosis sebebiyle vertebral trabeküler kemik üzerinde çalışmalar yoğun bir şekilde devam etmektedir. Dirençli implantların üretimi için vertebral kemiğin biyomekanik davranışının detaylı bir şekilde incelenmesi gereklidir. Omur için ortopedik implant tasarımı kısmen zordur. Çünkü vertebral trabeküler kemik çok zayıf ve korteksler çok incedir. Sonuç olarak kemik implant sistemlerindeki başarısızlık çoğu zaman kemik kaynaklıdır. Kemiğin özelliklerinin bireye, yaşlılığa ve hastalıklara karşı çok fazla değişkenlik göstermesinden dolayı bu problem karmaşıktır. Vertebral kırıklar için minimal seviyede invaziv cerrahi tedavi tekniklerinin gelişimi vertebroplasti ve kifoplastide olduğu gibi bu prosedürleri geliştirmek için vertebral trabeküler kemiğin ve tüm vertebral gövdenin biyomekanik analizinin yapılmasına neden olur. Benzer şekilde, bilgisayar ortamında oluşturulan modeller günümüzde

gelişmekte ve hatta omurga için yeni implantların gelişiminde kullanılmaktadır (Keaveny *et al.* 2006).

2.11.1. Trabeküler kemiğin bileşimi

Trabeküler kemik (süngerimsi kemik) delikli yapıdadır (Şekil 2.22). Kemiğin poröz yapısı, uzun kemiklerin tamamının uçlarında, düz ve düzensiz kemiklerde (sternum, pelvis, ve omurga gibi) bulunur. Bir trabeküler kemik numunesini oluşturan özgün trabeküler ve mikroyapısal destekler trabeküler doku malzemesinden oluşmaktadır. Yüksek enerjili travmalar haricinde az miktarda mekanik rolü olduğu düşünülen gözenekler, canlı hücreler ve kemik iliği ile dolmuştur. Bu gözeneklerin büyüklüğü 1 mm düzeyinde trabeküler kalınlık ise, ortalama 1 mm den daha azdır. Çoğunlukla küçük trabeküler kemik numunelerinde ölçüler yaklaşık 5-10 mm düzeyindedir. Trabeküler yapı yönlendirilmiştir. Burada mekaniksel kalınlığı ve gerilmesi çok iyi olan yönlendirilmiş taneler vardır. Sonuç olarak anizotropik malzeme davranışı görülür. Vertebral gövdede, temel malzeme oryantasyonu alt-üst yön boyuncadır. Trabeküler doku malzemesi morfolojik olarak kortikal kemiğe benzer. (Anizotropik bir bileşik olan hidroksiapatit, kolajen, su ve eser miktarlarda diğer proteinler). Bu yüzden trabeküler kemik, mühendislik malzemesi açısından kompozit, anizotropik, açık gözenekli katı hücreli yapıdadır. Çoğu biyolojik bileşen gibi, bu yapı da zamana bağlı davranış sergiler yük altında hasara uğrar.



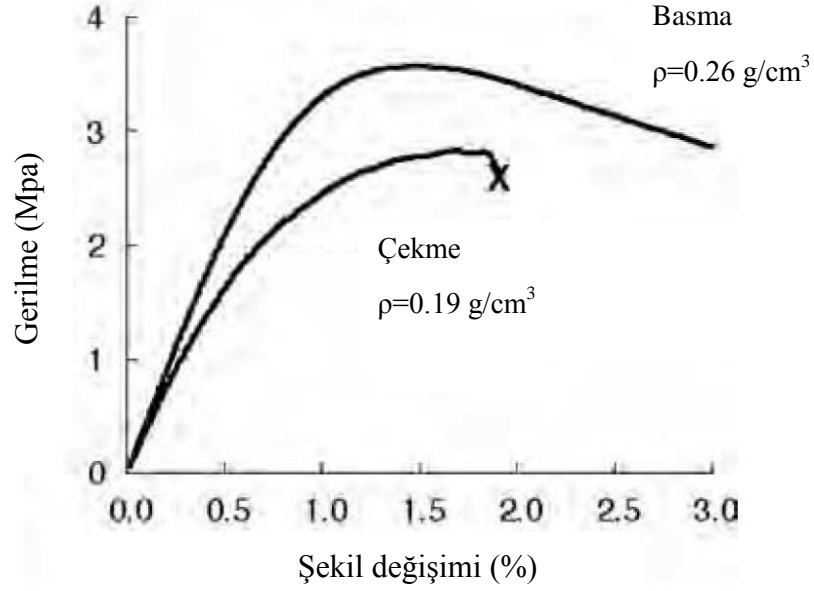
Şekil 2.22. Proksimal tibiannın hacimsel gösterimi (20 mikron çözünürlük)

*(a) insan proksimal tibia (b) insan femoral boyun (c) insan vertebra (d) trabeküler kemik. Tüm numuneler aynı ölçülerdedir ($3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$) (Keaveny *et al.* 2006)

2.11.2. Gerilme-Şekil değiştirme davranışı

Vertebral trabeküler kemiğin gerilme-şekil değiştirme eğrisi geleneksel mühendislik malzemelerine benzemektedir (Şekil 2.23). Başlangıçta lineer bir kısım vardır (aslında kısmen nonlineerdir fakat bu tüm kemik yapısı analizinde genellikle göz ardı edilir) (Morgan *et al.* 2001). Düşmeye başlayan akma bölgesi ve sonra sabit kalan dokunun yük taşıma kapasitesi olan akma bölgesi birden bire kırılmayla birlikte sonlanır. Çeki ve bası davranışı farklıdır. Genellikle trabeküler kemik çekmede basıya göre zayıf

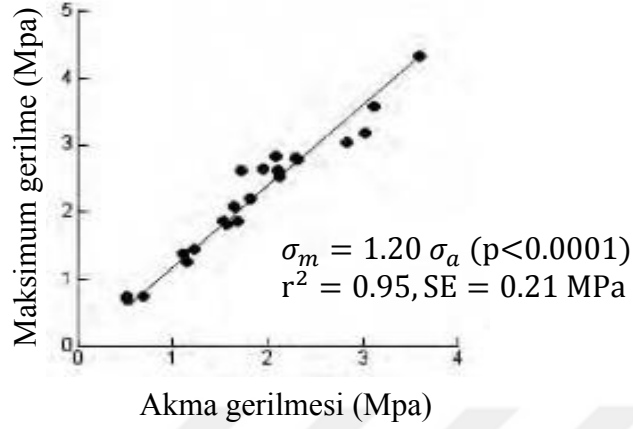
olmasına rağmen, bu etki düşük yoğunluktan dolayı omurga için oldukça küçüktür ve çoğu kez önemsenmez.



Şekil 2.23. Basma gerilmesi ve çekme gerilmesi altında trabeküler vertebranın gerilme-şekil değişimi eğrisi. X kopma noktası (Kopperdahl *et al.* 1998)

2.11.3. Elastisite modülü ve gerilme: heterojenite ve yaşlanma

Geleneksel mühendislik materyali olarak trabeküler kemik, mekanik özelliklerde geniş varyasyonlar doğuran önemli heterojenite gösterir. Omurgada bu heterojenite temelde kemik miktarı fraksiyonunun altında yatan farklılıklardan kaynaklanır (yaklaşık 0.05-0.25 miktarı arasında değişir). Sonuç olarak elastisite modülü ortalama değeri, 50 MPa dan az 700 MPa'dan fazla bir aralıkta değişebilir. Bu değerler genellikle kopma gerilmesi tarafından karakterize edilir. Elastisite modülünün yaklaşık yüzde biridir (Şekil 2.24).

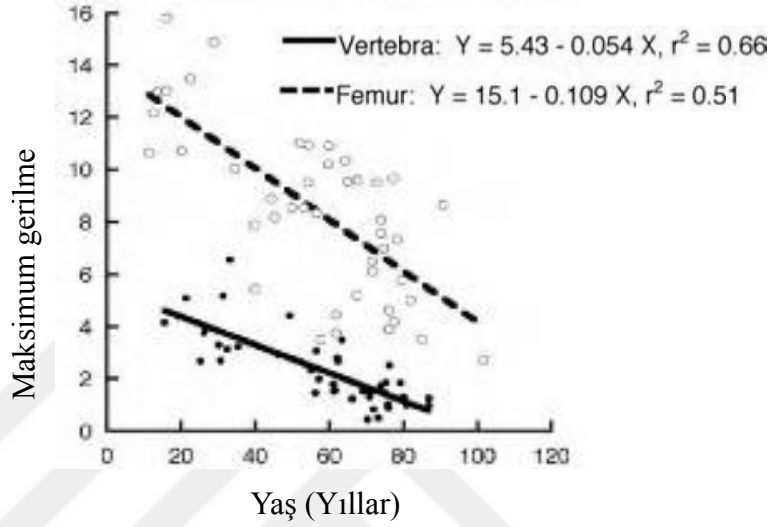


Şekil 2.24. Vertebral trabeküler kemiğin maksimum gerilmesi ve akma gerilmesi arasındaki ilişki (Crawford *et al.* 2003)

Yaşlanmayla birlikte mekanik özellikler büyük ölçüde değişir (Şekil 2.25). Yaklaşık 30 yaş sonrasına kadar gerilmede önemli bir azalma görülmemesine karşın, 20 yaştan 100 yaşa kadar geçen süreçte vertebral trabeküler kemikte kopma gerilmesi yaklaşık %11 kadar azalır. (Mosekilde 1986; Danielsen *et al.* 1987). Bu önemli bir noktadır fakat mekanik özelliklerin belirlenmesinde çok özel bir parametre değildir. Çünkü herhangi verilen yaşta çoklu deney verileri arasında önemli miktarda saçılma vardır. Bu yüzden 60 yaşındaki bireyler 35 yaştan veya 100 yaştan daha yaşlı kemiğe sahip olabilirler. Dolayısıyla kemik mukavemetini ölçmenin en iyi yolu, yoğunluğun ya da kısmi kemik hacminin tespit edilmesidir.

Trabeküler kemiğin önemli miktardaki heterojenitesinden dolayı, vertebral trabeküler kemiğin mekanik özellikleri tartışıldığında, yaşlanma ve cinsiyet gibi faktörlerin belirlenmesi zorunludur. Bu heterojenite, trabeküler kemiğin biyomekaniğinde anahtar kavramdır. Doku mühendisliği gibi alanlarla direk ilgilidir. Vertebral trabeküler kemik insan iskeletinde en zayıf yapıda olanıdır. Örneğin, femurdaki boyun bölgesinden 5 ila 10 kat daha güçsüzdür (Danielsen *et al.* 1987; Court-Brown *et al.* 1997; Morgan *et al.* 2001).

Bu sebeple bir proksimal femur kemik yoğunluğuna göre tasarlanmış implant vertebra için uygun olmayabilir ve tam tersi durum da geçerlidir.

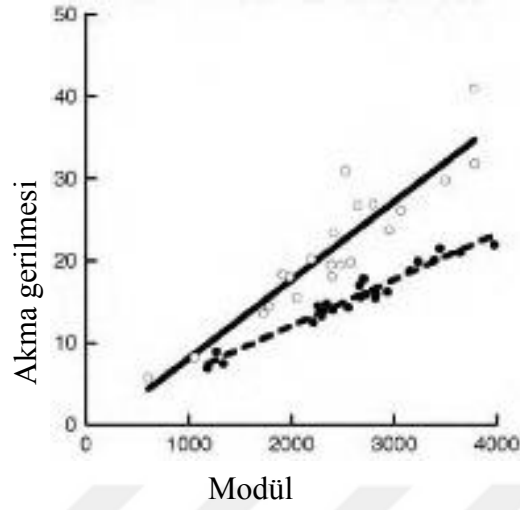


Şekil 2.25. İnsan vertebral ve proksimal femoral trabeküler kemik iliği için yaş-bası gerilmesi arasındaki ilişki (Mosekilde 1986; Calden *et al.* 1997)

2.11.4. Yoğunluk-mekanik özellik ilişkisi

Trabeküler kemik için mukavemet özellikleri ve elastisite modülü, kemik yoğunluğu ve kemik hacmi fraksiyonu ile en doğru şekilde tespit edilebilir (Şekil 2.25).

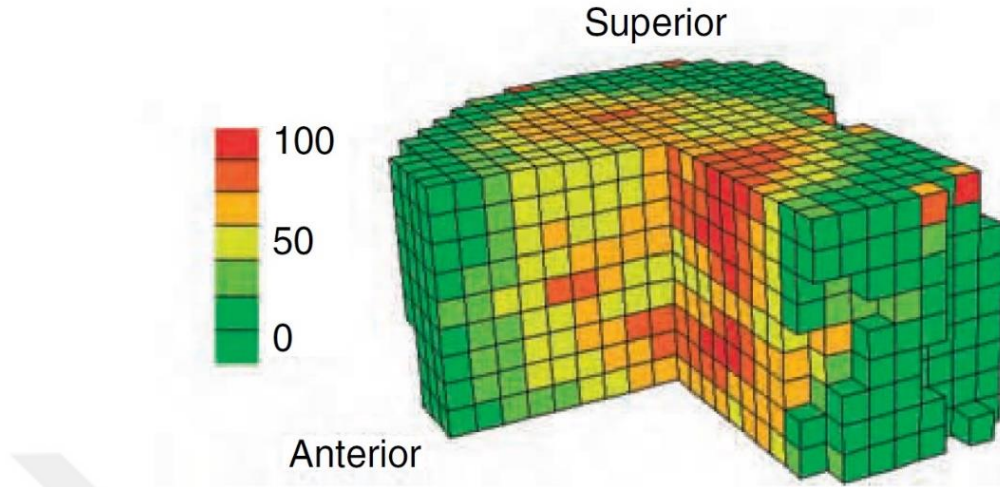
Görünür yoğunluk, fraksiyon miktarı ve doku yoğunluğundan oluşur. Yaklaşık sabit değeri 2.0 g/cm^3 dür. Kırılma, gerilmenin ölçülmesi ile karakterize edilirse, trabeküler kemiğin kırılma davranışı oldukça basit hale gelir. Trabeküler kemiğin kopma gerilmesi ile uygun elastisite modülü arasında güçlü bir lineer korelasyon mevcuttur (Brown *et al.* 1980; Goldstein *et al.* 1983; Fyhrie and Schaffler 1994; Keaveny *et al.* 1994).



Şekil 2.26. Basma ve çekme yüklemesinde, tibiyal trabeküler kemik için modüle karşı akma gerilmesi (Keanvey *et al.* 1994)

Akma gerilmesinin modüle oranı akma uzaması olduğundan, bu korelasyona göre kırılma şekil değiştirmesi trabeküler kemik için sabittir. Bu yüzden yönelim olmaksızın vertebral kemiğin kırılmasında tekil gerilme değerinin varsayımı çoğunlukla yeterlidir. Kırılmanın basitçe gerilme tabanlı olarak tanımlanması trabeküler kemik biyomekaniğinde önemli bir yöntemdir. Örneğin, trabeküler kemiğin elastik özellikleri biliniyorsa; kemiğin yoğunluğu olmaksızın, yalnızca akma gerilimi tabanlı herhangi bir ekseninde yükleme için, gerilim yüksek derecedeki bir doğrulukla tahmin edilebilir. Dahası gerilme grafiklerine ait kopma bölgesi, kemik yoğunluğu olmaksızın gösterilebilir (Silva *et al.* 1998; Kopperdahl *et al.* 1999).

Bu durum, modelde her bir eleman için farklı modül değerleri kullanan sonlu eleman analizinden gelen sonuçları yorumlamayı büyük ölçüde kolaylaştırır (Şekil 2.27).

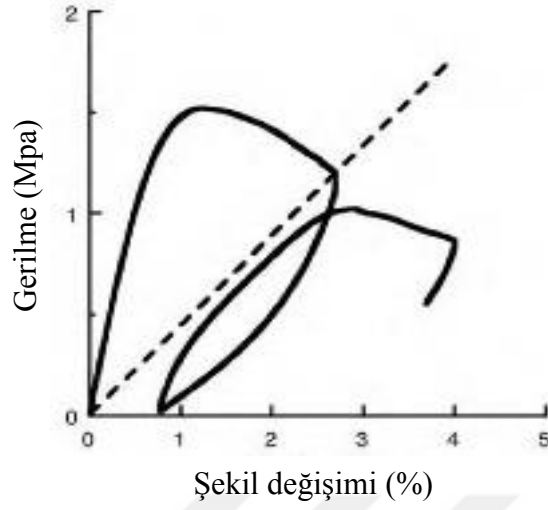


Şekil 2.27. Voksel tabanlı sonlu elemanlar modeli (Keaveny *et al.* 2006)

2.11.5. Akma sonrası ve hasar davranışı

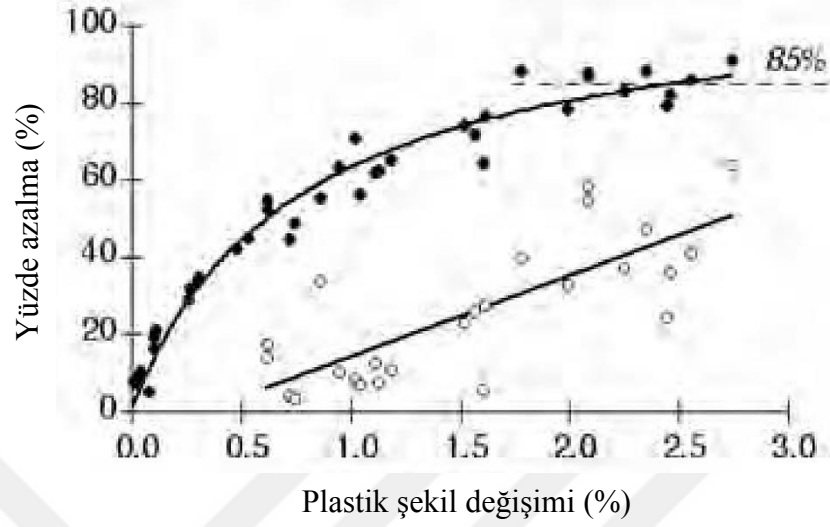
Bireyin trabekül onarımı ve hasarı, yaşla birlikte artma meylinde olan (Hahn *et al.* 1995; Mori *et al.* 1997; Fazzalari *et al.* 1998) klinik-biyolojik uyumluluğa sahip normal fizyolojik proses (Hansson and Roos 1981; Burr *et al.* 1997) olarak ele alınır.

İnsan vertebral trabeküler kemiğine tüm vertebral gövde gibi (Kopperdahl *et al.* 2000) akma noktası sonrasında yüklenildiğinde, (kemik sıfır gerilmede sıfırdan farklı bir artık gerilme/ şekil değiştirme boşaltır, Şekil 2.28) başlangıçtaki modüle eşit bir modülle tekrar yüklenir fakat hasar almış malzemenin modül değeri azalmıştır (Keaveny *et al.* 1999).



Şekil 2.28. Vertebral insan kemiğinin; yük altında, yük boşaltıldığında, tekrar yüklendiğinde akma sonrası davranışı (Keaveny *et al.* 1999)

%3 şekil değişiminden fazla bası yüklemesinde ve uygulanan toplam gerilimin artmasıyla birlikte nispeten nonlineer davranıştaki artıştan sonra %1 den fazla artık gerilmeler oluşur. (Keaveny *et al.* 1999). Osteoporotik omurga deformasyonları kalıcı deformasyonlar olarak tanımlanır (Jiang *et al.* 2004) fakat çoğu kırıklar hiçbir özel travmatik olayla ilgili değildir (Cooper *et al.* 1992, Myers *et al.* 1996). Bu yüzden izole aşırı yükler, kümülatif kalıcı deformasyonlar hariç ,(veya uzun süreli statik ve dinamik yükler) gözle görülebilen ince çatlaklara sebep olmaz. Önemli monotonik aşırı yüklemeler sonrasında, tekrarlı yüklemelerde meydana gelen modül ve mukavemetteki düşüşler, çoğunlukla uygulanan ortalama değerlerdeki gerilime bağlıdır, fakat hacimsel fraksiyon çoğunlukla bağımsızdır. İnsan vertebral trabeküler kemiğin işlenmiş numunelerinin deney performansında, modüllerin düşüşleri (değişmemiş Young ve artık modül) %3, uygulanan plastik şekil değiştirme için %85 ten fazladır (Şekil 2.29).



Şekil 2.29. Vertebral trabeküler kemik için başlangıçtaki plastik gerilme düzeyinde modüldeki azalma ve yüzde sertlik arasındaki ilişki (Keaveny *et al.* 1999)

İnsan vertebral trabeküler kemiğin periyodik yük altında güncel verilerle limiti, yüksek seviyelerdeki yüklerin kullanımına bağlıdır. Benzersiz insan kemiği, daimi yüklerin yüksek miktarı gibi durumlara tabi tutulur bu yüzden çoğu uygulamada ekstrapolasyona ihtiyaç duyulur. Trabeküler kemiğin sürünme ve yorulmasında literatüre göre, unutulmamalıdır ki herhangi bir in vitro deney biyolojik tedaviye engel olur ve bu yüzden yorulma S-N ve sürünme gerilmesi- zaman eğrisi sonuçları numune ömründe en iyi alt sınırlar olarak kabul edilebilir.

2.12. Statik Yükleme Koşulları Altında Gerilme Özellikleri ve Kemik Yoğunluğunun Etkisi

Torako lomber vertebranın basma yükü, düşük yoğunlukta ve küçük kesitli numune için 2 kN ile yüksek yoğunluklu ve büyük kesitli numune için 8 kN arasında değişir (Eriksson *et al.* 1989; Brinckmann *et al.* 1989; Mosekilde 1990; Moro *et al.* 1995; Singer *et al.* 1995; Cheng *et al.* 1997; Ebbesen *et al.* 1999). Bireylerde, vertebral gerilim değişimi ortalama kemik yoğunluğu vasıtasıyla oldukça başarılı şekilde açıklanmıştır (Hansson *et al.* 1981; McBroom *et al.* 1985, 1986; Brinckmann *et al.* 1989; Eriksson *et*

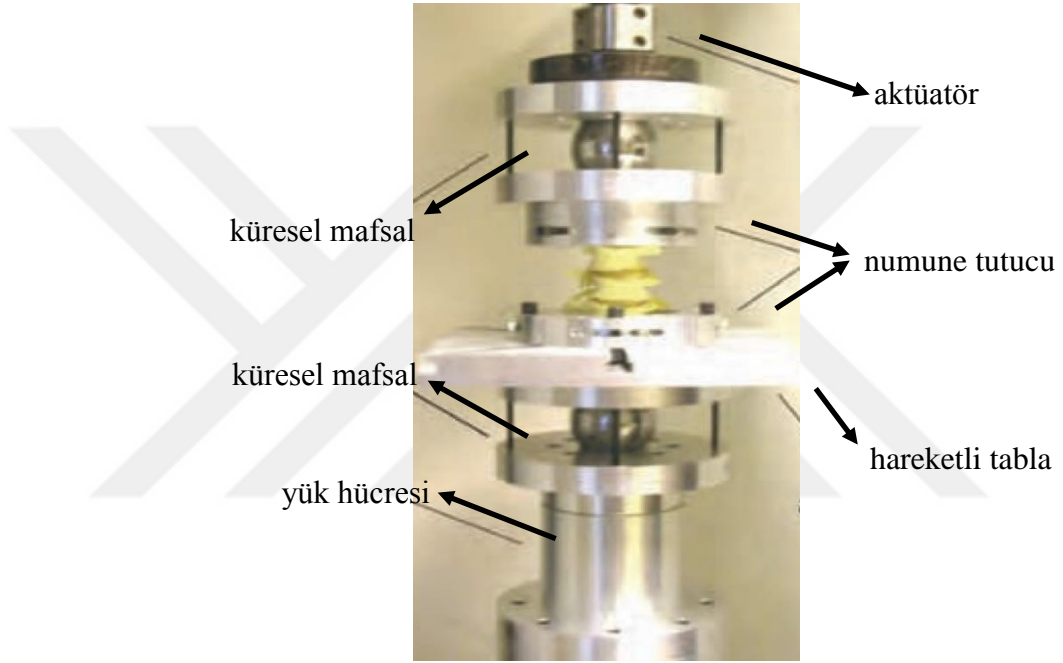
al. 1989; Mosekilde 1990; Singer *et al.* 1995; Cheng *et al.* 1997; Veenland *et al.* 1997; Edmondston *et al.* 1997; Ebbesen *et al.* 1999; Lochmuller *et al.* 2002). Bireylerde, çoğunlukla vertebral kesitteki artıştan dolayı, vertebral bası gerilmesi yaklaşık olarak segment başına 200 N oranında T1 den L5 e kademeli olarak artar (Edmondston *et al.* 1994; Singer *et al.* 1995). Vertebral bası gerilmesinin diğer nedenleri, kemiğin mineral yoğunluğunun bölgesel dağılımını belirler (McBroom *et al.* 1985; Brinckmann *et al.* 1989; Cody *et al.* 1991; Singer *et al.* 1995; Cheng *et al.* 1997). Kullanılan kısmi değerlere bağlı (deney numunesinin büyüklüğü ve demografik değeri; yaş cinsiyet vb.) güçlü tahminlerin başarısına rağmen, kemik yoğunluğu kombine edildiğinde, bu ölçüler bası vertebral gerilimindeki değişimleri %65'ten %90'a kadar açıklayabilir (Brinckmann *et al.* 1989; Cody *et al.* 1991; Cheng *et al.* 1997).

Kemik yoğunluğu ve disk şartları kırık tipini etkileyebilir. Daha sağlıklı diskler ve daha yoğun kemiklerde merkezi kırıkların oluşma eğilimine karşın, dejeneratif diskler ve düşük kemik yoğunluğunda kama kırıkları görülür (Hansson and Roos 1981).

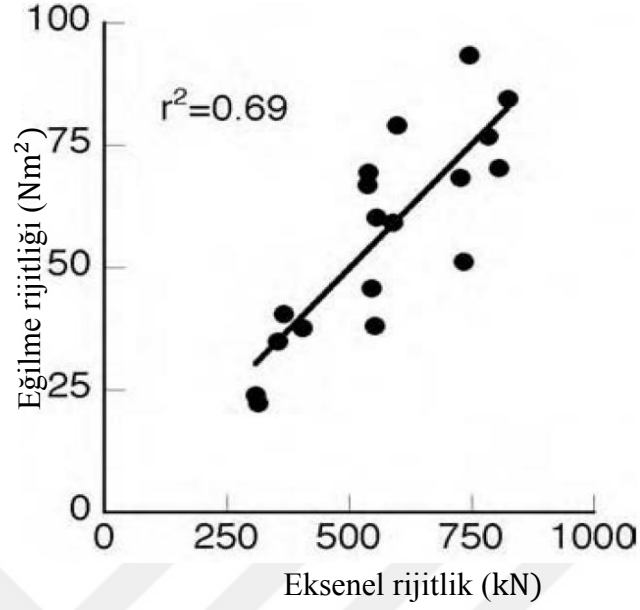
Anterior kama kırıklarının yaygın olarak görülmesinden dolayı, *in vitro* aktivitelerinde öne eğilme gibi yükleme şartları dikkate alınmalıdır. Kadavranın spinal hareket segmentlerinin mekanik yanıtının (kombine kompresyon ve fleksiyon altında kemik-disk-kemik kombinasyonu kas hariç) iyi derecede incelenmesine rağmen (Schultz *et al.* 1979; Tencer *et al.* 1982; Adams *et al.* 1994; Panjabi *et al.* 1994) çalışmalardaki temel sonuç, vertebranın gerilmesi yerine segment hareketinin deformasyon ölçüsü ile ilişkilendirilir. Eğilme hareketinde uç plaka boyunca mafsaldaki gelişen gerilme tipinin tam olarak net olmayışı yüzünden izole vertebra deneyinde *in vitro* gerilme sınırı tanımlamak zordur.

Bir vertebra gövdesine direk uygulanan eğilme momenti, muhtemel *in vitro* kırılma mekaniğinin kendine özgü iç yüzünü anlamayı sağlar. Bir deneyde, öne eğilmenin ve bileşik bası yükü tüm metastatik lezyonlarla birlikte izole vertebral gövdelere uygulanır ve vertebral gerilme sonuç değeridir, vertebral yüzeydeki maksimum gerilime katkı sağlar (Şekil 2.31 ve Şekil 2.32). Uygulanan basma kuvvetinden üç kat daha fazladır

(Whealan *et al.* 2000). Bu sonuçlar in vitro kırılma mekaniğinde eğilmenin önemini açıkça ortaya koymasına rağmen, uygulanan ortalama eğilme momenti bu testlerde oldukça büyüktür (50 Nm değeri kullanılan çalışmalara göre). Bir sonlu eleman analizinde tekil bası kuvvetine karşı tekil eğilme karşılaştırılmış, vertebranın cevabı dikkate alındığında rijit eğilmenin basmayla ilişkili olduğu görülmüştür.



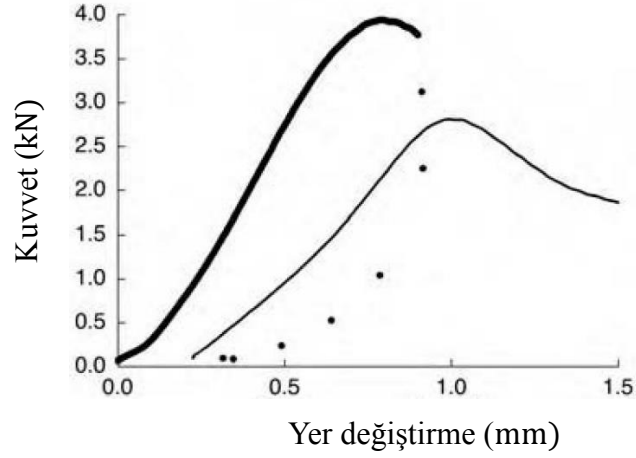
Şekil 2.30. İnsan omurgasının lomber hareket segmentlerinde anterior eğilme ve aksenal basma kombinasyonunu sağlayan bir biyomekanik test cihazı



Şekil 2.31. Anterior eğilme ve basma kuvvetine karşı vertebral rijitlik arasındaki ilişki. Bu sonuçlar 13 vertebranın sonlu elemanlar analizinden elde edilmiştir (Crawford ve Keaveny 2004)

2.13. Hasar ve Yorulma

Çoğu biyomekanik çalışmalarda vertebral dayanım monotonik yüklerin cevabı olarak ölçülmektedir. Ancak vertebra tekrarlı yüklere maruz kalabilir (Şekil 2.23). Ayrıca vertebra genelde in vitro ortamında düşük yüklerde hasara uğrar. Numune elastik bölgeden sonra aşırı yüke tabi tutulmasının ardından, tekrar yüklemeye oluşan sertlik ve vertebral dayanımdaki azalma hasarın temelidir. Uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlı tekil aşırı yükten sonra, kemiğin yoğunluğu gözetilmeksizin daha büyük kuvvet değerleriyle birlikte daha büyük düşüşler ortaya çıkar (Kopperdahl *et al.* 2000). Hasarın lokal bölgeleri trabeküler centrum içinde olabilir ve gerilim enerji yoğunluğu yüksek bölgelerde lokal hasarın etkisi çok belirgindir (Kopperdahl *et al.* 1999).



Şekil 2.32. Vertebral gövdenin aşırı bası yüküne ve ardından tekrar uygulanan yüke karşı davranışı. (Kopperdahl *et al.* 2000).

Bu testlerdeki sonuç parametreleri, (hasara sebebiyet veren çevrim sayısı ve sertlikteki değişim) centrumun posterior bölgesinde (McCubrey *et al.* 1995), kemiğin mineral içeriği (Hanson *et al.* 1987) ile mineral yoğunluğu ve yaş arasında bir ilişki olduğunu göstermektedir. Lomber hareket bölümlerinde tekrarlı yükleme testleri iki genel hasar mekanizmasına işaret eder. Bu sonuçtan yola çıkılarak lomber vertebranın normal günlük aktiviteler altında yorulma hasarına karşı duyarlı olduğu düşünülür (Hanson *et al.* 1987; Brinckmann *et al.* 1988; Myers and Wilson 1997).

2.14. Posterior Elemanın Rolü

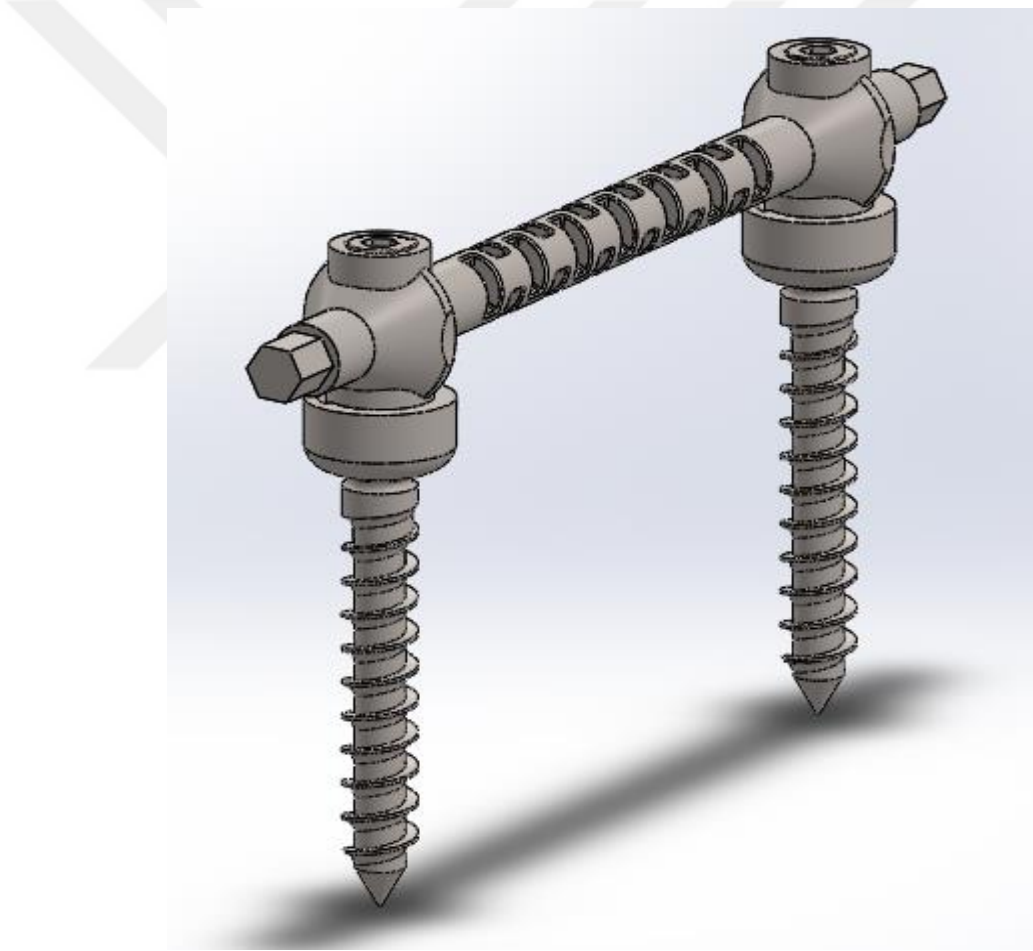
Bitişik diskler ve faset noktaları posterior elemanlarda vertebra boyunca yük transfer eden iki yoldur. Posterior elemanlar (kısmen faset noktaları) (Lin *et al.* 1978; Adams ve Hutton 1983; Shirazi-Adl *et al.* 1986; McGlashen *et al.* 1987; Asano *et al.* 1992; Schendel *et al.* 1993; Shirazi-Adl 1994; Sharma *et al.* 1995) burulma, enine kesme ve ekstansiyonda önemli bir rol oynar ve disk bası yüklerinin büyük bir miktarını taşır (Lin *et al.* 1978; Tencere *et al.* 1982; Adams and Hutton 1983; Asano *et al.* 1992; Schendel *et al.* 1993; Shirazi-Adl 1994; Hongo *et al.* 1999). Anterior eğilme için, kadavra çalışmaları göstermiştir ki; faset noktaları yük transferinde küçük bir rol oynar (Lin *et al.* 1978; Adams and Hutton 1983). Ancak ligamentleri kapsayan posterior elemanların

büyük fleksiyon momentlerine karşı dayanımda rolü önemlidir (Lin *et al.* 1978; Shirazi-Adl *et al.* 1986; McGlashen *et al.* 1987; Pintar *et al.* 1992; Schendel *et al.* 1993; Adams *et al.* 1994; Shirazi-Adl 1994; Sharma *et al.* 1995; Cripton *et al.* 2000).

Vertebral dayanımda posterior elemanların rolü hala araştırma konusudur. Sayısal analiz tahminlerine göre, %10'dan daha az net bası yükü, fizyolojik basma altında posterior elemanlar boyunca iletilmesine rağmen (Lin *et al.* 1978; Tencer *et al.* 1982; Adams and Hutton 1983; Asano *et al.* 1992; Schendel *et al.* 1993; Shirazi-Adl 1994; Hongo *et al.* 1999) yük altında posterior elemanların yapısal rolünün vertebral hasara etkisi hesaplanamamaktadır. Ek olarak, disk sağlığı, yükleme modu ve posterior eleman boyunca yük transferi arasında açıkça bir etkileşim vardır. Kullanılan intradiskal basınç ölçümlerine göre (Pollintine *et al.* 2004), çevre diskler sağlıklı olduğunda posterior elemanlar omurga boyunca aksenal yüklerin %10'undan az bir kısmını destekler (Pollintine *et al.* 2004).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Mevcut çok eksenli pedikül vida/rod sistemlerinde kavrama, aşınma ve yorulma hasarı gibi problemleri çözmek amacıyla SolidWorks 2014 programında tasarlanan sistem bir çok dizayn parametresi ışığında şekillendirilmiş olup akabinde ANSYS Workbench 15.0 ortamında çekme ve basma testlerine tabi tutulmuştur (ASTM F1717-15, 2015 Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model).



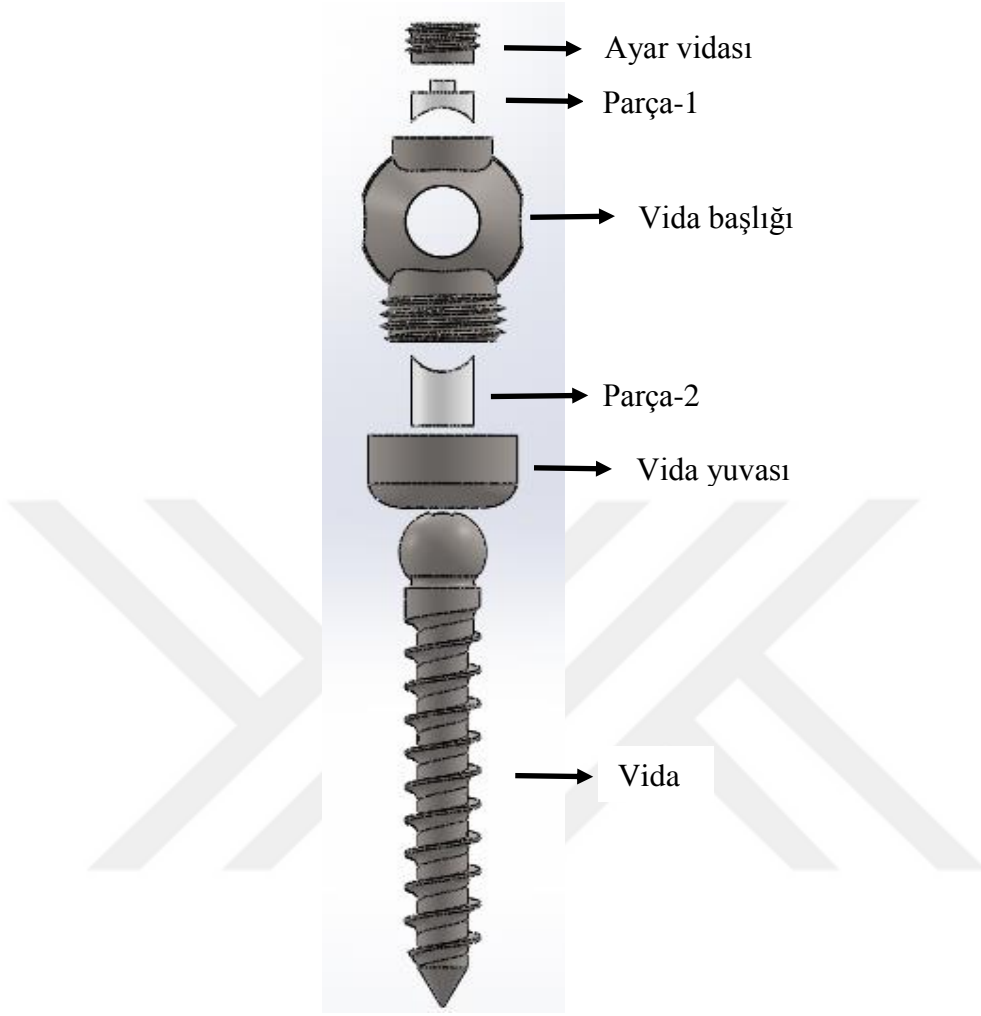
Şekil 3.1. Tasarlanan yeni pedikül vida/rod sistemi

3.1. Bilgisayar Destekli Çizim Ortamında Sistemi Oluşturan Parçaların Çizimi ve Montajı

Sistem temel olarak iki bileşenden meydana gelmektedir (pedikül vida ve rod). Pedikül vidayı oluşturan unsurlar önceki tasarımlara göre yeniden düzenlenmiştir. Rod elemanına ise tamamen yeni kanal geometrileri eklenmiştir.

3.1.1. Yenilikçi pedikül vida

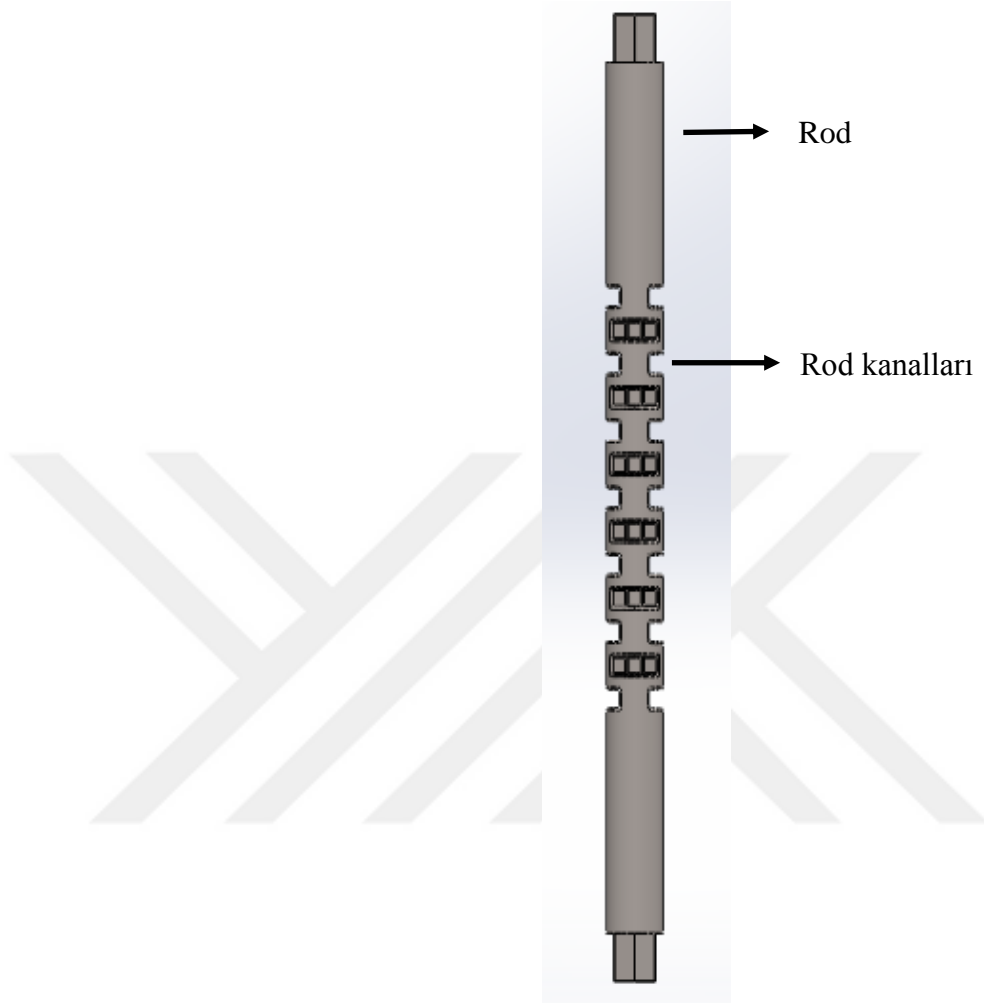
Yeni tasarlanan spinal implant sistemi Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Burada, pedikül vidayı oluşturan elemanların (ayar vidası, parça-1, vida başlığı, parça-2, vida yuvası, vida) her biri ayrı bir görev için tasarlanmıştır. Vida, implantasyonun gerçekleştirileceği omura entegre edilir ve implant sistemi için zemin teşkil eder. Vida yuvası, vidaya yataklık ederek çok eksenli hareket kabiliyetine sahip bir yapının oluşmasını sağlar. Parça-2, bulunduğu konumdan rod elemanına temas ederek tam oturma ve stabilizasyona destek verir. Yine vida ile temas halinde olup uygun konum ayarından sonra kilitleme vazifesi görür. Vida başlığı, rod elemanına yataklık eder. Tam kavrama sağlar. Sistemin esneklik kabiliyetine katkı verir. Parça-1, sisteme ayar vidasından hemen önce entegre olur. Vida başlığına rod konumlandırılması noktasında yardımcı olur. Ayar vidası, tüm elemanların montajının ardından sisteme katılır. Parça-1 ile bağlantı kombinasyonunu sağlar.



Şekil 3.2. Pedikül vidaya ait bileşenler

3.1.2. Yenilikçi rod

Omurganın cerrah tarafından yeniden konumlandırılmasının ardından stabilizasyonu sağlayan aynı zamanda mevcut geometrisi sayesinde omurganın gündelik aktivitelerini daha az kısıtlayan bir tasarımdır (Şekil 3.2). Üzerindeki kanallar sistemin rijitliğini azaltmak amacıyla açılmış olup, bu kanalların spinal sisteme dinamik bir yapı kazandırması hedeflenmiştir.



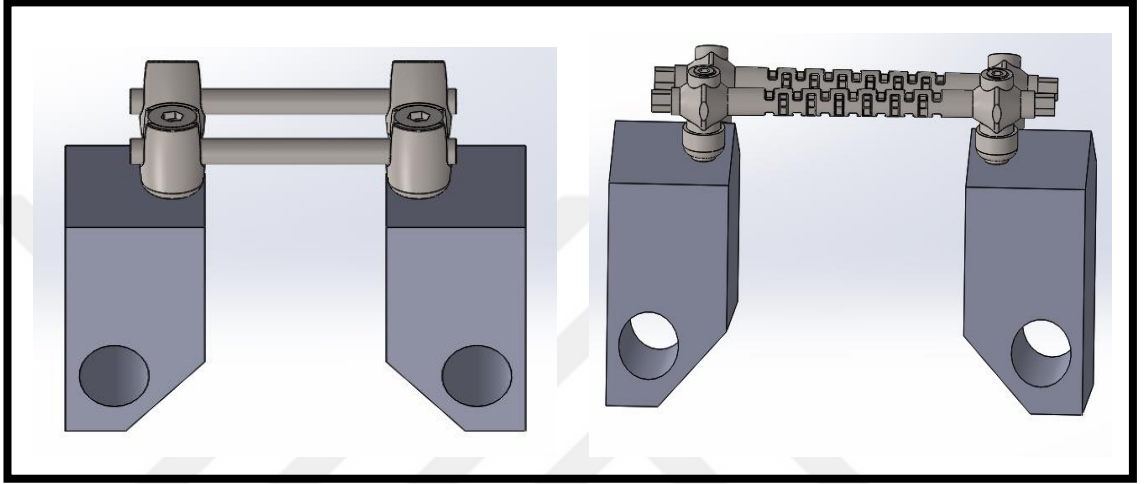
Şekil 3.3. Yeni rod tasarımı

3.2. Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması ve Biyomekanik Analizler

3.2.1. Sonlu eleman modellerinin oluşturulması

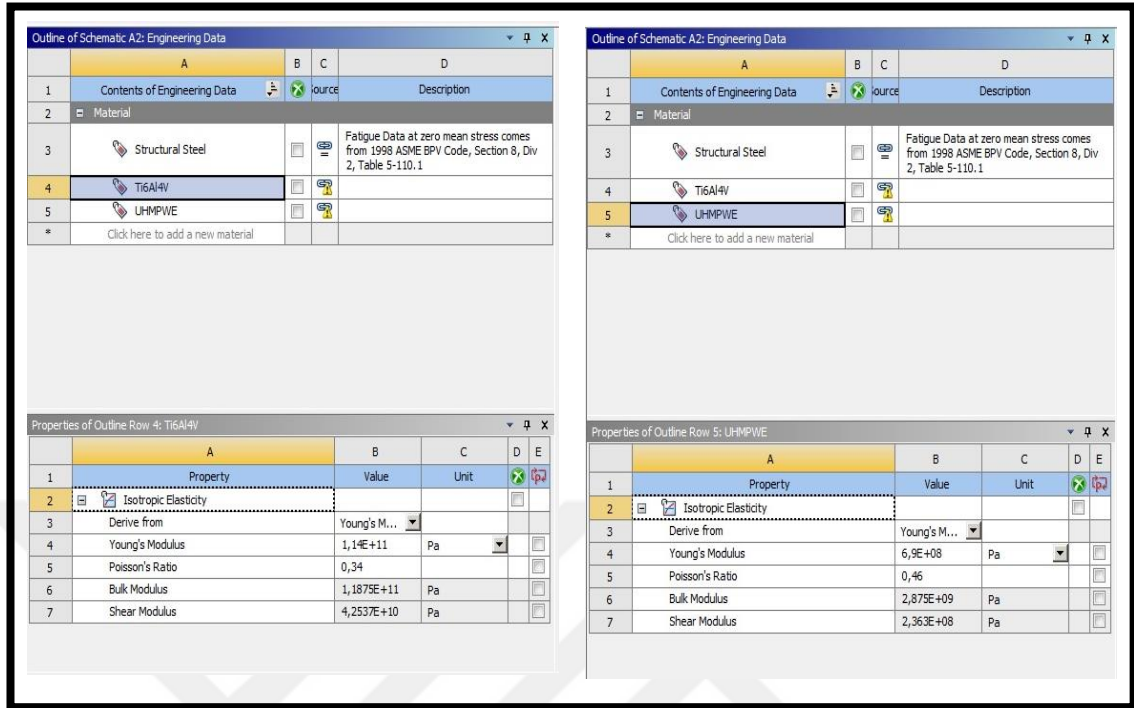
Yeni tasarlanan sistemin omurga üzerinde maruz kalabileceği mekanik etkilere vereceği cevabın tespiti için ANSYS Workbench 15.0 yazılımı vasıtasıyla sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak teorik analizler gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, öncelikle SolidWorks 2015 yazılımı kullanılarak üç boyutlu katı modelleri oluşturulan 6 mm çapında ve 110 mm uzunluğunda rodlara sahip olan klasik ve yenilikçi spinal sistemler; spinal implantların dayanım özelliklerinin belirlenmesi amacıyla ASTM F1717 (ASTM

F1717 – 15, 2015 Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model) standardındaki geometrik şartlara uygun olarak, omurgaları temsil eden test bloklarına Şekil 3.3'deki gibi yerleştirilmiştir. Bu aşamadan sonra toplam modeller, ANSYS Workbench 15.0 yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 3.4. (a) Geleneksel ve (b) yeni sistemin bloklara montajlanmış katı modelleri

İmplant sistemini oluşturan malzeme özellikleri yazılıma tanıtılmıştır (Şekil 3.4). İmplant sisteminin her bir elemanına ait malzeme seçimi mekanik analizden önce yapılmıştır. Spinal fiksatörlerde yaygın olarak kullanılan Grade 5 Ti alaşımı ve ek elemanlar için ise UHMPWE tercih edilmiştir. Bu tercih mekanik dayanım ve biyouyumluluk kriterlerine göre yapılmıştır. Sisteme ait bileşenlerin malzeme özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.



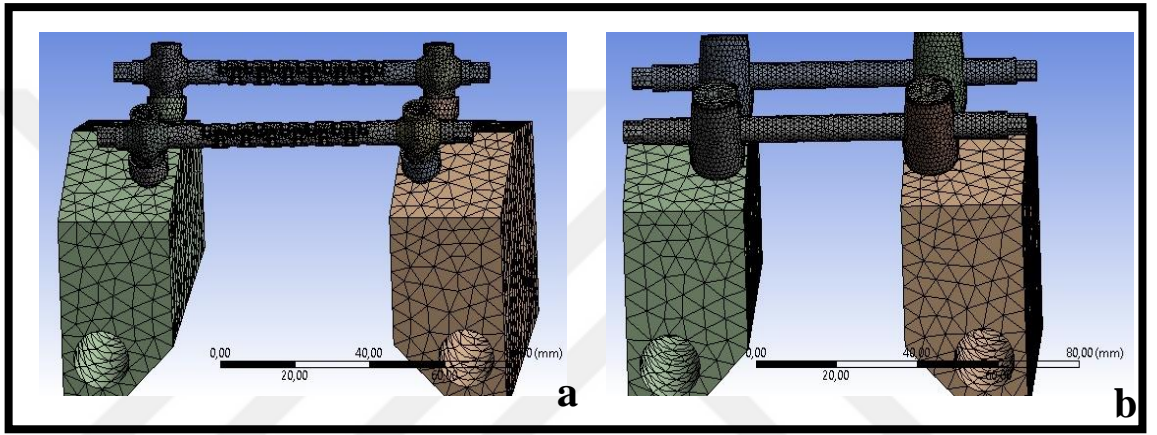
Şekil 3.5. Ansys ortamında Ti6Al4V ve UHMWPE nin mekanik özellikleri

Çizelge 3.1. Ti6Al4V ve UHMWPE nin bazı mekanik özellikleri (Callister *et al.* 2014)

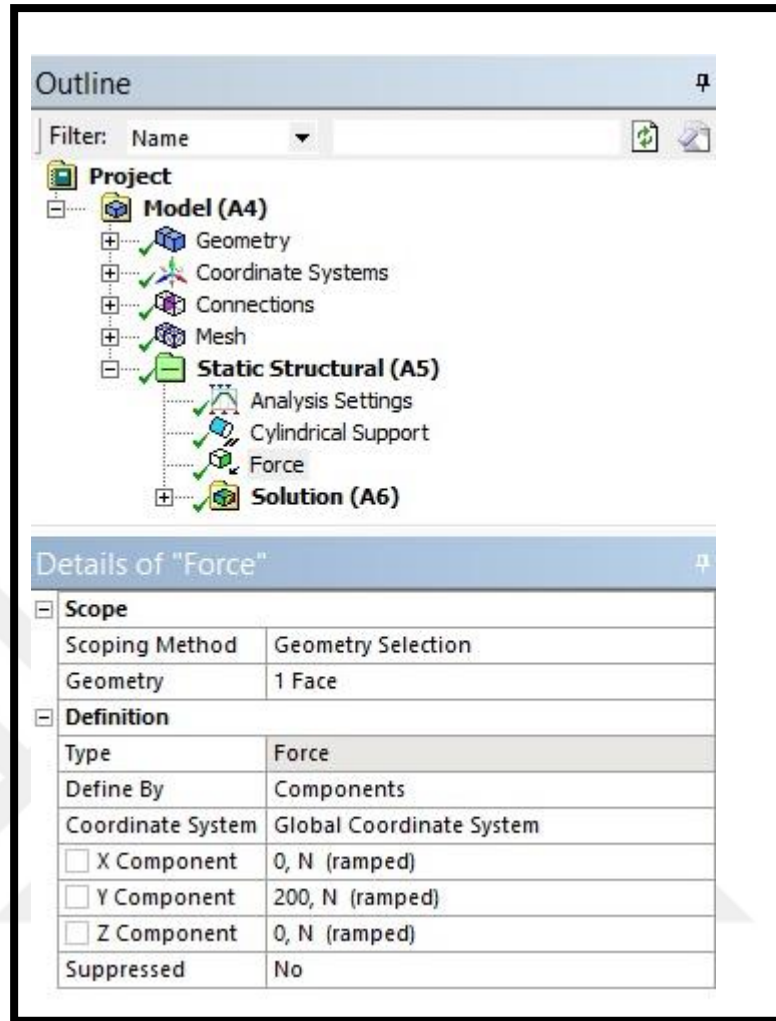
	Elasitite Modülü, E (GPa)	Poisson Oranı, ν
Vida - Ti6Al4V	114	0.34
Vida yuvası - Ti6Al4V	114	0.34
Parça-2 - UHMWPE	0.69	0.46
Vida başlığı - Ti6Al4V	114	0.34
Parça-1 - UHMWPE	0.69	0.46
Ayar vidası - Ti6Al4V	114	0.34
Rod - Ti6Al4V	114	0.34

Malzeme özelliklerini belirleyen değerler girildikten sonra Workbench modülüne aktarılan geometrilerde farklı mesh boyutlarında denemeler yapılarak uygun mesh yapıları elde edilmiştir. Optimum mesh yapıları elde edilmiş modeller Şekil 3.5'te gösterilmiştir. Yapısal analizler için için basma ve çekme yükü olarak 200 N

(Edmondston *et al.* 1994; Singer *et al.* 1995) değeri esas alınmıştır. Sistemlere uygulanacak kuvvetler için ASTM F1717 standardı referans alınmış ve kuvvetler sistemlere Şekil 3.6'daki Şekilde uygulanmıştır. Sonlu elemanlar analizleride; model aktarımı, malzeme özelliklerinin tanımlanması, mesh yapısının belirlenmesi ve sınır Őartlarının programa tanıtılmasından sonra son aşama olarak sonlu eleman modelleri zmlenmiştir.



Şekil 3.6. Optimum mesh yapısı elde edilmiş spinal sistemler (a) yeni (b) geleneksel



Şekil 3.7. Her iki sistem için kullanılan sınır şartları

3.2.2. Biyomekanik analizler

ASTM F 1717 standardına göre, UHMWPE test bloklarına yerleştirilen spinal implant sistemleri, 200 N'luk statik çekme ve basma yükleri (Edmondston *et al.* 1994; Singer *et al.* 1995) altında yapısal olarak analiz edilmiştir. Bu analizlerde; spinal sistemlerde oluşan gerilmeler ve deformasyon değerleri kıyaslanmıştır. Bu kıyaslamada; gerilme değerleri için von Mises kriterine göre hesaplamalar/değerlendirmeler yapılmış ve deformasyon için ise sistemlerin toplam deformasyon miktarları incelenmiştir.

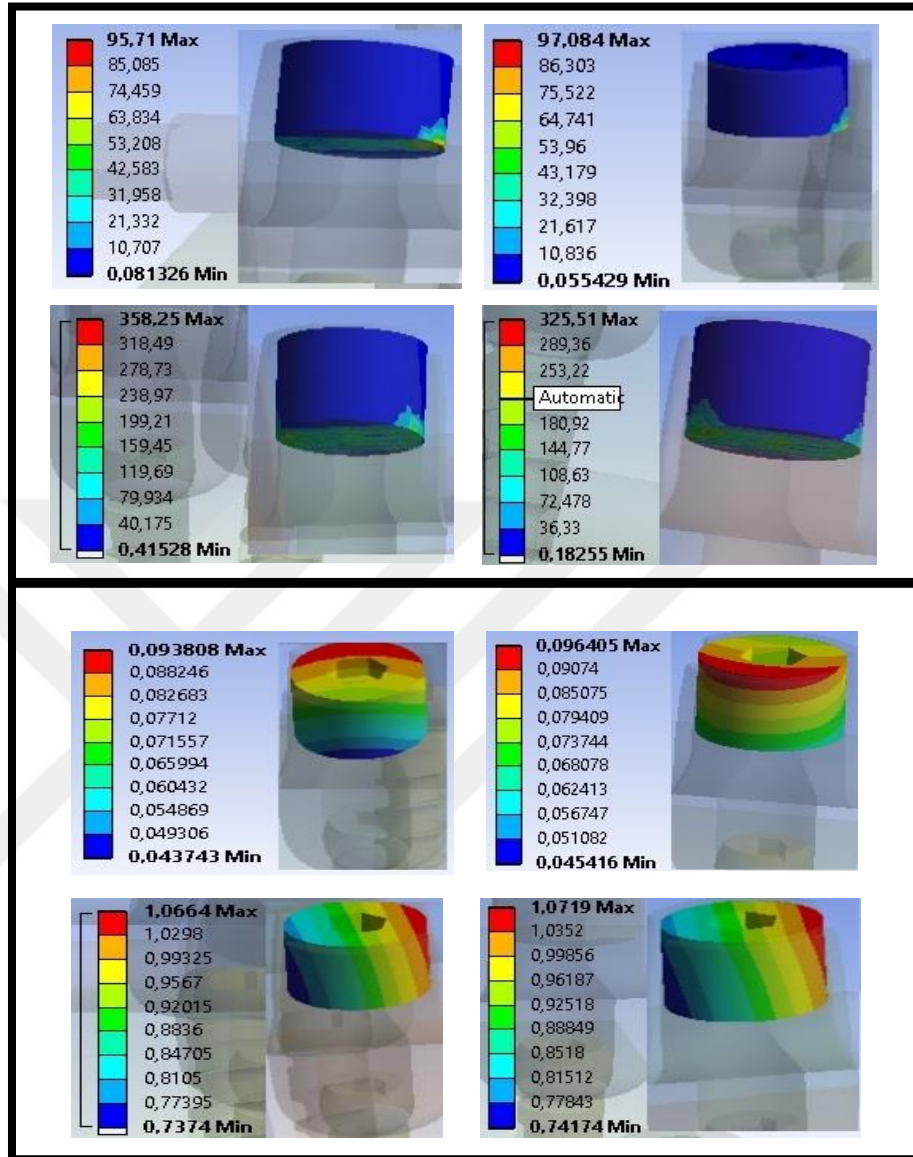
4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Geleneksel ve Yeni Sistemin Basma Testine Göre Gerilme - Deformasyon Analizi

4.1.1. Geleneksel sistem

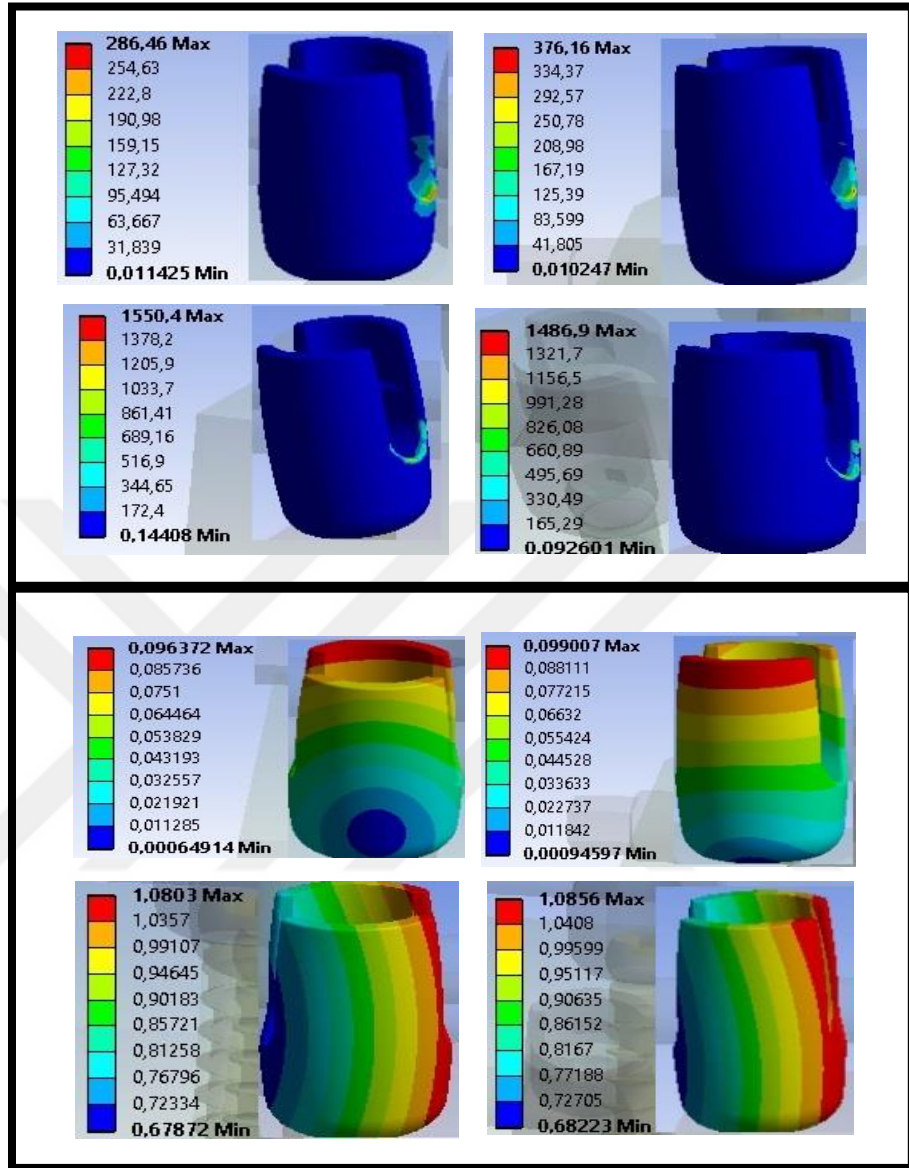
Geleneksel sistemde yer alan elemanların analizi (ayar vidası, vida başlığı, vida,rod) dört ayrı vida ve iki rod için tek tek ele alınmıştır. Basma kuvvetine tabi tutulan toplam sistemin bileŐenlerinde oluşan gerilmeler sistemin tespit edilmiŐti. Sistemin genelinde kuvvete yakın elemanlarda gerilme değerlerinin diğer kısımlara göre daha fazla olduğu görülmüştür. Rod elemanı ile vida başlığı arasında herhangi bir ek elemanın olmayışı vidalardaki gerilme değerlerinin fazla olmasına sebebiyet vermiştir.

Şekil 4.1'de ayar vidasında olŐan gerilmeler rod ile direk temasın gerçekleŐtiđi bölgelerde artış göstermiştir.



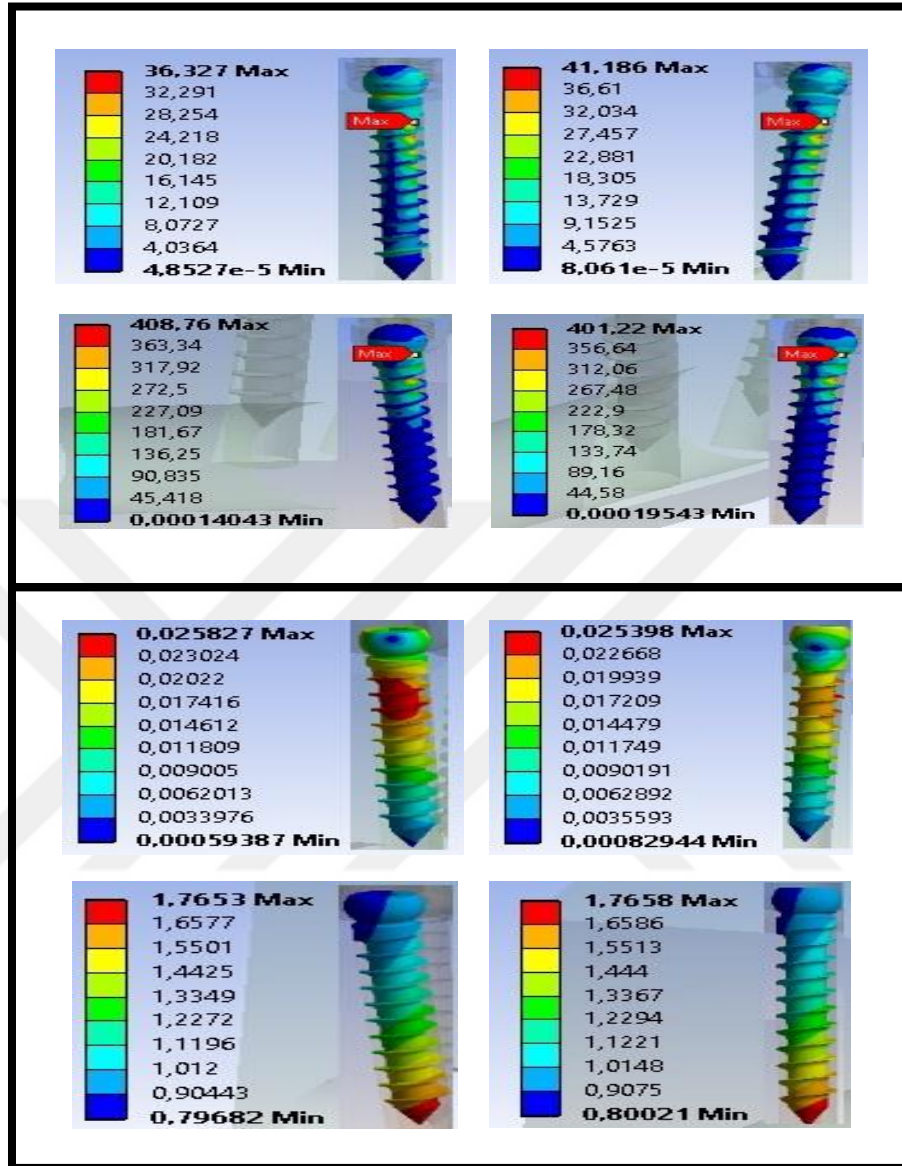
Şekil 4.1. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

Vida başlığının roda yataklık ettiği bölgelerde özellikle U profilin çeper kısmında genel eğilimin dışında maksimum gerilme değerleri elde edilmiştir.



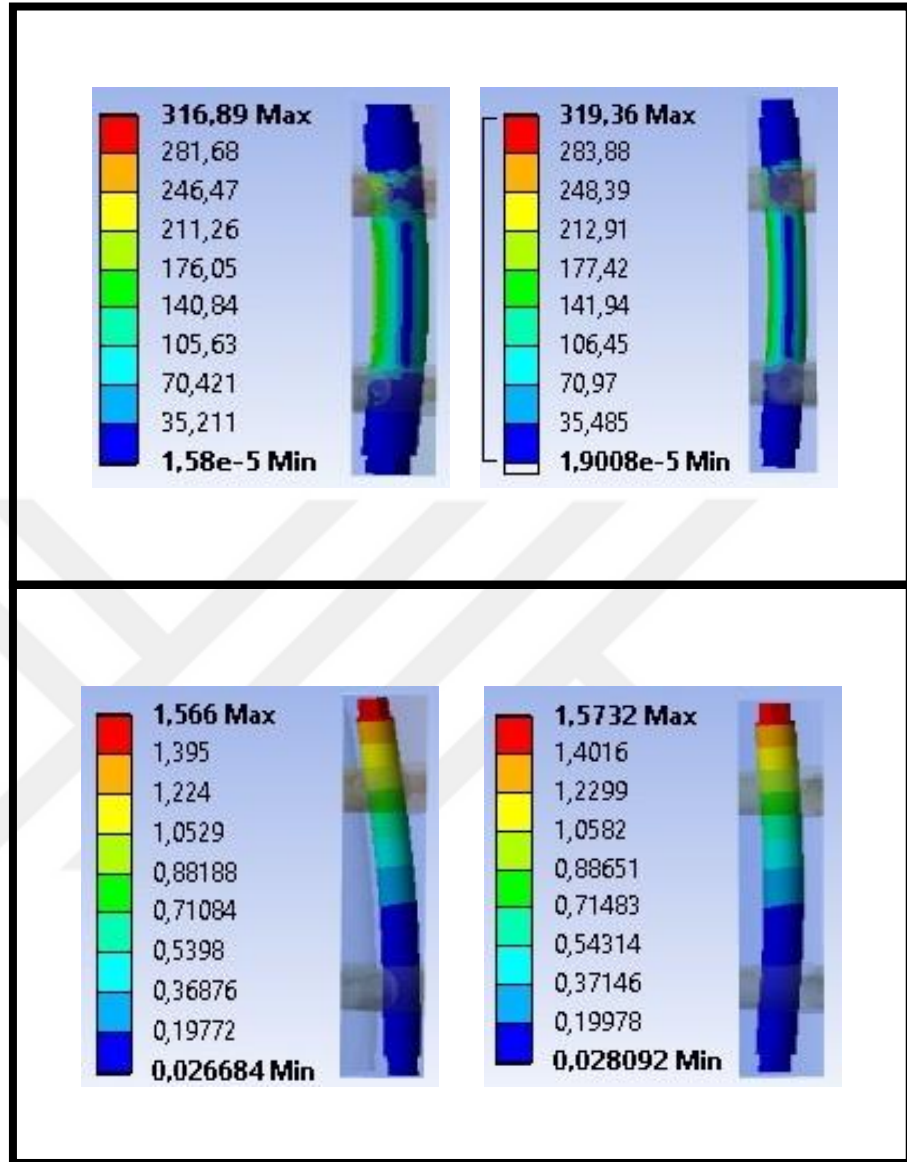
Şekil 4.2. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

UHMPWE malzemeden tasarlanmış bloklara gömülü vidalarda Şekil 4.3’de görüldüğü gibi bölgesel gerilmeler tespit edilmiştir. Her blok ayağının vidası basma kuvvetinin etkisiyle taşıyıcı vazifesinden ötürü bloğa tutunmaya çalışmıştır.



Şekil 4.3. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

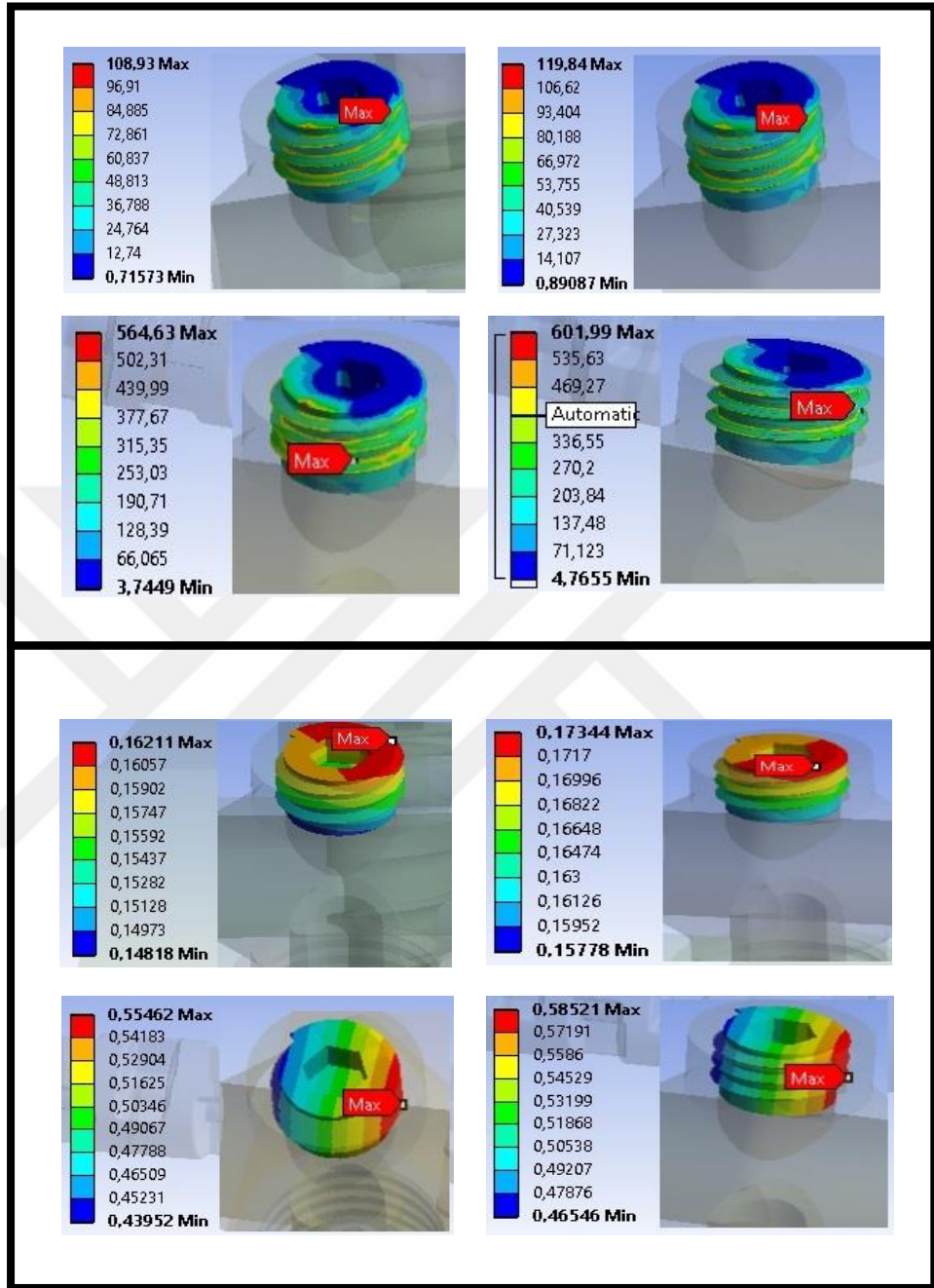
Basma kuvvetinin etkisiyle vida başlığına tutunmuş rodlar bir miktar eğilmişlerdir. Düz yapıdaki gövde gerilme dağılımı homojendir.



Şekil 4.4. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

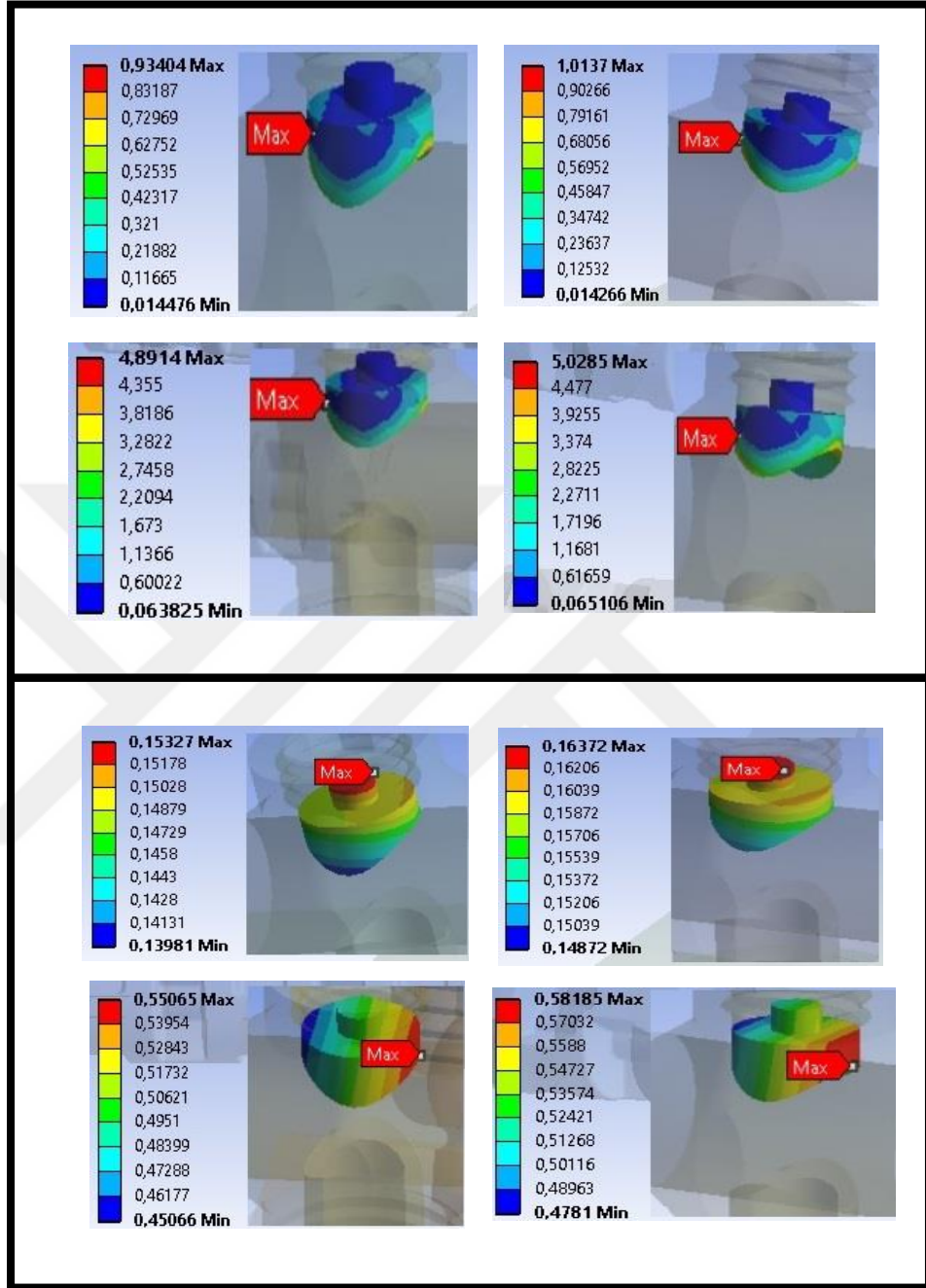
4.1.2. Yeni sistem

Yeni sistemde ayar vidaları parça-1 parçasıyla temas halinde olduğundan taban kısmındaki gerilmeler çok düşük seviyelerde kalmıştır. Vida başlığının iç çeperiyle temas halinde olan vida dişlerinde gerilme yoğunluğu tespit edilmiştir.



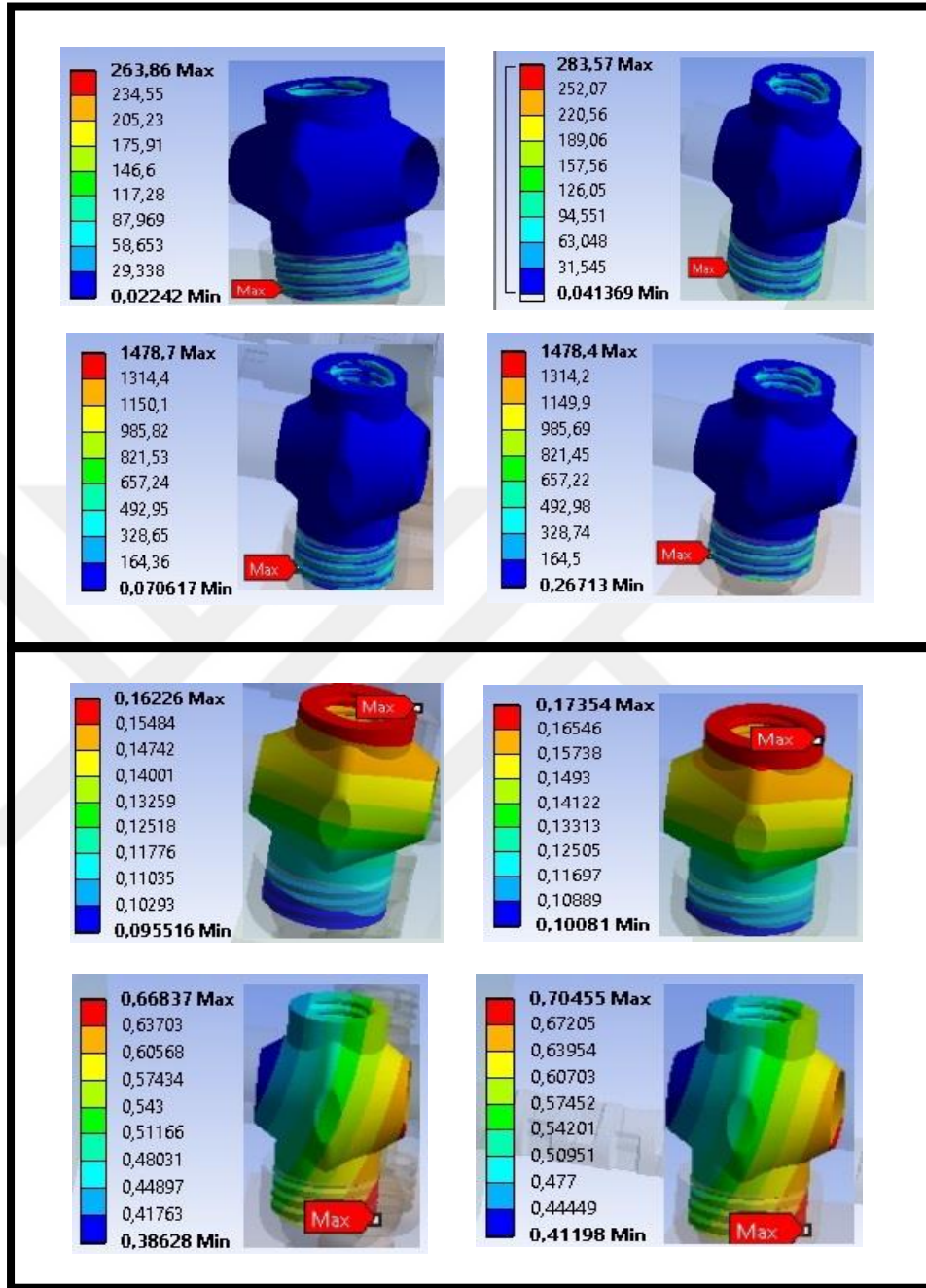
Şekil 4.5. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Polimer malzemenin kullanıldığı Parça-1 elemanın gerilme miktarları oldukça düşük seviyelerdedir. Parçalar kendi içinde incelendiğinde rod ile temas halinde olan noktalarda gerilme değerleri daha yüksektir.



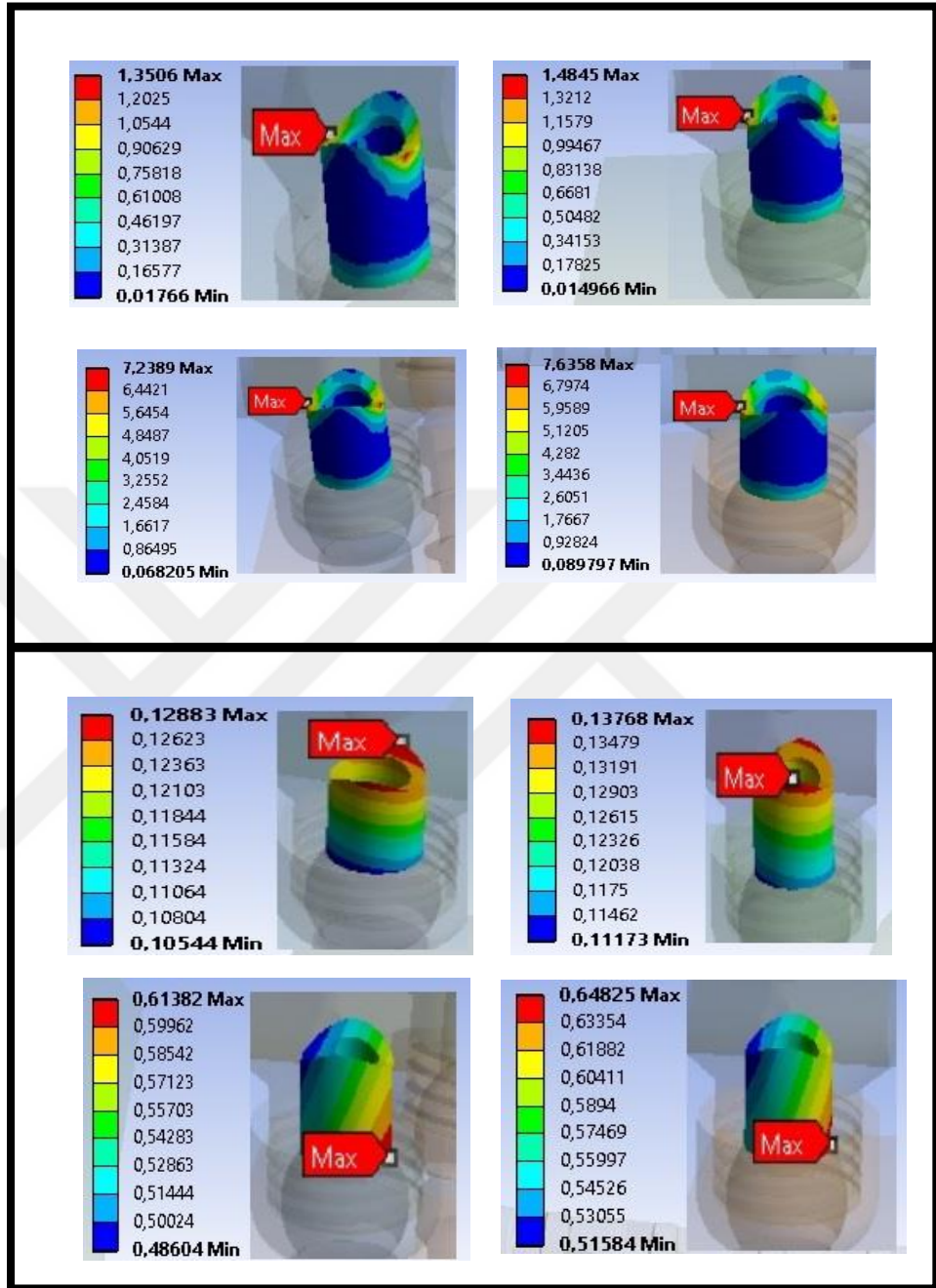
Şekil 4.6. Parça-1 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Yeni sisteme ait vida başlıkları (Şekil 4.7) sistemde rodun oturduğu rijit elemanlar olduklarından elde edilen sonuçlara göre genel gerilme değerleri oldukça düşüktür. Şekilde görülen en büyük gerilme değerleri çok düşük noktalarda olduğundan sistem için kritik bir öneme sahip değildir.



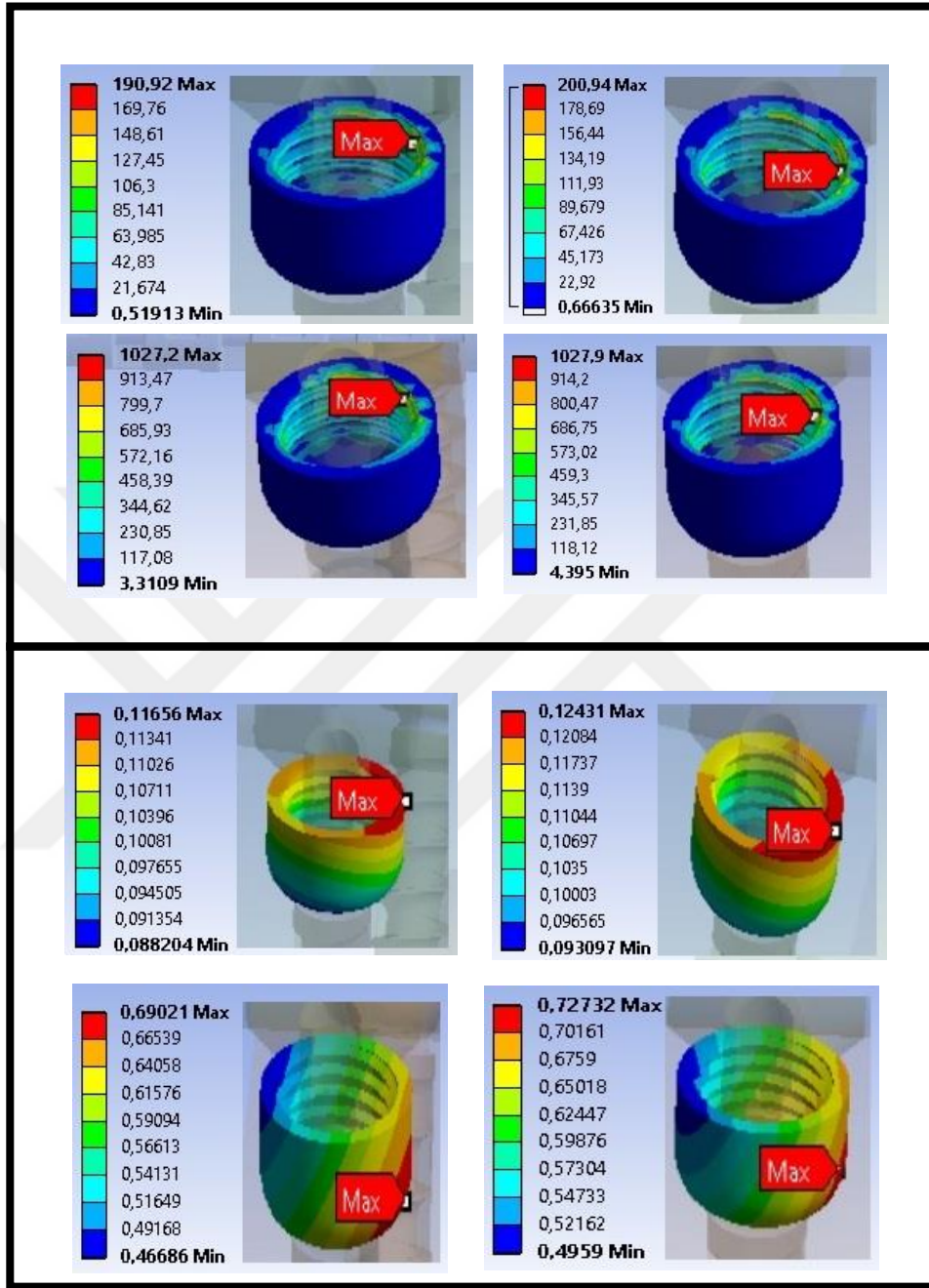
Şekil 4.7. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Vida üzerinde yer alan Parça-2 elemanları tepe kısmı ile rodla yataklık etmiştir. Sisteme yük geldiği andan itibaren rodun sisteme bası uygulaması sonucu oluşan gerilmelerin bir kısmı bu elemanlar tarafından paylaşılmıştır.



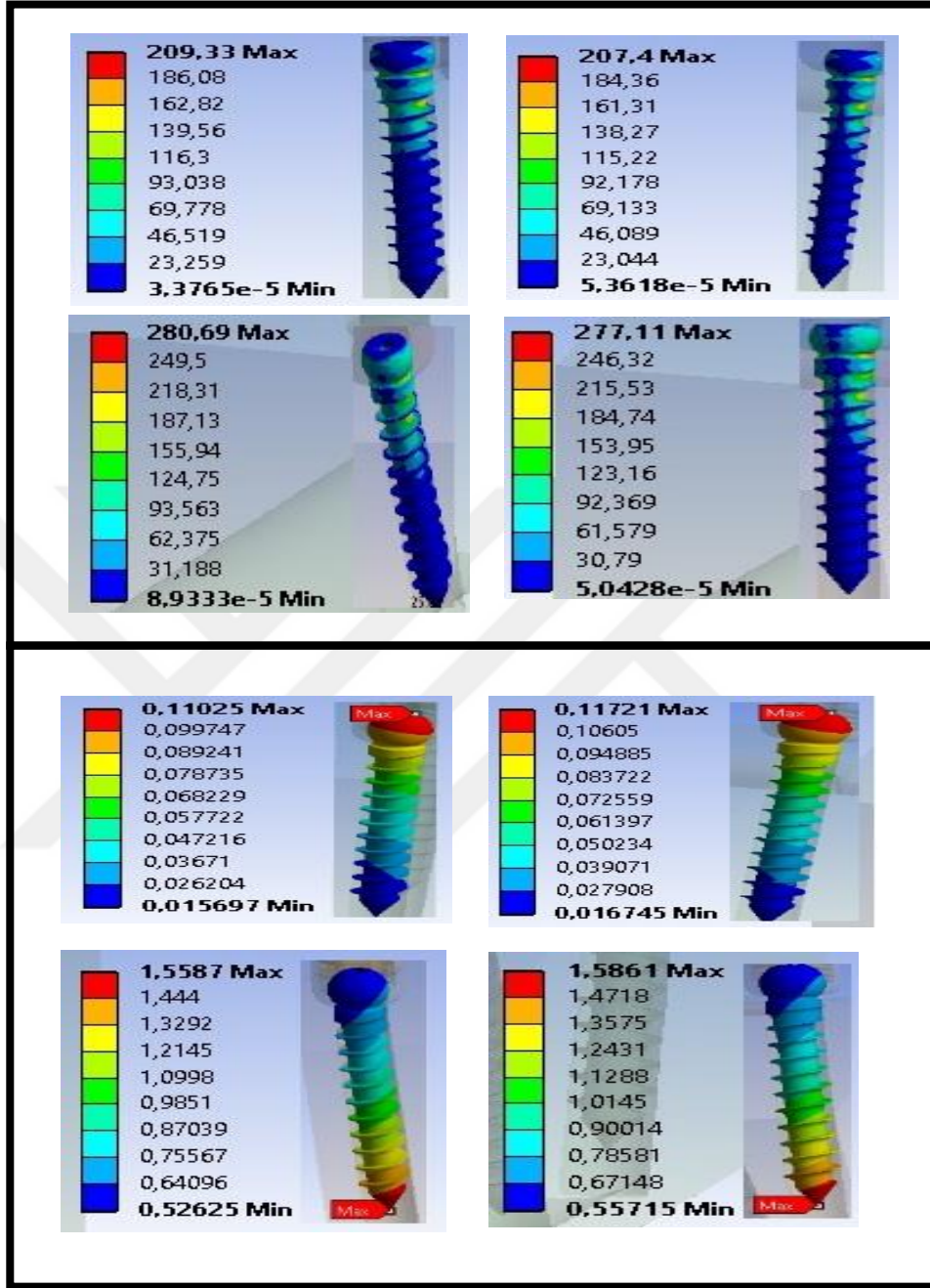
Şekil 4.8. Parça-2 elemanlarında oluşan gerilmeler (yeni sistem)

Vida yuvalarında oluşan gerilmeler, vida başlığının montajı için gerekli vida dişi ve vida kanalları arasında yoğunlaşmıştır. Vidanın temas halinde olduğu bölgede tasarım geometrisini değiştirebilecek derecede önemli gerilme değeri saptanmamıştır.



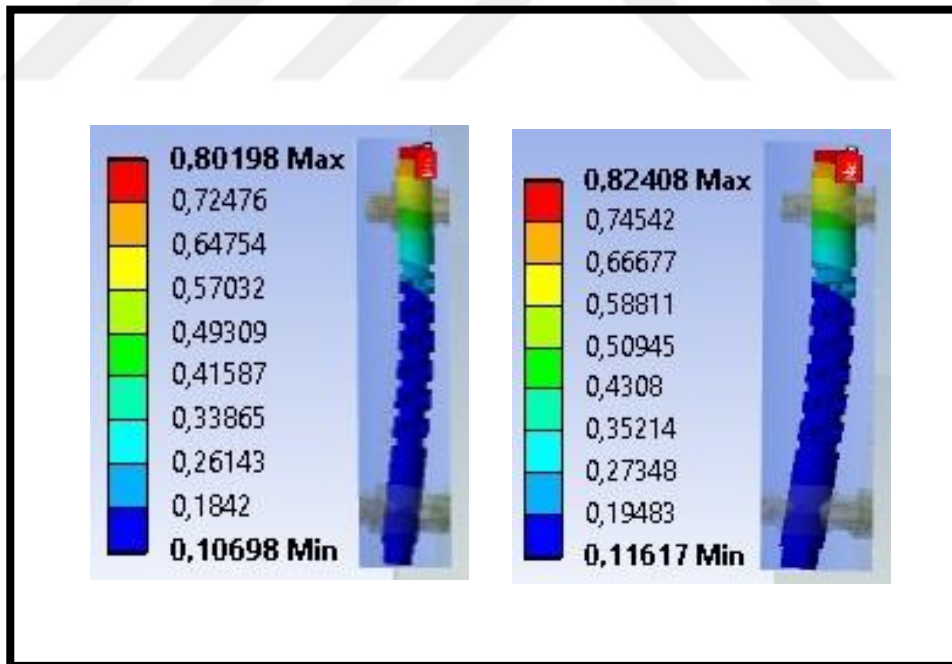
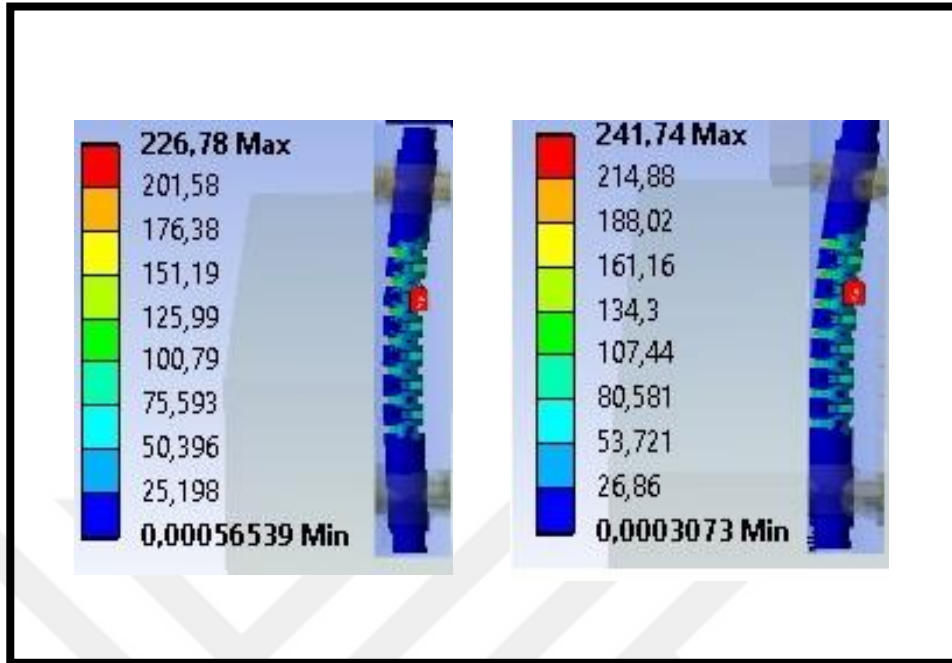
Şekil 4.9. Vida yuvalarında oluşan gerilmeler (yeni sistem)

Yeni sistemdeki vida gerilmelerinde eski sisteme göre önemli decede azalma görülmüştür. Lokal bölgelerde gerilme yığılmaları oluşmuştur.



Şekil 4.10. Vidalarda oluşan gerilmeler (yeni sistem)

Rodlarda eski sistemden farklı olarak kullanılan kanallar etrafında gerilme yığılmaları oluşmuştur. Basma yükü altında eğilmeye maruz kalan rod çiftinde oluşan gerilme değerleri aşağıdaki gibidir.

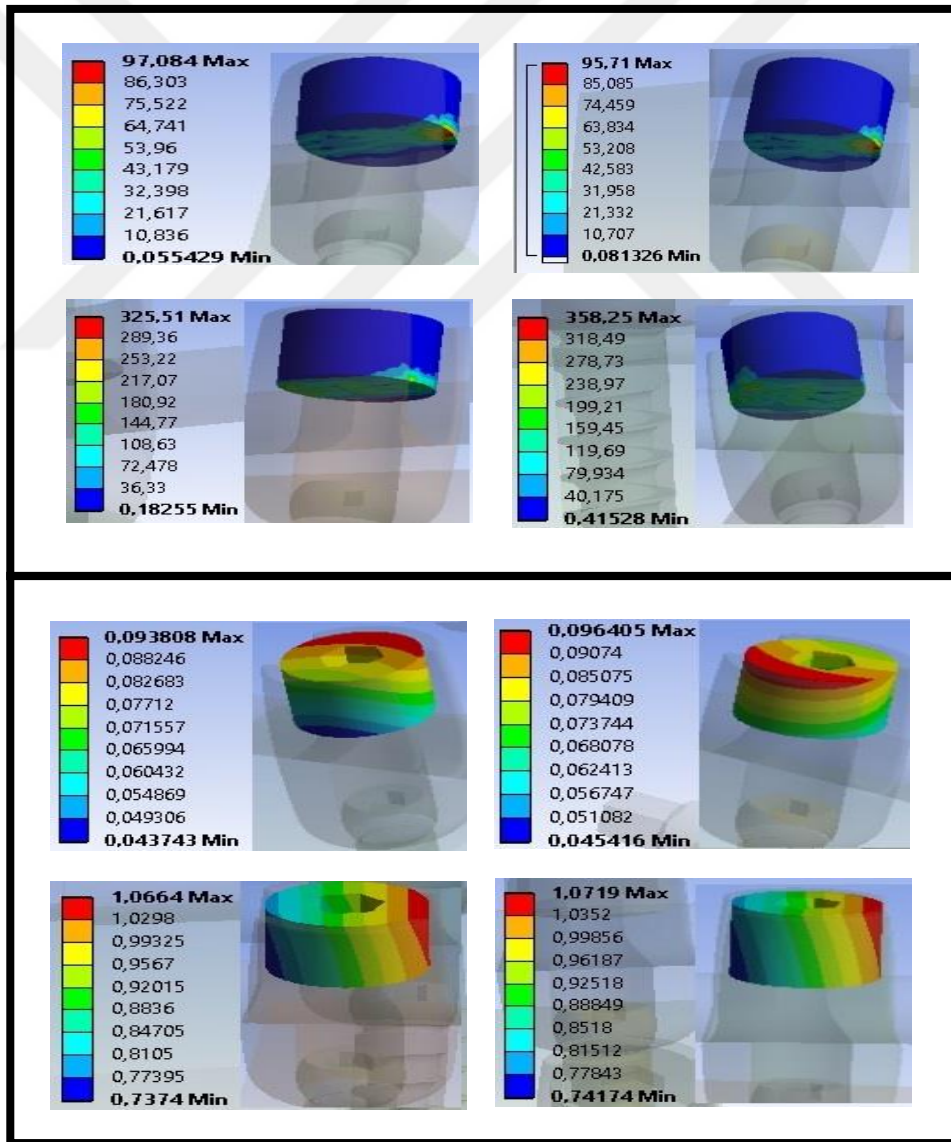


Şekil 4.11. Rodlarda oluşan gerilmeler (yeni sistem)

4.2. Geleneksel ve Yeni Sistemin Çekme Testine Göre Gerilme - Deformasyon Analizi

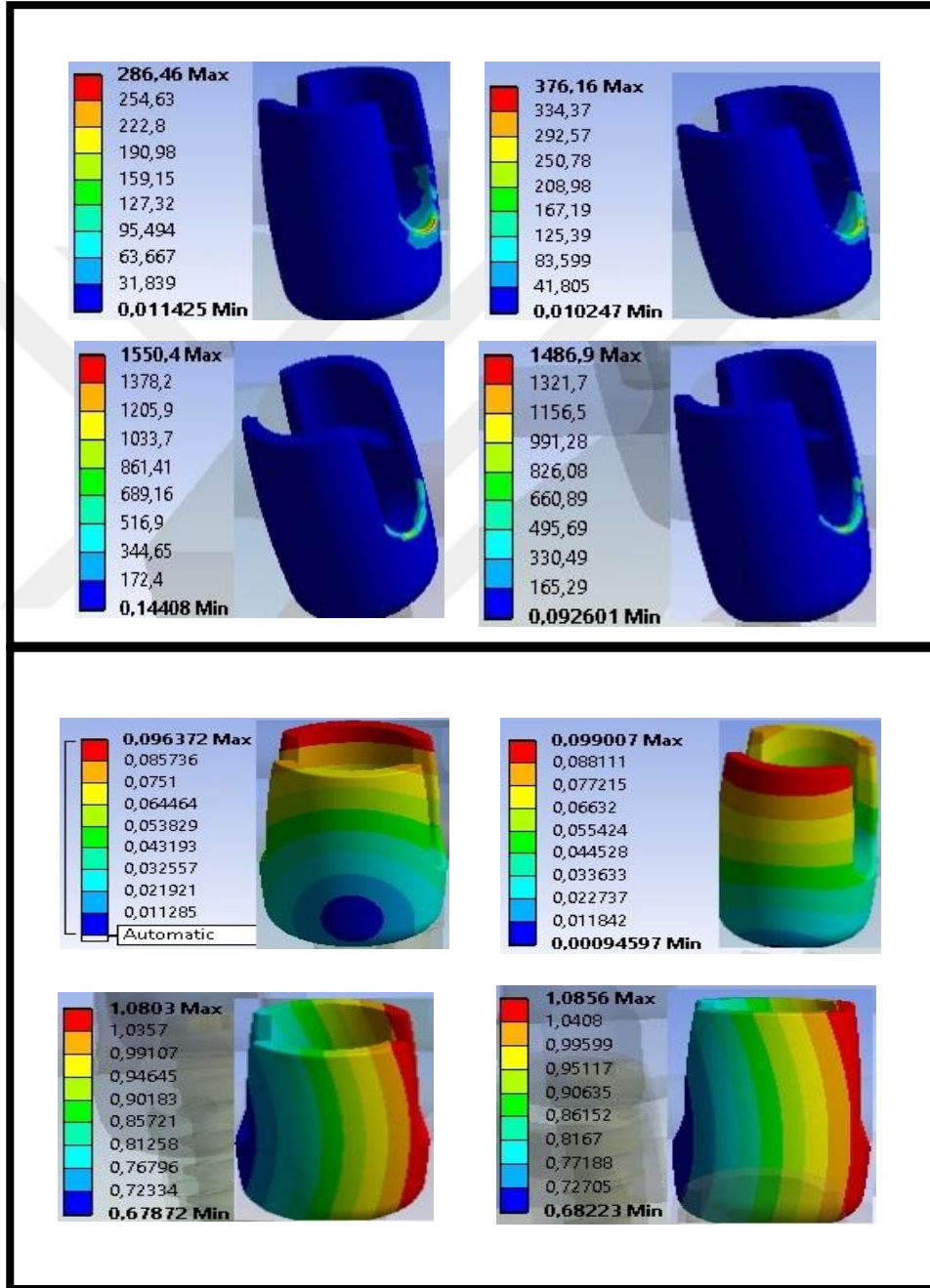
4.2.1. Geleneksel sistem

Ayar vidalarının rodlara temas noktalarında gerilmeler oluşmuştur. Maksimum gerilmeler cidar bölgelerinde gelişmiştir. Ortalama gerilme değeri kuvvete yakın bölgelerde yaklaşık 3 kat daha fazladır.



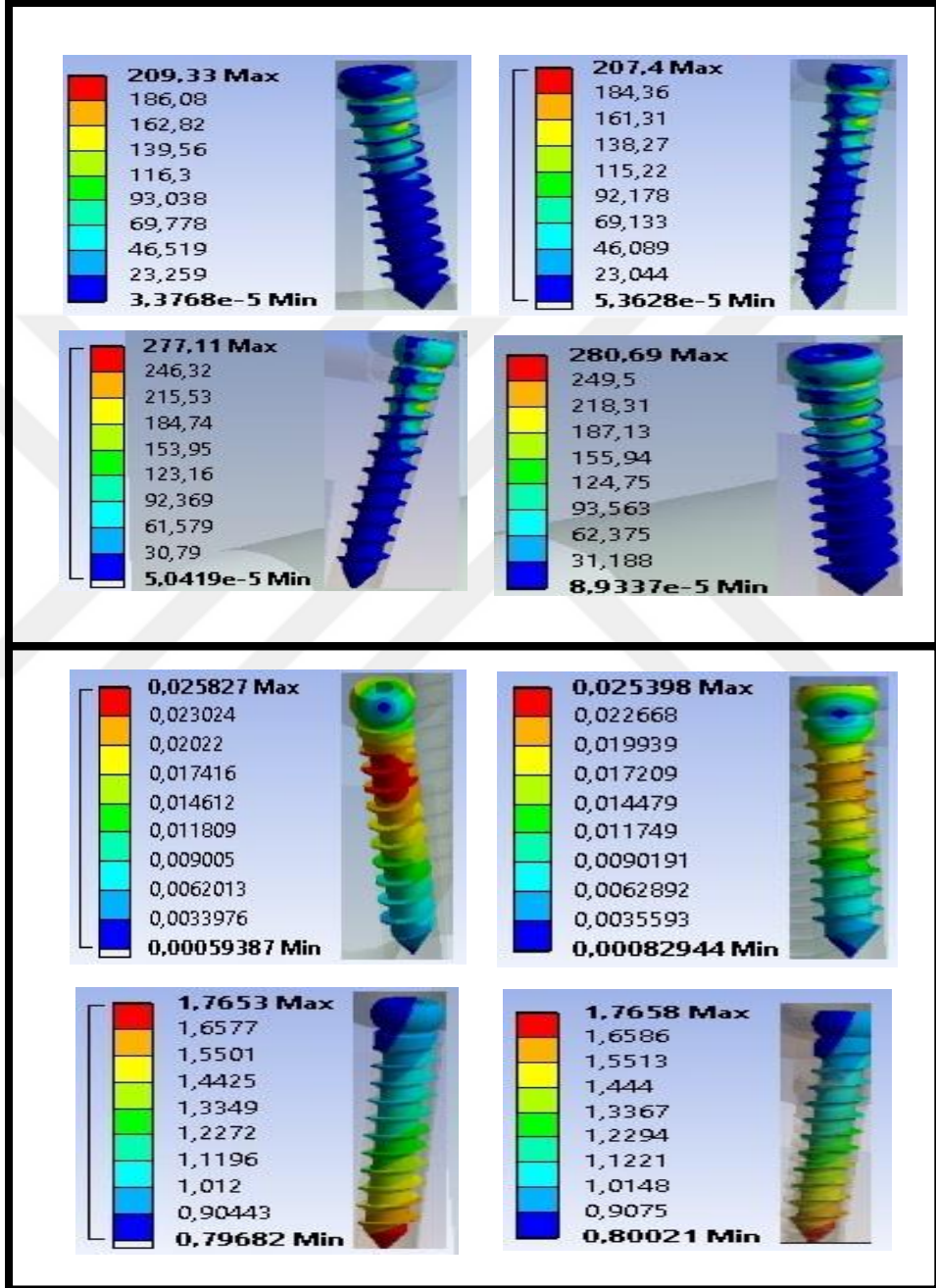
Şekil 4.12. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

Vida başlığı için gerilmeler U profili çevresinde yığılmış, bu bölgenin çok küçük dilimlerinde en yüksek değerine ulaşmıştır. Ortalama gerilme değeri kuvvete uzak elemanlar için 100 MPa, yakın olanlar için ise 450 MPa civarındır.



Şekil 4.13. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

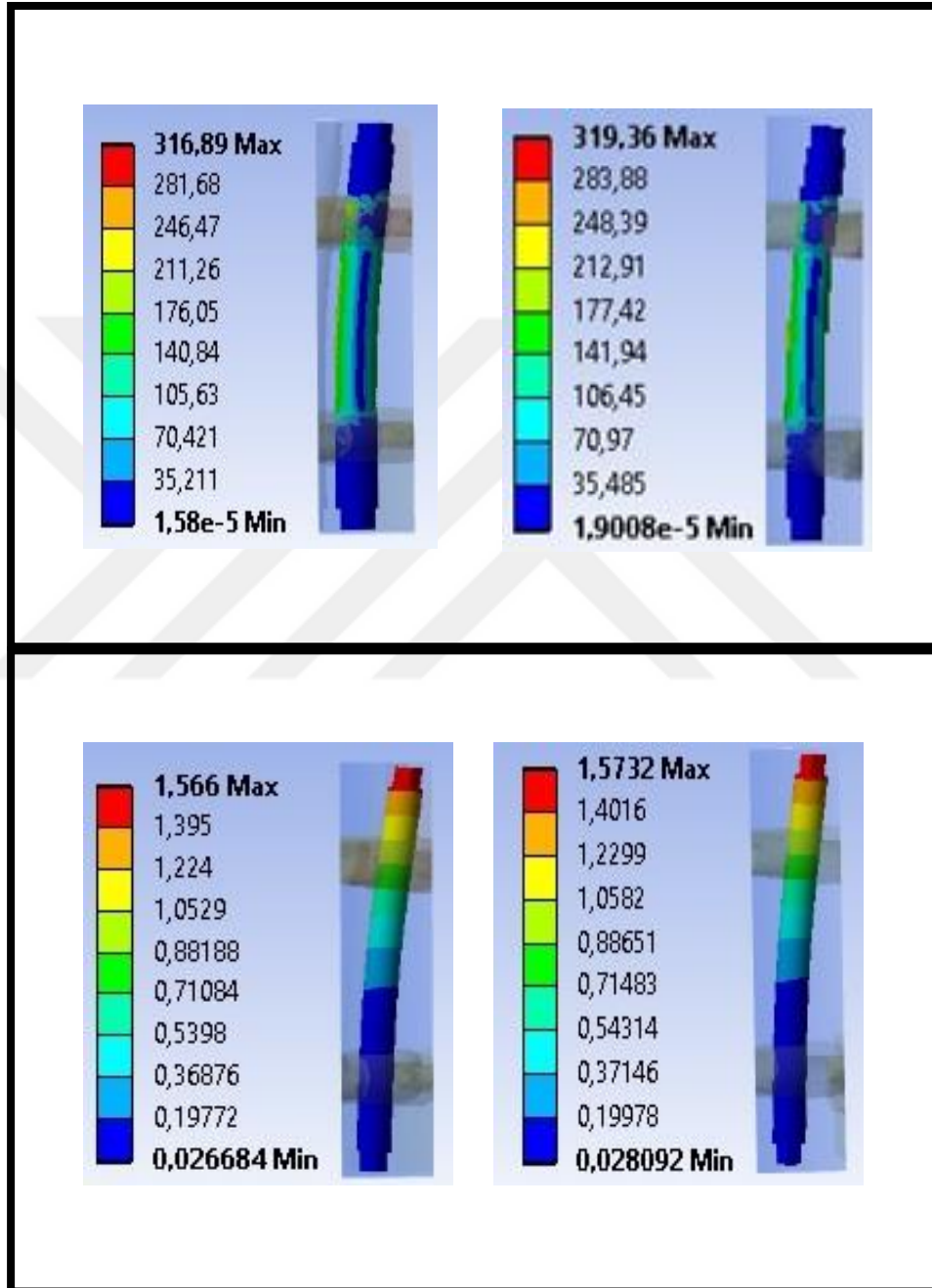
Geleneksel sistemde kullanılan vidalardaki gerilme değerleri vida boyunca dengeli bir biçimde dağılım göstermemiştir. Diş diplerinde gerilme değerleri artış göstermiştir.



Şekil 4.14. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

Çeki gerilmesi altında geleneksel sistem için iki rodta meydana gelen gerilmeler birbirine oldukça yakındır. Gerilme dağılımları için de benzer bir durum vardır. İki

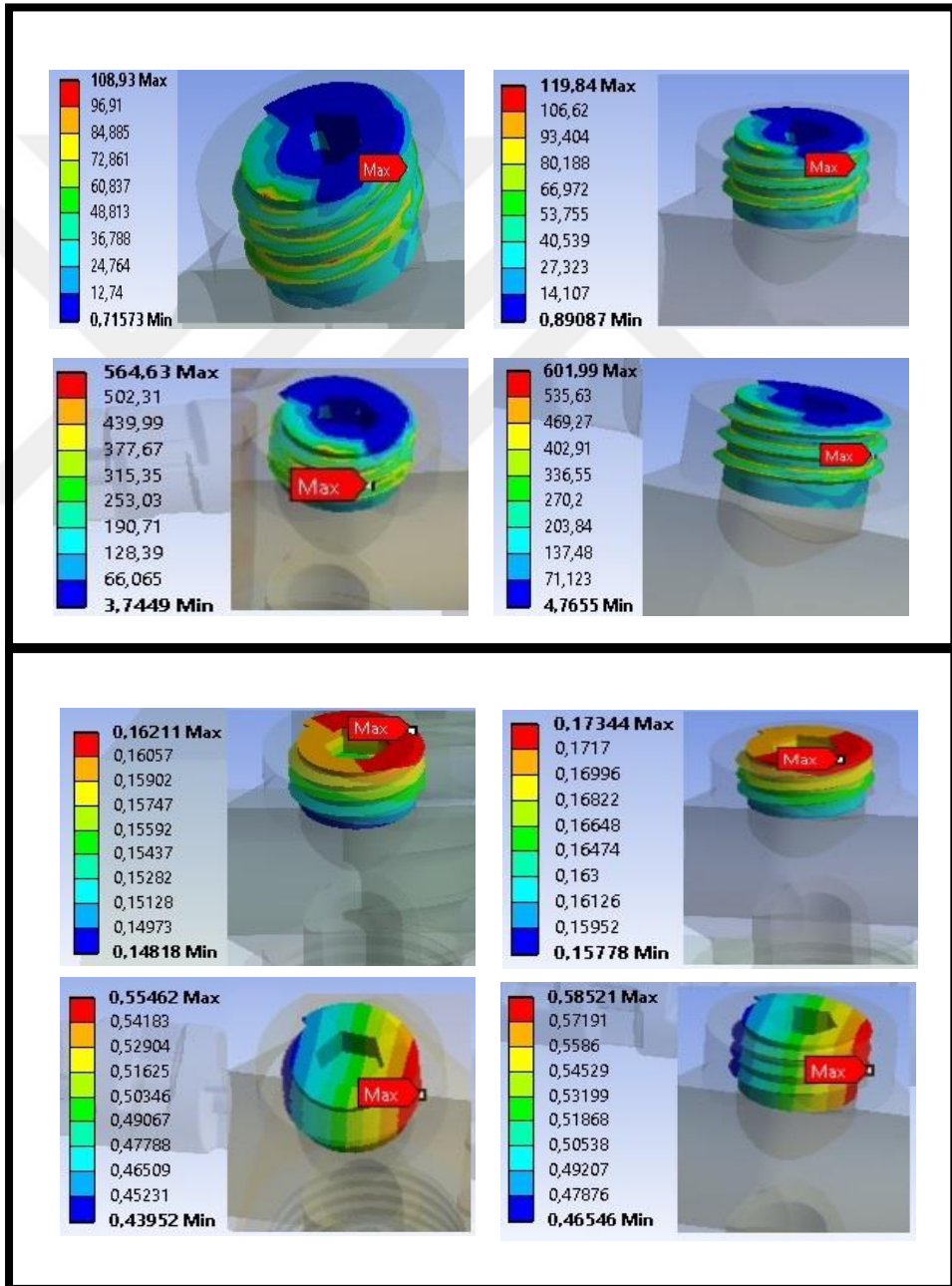
rod içinde birbirine yakın bölgelerde maksimum – minimum gerilme değerleri görülmüştür.



Şekil 4.15. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları

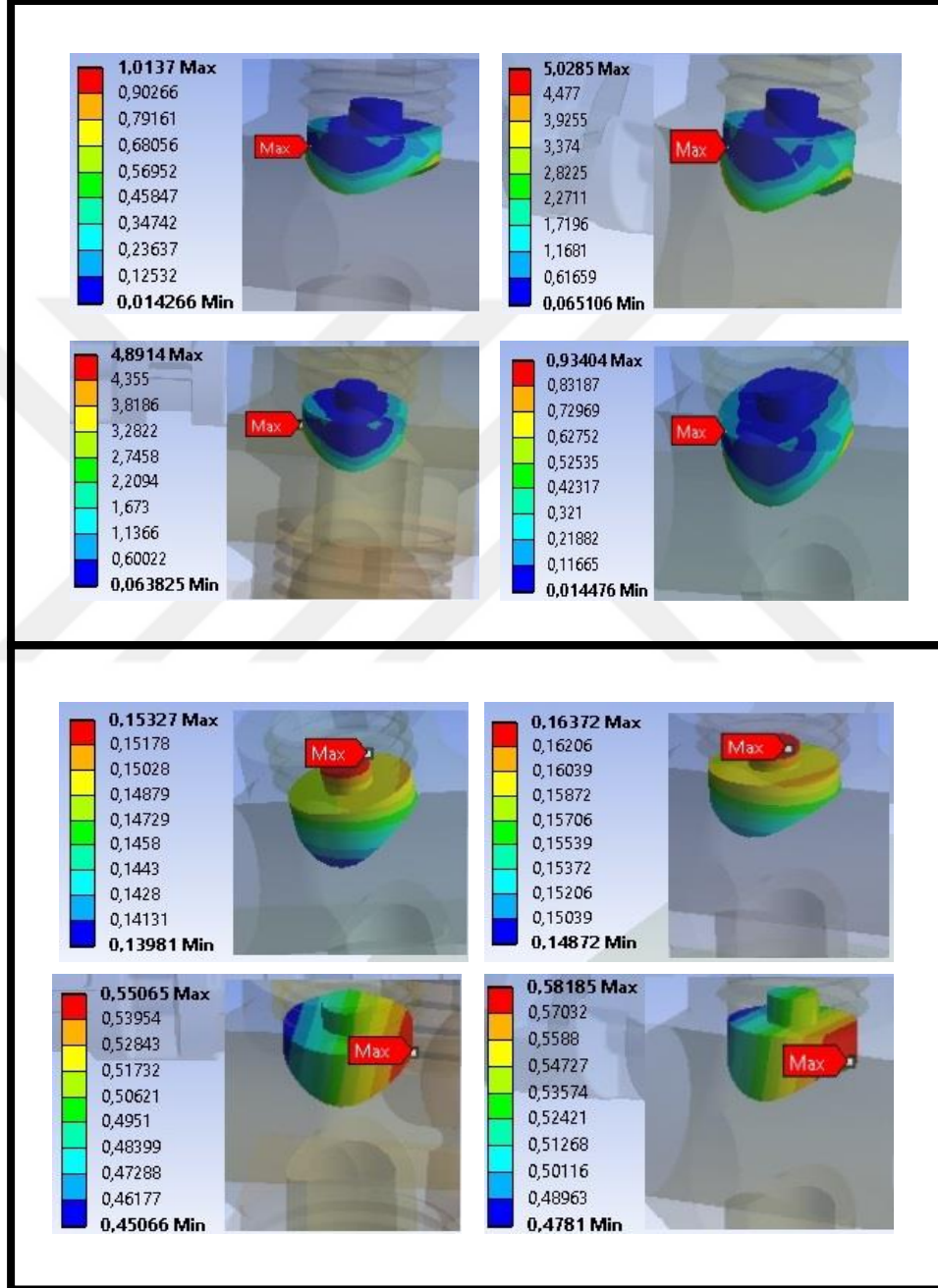
4.2.2. Yeni sistem

Çekme yüküne maruz kalan ayar vidalarında diş dipleri kritik gerilme değerlerinin elde edildiği kısımlardır (Şekil 4.16). Gerilme dağılımı parçaların her biri için oldukça dengelidir. Parça-1 elemanına temas noktalarında en küçük gerilmeler oluşmuştur.



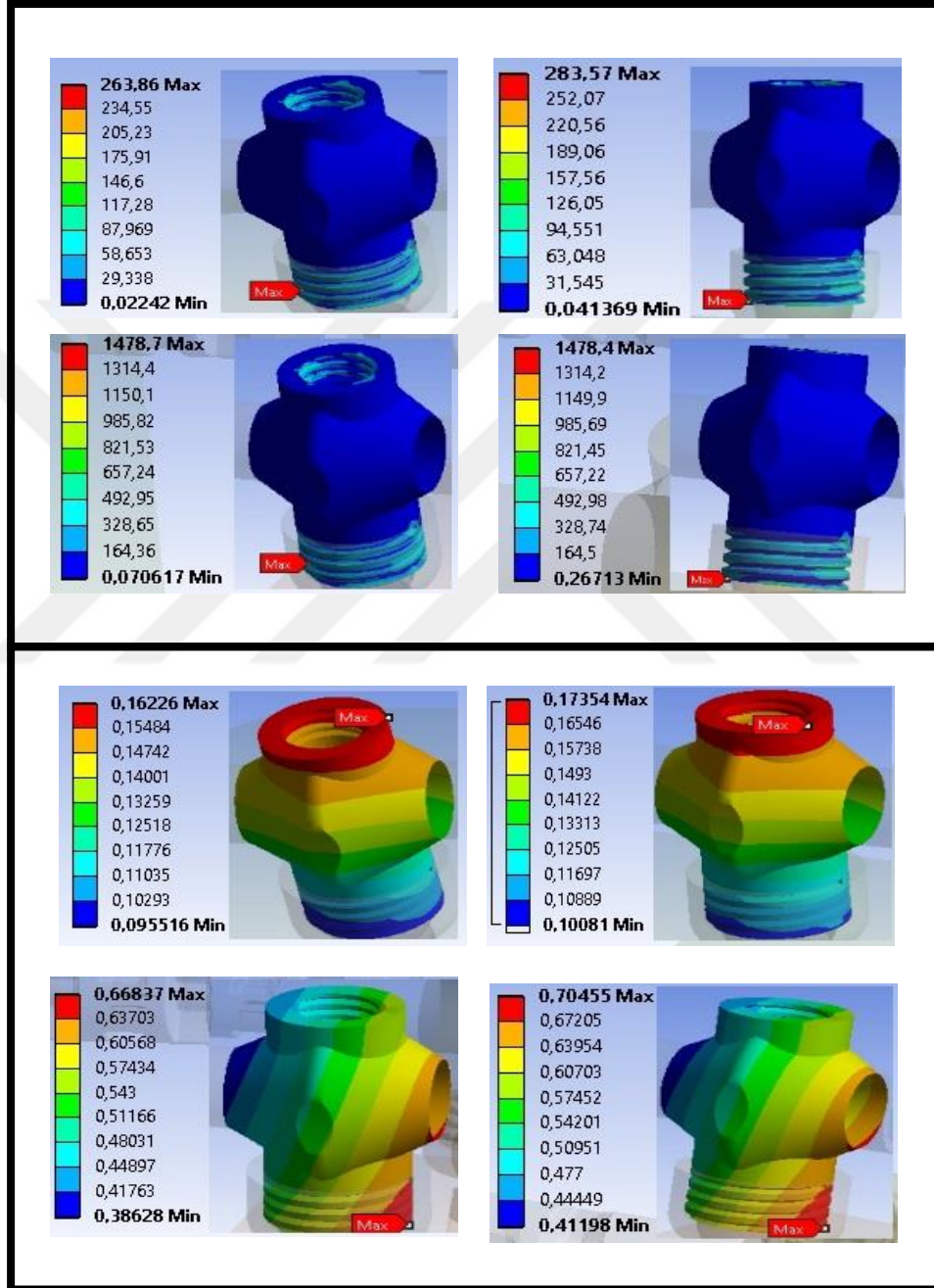
Şekil 4.16. Ayar vidalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Şekil 4.17'de görüldüğü gibi yeni sisteme ait parça-1 parçalarında gerilme değerleri iç yüzeye doğru yoğunlaşmıştır.

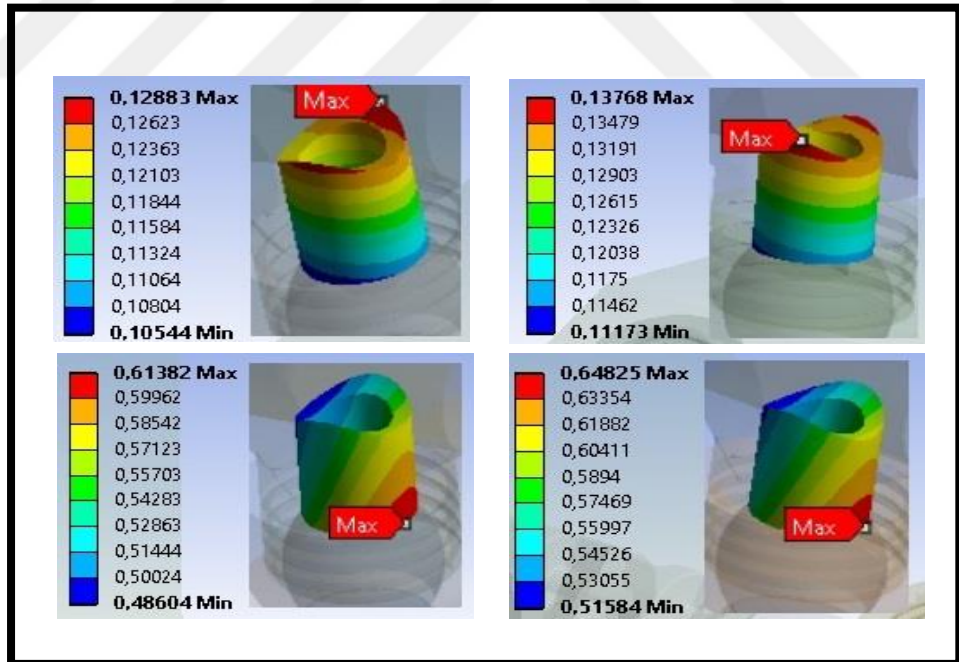
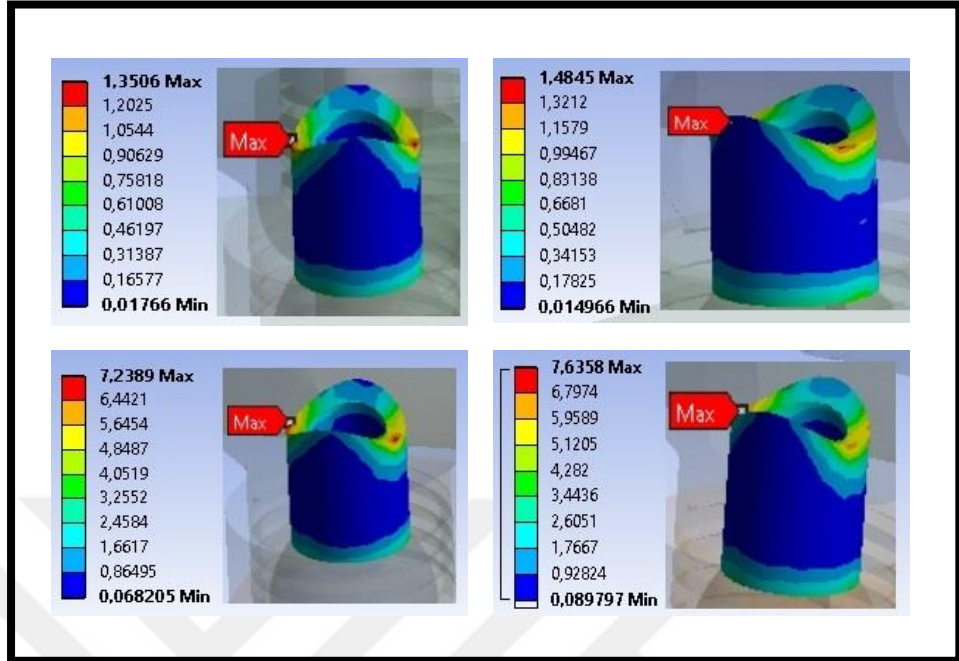


Şekil 4.17. Parça-1 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Vida başlığına ait iç ve dış vida kanallarında ortalamanın üzerinde gerilme değerleri elde edilmiştir. Rod elemanın sistemi ayırma riski yoktur.

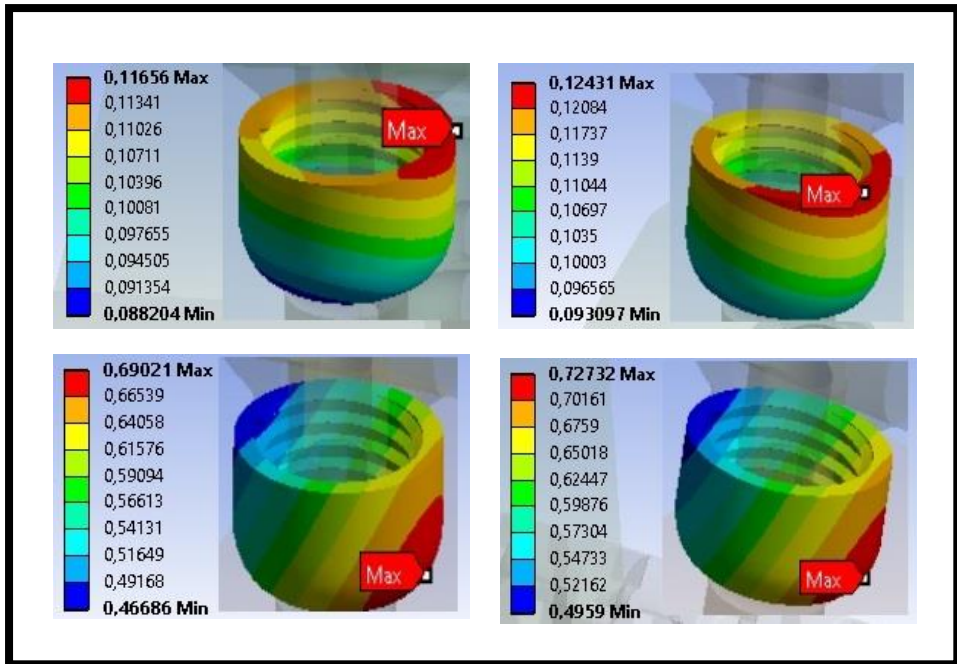
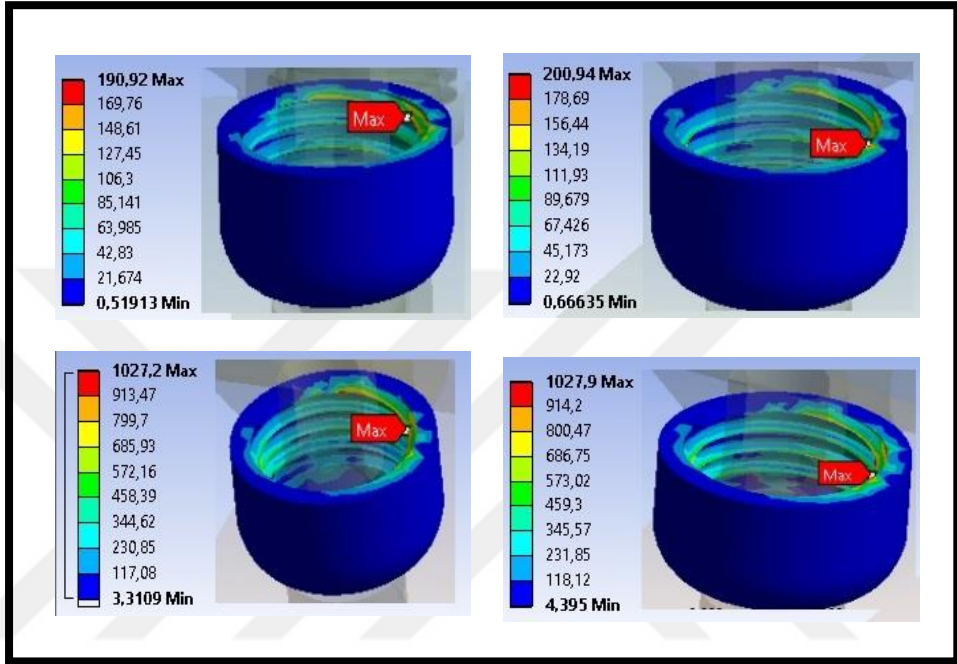


Şekil 4.18. Vida başlıklarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)



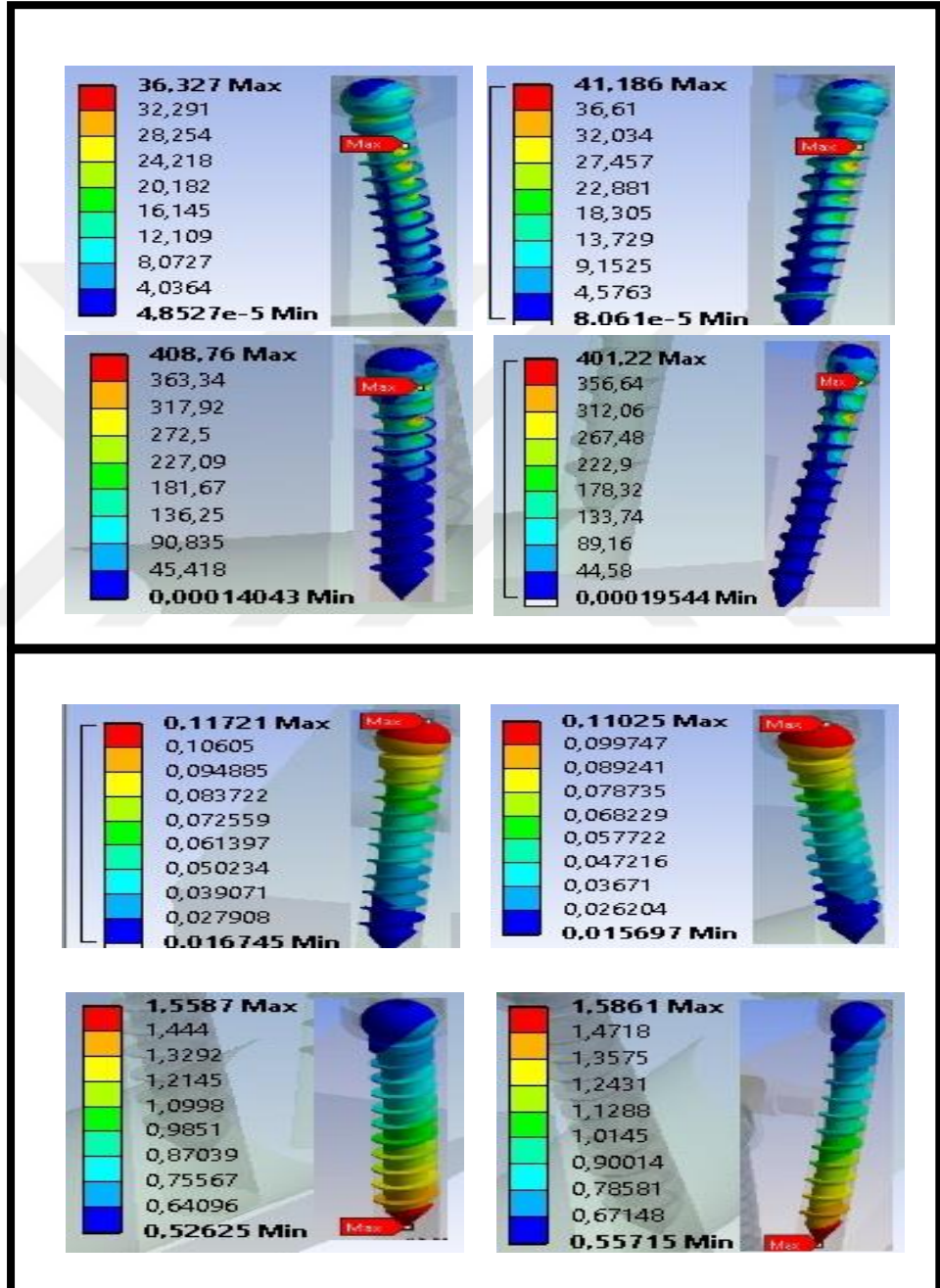
Şekil 4.19. Parça-2 elemanlarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Vida yuvasında çok eksenli vida hareketinin önüne geçecek herhangi bir kilitleme olmamıştır. Çekme kuvvetine yakın 2 yuvada noktasal gerilmelerin lokal etkisi mevcuttur.



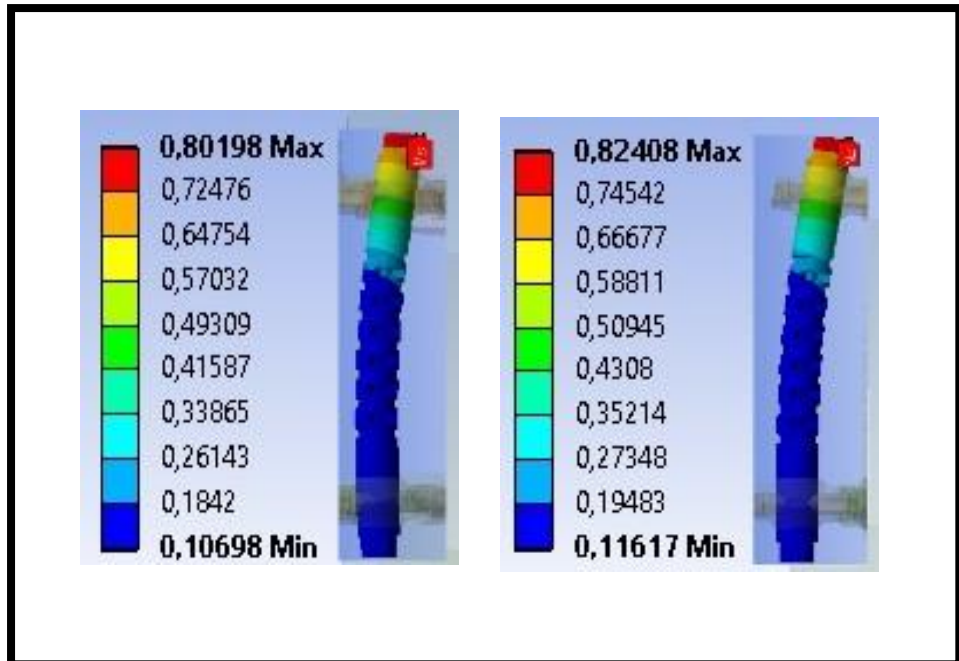
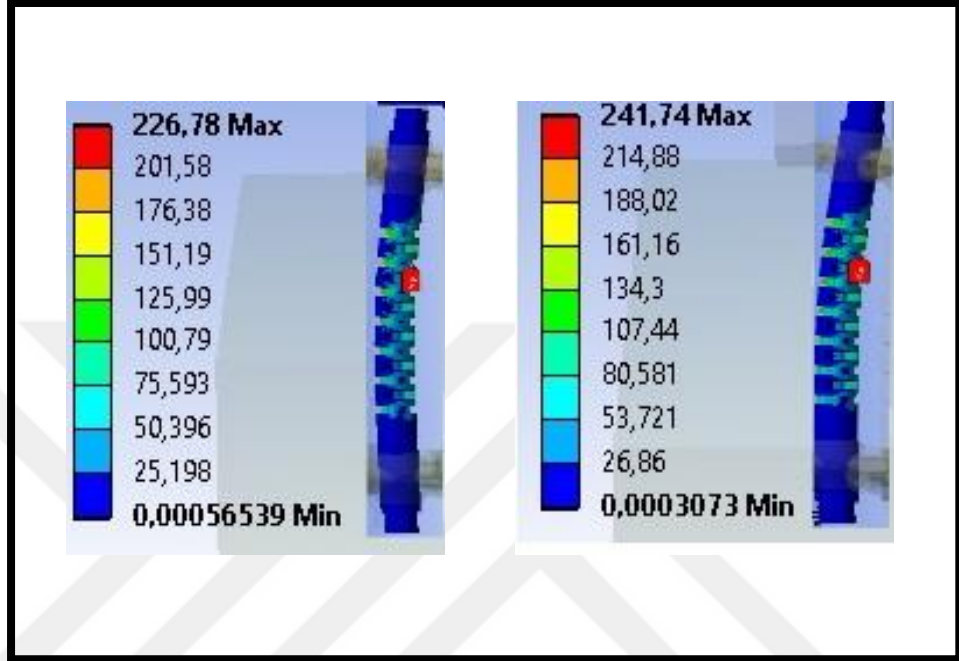
Şekil 4.20. Vida yuvalarında oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Bloklara monte edilmiş vidalarda gerilmelerin dağılımı vida konumuna göre değişiklik göstermektedir. Karşılıklı duran vidaların gerilme dağılımı benzerdir. Kuvvete uzak vidalarda daha homojen dağılım tespit edilmiştir.



Şekil 4.21. Vidalarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

Rodlara açılan kanallarda görülen gerilmeler yine aynı bölgedeki deformasyonu etkilememiştir. Deformasyon miktarlarının artışı uç bölgeye doğru gerçekleşmiştir.



Şekil 4.22. Rodlarda oluşan gerilmeler ve deformasyon miktarları (yeni sistem)

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında tamamen omurga hasarlarının giderilmesi için yeni bir tasarıma sahip spinal implant geliştirilmiş ve tasarlanan implantın sonlu elemanlar metodu ile biyomekanik analizi yapılmıştır. Omurgada meydana gelen hasar ve duruş bozukluklarını gidermek amacıyla cerrahi operasyon tercih edildiğinde invaziv spinal implantlar en yaygın kullanıma sahip tıbbi enstrümanlar olarak karşımıza çıkmakta ve literatürde yer alan çalışmalarda omurga bölgesi ve hasar çeşidine göre farklı geometri ve ölçülerde implantların tercih edildiği görülmektedir. Ancak her farklı sistemin avantajlarının yanı sıra dezavantajları da vardır. Geleneksel pedikül vida/rod sisteminin en büyük avantajı kolay implante edilebilen bir tasarıma sahip olmasıdır. Bu tasarımın basit geometrisi beraberinde birçok eksiklik getirmiştir. Bu tür eksikliklerin tespiti in vivo- in vitro test ortamlarında yapılmaktadır. Günümüz teknolojisinin getirdiği imkanlardan faydalanılarak erken kontrol mekanizmaları oluşturulmuştur. Maliyet ve zaman parametreleri açısından ciddi derecede tasarrufa vesile olan bilgisayar ortamında yapılan çizim ve analizler, gerçek test ortamına katkı sağlayacak anlamlı sonuçlar vermektedir. İmplant sisteminin talaşlı üretiminden önce bilgisayar ortamında SolidWorks gibi bir programda çizilmesi ile elde edilen üç boyutlu görüntü elle çizilmiş bir teknik resimden çok daha fazla fikir vermektedir. Bu modelin sonlu elemanlar analizi ile sanal bir teste sokulması implantın mekanik davranışının elde edilmesi noktasında gerçek test sistemlerine yakın verilerin toplanmasını sağlar. Bu çalışmada da tamamen özgün değerlerde bir geometri geliştirilmiş ve ANSYS programı kullanılarak sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Aşağıda yeni çizilen geometrinin avantajları ve analiz sonuçları detaylandırılmıştır.

Geleneksel pedikül vida anlayışında sistem; vida, ayar vidası ve vida başlığından ibarettir. Vida başlığı ile vida arasındaki montaj şekli vidaya çok eksenli hareket kabiliyeti kazandırır. U profiline sahip vida başlığına rod elemanı kanüle olur. Ayar vidası vasıtasıyla da rod sabitlenir. Mevcut bu işleyişte cerrahi müdahalenin sonrasında iyileşme sürecini olumsuz etkileyen pek çok eksik vardır. Bu eksikliklerin başında ayar vidası ile rodun teması sonucu aşınma riski gelir. Uzun süreli kullanımda rodun eksenel

hareketi parçalarda aşınmaya sebebiyet verir ve sonuçta bu aşınma sistemde fonksiyon kaybına vesile olur. U profile sahip vida başlığı rodu tam sarmaz. Yuvasına tam olarak oturmayan rod ayar vidasına olması gerekenden fazla kuvvet uygular. Bu nedenle vida dişlerinde kırılma meydana gelebilir. Cerrah tarafından konumlandırılan çok eksenli vida başlığı geleneksel vida modelinde daha fazla yük taşır ve yorulma ömrü olumsuz etkilenir.

Bu çalışmada tasarlanan sistemde özel geometriye sahip vida başlığı rodu tam kavrar. Tam kavranmış rod vida başlığı ile bütünlük gibi hareket eder. Bu durum yorulma ömrüne pozitif katkı sağlar. UHMPWE kullanılan parça-1 ve parça-2 elemanları bu noktada rodu destekler. Böylelikle metal-metal çifti arasındaki aşınmanın önüne geçilmiştir. Parça-1 elemanı ayar vidasına destek verecek şekilde konumlandırıldığından dişlerde hasar seviyesi düşer. Yeni bir parça olarak sisteme dahil edilen vida yuvası vida başlığının rijitliğine katkı sağlar.

Geleneksel sistemlerde kullanılan düz rod oldukça rijittir. Bu durum özellikle skolyoz gibi vida sayısının fazla olduğu ve omur boyunca uzanan rodun kullanıldığı durumlarda hasta konforunu olumsuz yönde etkiler. Yapılan çalışmada düz rod yerine tasarlanan kanallı rod sisteme esneklik kazandırır. Hastanın gündelik aktiviteleri esnasında oluşan omurga hareketlerini daha az kısıtlar.

Bu tez çalışması kapsamında yapılan sonlu elemanlar analizine göre rod elemanın yerleştiği yuvanın desteklenmesinde polimerik ek parçaların kullanımı olumlu etki oluşturmuştur. Bu etki vidalarda meydana gelen gerilmelerin düşmesini sağlamıştır. Böylelikle kemikle direk temas halinde olan vidaların omurlara verebileceği hasar riski azaltılmıştır. Parça-1 ve parça-2 elemanlarında oluşan küçük gerilmeler bu parçalarda meydana gelebilecek hasar miktarının düşük olduğunu göstermiştir. Yüksek gerilmelerin olduğu yerler önceden tahmin edilen parçalarla sınırlı kalmıştır. Aşağıda vurgulanan takviyelerle tüm sistemin mekanik etkilere karşı performansı artırılabilir.

Noktasal gerilmelerin yüksek olduğu bölgelerde yapılacak küçük geometrik değişiklerle gerilme dağılımı düzenlenebilir. Çekme ve basma testine ek olarak yorulma analizi yapılması özellikle rod elemanın hasar tespitinde önemli rol oynamakta ve ayrıca implant testinin in vivo ortamda gerçekleştirilebilmesi omur – implant ilişkisinde tüm kuvvet ve momentlerin etkisinin gözlenebilmesini sağlamaktadır. Böylece omurun karmaşık madde dokusunun implanttaki başarı oranına etkisi kolaylıkla görülür. İmplant malzemesi olarak kompozitlerin tercihinin hasta konforu ve biyomekanik başarı üzerine etkisi incelenebilir.



KAYNAKLAR

- Adams, M. A., Hutton, W. C., 1981. The Relevance of Torsion to The Mechanical Derangement of The Lumbar Spine. *Spine*, 6:241.
- Adams, M. A., Hutton, W.C.,1982.Prolapsed Intervertebral Disc. A Hyperflexion Injury. *Spine*. 7 (3) :184. 1982.
- Albee, F.H., 1972.The classic: Transplantation of a Portion of the Tibia into the Spine for Pott's Disease. A Preliminary Report. *JAMA* 57:885, 1911. *Clin Orthop Relat Res* 87:5–8
- Anrig, C., , Plaughter, G., 1998. *Pediatric Chiropractic*, 16, 646, Williams and Wilkins.
- Arand M., Wilke H.J., Schultheiss M., Hartwig, E., Kinzl L., Claes L., 2000. Comparative Stability of the “Internal Fixator” and the “Universal Spine System” and the Effect of Crosslinking Transfixating Systems. A Biomechanical in Vitro Study. *Biomed Tech (Berl)* 45: 311–316.
- Atalay, B., 2015 Kifoz. <http://basaratalay.com/kifoz-kamburluk> (10.11.2015).
- Bassem, A.,G., 2015. Types of Spinal Tumors, Vertical Health <http://www.spineuniverse.com/resource-center/spinal-tumors/types-spinal-tumors> (10.11.2015).
- Benzel, E. C., 2012. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management Third Edition*. Saunders, an imprint of Elsevier Inc., 22, Philadelphia, PA 19103-2899.
- Benzel, E. C., 2012. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management Third Edition*. Saunders, an imprint of Elsevier Inc., 22, Philadelphia, PA 19103-2899.
- Boucher, H.H., 1959. A Method of Spinal Fusion. *J Bone Joint Surg Br* 41B:248–259.
- Burns, B.H., 1933. An Operation for Spondylolisthesis. *Lancet*, 224:1233–1239.
- Callister, W.D., Rethwisch, D.G., 2014. *Materials Science and Engineering*. 890-916.
- Dick, W., Kluger, P., Magerl F.,Woersdorfer, O., Zach G., 1985. A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the fixateur interne. *Paraplegia* 23:225–232.
- Dvorak, M., MacDonald, S., Gurr, K.R., Bailey, S.I., Haddad, R.G., 1993. An Anatomic, Radiographic, and Biomechanical Assessment of Extrapedicular Screw Fixation in the Thoracic Spine. *Spine*. 18:1689–1694.
- Ermış, M.N., 2011. Omurga Tümörleri ve Enfeksiyon. http://nurullahermis.com/omurga_tumorleri_ve_enfeksiyon-detaylar-23.aspx (10.11.2015).
- Frost, H.,M., 2004. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthod* (1) 74, 3-15.
- Gomleksiz, C., Sasani, M., Oktenoglu, T., Ozer, A., F., 2012. A Short History of Posterior Dynamic Stabilization, *Advances in Orthopedics* 2012, 12.
- Graf, H., 1992. Lumbar instability. *Rachis* 412:123–137.
- Gregory J.S., 2011. *The Human Body How It Works The Skeletal And Muscular Systems*, Chelsea House An imprint of Infobase Publishing, 17, New York.

- Halvorson, T.L., Kelley, L.A., Thomas, K.A., Whitecloud, T.S., 3rd, Cook, S.D., 1994. Effects of Bone Mineral Density on Pedicle Screw Fixation. *Spine* 19:2415–2420.
- Haschtmann, D., Ferguson, S.J., 2008. *Spinal Instrumentation. Spinal Disorders Fundamentals of Diagnosis and Treatment*, Boos, N., Aebi, M. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 67-90.
- Hibbs, R.A., 1964. The Classic: the Original Paper Appeared in the *New York Medical Journal* 93:1013, 1911. I. An Operation for Progressive Spinal Deformities: a Preliminary Report of Three Cases from the Service of the Orthopaedic Hospital. *Clin Orthop Relat Res* 35:4–8
- Hirsch, C., 1955. The Reaction of Intervertebral Discs to Compression Forces. *J. Bone Joint Surg.* 37 A:1188.
- Juraj, A., Petr, P., Katarina, G., 2002. *Atlas of Human Skeletal Anatomy*.
- Kandziora, F., Schleicher, P., Scholz, M., Pflugmacher, R., Eindorf, T., Haas, N.P., Pavlov, P.W. 2005 Biomechanical Testing of the Lumbar Facet Interference Screw. *Spine* 30:E34–39.
- Keaveny, T.M., Buckley, J.M., 2006. *Biomechanics of Vertebral Bone. Spine Technology Handbook*, Kurtz, S.M., Edidin, A.A., Elsevier Academic Press, 63-98.
- Kilincer, C., Steinmetz, M.P., Sohn, M.J., Benzel, E.C., Bingaman, W., 2005. Effects of Age on the Perioperative Characteristics and Short-term Outcome of Posterior Lumbar Fusion Surgery, *J Neurosurg Spine*, 3(1):34-9.
- Kurt, S.M., Edidin, A.A., 2006. *The Basic Tools and Terminology of Spine Treatment. Spine Technology Handbook*, Kurtz, S.M., Edidin, A.A., Elsevier, USA, 7.
- Magerl, F.P., 1984. Stabilization of the Lower Thoracic and Lumbar Spine with External Skeletal Fixation. *Clin Orthop Relat Res* 189:125–141.
- Miller, J. A. A., Schmatz, C., Schultz, A. B., 1988. Lumbar Disc Degeneration: Correlation with Age, Sex and Spine Level in 600 Autopsy Specimens. *Spine*. 13 (2):173.
- Montesano, P.X., Magerl, F., Jacobs, R.R., Jackson, R.P., Rauschnig, W., 1988. Translaminar Facet Joint Screws. *Orthopedics* 11:1393–1397.
- Nachemson, A., Morris, J., M., 1964. In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. *J. Bone Joint Surg.* 46:1071. (An important paper describing the in vivo loads on the lumbar discs in different physiological postures and activities.)
- Nachemson, A., 1960. Lumbar Interdiscal Pressure. *Acta Orthop. Scand.* Suppl. 43.
- Naderi, S., Benzel E.C., 2012. *History of Spine Surgery. Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 3-20.
- Naderi, S., Kshetry V.R., Gulec, İ., Benzel E.C., 2012. *History of Spine Biomechanics. Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 30-42.
- Oda, I., Abumi, K., Sell, L.C., Haggerty, C.J., Cunningham, B.W., McAfee, P.C., 1999. Biomechanical Evaluation of Five Different Occipito-Atlanto-Axial Fixation Techniques. *Spine* 24:2377–2382.

- Panjabi, M.M., White III. A.A., 1990. Physical Properties and Functional Biomechanics of the Spine. *Clinical Biomechanics of the Spine*. White III, A.A., Panjabi M.M., Lippincott Company Philadelphia, Pennsylvania 19105, 1-76.
- Panjabi. M. M .. Duranceau, J., Takata, K., Federico. D., Oxland. T .. and Goel. V., 1989. Human Thoracic Vertebrae. Quantitative Three-Dimensional Anatomy of the Human Thoracic Vertebrae. *Spine*.
- Prasad, P .. King. A. I. Ewing, C.L., 1974. The Role of Articular Facets During + Gz Acceleration. *Appl. Mech .. 4 1 :321*.
- Rathonyi, G.C., Oxland, T.R., Gerich, U., Grassmann, S., Nolte, L.P., 1998 The Role of Supplemental Translaminar Screws in Anterior Lumbar Interbody Fixation: A Biomechanical Study. *Eur Spine J 7:400–407*.
- Rhee, J. M. Park, J.B., Yang, J.Y., Riew, D.K., 2005. Indications and Techniques for Anterior Cervical Plating. *Indications and Techniques for Anterior Cervical Plating Department of Orthopaedic Surgery, (4), 53, 433-439*.
- Schultz, A., Andersson, G., Haderspeck, K., Ortengren, R., Nordin, M., Bjork, R., Analysis and Measurement of Lumbar Trunk Loads in Tasks Involving Bends and Twists. *J. Biomech, J 5 :669, 1982*.
- Smith, G.W., Robinson, R.A., 1958. The Treatment of Certain Cervical-Spine Disorders by Anterior Removal of the Intervertebral Disc and Interbody Fusion. *J Bone Joint Surg Am 40-A:607–624*.
- Stewart G.J., 2009. Bones and Other Skeletal Components. *The Human Body How It Works The Skeletal And Muscular Systems*, Chelsea House An imprint of Infobase Publishing, New York , 14-24.
- Tsantrizos, A., Andreou, A., Aebi, M., Steffen, T., 2000. Biomechanical Stability of Five Standalone Anterior Lumbar Interbody Fusion Constructs. *Eur Spine J 9:14–22*.
- Tsantrizos, A., Baramki, H.G., Zeidman, S., Steffen, T., 2000. Segmental Stability and Compressive Strength of Posterior Lumbar Interbody Fusion Implants. *Spine 25:1899–1907*.
- Verma K., Houten J.K., Errico T.J., 2012. History of Spinal Instrumentation: The Modern Era. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 21-29.
- Von Stempel, A., Moosmann, D., Stoss, C., Martin, A., 2006. Stabilization of the Degenerated Lumbar Spine in the Nonfusion Technique with Cosmic Posterior Dynamic System. *WSJ (1) 40-47*.
- Wardak, Z., Lavelle, E.D., Kistler, B.J., Lavelle, W.F., 2012. Functional Anatomy of the Spine. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 55-62.
- Wardak, Z., Lavelle, E.D., Kistler, B.J., Lavelle, W.F., 2012. Functional Anatomy of the Spine. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 56.
- Wardak, Z., Lavelle, E.D., Kistler, B.J., Lavelle, W.F., 2012. Functional Anatomy of the Spine. *Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, & Management*, 3rd ed., Ed: Benzel, E.C. Elsevier Saunders, Philadelphia, 55-70.

ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Erzurum’da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Erzurum Tatbikat İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimini Erzurum Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2009 yılında girdiği Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesinden, 2013 yılında Makine Mühendisi ünvanı ile mezun oldu. Aynı yıl Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı.

